

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA DE FÍSICA



TRABAJO DE GRADUACIÓN

Estudio de los efectos dosimétricos asociados a los errores del montaje durante un control de calidad anual para un linac Elekta Synergy de 6 MV de modalidad fotones en el centro nacional de radioterapia del Ministerio de Salud de El Salvador

Presentado por:
Roberto Carlos Aparicio Guatemala

Para optar el grado de:
Licenciado en física

Ciudad Universitaria “Dr. Fabio Castillo”, 18 de octubre de 2023

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA DE FÍSICA



TRABAJO DE GRADUACIÓN

Estudio de los efectos dosimétricos asociados a los errores del montaje durante un control de calidad anual para un linac Elekta Synergy de 6 MV de modalidad fotones en el centro nacional de radioterapia del Ministerio de Salud de El Salvador

Presentado por:

Roberto Carlos Aparicio Guatemala

Para optar el grado de:

Licenciado en física

Docente asesor:

Lic. Melvyn José Hernández Campos

Asesor externo:

MSc. Kevin Ulises Vega Mena

Ciudad Universitaria "Dr. Fabio Castillo", 18 de octubre de 2023

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA DE FÍSICA



TRABAJO DE GRADUACIÓN

Estudio de los efectos dosimétricos asociados a los errores del montaje durante un control de calidad anual para un linac Elekta Synergy de 6 MV de modalidad fotones en el centro nacional de radioterapia del Ministerio de Salud de El Salvador

Presentado por:

Roberto Carlos Aparicio Guatemala

Para optar el grado de:

Licenciado en física

TRIBUNAL CALIFICADOR:

Jurado interno:

PhD. Rafael Antonio Gómez Escoto

Jurado externo:

MSc. Claudia Beatriz Domínguez de Mata

Ciudad Universitaria "Dr. Fabio Castillo", 18 de octubre de 2023

Autoridades universitarias

Universidad de El Salvador

Rector

M.Sc. Juan Rosa Quintanilla Quintanilla

Vicerrectora Académica

Dra. Evelyn Beatriz Farfán Mata

Vicerrector Administrativo

M.Sc. Roger Armando Arias Alvarado

Secretario General

Lic. Pedro Rosalío Escobar Castaneda

Fiscal General

Lic. Carlos Amilcar Serrano Rivera

Facultad de Ciencias Naturales y Matemática

Decano

Dr. Luis Gilberto Parada Gómez

Vicedecano

Dr. José Nery Funes Torres

Secretario

M.Sc. Ángela Gudelia Portillo de Pérez

Director de la Escuela de Física

Dr. Rafael Antonio Gómez Escoto

Ciudad Universitaria "Dr. Fabio Castillo", 18 de octubre de 2023

A mis padres.

Agradecimientos

Agradezco a mis padres, Roberto y Silvia, por su inmensurable apoyo, por procurar que tenga las mejores condiciones para estudiar. A mis hermanos: Amílcar y Karen, por brindarme la más agradable compañía, escucharme y aconsejarme.

A los docentes de la escuela de física, por contribuir a mi formación, al lic. Melvyn Hernández por apoyar esta investigación y brindarme su confianza.

Agradezco inmensamente a Kevin Vega por darme de su tiempo para poder realizar esta investigación, por su paciencia y sus enseñanzas, por convertirse en más que en un asesor de confianza, en un amigo y por preocuparse de la formación integral de los estudiantes en física médica.

A las autoridades del Centro Nacional de Radioterapia y su personal, por permitirme hacer uso de sus instalaciones y equipo para poder realizar esta tesis.

Al lic. AJ y a la lic. Rosita, por cuidar de mí y aconsejarme, por enseñarme de radioterapia y entenderme como estudiante de física, por hacerme sentir querido y apoyarme.

A mis amigos de la carrera, en especial a José e Isaías, por todos estos años, porque juntos ¡lo logramos hasta el final! Con su apoyo lo difícil era posible... Y las risas nunca faltaron.

A Keren Ventura, por ser mi confidente, por estar todos los días, porque juntos cambiamos, crecimos. Por brindarme apoyo, comprenderme y siempre darme palabras de amor sincero.

A mis otros hermanos, Luis y Enrique Pineda, por ser muy buenos amigos y que a pesar de las vueltas que de la vida y el tiempo, siempre conectamos. Y finalmente a todos mis amigos y personas que han sido importantes en mi vida.

Índice general

Resumen	v
Introducción	v
1. Fundamentos	1
1.1. Generalidades de las radiaciones ionizantes	1
1.2. Interacción de partículas cargadas con la materia.	3
1.3. Descripción general de la radiación	4
1.3.1. Fluencia de partículas	4
1.3.2. Fluencia de energía	5
1.3.3. Exposición y kerma	5
1.3.4. Dosis absorbida	7
1.3.5. Relación entre Kerma y Dosis Absorbida	8
1.3.5.1. Equilibrio de partícula cargada	9
1.3.6. Relación de entre la fluencia y dosis para electrones	11
1.4. Teoría de la cavidad	12
1.4.1. Teoría de Bragg-Gray	13
1.4.2. La modificación de Spencer-Attix a la teoría de Bragg-Gray	13
2. Descripción de un acelerador lineal clínico	15
2.1. Funcionamiento de un linac	16
2.2. Parte I: Componentes generadores de la radiación	17
2.2.1. Fuente de microondas	17
2.2.2. Guía de ondas viajera	19
2.2.3. Cañón de electrones	20
2.2.4. Direccionamiento y enfoque del haz de electrones	21
2.2.5. Imanes de direccionamiento del haz de electrones	22
2.3. Parte II: Componentes del cabezal	24
2.3.1. “Blanco” para la producción de rayos X.	24

2.3.2.	Filtro aplanador	25
2.3.3.	Indicador visual de posicionamiento del haz	25
2.3.4.	Sistema de colimadores	26
2.3.5.	Colimadores multihojas	27
3.	Aspectos dosimétricos evaluados en un control de calidad anual	29
3.1.	Caracterización de los haces de fotones	29
3.1.1.	Funciones que expresan el grado de penetrabilidad del haz de radiación en un medio homogéneo	31
3.1.1.1.	Porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD)	31
3.1.1.2.	Razón Tejido-fantoma (TPR)	33
3.1.1.3.	Perfiles de campo	34
3.2.	Medida de la dosis: detectores de radiación	38
3.2.1.	Cámaras de ionización	38
3.2.1.1.	Principio de operación	38
3.2.1.2.	Tipos de cámaras de ionización	40
3.2.1.3.	Cámara cilíndrica	41
3.2.2.	Dosímetros semiconductores	42
3.2.2.1.	Efecto direccional	44
3.2.3.	Dosimetría con diodos	44
3.3.	Determinación de la dosis absoluta en condiciones de referencia	46
3.3.1.	Códigos de práctica basados en las calibraciones de dosis absorbida a agua	47
3.3.1.1.	Sobre los factores de perturbación	49
3.3.1.2.	Perturbación producida por la cavidad	49
3.3.1.3.	Perturbación producida por la pared de la cámara	50
3.3.1.4.	Perturbación producida por el electrodo central	51
3.3.1.5.	Perturbación producida por el desplazamiento del medio (p_{dis})	51
3.4.	Determinación de dosis absorbida para haces de megavoltaje con el TRS-398	53
3.4.1.	Magnitudes de influencia	53
3.4.2.	Factor de corrección por presión, temperatura y humedad	54
3.4.3.	Factor de corrección por polaridad	55
3.4.4.	Factor de corrección por recombinación	55
3.4.4.1.	Determinación del factor k_s para radiación pulsada: el método de las dos tensiones	56
3.4.5.	Corriente de fuga	57
3.4.6.	Efecto tallo	57
3.4.7.	Índice de calidad del haz	57

3.4.8.	Valores de k_{Q,Q_0}	59
3.4.9.	Determinación de la dosis absorbida en agua	60
3.5.	Dosimetría relativa	61
3.5.1.	Selección de detectores	63
3.5.2.	Dosis relativas a la profundidad	64
3.5.3.	Perfiles de campo	65
3.6.	Dosimetría de campos pequeños (aspectos de interés)	67
3.7.	Controles de calidad en radioterapia	68
3.7.1.	Aspectos mecánicos	71
3.7.2.	Aspectos dosimétricos	73
3.7.3.	Control de calidad anual	73
3.8.	Incertidumbre en radioterapia	75
3.9.	Análisis Gamma	77
4.	Metodología	81
4.1.	Metodología general para la dosimetría relativa	82
4.2.	Metodología general para la dosimetría absoluta	91
4.3.	Metodología de las medidas dosimétricas con errores en el montaje	99
4.3.0.1.	Implementación del análisis gamma	102
5.	Resultados y Discusión	105
5.1.	Variaciones del ángulo de brazo	105
5.1.1.	Simetría ante variaciones del ángulo de brazo	109
5.1.2.	Planicidad ante variaciones del ángulo de brazo	111
5.1.3.	Efecto en las curvas PDD ante variaciones de brazo	112
5.2.	Variaciones en ángulo de colimador	113
5.2.1.	Simetría ante variaciones en colimador	114
5.2.2.	Planicidad ante variaciones en colimador	115
5.2.3.	Efecto en las curvas PDD ante variaciones de colimador	116
5.3.	Variaciones del ángulo de inclinación del fantoma	116
5.3.1.	Simetría ante variaciones del ángulo de inclinación del fantoma	119
5.3.2.	Planicidad ante variaciones del ángulo de inclinación del fantoma	120
5.3.3.	Efecto en las curvas PDD ante variaciones en el ángulo del fantoma	121
5.4.	Variaciones de SSD	122
5.4.1.	Simetría ante variaciones de SSD	124
5.4.2.	planicidad ante variaciones de SSD	124
5.5.	Efecto en las curvas PDD ante variaciones de SSD	125
5.6.	Comportamiento de la penumbra ante los errores del montaje	126

5.7. Efecto de los errores del montaje en la determinación de la dosis absorbida en agua	129
5.7.1. $TPR_{20,10}$ obtenido con errores en el montaje	130
Conclusiones	131
Bibliografía	132
Apéndices	A1
Resultados de análisis gamma a distribuciones de dosis	A1
Resultados de determinación de dosis absoluta	B1

Resumen

Un acelerador lineal clínico, conocido como *linac*, es un equipo utilizado en centros de radioterapia para el tratamiento de personas con cáncer. Este dispositivo está compuesto por una variedad de componentes que permiten la generación de rayos X de megavoltaje. El linac cuenta con elementos que se ajustan de manera específica durante el proceso de tratamiento, algunos de estos son: *el brazo*, *el colimador* y *la distancia de la fuente a la superficie (SSD)*, los cuales se configuran de acuerdo con las necesidades de cada paciente. Los físicos médicos clínicos son los encargados de realizar pruebas de control de calidad en los linacs para garantizar que tanto las características geométricas del equipo como el comportamiento dosimétrico del haz de radiación se mantengan dentro de tolerancia. Estas pruebas se realizan de manera mensual y anual, utilizando detectores de radiación que se introducen en un *fantoma de agua*, para evaluar el comportamiento puntual y espacial de la dosis.

En este estudio, se investigaron los efectos dosimétricos asociados con la inexactitud en los componentes del linac y en el equipo de medición dosimétrica (*errores del montaje*) durante un control de calidad anual. Específicamente, se llevaron a cabo mediciones de dosis relativa: perfiles de campo y curvas de porcentaje de dosis a profundidad, además de mediciones para la determinación dosis absoluta. Se estudiaron cuatro escenarios de errores en el montaje, los cuales fueron introducidos variando ángulos del brazo, ángulo de colimador, ángulo de inclinación del fantoma de agua y SSD. Se midieron distribuciones de dosis para cuatro tamaños de campo diferentes, siendo los perfiles de campo adquiridos a cuatro profundidades y en dos direcciones de escaneo para cada configuración de error en el montaje. En total, se obtuvieron 576 distribuciones de dosis, las cuales se compararon con distribuciones base (sin variaciones en el montaje) utilizando el método del análisis gamma con un criterio de 1%/1mm. También se determinaron valores de dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia, para casos con errores en el montaje, empleando el código de práctica TRS-398. Los resultados indican que las variaciones en el ángulo del fantoma y en SSD, generan el mayor impacto en la determinación de la dosis absoluta, pudiéndose establecer que el ángulo de fantoma no debe exceder 0.5° de inclinación y que una SSD no debe exceder 3 cm de desviación respecto al valor de referencia de 100 cm para realizar las medidas. En relación con las mediciones de dosis relativa, se concluye que con variaciones desde 0.5° en el ángulo de brazo, se obtienen distribuciones con porcentajes de aceptación gamma menores del 80 %, para todos los tamaños de campo, siendo este efecto predominante en la dirección de escaneo transversal. Las variaciones en ángulo de colimador generan efectos leves en las distribuciones, obteniéndose porcentajes de aceptación gamma de hasta el 90 % para ángulos de 3° de colimador, siendo el efecto mayor para perfiles escaneados en dirección longitudinal. Los errores en el SSD, generan que con variaciones desde 0.5 cm con respecto al SSD de referencia, se afecten a las curvas de tamaño de campo grande, obteniendo porcentajes de aceptación gamma menores del 70 %. De los 3 errores en el montaje mencionados anteriormente se pueden establecer valores de tolerancia de desviaciones en la configuración de los componentes, que generan que la adquisición de las distribuciones de dosis se vean afectadas; sin embargo, esto no pudo realizarse para las variaciones de ángulo del fantoma, ya que a partir de la mínima variación estudiada (0.5°) se obtuvieron porcentajes de aceptación gamma menores del 50 %.

Introducción

La aplicación de los fundamentos, leyes, modelos y enfoques físicos en el ámbito de la salud define la disciplina conocida como física médica. Esta especialización se dedica a emplear los conocimientos y métodos de la física con el propósito de prevenir, diagnosticar y tratar enfermedades. El campo de la física médica desempeña un papel crucial en la atención sanitaria, la investigación biomédica y la optimización de prácticas médicas. Un dominio esencial donde la contribución de los físicos médicos resulta irremplazable es la radioterapia.

La radioterapia de haz externo es una terapia oncológica que emplea haces de radiación ionizante producida por un acelerador lineal (linac) para la destrucción de células cancerosas. Este tipo de tratamientos requieren la máxima exactitud y precisión para evitar daños a los tejidos sanos que rodean el cáncer. Para ello, los físicos médicos son los encargados de realizar verificaciones periódicas de los componentes del linac con el objetivo de asegurar la calidad y precisión de la dosis entregada.

Las pruebas realizadas para asegurar que la dosis entregada al paciente sea la misma a la planificada para el tratamiento, se realizan en los controles de calidad de forma periódica: diaria, mensual y anual (Alfonso et al., 2010). Las pruebas realizadas anualmente son más minuciosas y en mayor cantidad que las mensuales; en ellas, se busca determinar que la dosis y los componentes del linac estén dentro de valores de tolerancia, según lo indiquen los protocolos internacionales.

Esta investigación está enfocada en estudiar los errores del montaje durante un control de calidad anual (inexactitud de los componentes del linac y del equipo de medición dosimétrica), caracterizando los efectos que tienen los errores de montaje sobre los parámetros dosimétricos y estableciendo el comportamiento de la dosis en presencia de estos errores. Los resultados de esta investigación se podrán utilizar para mejorar el proceso de control de calidad de los linacs, que en última instancia contribuye al proceso de aseguramiento de la calidad del tratamiento brindado a los pacientes con cáncer.

Contexto

La organización panamericana de la salud (OPS) establece que el cáncer es una de las principales causas de mortalidad en el continente americano, causando, en 2020, 1.4 millones de muertes en la región, un 47 % de las cuales ocurrieron en Latinoamérica y el Caribe (Sung et al., 2021). Además, se estima que la mortalidad por cáncer en el continente americano se incrementa a 6 millones de muertes en el 2040.

El Salvador tiene una tasa de mortalidad por cáncer de 97.5 por cada 100,000 habitantes, siendo el sexo femenino más afectado con una tasa de mortalidad de 102.0 y el masculino de 91.8 por cada 100 mil habitantes (Bonilla et al., 2009). Los tipos de cáncer que tienen la mayor mortalidad son: pulmonar, prostático, gástrico, hepático y mamario, en ese orden de importancia, sin embargo, se encuentran diferencias importantes de acuerdo al sexo, para

el femenino se presentan el cáncer mamario, cérvico-uterino y hepático; para el masculino se presentan el cáncer prostático, pulmonar y gástrico. El cáncer de cerebro y del sistema nervioso central (SNC) se observa con más frecuencia en niños de edades entre 0 y 14 años (Enrique Fuentes et al., 2015).

La radioterapia es actualmente un componente esencial en el tratamiento de pacientes con cáncer, ya sea sola o en combinación con cirugía o quimioterapia, tanto para finalidades curativas como paliativas. De los pacientes con cáncer que se curan, se estima que el 49 % se cura con cirugía, alrededor del 40 % con radioterapia sola o combinada con otras modalidades, y el 11 % con quimioterapia sola o combinada (Rosenblatt and Zubizarreta, 2017).

Según WHO/IAEA (2021), más de la mitad de los pacientes con cáncer necesitan radioterapia como parte de su tratamiento y es una práctica común en el tratamiento de los tipos de cáncer más frecuentes. En promedio, un linac se usa para 4500 a 6500 tratamientos por año (Lebron Gonzalez, 2016). Por lo que se deben hacer cumplir los procedimientos de garantía de calidad para entregar tratamientos con una máquina en condiciones adecuadas. Un programa de control de calidad en radioterapia incluye todos los procedimientos que garantizan la coherencia de la prescripción médica y una alta precisión en la administración de la dosis. La consistencia de la prescripción médica se logra asegurando que se administre la dosis adecuada al volumen blanco, mientras se mantiene la dosis al tejido normal tan baja como sea razonablemente posible.

La precisión de la administración de la dosis se garantiza al asegurarse de que el sistema de planificación de tratamiento (TPS en inglés) refleje con precisión la distribución de la radiación producida por el acelerador lineal (Mayles et al., 2007); por lo tanto, es necesario realizar una caracterización minuciosa del haz de fotones del linac para que las diferencias entre este y el TPS sean mínimas.

Objetivos

General

- Cuantificar la dependencia de las variables dosimétricas en base a cuatro errores del montaje (ángulo de inclinación del fantoma de agua, ángulo de giro del colimador, distancia fuente a superficie (SSD) y ángulo de rotación del brazo) durante el procedimiento del control de calidad anual en el linac Elekta Synergy de 6 MV en el centro nacional de radioterapia (CNRT)

Específico

- Comparar cuantitativamente las distribuciones de dosis relativas que poseen errores en el montaje del linac, con las distribuciones base (sin errores en el montaje) obtenidas durante el control de calidad anual, usando el método de análisis gamma con un criterio

de 1 % de diferencia de dosis y 1 mm de distancia al acuerdo.

- Evaluar el efecto en las variables dosimétricas ante la introducción de errores en el montaje del linac: para los perfiles de campo, cuantificar los cambios en planicidad, simetría y penumbra, para curvas de porcentaje de dosis a profundidad cuantificar los cambios en $D_{10,20}$ y $TPR_{20,10}$.
- Cuantificar los efectos en los valores determinados de dosis absoluta ante la introducción de errores en el montaje del linac.

Planteamiento del problema

La exactitud de dosis entregada es importante en la radioterapia y esta se ve afectada por la calidad con la que fue comisionado (proceso de asegurar la precisión y seguridad del linac antes de su uso) el haz de radiación del linac y por cuanto tiempo se puede mantener en esta condición para cumplir las mismas características de radiación comparado con el tiempo en el que fue comisionado.

Un estudio realizado por el Imaging and Radiation Oncology Core (IROC) del MD Anderson (Houston, Texas) ([Ibbott et al., 2008](#)) mostró que un gran número de instituciones no superaban los límites de tolerancia clínicamente aceptables del 7 % de diferencia de dosis y 4 mm de distancia de concordancia.

Se conoce que si existe una diferencia mayor del 5 % de la dosis entregada, se afecta la probabilidad de control tumoral en un 10 % al 20 % y se genera complicaciones en el tejido sano por un 20 %-30 % ([Chetty et al., 2007](#)).

Los linacs utilizados en radioterapia deben cumplir ciertas tolerancias dosimétricas para un control de calidad anual, según lo ha establecido la *asociación americana de físicos en medicina* (AAPM) en su reporte de grupo 142 (TG-142) y estas tolerancias son más estrictas dependiendo qué tipo de linac se use y de las técnicas de tratamiento a emplear, por ejemplo la radiocirugía estereotáctica.

A pesar de que organismos como el IAEA y la AAPM ([Das et al., 2008](#))([Fraass et al., 1998](#)) ha establecido estándares para las tolerancias dosimétricas y mecánicas que deben cumplirse para un linac, en la actualidad *se desconoce el efecto que se producen en las variables dosimétricas, ante la existencia de errores en el montaje durante un control de calidad anual de linac. La caracterización de los efectos generados por posibles errores en el montaje sobre las variables dosimétricas se convierte en un elemento de extrema importancia en la situación en la que, durante la realización de mediciones dosimétricas, se obtenga un comportamiento inusual en las características dosimétricas adquiridas. En caso de que se presenten tales circunstancias, la habilidad para identificar la presencia de tales errores a partir de las características observadas adquiere una relevancia fundamental.*

Antecedentes

En la actualidad existe poca investigación que ayude a responder la interrogante presentada anteriormente; sin embargo, hay abundantes estudios enfocados en comparar las características del haz de radiación entre aceleradores lineales, por ejemplo [Bhangle et al. \(2011\)](#). analizó dos *Siemens ONCOR Impression PlusLinacs* (Siemens, Berlín, Alemania) utilizando el método de análisis gamma y descubrió que la diferencia máxima de dosis puntual era del 1.5 %, también [Marshall \(1993\)](#) estudió la concordancia de las características del haz de fotones de dos linacs distintos de 6 MV y observó que los porcentajes de dosis a profundidad coincidían entre el 1.3 % y los perfiles de campo en el 1 %, concluyendo que se puede tratar el mismo paciente en las dos máquinas. Hay más estudios como los de [Hinson et al. \(2008\)](#), [Sjöström et al. \(2009\)](#), etc. Pero en general sólo se han cuantificado las características dosimétricas entre diferentes modelos o versiones de linacs, llegándose a concluir que hay coincidencias dosimétricas dentro del 2 %.

El único estudio el que se tiene registro que haya analizado los efectos en las características dosimétricas asociados a errores del montaje del linac ha sido el estudio de [Nguyen et al. \(2016\)](#), en donde se analizaron solo tres escenarios con errores del montaje: 1) ángulo del brazo, 2) distancia de desalineamiento del isocentro y 3) cambios en la distancia SSD. Este estudio fue realizado únicamente de manera virtual utilizando como simulador el sistema de planificación de tratamiento (TPS), es por ello que surge la necesidad de hacer un estudio experimental que incluya además otros parámetros que puedan afectar la calidad del tratamiento.

Este estudio también es planteado ante necesidades locales, ya que en el centro nacional de radioterapia (CNRT) necesita el diseño de un protocolo propio de control de calidad anual con valores de tolerancia obtenidos experimentalmente de sus equipo emisores de radiación.

A continuación se presenta el sitio donde se realizará el estudio:

En El Salvador hay 4 centros de radioterapia, teniendo en conjunto 6 aceleradores lineales de uso médico. Actualmente, en el país hay 6.5 millones de salvadoreños, lo que significa que se tiene en el país un acelerador lineal por cada 1.08 millones de personas.

El centro nacional de radioterapia (CNRT), con su puesta en marcha en el 2017, es una clínica relativamente reciente que todavía se encuentra en crecimiento, si se le es comparada con otras instituciones que poseen radioterapia como el Instituto Salvadoreño del Seguro Social (ISSS). *El CNRT es la única clínica de radioterapia pública*, esta posee dos linacs marca *Elekta Synergy* de 6 MV en modalidad fotones. Hasta el 2021, se han tratado en promedio 500 pacientes al año por linac, siendo más de 22,000 tratamientos brindados al año. Sus controles de calidad anuales fueron realizados en años anteriores con ayuda del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), pero debido a las condiciones actuales consecuentes al inicio de la pandemia de coronavirus COVID-19, esta ayuda ya no existe y se presenta la necesidad del diseño e implementación de un protocolo de control de calidad y asimismo de la realización de una investigación pertinente destinada a la adaptación personalizada de los programas de control de calidad de los linacs de la institución; mediante el análisis de los datos dosimétricos adquiridos, se busca evaluar de qué manera las características dosimétricas

se ven influenciadas por la aparición de posibles errores en el montaje durante la ejecución del control de calidad anual.

VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

Las variables independientes y dependientes se encuentran sintetizados en la tabla I. A lo largo de este documento, se proporciona una exposición detallada acerca del significado de cada uno de estos elementos. Sin embargo, es esencial que el lector tenga en cuenta que, debido al uso técnico en el ámbito de la radioterapia, se ha optado por emplear el nombre de la prueba como designación de la variable independiente. No obstante, no debe pasarse por alto que la variable indicada en la tabla es la que realmente se está considerando.

Tabla I. Variables independientes y dependientes en la investigación.

Prueba (Variación en):	Variable independiente	Variable dependiente
Ángulo de inclinación del fantoma de agua	Ángulo de trayectoria del escaneo del detector de radiación [°]	Penumbra [mm] Planicidad [%] Simetría [%] $D_{20,10}$ $TPR_{20,10}$ Dosis absoluta [Gy/MU]
Ángulo de rotación del colimador	Ángulo de rotación del haz cuadrado respecto al eje del isocentro de radiación [°]	Penumbra [mm] Planicidad [%] Simetría [%] $D_{20,10}$ $TPR_{20,10}$ Dosis absoluta [Gy/MU]
Distancia de la fuente a la superficie	Distancia de la fuente a la superficie [mm]	Penumbra [mm] Planicidad [%] Simetría [%] $D_{20,10}$ $TPR_{20,10}$ Dosis absoluta [Gy/MU]
Ángulo de rotación del brazo	Ángulo de rotación del haz de radiación en el plano sagital [°]	Penumbra [mm] Planicidad [%] Simetría [%] $D_{20,10}$ $TPR_{20,10}$ Dosis absoluta [Gy/MU]

En esta investigación se hace mención en múltiples ocasiones el término “características dosimétricas”, el cual hace referencia a la información dosimétrica que se obtiene del haz de radiación, y son precisamente estas las variables dosimétricas sujetas a medición. En la figura 1. se muestra un esquema que desglosa estas variables.

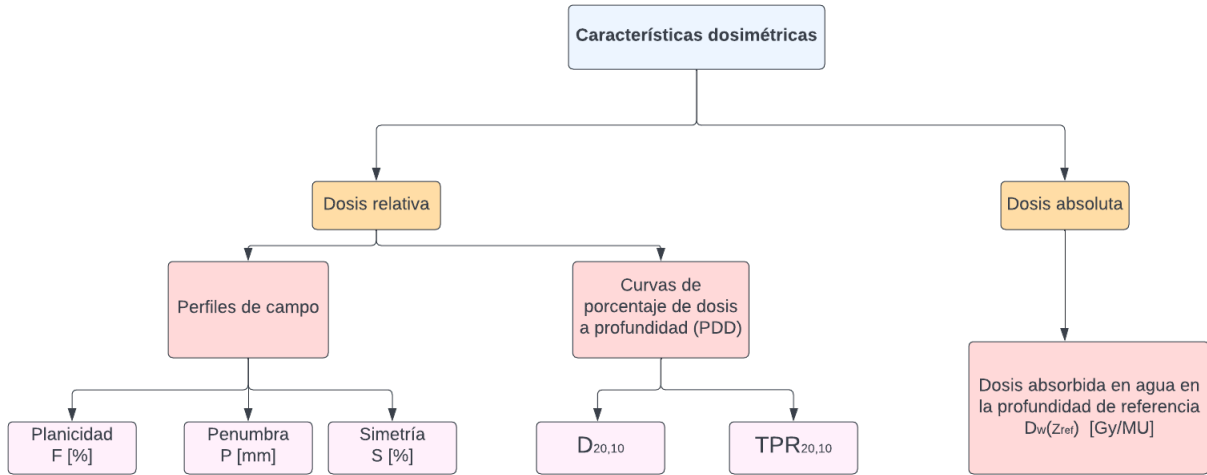


Figura 1: Esquema que desglosa las variables dependientes. A lo largo de este estudio se hace alusión a este conjunto de variables como “características dosimétricas”.

Capítulo 1

Fundamentos

1.1. Generalidades de las radiaciones ionizantes

La radiación puede clasificarse en dos grandes grupos, la no ionizante y la ionizante, las cuales se diferencian por la capacidad de ionizar y excitar los átomos de la materia en que incide ([Podgoršak et al., 2006](#)). La radiación ionizante es la que ha desempeñado un papel importante en diferentes áreas de la medicina: en la radiología, medicina nuclear y radioterapia.

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) sugiere que se divida la radiación en dos tipos: la radiación directamente ionizante, que se produce a través de partículas cargadas, y la radiación indirectamente ionizante, que se produce principalmente a través de partículas sin carga eléctrica, como los fotones. Esta separación se debe a que su comportamiento en la materia es diferente en cada caso. La figura 1.1 muestra una representación gráfica de esta clasificación.

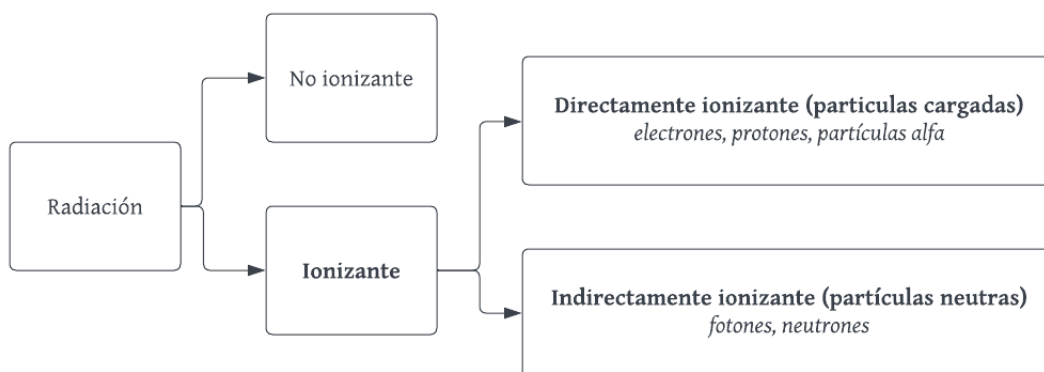


Figura 1.1: Clasificación de los tipos de radiación. Fuente: [Podgoršak et al. \(2006\)](#)

En el caso de la radiación directamente ionizante, se tienen partículas cargadas que ionizan directamente otros átomos, donde la interacción por medio de fuerzas de Coulomb

desplaza los electrones directamente de los átomos, en este proceso se deposita la energía de las partículas cargadas al medio, hasta que quedan en reposo. En cambio, la radiación indirectamente ionizante (sin carga eléctrica: fotones y neutrones) lo que hace es transferir su energía a partículas cargadas (electrones secundarios), para luego interactuar con otras partículas circundantes y generar la ionización. Esto se ilustra en la figura 1.2.

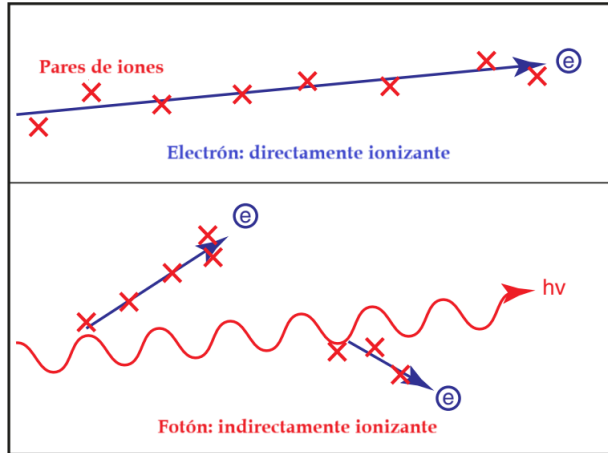


Figura 1.2: Comparación ilustrativa de los mecanismos de ionización de las radiaciones directamente e indirectamente ionizantes. Fuente: [Chang et al. \(2014\)](#)

Los rayos X son una forma de radiación indirectamente ionizante y usualmente, se hace mención de estos utilizando el término *fotones*, resaltando así la naturaleza de partícula de esta forma de radiación. En términos generales, los rayos X interactúan con la materia a través de cuatro procesos principales: efecto fotoeléctrico, dispersión de Rayleigh, efecto Compton y producción de pares. Ver figura 1.3.

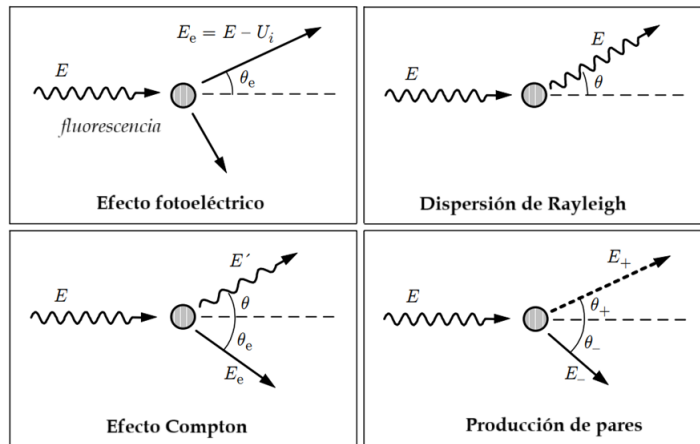


Figura 1.3: Las cuatro interacciones básicas de los fotones con la materia. Fuente: [Salvat et al. \(2006\)](#).

Los rayos X con energías entre 1 MV y 25 MV se denominan haces terapéuticos ([Bast Jr and Holland, 2010](#)), para los cuales la interacciones relevantes de los fotones con la materia

son: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. Donde la interacción predominante es el efecto Compton.

Esta diversidad en las interacciones refleja la naturaleza estocástica o no estocástica de las propiedades físicas de la radiación. Una cantidad estocástica se caracteriza por tener valores que fluctúan de forma aleatoria, lo que hace difícil predecir su comportamiento futuro de manera determinista. En cambio, las cantidades no estocásticas tienen valores definidos para cada punto y pueden, en principio, ser predecibles a partir de sus condiciones iniciales. Estas cantidades suelen ser funciones continuas y diferenciables en el espacio y tiempo (Greening, 2017).

1.2. Interacción de partículas cargadas con la materia.

En la radioterapia de haz externo comúnmente se utilizan aceleradores lineales para la producción de rayos x, cuyo fundamento físico está basado en el uso de la radiación *Bremsstrahlung*, el cuál es un fenómeno en el que electrones acelerados al pasar cerca del núcleo atómico, experimentan un fuerte campo eléctrico, perdiendo energía cinética y disminuyendo su velocidad, lo cuál genera emisión de radiación electromagnética (Appleby et al., 2020). La palabra *bremsstrahlung* viene del alemán y deriva de las palabras “bremsen” que significa frenar y “strahlung” que significa radiación, es por ello que en español a este fenómeno se le conoce como radiación de frenado.

Un acelerador lineal en radioterapia es utilizado para acelerar electrones y que estos alcancen energías cinéticas específicas, por ejemplo 6 MeV. Luego de acelerarlos, los electrones son dirigidos a un blanco metálico (tungsteno que tiene un alto número Z o sino cualquier otro metal refractario) y en la interacción con este material se genera la radiación de *bremsstrahlung*. La mayor energía que tendrán los fotones producidos corresponde al valor de energía cinética inicial de los electrones al interactuar con el material blanco. En general se emite un amplio espectro de radiación, con gran número de fotones de energías más bajas, debido a que la mayoría del tiempo los electrones pasan un poco más lejos de los núcleos, generando emisión de fotones menos energéticos.

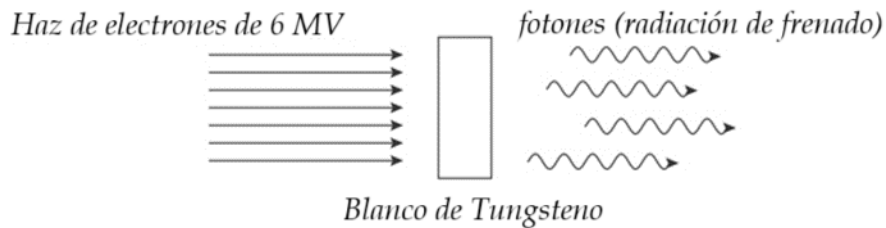


Figura 1.4: Fenómeno del Bremsstrahlung, usado en radioterapia para la producción de rayos x terapéuticos. Fuente: Appleby et al. (2020).

1.3. Descripción general de la radiación

En esta sección se presentan las variables dosimétricas utilizadas para describir las propiedades físicas de la radiación, las cuales juegan un papel importante en los procesos de detección de radiación.

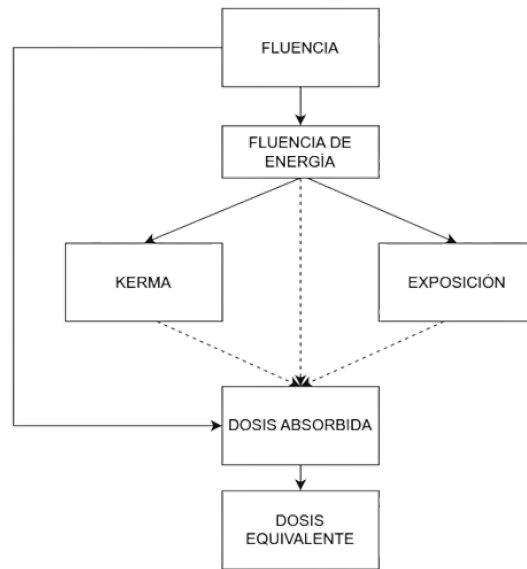


Figura 1.5: Esquema que muestra las cantidades dosimétricas y la relación entre ellas. Fuente: [Greening \(2017\)](#).

1.3.1. Fluencia de partículas

Ante la presencia de una fuente de radiación, se generará un campo de radiación, el cual se describe con las “cantidades del campo de radiación” ([Greening, 2017](#)), las cuales serán útiles para calcular la dosis absorbida. Una de estas cantidades es la *fluencia* de partículas ϕ que se define como:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (1.1)$$

Donde dN es el número de partículas incidentes en una esfera de área de sección transversal dA . Esta es una cantidad escalar, usualmente expresada en unidades de m^{-2} ([ICRU, 2011](#)). En la figura 1.6 se esquematiza la fluencia de partículas que inciden en una esfera infinitesimal.

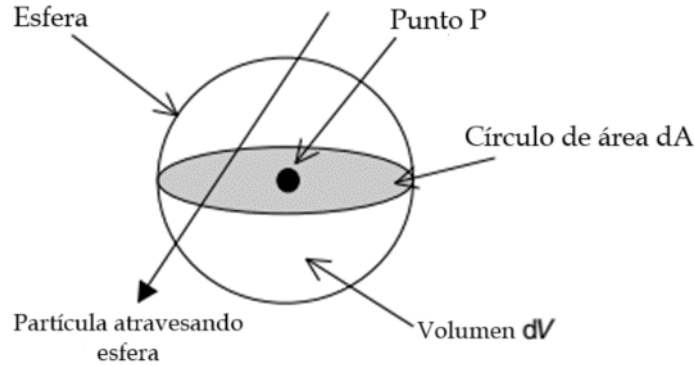


Figura 1.6: Fuente: La fluencia de partículas dN/dA , donde N es el valor esperado del número de partículas que inciden en una esfera infinitesimal que encierra al punto P . Fuente: [Mayles et al. \(2007\)](#).

Asimismo, la tasa de fluencia ϕ se define como el cambio $d\phi$ en un intervalo de tiempo:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (1.2)$$

1.3.2. Fluencia de energía

El producto de la fluencia y de la energía de partículas se conoce como fluencia de energía $\Psi = \frac{dE}{dA}$, la cual tiene unidades de J/m^2 . Si se denota R ([Mayles et al., 2007](#)) como el valor esperado de la energía total (excluyendo la energía de la masa en reposo) que tienen todas las partículas en la figura 1.6. Se tiene la siguiente expresión de la fluencia de energía $\Psi = \frac{dR}{dA}$. Asimismo, se puede definir el cambio de la fluencia de energía en un intervalo de tiempo, lo cual se conoce como tasa de fluencia de energía

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (1.3)$$

Que tiene unidades de $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$

1.3.3. Exposición y kerma

[Jansen \(1980\)](#) define la exposición así: “... es el cociente de dQ entre dm , donde el valor de dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo, producida en aire cuando todos los electrones (negatrones y positrones) liberados por fotones en aire de masa dm son completamente detenidos en aire”.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.4)$$

El Kerma (del inglés *Kinetic Energy Released in Matter*) es una medida de la energía liberada por partículas cargadas en la materia por unidad de masa. El kerma se define como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.5)$$

donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes no cargadas en un material de masa dm (Mayles et al., 2007), es decir, la energía cinética de electrones secundarios producidos por fotones. Las unidades del Kerma son $J\ kg^{-1}$ que también se conoce como Gray (Gy), las mismas que las de la dosis absorbida. Cabe destacar que el concepto de Kerma solo aplica para radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones). Asimismo el kerma toma en consideración la energía de las partículas cargadas que van a re-irradiar en forma de radiación bremsstrahlung.

En la figura 5.30(b). se ilustra el concepto de exposición y kerma: obsérvese que en el proceso el kerma se verá influenciado por la energía cinética inicial de las partículas cargadas.

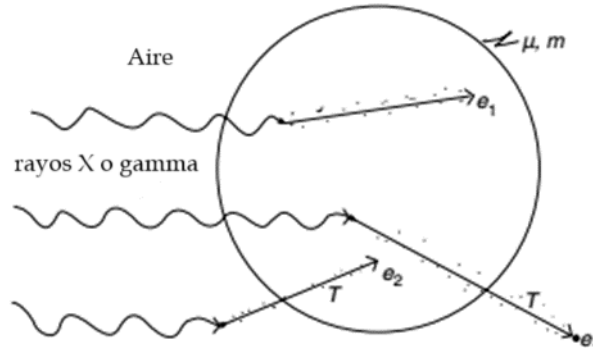


Figura 1.7: Ilustración de los conceptos de kerma y exposición. Los electrones generados dentro del volumen contribuyen al kerma. Se toma como irrelevante que el electrón e_1 abandone el volumen con una energía cinética residual T , asimismo nada de la energía cinética del electrón e_2 que entrar al volumen contribuye al kerma ya que el electrón e_2 fue generado afuera del volumen. Fuente: Attix (2008).

El kerma puede ser separado en kerma por colisión (k_{col}) y kerma por pérdidas radiativas (k_r)

$$K = K_{col} + K_r \quad (1.6)$$

Donde el K_{col} , kerma de colisión (Mayles et al., 2007), excluye las pérdidas radiativas generadas por las partículas cargadas liberadas. Para una fluencia ϕ de fotones con energía E_p , en un material específico, se tendrá que el Kerma de colisión está relacionado con el kerma total por la siguiente expresión:

$$K_{col} = \Phi E_p \frac{\mu_{en}}{\rho} = \Phi E_p \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) = K(1 - g) \quad (1.7)$$

Donde g representa la fracción de la energía cinética total de las partículas cargadas que se liberará luego por procesos radiativos (por ejemplo radiación de frenado) en el material.

μ_{en}/ρ , representa el coeficiente másico de absorción de energía y μ_{tr}/ρ el coeficiente másico de transferencia de energía del material para fotones de energía E_p

El coeficiente másico de absorción de energía, puede expresarse de manera general como:

$$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} = \frac{\tau_{\text{cn}}}{\rho} + \frac{\sigma_{\text{en}}}{\rho} + \frac{\kappa_{\text{en}}}{\rho} = (1 - g) \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \quad (1.8)$$

Donde los coeficientes de absorción másicos $\frac{\tau_{\text{en}}}{\rho}$, $\frac{\sigma_{\text{en}}}{\rho}$ y $\frac{\kappa_{\text{en}}}{\rho}$ son los correspondientes a efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares.

Es importante aclarar que en el proceso de interacción de los fotones con la materia y la deposición de sus energías de manera parcial o completa, se conoce como atenuación, la cual se ve influenciada tanto por la energía de los fotones y por el material en el que interactúan. Para medir la atenuación se hace uso del coeficiente de atenuación másico $\frac{\mu}{\rho}$ y de los coeficientes de transferencia de energía y de absorción de energía presentados anteriormente.

La exposición y el kerma tienen una relación estrecha para cuando la radiación incide en el aire:

$$X(W/e) = K_{\text{air}} (1 - g) \quad (1.9)$$

Y asimismo existen relaciones más complejas entre el Kerma y las demás cantidades dosimétricas presentadas anteriormente. Para ampliar más en ello se referencia a [Mayles et al. \(2007\)](#), pero como ejemplo se presenta la relación entre la fluencia de energía con el kerma de colisión:

$$(K_c)_{\text{med}} = \int_0^{E_{\text{máx}}} E \Phi_E \left(\frac{\mu_{\text{en}}(E)}{\rho} \right)_{\text{med}} dE \quad (1.10)$$

Esta expresión más compleja se obtuvo a partir de la evaluación de la energía transferida, usando el coeficiente de interacción con un medio (coeficiente másico de absorción de energía), para un espectro de fotones incidentes.

1.3.4. Dosis absorbida

Al cociente entre $d\bar{\epsilon}$ y dm se le conoce como dosis absorbida, según lo establecido en el ICRU (1980,1998):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.11)$$

en donde $d\bar{\epsilon}$ es el promedio de la energía entregada por la radiación ionizante a un elemento infinitesimal dm de masa. La unidad de esta magnitud dosimétrica es el gray (Gy) que representa 1 Joule entre kilogramo.

Resulta importante hacer la observación que la dosis absorbida es una cantidad no estocástica que *se aplica tanto a radiaciones directamente ionizante como indirectamente ionizantes. Para esta investigación el caso de interés es el segundo, donde la energía se imparte en dos pasos: en el primero los fotones transfieren energía cinética a los electrones secundarios (resultando en Kerma), en el segundo paso los electrones secundarios transfieren su energía cinética al medio, que da como resultado a la dosis absorbida* y luego estos pierden su energía restante por pérdidas radiativas.

La energía impartida por la radiación ionizante (ICRU, 1998) a la materia en un volumen se define como:

$$\varepsilon = R_{\text{in}} - R_{\text{out}} + \sum Q \quad (1.12)$$

Donde:

R_{in} : conocida como energía radiante, representa la suma de las energías (excluyendo las energías de la masa en reposo) de todas las partículas (con carga o sin carga eléctrica) que entran en el volumen.

R_{out} : representa la suma de las energías (excluyendo las energías de partículas en reposo) de todas las partículas (con carga o sin carga eléctrica) que abandonan el volumen.

$\sum Q$: representa la suma de todos los cambios de las energías de las masas en reposo de los núcleos y partículas elementales que presentan algún tipo de transformación nuclear que ocurra dentro del volumen.

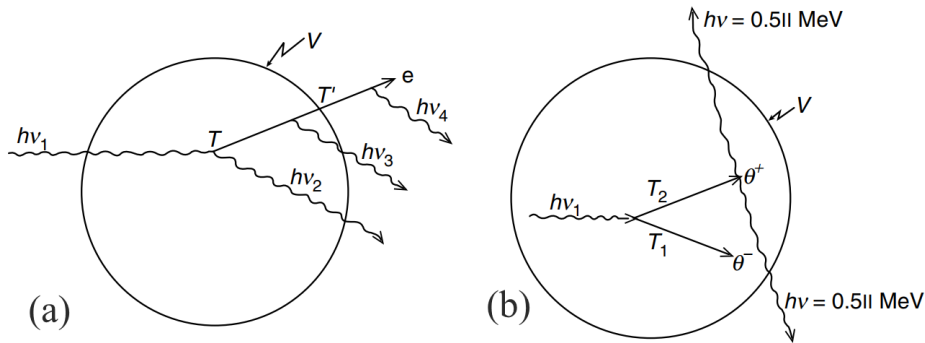


Figura 1.8: Representación del concepto de energía impartida por la radiación a un volumen V . En la figura a) se representa el efecto Compton y en la figura b) se observa el caso en el que hay una producción de pares y el caso de la aniquilación de un positrón que termina en reposo. Fuente: Attix (2008).

1.3.5. Relación entre Kerma y Dosis Absorbida

La definición de la dosis absorbida está definida en relación con el *promedio* de la energía impartida en un volumen, mientras que el kerma hace referencia a la energía *transferida*, pudiendo los electrones secundarios abandonar el volumen que se esté evaluando y llevando consigo una fracción de la energía cinética inicial.

La energía impartida ε puede expresarse con las consideraciones de la ecuación 1.13, donde denota E_{tr}^{n} como la energía cinética neta inicial (que excluye la parte convertida en radiación de frenado), $E_{\text{out}}^{\text{n}}$ como la energía cinética neta de los electrones que abandona el volumen y E_{in}^{n} la energía cinética de los electrones entrando en el volumen. La figura 1.9 esquematiza esto.

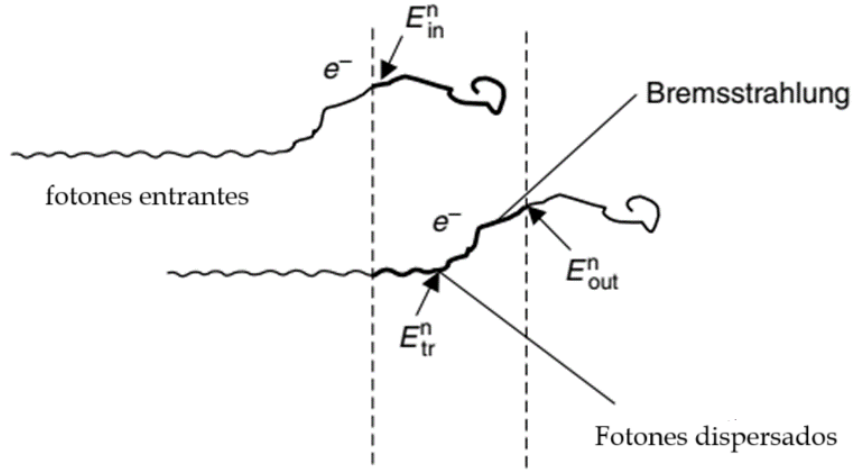


Figura 1.9: Esquema de cómo los electrones secundarios pueden transferir energía cinética E_{tr}^n a una región. Para obtener ε se toma en cuenta la energía cinética que entra y la que sale de la región. Fuente: [Mayles et al. \(2007\)](#).

$$\varepsilon = E_{tr}^n - E_{out}^n + E_{in}^n \quad (1.13)$$

Si se tiene que el camino sombreado (trayectoria de los electrones) que entra es igual al que sale, se tiene que $E_{in}^n = E_{out}^n$, dando como resultado que la energía impartida es:

$$\varepsilon = E_{tr}^n \quad (1.14)$$

Al proceso en el que se tiene que la energía cinética neta de las partículas cargadas entrantes es igual a la de la energía de las partículas cargadas salientes del volumen de estudio, se conoce como *equilibrio de partícula cargada* (CPE por sus siglas en inglés). Si se divide la ecuación 1.14 entre el elemento infinitesimal de masa, se tendrá que ante esta condición de equilibrio de partícula cargada, la dosis absorbida en un medio es igual al Kerma de colisión en un medio es ([Andreo et al., 2017](#)):

$$D_{med} \stackrel{\text{CPE}}{=} (K_c)_{med} \quad (1.15)$$

Y de la relación 1.10 del kerma con la fluencia de energía, se tendrá que para un espectro de fotones incidentes, la dosis absorbida en un medio es:

$$D_{med} \stackrel{\text{CPE}}{=} \int_0^{E_{m\acute{a}x}} E \Phi_E \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{med} dE \quad (1.16)$$

1.3.5.1. Equilibrio de partícula cargada

El equilibrio de partícula cargada (CPE), existe en un volumen V en un medio irradiado si se cumple que: “*cada partícula cargada de un tipo y energía dada que sale de V es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra en V* ” ([Mayles et al., 2007](#)).

A pesar de que en la realidad es difícil el cumplimiento exacto del CPE, debido a la existencia de desequilibrio electrónico en las componentes laterales y longitudinales, es factible hacer un análisis (como una primera aproximación) para haces de fotones de alta energía con los cuales los electrones secundarios se desplazan en su mayoría longitudinalmente.

En la figura 1.10 se muestra un esquema con los valores de dosis y kerma graficados en función de diferentes profundidades para cuando un haz de fotones interactúa en un medio. En este esquema muy simplificado, los cuadrados representan voxeles de donde parten los electrones secundarios y siguen una trayectoria en línea recta hasta quedar en reposo.

La energía depositada en el voxel A es poca, ya que solo una fracción se deposita dentro del cuadro y la restante entra al voxel B, C y D. A medida que pasa esto, las energías depositadas aumentan debido a la suma de la contribución de la trayectoria de los electrones provenientes de voxeles previos. En el voxel D, donde el electrón del voxel A queda en reposo, están presentes las demás contribuciones de depósito de energía de los electrones de los voxeles B, C y D, y es acá (voxel D) en donde *se crea el equilibrio de partícula cargada*. En esta profundidad la dosis absorbida es igual al Kerma de colisión y se cumplirá lo mismo en los voxeles E, F, G, etc. Donde la cantidad de energía cinética entrando en cada voxel es igual a la suma de las energías que salen. Es de importancia recalcar que esto no ocurre en la realidad, ya que esta primera aproximación es en condiciones de ausencia de atenuación de fotones (Mayles et al., 2007).

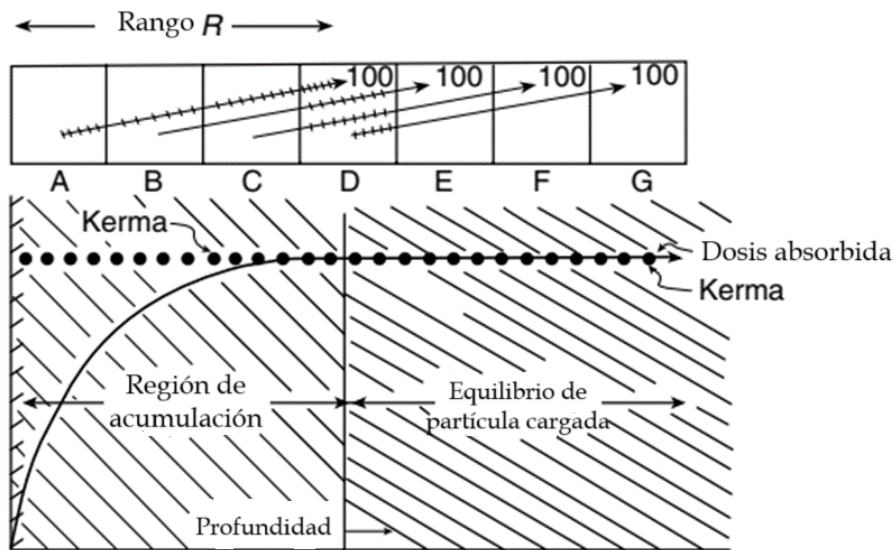


Figura 1.10: Diagrama mostrando la “recombinación” de los electrones secundarios hasta que se alcanza el equilibrio de partícula cargada. Este es un escenario en donde no se considera la atenuación de fotones. Cada cuadrado representa un voxel en donde se genera un electrón. Fuente: Mayles et al. (2007).

Ante la existencia de atenuación del haz, se tendrá una fluencia de fotones que no se mantiene constante y por ende la cantidad de electrones secundarios producidos a diferentes profundidades no es constante. La región antes del máximo se conoce como región de recom-

binación (o “buildup” en inglés) y en ella se encuentra que el kerma disminuye a medida que la dosis aumenta rápidamente. El punto máximo de dosis está relacionado con el rango máximo de los electrones secundarios, estos últimos dependen de la energía inicial de los fotones y de la energía perdida por procesos radiactivos (*Bremsstrahlung*).

El fallo del CPE aumenta a medida la energía de los fotones aumenta (Mayles et al., 2007). A pesar de que el CPE no puede cumplirse de manera estricta, representa una muy buena aproximación: para profundidades mayores a la de dosis máxima, la ecuación 1.15 pasa a ser una proporcionalidad:

$$D \stackrel{\text{TCE}}{\propto} K_c \quad (1.17)$$

A esto se le conoce como *equilibrio de partícula cargada transitorio* (TCPE por sus siglas en inglés).

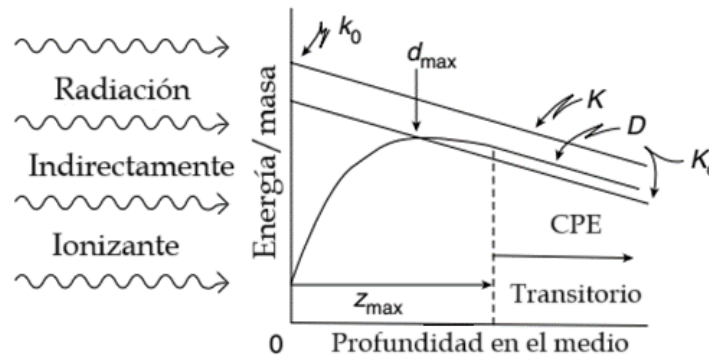


Figura 1.11: Gráfico de las variaciones del Kerma K , Kerma de colisión K_c y dosis D en función de la profundidad, cuando un haz de radiación indirectamente ionizante incide en un medio. Fuente: Johns and Cunningham (1983).

En la figura 1.11 se ha graficado los valores de K , K_c y dosis D a diferentes profundidades, obsérvese que en la región de TCPE se las curvas de la dosis y del kerma de colisión son paralelas. La constante de proporcionalidad entre el kerma de colisión y la dosis (Attix, 2008), se denota comúnmente como:

$$D \stackrel{\text{TCPE}}{=} \beta K_c \quad (1.18)$$

1.3.6. Relación de entre la fluencia y dosis para electrones

Cuando en vez de tener radiación indirectamente ionizante, tenemos partículas cargadas, por ejemplo: electrones, que inciden en un medio, una cantidad importante es el poder de frenado, que se define como el cambio (perdida) de energía de la partícula cargada por unidad de longitud del camino de la partícula.

El poder de frenado total es igual a la suma del poder de frenado de colisión (generado por las colisiones con electrones de los átomos del medio) más el poder de frenado de radiación (generado por la radiación *Bremsstrahlung* de los electrones al interactuar con el campo

eléctrico del medio) (Andreo et al., 2017).

$$S_{\text{tot}} = S_{\text{col}} + S_{\text{rad}} \quad (1.19)$$

Siendo el S_{col} de interés para obtener la energía localmente depositada:

$$\frac{dE_l}{dm} = \frac{S_{\text{col}}}{\rho} \Phi \quad (1.20)$$

Esta ecuación relaciona la energía absorbida en el medio $\frac{dE_l}{dm}$ con el poder de frenado másico de colisión $\frac{S_{\text{col}}}{\rho}$ y una fluencia Φ de electrones.

Para el caso en el que existe equilibrio electrónico de *rayos deltas* (electrones secundarios generados por el haz de los electrones primario), se tiene que la dosis absorbida en un medio se relaciona de la siguiente manera (Darafsheh, 2021):

$$D_m \stackrel{\delta\text{-eqm}}{=} \Phi \left(\frac{S_{\text{col}}}{\rho} \right)_m \quad (1.21)$$

Para poder usar esta expresión, se debe cumplir el equilibrio electrónico de rayos delta, es decir que la energía cinética de cualquier partícula cargada que abandona el volumen de estudio, se reemplaza con la energía cinética depositada por las partículas entrantes.

1.4. Teoría de la cavidad

Para determinar la dosis absorbida en un medio, se hace una medida con un detector (dosímetro) cuyo material será diferente al medio en donde se introduce. El detector puede considerarse como una cavidad introducida en un medio uniforme en donde se realice la medida, la señal obtenida con el detector de radiación, será en general proporcional a la energía absorbida en el material sensible y por ende a la dosis absorbida en el material (D_{det}) (Mayles et al., 2007). La teoría que permite relacionar la dosis absorbida en el material sensible del detector (cavidad) D_{det} con la dosis en el medido que rodea esta cavidad, se denomina Teoría de la cavidad.

Matemáticamente, el objetivo general de esta teoría es el de determinar el factor f_Q :

$$f_Q = \left(\frac{D_{\text{med}}}{D_{\text{det}}} \right)_Q \quad (1.22)$$

Se han desarrollado varias teorías de la cavidad (Podgoršak et al., 2006), en dependencia de los tamaños de la cavidad: se considera una cavidad pequeña cuando al comparar el rango de los electrones secundarios generados por los fotones es mayor que las dimensiones de la cavidad, esta misma lógica aplica para las cavidades de tamaño mediano y largo. La teoría de Bragg-Gray y de Spencer-Attix es para cavidades pequeñas y la teoría de Burlin para cavidades de tamaño intermedio.

1.4.1. Teoría de Bragg-Gray

Usando la ecuación 1.20, se tendrá la siguiente relación para la dosis en la cavidad y en el medio:

$$\frac{D_{\text{med}}}{\bar{D}_{\text{det}}} = \frac{(S_{\text{col}}/\rho)_{\text{med}}}{(S_{\text{col}}/\rho)_{\text{det}}} \quad (1.23)$$

para esta expresión se ha asumido que el detector no perturba la fluencia de los electrones en el medio. Para el caso realista en donde se tiene un espectro de energía de electrones, la expresión sería (Mayles et al., 2007):

$$\frac{D_{\text{med}}}{\bar{D}_{\text{det}}} = S_{\text{med,det}}^{\text{BG}} = \frac{\int_0^{E_{\text{máx}}} (\Phi_E)_{\text{med},z} (S_{\text{col}}(E)/\rho)_{\text{med}} dE}{\int_0^{E_{\text{máx}}} (\Phi_E)_{\text{med},z} (S_{\text{col}}(E)/\rho)_{\text{det}} dE} \quad (1.24)$$

Para que la teoría de Bragg-Gray se cumpla, se debe satisfacer que (Podgorsak, 2005):

a) La cavidad debe ser pequeña en comparación con el rango de partículas cargadas que inciden sobre ella, de modo que su presencia no perturbe la fluencia de partículas cargadas en el medio;

b) La dosis absorbida en la cavidad es depositada únicamente por partículas cargadas que la cruzan (es decir, las interacciones de los fotones en la cavidad se suponen insignificantes y, por lo tanto, se ignoran).

1.4.2. La modificación de Spencer-Attix a la teoría de Bragg-Gray

A pesar de que la teoría de Bragg-Gray es una buena aproximación de primer orden, se generan fallos en esta cuando hay diferencias en el número atómico y densidad entre los materiales del detector y el medio, debido a que no se cumplen las condiciones previamente presentadas.

Los trabajos de Spencer y Attix mejoraron la teoría de Bragg-Gray al tomar en cuenta la generación de la influencia de los rayos δ , esto lo hicieron incluyendo los poderes de frenado restringidos en la determinación de la dosis absorbida en un punto (Darafsheh, 2021).

$$D = \int_{\Delta}^{E_0} \phi^{\epsilon,\delta} \cdot S(E, \Delta) dE \quad (1.25)$$

Esta expresión parecida a la ecuación 1.21, $\phi^{\delta-egm}$ es la fluencia tomando en cuenta la existencia de rayos δ . Los poderes de frenado son evaluados a una energía Δ de corte (relacionada con las dimensiones de la cavidad), que indican la energía suficiente para que las partículas cargadas puedan atravesar la cavidad y depositar energía. Con la teoría de Spencer-Attix, la relación de la dosis en dos medios es igual a la razón del promedio de los poderes de frenado restringido (\bar{L}_{Δ}). Este modelo aproximado de 2 componentes conduce a una relación de potencia de frenado dada por (Nahum, 1978):

$$\frac{D_{\text{med}}}{\bar{D}_{\text{det}}} = \frac{\int_{\Delta}^{E_{\text{máx}}} \Phi_E^{\text{tot}} (L_{\Delta}(E)/\rho)_{\text{med}} dE + [\Phi_E^{\text{tot}}(\Delta) (S_{\text{col}}(\Delta)/\rho)_{\text{med}} \Delta]}{\int_{\Delta}^{E_{\text{máx}}} \Phi_E^{\text{tot}} (L_{\Delta}(E)/\rho)_{\text{det}} dE + [\Phi_E^{\text{tot}}(\Delta) (S_{\text{col}}(\Delta)/\rho)_{\text{det}} \Delta]} \quad (1.26)$$

Donde los términos encerrados en corchetes toman en cuenta la deposición de energía por electrones con energía menores de Δ . De manera simple, la teoría de Spencer-Attix puede expresarse como (Darafsheh, 2021):

$$\frac{D_{\text{p in a}}}{D_{\text{p in w}}} = \frac{\bar{L}_{\Delta,a}}{\bar{L}_{\Delta,w}} = \bar{L}_{\Delta,w}^a \quad (1.27)$$

Los protocolos de dosimetría de haces de fotones de megavoltaje (ver capítulo 3), hacen uso de los valores de $s_{\text{agua,aire}}$ que son evaluados con base en la ecuación 1.26, como parte de la conversión de la lectura de la cámara de ionización a dosis absorbida en agua.

Finalmente, se tiene el modelaje necesario para calcular la dosis. No obstante, esto no marca el término del proceso, ya que surgen problemas con el detector utilizado para obtener un valor verdadero de la dosis, por lo que se introducen factores que corrigen la perturbación que genera el instrumento. El estudio de estos factores será abordado en el capítulo 3 debido a la importancia que tienen para la exactitud en las medidas hechas con cámaras de ionización en radioterapia.

Capítulo 2

Descripción de un acelerador lineal clínico

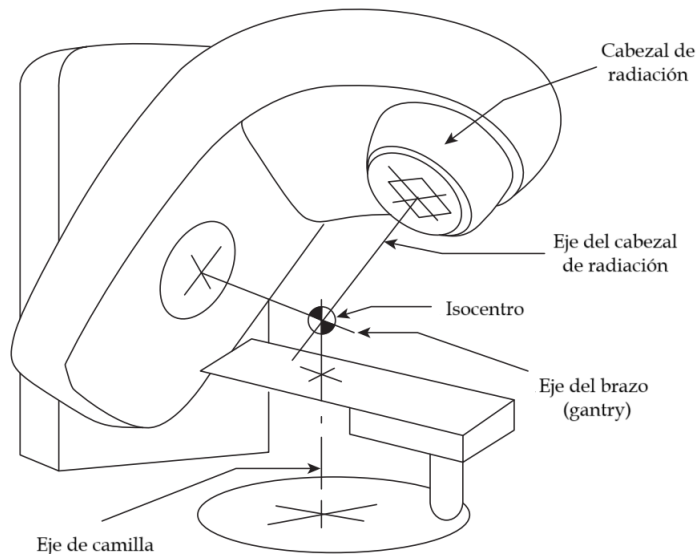


Figura 2.1: Diagrama de los elementos externos de un linac, conformado por componentes móviles como el *brazo*, el *cabezal* de radiación y la *camilla*. Se ilustra cómo la intersección de los ejes de giro de cada componente coincide con el isocentro. Fuente: [Sibtain et al. \(2012\)](#).

Los aceleradores lineales modernos son capaces de producir haces de rayos X de diferentes energías y/o producir tanto haces de rayos X como haces de electrones (unidades multimodales). Estos linacs son máquinas que constan de una serie de componentes que funcionan en conjunto para acelerar electrones a una alta energía utilizando ondas de radiofrecuencia (RF) y para que luego los electrones choquen con un blanco y se produzcan rayos X. Luego de esto, el haz de rayos X se aplanan, se moldea (colima) y se mide antes del uso clínico ([Cherry and Duxbury, 2019](#)).

En la figura 2.1. se presenta el exterior de un linac clínico, cuyas componentes macroscópi-

cas son: El **brazo** (conocido como *gantry* en inglés) el cual es un dispositivo que sostiene al acelerador lineal y que gira alrededor del paciente para administrar radiación desde diferentes ángulos, **el cabezal de radiación**: dispositivo que contiene todos los elementos que le dan forma al haz de fotones y **la camilla** en donde se coloca el paciente a tratar. Tanto el brazo y cabezal de radiación pueden variarse en ángulo durante los tratamientos y asimismo la camilla en altura (y también en ángulo). Los ejes de rotación de estos componentes, junto con el eje central del haz de radiación generado, se interceptan en un punto llamado *isocentro*.

En la realidad, el isocentro no es completamente un punto en el espacio, sino una esfera. Esto es debido a que, cuando el brazo rota (y se varían otros componentes), el punto de intersección experimenta desplazamientos debido a la influencia del peso. Por esta razón, cuando se habla del isocentro se indica el diámetro de la esfera, el cual debe ser lo suficientemente pequeño para que los tratamientos sean isocéntricos.

2.1. Funcionamiento de un linac

Los aceleradores lineales clínicos son el principal instrumento utilizado en la actualidad (Podgoršak et al., 2006) para la entrega de tratamientos en radioterapia, estos son un tipo de aceleradores de partículas, que aceleran electrones a altas energías, de 4 MeV a 25 MeV, y lo hacen a partir de ondas electromagnéticas de alta frecuencia a lo largo de una guía aceleradora. Se le conoce como acelerador lineal debido a que este proceso de aceleración se hace en línea recta, con el fin de producir, ya sea un haz de fotones de alta energía (al colisionar con un blanco) o un haz de electrones. En la figura 2.2. se presenta un esquema de los componentes internos de un linac que permiten acelerar los electrones.

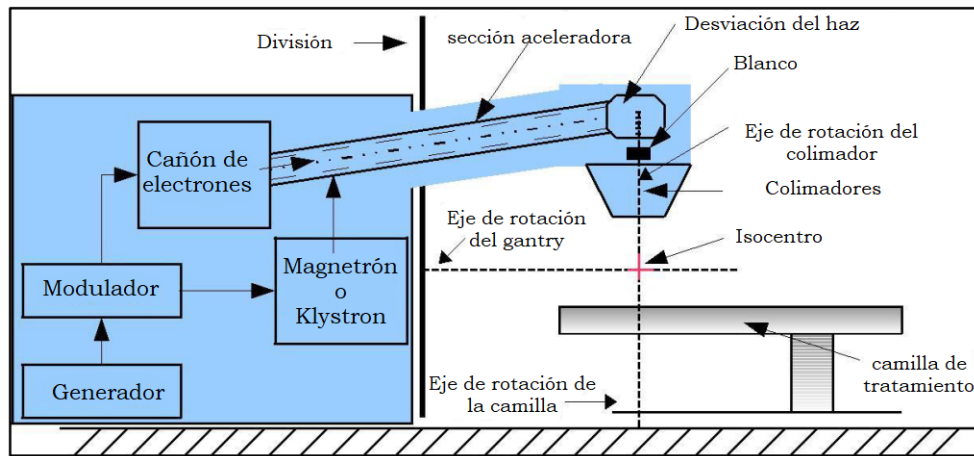


Figura 2.2: Esquema de los componentes internos de un linac para la aceleración de los electrones. Fuente: [et Oumansour Med El Amine \(2016\)](#).

La descripción de los aceleradores lineales puede dividirse en dos partes: primero la sección del acelerador que se encarga de acelerar y generar la radiación y la segunda parte correspondería a la sección del cabezal que se encarga de darle forma al haz de radiación y garantizar su entrega.

2.2. Parte I: Componentes generadores de la radiación

En un linac, el funcionamiento inicia con la existencia de una fuente de poder, la cual hace funcionar al *modulador*, que es el componente encargado de proveer pulsos de alto voltaje tanto al cañón de electrones como a la fuente de microondas. Los linacs requieren de cantidades bastante grandes de energía eléctrica, siendo esta suministrada en grandes pulsos debido a que los electrones son acelerados en ráfagas de ondas electromagnéticas (Pawlicki et al., 2016). El modulador consta de una fuente de alimentación que convierte la corriente alterna entrante en corriente continua y de un circuito complejo que se encarga de modular la corriente para obtener pulsos que pueden ajustarse en rangos de 50 Hz a 1000 Hz (Mayles et al., 2007).

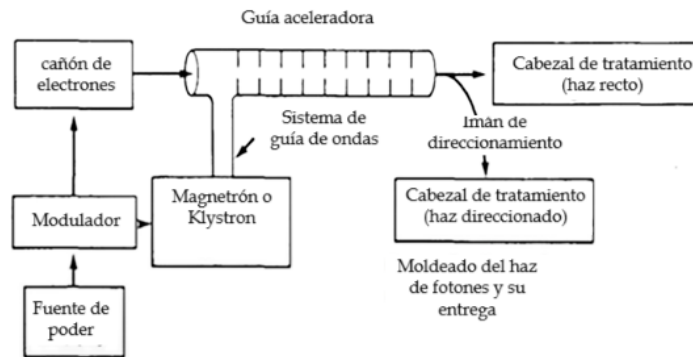


Figura 2.3: Diagrama de componentes principales para la generación de radiación en un acelerador lineal. Fuente: Khan and Gibbons (2014).

2.2.1. Fuente de microondas

Para el rango de potencia necesaria para el funcionamiento de un linac, que ronda de 2MW a 10 MW (Mayles et al., 2007), se tienen comúnmente dos fuentes de potencia de radiofrecuencia disponibles: el magnetrón y el klystron. Para esta investigación solo se abordará el magnetrón, ya que este generador de microondas de alta potencia coincide con el que tiene el linac del estudio y asimismo porque el magnetrón proporciona una salida máxima de 3 MW, siendo este dispositivo el utilizado en linacs de baja energía (de 4 MeV a 6 MeV); sin embargo, para linacs de energía dual en el que se requieren potencias máximas de radiofrecuencia mayores a 5MV se utiliza el Klystron, el cual se denomina como un amplificador de microondas, ya que necesita de radiofrecuencias generadas por un oscilador de baja potencia.

El magnetrón es un oscilador de radiofrecuencia que extrae energía en forma de microondas de electrones, por medio de una estructura resonante de ondas lentas en un campo magnético fuerte. (Mayles et al., 2007) Se aplican pulsos de -50 kV llegando a durar hasta 5 ms en un cátodo cilíndrico que es calentado por un filamento interno conectado a cada extremo del cilindro.

Un magnetrón, como se puede observar en la figura 2.4, consta de un ánodo exterior

con cavidades resonantes en una sola pieza que rodean a un cátodo central, existiendo vacío en el espacio entre estas dos regiones (Serreta and Arroyo, 2012). Por efecto termoiónico se emiten electrones en el cátodo, luego se aplica un campo magnético estático H , siendo este perpendicular al plano transversal de las cavidades y asimismo se aplica un campo eléctrico pulsado en dirección radial E_p , hacia el interior del sistema.

Los electrones emitidos del cátodo son acelerados por el campo eléctrico pulsado E_p hacia el ánodo atravesando la región de vacío. Los electrones acelerados inducen una distribución adicional de cargas en los polos del ánodo y un campo eléctrico E_m entre los segmentos adyacentes del ánodo. El campo magnético H genera una componente de movimiento circular en los electrones, haciendo que la influencia en conjunto con campo eléctrico E_p y el campo eléctrico de microonda inducido, los electrones sigan trayectorias complejas en espiral (Karmark and Morton, 1981). Aproximadamente el 60 % de la energía cinética de los electrones se convierte en energía de microondas (Serreta and Arroyo, 2012).

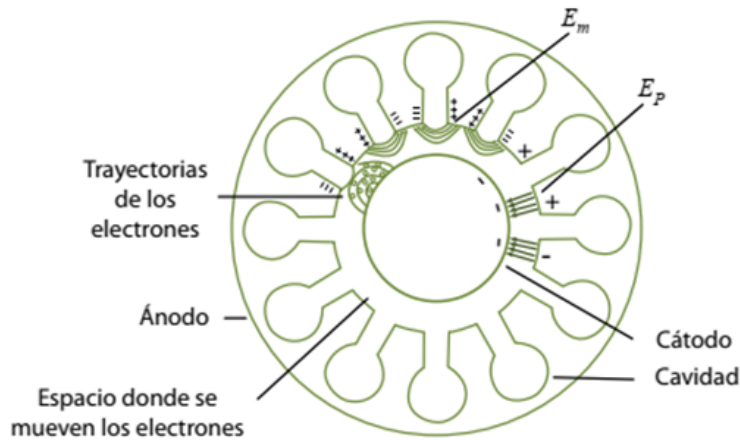


Figura 2.4: Esquema de sección transversal de un magnetrón utilizado para generar microondas. Fuente: Serreta and Arroyo (2012).

Una vez teniendo las microondas, estas son llevadas a una sección cilíndrica de metal conocida como “guía de ondas aceleradora” que parece una tubería de cobre, con secciones internas en forma de arandelas, llamadas iris, que dividen la estructura en cavidades. (Pawlicki et al., 2016) En este componente se introducen al mismo tiempo, en uno de los extremos del tubo, los electrones que son acelerados por los intensos campos eléctricos y magnéticos que son producidos por las microondas al entrar en cada una de las cavidades. Los campos eléctricos que aceleran a los electrones a lo largo del eje de la guía de ondas son creados por corrientes de inducción generadas en la superficie de las paredes de la cavidad (Mayles et al., 2007).

La potencia P necesaria para generar los campos eléctricos dentro del acelerador (Pawlicki et al., 2016) dependen de diversas características de la guía de onda, como es: la diferencia de potencial V generado dentro de la guía a través la cual las partículas son aceleradas, Z la impedancia derivada de la guía de ondas aceleradora (medida de la eficiencia de la guía) y

L , la longitud de la guía.

$$P = \frac{V^2}{ZL} \quad (2.1)$$

Se pueden identificar dos tipos diferentes de guías: la guía de ondas estacionaria y la guía de ondas viajera. Entre estas, la guía de ondas viajera es la preferida por el fabricante de los aceleradores lineales *Elekta*.

2.2.2. Guía de ondas viajera

Al introducir electrones en un extremo de la guía de ondas, estos son capturados y agrupados por el campo eléctrico que los acelera, los electrones ganan energía al moverse en fase con el campo eléctrico (Metcalf et al., 1997), la figura 2.5 , muestra el caso simple de una onda viajera de campo eléctrico que se mueve a la derecha, en los instantes t_1 , t_2 y t_3

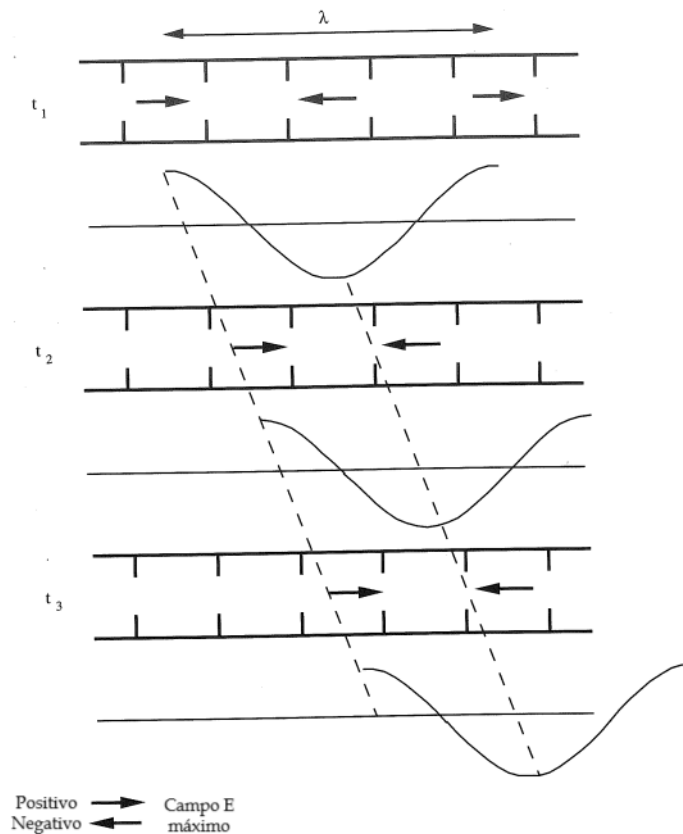


Figura 2.5: Onda viajera del campo eléctrico E en los tiempos t_1 , t_2 y t_3 .
Fuente: Karzmark and Morton (1981).

Los electrones agrupados experimentan una fuerza que los empuja al otro extremo, causada por la acumulación de cargas negativas en un extremo y haladas por las cargas positivas en el siguiente extremo, como se muestra en la siguiente figura:

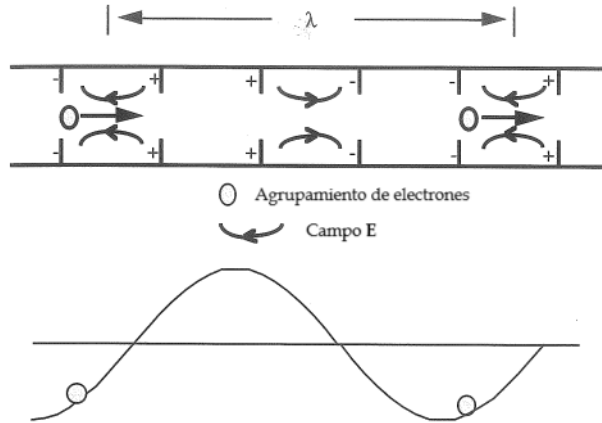


Figura 2.6: Distribución de cargas en una guía de ondas viajera. Fuente: Metcalfe et al. (1997).

Lo expuesto con anterioridad es el funcionamiento esencial de una guía de ondas viajera, en los linacs modernos se utilizan pulsos de microondas que se introducen de manera sincrónica en la guía en conjunto con la inyección de los electrones, siendo los campos electromagnéticos los encargados de brindarles un aumento contante de la velocidad en cada una de las regiones de la guía de ondas. En un principio, los electrones inyectados, al salir de dispositivo que los produce (llamado cañón de electrones), entran en uno de los extremos de la guía de ondas a una velocidad de $0.8c$, cercana a la velocidad de la luz. Luego de recorrer 30 cm (Mayles et al., 2007) empiezan a viajar a velocidades más cercanas a la de la luz. En la figura 2.7 se muestra la sección de una guía de ondas viajera moderna de una linac Elekta, se observa que en la primera región de la guía de ondas los componentes internos que parecen discos tienen espacio reducido entre ellos y diámetros estrechos, esta parte se denomina sección de agrupamiento debido a que los electrones se encuentran juntos en espacio, fase y velocidad, eventualmente adquiriendo energía de los campos electromagnéticos, luego los electrones ganan más energía lo cual da como resultado un incremento relativista de su masa y se dispone una igual separación entre los anillos.

2.2.3. Cañón de electrones

Este dispositivo permite la producción de electrones por emisión termoiónica a partir de un cátodo que es calentado. Un haz de electrones pulsados se produce mediante la aplicación de un pulso de voltaje de aproximadamente 10 kV (Mayles et al., 2007), lo cual produce una corriente de haz instantánea del orden de miliamperios. Un campo electrostático producido por una sección del cátodo en forma de “copa” enfoca los electrones a una región de área pequeña del ánodo, el cual, en este dispositivo, tiene un orificio que atraviesan los electrones, enfocándolos para luego entrar a la guía de ondas.

Existen dos tipos de cañones de electrones: el primero de estos es el de tipo diodo en el cual se tiene voltaje pulsado que se aplica al cátodo, lo cual produce “agrupamiento” de electrones en vez de un flujo continuo. El otro tipo de cañón de electrones es el de tipo triodo, en el que se obtiene un “agrupamiento” de los electrones a partir de la introducción de un

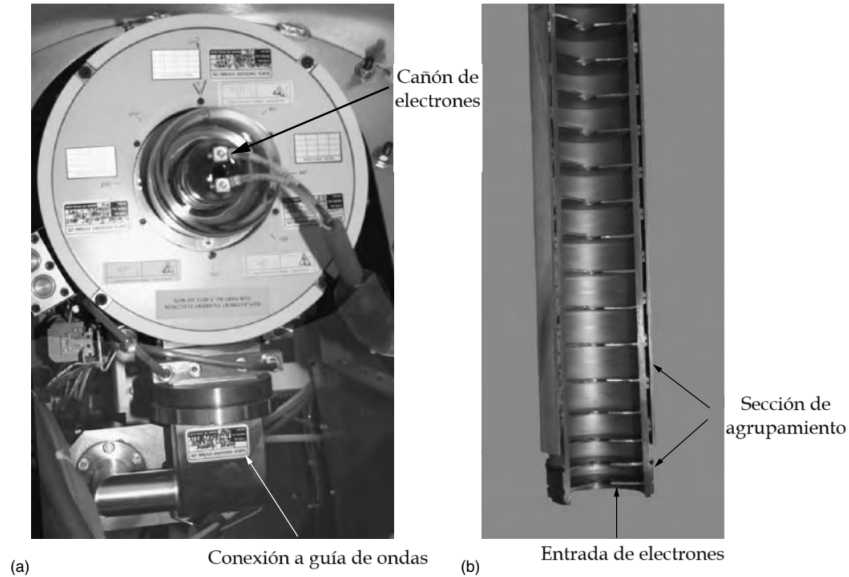


Figura 2.7: (a) Vista de un cañón de electrones de un acelerador de Elekta, en conjunto con una guía aceleradora de ondas viajera (b) corte de la sección de una guía de ondas circular. Electrones son acelerados en hacia la parte superior como lo indica la flecha. Obsérvese que los tabiques de la guía se encuentran más juntos en un extremo, esta es la sección acumuladora en donde los electrones se aceleran a velocidades relativistas. Fuente: [Mayles et al. \(2007\)](#).

tercer componente en su estructura: entre el ánodo y el cátodo, se coloca una rejilla justo en frente del ánodo. La rejilla introducida puede controlar la frecuencia de los electrones pulsados que entran a la guía de ondas ([Cherry and Duxbury, 2019](#)), esto se debe a que el cátodo tiene una diferencia de potencial constante y la rejilla una diferencia de potencial pulsada. Se tendrá que cuando el voltaje aplicado a la rejilla sea negativo, a los electrones se les impide llegar al ánodo y cuando el voltaje de la rejilla se elimine, los electrones serán acelerados al ánodo. En este sistema los pulsos al cátodo o a la rejilla son controlados por el modulador que se conecta al generador de radiofrecuencias (magnetron).

Para linacs con guías de ondas viajeras, en donde se tienen iris con aperturas grandes (para un mejor acoplamiento del campo eléctrico) y campos electromagnéticos de menor intensidad ([Mayles et al., 2007](#)), se tiene una mayor tolerancia espacial, lo cual permite que se pueda usar simplemente alambre de tungsteno que se calienta, esto permite reducir el costo y complejidad del sistema, resultando en un método simple para el control de la tasa de dosis con solamente variaciones en corriente.

2.2.4. Direccionamiento y enfoque del haz de electrones

En las guías de ondas, independientemente si es de ondas estacionarias o viajeras, se necesita que el haz de electrones viaje de manera paralela al eje central de la guía, para ello se utilizan elementos de direccionamiento que generalmente suelen ser bobinas de Helmholtz, que se montan en puntos críticos a lo largo de la guía, como puede observarse en la figura 2.9, donde se indican las bobinas según si tienen la función de desviar el haz de electrones

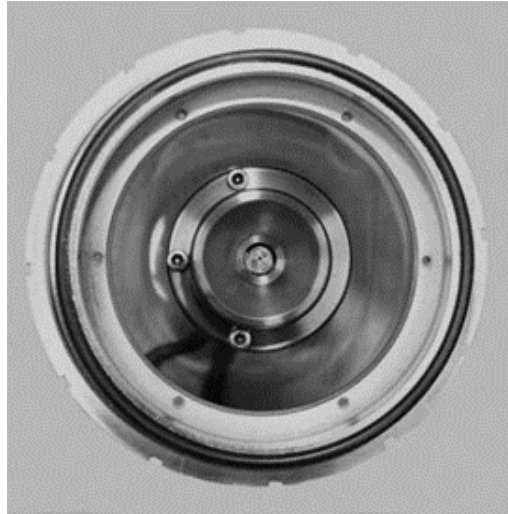


Figura 2.8: Ensamblaje de un cátodo en un linac Elekta SL series. Fuente: Mayles et al. (2007).

de manera radial (R) o de manera transversal (T). (Mayles et al., 2007) El funcionamiento correcto de este sistema es de importancia, debido a que cualquier desalineación leve del haz de electrones, generaría que este choque con el blanco en un ángulo incorrecto, lo que provocaría un haz de rayos x no uniforme con posibles efectos en la energía del haz de fotones.

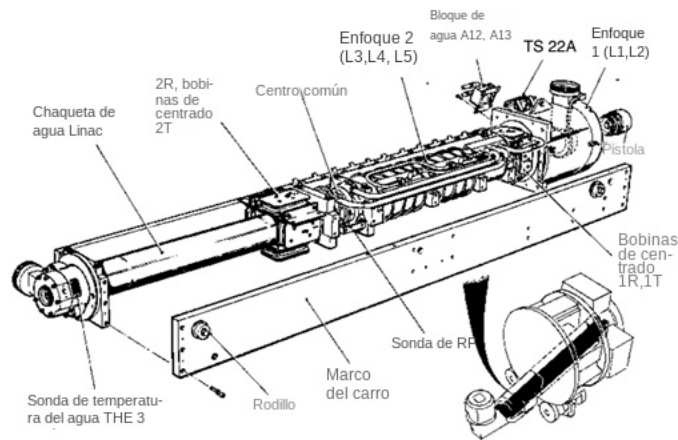


Figura 2.9: Posiciones de la bobina de enfoque y centrado para una guía de ondas viajera. El inserto en la parte inferior de la figura muestra cómo se monta esta guía de ondas en el brazo del acelerador. Fuente: Mayles et al. (2007).

2.2.5. Imanes de direccionamiento del haz de electrones

Debido a la longitud de la guía de ondas viajera, esta debe ser montada de manera horizontal dentro del brazo del linac, debido a esta orientación, los electrones al llegar al final de la guía de ondas, deben ser desviados antes de chocar con el blanco, para generar rayos x en

la dirección en la que se brinda tratamiento a un paciente (Metcalf et al., 1997).

Los electrones al abandonar la sección aceleradora entran a un “tubo de vuelo” que se encuentra al vacío donde deja de existir la aceleración brindada a los electrones y los conecta con la cavidad de direccionamiento, en donde se encuentran imanes que modifican la dirección de la velocidad de los electrones. Los sistemas de direccionamiento más conocidos son los de 90° y 270° , donde el nombre indica el ángulo en el que los electrones son desviados para luego chocar con el blanco.

El sistema más sencillo es el de 90° , pero tiene la desventaja que *no* genera un punto focal en el blanco, ya que cada uno de los electrones, al abandonar la guía aceleradora, tienen diferencias mínimas de energía que hacen que los electrones con mayor energía sean menos desviados por los imanes, mientras que los electrones con energías bajas experimentan un mayor ángulo de desviación (Cherry and Duxbury, 2019). Este problema fue solventado con el sistema de redireccionamiento de 270° en el que se direccionan los electrones a un ángulo determinado según su energía, permitiendo enfocar este haz a un solo punto del blanco; sin embargo, este sistema tiene la desventaja de que para ser montado en el linac se debe tener un brazo de mayores dimensiones para acomodar la órbita de los electrones.

El sistema de *Slalom* fue introducido por Elekta y permite generar un punto focal pequeño, sin la necesidad de aumentar las dimensiones del brazo del linac y permitiendo reducir la altura del isocentro. En este sistema de enfoque, conocido como sistema de 112.5° , ocurre una dispersión máxima de energía de los electrones en el trayecto entre los imanes M2 y M3, como puede observarse en la figura 2.10:

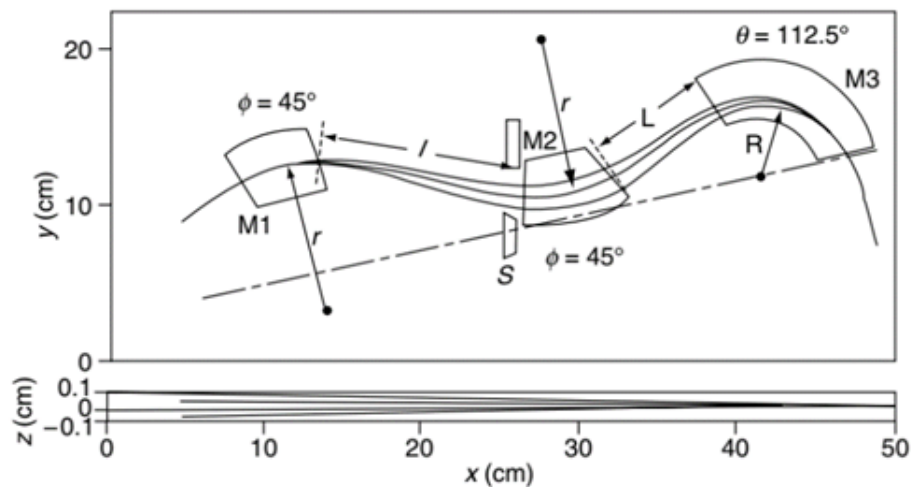


Figura 2.10: Sistemas de imanes de direccionamiento tipo *Slalom*. Fuente: Mayles et al. (2007).

2.3. Parte II: Componentes del cabezal

Los componentes de aceleración y de direccionamiento del haz de electrones que se presentó anteriormente, brindará un haz de electrones enfocado que se usará para chocar con un blanco y generar un haz de rayos X, el cual se moldeará a partir de los componentes que pueden observarse en la figura 2.11, lo cuales se describirán en esta sección.

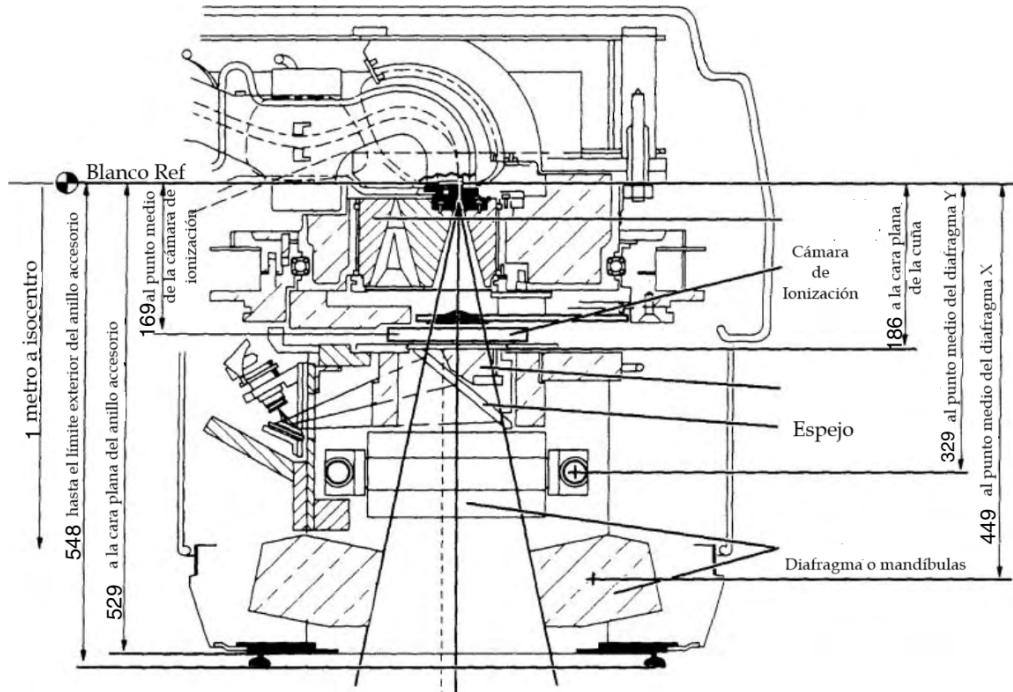


Figura 2.11: Diagrama del cabezal de un linac Elekta SL que muestra la posición del colimador primario, filtro aplanador, colimadores secundarios, entre otros componentes. Los números indican distancias expresadas en milímetros. Fuente: [Mayles et al. \(2007\)](#).

2.3.1. “Blanco” para la producción de rayos X.

En los linacs se generan rayos X por radiación de frenado, producida por el haz de electrones de alta energía al chocar contra un blanco, un metal de un alto número atómico, que se suele ser tungsteno o mezcla de cobre y tungsteno. Los fotones de megavoltaje son producidos mayoritariamente en la misma dirección de incidencia de los electrones con el blanco ([Greene and Williams, 1997](#)). La producción de rayos X es eficiente (aproximadamente un 30% mayor en comparación con las máquinas de kilovoltaje) e incrementa al tener un haz de electrones más energético. El calentamiento del blanco se controla con el paso de agua fría en un bloque de cobre sobre el cual está colocado el blanco de tungsteno.

2.3.2. Filtro aplanador

El haz de rayos X generado se dirige en su mayoría hacia adelante (Mayles et al., 2007) , con una distribución como puede observarse en la figura 2.14 (a), para poder tener distribución uniforme del haz de rayos X (y por ende del perfil de dosis generado), este se aplanando utilizando un dispositivo llamado *filtro aplanador* que tiene aproximadamente la forma de un cono, con su punta dirigida al blanco de tungsteno. Este dispositivo suele ser fabricado de tungsteno, acero o mezcla de estos (Metcalf et al., 1997).

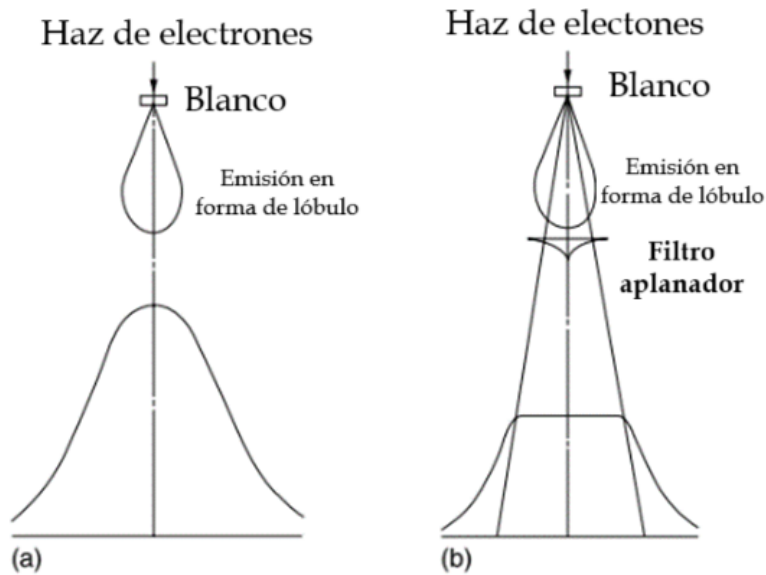


Figura 2.12: Haz de rayos X, (a) con filtro aplanador y (b) sin filtro aplanador. Fuente: Mayles et al. (2007).

2.3.3. Indicador visual de posicionamiento del haz

Dentro del cabezal se encuentra un bombillo de alta intensidad, el cual contiene un pequeño filamento que genera una coincidencia óptica con la fuente de radiación (el blanco de tungsteno) para que el personal profesional que utiliza el equipo pueda ver en dónde se va a localizar el haz de radiación al incidir en el paciente (Pawlicki et al., 2016) . Como puede verse en la figura 2.11, este mecanismo se localiza fuera del haz radiación y se proyecta la luz haciendo uso de un espejo. Asimismo, se utiliza una lámina transparente llamada "retícula", que tiene líneas de marcas que en conjunto con la luz que permiten ver la forma del haz y ubicar el centro de radiación en la intersección de estas líneas, como puede observarse en la figura 2.13.(b):

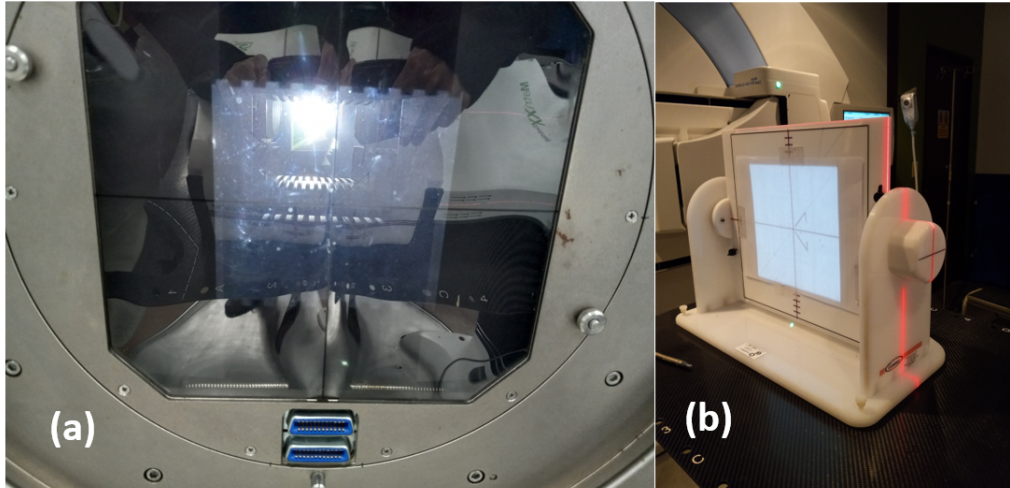


Figura 2.13: (a) Vista hacia el interior del cabezal, donde se mira al fondo el espejo que refleja la luz que sirve como indicador visual del posicionamiento del haz; también se observa la “retícula”. (b) La luz indicadora del posicionamiento del haz incidiendo sobre un dispositivo de calibración mecánico; se observa que se tiene un haz cuadrado y que las líneas de la retícula se proyectan, indicando la ubicación del eje central del haz.

2.3.4. Sistema de colimadores

Anteriormente, se explicó cómo generar el haz de rayos X, una vez teniendo este, es necesario que sea restringida su propagación espacial de una manera específica para lograr que esta llegue solamente a las regiones del paciente que se deseen irradiar. Los linacs poseen un *Colimador primario* en forma de cono abierto, como puede observarse en la figura 2.14, el cual se encuentra montado debajo del blanco y encima del filtro aplanador (Metcalf et al., 1997). Este colimador ayuda a disminuir la fuga de fotones dispersos fuera del cabezal de tratamiento, asimismo este dispositivo se encarga de que exista una baja tasa de dosis en las distancias que superan las esquinas del haz de radiación. Este dispositivo le da una forma circular al haz de radiación (forma de incidencia) (Mayles et al., 2007). En los aceleradores *Elekta* el colimador primario limita el haz de radiación a un círculo máximo de 50 cm (visto a una distancia de 100 cm de la fuente).

El *Sistema de colimadores secundarios* está compuesto por dos pares de bloques de plomo, de tungsteno o uranio empobrecido, capaces de atenuar el haz de radiación en un 0.5 – 1 % (Serreta and Arroyo, 2012), comúnmente se llaman a estos colimadores como “mandíbulas” o “quijadas” y pueden ser ajustadas para producir diferentes tamaños de campo rectangulares, denotándose como quijada X y quijada Y, estando colocadas de tal manera que su superficie interna sea tangencial al haz de radiación, para los linac de *elekta* el tamaño de campo máximo es de un campo cuadrado de 40 cm de lado, visto a una distancia de 100 cm de la fuente.

De manera convencional, las quijadas se denotan como X1, X2 y Y1, Y2, según como lo dicta la Comisión Electrónica Internacional (IEC por sus siglas en inglés) en la norma

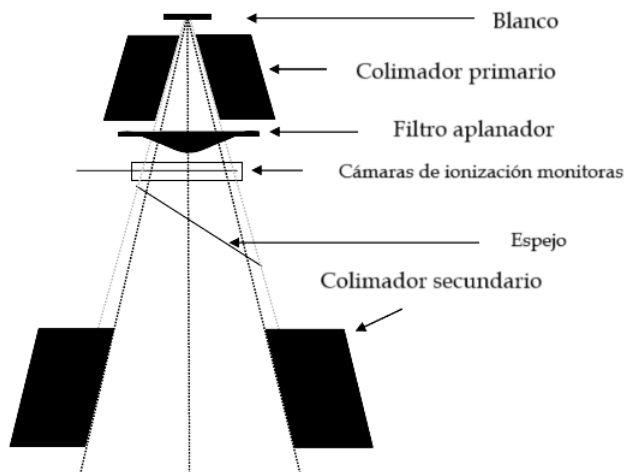


Figura 2.14: Esquema de los componentes típicos del cabezal de un linac.
Fuente: Oliveira et al. (2013)

1217 del año 1996, que establece los requisitos de calibración de los equipos de radioterapia. Según esta norma se definen la orientación de las quijadas, estando el brazo vertical (a 0°) y el cabezal a 0° , como se puede observar en la figura 2.15:

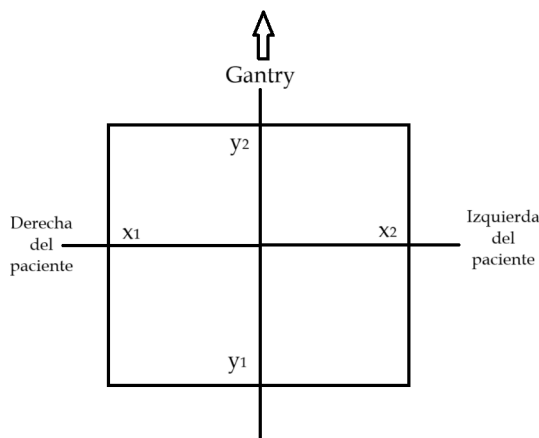


Figura 2.15: Nombre de las quijadas del colimador según IEC1217 (paciente en decúbito supino, con cabeza hacia el brazo). Fuente: Cherry and Duxbury (2019).

2.3.5. Colimadores multihojas

El sistema de colimadores secundarios presentado anteriormente solo permite restringir la radiación en formas rectangulares, es por ello que ante la necesidad de moldear los haces de radiación para que tengan una forma diferente a la rectangular, con la finalidad de reducir la irradiación a tejido sano (Greene and Williams, 1997), se introdujeron los colimadores multihojas (MLC por sus siglas en inglés). Este sistema permite crear campos de radiación

de forma irregular con exactitud y eficiencia, y consta de un arreglo de pares de hojas, siendo cada una controlada con su propio motor de paso. Los linacs actuales incorporan 80 o 120 hojas (40 o 60 pares) de espesores de 10 mm, las cuales cubren campos de radiación de hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$,

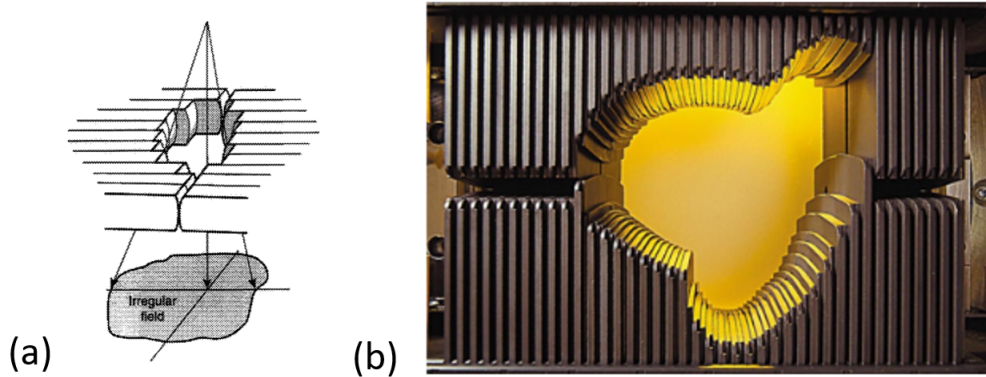


Figura 2.16: (a) Diagrama simplificado de las MLC, fuente: [Webb \(1993\)](#). (b) MLC de un linac, fuente: [Varian \(2023\)](#)

Las multiláminas están colocadas entre la cuña motorizada y las mandíbulas en Y, como se observa en la figura 2.17.

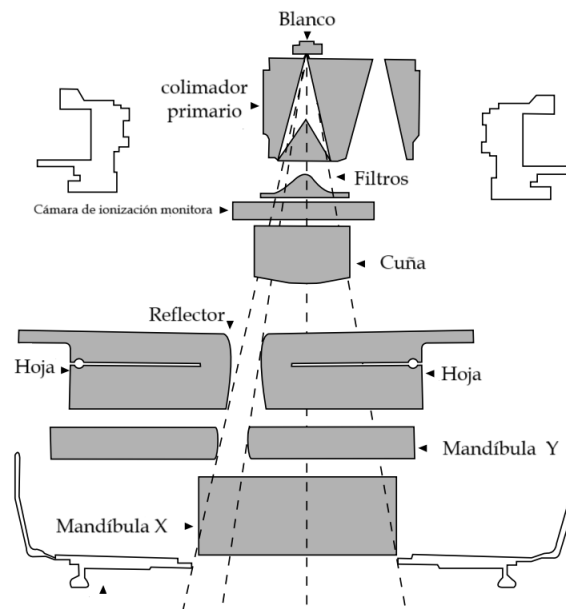


Figura 2.17: Diagrama del cabezal de un linac con MLC. Las láminas multi-hoja se ubican entre la cuña motorizada y las quijadas en Y. Fuente: [Mayles et al. \(2007\)](#).

Capítulo 3

Aspectos dosimétricos evaluados en un control de calidad anual

En este capítulo se presentan las características de los haces fotones que deben ser evaluados en los controles de calidad. Se abordan los aspectos relevantes para medir la dosis, así como el funcionamiento de los detectores, los lineamientos para la determinación de la dosis y la física detrás de estos. Por último, se explica la necesidad de los controles de calidad en radioterapia y se abordan aspectos de relevancia para la metodología de esta investigación.

3.1. Caracterización de los haces de fotones

En el capítulo anterior se presentó el equipo generador de radiación ionizante (linac) utilizado para los tratamientos de radioterapia externa, ahora se procederá a caracterizar estos haces de radiación.

Comúnmente se conoce como “dosimetría física” a las actividades relacionadas con la caracterización de los haces de radiación generados por el linac y a la medición de distribuciones de dosis absorbida mediante maniqués homogéneos y regulares.

En este trabajo se hará un enfoque en la dosimetría física, es por ello que en esta sección se describirán las variables dosimétricas con las cuales se puede explicar el comportamiento del haz de fotones al entrar en un medio.

Distancia de la fuente a la superficie

En los tratamientos de teleterapia es importante conocer la posición de la “fuente de radiación” lo cual hace referencia al foco del haz; esto es importante, ya que en los tratamientos se ajusta la altura de la camilla, lo cual modifica la “distancia de la fuente a la superficie” del paciente, esta distancia es conocida como DFS o SSD por su abreviatura en inglés (a lo largo de este trabajo se utilizará la abreviatura **SSD**).

Puede ocurrir que esta fuente virtual no coincida con el centro geométrico del blanco, respecto al cual se establece la distancia geométrica del isocentro ([Serreta and Arroyo, 2012](#)),

pero para los linacs modernos esta diferencia suele ser despreciable y lo único que se realiza es determinar la posición de la fuente, a partir del cumplimiento de la ley del inverso al cuadrado de la distancia (Ver figura 3.1).

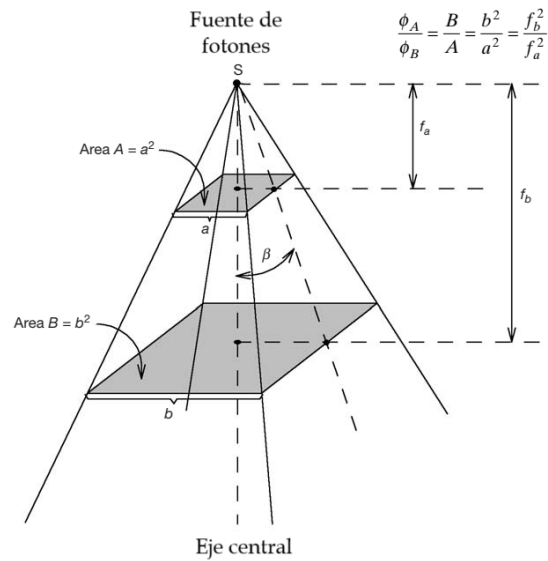


Figura 3.1: Esquema de un haz divergente producido por una fuente F, donde se cumple la ley del inverso al cuadrado de la distancia: la tasa de fluencia en aire es inversamente proporcional a la distancia de la fuente. Fuente: Podgorsak (2005)

La distancia de la fuente al isocentro comúnmente, y en el linac de este estudio, es de 100 cm. En base a esta característica se hace referencia a esta distancia al eje como SAD (por su abreviación del inglés de *source axis distance*), donde cabe recalcar que esta no es una distancia que se varíe, a diferencia del SSD que depende de la distancia a la cual se coloca un paciente o cualquier otro medio sobre el cual incida el haz de radiación.

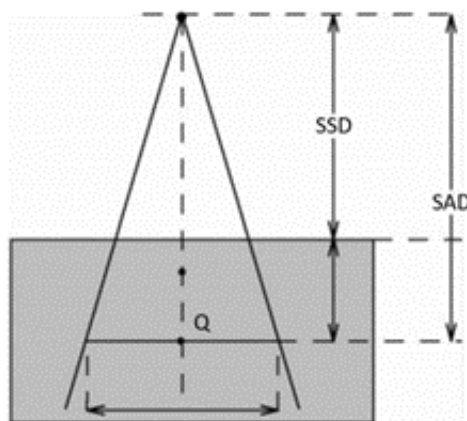


Figura 3.2: Esquema de que ilustra el concepto de SSD y SAD. Fuente: Pawlicki et al. (2016)

3.1.1. Funciones que expresan el grado de penetrabilidad del haz de radiación en un medio homogéneo

3.1.1.1. Porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD)

A la distribución de la tasa de dosis absorbida en un medio material a lo largo del eje del haz de radiación, representada en porcentaje respecto al valor de dosis máximo, se conoce como *porcentaje de dosis a profundidad* (PDD por sus siglas en inglés), esta distribución (ver figura. 3.3) depende de la energía, de la distancia SSD, del tamaño del campo y se observa variación en la dosis a distintas profundidades en el medio.

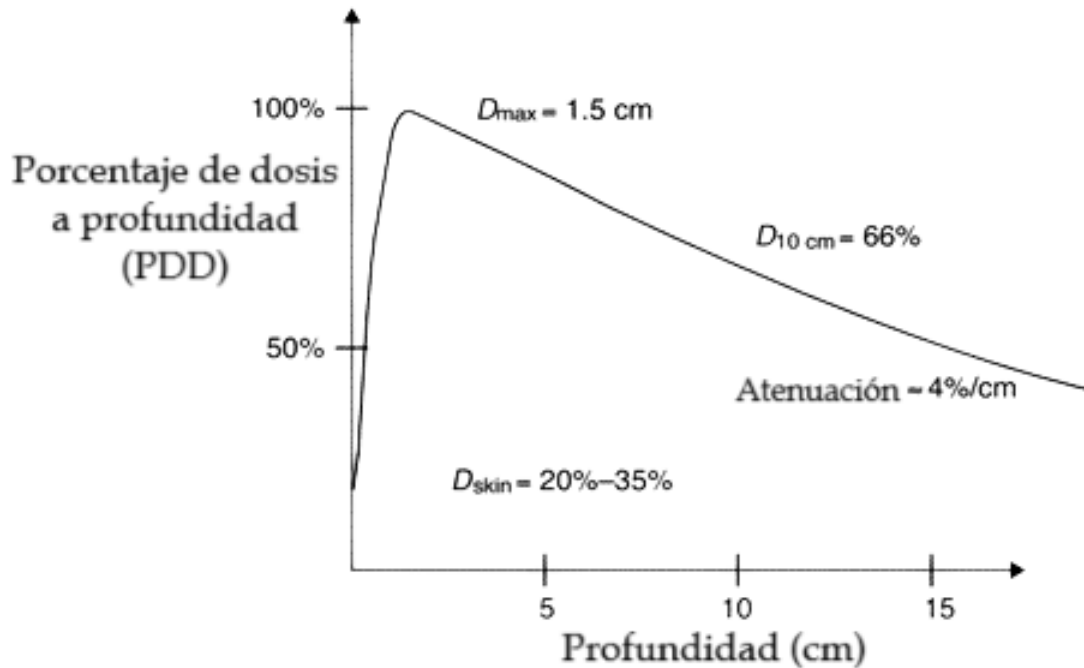


Figura 3.3: Curva de porcentaje de dosis a profundidad. Fuente: [Xia and Godley \(2015\)](#).

El PDD, es una distribución que se obtiene a partir de mediciones de dosis a lo largo del eje central del haz de radiación (solo variando la profundidad) en un medio que comúnmente es un maniquí de agua ([Xia and Godley, 2015](#)). Matemáticamente, se define como el cociente de la dosis a una profundidad en específico entre la dosis a una profundidad de referencia, que suele ser la de dosis máxima (d_{max}), a lo largo del eje central del haz de radiación.

$$\%DD = \frac{\text{Dosis a la profundidad } d}{\text{Dosis a la profundidad de referencia } (d_{\text{máx}})} \times 100 \% \quad (3.1)$$

Esta función alcanza su máximo valor a una profundidad de 1.5 cm para una linac de 6 MV, que irradia a un maquiní a SSD=100 cm, con un campo de radiación cuadrado de 10x10 cm². A la zona entre la superficie y el máximo se conoce como “buildup region” o región de acumulación, debido a que en esta zona ocurre una acumulación de partículas cargadas generadas por los fotones, dando como resultado un incremento en la deposición de la

dosis a medida que el haz de radiación interactúa con el medio material (Serreta and Arroyo, 2012), esta región de acumulación termina cuando se alcanza el equilibrio de partícula cargada (CPE). La profundidad de dosis máxima depende de la energía del haz de radiación, ya que al aumentar la energía, aumenta el alcance de las partículas cargadas.

La profundidad de dosis máxima se ve modificada al cambiar el tamaño de campo, en específico la distancia de D_{max} disminuye al aumentar el tamaño de campo, debido a la existencia de radiación dispersa a mayores profundidades, ya que esta incrementa con el aumento del volumen del material irradiado y debido a la influencia de radiación secundaria que se produce en el sistema de colimación, filtro aplanador, etc. (Serreta and Arroyo, 2012) Para tamaños de campo inferiores a 5 cm x 5 cm (considerados tamaños de campo pequeño) se produce lo inverso: la distancia de D_{max} aumenta al disminuir el tamaño de campo, debido a que la dispersión con el medio se reduce. Esto se ilustra en la figura 3.4 (a) (Xia and Godley, 2015).

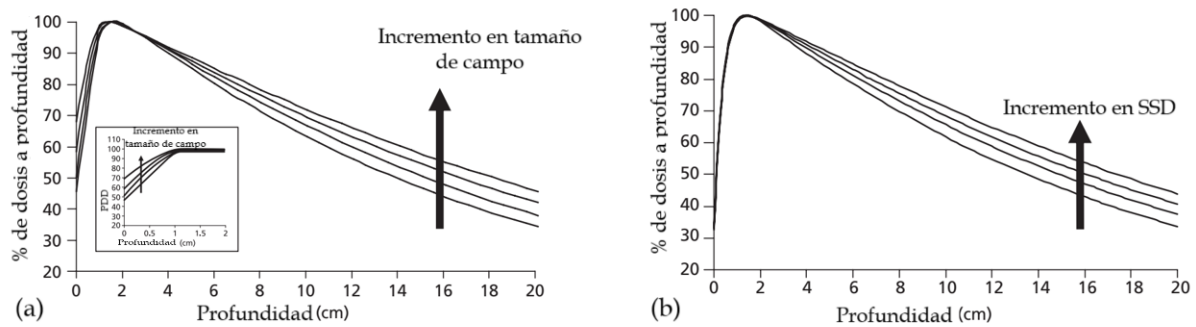


Figura 3.4: Curvas PDD de haces de fotones de 6 MV para diferentes tamaños de campos cuadrados, mediciones hechas a SSD= 90 cm. (a) Se observa que la dosis absorbida en superficie aumenta al aumentar tamaño de campo y que la profundidad de dosis máxima disminuye al aumentar el tamaño de campo. (b) Comportamiento del decaimiento de la dosis ante aumentos del SSD. Fuente: Xia and Godley (2015)

Las características del PDD también se ven alteradas por los cambios en la distancia de la fuente a la superficie (SSD) como puede observarse en la figura 3.4 (b), esto se debe a que la forma del comportamiento de la dosis en esta curva se ve influenciada tanto a una componente por la radiación dispersa y también al tener en cuenta la componente de la ley del inverso al cuadrado de la distancia. Se observa que a medida que aumenta la distancia SSD aumenta el porcentaje de dosis a profundidad, ya que el haz se vuelve más penetrante porque la influencia del componente del inverso al cuadrado disminuye. De manera similar, a medida que la SSD disminuye, el haz se vuelve menos penetrante, ya que el componente del inverso al cuadrado se vuelve más dominante (Xia and Godley, 2015). Es importante destacar que para un tamaño de campo y energía determinados, la dosis en la superficie es bastante constante una vez que la SSD es de 90 cm o más. Si la SSD disminuye por debajo de 90 cm, más electrones generados en la cabeza del acelerador pueden llegar a la superficie y la dosis en la superficie comienza a aumentar (contaminación electrónica). Los comportamientos del

PDD se resumen en la tabla I.

Tabla I. comportamiento de los PDD ante incrementos en tamaño de campo, energía y distancia SSD. Fuente: [Xia and Godley \(2015\)](#)

Incremento en	PDD	Razones
Tamaño de campo	Incrementa	Incremento en dispersión
Energía	Incrementa	Incremento de la penetración de los fotones debido al incremento de la energía.
SSD	Incrementa	Ley del inverso al cuadrado de la distancia (factor de Mayneord)

3.1.1.2. Razón Tejido-fantoma (TPR)

La razón tejido fantoma (TPR por sus siglas en inglés) es un indicador de la calidad del haz de fotones, en específico el TPR indica la atenuación de fotones al realizar el cociente de valores de dosis a dos profundidades mayores que la distancia de dosis máxima ([Sibtain et al., 2012](#)). El TPR utiliza el cociente de dos valores de dosis, a diferentes profundidades del medio a lo largo del eje central del haz de radiación, manteniendo una distancia fija la distancia de la fuente al detector de radiación. El cociente utilizado para caracterizar la energía del haz es el de la dosis a 20 cm entre la dosis a 10 cm de profundidad, es por ello que a este indicador se denota como TPR_{10}^{20} . Estas medidas se realizan con un campo de radiación de 10 cm x 10 cm, en un tanque de agua (fantoma), permaneciendo la distancia de la fuente al detector fija (100 cm). Como se puede ver en la figura 3.5. lo único que se varía es el nivel del agua.

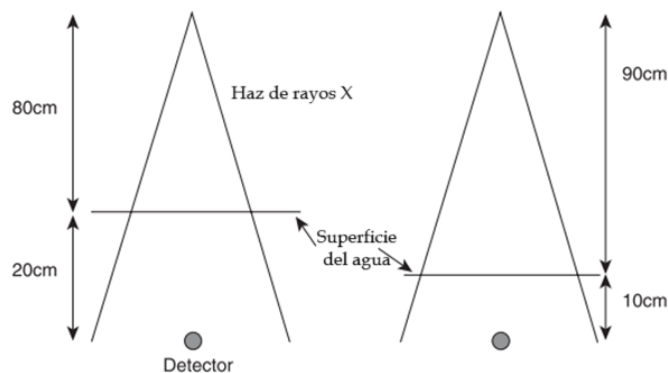


Figura 3.5: Geometría de la medición para determinar el índice de calidad en energías de megavoltaje. Fuente: [Sibtain et al. \(2012\)](#)

Matemáticamente y de manera general, el TPR se define como el cociente de dosis en un fantoma en un punto Q a lo largo del eje central del haz de radiación entre la dosis al mismo

punto Q en el fantoma a una profundidad de referencia d_{ref} , (Longo et al., 2021) este cociente depende tanto de la profundidad a las que se obtengan los valores de dosis, del tamaño de campo y en menor medida de la energía del haz de fotones.

$$\text{TPR}(d, A, E) = \frac{D_Q}{D_{Q_{ref}}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q_{ref}}} \quad (3.2)$$

Geometría del haz de radiación

Debido a la divergencia del haz de radiación, se tendrá que el tamaño de campo de tratamiento aumentará al aumentar el SSD, es por ello que se necesita una definición estándar de la de la geometría del haz. Al hablar de tamaño de campo se hace referencia a una descripción de un campo rectangular o cuadrado visto solo en dos dimensiones. El tamaño de campo comúnmente (Sibtain et al., 2012) en el plano del isocentro, que suele estar a SSD=100 cm.

Existen dos definiciones del tamaño de campo que pueden utilizarse, la primera es la de tamaño de campo geométrico: esta hace referencia a la proyección de las esquinas frontales del sistema de colimadores, lo cual puede observarse con el indicador visual del posicionamiento del haz donde los bordes de la región iluminada indicarían los bordes del haz. La otra forma de definir el tamaño de campo es de manera dosimétrica y para ello se hace uso medidas de dosis en una sección recta, perpendicular al eje central del haz; a las distribuciones dosis obtenidas, se les denomina “perfiles de campo”, teniéndose curvas como la que se muestra la figura 3.6, en la cual el ancho a la mitad (50 %) de la altura de la distribución (conocido como FWHM, anchura a media altura) coincide con el tamaño de campo geométrico (Metcalf et al., 1997).

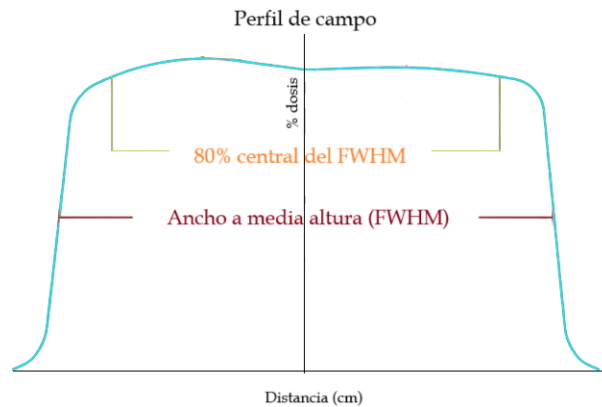


Figura 3.6: Perfil de campo y el uso del FWHM como definición dosimétrica del tamaño de campo. Fuente: OMP (2020a)

3.1.1.3. Perfiles de campo

Un perfil de campo es una gráfica del comportamiento de la dosis de manera lateral, es decir, en dirección perpendicular del eje central del haz de radiación (Sibtain et al., 2012), con valores de dosis obtenidos a una profundidad específica y comúnmente normalizados con

respecto al valor de la dosis en el eje del haz central. Estas curvas se obtienen realizando mediciones con un detector que realiza “escaneos” para tomar medidas en diferentes puntos dentro de un tanque de agua (ver fig. 3.7). Estas curvas permiten evaluar la variación de la dosis absorbida en función de la distancia al eje del haz y de la profundidad. Las características de estas curvas dependen de la energía del haz de radiación, de la forma del filtro aplanador y del sistema de colimación (Serreta and Arroyo, 2012).

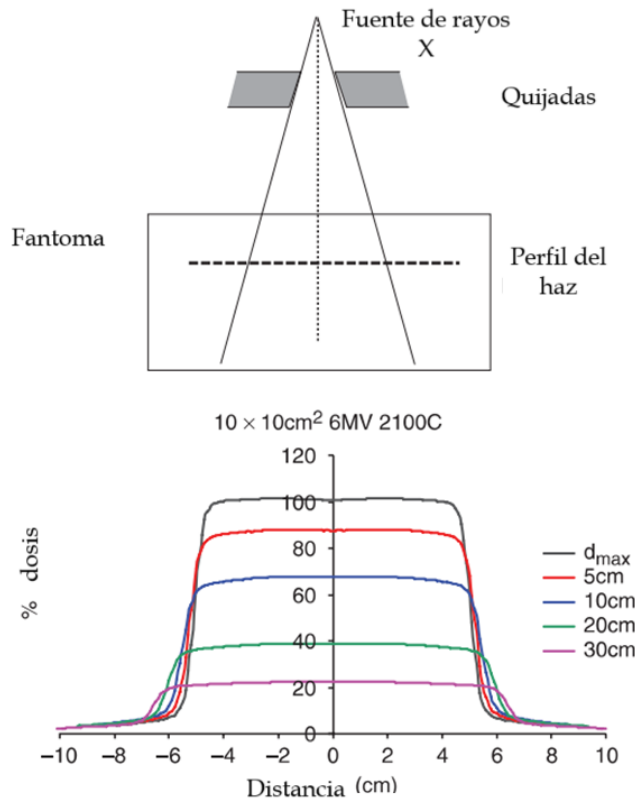


Figura 3.7: Ilustración esquemática de las condiciones de medida y una serie de perfiles adquiridos a diferentes profundidades. Fuente: Sibtain et al. (2012)

Como puede observarse en la figura 3.8, la región A indica la *Umbral* la cual es la región del perfil que no se ve afectada por los colimadores; la letra B indica la región de *penumbra*, donde el perfil es afectado por los colimadores que delimitan el tamaño de campo. Los perfiles de campo son utilizados para determinar las penumbras (debido a que los datos resultan de gran importancia para los sistemas computacionales de planificación de tratamiento) y para analizar la uniformidad del haz.

La penumbra del haz de fotones, se determina a partir del perfil de campo y existen diversas maneras de definirla, comúnmente la penumbra se define como la distancia entre el 80 % y 20 % de la dosis a ambos lados del perfil, medido a una profundidad de 10 cm en el fantoma de agua (Podgorsak, 2005) .

La región de penumbra se caracteriza por tener una caída brusca de gradiente de dosis en la región del borde del tamaño de campo debido a los colimadores, la caída de la dosis en

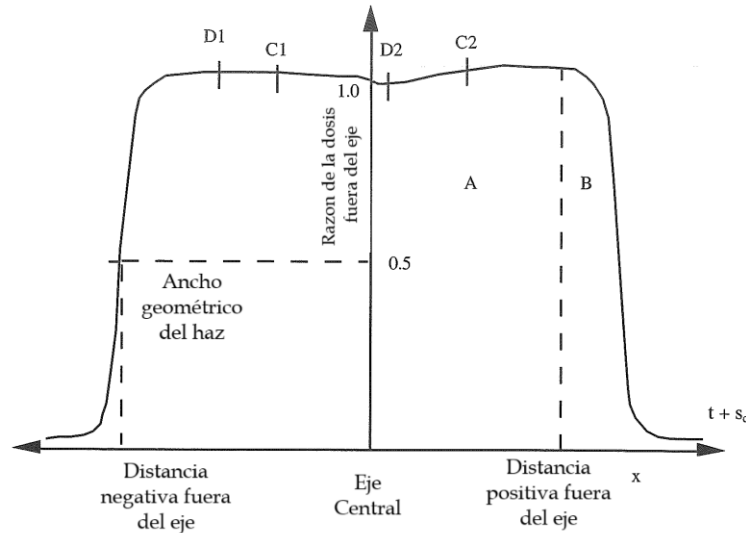


Figura 3.8: Ejemplo de perfil de campo del haz de radiación, obtenido a partir de medidas tomadas a lo largo del eje X o Y. La región A se define como Umbra y la región B como penumbra. Fuente: [Metcalf et al. \(1997\)](#)

esta región tiene forma de sigmoide ([Metcalf et al., 1997](#)), existiendo en los extremos una caída prolongada de la dosis que se denomina “cola de la penumbra” que se ve influenciada en menor medida por la transmisión a través de las quijadas e influenciada significativamente por la dispersión de los rayos x al interactuar en el medio material, esta última componente y por ende la dosis en la cola de penumbra, aumentan en magnitud a medida aumenta la profundidad y el tamaño de campo.

La uniformidad de la dosis en el perfil de campo se cuantifica a partir del cálculo de la **simetría y planicidad**.

Conceptualmente, la *simetría* es una medida de la consistencia de la dosis a ambos lados del perfil de campo. La simetría puede establecerse al hacer mediciones de dosis (lateralmente) de manera equidistante al eje central del haz de radiación y comparando los valores de dosis máxima y de dosis mínima. Según el TECDOC-1151, esta se define matemáticamente como ([Alfonso et al., 2010](#)):

$$S = (D_{80\%}^i - D_{80\%}^d) / D_{eje} \times 100\% \quad (3.3)$$

Donde $D_{80\%}^i$ es la dosis a la izquierda y $D_{80\%}^d$ la dosis a la derecha del perfil a evaluar, tomando la mayor diferencia de dosis, esto se evalúa dentro del 80% del FWHM del perfil de campo, esta ecuación especifica la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del perfil de campo.

Por otro lado, la planicidad se especifica como la variación porcentual máxima permisible de la dosis dentro del 80% del FWHM del perfil de campo, midiéndose a una profundidad definida (comúnmente $d=10$ cm), matemáticamente la planicidad se puede definir como

(Alfonso et al., 2010):

$$P = (D_{\text{máx}} - D_{\text{mín}}) 100 \% / (D_{\text{máx}} + D_{\text{mín}}) \quad (3.4)$$

Donde D_{max} es la dosis máxima y D_{min} es la dosis mínima dentro del área del 80 % del FWHM del perfil de campo a evaluar.

Las características presentadas para la descripción del haz de fotones aplican solamente para tamaños de campo mayores a $4 \times 4 \text{ cm}^2$, los cuales son denominados **tamaños de campo grandes**, por otro lado, para tamaños de campo menores, los cuales son considerados como **tamaños de campo pequeños**, deja de existir la relación entre tamaño de campo geométrico y dosimétrico (Sibtain et al., 2012), debido a que deja de existir el equilibrio lateral de partícula cargada incluso a lo largo del eje central del haz, asimismo porque la salida (“output” en inglés) del linac cambia en dependencia de las posiciones de los colimadores (oclusión parcial de la fuente) y por último que las mediciones se ven afectadas por las dimensiones del detector que se utiliza para medir el perfil de campo. En estos casos, la dosimetría de campos pequeños debe realizarse con códigos de práctica específicos, los cuales serán abordados en la sección 3.6.

3.2. Medida de la dosis: detectores de radiación

3.2.1. Cámaras de ionización

El proceso de ionización hace referencia a la creación de pares de iones, que resulta de las interacciones que transfieren la energía de la radiación a un sistema atómico; para transferencias de energía mayores que las energías de ligadura de los electrones en los átomos que incide la radiación, los electrones serán liberados, dejando al átomo con un electrón menos (un ion de carga positiva). La propiedad que tiene la radiación ionizante de ionizar un gas fue la primera en observarse y resultó la base para la creación de los primeros detectores de radiación (Podgoršak et al., 2006).

Las cámaras de ionización son el instrumento utilizado en la radioterapia para realizar mediciones precisas que permiten determinar la dosis absorbida, son utilizadas tanto para medidas de dosis absoluta y relativa, las cuales son el tipo de mediciones objetivo de este estudio (Mayles et al., 2007).

El medio sensible comúnmente utilizado en las cámaras de ionización es el aire a presión atmosférica, cuya densidad es aproximadamente 700 veces menor que la del agua. La razón de usar aire como medio sensible es porque presenta un valor casi constante del potencial de ionización para los fotones en el rango de energías de diagnóstico a radioterapia.

Dado que el gas y el agua no son equivalentes en términos de sus propiedades, la carga eléctrica medida por este instrumento debe ser inicialmente relacionada con la dosis en el gas. Posteriormente, se aplica la teoría de la cavidad para calcular la dosis en el medio en cuestión. Teniendo en cuenta estas consideraciones iniciales, se tiene la siguiente expresión para el cálculo de la dosis (Podgorsak, 2005):

$$D_{\text{agua}} = \frac{Q}{\rho V} (W_{\text{aire}} / e) S_{\text{agua, aire}} \quad (3.5)$$

3.2.1.1. Principio de operación

Una cámara de ionización consiste de una cavidad llena de gas entre la cual hay dos electrodos a los cuales se le aplica voltaje. La radiación, al incidir en el medio, ioniza el gas y el campo eléctrico (debido los electrodos con diferencia de potencial), genera que los iones resultantes cargados de un signo dado se muevan hacia el electrodo de carga opuesta, esto genera una corriente que puede medirse con un electrómetro.

Como puede observarse en la figura 3.9, donde se presenta el comportamiento de la carga colectada en dependencia de voltaje aplicado, en un principio la carga colectada es poca a bajos voltajes, debido a la recombinación iónica; luego a medida que el voltaje incrementa aumenta la señal obtenida, ya que una mayor proporción de cargas es colectada antes que ocurra la recombinación. La señal alcanza un valor de saturación en la cual todos los iones de pares producidos por la radiación son colectados, a esta región de operación del detector

se le conoce como región de cámara de ionización (Khan and Gibbons, 2014).

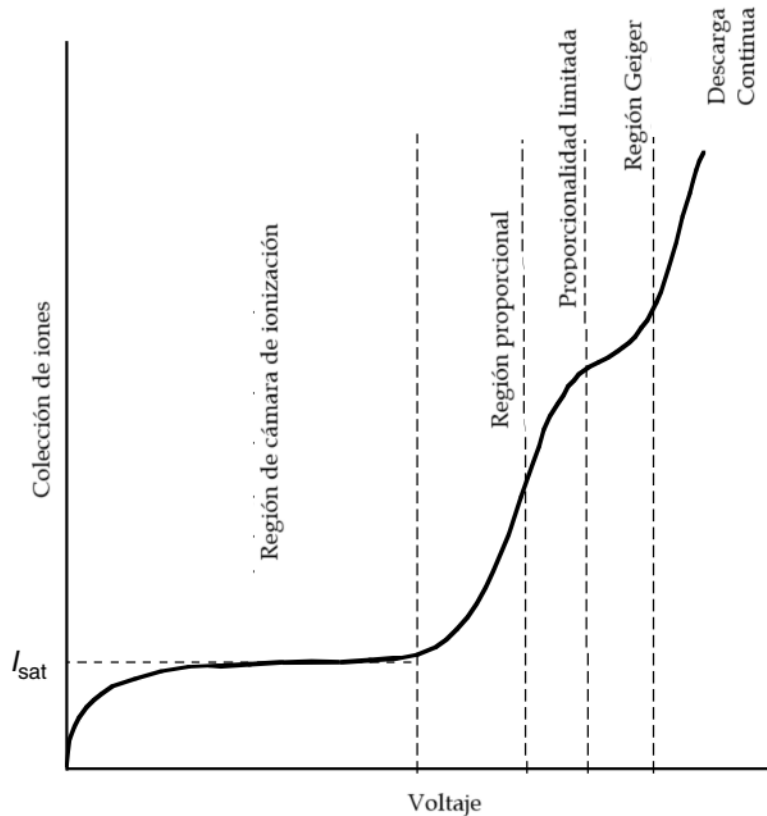


Figura 3.9: Comportamiento de la carga recolectada en función del voltaje aplicado, en una cámara de ionización. Se indican las diferentes regiones de funcionamiento del detector; el *plateau* corresponde a la región de cámara de ionización, donde se alcanza una corriente de saturación. Fuente: Mayles et al. (2007).

Una cámara de ionización posee un volumen sensible donde se encuentra el gas, un electrodo central y uno externo de aluminio (separados por un aislante interno y un anillo de guardia), la pared de la cámara de bajo materia Z (suele ser grafito, $Z=6$), una tapa de acumulación o un protector contra el agua. El volumen de colección de las cámaras de ionización de cavidad en radioterapia ronda entre los 0.1 a 1 cm^3 y las corrientes obtenidas son del orden de los nA. Asimismo, el sistema de este detector incluye al electrómetro, ver fig.3.10 (Sibtain et al., 2012), ya que permite cuantificar la tasa de exposición con la tasa de flujo de la carga (corriente) al ser medidos en el circuito con un amperímetro, también permite la medición de la exposición total a partir del almacenamiento de la carga en un capacitor hasta que termina la exposición y luego se hace una lectura de la diferencia de potencial en el capacitor. Además, es importante destacar la importancia del uso de cables triaxiales de alta calidad que generen poco ruido, para disminuir las influencias en el sistema de detección.

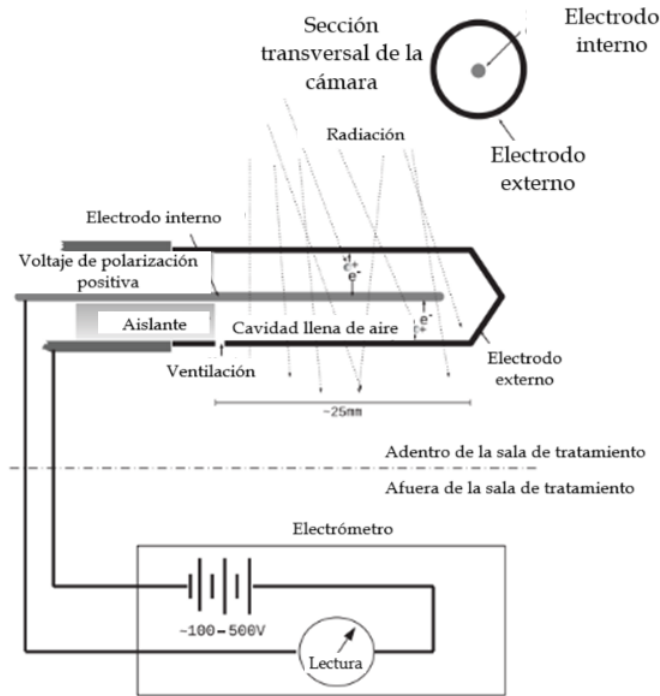


Figura 3.10: Ejemplo de cámara de ionización simple y electrómetro. Los electrodos conductores interior y exterior de la cámara están separados por un aislante. La cámara está conectada al electrómetro fuera de la sala de tratamiento mediante un cable largo que suministra la diferencia de voltaje requerida a los electrodos y también conduce la pequeña corriente producida por la ionización en la cavidad de aire. El anillo protector reduce las fugas a través del aislante. Fuente: [Sibtain et al. \(2012\)](#)

3.2.1.2. Tipos de cámaras de ionización

En la radioterapia clínica se utilizan las cámaras de ionización de cavidad, las cuales son pequeñas cámaras con paredes que encierran el volumen de aire. Las cámaras de cavidad, además de usarse en centros de radioterapia, se utiliza en los laboratorios estándar de calibración secundaria (LSCD). Existen dos tipos principales de cámaras de cavidad: las cilíndricas (comúnmente conocidas como cámaras de dedillo) y las cámaras plano-paralela que están diseñadas para que tengan un comportamiento de cavidad de Bragg-Gray ante haces de fotones y electrones respectivamente, en este trabajo se hará un enfoque único a las cámaras de tipo cilíndrica. Las cámaras de cavidad no se encuentran completamente selladas para que la presión del aire en la cámara pueda equilibrarse con la presión ambiental ([Mayles et al., 2007](#)).

Para que una cámara de ionización se comporte de manera perfecta a una cavidad de Bragg-Gray debe satisfacer las siguientes características ([Serreta and Arroyo, 2012](#)):

1. La cavidad debería ser lo suficientemente pequeña con relación a los gradientes de dosis para que exista una buena resolución espacial. En la práctica, para que la cámara tenga un voltaje de operabilidad de 300 V y que la sensibilidad (relacionado con el volumen

del aire) sea la suficientemente alta, se imposibilita fabricar cámaras con cualquier dimensión menores a 2 mm, no pudiendo existir cámaras con volúmenes menores a 0.1cm^3

2. La pared de la cámara y los electrodos debería estar hechos de materiales homogéneos y equivalentes al medio (agua), lo cual es prácticamente imposible.
3. La pared de la cámara debería ser muy delgada, especialmente en la dirección de incidencia del haz de radiación.

Para medir la dosis con bastante precisión es necesario introducir factores de corrección, estos factores de perturbación se presentan en la sección 3.3.1.1, pues son la base para la determinación de dosis absoluta

3.2.1.3. Cámara cilíndrica

Un diseño bastante común de las cámaras cilíndricas utilizadas en radioterapia son las de tipo Farmer, la cual fue diseñada por Farmer en 1955 quien la mejoro en conjunto con Aird, de tal manera que esta cámara brinda una buena respuesta energética y consistencia entre cámaras del mismo diseño (Khan and Gibbons, 2014) . La figuras 3.11 muestra un esquema de los componentes de la cámara, especificando sus dimensiones. En estas cámaras el electrodo central es un alambre delgado de aluminio, la pared externa de la cámara que está hecho de grafito actúa como el electrodo externo. El volumen de la cavidad de esta cámara suele ser de 0.6 cm^3 , siendo la longitud de la cavidad de 24 mm y el diámetro de 3.25 mm, teniendo la pared de grafito un espesor de 0.5 mm.

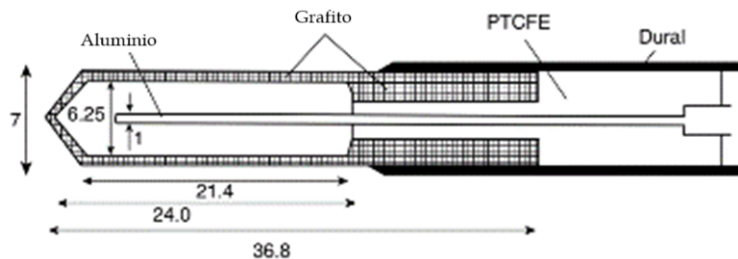


Figura 3.11: Esquema de cámara de ionización de tipo Farmer, se indican sus dimensiones en milímetros. Fuente: Mayles et al. (2007)

Existe otros diseños de cámara de ionización fabricadas con menor diámetro y longitud, lo cual reduce el volumen sensible del detector y le permite obtener mejor resolución espacial, pero dando como resultado que se detecta una menor señal por unidad de dosis. Estas cámaras son comúnmente utilizadas en situaciones en donde se quiere evaluar los cambios rápidos de dosis de una región a otra, como lo es en las penumbras de escaneos de perfiles de campo, que es una de las medidas de dosis relativa que se explicará en la sección 3.5.

3.2.2. Dosímetros semiconductores

Los detectores basados en la interacción de la radiación con el material sólido, tienen ventaja sobre los detectores llenos de gas. En este tipo de detectores (Mayles et al., 2007), el material sensible al tener una densidad mayor que el aire se tiene mayor interacción con la radiación incidente. En esta sección se abordará el principio de la dosimetría con detectores de tipo diodo, los cuales al poseer un pequeño volumen con alta sensibilidad, les da la característica de poseer muy buena resolución espacial y buena respuesta en tiempo real, permitiendo realizar mediciones de campos de radiación de tamaño pequeño y de distribuciones de dosis que cambian con el tiempo.

Los detectores de diodo son detectores de estado sólido de pequeño volumen que se utilizan en dosimetría de campo pequeño, mediciones de matrices y dosimetría in vivo.

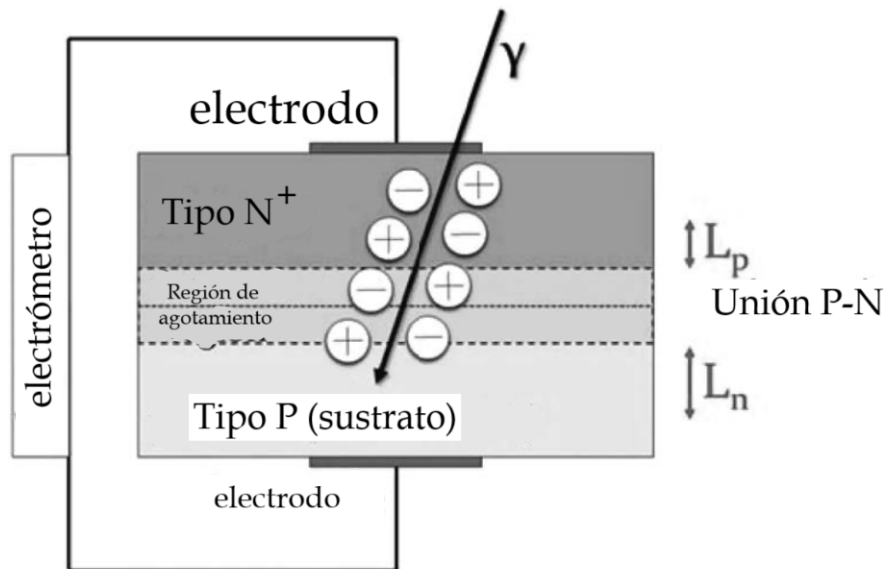


Figura 3.12: Figura: Esquema de la sección transversal de un diodo de silicio basado en una unión p-n. Fuente: Darafsheh (2021)

Un dosímetro de diodo de silicio es un diodo de unión p-n los cuales se fabrican tomando una base o sustrato de tipo n o tipo p y dopando la superficie para obtener en dicha zona el tipo contrario. Los diodos se denominan como tipo p o n según la base que se utilice (Brosed and de Física Médica, 2011). Los dosímetros de este tipo están formados por un cristal de silicio al cual se le introducen impurezas para que los electrones de valencia sean transferidos a la red cristalina del silicio. El realizar esto da como resultado una base de tipo N. De manera similar se puede usar el boro como impureza, de tal manera que se crean “agujeros” en la red, que se deben a la ausencia de enlaces covalentes entre los átomos de silicio y boro, en este caso se tiene una base de tipo P.

Si una de las superficies de la base se dopa fuertemente, se tendrán impurezas del tipo opuesto con concentraciones de mayor magnitud que las impurezas utilizadas en la bases

(Darafsheh, 2021). Para el lado de base N (unión de lado N) se tienen mayor cantidad de electrones que de agujeros. Se hace lo mismo para la base tipo P y se tiene lo contrario: en la unión tipo P hay mayoría de agujeros y minoría de electrones, uniendo estas dos bases se obtiene una unión tipo P-N.

En esta unión los electrones se mueven del lado N al lado P, teniendo ahora agujeros en el lado contrario, eventualmente este proceso de movimiento denominado *difusión* termina dando como resultado una región en medio sin cargas, con cargas positivas en el lado n y cargas negativas en el lado P. A lo largo de la unión se tiene un campo eléctrico lo suficientemente grande que previene la continuación de difusión de más partículas cargadas, este campo eléctrico es del orden del 10^3 V/m, incorporando una diferencia de potencial en la región espacial sin carga, la cual tiene un grosor de alrededor de $1\mu m$, y se denomina región de agotamiento (o depletion región en inglés) que representa el volumen sensible a la radiación.

Al incidir la radiación en estos dosímetros, esta genera pares electrón-hueco en todo el diodo, en la zona de unión o de agotamiento, las cargas que se producen en esta zona, la cruzan por el efecto del campo eléctrico presente, polarizando la zona p negativamente con respecto a la zona n, si el diodo se fabrica de tal manera que los tiempos de colección sean reducidos se puede minimizar la recombinación de pares electrón-hueco.

Como se ha visto, los diodos trabajan en polarización inversa. Para minimizar las corrientes de fuga, los diodos utilizados en dosimetría operan sin voltaje externo, siendo el potencial aplicado a sobre los portadores de carga el intrínseco del diodo en la zona de unión. La señal obtenida se mide comúnmente con electrómetros en modo corriente. Uno de los usos de estos diodos es en el control de calidad de los haces de fotones de los linacs, para la medición del factor de salida de haz, asimismo para evaluaciones de la simetría y planicidad de los perfiles de campo.

La repetibilidad y reproducibilidad de este tipo de detectores depende de la cantidad del sistema de medida: del diodo y de su electrómetro asociado, y se evalúa realizando irradiaciones consecutivas con las mismas condiciones de dosis entrega, la reproducibilidad requiere de medidas repetidas entre periodos de tiempo mayores, donde se evalúa que la desviación sea menor del 1%. Asimismo, para este tipo de detectores se presenta el fenómeno de desvanecimiento, en el que hay un desvío de la señal después de la irradiación, donde se realizan ciertas medidas en las que se busca asegurar que las desviaciones sean menores del 1% en una hora.

Los detectores de tipo diodo presentan una pérdida de sensibilidad en función de la dosis acumulada, debido al daño que genera la radiación desplazando los átomos de silicio de sus ubicaciones en la red del material, esto genera centros de recombinación que capturan los portadores de carga, que conlleva una reducción en la sensibilidad y una incremento en la dependencia de la tasa de dosis (Grusell and Rikner, 1993). Este efecto es mayor para los diodos de tipo n que de tipo p, asimismo se es más considerable ante las irradiaciones con haces de electrones que de fotones y que el nivel del daño depende de la energía de la radiación (Mayles et al., 2007); sin embargo, estos efectos se han reducido en los diodos modernos,

ya que en la actualidad estos son pre irradiados en las fábricas debido a que se observó que la disminución de la sensibilidad se ve reducida después de irradiaciones de 20kGy con haces de fotones de 18 MV.

En esta investigación el interés de estos detectores radica en su utilidad como sistema de obtención de distribuciones relativas de dosis absorbida, (Brosed and de Física Médica, 2011) ya que están disponibles individualmente o en sistemas matriciales de diodos, asimismo presentan mayor ventaja que las cámaras de ionización por tener dimensiones pequeñas y una alta sensibilidad a la dosis absorbida; sin embargo, no pueden utilizarse para medidas de dosis absoluta debido a que el volumen de detección es casi imposible de determinar con exactitud requerida. También es importante tomar en cuenta que la respuesta de estos detectores varía con la energía, el ángulo de incidencia del haz, la temperatura y la dosis absorbida acumulada, es por ello que previo a su utilización para medidas de dosis relativa se recomienda hacer una comparación de las distribuciones obtenidas con la cámara de ionización luego de realizar correcciones que por distintos factores que influyen en la respuesta, por ejemplo comparando las características obtenidas con las curvas PDD, ya que la respuesta varía con la energía del haz de radiación.

3.2.2.1. Efecto direccional

Debido a que los diodos tienen una simetría planar y asimétrica, existe un efecto en la respuesta del detector asociado al ángulo del haz cuando el diodo se encuentre en el eje central del haz de radiación o fuera de este. El efecto direccional dependerá también de los parámetros del haz, como lo son la energía y el tamaño de campo, es por ello que la importancia de estos efectos deben evaluarse en condiciones experimentales o clínicas con los diodos a utilizarse. Según Marre and Marinello (2004), las correcciones a la respuesta pueden despreciarse para ángulos menores a 30, pero existe diferencias mayores del 5% cuando el haz incide con ángulos mayores a 50.

3.2.3. Dosimetría con diodos

En la dosimetría de haces de fotones de megavoltaje se hace uso de un diodo que se coloca dentro del un fantoma (tanque de agua), debido a las características de este detector las medidas poseen un bajo promedio sobre el volumen y al realizar los escaneos en el fantoma es posible obtener medidas con resoluciones sub milimétricas. Se pueden realizar medidas de perfiles de campo, curvas PDD, razón tejido-fantoma, razón tejido-máximo y factores de salida.

La determinación de dosis absoluta no se realiza con diodos, pero en principio para un diodo desnudo (siendo el agua el material para el build-up), la dosis a agua puede calcularse utilizando la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, a partir de la dosis medida en el silicio, es necesario considerar la el promedio de la razón de los poderes de frenado del agua y el silicio bajo la fluencia del espectro de electrones (Darafsheh, 2021).

$$D_{\text{H}_2\text{O}} = D_{\text{Si}} \left(\frac{\overline{S_{\text{el}}}}{\rho} \right)_{\text{H}_2\text{O},\text{Si}} P \quad (3.6)$$

Donde se toman en consideración las pequeñas perturbaciones de la fluencia de las partículas secundarias cargadas. Sin embargo, para haces de fotones de campos pequeños, la dosimetría se complica, debido a que los electrones secundarios en el pequeño volumen de silicio se originan en gran medida del material que lo rodea, el diodo de silicio y material de empacamiento perturban la fluencia de electrones con respecto al agua; donde la perturbación a tomar en cuenta P , es dependiente del tamaño del campo. El formalismo para realizar la dosimetría de campos pequeños se sintetiza en el reporte técnico TRS- 483, de dosimetría de pequeños campos estáticos utilizados en radioterapia de haz externo ([Palmans et al., 2018](#)).

3.3. Determinación de la dosis absoluta en condiciones de referencia

En los procedimientos de dosimetría física, el primer paso y más importante es el de la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, la cual podría realizarse de distintas maneras que involucrarían instrumentos de alto costo, lo cual resulta ser impráctico en una clínica de radioterapia, es por ello que en la práctica se hace uso de protocolos de dosimetría que se basan en el uso de una cámara de ionización que haya sido calibrada directamente por un laboratorio primario de calibración dosimétrica (LPCD) o en Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD). Los criterios establecidos en estos protocolos los han establecido diferentes organizaciones científicas a nivel nacional o regional, como lo son: American Association of Physicist in Medicine (AAPM), la International Atomic Energy Agency (IAEA), Nederlandse Commissie voor Stralings (NCS), etc., las cuales han publicado códigos de práctica que permiten determinar la dosis absorbida de manera consistente entre diferentes centros de radioterapia y entre distintos países ([Serreta and Arroyo, 2012](#)).

En esta investigación es de interés el uso del protocolo del organismo internacional de energía atómica para la determinación de dosis en agua por máquinas de megavoltaje, es importante aclarar que en los protocolos, además de brindar un formalismo, proporcionan valores numéricos de datos necesarios para obtener cálculos con la menor incertidumbre posible y además de recomendaciones de la instrumentación a utilizar en casos específicos. No obstante, en esta sección se presentará el método general para determinar la dosis absorbida en agua, haciendo énfasis en los principios para abordar con mayor detalle las especificaciones en el código de práctica.

Los códigos de práctica para la determinación de la dosis absorbida se basan en el uso de cámaras de ionización llenas de aire, las cuales poseen un coeficiente de calibración N_{S,Q_0} en términos de la cantidad de la radiación S del haz con una calidad estándar denotada por Q_0 , esta cámara se posiciona a una profundidad de referencia dentro de un tanque lleno de agua, donde se irradia con el haz del linac a medir que tiene una calidad Q ; la forma general de la ecuación para determinar la dosis en agua es ([Mayles et al., 2007](#)):

$$D_{w,Q} = M_Q N_{S,Q_0} f_{Q,Q_0}^{D,S} \quad (3.7)$$

Donde M_Q es la lectura de carga colectada que puede leerse en el electrómetro del sistema de instrumento de detección y el término $f_{Q,Q_0}^{D,S}$ hace referencia a todos los factores necesarios para convertir la cantidad de radiación medida a dosis debido a la falta de equivalencia entre la cámara y el medio donde se realiza la medida, y también la conversión de la calidad Q_0 en que fue calibrada la cámara a la calidad Q del haz de radiación del linac en el que está realizando la medida. Asimismo, es necesario observar que el coeficiente de calibración N_{S,Q_0} que expresa la dosis absorbida en aire de la cavidad de la cámara por unidad de lectura corregida (unidades: Gy/C, es la que permite transformar la lectura de carga eléctrica corregida del detector a dosis absorbida en el medio deseado.

A finales de los años 80, los códigos para la determinación de dosis absorbida en haces de fotones se basaba en el uso de cámaras de ionización calibradas con haces de ^{60}Co realizando esta calibración en términos de Kerma en aire. (Andreo et al., 1987), en estos códigos se procedía de la siguiente manera: primero se determinaba el coeficiente N_k para la cámara de referencia en un laboratorio estándar de dosimetría, luego se calculaba el coeficiente $N_{D,aire}$, y finalmente se realiza la determinación de la dosis absorbida en agua para el haz del usuario. Para más información sobre los principios de este código de práctica, se referencia al protocolo propuesto por la Asociación de Físicos de Hospitales Nórdicos (Lindborg, 1980), que luego fue ampliado por (Andreo et al., 1987), (Burns et al., 1996).

Sin embargo, en la actualidad los códigos de práctica se basan en términos de la cantidad que se busca, la dosis en agua, utilizando el formalismo $N_{D,w}$ ya que este tiene la ventaja, a comparación con el método basado en kerma en aire, en que la incertidumbre se reduce, resulta ser un sistema más robusto de estándares primarios, representa un formalismo más simple y representa un método homogéneo para un amplio rango de energía de haces de radiación. En esta sección solo se presentará el código basado en las calibraciones de dosis a agua.

3.3.1. Códigos de práctica basados en las calibraciones de dosis absorbida a agua

A pesar de que únicamente los calorímetros son los únicos dispositivos que permiten la determinación directa de la dosis absorbida en un fantoma de agua, las conversiones necesarias y factores de corrección para poder determinar la dosis con otros métodos (como lo es usando el método de ionización) se conocen bastante bien en muchos laboratorios (Menzel, 2014); los LPCD brindan una coeficiente $N_{D,w}$ para haces de ^{60}Co , existiendo laboratorio que han extendido los procedimientos de calibración a haces de fotones de megavoltaje. Este procedimiento para la determinación de dosis absorbida en agua ha sido implementado con base en la calibración de cámaras usando haces de cobalto 60, implementando procedimientos que permitan realizar calibraciones para una amplia variedad de calidades de haces de megavoltaje.

El formalismo $N_{D,w}$ fue desarrollado originalmente por Hohlfield (1988) y ampliado por Andreo (1992) y Rogers (1992), (Mayles et al., 2007) en este se hace uso de un coeficiente de calibración de la cámara brindado por un LSCD, que está en términos de dosis absorbida en agua para una calidad de haz, que generalmente es la de ^{60}Co , el cual se representa como N_{D,w,Q_0} , donde Q_0 representa la energía del cobalto.

El coeficiente $N_{D,w,Q}$ varía con la calidad del haz del linac para la cual está destinada la cámara, es por ello que el laboratorio de calibración debería suministrar a los usuarios un conjunto de coeficientes en un rango que cubre las energías de los fotones en la institución que se utilice, o un conjunto de factores para realizar correcciones, en la práctica los laboratorios no brindan estos valores personalizados, es por ello que los usuarios tienen que obtener los factores de corrección que indican los protocolos.

La dosis absorbida en agua para a una profundidad de referencia z_{ref} en el agua estará dado por (Serreta and Arroyo, 2012):

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.8)$$

En donde $N_{D,w,Q}$ es el coeficiente de calibración, M_Q representa la lectura que se observa en el electrómetro de la carga colectada en la cámara de ionización, la cual se corrige por magnitudes de influencia: temperatura, presión, humedad, polaridad, recombinación, etc. (ver sección [3.4]), esto debe realizarse debido a que las condiciones son diferentes a las presentes en el laboratorio donde se realizó la calibración.

Además, en la ecuación se incluye un factor k_{Q,Q_0} , que se denomina factor de corrección por calidad de haz, el cual corrige por las diferencias entre la calidad del haz con la que fue calibrado el dosímetro Q_0 y la calidad del haz del linac en el que se hace la medida Q , este factor se define como el siguiente cociente (Mayles et al., 2007):

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (3.9)$$

Debido a que no es habitual que los laboratorios primarios brinde un valor experimental de k_{Q,Q_0} , ya que este no se mide directamente para cada cámara y en una calidad radiación estándar, que es diferente al haz del linac del usuario. El valor de k_{Q,Q_0} se puede calcular teóricamente de la siguiente manera (Andreo et al., 2002):

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w, air})_Q (W_{air})_Q p_Q}{(s_{w, air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (3.10)$$

Esta es una expresión general que se deriva a partir del formalismo de $N_{D,aire}$, en condiciones donde la teoría de Bragg-Gray es aplica. El término $(s_{w,air})$ indica las razones de poderes de frenado aire-agua de Spencer-Attix, para haces con las respectivas calidades Q y Q_0 , el término W_{air} es la energía media necesaria para la creación de un par iónico en aire y los factores de perturbación P_Q y P_{Q_0} que corrigen por las desviaciones a las condiciones de Bragg-Gray al no ser un detector de ideal.

El factor de perturbación P_Q es una combinación de los factores que corrigen la respuesta de la cámara, generado por diversos efectos (IAEA, 2001) :

$$P_Q = P_{cav} \cdot P_{wall} \cdot P_{dis} \cdot P_{cel} \quad (3.11)$$

Donde:

- P_{cav} es un factor que corrige por efectos en la respuesta del detector relacionados con la cavidad de aire de este, en donde predomina la dispersión de los electrones hacia adentro, lo cual genera diferencias en la fluencia de los electrones dentro de la cavidad con la fluencia en el medio sin la presencia de la cavidad.
- P_{wall} corrige la respuesta de la cámara de ionización por la falta de equivalencia del

material de la pared de la cámara con la del medio.

- P_{cel} corrige por el efecto del electrodo central ante la falta de equivalencia con el medio.
- P_{dis} factor que toma en cuenta el desplazamiento del volumen de agua por la cavidad de aire de la cámara de ionización cilíndrica.

El código de práctica TR3-398 brinda valores de estos factores y también el producto de las razones de los poderes de frenado con los factores de perturbación, así como sus incertidumbres típicas relativas, los cuales fueron obtenidos basándonos en varios estudios en los cuales se realizaron mediciones experimentales y cálculos teóricos con códigos de Monte Carlo una variedad amplia de haces clínicos.

Antes de continuar ampliando acerca de estos factores de perturbación, es importante recalcar que las medidas que se realizan con una cámara de ionización se hacen en un punto a una profundidad de referencia, el cual se refiere al punto efectivo de medida de la posición en la que es colocada la cámara dentro del fantoma, este punto se denota como P_{eff} (no confundir con P de perturbación) y se hace énfasis en esto, ya que este punto generalmente no está situado en el centro de la cámara.

3.3.1.1. Sobre los factores de perturbación

Para aplicar de manera directa la teoría de la cavidad de Bragg-Gray de manera directa se necesitaría utilizar una cámara de ionización cuyas dimensiones sean inferiores al alcance de los electrones secundarios (Ma and Nahum 1991) de un haz de fotones al incidir en el maniquí de agua, esto en la práctica es imposible, ya que incluso con cámaras pequeñas, estos detectores poseen una pared de grafito que no es equivalente al medio y además las cámaras cilíndricas poseen un electrodo central metálico, entre otras características que hacen que no sea nada parecido a una burbuja de aire. Debido a las características estructurales de las cámaras de ionización, se introduce una perturbación en el medio que hay que tener en cuenta y corregir para determinar la dosis absorbida en agua de manera exacta.

3.3.1.2. Perturbación producida por la cavidad

Dentro de la cavidad de aire la fluencia de electrones es diferente a la que hay en el medio, debido a que esta se comporta como una heterogeneidad de baja densidad en el medio irradiado, lo cual genera que se encuentren zonas de alta y baja fluencia en los límites de la cavidad, cómo se puede observar en la figura 3.13

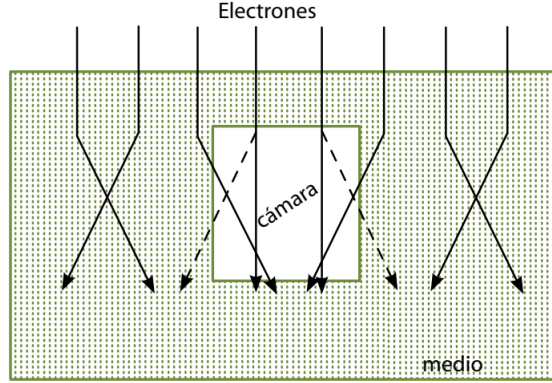


Figura 3.13: Esquema del fenómeno de perturbación en la fluencia de electrones causada por la cavidad de aire dentro de un medio de mayor densidad. Fuente: Serreta and Arroyo (2012)

Los fenómenos de dispersión elástica hacen que la distribución de los electrones sea más amplia a mayor profundidad en la pared de la cámara y el medio, esta amplitud es despreciable en el aire de la cavidad, lo cual implica que la cantidad de electrones dispersados fuera de la cavidad sean menores a los electrones que se dispersan hacia adentro, esto hace que haya un aumento en la fluencia en la dirección del haz causado por la presencia de la cámara. Es por ello que se introduce el factor P_{cav} , el cual si se multiplica con la fluencia promedio en el aire de la cavidad, permite obtener la fluencia en el medio Φ_{med} en la profundidad de referencia:

$$\Phi_{med} (P_{eff}) = \bar{\Phi}_{cav} p_{cav} \quad (3.12)$$

Donde el factor de perturbación p_{cav} para las cámaras de ionización de tipo cilíndrica, depende del radio de la cámara y del índice de calidad del haz de radiación (Serreta and Arroyo, 2012). No se ampliará más sobre el modelaje para obtener este factor, ya que específicamente para los haces de fotones la perturbación de la cavidad es prácticamente nula ($p_{cav}=1$) en las zonas donde se da el equilibrio electrónico, debido a que la distribución angular y energética de los electrones secundarios no cambia con la profundidad. Sin embargo, en las zonas de poca profundidad (medidas cercanas a la superficie) al no haber equilibrio electrónico existe perturbación por la cavidad que debería considerarse.

3.3.1.3. Perturbación producida por la pared de la cámara

La pared de la cámara de ionización está hecha de un material que no es ni equivalente al aire de la cavidad, ni equivalente al medio en el que se introduce (comúnmente agua) para realizar las medidas de dosis absoluta. Para que la teoría de Bragg-Gray se cumpla, debe satisfacerse la condición de que el número de electrones y su distribución angular y energética dentro de la cavidad sean los mismos a los electrones producidos por las interacciones de fotones en el medio; esto no se cumple, ya que la fluencia de estos electrones secundarios en la cavidad de aire también viene de los generados en la pared de la cámara, es por ello que se introduce el factor p_{wall} que corrige esta perturbación.

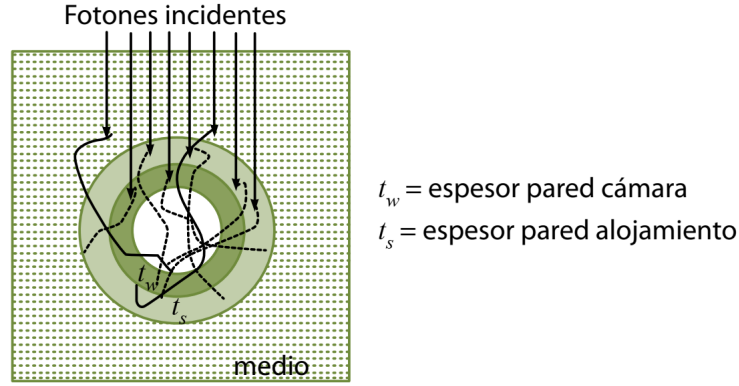


Figura 3.14: Esquema que representa la generación de electrones secundarios producidos en el medio y en la pared de la cámara de espesor t_w . Fuente: [Serreta and Arroyo \(2012\)](#)).

El factor p_{wall} toma en cuenta las razones entre los poderes de frenado de los electrones secundarios en el medio y el material de la cámara de ionización, asimismo las diferencias entre los coeficientes de absorción de energía másicos de los fotones. El modelaje matemático desarrollado por ([Almond and Svensson \(1977\)](#) y otros) es el utilizado en la actualidad para los procedimientos de cálculo de p_{wall} en haces de fotones.

$$p_{wall} = \frac{\alpha \cdot s_{wall,air} (\mu_{en}/\rho)_{w, wall} + \tau \cdot s_{sleeve, air} (\mu_{en}/\rho)_{w, sleeve} + (1 - \alpha - \tau) s_{w, air}}{s_{w, air}} \quad (3.13)$$

Donde las fracciones de ionización denotadas por α y τ , corresponden respectivamente a los electrones provenientes de la pared de la cámara y de la cubierta que impermeabiliza las cámaras no herméticas. Los valores pueden encontrarse en el TRS-398.

3.3.1.4. Perturbación producida por el electrodo central

En general el electrodo central de la cámara de ionización es de aluminio en la mayoría de detectores o de grafito para algunas cámaras, al ser el material diferente al del medio se genera un aumento en la respuesta de la cámara con respecto a la señal que se obtendría en una cavidad ideal de aire. En específico [Andreo et al. \(2002\)](#) concluyó que para cámaras cilíndricas con electrodo central de aluminio de 1 mm de diámetro se tiene un aumento de la respuesta de la cámara entre el 0.43 % y 0.75 % para energías de haces de fotones de energías entre $0.8 > TPR_{20,10} > 0.58$, estudios profundos se han realizado con códigos de Monte Carlo que permiten realizar el cálculo de este factor de perturbación.

3.3.1.5. Perturbación producida por el desplazamiento del medio (p_{dis})

La introducción de la cámara de ionización en el medio (agua) genera un desplazamiento de un volumen de agua que es equivalente al volumen del sistema que configura a la cavidad de la cámara, lo cual es de dimensiones considerables que no pueden despreciarse, es por esto que existirá una pequeña variación porcentual de la dosis absorbida en el espacio que ocupa

la cámara; asimismo es importante considerar que dentro de la cavidad de la cámara hay aire, el cual es un material con menor atenuación, es por ello que la lectura en el centro de la cámara es superior a la que se obtendría sin la presencia de la cámara.

Este factor para la corrección de la perturbación por desplazamiento del medio p_{dis} depende de la energía del haz de radiación y de las dimensiones de la cámara en la dirección del haz de radiación. Para haces de fotones el valor de p_{dis} es aproximadamente constante para profundidades mayores a la de dosis máxima debido al bajo gradiente de la dosis que puede observarse en las curvas PDD, sin embargo, en la zona de acumulación, cercano a la superficie, existen variaciones complejas de este valor (Mayles et al., 2007).

La corrección por desplazamiento puede hacerse asignando la lectura de la cámara a un punto cercano la entrada del haz de radiación que no coincide con el centro de la cámara, para esta metodología este punto efectivo de medida se coloca a la profundidad deseada de medición como puede observarse en la figura 3.15. El P_{eff} sustituye a p_{dis} en algunos protocolos, pero para los protocolos actuales para haces de fotones basados en el formalismo de $N_{D,w}$ se utiliza el factor de corrección p_{dis} (Serreta and Arroyo, 2012).

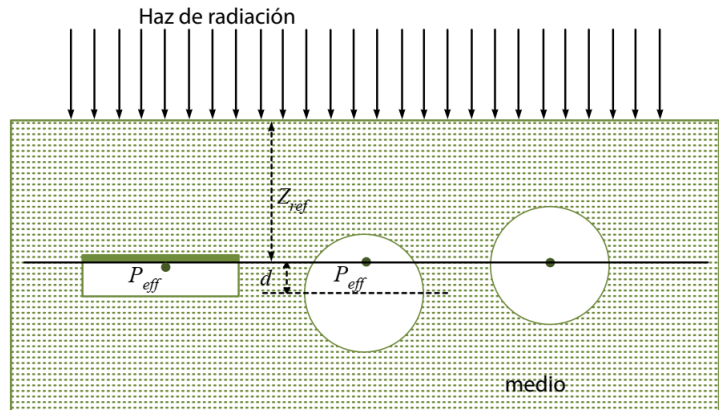


Figura 3.15: Esquema de una cámara de ionización cilíndrica, donde se denota el punto efectivo P_{eff} de medida que puede utilizarse para corregir la lectura del detector, o haciendo uso del factor p_{dis} . Fuente: Serreta and Arroyo (2012).

Es importante hacer la observación que las consideraciones presentadas en esta sección para la determinación de dosis absorbida en condiciones de referencia, las realiza el laboratorio secundario de calibración dosimétrica e incluyen los factores de perturbación en el coeficiente de calibración $N_{D,w}$

3.4. Determinación de dosis absorbida para haces de megavoltaje con el TRS-398

Una vez presentado el método general para la determinación de la dosis absorbida en agua, ahora se procede a describir el formalismo para la calibración de un haz de radiación de megavoltaje, el cual es base fundamental en los procedimientos de control de calidad que realizan los físicos médicos en los centros de radioterapia. En esta sección se presenta el protocolo del IAEA, el *Technical Report Series N° 398 (TRS-398)* elaborado por (IAEA, 2001) en donde se presenta una colección de códigos de práctica para diferentes tipos de radiaciones utilizadas en radioterapia de haz externo, con el formalismo utilizado en la actualidad basado en $N_{D,w}$.

Este protocolo de determinación de dosis absorbida en agua parte de medidas de cargas eléctricas realizadas con el sistema electrómetro-cámara de ionización cilíndrica (para haces de fotones) el cual ha sido calibrada en un LCSd, haciendo medidas, comúnmente en un fantoma de agua (aunque para ciertas ocasiones puede utilizarse material plástico conocido). Como entenderá el lector, a base de lo explicado en secciones anteriores, la carga eléctrica colectada por el conjunto electrómetro-cámara no es la misma que la carga producida en la ionización de aire de la cavidad de la cámara, sino que la señal obtenida se ve afectada por fenómenos que se producen durante la medición y que dan lugar ciertas **magnitudes de influencia**, que deben corregirse para obtener un valor exacto de la dosis absorbida. Estas magnitudes de influencia dependen primordialmente de las características del equipo de medición, de las condiciones ambientales en la que se realiza la medida y de la calidad de la radiación en la que se mida. Estas magnitudes de influencia se corrigen a partir de *factores de corrección* denotados por k_i , los cuales se presentarán a continuación.

El sistema de dosimetría de este código de práctica está basado en el uso de una cámara de ionización, en específico las de tipo cilíndrica son utilizadas en haces de fotones de megavoltaje, las cuales son construidas de tal manera que su tamaño sea el suficientemente grande para que la carga colectada sea lo suficiente apreciable sin que el tamaño genere perturbaciones mayores en la fluencia del haz, hecho con materiales equivalentes al aire y al medio, cumpliendo los requisitos de robustez para ser empleado en el ámbito clínico. La cámara de tipo Farmer es la que mejor cumple con estas condiciones, asimismo al sistema de medición se incluye el electrómetro, la fuente de alimentación que proporciona tensión necesaria para polarizar la cámara y el medio donde se introduce la cámara: un tanque lleno de agua, conocido como fantoma, más acerca de las especificaciones del equipo, ver sección 4.1.

3.4.1. Magnitudes de influencia

Como se explicó en la sección anterior para la determinación de la dosis absorbida en agua, se necesita de un coeficiente de calibración (nos permite convertir la carga colectada a dosis) el cual es establecido por el LCSd en unas condiciones de referencia; al hacer uso de la cámara en hospitales y clínicas con condiciones diferentes a la de calibración, es necesario

corregir la lectura debido a las magnitudes de influencia, las cuales se definen como aquellas que, a pesar de no ser parte de la medida, influyen en esta, es por ellos que a la medida obtenida se les aplican diversos factores de corrección por la influencia que generan: las condiciones atmosféricas, la polaridad de la tensión aplicada a la cámara, la recombinación de iones, las corrientes de fuga, el efecto tallo, entre otros.

3.4.2. Factor de corrección por presión, temperatura y humedad

Las cámaras de ionización utilizadas para la dosimetría clínica son abiertas al aire, siendo su masa de volumen de aire diferente a la que fue calibrada, debido a que el usuario realiza las medidas en un entorno con diferente presión y temperatura, comparadas con el laboratorio de calibración, asimismo se considera la humedad relativa, es por ello que deben considerarse las condiciones atmosféricas para aplicar este factor de corrección.

Es por ello que si el usuario utiliza la cámara en condiciones de presión (P) y temperatura (T) diferentes, la densidad vendrá expresada de la siguiente manera ([Andreo et al., 2002](#)):

$$\rho_{\text{air}}(P, T) = \rho_{\text{air}}(101,325\text{kPa}, 0^\circ\text{C}) \frac{P}{101,325} \frac{273,2}{273,2 + T} \quad (3.14)$$

y la masa de aire que contiene la cavidad de la cámara será $m_{\text{air}} = \rho_{\text{air}} V_{\text{eff}}$, donde V_{eff} es el volumen sensible efectivo de la cámara. La mayoría de laboratorios de calibración utilizan el valor de $\rho_{\text{air}} = 1.2930 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ que corresponde al valor de la densidad del aire para una temperatura de 0 y presión de $101,325\text{kPa}$, por lo que los laboratorios corrigen la lectura de la cámara a condiciones normales: $P_0 = 101,325$ y $T_0 = 20$, las cuales son las condiciones para las cuales se brinda comúnmente el coeficiente de calibración, por lo tanto, para corregir la influencia por presión y temperatura, deberá aplicarse el siguiente factor de corrección ([IAEA, 2001](#)):

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (3.15)$$

De manera específica:

$$k_{P,T} = \frac{101,325}{P} \frac{273,2 + T}{293,2} \quad (3.16)$$

Donde la presión P es la que se mide en la sala en donde se realiza la calibración y la temperatura T es la medida con un termómetro calibrado dentro del fantoma (no necesariamente es la misma que el ambiente). El factor de corrección por humedad denotado por k_h se aplica cuando en el certificado de la cámara se indica que este está referido al aire seco; sin embargo, comúnmente los laboratorios realizan esta corrección a una humedad referida del 50 %, en estos casos si el usuario realiza las mediciones en ambientes con humedades que rondan entre el 20 % y el 80 % relativas al aire, no es necesario realizar corrección alguna por humedad ([Gardel, 1991](#)).

3.4.3. Factor de corrección por polaridad

El efecto de la polaridad ocurre cuando la carga recogida por la cámara de ionización es diferente cuando se cambia el signo del voltaje aplicado, este factor de corrección será despreciable para los casos en donde se trabaja con haces de fotones de alta energía, para otros tipos de radiaciones el efecto es mayor. Para el uso rutinario, las medidas se realizan con la tensión y polaridad especificadas en el certificado de calibración del sistema de detección; sin embargo, si las medidas se realizan con una tensión de colección de polaridad opuesta, se puede corregir el efecto con la siguiente expresión (Andreo et al., 2002):

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.17)$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas que da el electrómetro de carga colectada con polaridades positivas y negativas respectivamente y M indica la lectura del electrómetro con la polaridad usada de manera rutinaria. Si el valor obtenido de k_{pol} supera en un 3% al valor indicado por el certificado de calibración, la cámara no deberá utilizarse para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia. La ecuación 3.17. deberá utilizarse en la situación que el laboratorio de calibración brinde el coeficiente de calibración corregido por el efecto de la polaridad.

3.4.4. Factor de corrección por recombinación

La respuesta de la cámara no solo depende del haz de radiación sino también del voltaje aplicado a los electrodos y de la geometría de esta, es por ello que se introduce un factor de corrección k_s que corrige el hecho de que la carga colectada no sea la misma a la que produce la radiación, debido a la colección incompleta de las cargas en la cavidad de la cámara de ionización causada por el efecto de recombinación de iones o incluso puede generarse un exceso de recolección por efecto de multiplicación de cargas. Para el caso de recolección incompleta de iones, se tiene de manera independiente el efecto de recombinación general (dependiente de la densidad de iones y de la tasa de dosis) y el efecto de recombinación inicial (causada por una sola trayectoria de partícula e independiente de la tasa de dosis). El comportamiento de la respuesta de la cámara (carga colectada) en función del voltaje aplicado puede observarse en la figura 3.16. Para poder obtener una expresión que corrija estos fenómenos es necesario poder establecer la eficiencia de colección de la cámara (la cual depende también del tipo de tradición medida: continua, pulsada, pulsada y barrida), esta eficiencia se define como el cociente de la carga a un voltaje específico entre la carga colectada en condiciones de saturación. Utilizando la eficiencia, denotada por f , se obtiene el factor de corrección por recombinación:

$$k_s = \frac{1}{f} \quad (3.18)$$

Los efectos de colección incompleta de la carga fue descrito por Boag and Kase (1987) según el mecanismo de *recombinación inicial* que corresponde a la recombinación de una partícula, independiente del resto, a lo largo de su recorrido. El otro mecanismo es el de *recombinación general*, en el que se da la recombinación de iones de diferente signo, luego que hayan sido dispersados.

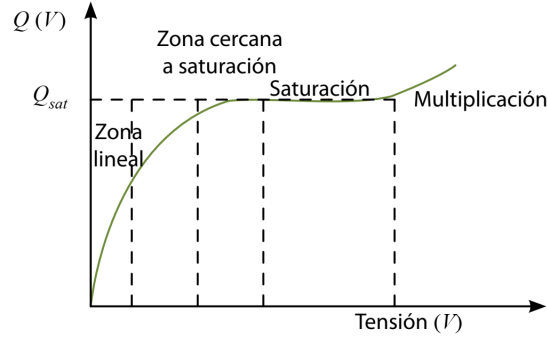


Figura 3.16: Gráfico de la respuesta de la cámara de ionización en función de voltaje aplicado a los electrodos, la línea Q_{sat} indica la carga de saturación.
Fuente: Serreta and Arroyo (2012)

La expresión propuesta por Boag para obtener la eficiencia de colección en el caso de haces pulsados fue:

$$f = \frac{v}{e^v - 1}; \text{ con } v = \frac{\mu d^2}{V} q_m \quad (3.19)$$

siendo:

μ $3,0210^{10} \text{ VmCl}^{-1}$

q_m densidad de carga medida por pulso (C/m^3)

V tensión de polarización (V)

d distancia entre electrodos (m) en cámaras planas.

Donde la distancia entre electrodos para las cámaras cilíndricas se obtiene a partir de la siguiente expresión:

$$d^2 = (a - b)^2 \frac{(a + b) + 1 \ln(a/b)}{(a - b) - 1 \quad 2} \quad (3.20)$$

Donde a indica el radio externo y b el interno de los electrodos de la cámara de ionización.

3.4.4.1. Determinación del factor k_s para radiación pulsada: el método de las dos tensiones

Para el caso de radiación pulsada y haces pulsados y barridos, se presenta que durante un impulso la tasa de dosis es relativamente elevada por lo que la recombinación es considerable, por lo que para obtener el factor de corrección k_s se recomienda utilizar la teoría de Boag, en específico se utiliza el método de las dos tensiones propuesto por Boag and Currant (1980), en el cual para hacer el cálculo de este factor se asume una dependencia lineal de $1/M$ con $1/V$, donde se utilizan valores medidos de las cargas colectadas (M), se mide M_1 con un voltaje V_1 que es la tensión que se utiliza cotidianamente; también se mide M_2 con una tensión inferior V_2 . La razón V_1/V_2 debe ser mayor o igual a 3, asimismo tomando en cuenta el efecto de polarización: corrigiendo M_1 y M_2 con k_{pol} , se puede obtener el factor de corrección por

recombinación k_s para la tensión normal de trabajo a partir de la siguiente expresión:

$$k_s = a_o + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (3.21)$$

Donde las constantes a_i son los coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de k_s . Estos valores se encuentran en el cuadro 9 del TRS-398, donde se indican según radiación pulsada y barrida.

3.4.5. Corriente de fuga

Las corrientes de fuga hacen referencia a la detección de una señal que no corresponde a la ionización producida en la cavidad de la cámara, esto se debe a la acumulación de cargas, en específico se denominan fuga intrínseca a la señal (minúscula) que se detecta cuando la cámara todavía no ha sido irradiada, pero se produce corriente debido a una acumulación de carga que se colecta debido al alto voltaje aplicado a los electrodos a pesar del material aislante de la cámara, esta corriente, depende de la conductividad superficial y del volumen del material. También existen corrientes de fuga post-irradiación, producida por irradiar diversos materiales conductores, aislantes, cables, etc. Asimismo, dobleces de los cables de las cámaras pueden generar este fenómeno ([Serreta and Arroyo, 2012](#)).

El diseño de la cámara es determinante para la eliminación de esta corriente, asimismo se logran obtener valores despreciables de esta corriente con los electrodos de guarda adecuados, cables triaxiales blindados y electrómetros de calidad. Una cámara con buen diseño no deberá tener una corriente de fuga que exceda el $\pm 5\%$ de la corriente que se produce con la tasa de dosis mínima, caso para el cual la corriente se desprecia, pero si se supera ese valor, se debe restar a la medida obtenida. Para el caso de corrientes postirradiación debe medirse (luego de 5 segundos) una señal menor del 1% del valor cuando la cámara irradiada. Estas y demás recomendaciones lo indica el IEC 60731 ([Imani-Shirvanehdeh et al., 2021](#)) en su informe de requisitos de funcionamiento de dosímetros en radioterapia.

3.4.6. Efecto tallo

Al fenómeno de generación de corrientes de fuga debido a la presencia del tallo (unión para conexión a cable triaxial) de la cámara dentro de campos grandes de radiación o por radiación dispersa que le llegue, se denomina efecto tallo. Para el primer caso se puede obtener un factor que corrija este efecto al obtener un cociente de las señales medidas cuando se irradia con campos cuadrados en el que se incluye el tallo y en donde no se incluye. Para el segundo caso se puede estimar el efecto al realizar medidas sin y con blindaje que proteja el tallo ([Serreta and Arroyo, 2012](#)).

3.4.7. Índice de calidad del haz

El haz de fotones producidos por un linac tiene un amplio espectro energético, lo cual depende de la energía con la cual interactúan los electrones en el blanco, el espesor y número

atómico de este, asimismo del filtro aplanador, del sistema de colimadores, de las cámaras de monitorización, etc. Todo esto influye en ciertos parámetros del haz de fotones que dependen de la energía (razones de poderes de frenado, factores de perturbación, etc.) que son necesarios conocer para realizar la determinación de la dosis absorbida en un punto del medio irradiado. Debido a esta dependencia energética, cada acelerado genera un espectro de haces de fotones diferentes, a pesar de que el potencial eléctrico con el que son acelerados los electrones sea el mismo entre linacs.

Para calcular la dosis absoluta es necesario la determinación de la energía del haz de fotones y para ello se necesita de un valor que se relacione directamente con la distribución espectral de energía. En radioterapia el valor que se usa es un indicador de la calidad del haz de fotones, el cual se expresa en términos del poder de penetración en el agua, que es proporcional a la energía media de los fotones que componen el haz (Serreta and Arroyo, 2012).

El TRS-398 recomienda para haces de fotones de megavoltaje, hacer uso del $TPR_{20,10}$ como índice de calidad, este es la razón tejido-fantoma, que se define como la razón de la dosis absorbida a profundidades de 20 y 10 cm, realizando estas medidas en un fantoma a un SSD=100 cm para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, pudiéndose utilizar el cociente de las cargas medidas (M) en vez de las de dosis, ya que la variación de las razones de los poderes de frenado agua-aire son despreciables con el aumento de la profundidad a partir de d_{max} . El procedimiento para la medición del $TPR_{20,10}$ se expone en la sección 4.2 de la metodología.

El $TPR_{20,10}$ también puede calcularse a partir de la siguiente expresión:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (3.22)$$

En donde $PDD_{20,10}$ indica el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad, en las profundidades de 20 y 10 cm para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a un SSD=100 cm. Esta es una expresión empírica que se obtuvo a partir de una muestra de alrededor de 700 aceleradores (Followill et al., 1998) En la tabla II, extraída del TRS-398, se presentan las condiciones indicadas para medir este índice.

Tabla II. Resumen de las condiciones de medida para la determinación del índice de calidad del haz de fotones. Extraído de: IAEA (2001).

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidades de medida	20 g/cm ² y10 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad.
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en las profundidades de medida
SCD	100 cm
Tamaño del campo en la SCD	10 cm × 10 cm ^a

3.4.8. Valores de k_{Q,Q_0}

Con la determinación del índice de calidad del haz de radiación se puede hacer la última corrección a la medida, la cual corresponde a la corrección por diferencia entre la calidad del haz Q en la que se mide, con la calidad del haz Q_0 que fue calibrada la cámara de ionización. Una vez obteniendo este factor k_{Q,Q_0} y multiplicando por los factores de corrección anteriormente expuestos, junto con el coeficiente de calibración, se podrá determinar la dosis absoluta en agua.

Este factor, que se calcula a partir de los poderes de frenado (depende del medio y la energía) y de los factores de perturbación (dependen de la cámara), debería ser suministrado por el LSCD junto con el coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} para el rango de energías del linac del usuario, lo cual permitiría que la dosimetría se hiciera tratando de manera individual cada cámara, tomando en cuenta las diferencias estructurales que existen entre los elementos de las cámaras del mismo modelo. Sin embargo, por los motivos expresados anteriormente de no practicidad, el LSCD no brinda este factor de corrección (Serreta and Arroyo, 2012).

Para solventar esto, el TRS-398 brinda valores calculados de k_{Q,Q_0} para diferentes marcas de cámaras de ionización cilíndrica que han sido calibradas en haces de ^{60}Co , estos valores son en función del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$ (ver fig. 3.17), y el usuario a partir de la obtención de este último valor, puede determinar el factor k_{Q,Q_0} que se encuentra en las tablas de este protocolo o que comúnmente es brindado por el fabricante de la cámara. En importante observar que la validez del uso de estas tablas aplica únicamente para las medidas hechas en las condiciones de referencia establecidas en el protocolo TRS-398.

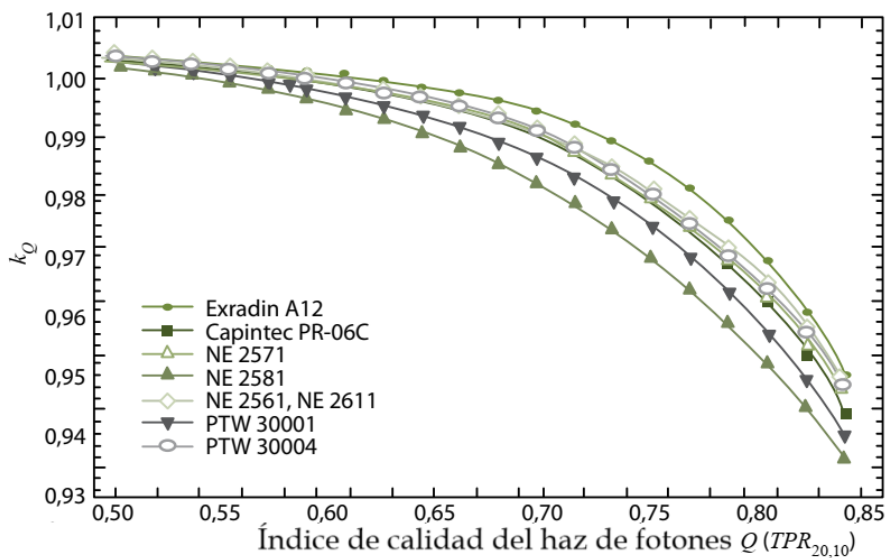


Figura 3.17: Gráfico de ajustes sigmoidales de valores calculados de k_{Q,Q_0} para varias cámaras de ionización cilíndricas en función del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$. Extraído de IAEA (2001).

3.4.9. Determinación de la dosis absorbida en agua

Realizando la medida con una cámara de ionización adecuada en las condiciones de referencias especificadas por el código de práctica, realizando las correcciones a la medida por magnitudes de influencia y haciendo uso del coeficiente de calibración, se puede determinar la dosis absorbida en agua. La ecuación a usar es (Andreo et al., 2002):

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.23)$$

Donde: M_Q indica la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia (nC)
 N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración del dosímetro: conjunto cámara-electrómetro (Gy/nC)
 k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por diferencia entre la calidad del haz Q y la calidad en que se calibró la cámara Q_0

La lectura obtenida con el dosímetro debe ser corregida por las magnitudes de influencia presentadas en las secciones anteriores, esta corrección se expresa como la multiplicación de los factores k_i con la carga medida M'_Q .

$$M_Q = M'_Q k_{P,T} k_h k_s k_{pol} \quad (3.24)$$

Donde los factores de corrección k_i son:

k_h : corrección por la humedad del aire de la cámara.

$k_{P,T}$: corrección por presión y temperatura del aire de la cavidad de la cámara.

k_s : corrección por recombinación o falta de saturación.

k_{pol} corrección por polaridad.

Las condiciones de referencia para realizar estas medidas se indican en la tabla IV.

Tabla III. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua. Extraído de IAEA (2001)

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida z_{ref}	Para $TPR_{20,10} < 0,7, 10 \text{ g/cm}^2$ ($o 5 \text{ g/cm}^2$) Para $TPR_{20,10} \geq 0,7, 10 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida z_{ref}
SSD/SCD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm × 10 cm

El contenido abordado en esta sección representa el fundamento teórico para la determinación de dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia utilizando el TRS-398; para más detalle acerca del procedimiento y otros aspectos a tomar en cuenta para realizar estas medidas y cálculos, ver la sección 4.2 de metodología.

3.5. Dosimetría relativa

En las secciones anteriores se ha abordado el marco teórico de la “dosimetría absoluta”, cuyo término en el ámbito clínico hace referencia a las medidas que se realizan en condiciones definidas, utilizando una cámara de ionización, la cual tiene un coeficiente de calibración en términos de la dosis absorbida en agua, donde el objetivo de las medidas es el de utilizar un formalismo para determinar dosis en una profundidad dada, a partir de la carga eléctrica que se adquiere con el dosímetro. Con el uso de los códigos de práctica se garantiza una exactitud y consistencia de la determinación de la dosis en cualquier lado del mundo.

La dosimetría relativa, por otro lado, hace referencia a las mediciones que se realizan bajo otras condiciones, en las cuales no aplica el uso del coeficiente de calibración o se utilizan otros detectores; en estas medidas las cantidades de interés son aquellas que caracterizan la dosis para un amplio rango de condiciones representativas en el uso clínico, estas medidas permiten adquirir los datos que se proveen a los modelos de cálculo de dosis de los sistemas de planificación para realizar el cálculo de la dosis en cualquier punto de un paciente a tratar. Se hace uso del término “relativo”, ya que estas medidas se realizan con escaneos espaciales del detector dentro del fantoma de agua, donde los valores obtenidos se normalizan con respecto a un punto; los valores obtenidos se podrán relacionar con la dosis absoluta al normalizar estos a las condiciones de referencia (Mayles et al., 2007).

Cuando se mencione dosimetría relativa en esta investigación, se hará referencia únicamente a las medidas para obtener perfiles de campo y curvas PDD (junto con sus variables dosimétricas) y del índice de calidad del haz TPR, esto a pesar de que la dosimetría relativa abarque una amplia cantidad de pruebas (mostradas en la tabla IV de la sección 3.7) que se realizan en el comisionamiento del linac y en los controles de calidad anuales, esas demás pruebas no son de relevancia para esta investigación y no serán abordadas.

A continuación se realizará una descripción breve del equipo y del procedimiento para realizar estas pruebas, las cuales requieren del entendimiento de las propiedades físicas del haz clínico y de los parámetros dosimétricos que fueron descritos en las secciones 3.

Las características del fantoma de agua para la determinación de dosis absoluta (discutido en la sección 3.4), son las mismas para realizar las medidas de dosis relativa, con la diferencia que ahora se mide en muchos puntos (escaneos) y en muchas otras situaciones, esto se realiza con un fantoma de agua que es controlado remotamente a través de computadora, el cual posee un sistema que permite posicionar el detector de radiación en cualquier punto del espacio dentro del tanque lleno de agua, los sistemas de control remoto permiten tener precisiones de 1 mm o incluso menos, esto permite que los datos que se obtengan en cada punto posean una buena razón señal-ruido en menos de un segundo (importante para escaneos continuos); este sistema también permite modificar las distancias entre posiciones a escanear y tiempos de medida en cada punto.



Figura 3.18: Sistema de un fantoma de agua controlado remotamente. Los detectores pueden ser posicionados dentro del fantoma de agua y desplazados bajo el control de una computadora.

Estos fantomas de agua son ideales para medir las distribuciones de dosis que varían en el espacio (no para variaciones temporales) y para geometrías fijas de fuente a fantoma; sin embargo, el montaje del equipo resulta ser prolongado para tener resultados exactos, los cuales se abordan en la sección 4.1 de la metodología. Es importante mencionar, aunque no sea relevante en esta investigación, que ante el problema de tiempo de montaje, en ciertas ocasiones (pruebas mensuales) se prefiere hacer uso de fantomas sólidos (material con atenuación lineal cercana al del agua) en vez de fantomas de agua para las situaciones en las que no es necesario el movimiento del detector, como en medidas relativas del output del linac; permitiendo que con el uso de “losas” que componen el fantoma sólido, realizar un trabajo más rápido, fácil y reproducible.

3.5.1. Selección de detectores

Los detectores de radiación comúnmente utilizados en la dosimetría relativa son las cámaras de ionización y los detectores semiconductores de tipo diodo.



Figura 3.19: (a) cámara de ionización CC13 marca IBA. Fuente: [iba-dosimetry \(2023\)](#). (b) esquema y dimensiones (en mm) de una cámara de ionización común de volumen pequeño (0.12 cm^3 RK model from Scanditronix) Fuente: [Mayles et al. \(2007\)](#).

Las cámaras de ionización poseen una buena estabilidad temporal, alta sensibilidad y una baja dependencia energética ante haces de fotones ([Sibata et al., 1991](#)); se suelen utilizar cámaras de tipo dedal (cavidad del pequeño volumen: 0.1 cm^3) para mediciones de perfiles de campo y de curvas de dosis a profundidad, en estas medidas es importante tomar en cuenta el efecto que genera el desplazamiento de volumen por la cavidad de aire de la cámara (para fotones se tiene un desplazamiento de 0.6 cm) ([IAEA, 2001](#)), Asimismo, si las medidas se realizan en el centro geométrico de la cámara, debe considerarse que para la adquisición de perfiles de campo se produce una sobreestimación del tamaño de la penumbra debido al tamaño del detector. Por esta razón, se opta por realizar las medidas con el detector de menor volumen disponible y llevar a cabo los escaneos con su eje perpendicular al haz de radiación y a la dirección de movimiento. Por lo tanto, para perfiles de *tamaño pequeño* se emplean detectores de tipo diodo.

Los detectores de tipo diodo al tener un volumen de medida menores que la de una cámara de ionización más pequeña que exista, hacen que sean ideales para realizar escaneos en un fantoma de agua ([Sibata et al., 1991](#)). Asimismo, por ser previamente irradiados antes de su uso clínico, las variaciones de sensibilidad no resultan ser un problema en la dosimetría relativa. Los diodos tienen la característica de ser dependientes de la energía para haces de fotones de megavoltaje, observándose esta dependencia a mayores profundidades y en bordes de los campos de radiación, para contrarrestar esto, los detectores se diseñan con materiales de alta densidad en su parte posterior ([Rikner and Grusell, 1987](#)) lo cual genera una dependencia direccional en su respuesta, por lo que se montan con el frente (ver figura 3.20) apuntando hacia el haz incidente, minimizándose así la dependencia de la direccionalidad.



Figura 3.20: Detector de tipo diodo marca IBA y su posicionamiento dentro del fantoma de agua.

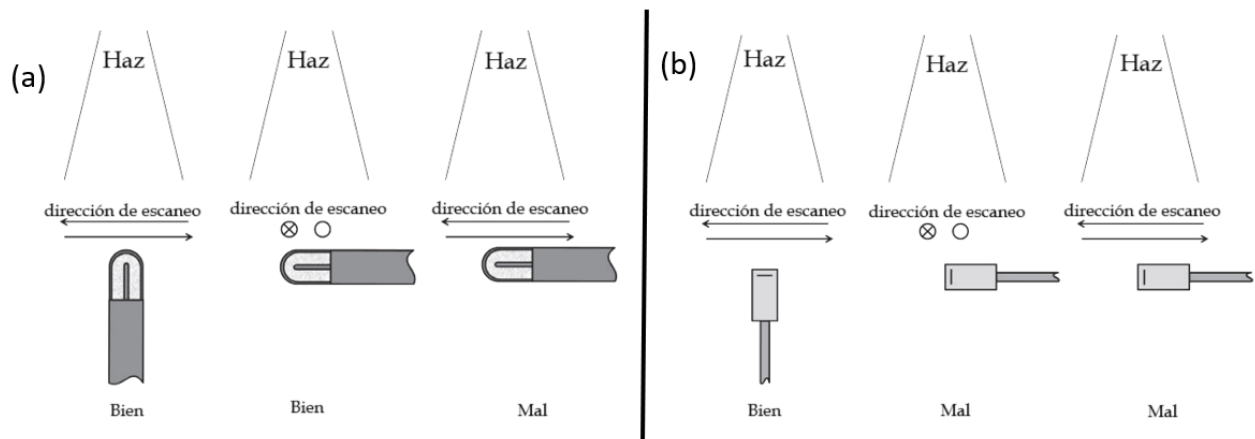


Figura 3.21: Orientaciones permitidas de los detectores de medición a) una cámara de ionización b) un diodo para realizar medidas de perfiles de campo (las flechas indican las direcciones de los escaneos en el plano de la página y el círculo con cruz y sin cruz los escaneos con direcciones perpendiculares al plano de la página). Fuente: [Palmans et al. \(2018\)](#).

3.5.2. Dosis relativas a la profundidad

Uno de los parámetros fundamentales para la caracterización del haz de radiación son las curvas relativas o de porcentaje de dosis a profundidad, estas expresan la variación de la dosis con la profundidad a lo largo del eje central. Las medidas de PDD se deben realizar

para diferentes tamaños de campo y para todas las cuñas físicas del linac, ya que es necesario caracterizar el endurecimiento del haz (producido por la atenuación de la cuña). Se hace uso del fantoma de agua controlado remotamente para realizar estas medidas, utilizando cámaras de ionización para campos grandes y detectores tipo diodo para campos pequeños, normalmente siendo la distancia SSD a la superficie del fantoma de 100 cm. Se recomienda que el inicio de los escaneos sea a partir de la posición más profunda y desplazándose hacia la superficie, se realiza esto para evitar el efecto de las ondas de agua; asimismo se verifica un correcto recorrido del escaneo, donde se llegue justo a la superficie, evitando obtener datos en aire (cambios abruptos en el gradiente del PDD), más detalles acerca del procedimiento se aborda en la sección 4.1. Las características de estas curvas fueron presentadas en la sección 3.1.1.1, donde se explicó la forma de la curva y la región de acumulación o “buildup”. Las curvas PDD tienen la importancia de permitir caracterizar la energía del haz, en específico permiten poder evaluar una expresión del índice de calidad del haz: $TPR_{20,10}$, de poder brindar otro índice de la atenuación del haz: el cociente $D_{10,20}$, definir la profundidad de dosis máxima, permitir hacer el cálculo completo de la determinación de la dosis absorbida en agua [ver sección 4.21], entre otros.

3.5.3. Perfiles de campo

Otro parámetro importante para caracterizar el haz de radiación son los perfiles de campo, los cuales indican la variación de la dosis con la distancia a partir del eje central de radiación a una misma profundidad, a estas curvas se les conoce también como OAR (del inglés *Off-axis ratios*) y se toman para campos cuadrados abiertos de diferentes tamaños, con sus detectores respectivos; estando el fantoma de agua a una distancia SSD igual que la seleccionada para la toma de curvas PDD. Al momento del comisionamiento, las profundidades requeridas para los escaneos dependen de los requerimientos del sistema de planificación, en donde se incluye la profundidad de dosis máxima y la profundidad máxima posible en el fantoma de agua. El ancho de los perfiles de campo a escanear depende tanto del tamaño de campo como de la profundidad (debido a la divergencia) y deben realizarse considerando no solo cubrir las esquinas, sino 5 cm más de la esquina geométrica del haz para poder obtener apropiadamente el ancho de la penumbra para cada perfil de campo.

Como fue abordado en la sección 2.3.2, la forma aplanada del perfil de campo se debe al filtro aplanador; sin embargo, se observa que en escaneos de perfiles de campo de tamaño grande existe una ligera detección de más dosis en las zonas cercanas a las esquinas que en el eje central, estas regiones de alta dosis se conocen como “cuernos”, los cuales se observan en los escaneos de menores profundidades debido a que estos se generan por la componente de baja energía (Mayles et al., 2007) del haz de fotones; los cuernos desaparecen con la profundidad, siendo la profundidad de 10 cm en la que el efecto es despreciable, es por ello que para la obtención de las variables dosimétricas de simetría y planicidad se realizan a esta profundidad.

Por último, es importante puntualizar que para evaluar la simetría, planicidad, penumbra y demás características de esta distribución lateral de la dosis, se realizan escaneos en dos direcciones: *transversal* y *longitudinal*, que se suelen denotar como **crossline** e **inline** respectivamente (ver fig. 3.22) y dependen del sistema coordenado del linac. Asimismo, se

suelen realizar escaneos *diagonales*, ya que permiten tener unos perfiles más grandes, pero estos no serán de interés para esta investigación.

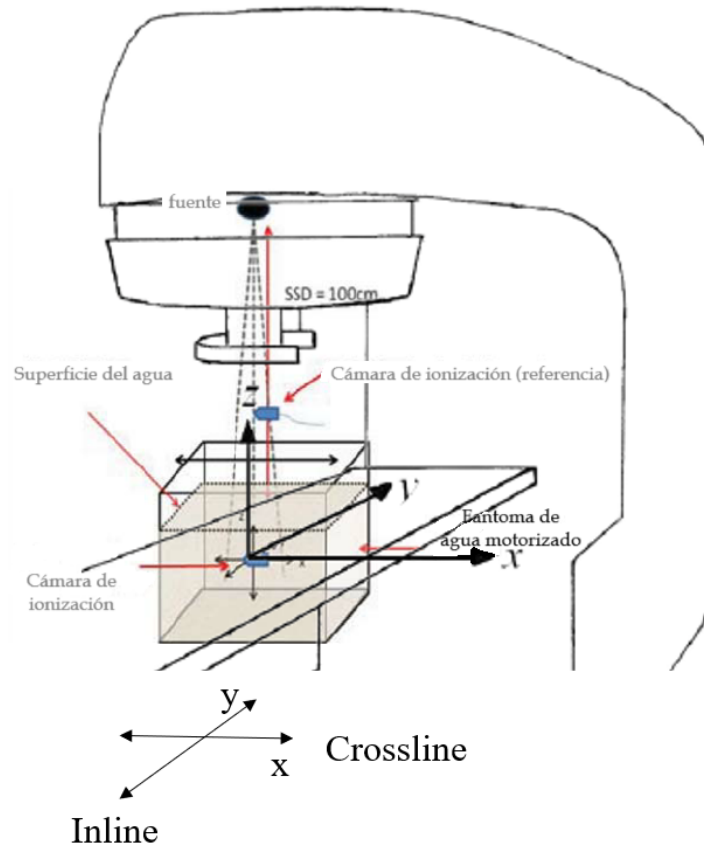


Figura 3.22: Esquema del montaje del fantoma de agua para realizar las medidas dosimétricas, se observa que los ejes x y y del sistema coordinado corresponden a los ejes a lo largo de los cuales se realizan los escaneos *transversales* y *longitudinal* respectivamente. Fuente: Talbot et al. (2009).

Lo indicado anteriormente corresponde a la dosimetría relativa que es de interés para esta investigación; (Pawlicki et al., 2016) sin embargo, es importante mencionar que para un comisionamiento y controles de calidad anual se realizan más pruebas que abarcan a la dosimetría relativa: los factores de salida (*output factors*: razón de dos lecturas pueden ser distintos tamaños de campo u OAR, etc.), dosimetría de las cuñas, pruebas con quijadas asimétricas, de colimador multihojas y de caracterización dosimétrica de otros componentes importantes para tratamientos dinámicos (IMRT, VMAT, etc.).

3.6. Dosimetría de campos pequeños (aspectos de interés)

Para tratamientos más modernos utilizando campos pequeños, la dosimetría convencional presentada anteriormente no aplica debido a las características físicas de los campos pequeños, lo cual genera un aumento en la incerteza de la dosis que se determine, para solventar esto el IAEA en conjunto con la AAPM publicaron el código de práctica TRS-483: Dosimetría de campos pequeños estáticos usados en radioterapia de haz externo (Mijnheer et al., 1987).

La dosimetría absoluta de campos pequeños es un mundo completamente diferente a la dosimetría convencional, es importante recalcar que la metodología presentada TRS-483 no será abordada en esta tesis al no ser de interés para esta investigación; sin embargo, en esta sección se presenta algunos aspectos dosimétricos de los haces de tamaños de campos pequeños y el uso de detectores de tipo diodo para realizar la dosimetría relativa para este tipo de campos, esto se aborda debido a que se realizaron medidas para campos de tamaño de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (Palmans et al., 2018).

En el TRS-483 se define un campo pequeño a partir de las siguientes características:

- Existe una pérdida de equilibrio lateral de partícula cargada (LPCE) en el eje del haz.
- Existe oclusión parcial de la fuente primaria de fotones por los dispositivos de colimación en el eje del haz.
- El tamaño del detector es de tamaño similar o más grande comparado con las dimensiones del haz.

Es importante observar que las primeras dos características están relacionadas con el haz de radiación y la última está relacionada con el tamaño del detector dependiendo del tamaño de campo a medir. Estas condiciones dan como resultado un solapamiento entre el volumen del detector y la penumbra del campo. Si bien de esta manera no se ha brindado un valor dado de tamaño de campo al cual considerar como pequeño, debido a que deben tomarse en cuenta característica del haz de radiación y del detector a usar, en la práctica se puede considerar que un tamaño de campo de dimensiones menores a $3 \times 3 \text{ cm}^2$ está fuera del tamaño convencional de tratamiento y deberá ser tratado de manera distinta al momento de medir y calcular dosis (Das et al., 2008). Como se indicó en la sección 3.1.1.2, para campos grandes se puede definir el tamaño de campo de radiación a partir del ancho a media altura (FWHM) de un perfil de dosis a una profundidad de referencia (coincide aproximadamente con el tamaño de perfil observado con la luz de campo, tamaño nominal). Sin embargo, para campos pequeños no puede utilizarse el FWHM, ya que la relación entre esta característica del perfil y el tamaño de campo nominal que se establece deja de existir debido a la oclusión parcial de la fuente; en específico, el FWHM se convierte mayor que el tamaño de campo establecido en la consola del linac, a este fenómeno se le conoce como ampliación de la penumbra, ver figura 3.23.

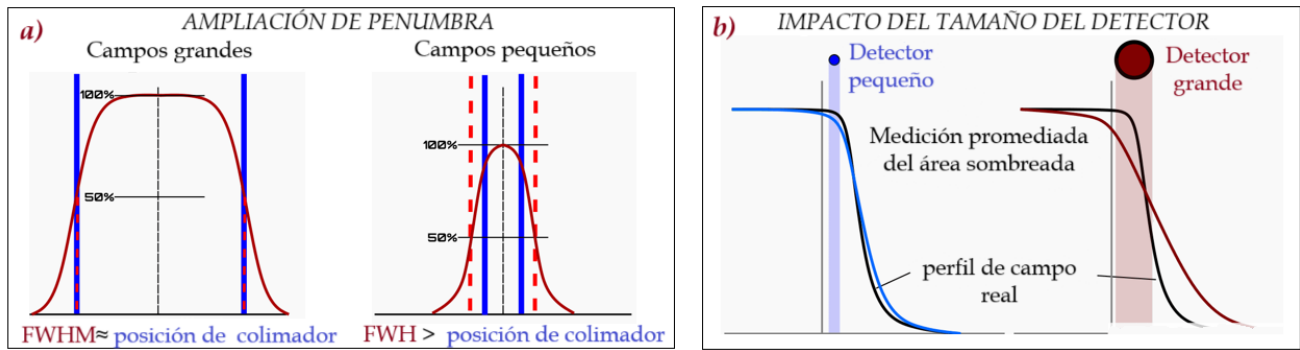


Figura 3.23: a) ilustración de la ampliación de a penumbra de campos pequeños. b) ilustración del impacto de volumen del detector en la apariencia de las esquinas del perfil de campo en la dosimetría de campos pequeños. Fuente: OMP (2020b).

El correcto alineamiento del haz es de importancia al hacer las medidas de los perfiles de campo, ya que al no existir una región plana como ocurre para los perfiles de tamaño grande, pequeños cambios del punto focal debido a rotaciones del eje del sistema de colimadores o rotaciones en el cabezal, etc. Generan errores al medir la dosis. Paskalev et al. (2003), mostraron que errores de 0.2 mm en el alineamiento puede generar cambio de hasta 5% en la dosis medida. Para evitar eso se realizan varias medidas de perfiles de campo para asegurar que el detector esté colocado exactamente en el centro del haz de radiación.

Para medidas de curvas PDD la exactitud del montaje es un importante aspecto a tomar en cuenta, en específico se debe cumplir que el eje del fantoma esté exactamente alineado con el eje central del haz de radiación, como puede verse en la figura 3.24. donde hay una desviación de 2 entre el fantoma y el eje central de radiación, al estar el detector a una profundidad de 15 cm, se genera un desalineamiento de 0.52 cm del centro de radiación y a 30 cm de profundidad el desalineamiento es de 1.05 cm. Este desalineamiento del detector con respecto a la ubicación del valor máximo de dosis se conoce como *off axis* en inglés. Para evitar el efecto de obtener menor señal con el detector (ver figura 3.24.b) se recomienda hacer escaneos de perfiles de campo a diferentes profundidades para identificar el desalineamiento, asimismo debe utilizarse el detector más pequeño y excelente resolución espacial disponible para evitar que los efectos del volumen alteren considerablemente la medida, ya que a mayores profundidades este efecto debe considerarse debido a la divergencia y dispersión del haz.

3.7. Controles de calidad en radioterapia

Los aseguramientos de calidad (*Quality Assurance* en inglés) son una parte esencial en la radioterapia, ya que tienen la finalidad de asegurar la garantía de la correcta ejecución o funcionamiento de cada uno de los componentes involucrados en el proceso de radioterapia. En específico, los programas de control de calidad en aceleradores tienen la finalidad de asegurar que las características de la máquina no se desvíen significativamente de sus valores iniciales (base) del momento de aceptación del equipo y comisionamiento. Si bien en

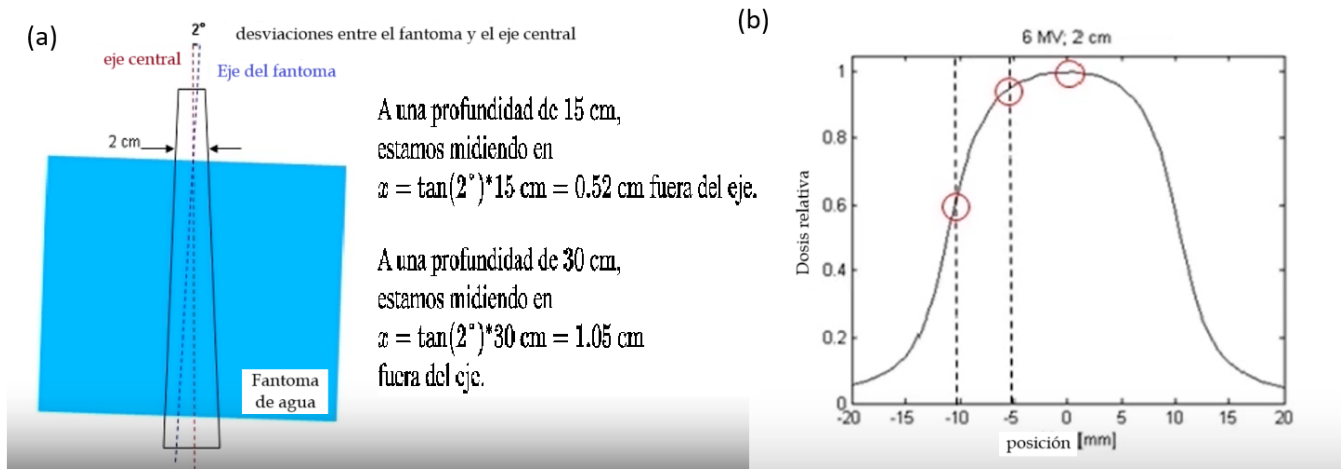


Figura 3.24: a) esquema de montaje para medición de curva PDD en donde existe una desviación de ángulo de 2 entre el eje del fantoma y el eje central del haz de radiación, se muestra los efectos de desalineamiento a diferentes profundidades debido al error en ángulo. b) Curva de perfil de dosis correspondiente al mismo tamaño campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ en el que se observa que una con desviación de 1.05 cm del centro del campo, se mediría aproximadamente la mitad de la dosis. Fuente: [iba \(2023\)](#)

esta investigación se hace un enfoque en la máquina para tratamientos (linac), es importante recalcar que los aseguramientos de calidad involucran ampliamente cada componente de la radioterapia, como los procesos de seguridad radiológica, simulación de paciente, de planificación de tratamiento, de verificación de tratamientos a pacientes específicos, etc. En esta sección se presentan los aspectos generales de un programa de control de calidad en linac, las pruebas que se realizan en un control de calidad anual y los requerimientos de exactitud que son de relevancia para esta investigación.

En radioterapia se tiene como objetivo la erradicación de células tumorales, lo cual se realiza con radiación ionizante que es capaz de dañar también el tejido sano, si se presentan errores, por ejemplo de calibración de máquina, se tiene el riesgo de afectar negativamente a una gran cantidad de pacientes, por lo que resulta esencial realizar un aseguramiento de calidad en el proceso complejo de radioterapia ([Mayles et al., 2007](#)).

A lo largo de esta tesis se ha utilizado el término de control de calidad y recientemente el de aseguramiento de calidad; sin embargo, es importante diferenciarlos. A continuación definiciones generales adoptadas por la Organización Internacional para Estandarización (ISO) y por el Instituto Británico de Estándares (BSI):

“Aseguramiento de calidad (QA: quality assurance) se define como todas aquellas acciones sistemáticas planeadas que sean necesarias para establecer con confianza que una estructura, sistema o componente va a funcionar de manera satisfactoria en un servicio”.

“Control de calidad (QC: quality control): proceso regular a través del cual se mide la calidad del funcionamiento, haciendo una comparación con los estándares existentes y finalmente hace referencia a las acciones necesarias para mantener o restablecer el funcionamiento en conformidad a los estándares de calidad” (Iso and OIML, 1995).

Es decir, el proceso de aseguramiento de calidad hace referencia a la administración de procesos que aseguren el diseño de trabajo que cumpla con los niveles específicos de consistencia en la entrega de cada uno de los elementos en el proceso del tratamiento, en general se hace referencia a “ programa de garantía de calidad”, ya que este incluye la definición de responsabilidades, procesos documentados, registro de controles, documentación y análisis de fallos, procesos de auditorías y modificaciones para la mejora de procesos. Por otra parte, un **control de calidad** hace referencia específica a las pruebas o medidas de monitoreo que aseguren que el tratamiento se mantenga según los estándares, como lo son las medidas para la evaluación del funcionamiento del linac al brindar los tratamientos (Mayles et al., 2007). Para esta investigación se hace un énfasis en los controles de calidad.

Las recomendaciones de los procedimientos a realizar en los controles de calidad para detectar y evitar errores en el funcionamiento del sistema de radioterapia se sintetizan en *programas de control de calidad*, los cuales son documentos que establecen la frecuencia de los procedimientos, las pruebas, las tolerancias permisibles y acciones ante ciertos problemas donde no se satisfagan los estándares requeridos. Los programas de control de calidad son elaborados por cada país y adecuados a cada centro de radioterapia, asimismo los países en desarrollo de América Latina elaboran sus programas sobre la base de documentos relativos al control de calidad desarrollados por organismos internacionales en Europa y América del Norte (Serreta and Arroyo, 2012).

Uno de estos documentos en el TECDOC-1151 del IAEA “Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad” Alfonso et al. (2010), en el que se exponen los requisitos mínimos para que los centros de radioterapia alcancen niveles aceptables de calidad. Otro documento de importancia es el ya presentado TRS-398 del IAEA: “Determinación de la dosis absorbida en agua en radioterapia de haz externo”, siendo este un código de práctica donde se recomiendan procedimientos específicos establecidos por convenio para unificar métodos de trabajo. Asimismo, es importante mencionar que existen documentos publicados por este organismo que conciernen al control de calidad en los sistemas de planificación de tratamiento (TPS). En Estados Unidos la Asociación Americana de físicos en medicina (AAPM) ha publicado varios documentos de referencia para el control de calidad en radioterapia externa, estos son denominados comúnmente como *Task Group* (TG), por ejemplo el TG-40: *comprehensive QA for radiation Oncology*, que aborda las pruebas de control de calidad para linac, frecuencias y tolerancias. Otro documento es el TG-51: Protocolo para dosimetría clínica de referencia de fotones de alta energía y haces de electrones, este es un análogo al TRS-398 del IAEA, ya que hace usos de cámara de ionización con coeficientes de calibración y factores de corrección que son trazables respecto a los estándares primarios de Estados Unidos. Recientemente, se tiene el TG-142: Aseguramiento de calidad de aceleradores clínicos (Klein et al., 2009), el cual es un documento de actualización del TG-40 donde se agregan recomendaciones relacionadas con quijadas asimétricas, colimadores multihojas,

cuñas dinámicas, etc. Se incluyen nuevas pruebas sobre la base de avance tecnológico de los equipos de radioterapia y de la complejidad de tratamientos novedosos, asimismo se incluyen las frecuencias de las pruebas y las tolerancias para cada tipo de equipo y de modalidad de tratamiento (3D, IMRT, SRS, etc.). Es importante recalcar que estos documentos no se tratan de guías o recetas de pasos para realizar los controles de calidad, sino que son documentos que sirven a los físicos médicos para tener un criterio de los procedimientos particulares a realizar que se adapten a las circunstancias, equipamiento y técnicas de tratamiento usadas en cada centro de radioterapia.

Los protocolos y documentos sobre el control de calidad hacen un enfoque en diferentes categorías de interés en radioterapia externa, estos son: aspectos de seguridad, mecánicos y dosimétricos. (Núñez, 2017) En cada categoría se contemplan diferentes parámetros a medir que deben satisfacer las tolerancias establecidas en los documentos mencionados con anterioridad. En esta investigación se hace un enfoque en los aspectos mecánicos y dosimétricos.

3.7.1. Aspectos mecánicos

La variación de los componentes móviles de los linac clínicos son de importancia para brindar tratamientos altamente precisos y personalizados, por lo que debe evaluarse que cada uno de los componentes se movilen de manera precisa y exacta a lo planificado en los tratamientos, para ello se realizan ciertas medidas para evaluar que cada componente varíe de tal manera que estén dentro de los valores de tolerancia. Estas pruebas también son conocidas como “geométricas” (Núñez, 2017).

Algunos de los componentes son:

- El brazo (o gantry) que puede rotar hasta 360° permitiendo impartir la radiación desde cualquier ángulo, en las pruebas de QC se busca que las variaciones de ángulos medidas correspondan con las que indica la consola.
- Colimador, que hace referencial al sistema de colimadores y está contenido en el cabezal y que puede rotar generalmente , en las pruebas de QC se evalúa la correcta definición de los tamaños de campo y rotación.
- Distancia SSD, que se evalúa con el distanciador óptico, que permite ver la distancia de la fuente a la superficie con una proyección de una escala o regla sobre la superficie en la que incide la radiación, en las pruebas se verifica que las variaciones de distancia medidas corresponda a las variaciones indicadas en consola y estén dentro de valores de tolerancia.
- Camilla de tratamiento, que tiene la capacidad de rotar, moverse de manera vertical, longitudinal y lateralmente, en las pruebas QC se evalúan que cada uno de estos movimientos esté dentro de tolerancia.
- El retículo que es una lámina de plástico transparente que interseca el eje de rotación del colimador y que posee un par de líneas perpendiculares entre sí que se proyectan en la dirección de la camilla con la luz de campo, las cuales sirven para alinear el eje

central de radiación con la región anatómica del paciente a tratar. En las pruebas QC se verifica el correcto centrado del retículo con el haz luminoso y el de radiación.

Además de estos componentes se evalúan demás aspectos determinantes, como el correcto alineamiento de los láseres en la sala de tratamiento (que deben satisfacer posiciones dentro de tolerancia) para que la configuración del posicionamiento del paciente se haga de manera reproducible en cada sesión de tratamiento. Más pruebas mecánicas y sus tolerancias pueden observarse en la tabla IV. Es importante mencionar que los componentes de brazo, colimador y camilla mencionado anteriormente tienen sus ejes de rotación o desplazamiento perpendiculares entre sí, las cuales interceptan en la esfera del isocentro, la cual se busca que no tenga un diámetro mayor a “ 2 mm”, asimismo se realizan diversas pruebas para asegurar que el movimiento de los componentes sean en torno al isocentro (es por ello que estos equipos se denominan máquinas isocéntricas) y se verifica que el isocentro geométrico coincida con el de radiación (Mayles et al., 2007).

Tabla IV. Resumen de tolerancias de algunas pruebas mecánicas y dosimétricas para un control de calidad anual. Fuente: Núñez (2017).

PRUEBA	TOLERANCIA Y REFERENCIA	
	TOLERANCIA [TECDC-1151]	TOLERANCIA [TG51], [TG142]
Mecánicos		
Rotación del colimador	2 mm	2 mm/1 mm IMRT
Rotación del brazo	2 mm	2 mm/1 mm IMRT
Rotación de la camilla	2 mm	2 mm/1 mm IMRT
Coincidencia de los tres ejes de rotación	2 mm	2 mm
Verticalidad de la camilla	2 mm	2 mm
Rotación de la camilla		1°
Movimiento máximo de la camilla en todas direcciones	2 mm	2 mm
Indicador del tamaño de campo		
Alineación de los láseres		
Mecánicos verificados con película radiocrómica		
Rotación del colimador, mandíbulas superiores cerradas	2 mm	2 mm ^b
Rotación del colimador, mandíbulas inferiores cerradas	2 mm	2 mm ^b
Rotación del brazo	2 mm	2 mm ^b
Rotación de la camilla	2 mm	2 mm ^b
Coincidencia de los isocentros mecánicos y de radiación	2 mm	2 mm
Coincidencia de haz de luz y de radiación		
Dosimétricos fotones		
Factores de campo para todas las energías utilizadas 5 × 5, 10 × 10, 15 × 15, 20 × 20 y 30 × 30 cm ²		2% < 4x4 cm ² y 1% ≥ 4x4 cm ²
Factores de transmisión de las cuñas		2%
Factores sobre el eje para cada energía de fotones		
PDD 5 × 5, 10 × 10, 15 × 15, 20 × 20 y 30 × 30 cm ² de 5, 10 y 20 cm	2%	2%
TMR 5 × 5, 10 × 10, 15 × 15, 20 × 20 y 30 × 30 cm ²		
Constancia de dosis para rayos X	2%	2% 3D/ IMRT 1% (absoluta)
Simetría	2%	±1%
Aplanado	3%	1%
Constancia de energía o de los valores de PDD	2%	2% TG-51 / IMRT ±1% (PDD o TR _{20,10}) TG- 142

3.7.2. Aspectos dosimétricos

Las pruebas que se contemplan son aquellas que verifican la constancia de los parámetros que definen el haz de radiación, estas pruebas son las presentadas en la sección de dosimetría relativa: curvas PDD, perfiles de campo, simetría, planicidad, TPR, etc. Y la determinación de la dosis absorbida en agua (dosimetría absoluta), además de esto los aspectos dosimétricos abarcan otras pruebas como la evaluación de factores de salida según tamaño de campo o pruebas en MLC enfocadas para técnicas de tratamiento específicas (Klein et al., 2009). Las pruebas de importancia para esta investigación son las expuestas en las secciones anteriores de dosimetría, las demás que pueden observarse en la tabla IV, no serán abordadas.

3.7.3. Control de calidad anual

Los programas de control de calidad abarcan todas las pruebas necesarias a hacer en un centro de radioterapia, frecuencias de realización, criterios de tolerancia, etc. La cantidad de pruebas que se realiza depende la frecuencia con la que se efectúe, por ejemplo, las pruebas diarias suelen ser rápidas y esenciales para verificar que el linac esté en condiciones óptimas para brindar tratamientos, estas son efectuadas por técnicos radioterapeutas y revisadas por físicos médicos. Las pruebas mensuales se enfocan en verificar los aspectos básicos del linac, como la estabilidad de la energía, la dosis absorbida (se simplifica la metodología del TRS-398 usando un fantoma sólido) y verificación esencial de los componentes mecánicos, esta las realiza un físico médico. Por otro lado, las pruebas de control de calidad anuales son las más completas y rigurosas, haciéndose una evaluación detallada de cada categoría: seguridad, mecánica y dosimétrica. Las pruebas dosimétricas referentes a la calibración del haz (determinación de dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia) y de dosis relativa presentada anteriormente son unas de las que se evalúan en este tipo de controles (Núñez, 2017).

El concepto de tolerancia indica el rango de aceptabilidad de un parámetro que se evalúa, e indica también el valor en el que es necesario realizar correcciones, por ejemplo si para la medida del SSD se indica una tolerancia de 5 mm, cualquier medida afuera del rango ± 5 mm de SSD no se tolera e indica corrección. El establecimiento de los valores de tolerancia dependerán de las incertidumbres asociadas a todo el conjunto de mediciones y de datos de referencia para satisfacer la exactitud de dosis entregada en el proceso de radioterapia y dependerá también de la técnica de tratamiento, siendo más restrictivas para la modalidad más novedosa (como la cirugía estereotáctica).

Al hablar de control de calidad se utilizan los términos de “error”, “exactitud” y “precisión”, los cuales son importantes definir en esta investigación para que exista una terminología clara y consistente.

Error hace referencia a una desviación de un valor medido (o calculado) con respecto a otro valor que fue obtenido con otro método y que es considerado como valor de referencia. La exactitud indica la cercanía de concordancia entre valores medidos (resultados) con los valores reales (valor de referencia). Por otro lado, la precisión indica la cercanía de concordancia

de mediciones que se repiten de manera independiente en condiciones dadas ([van der Merwe et al., 2017](#)). Es importante observar que la presión depende de los errores aleatorios y no de la relación con el valor real, como sí lo hace la exactitud. En todo el proceso de radioterapia y en los controles de calidad se busca satisfacer una buena precisión y exactitud.

Otro concepto que tiene un rol importante en radioterapia es la incerteza (se aborda a detalle en la sección 3.8) la cual indica la dispersión de los datos al realizar medidas repetidamente, debe considerarse, ya que ningún proceso en radioterapia se realiza de manera perfecta por lo que cada etapa tiene una incerteza asociada, la incerteza total es una combinación de las incertezas sistemáticas y aleatorias, siendo expresada como una desviación estándar (SD) que se utiliza para definir los valores de exactitud requerida en un control de calidad.

Para cada parámetro que se evalúa en un QC se verifica que los valores obtenidos entren en los límites de tolerancia que sustentan los informes de los organismos, con el fin de brindar tratamientos de radioterapia con la exactitud requerida. Los valores de tolerancia surgen con la finalidad última de mantener en términos aceptables la relación entre dosis y control tumoral con dosis y complicaciones en el tejido sano, donde se ha observado que si la incertidumbre es grande en la dosis entregada, la probabilidad de control tumoral se reduce e incrementan las complicaciones en tejido sano ([Mayles et al., 2007](#)).

La exactitud requerida en la entrega de dosis absorbida fue evaluada, con la información existente para ese tiempo, en 1976 en el reporte 24 del ICRU ([White et al., 1992](#)), indicando que un 5 % era lo requerido para la entrega de dosis al volumen blanco a tratar, siendo este valor menor (más restrictivo) para situaciones específicas; sin embargo, este valor no indicaba qué valor de incerteza representaba, por lo que se realizaron más estudios evaluando los efectos en tejido sano y en control tumoral, ([Brahme, 1988](#))([Mijnheer et al., 1987](#)) concluyéndose que un 3 % (1 desviación estándar relativa) es el valor de exactitud requerida en la entrega de dosis absorbida.

Estos mismos estudios han concluido que para las distribuciones de dosis se tenga una tolerancia del 5 % en los demás puntos aledaños al punto de prescripción del volumen dado a tratar. Por otro lado, es importante considerar que las componentes geométricas en el proceso de radioterapia como: las tolerancias mecánicas del linac, simulación del paciente, la configuración del tratamiento, movimiento de órganos, adelgazamiento del paciente con paso de las sesiones, etc. Dan como resultado incertidumbres geométricas que deben de considerarse y combinarse para establecer la exactitud geométrica requerida, esta fue establecida de 5 mm (1 desviación estándar), en la figura 3.25 se observan las consideraciones para establecer los requerimientos de exactitud geométrica.

En general, los niveles de exactitud requeridos en radioterapia se dividen en exactitud dosimétrica y exactitud geométrica, los cuales están fuertemente establecidas y se expone en documentos de relevancia de controles de calidad ([Klein et al., 2009](#)). Como se ha podido observar para poder establecer esta exactitud, es necesario hacer un análisis de múltiples variables que se involucran en el proceso de radioterapia. En esta investigación se aborda

únicamente una de las componentes geométricas (los errores en el montaje), por lo que los efectos dosimétricos obtenidos deberán considerarse como un componente a sumar para establecer el nivel de exactitud que tienen los tratamientos.

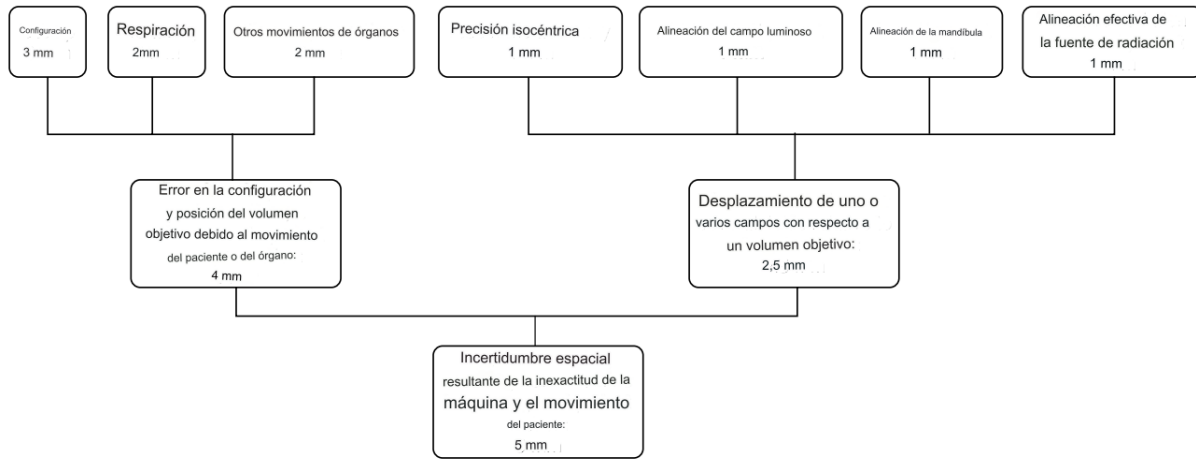


Figura 3.25: Incertezas geométricas acumuladas en radioterapia externa.
Fuente: Hanson et al. (1994).

3.8. Incertidumbre en radioterapia

Según GUM (2008) la palabra “incertidumbre” significa duda y, por lo tanto, en su sentido más amplio, “incertidumbre de medición” significa duda sobre la validez del resultado de una medición. Debido a que ninguna medida hecha en el proceso de control de calidad se realiza de manera “perfecta” existe una incerteza asociada a cada paso de medida o cálculo. La incerteza es un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores que pueden obtenerse en una medida en específico que se realiza repetidamente. Para medidas realizadas de esta forma, los resultados pueden describirse por una distribución estadística que simplificar el comportamiento de los datos a partir de una media, moda y desviación estándar. El comité internacional de pesas y medidas agrupa los tipos de medidas en dos categorías, según el tipo de método que fue utilizado para estimar su valor numérico (de tipo A y de tipo B), estas se combinan y se expresan como incertidumbres típicas relativas. Las incertidumbres de tipo A son aquellas que se evalúan con análisis estadístico y que pueden ser reducidas aumentando el número de medidas, las incertidumbres de tipo B son aquellas que se determinan a partir de otros métodos y pueden incluir a factores de corrección y cantidades de influencia, las incertezas de tipo B comúnmente puede estimarse a partir de información del equipo de medición o con el uso del conocimiento y experiencia del físico médico (Hill, 2013).

La incerteza estándar combinada (denotada por u_c) se utiliza para expresar la incertidumbre de muchos resultados; sin embargo, en diversas situaciones (como en las de QC) se requiere un valor de la incerteza que defina un intervalo del resultado de la medida (y) dentro del cual el valor de la variable medida (Y) se encuentre con seguridad. La medida de la incertidumbre que se utiliza para este propósito se denomina *incertidumbre expandida* y

se simboliza con U , la cual se obtiene multiplicando a $u_c(y)$ por un factor de cobertura denotado por k , por lo que $U = k u_c(y)$ nos indicaría el intervalo o incertidumbre de una medida, denotado por $Y = \pm U$. Cuando se tienen medidas cuya distribución es normal y la u_c es una estimación confiable de la desviación estándar de y , se tiene por ejemplo que $U = 2u_c$ (donde $k = 2$) y define un intervalo de confianza de aproximadamente el 95 %. Este es el caso que se observa en el certificado de calibración de una cámara de ionización (ver figura 3.26) en donde el laboratorio ha indicado una incerteza expandida del 2.2 %, lo cual significa que los resultados de la medición realizada con la cámara tienen una incertidumbre asociada del 2.2 %, existiendo una probabilidad del 95 % que el valor real de la medida se encuentre dentro de un rango del 2.2 % alrededor del valor reportado por la cámara de ionización.

Para hacer una estimación de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para un haz de fotones, se debe hacer una evaluación de las diferentes magnitudes físicas y procedimientos que contribuyen para la determinación de dosis absorbida. La estimación puede dividirse en dos pasos: 1) se considera la incertidumbre en la calibración de la cámara de ionización de referencia del usuario que está en términos del $N_{D,w}$ y es brindado por el laboratorio de calibración secundario, siendo esta una incertidumbre típica de tipo B. 2) se considera las incertidumbres asociadas a las medidas en el punto de referencia y demás procedimientos, se incluye también la incertidumbre en el valor k_{Q,Q_0} , las cuales están asociadas a los procedimientos que realiza el usuario y son incertidumbres de tipo A y B. Tomando en cuenta estos dos pasos y haciendo una combinación cuadrática de las incertidumbres se puede obtener la incertidumbre típica combinada para la determinación de la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia (IAEA, 2001).

El TRS-398 contiene, en su apéndice IV, un resumen práctico para realizar la evaluación de las incertidumbres, para más información se referencia la guía ISO. En la tabla V se muestra valores de incertidumbres brindados en este código de práctica, estos son las incertidumbres típicas relativas estimadas de las magnitudes físicas y procedimientos involucrados para la obtención de dosis absorbida; sin embargo, debe considerarse que estas estimaciones deben de considerarse como valores típicos y pueden variar dependiendo de la incertidumbre en los factores de calibración establecidos por el laboratorio de calibración y de la incertidumbre experimental cuando el usuario aplica el protocolo.



Figura 3.26: Certificado de calibración de la cámara de ionización FC65-G de IBA. Obsérvese el coeficiente de calibración y su incerteza expandida.

Tabla V. incertidumbre típica relativa estimada de $D_{w,Q}$ en la profundidad de referencia en agua para un haz de fotones de megavoltaje, basado en la calibración de una cámara de ionización utilizando radiación gamma del ^{60}Co . La incertidumbre combinada del paso 1 es menor si la cámara se calibra en un LPCD. Fuente: [Andreo et al. \(2002\)](#)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
Paso 1: Laboratorio de calibración ^b	
Factor de calibración, $N_{D,m}$ del patrón secundario en el LPCD	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Factor de calibración, $N_{D,w}$ del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración	0,4
Incertidumbre combinada del paso 1	0,6
Paso 2: Haz de fotones de alta energía del usuario	0,3
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,4
Establecimiento de las condiciones de referencia	0,6
Lectura M_Q del dosímetro respecto al monitor del haz	0,4
Corrección por magnitudes de influencia k_i	1,0 ^c
Corrección por la calidad del haz k_Q (valores calculados)	1,4
Incertidumbre combinada del paso 2	1,5
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (pasos 1 + 2)	

3.9. Análisis Gamma

Para poder garantizar que la dosis entregada en los tratamientos a pacientes corresponda con la planificada, se necesita un método de comparación entre distribuciones de dosis medidas y distribuciones de dosis calculadas, la necesidad de desarrollar un método para comparar distribuciones de dosis comenzó a inicio de 1990 ante la introducción de tratamientos con tecnología de intensidad modulada (IMRT) por lo que comprobar la concordancia de las dosis entregadas con las planificadas pasó a ser parte fundamental de los aseguramientos de calidad, a esto se le conoce en la actualidad como *QA de pacientes*; asimismo los métodos de comparación se utilizan para realizar el comisionamientos del sistema de planificación. El método a utilizar debe tomar en cuenta las diferencias de dosis y las diferencias de distancia (ubicación geométrica de los puntos de dosis a evaluar). Previamente se habían desarrollado métodos de comparación ([Van Dyk et al., 1993](#)) pero utilizando solo uno de los criterio, pero fue Low et al quiénes unificaron estos criterios en una técnica conocida como *análisis gamma*.

Este método es útil para comparar distribuciones bidimensionales de dosis medidas (utilizando diodos, cámaras de ionización, etc) con las distribuciones de dosis generadas por el TPS, sin embargo, también puede utilizarse para estudiar el nivel de concordancia de las curvas que caracterizan el haz de radiación (perfiles de campo y curvas PDD) con otras curvas de referencia ([Low et al., 1998](#)). Este es el caso de interés de esta investigación y al estar estudiando distribuciones medidas con escaneos en línea recta (escaneo lateral para perfiles

de campo y escaneo a profundidad para curvas PDD) el método es específicamente de análisis gamma 1-D.

Para comparar dos distribuciones unidimensionales: una denotada como **distribución de dosis de referencia** (R) con una **distribución de dosis a evaluar** (E), se calcula un índice γ que se basa en encontrar la distancia mínima euclídea. Para cada punto de la distribución de dosis de referencia se calcula con respecto a la distribución de dosis a evaluar: la distancia entre el punto de referencia y el punto a evaluar $\Delta r(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)$, y la diferencia de dosis entre el punto de referencia y el punto a evaluar $\Delta D(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)$. Ver figura 3.27.

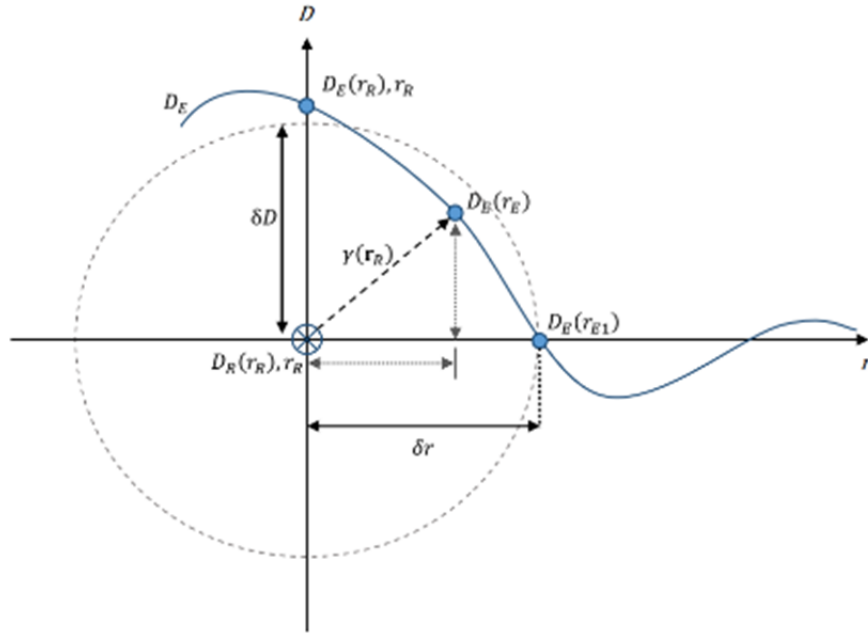


Figura 3.27: Representación esquemática del método del análisis gamma en 1D. Adaptado de [Low et al. \(1998\)](#). El eje y es la dosis D , y el eje x es la distancia r . El punto con una cruz en el eje de esquema representa el punto a evaluar y la línea azul representa la distribución de dosis a evaluar que contiene puntos a lo largo de la línea. Extraído de: [Hussein et al. \(2017\)](#).

La diferencia de dosis entre los puntos se expresa simplemente de manera absoluta:

$$\Delta D(r_R, r_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \quad (3.25)$$

Donde $D_E(r_E)$ es la dosis en el punto r_E de la distribución que se está evaluando, y $D_R(r_R)$ es la dosis en el punto r_R de la distribución de referencia. En el caso unidimensional, la diferencia de distancia es la misma: $\Delta r(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E) = |r_E - r_R|$, lo cual se conoce como distancia al acuerdo (DTA en inglés). Por lo tanto, para cada punto en la distribución que está siendo evaluada, la siguiente expresión se aplica inicialmente ([Hussein et al., 2017](#)):

$$\Gamma(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)}{\delta D^2}} \quad (3.26)$$

Donde δr y δD son los criterios de diferencia de distancia y diferencia de dosis respectivamente, los valores de estos criterios son definidos por el experimentador y como puede observarse en la figura 3.27. crean una elipse alrededor del punto de referencia r_R

El índice γ se define como el valor mínimo de Γ de todos los puntos evaluados (Hussein et al., 2017):

$$\gamma(\mathbf{r}_R) = \text{mín} \{ \Gamma(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E) \} \forall \{ \mathbf{r}_E \} \quad (3.27)$$

Si el punto a evaluar se encuentra dentro de la elipse definida por los criterios δr y δD , el punto será aceptado, ya que en esa situación $\gamma < 1$. Obsérvese en la figura 3.27 el punto $D_E(r_R)$, r_R el valor $\Gamma > 1$, para el punto $D_E(r_{E1})$ se tiene un $\Gamma = 1$ y solamente para el punto $D_E(r_E)$, se tiene que $\Gamma < 1$, por lo que $\gamma < 1$ y el punto es aceptado, ya que se encuentra dentro de la elipse de aceptación.

Este proceso se realiza para cada punto de las distribuciones a comparar, para poder cuantificar la similitud entre estas se utilizará un valor porcentual que se denotará en esta investigación como **porcentaje de aceptación gamma**. Este surge a partir de que para cada punto, si $\Gamma \leq 1$, se tendrá que $p_i = 1$ en caso contrario $p_i = 0$, esto denota los puntos que aprueban y los que fallan el test, lo cual permite obtener un porcentaje a partir de:

$$\gamma(\delta D, \delta r) = (100\%) \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p_i \quad (3.28)$$

Donde N indica el número total de puntos a evaluar.

El método del gamma análisis 1-D ha sido utilizado para evaluar cuantitativamente los procedimientos de hacer coincidir los haces de radiación de dos linacs (beam matching), (Hrbacek et al., 2007) para estas evaluaciones se utiliza el criterio estricto de 1%/ 1 mm. Esta metodología de evaluación de distribuciones será de gran utilidad para cuantificar los efectos en las distribuciones de dosis relativa ante la introducción de variaciones (errores) en el montaje del linac.

Capítulo 4

Metodología

En los capítulos anteriores se presentó el fundamento teórico relacionado a la interacción de la radiación con la materia, el funcionamiento de un linac clínico y los aspectos dosimétricos que se evalúan en un control de calidad anual. A continuación, se presenta la metodología para la determinación de la dosis absorbida en agua y los procedimientos para medidas de dosis relativa. La obtención de estos datos, para los casos propuestos a continuación, representan los datos base para la investigación (sin errores asociados al montaje). Luego de esto se presenta el procedimiento de introducción de errores en el montaje (variando brazo, colimador, SSD y fantoma) casos para los cuales se realizaron las medidas de dosis absoluta y dosis relativa. Al final de este capítulo se presenta la metodología para el análisis de datos.

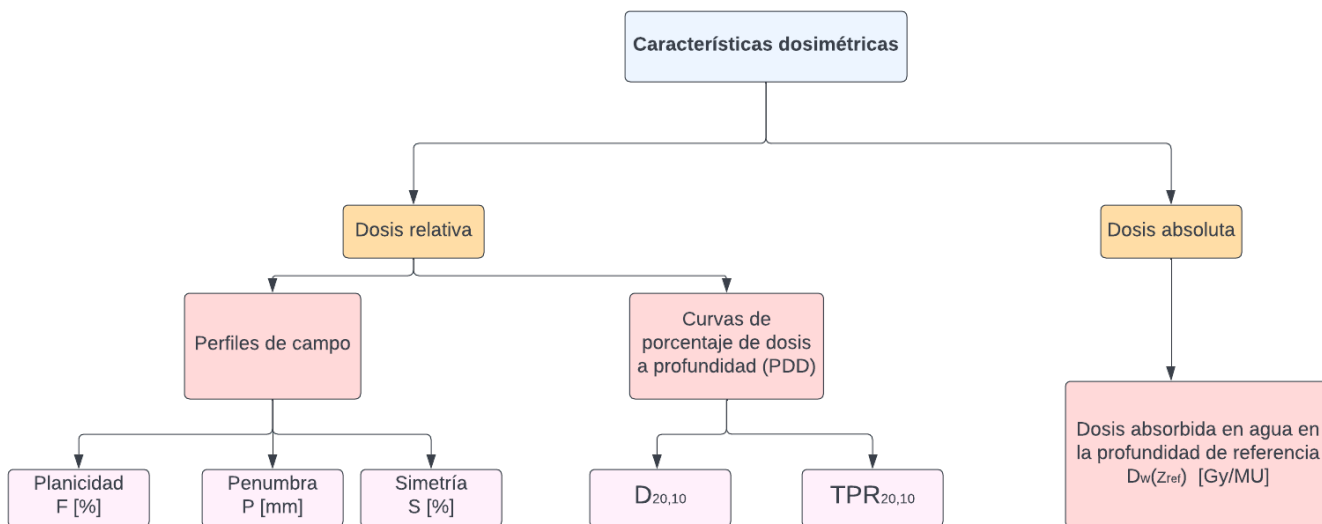


Figura 4.1: Esquema de las “características dosimétricas” del haz de radiación, divididas en dos grandes grupos: dosis relativa y dosis absoluta. A pesar de que la dosimetría abarca más pruebas, solo las expuestas anteriormente son de interés para esta investigación.

A lo largo de esta tesis se presentaron diferentes propiedades que caracterizan al haz de

radiación, las cuales son obtenidas de las medidas que se realizan durante un control de calidad anual; a este conjunto de medidas y el análisis de las propiedades de los datos obtenidos, se les conocerá de ahora en adelante como “**características dosimétricas**” las cuales se resumen en el esquema de la figura 4.1.

Esta investigación tuvo lugar en el Centro Nacional de Radioterapia de El Salvador, en donde todas las medidas fueron realizadas en uno de los aceleradores gemelos de la institución: el acelerador lineal 2, que corresponde a un linac de marca Elekta, modelo Synergy de 6 MV de modalidad fotones. A continuación, se presenta primero la metodología general del montaje de equipo de medición y la metodología para la medida de dosis relativa, luego la metodología para la determinación de la de dosis absoluta y por último los casos en los que se introducen errores en el montaje.



Figura 4.2: (a) Búnker donde se encuentra la sala de tratamientos del linac 2 del centro nacional de radioterapia. (b) Linac Elekta Synergy del 6MV.

4.1. Metodología general para la dosimetría relativa

Tabla I. Equipo utilizado para la dosimetría relativa

Blue phantom 2 (48x48x41), tanque de agua.
Controlador CCU. Con número de serie: 25632
Dos cámaras de ionización, tipo CC13, serie:15630 y 15631.
Detector de diodo RAZOR, marca IBA
Dos cables de extensión de 18 m y 5 m, utilizados para las cámaras de ionización.
Cable de red, ubicado en el interior de cada sala.
Computadora portátil con el programa myQA Accept.

Todas las mediciones (dosis absoluta y dosis relativa) se realizaron utilizando un fantoma de agua marca IBA tipo “Blue Water Phantom 2”, obsérvese la tabla II para más especificaciones. Este componente es esencial para recopilar datos del haz de radiación, ya que representa el material de referencia más parecido al cuerpo humano (Hong et al., 2015). Para colocar el fantoma, primero se desplazó la mesa de tratamiento de tal manera que existiera el suficiente espacio para que el fantoma vacío pueda trasladarse utilizando su soporte con ruedas. El linac de estudio pasó por control de calidad mensual previo a las mediciones que se realizan en esta investigación. En este procedimiento se aseguró la correcta calibración mecánica del linac, de tal manera que cumpliera las tolerancias mecánicas indicadas en el TG-142. En primera instancia, para el montaje del equipo dosimétrico se coloca el brazo y colimadores a un ángulo de 0° , haciendo uso de un nivel de gota, el cual tiene incorporado un lector digital. Se verifica el nivel del fantoma y de los rieles que mueven el detector de radiación de tal manera que no exista inclinación alguna del equipo (ángulo de 0°).

Tabla II. Especificaciones del Blue Water Phantom 2. Fuente: iba-dosimetry (2023).

Dimensiones exteriores del tanque de agua	675 × 645 × 560 mm
Volumen de escaneo	480 × 480 × 410 mm
Resolución de posición	0.1 mm
Precisión de posición	±0.1 mm
Velocidad de posicionamiento	50 mm/s
Velocidad de escaneo	De 3 mm/s hasta 25 mm/s, in 0.1 mm/s pasos
espesor de pared / material	15 mm/ acrílico



Figura 4.3: Uso del nivel de gota para verificar que no exista inclinación del fantoma y de los rieles para el barrido del detector.

Se colocó el fantoma vacío justo debajo del cabezal de tratamiento, haciendo uso del indicador visual de posicionamiento del haz, con un tamaño de campo de 40 cm x 40 cm y de las líneas de la retícula. Se hizo coincidir la proyección de las líneas de la retícula con las líneas de posicionamiento que se encuentran en el fondo del fantoma; se aplicaron los frenos del fantoma para asegurar que no haya desviación alguna de la posición colocada. Una vez asegurado el montaje se llenó el fantoma haciendo uso del reservorio de agua que incorpora un motor que facilita el transporte del agua por una manguera que se conecta al fantoma.

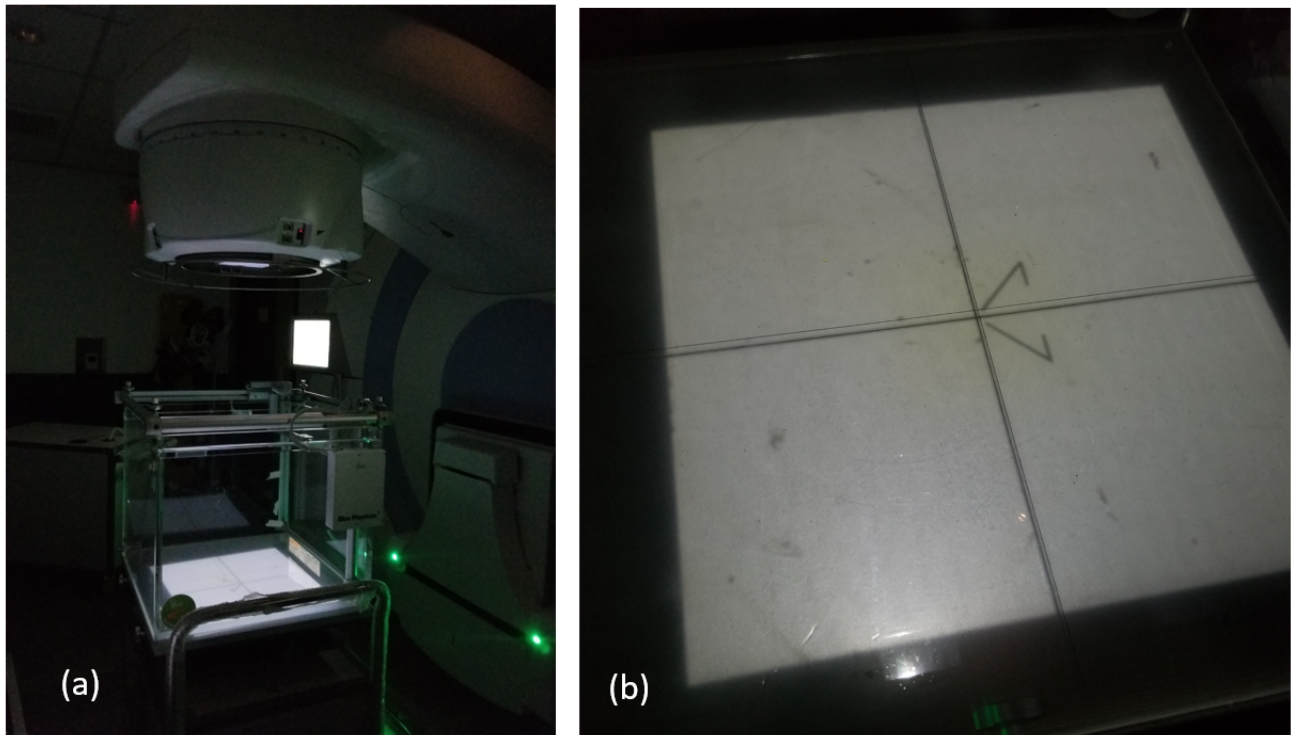


Figura 4.4: (a) Colocación del fantoma debajo del cabezal de tratamiento, (b) alineación de las líneas de retícula con las líneas guía del fantoma.

Se realizan las conexiones para el funcionamiento del sistema de barrido de la cámara: se conecta a corriente la CCU (“Common Control Unit”) con la cual se realiza una conexión a la consola del Blue Phantom² (ver figura 4.5) utilizando un cable PS2, de este último dispositivo se hace una conexión al control de mando del fantoma. El cable de red que comunica la sala de control con el interior de la sala de tratamientos se conecta a la CCU. Una vez se encuentre lleno el fantoma de agua, se procede a ajustar la distancia SSD, que correspondería a la distancia de la fuente a la superficie del agua, este lo indica el telémetro y se coloca una hoja de papel bond en la superficie del agua para hacer una lectura de la distancia. La distancia SSD se modifica utilizando la mesa sobre la que se soporta el fantoma, la cual tiene un control que permite elevar o bajar este. Todas las medidas de dosis relativa se hicieron a un SSD=90 cm, en base a las especificaciones que brinda el fabricante del acelerador.

Para la dosimetría relativa de campos de radiación de tamaño grande se utilizan dos cámaras de ionización: una CC13 15631 como **detector de referencia** para corregir fluc-



Figura 4.5: (a) Conexión a la CCU de las cámaras de ionización y a la derecha el cable PS2 (b) conexión de la CCU al cable de red que comunica con el exterior del búnker, (c) a la izquierda el control de mando del sistema de barrido del fantoma y a la derecha la consola conectada con el cable PS2 a la CCU.

tuaciones de tasa de dosis y la cámara CC13 15630 como **detector de campo** para hacer las mediciones en barrido. Estas cámaras se conectaron a extensiones de cable triaxial (de 18 y 5 m respectivamente) que permiten alcanzar la CCU (debe estar alejado para que el haz de radiación no afecte la señal recibida) y se conectaron en sus puertos correspondientes. La cámara de referencia se encuentra en todo momento fuera del fantoma de agua, siendo posicionada en un tubo de soporte de acrílico que se apoya en una esquina del fantoma; con los tornillos de ajuste se verifica que la cámara se mantenga fija y a la misma altura, asimismo con ayuda de la luz del cabezal se establece una posición de la cámara de tal manera que la sombra del volumen sensible esté cerca de la intercepción de las líneas guía de la retícula, pero que el detector no solape estas líneas para no afectar la medida de las distribuciones en el recorrido (a lo largo de las líneas de retícula) del detector de campo.

En el riel del sistema de escaneo del fantoma se sujeta un dispositivo el cual se encarga de sujetar la cámara de campo (portariel grande), que posiciona como puede verse en la imagen 4.7, asegurando que el punto negro de la cámara apunte hacia arriba. Se coloca un capuchón en la cámara que permite posicionar correctamente la cámara. Con las líneas guías alineadas con el borde del agua se realizan escaneos a los laterales para verificar el nivel del agua. Se coloca la cámara en el isocentro (indicado por los láseres de la sala de tratamiento) y asimismo se verifica la coincidencia de las líneas de la retícula (configurando un campo de 10 cm x 10 cm) con las líneas del capuchón apoyándose de una hoja de papel. Luego de esto se utiliza el control de mando para guardar las coordenadas de la cámara de campo como posición de “superficie” y luego como posición de “isocentro”. Se retira el capuchón de la cámara.



Figura 4.6: (a) Posicionamiento de la cámara de referencia CC13 15631 al exterior del fantoma, (b) el detector no debe interferir en los recorridos de escaneo: la sombra no interseca las líneas de retícula. Se observa además que en la hoja de papel bond se lee la distancia SSD que indica el telémetro.

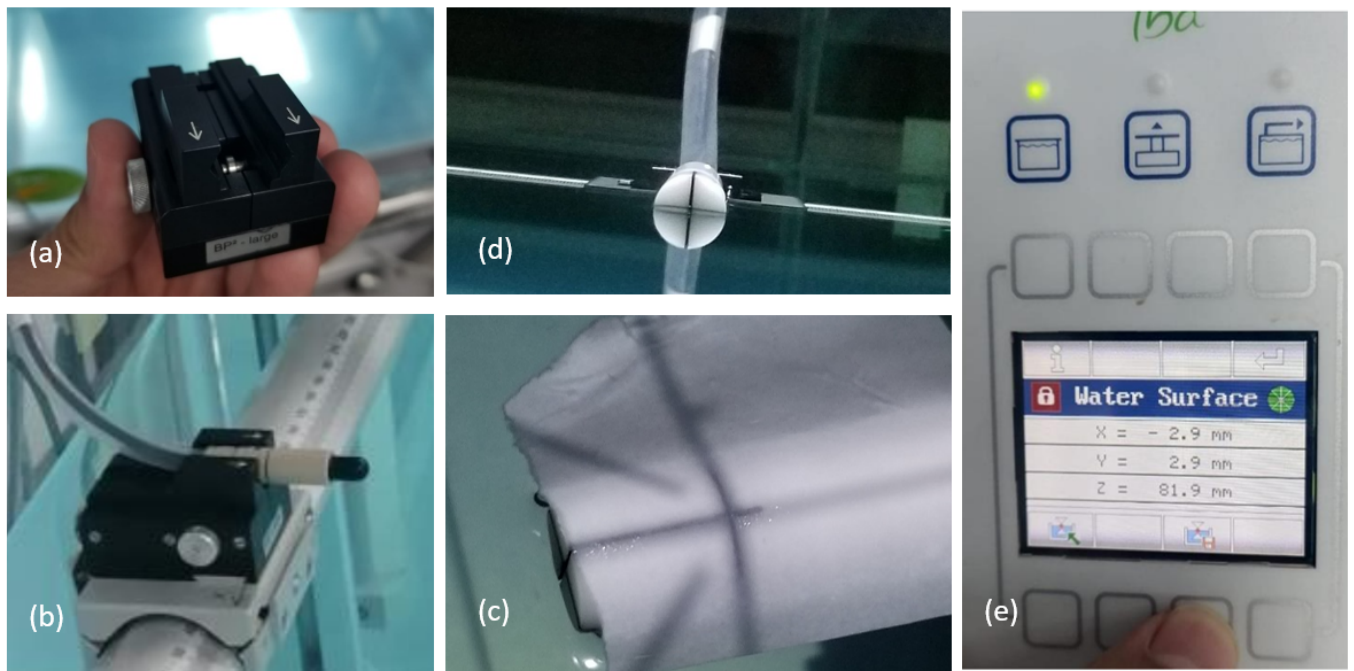


Figura 4.7: (a) Portariel de tamaño grande para la cámara de *campo*, (b) cámara posicionada en el riel, (c) coincidencia de las líneas del capucho con las líneas de retícula, (d) líneas de capuchón coinciden con el borde del agua, (e) control de mando para desplazar la cámara y guardar las coordenadas de la superficie.

Una vez el equipo esté bien posicionado, se cierra la sala de tratamiento y afuera de esta, en la sala de control, se conecta el cable de red (conectado previamente a la CCU) a una computadora que tiene el software *myQA accept*, el cual permite dar las indicaciones al sistema de barrido los tipos de escaneos realizar. Inicialmente en *myQA accept* se seleccionan las

especificaciones del equipo de medición que se utiliza y la configuración que se le dio al fantoma: para que el sistema de coordenadas de datos registrados coincida con las coordenadas del linac se debe especificar el “Device Turn angle” como se observa en la figura 4.8.

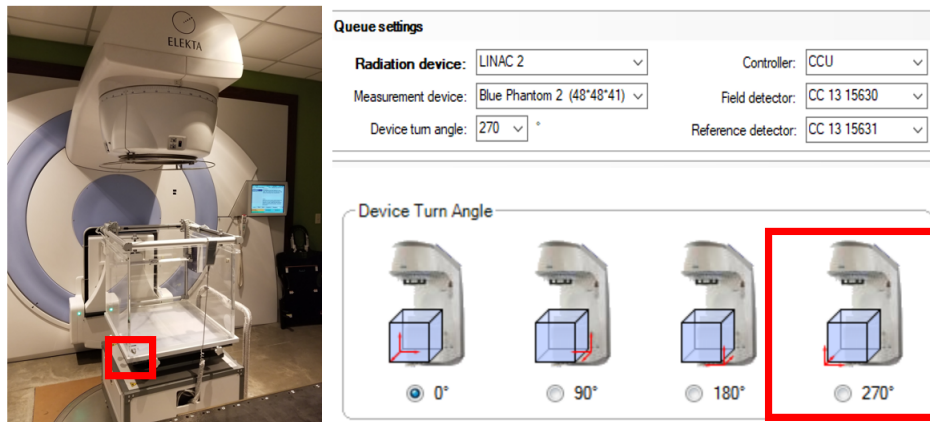


Figura 4.8: Configuración del fantoma utilizado para las medidas. Se indica el *device turn angle* en *myQA accept* y también se indican las especificaciones del equipo a utilizar.

Previamente a realizar las mediciones se irradian las cámaras con 500 MU para un campo de 10cm x 10cm, con el fin de estabilizar la respuesta de las cámaras. En el software de *myQA accept* se procede a seleccionar las cámaras a utilizar para las medidas (indicando el modelo de la cámara de referencia y de campo respectivamente), se escoge la opción de “conectar” el sistema, se verifican las coordenadas y se selecciona una profundidad de 1.5 cm, luego se escoge la opción de “HV setup” que indica que se está aplicando voltaje a las cámaras. Luego de esto se selecciona la opción de “Background” y por último se selecciona la opción de normalizar (previamente se irradia) y se verifica que para esa profundidad las barras de respuesta (en el software) de la cámara de campo y de referencia sean parecidas.

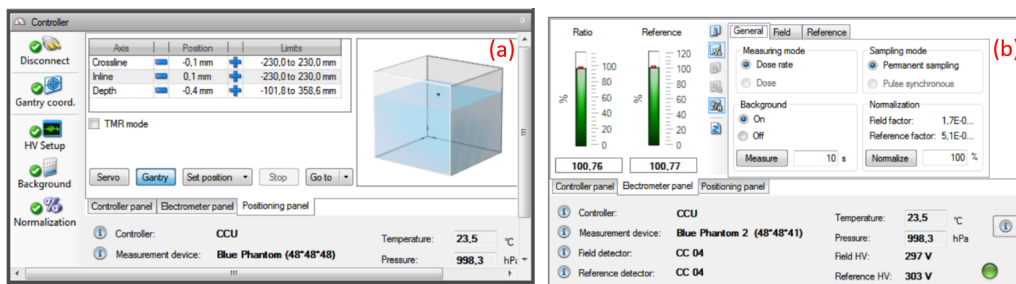


Figura 4.9: (a) Panel de control, se observa que cada paso, desde conectar hasta normalización, se han completado, esto lo indica la marca verde de verificación en cada figura. (b) panel del electrómetro, donde se observa que las dos barras verdes son parecidas, es decir, las señales de las dos cámaras son parecidas y están normalizadas.

Luego de tener una correcta configuración del sistema de medición, se procede a realizar escaneos de prueba que permiten asegurar el correcto posicionamiento del detector (se busca

alta precisión) para ello se verifica a partir de escaneos de perfiles de campo (en dirección transversal y longitudinal) que el centro de los perfiles de campo obtenidos en estas pruebas sean lo más cercano a 0.0 cm, es decir que el detector esté correctamente posicionado en el eje central del haz de radiación; si se encuentran desviaciones se modifica la posición del detector con el software, con base en el desalineamiento que este indica (se realizan movimientos milimétricos). Asimismo estos escaneos de prueba incluyen curvas PDD, las cuales son utilizadas para verificar la correcta posición del detector en el eje Z y que los escaneos, al ser de la mayor profundidad hasta la superficie, no se salgan de la región del agua, lo cual generaría que el detector midiera en el aire y se detectara ruido; la curva PDD obtenida se compara con una curva similar (para el mismo tamaño de campo) que haya sido medida en el comisionamiento del linac o en el último control de calidad anual, esta comparación se hace verificando que haya similitud en los valores de R_{100} que indica la profundidad de dosis máxima y en los valores de D_{10cm} D_{20cm} que indican el porcentaje de dosis a profundidades de 10 y 20 cm respectivamente (esta información la brinda *myQA accept*), es decir si la posición del punto máximo y la forma del decaimiento de la curva no coincide se debe modificar la coordenada z que indica la profundidad de la cámara; todo esto con la finalidad de que el punto efectivo de medida de la cámara esté correctamente ubicado.

Con el equipo correctamente posicionado y luego de hacer los escaneos prueba, se procedió a tomar los datos base de investigación, los cuales se resumen en la tabla III. Donde se enlistan la cantidad de distribuciones de dosis a obtener, siendo un total de 32 perfiles de campo y 4 curvas PDD. Esta fase de obtención de datos base se realizó con escaneos de tipo discreto (“step by step”), es decir, se configuró en el software que los rieles del fantoma adquieran los datos a una velocidad específica y realizando paradas en intervalos de longitud establecidos. Para las regiones de penumbra de los perfiles de campo se priorizaron intervalos de adquisición más cortos (observar figura 4.10), asimismo para las curvas PDD se escogió una alta resolución de puntos medidos en la “región de acumulación”. Las curvas PDD se obtuvieron con escaneos, iniciando en la superficie hasta una profundidad de 30 cm a lo largo del eje central de radiación, con intervalos de medición de 1 mm desde la superficie hasta 2 cm de profundidad (“región de acumulación”) y luego con intervalos de 2.5 cm hasta llegar a la profundidad máxima de escaneo.

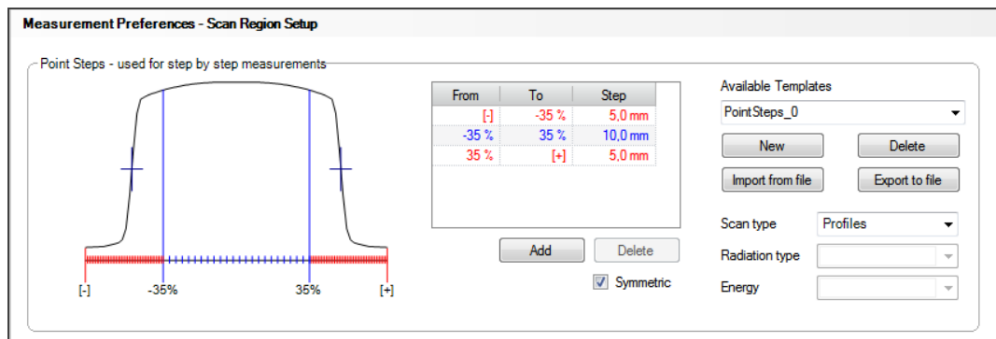


Figura 4.10: Captura de pantalla de las especificaciones de medida en las regiones de escaneo, se observa que en las regiones de penumbra los pasos entre puntos de medida son más cortos.

Tabla III. Medidas hechas para los datos bases de dosimetría relativa

Medidas de dosis relativa: Datos base					
perfiles de campo				curvas PDD	
#	tamaño de campo (cm^2)	profundidad (cm)	dirección de escaneo	#	tamaño de campo
1	2x2	1.5	transversal	33	2x2
2	2x2	1.5	longitudinal	34	4x4
3	2x2	5	transversal	35	10x10
4	2x2	5	longitudinal	36	25x25
5	2x2	10	transversal		
6	2x2	10	longitudinal		
7	2x2	20	transversal		
8	2x2	20	longitudinal		
9	4x4	1.5	transversal		
10	4x4	1.5	longitudinal		
11	4x4	5	transversal		
12	4x4	5	longitudinal		
13	4x4	10	transversal		
14	4x4	10	longitudinal		
15	4x4	20	transversal		
16	4x4	20	longitudinal		
17	10x10	1.5	transversal		
18	10x10	1.5	longitudinal		
19	10x10	5	transversal		
20	10x10	5	longitudinal		
21	10x10	10	transversal		
22	10x10	10	longitudinal		
23	10x10	20	transversal		
24	10x10	20	longitudinal		
25	25x25	1.5	transversal		
26	25x25	1.5	longitudinal		
27	25x25	5	transversal		
28	25x25	5	longitudinal		
29	25x25	10	transversal		
30	25x25	10	longitudinal		
31	25x25	20	transversal		
32	25x25	20	longitudinal		

Para todas las medidas de dosis relativa se escogió en la sala de control que el linac irradiara 100 MU a una tasa de 300 MU/min. Se elaboró una lista en myQA accept de los escaneos con las especificaciones planteadas en la tabla III. Esta lista que se conoce como “queque” fue optimizada en el software de tal manera que la secuencia de los escaneos fuera la más eficiente según las características de tamaño de campo, profundidad, dirección de escaneo, etc. Para que la toma de todo el conjunto de datos base tomara la menor cantidad de tiempo posible.

Una vez configurada la lista de medidas, se da la orden de inicio de toma de datos. Primeramente, se adquirieron las distribuciones de dosis para los perfiles de campo grande, debido a que el montaje de la cámara de referencia y de campo conlleva mayor tiempo. Al terminar las medidas correspondientes a un tamaño de campo específico, el software notifica al experimentador que realice el cambio de tamaño de campo para continuar con las medidas; estas modificaciones se realizan en la sala de control. Luego de esto se iniciaron las medidas para distribuciones en tamaños de campos pequeños, para ello se apaga el voltaje, se desconectan y retiran las cámaras de ionización. Para la adquisición de las distribuciones de dosis en tamaños de campo de 2 cm x 2 cm y 4 cm x 4 cm, se utilizó únicamente el detector

de tipo diodo RAZOR de la marca IBA, el cual se basa en un chip de silicio de tipo p.

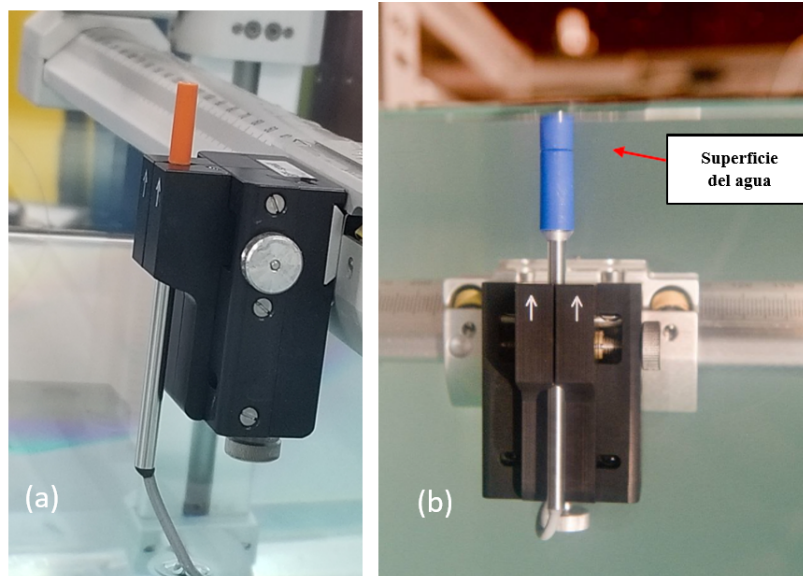


Figura 4.11: (a) Detector RAZOR colocado en el portariel pequeño, orientado de tal manera que la punta esté direccionada a la fuente de radiación. (b) Se posiciona el detector en la superficie del agua, asegurándose de que el diodo forme un pequeño menisco en la superficie del agua. El punto efectivo de medida está a 0.8 ± 0.2 mm desde la superficie de la punta del detector. (IBA, 2020).

Para utilizar el detector RAZOR se vuelve a repetir de manera similar el proceso de colocación del detector en el isocentro con ayuda de los láseres y de la retícula. El detector fue colocado en un *portariel de tamaño pequeño* y orientado como se observa en la figura 4.11, de tal manera que la radiación incida directamente en el volumen sensible de detección, según las especificaciones del TRS-469 (ver sección 3.4). Con el control de mando del Blue Phantom 2 se posicionó el detector de tal manera que las coordenadas X y Y coincidieran con el isocentro, guiando el posicionamiento con las líneas de la retícula. Para asegurar que la coordenada en Z correspondiera con la superficie, se realizó un barrido lento desde una profundidad cualquiera hasta llegar a pocos milímetros a la superficie del agua, sin romper la tensión superficial, como se observa en la figura 4.11. Una vez realizado esto se guardan las coordenadas de superficie e isocentro con en control de mando, luego se conecta el detector a la CCU y afuera de la sala de tratamiento en el software *myQA accept* se escoge el detector de tipo diodo, lo cual es importante, ya que para esa conexión específica no se aplica alto voltaje. Se inicia la conexión y se realizan los “barridos de prueba” para realizar cualquier modificación necesaria en las coordenadas del detector.

Luego de esto inició el proceso de adquisición de distribuciones de dosis para tamaños de campo pequeño, los escaneos se realizaron de manera automática a partir de una lista de barridos creado en *myQA accept*, siendo el experimentador el responsable de hacer los cambios de tamaño de campo en la sala de control del linac.

Las curvas obtenidas se almacenan en myQA accept, este software además de graficar los datos muestra información relevante de cada perfil de campo y de curva PDD, donde se incluyen los valores de las características dosimétricas de interés para esta investigación; además de esto, cada curva obtenida fue comparada con la curva correspondiente obtenidas en el control de calidad anual previo a las mediciones, la comparación se hizo a partir del análisis gamma y con la finalidad de verificar la consistencia de las distribuciones en diferentes tiempos. Las distribuciones de dosis obtenidas en esta primera fase representan los **datos base** o de referencia de dosimetría relativa que se utilizaron más adelante para comparar las distribuciones de dosis con errores en el montaje.

4.2. Metodología general para la dosimetría absoluta

La determinación de dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia se realizó empleando el código de práctica TRS-398, cuyo fundamento teórico fue presentado en la sección 3.3. A continuación se presenta los procedimientos de medición para determinar la dosis absorbida. Esta medición se hace con el equipo mostrado en la tabla IV, se utiliza el fantoma lleno de agua Blue Phantom2 y la diferencia principal es que para estas medidas se utiliza solamente una cámara de ionización: la farmer FC 65-G, que se conecta a un electrómetro DOSE2, ver figura 4.12, utilizando un Cable extensión de 18 m. Este equipo tiene que estar recientemente calibrado por un LSCD. Además de esto se agrega el uso de un termómetro y barómetro para medir la temperatura de agua y la presión de la sala de tratamiento.

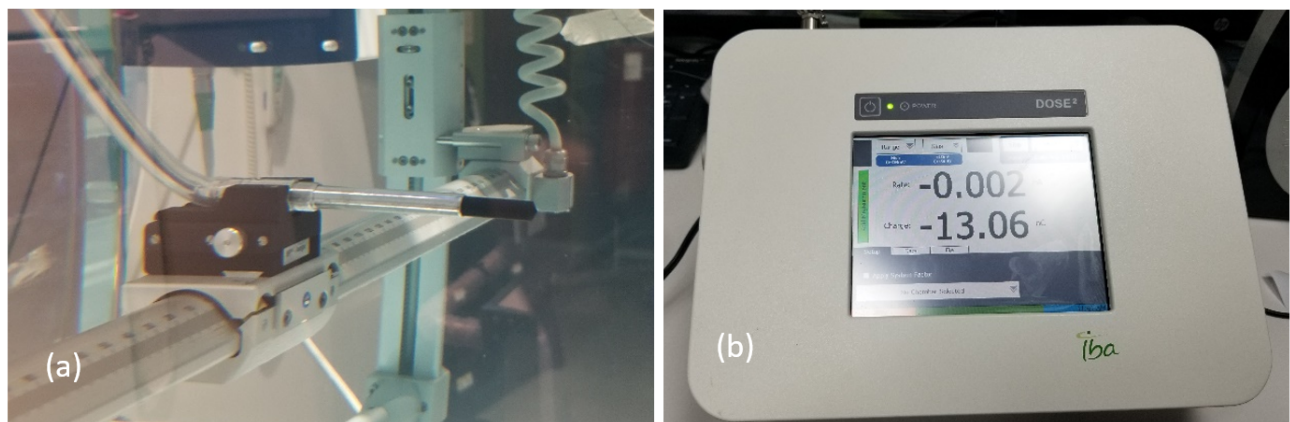


Figura 4.12: (a) Cámara de ionización tipo farmer, FC 65-G, dentro del fantoma de agua. (b) Electrómetro DOSE² de IBA, ubicado fuera de la sala de tratamiento y conectado a la cámara farmer.

Tabla IV. Equipo a usar para mediciones de dosis absoluta.

Blue phantom 2 (48x48x41), tanque de agua.
Controlador CCU. Con número de serie: 25632
Detector: FC 65-G 3810
Cable de extensión de 18 m
Cable de red, ubicado en el interior de cada sala.
Computadora portátil con el programa myQ Accept.
Termómetro digital
Barómetro digital
Electrómetro digital DOSE2.

Previo al inicio de las medidas (realizadas un día diferente al de dosis relativa) se sigue el procedimiento especificado en la sección anterior de montaje de fantoma: el correcto alineamiento, llenar con agua el fantoma, la conexión del sistema de barrido a la CCU, entre otros procedimientos. Asimismo se coloca la cámara Farmer como se observa en la figura 4.12 (a), utilizando el portariel de tamaño grande; se le coloca un capuchón cuyas marcas sirven de guía para posicionar el detector en el isocentro con ayuda de la retícula y de los láseres de la sala, para la coordenada Z de la profundidad se verifica que la línea horizontal del capuchón coincida con el borde de la superficie del agua, la coordenada de esta posición se guarda con el control de mando del sistema de barrido del fantoma. Es importante observar que en este procedimiento la cámara de ionización no se conecta con la CCU, sino que se conecta al electrómetro que se ubica fuera de la sala de tratamiento.

El fantoma de agua se eleva para tener una distancia SSD=100 cm, esto se realiza con el control de la base del fantoma que permite elevarlo y se verifica, con la ayuda de una hoja de papel en la superficie del agua, que el telémetro láser marque 100 cm, el TRS indica que hay dos tipos de configuraciones SSD y SAD, como se observa en la imagen 4.13, el caso que se selecciona para la medición debe coincidir con las especificaciones de configuración del sistema de planificación que se tengan en la institución. En el centro de Radioterapia se utiliza una configuración SSD.

Previo al inicio de las mediciones se verifica que el brazo y colimadores estén a 0° , que la cámara esté correctamente posicionada, luego con el control de mando o con myQA accept se modifica la posición del detector para que se ubique a 10 cm de profundidad (profundidad de referencia), en este caso solo resulta de importancia colocar el centro geométrico del detector en la profundidad de referencia y no el punto efectivo de medición del detector, ya que esta discrepancia es corregida por el factor K_{Q,Q_0} . Se coloca el termómetro dentro del fantoma de agua, esperando alrededor de 10 minutos para anotar el valor de temperatura que indica el termómetro introducido en el agua del fantoma y el valor de la presión atmosférica que registra el barómetro.

Una vez afuera de la sala de tratamiento, con la computadora de control del linac, se abre un campo de 10 cm x 10 cm y se configura para irradiar 100 MU a una tasa de 300 cGy/min.

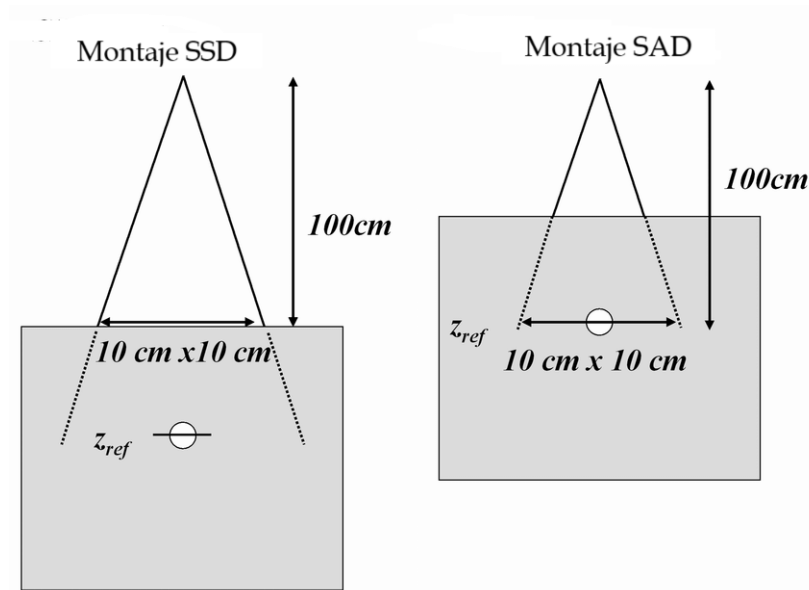


Figura 4.13: a) configuración SSD en la que la distancia de la fuente a la superficie del agua es de 100 cm, b) configuración SAD (distancia de la fuente al eje) en la que se configura que la posición de la cámara coincida con el isocentro de tratamiento (a 100 cm de la fuente). Para esta investigación se utilizó una configuración SSD. Fuente: [Sibtain et al. \(2012\)](#)

Luego de tener completa la configuración del sistema de medición y de haber conectado la cámara de ionización se procede a encender el electrómetro, este tiene dos canales, para las mediciones realizadas y por práctica cotidiana se utiliza el canal 1. Con el electrómetro encendido y sin irradiar se establece la lectura en *ZERO*, luego se procede establecer el voltaje de polarización que se le brinda a la cámara, la utilizada cotidianamente en la cámara Farmer FC 65-G 3810 es de + 300 V que corresponde al voltaje con la que fue calibrada. *previo a realizar las mediciones* la cámara deben ser irradiadas para asegurar la estabilidad de la lectura, asimismo se asegura que las corrientes de fugas sean nulas.

El procedimiento general para determinar la dosis absorbida en agua a 10 cm de profundidad es el de obtener una lectura de la carga recolectada, esta lectura se corrige multiplicando por los factores de corrección debido a las magnitudes de influencia, la lectura corregida se multiplica por el coeficiente de calibración que convierte la carga a dosis y asimismo se multiplica por el factor de corrección por calidad del haz de radiación (ver sección 3.4.9). Con cada uno de estos valores se puede determinar la dosis absoluta; sin embargo, para obtener cada uno de los términos de la ecuación 3.24 se realizan procedimientos de medición específicos, los cuales son presentados a continuación.

Para trabajar con los valores medidos, se utilizó una plantilla del IAEA de la aplicación del TRS-398 para haces de megavoltaje, esta facilita que el experimentador se enfoque únicamente en obtener los valores a medir y que la inclusión de todos estos términos para el cálculo lo haga la plantilla.

1. Unidad de radiación para tratamientos y condiciones de referencia para la determinación de $D_{w,Q}$			
Acelerador:	Elekta Synergy 6MV	Potencial acelerador nominal:	6 MV
Tasa de dosis nominal:	300.0 MU min ⁻¹	Calidad del haz Q ($TPR_{20,10}$):	
Fantoma de referencia	water	Configuración	<input checked="" type="checkbox"/> SSD <input type="checkbox"/> SAD
Tamaño de campo de referencia:	10.0 x 10.0 cm x cm	Distancia de referencia:	100 cm
Profundidad de referencia Z_{ref} :	10.0 g cm ⁻²		

Figura 4.14: Primera sección de la hoja de trabajo, se reportan información relevante, como la energía del acelerador, configuración del montaje de medida (SSD), entre otros datos del equipo. Fuente: IAEA (2004)

En la segunda sección de la hoja de datos, se reporta la información relevante del equipo dosimétrico que se encuentra en los certificados de calibración del electrómetro y de la cámara de ionización. Por ejemplo, se registra el modelo, número de serie, material de la pared de la cámara, etc. Ver figura 4.15. Es de importancia que en esta sección se registre el valor del coeficiente de calibración y sus unidades (servirá para convertir los valores de carga (nC) a dosis en agua (Gy)). Asimismo, se anotan las condiciones de referencia para la calibración: Presión P_0 , temperatura T_0 , humedad relativa, etc.; y demás información de relevancia, como el voltaje y polaridad que se empleó para la calibración.

2. Cámara de ionización y electrómetro			
Modelo de cámara:	FC 65-G 3810	No. serie:	3810
Pared de la cámara material:	grafito	grosor:	0.072 g cm ⁻²
manga impermeable material:		grosor:	g cm ⁻²
Ventaja del fantoma material:		grosor:	g cm ⁻²
Coefficiente de calibración para la dosis absorbida a agua	$N_{D,w,Q_0} =$	0.04817	<input checked="" type="checkbox"/> Gy/nC <input type="checkbox"/> Gy/rdg
Calidad de calibración Q_0 :	<input checked="" type="checkbox"/> Co-60 <input type="checkbox"/> photon beam	Profundidad de calibración:	5 g cm ⁻²
Si Q_0 es fotones, brinde $TPR_{20,10}$:			
Condiciones de referencia para calibración			
P_0 :	101.3 kPa	T_0 :	20.0 °C
		Humedad relativa:	50 %
Potencial polarizador V_f :	300 V		
		Polaridad de calibración:	<input checked="" type="checkbox"/> +ve <input type="checkbox"/> -ve <input type="checkbox"/> Corregido por efecto de polaridad
		Polaridad del usuario:	<input checked="" type="checkbox"/> +ve <input type="checkbox"/> -ve
Laboratorio de calibración:	on quantities, IBA DOSIMETRY	Fecha:	14/8/2017
Modelo del electrómetro:	DOSE 2	no. de serie:	1375631
Calibrado separado de la cámara:	<input type="checkbox"/> yes <input checked="" type="checkbox"/> no	Rango de configuración:	
		Fecha:	

Figura 4.15: Segunda sección de la hoja de trabajo, se reportan información relevante del equipo dosimétrico. Fuente: IAEA (2004)

Una vez realizado todos los procedimientos recomendados previos a la medición, se procede a medir la carga colectada sin corregir (M'), para ello se pone a irradiar el acelerador; con el comienzo de la radiación se inicia simultáneamente la medición con el electrómetro, en este

se observa el valor de la carga colectada en la cámara de ionización durante todo el tiempo que incide el haz (hasta brindar 100 MU). La medida se repite 5 veces y se reporta el promedio.

Asimismo, se anotan los valores de presión P y temperatura T que fueron medidos en la sala de tratamiento. Debido a que la humedad relativa del lugar es ¡20 % y ¡80 % esta no se toma en cuenta para la corrección, por lo que se anota la misma que indica el certificado de calibración. Con estos valores y habiendo anotado los valores de P_0 y T_0 se obtiene el factor de k_{TP} .

3. Lectura del dosímetro y correcciones por cantidades de influencia

Lectura del dosímetro SIN corregir con V_1 y polaridad del usuario: 12.38 nC rdg

Corresponding accelerator monitor units: 100 MU

Unidades monitor correspondientes al acelerador: $M_1 =$ 0.1238 nC/MU rdg/MU

(i) P: 93.3 kPa T: 20.6 °C Humedad rel. 50 %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} =$$
1.089

(ii) Factor de corrección por electrómetro k_{elec} : 1.0000 nC/rdg adimensional

Figura 4.16: Parte 3. Introducción de valores de presión y temperatura medidos, para que en conjunto con los valores de calibración de la cámara, se pueda determinar el factor k_{TP} . Fuente: IAEA (2004)

La cámara de ionización y el electrómetro que se utilizó para esta investigación fueron calibrados juntos, esto se indica en la hoja de trabajo con un valor de $k_{elec} = 1.000$

Luego, para corregir el efecto de diferencia respuesta de la cámara de ionización ante cambios de la polaridad, se calcula el factor K_{pol} , la determinación de este factor se realiza cuando el laboratorio de calibración específica en el certificado de la cámara que se ha aplicado corrección por el efecto de polaridad (esto mismo aplica para los demás factores). Para determinar k_{pol} , se toman de nuevo 5 medidas y se reporta el promedio para un voltaje de +300 V, luego se lleva el voltaje a 0 utilizando la opción ZERO en el DOSE2 y posteriormente se escoge un voltaje de -300V, se repiten 5 veces las medidas y se anota el promedio. Los dos valores de carga que se obtengan corresponderán a M_+ y M_- respectivamente. El valor de M a utilizar será el de la medida resultante utilizando la polarización con la que fue calibrada la cámara, en este caso es la misma que se utiliza cotidianamente: +300 V. Utilizando el valor absoluto de estas medidas como lo indica la ecuación 3.17 y operando, se obtiene el factor k_{pol} .

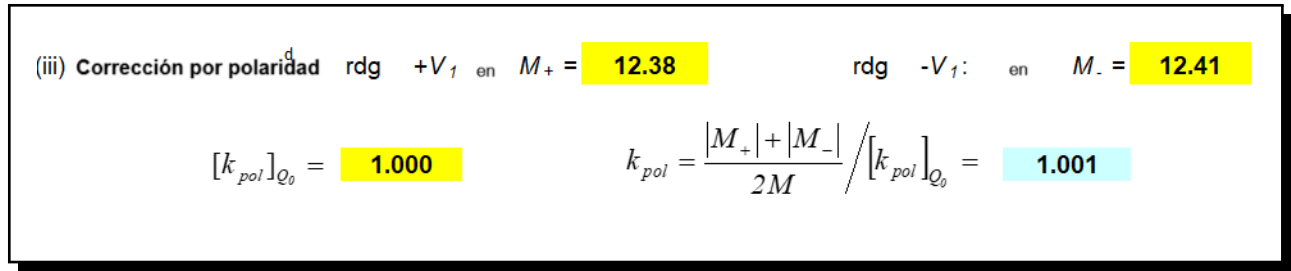


Figura 4.17: Reporte de M₊ y M₋ para el cálculo de k_{pol}. Se observa la presencia del término [k_{pol}]_{Q₀}, este sería relevante (diferente de 1.000) si el factor no hubiera sido aplicado en la calibración de la cámara. Fuente: IAEA (2004)

Para determinar el factor k_s, que corrige por la colección incompleta de la carga debido a la recombinación de iones, se utiliza el método de los dos voltajes. Este método consiste en realizar mediciones obteniendo un valor de lectura M₁ utilizando el voltaje normal (v₁ = 300V) y un valor de lectura M₂ utilizando un voltaje reducido (v₂ = 100V), asimismo se indica si el haz de radiación es pulsado o pulsado y barrido, el linac Elekta es pulsado; en relación con el cociente de las lecturas que se obtengan, se escogen los coeficientes de ajuste cuadrático que se obtienen de la tabla 9 del TRS-398. Con todos los valores obtenidos y empleando la ecuación 3.21, se obtiene el factor k_s.

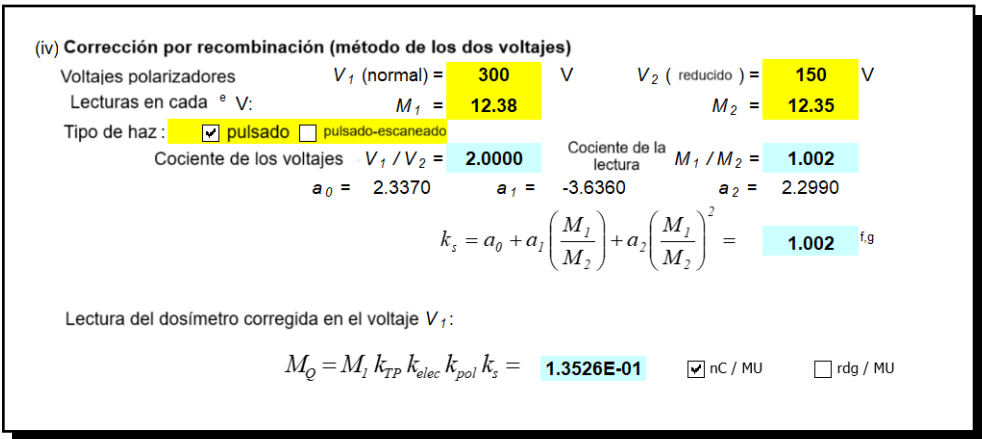


Figura 4.18: Reporte de los valores M₁ y M₂, para el cálculo de k_s con el método de los dos voltajes. Finalmente, aplicando todos los factores de corrección, se obtiene la lectura corregida del dosímetro. Fuente: IAEA (2004)

En resumen, para determinar los factores de corrección por magnitudes de influencia, se debe medir la presión y temperatura, establecer si existe corrección por el uso distinto de electrómetro y medir la carga colectada con diferentes voltajes y polaridades. Una vez teniendo todos los factores de corrección k_i, se multiplican por la lectura M' para obtener la lectura del dosímetro corregida, esta se expresa en nC/MU.

Para continuar con la determinación de la dosis absorbida en agua a una profundidad de

referencia, se necesita aplicar el factor k_{Q,Q_0} , este depende de la calidad del haz de radiación y de las características de la cámara utilizada para la medida. Para determinar el factor k_{Q,Q_0} se necesita primero índice de la calidad del haz de radiación, el $TPR_{20,10}$. A continuación se presenta el proceso de medición para determinarlo.

Existen dos métodos de medición para poder determinar el $TPR_{20,10}$, el primero consiste en llenar el fantoma con más agua para realizar la medida a mayor profundidad y el segundo método en variar la posición de la cámara y modificar la altura del fantoma para cambiar la distancia SSD. A continuación se presenta el segundo método, el cual fue empleado debido a su practicidad.

Se configura el montaje de medición de tal manera que la distancia SSD sea de 90 cm y que la cámara de ionización esté ubicada en el isocentro (distancia de 100 cm entre la fuente y la cámara), es decir, a 10 cm de profundidad en el agua, con esta configuración se toma una medida con el dosímetro, la lectura obtenida es la de $M_{z=10}$. Luego de eso se procede a elevar el fantoma para tener una distancia SSD=80 cm, dejando siempre la cámara ubicada en el isocentro, es decir a una profundidad de $z=20$ cm; se toma la medida con el dosímetro y la lectura obtenida representa el $M_{z=20}$, haciendo la división de estos valores se obtiene el $TPR_{20,10}$. Como se explicó en la sección 3.4.7 el $TPR_{20,10}$ puede calcularse haciendo uso de la ecuación 3.22 con el valor de PDD(10); sin embargo, en esta investigación no se tomará en cuenta esta alternativa debido a que para las mediciones con variaciones en el montaje se evaluará el efecto generado a la determinación del $TPR_{20,10}$.

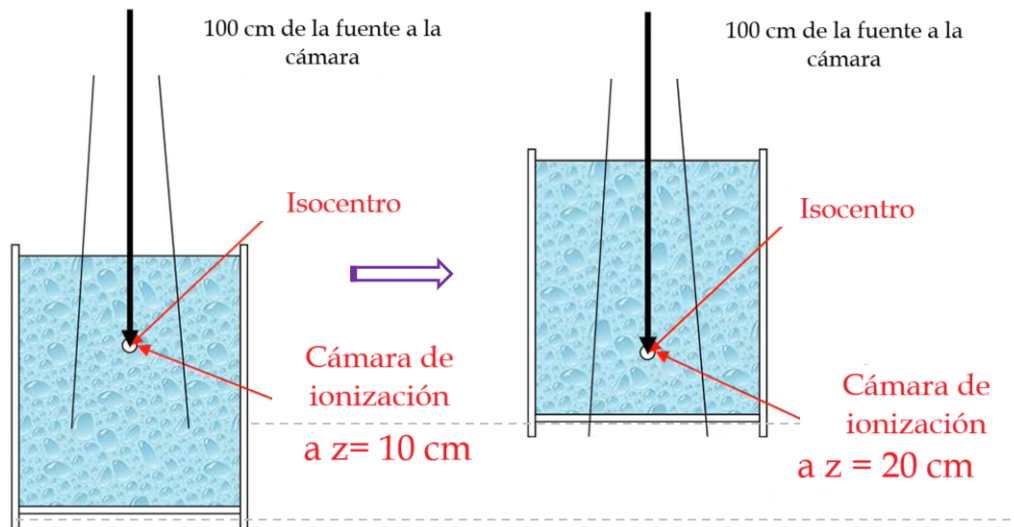


Figura 4.19: Esquema del procedimiento de medidas para calcular $TPR_{20,10}$. En este método se varía la distancia SSD y la profundidad de la cámara.

Una vez se ha determinado el índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$, se puede establecer el valor del factor k_{Q,Q_0} , este valor puede encontrarse en tablas brindadas por el TRS-398. Para seleccionar el factor, en la tabla se selecciona la fila correspondiente al modelo de la cámara de ionización y la columna del valor del $TPR_{20,10}$ determinado, si el valor de k_{Q,Q_0} que brinda

la tabla no corresponde exactamente para el valor del $TPR_{20,10}$ se interpolan los valores para escoger el factor correspondiente. La cámara de ionización Farmer FC 65-G no está incluida en la tabla de valores k_{Q,Q_0} brindada por el TRS-398 por lo que se utilizó la tabla brindada por IBA, el fabricante de la cámara.

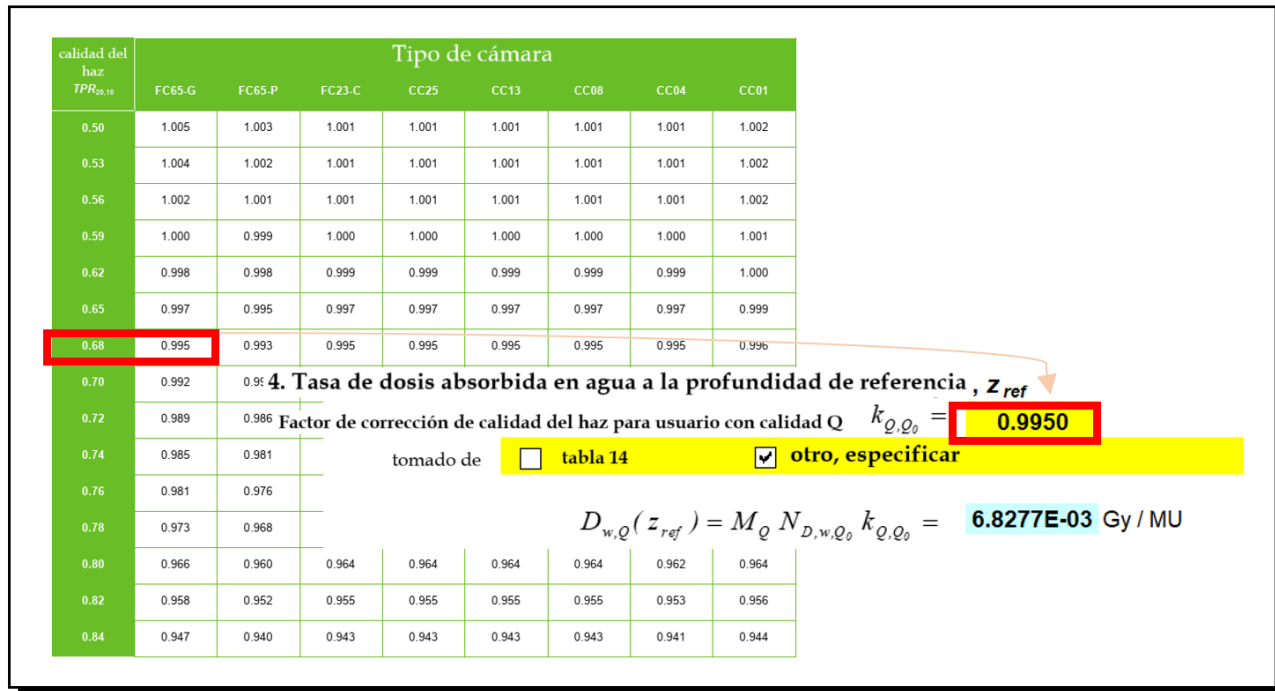


Figura 4.20: Tabla de valores de k_{Q,Q_0} , brindada por *IBA Dosimetry GmbH*. Con el $TPR_{20,10}$ determinado y teniendo en cuenta el diseño de la cámara, se puede obtener el factor de corrección por calidad del haz. Finalmente, se puede calcular la dosis absorbida en agua a la profundidad de 10 cm.

Realizando las medidas y procedimientos anteriores se puede obtener finalmente la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia ($z=10$ cm) simplemente multiplicando la lectura corregida M por el factor de corrección por calidad del haz k_{Q,Q_0} y por el coeficiente de calibración $N_{D,w}$, esto da como resultado el valor de la dosis absorbida en agua a 10 cm de profundidad, este valor de dosis determinado debe coincidir con el valor de dosis a 10 cm de profundidad calculado por el TPS, si se cumple esto significa que el acelerador está correctamente calibrado. El valor de tolerancia de la dosis absoluta en los controles de calidad anual es del 2%.

A pesar de ya tener la dosis absoluta a la profundidad de referencia, se debe realizar un último procedimiento de cálculo para obtener el valor de dosis a la profundidad de dosis máxima z_{max} . Esto se realiza, ya que el sistema de cálculo de dosimetría clínica de la institución de esta investigación está configurado para que se tengan 1.000 cGy/MU en la profundidad de z_{max} con la configuración SSD=100 cm e irradiando 100 MU, es decir el TPS está normalizado a z_{max} . Es esencial que la configuración del montaje de medida y la configuración del TPS coincidan para asegurar con precisión y exactitud que la dosis brinda

en los tratamientos coincida con la dosis calculada.

Para determinar la dosis absorbida en la profundidad z_{max} se necesita una curva PDD con las especificaciones de medida seguidas en esta sección, es decir, medir la distribución de porcentaje de dosis a profundidad para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a SSD=100 cm. El procedimiento para efectuar la medición de dosis relativa se especificó en la sección 4.1. De la curva obtenida se observa la profundidad máxima de dosis (z_{max}) a esta profundidad también se le suele denotar como d_{max} . Se observa en la figura 4.21 que la profundidad obtenida tiene unidades de gcm^{-2} esto es debido a que en el agua 1.00 cm de profundidad = $1gcm^{-2}$. De la curva obtenida se utiliza el valor PDD(10): el porcentaje de dosis a 10 cm de profundidad; se multiplica el valor de la dosis absorbida $D_{w,Q}(z_{ref})$ por cien y se divide entre el PDD(10), esto da como resultado la dosis absorbida en agua a la profundidad de dosis máxima $D_{w,Q}(z_{ref})$.

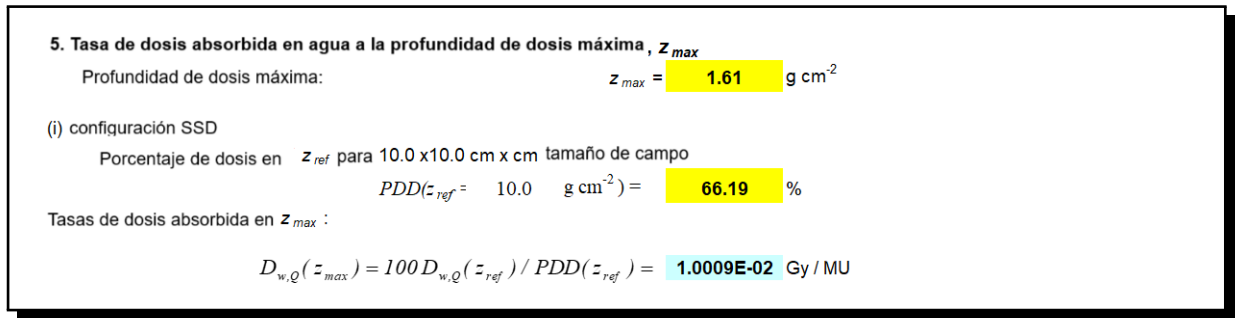


Figura 4.21: Cálculo de la dosis absorbida en agua para la profundidad de dosis máxima.

Realizando este proceso correctamente se debería obtener un valor cercano (dentro de tolerancia) de $D_{w,Q}(z_{max}) = 1.000cGy/MU$ (Mani et al., 2018) que indicaría que el linac está correctamente calibrado.

4.3. Metodología de las medidas dosimétricas con errores en el montaje

Empleando la metodología anterior se obtienen los datos base de las características dosimétricas de interés para esta investigación (ver esquema 4.1), al valor de dosis absoluta y a las 36 curvas de dosis relativa se le analizarán sus variables dosimétricas (perfiles de campo: simetría, planicidad, penumbra y a los PDD: $D_{10,20}$ y z_{max}), se verificará además que los resultados estén dentro de las tolerancias presentadas en la tabla IV. Los datos de esta primera etapa de la metodología se denominan “base” o de “referencia”, ya que todos los resultados fueron obtenidos con un montaje (geometría del linac y del equipo dosimétrico) sin errores, es decir, se aseguró que cada uno de los componentes cumpliera con las especificaciones de medida (correcto tamaño de campo, ángulo de brazo, ángulo de colimador, distancia SSD,

montaje correcto del equipo de medición dosimétrica, etc.). Ahora se procederá a presentar la metodología de medición de las características dosimétricas con la introducción deliberada de errores en el montaje, el comportamiento de estos datos al compararse con los datos base permitirán evaluar el efecto dosimétrico que generan los errores en el montaje.

Se introdujeron deliberadamente cuatro escenarios de errores en el montaje. En el escenario 1 se varió el ángulo de brazo, el escenario 2 consistió en variar el ángulo del sistema de colimadores, el escenario 3 en variar la distancia SSD y el escenario 4 en variar el ángulo de inclinación del fantoma de agua; estos fueron escogidos debido a que son considerados como las fuentes más comunes de errores en el montaje durante un control de calidad anual.

Si el fantoma de agua utilizado para obtener los datos del haz radiación y el linac tienen errores asociados al montaje, estos errores pueden propagarse en la calidad de los planes de tratamiento a pacientes. Para hacer un modelaje teórico de esta situación se asume al fantoma como un cuerpo rígido y las transformaciones causadas por los errores en el montaje se pueden calcular utilizando (Fu et al., 1987):

$$X' = s[RX + T] \quad (4.1)$$

Donde:

X: el objeto original

X': el objeto transformado

s: factor de escala

R: componente de rotación

T: componente de la posición

Si en las medidas de control de calidad anual (características dosimétricas de esta investigación) hay desviaciones en el ángulo de incidencia del eje central del haz de radiación, la componente afectada será R; para desviaciones de la distancia SSD se afecta la componente s, lo mismo ocurre para variaciones en el ángulo de colimador; para variaciones del ángulo de inclinación del fantoma se afectan las componentes R y s, también la componente T debido a la desalineación del detector con el isocentro de radiación.

Para evaluar experimentalmente los efectos que generan estas variaciones, en cada uno de los escenarios de errores en el montaje se establecieron una cierta cantidad de casos que representaran variaciones graduales del componente al que se le introduce el error, por ejemplo para el escenario de error en el ángulo de incidencia del haz de radiación (ángulo de brazo) se plantearon los casos de desviaciones del ángulo de brazo de 0.5° , 1° , 2° y 3° ; para cada uno de estos casos se realizaron las mismas medidas de características dosimétricas realizadas para obtener los datos bases, es decir para el primer caso se obtuvieron 36 distribuciones de dosis relativa y un valor de dosis absoluta, lo mismo se realizó con los demás casos. La tabla V resume los casos de variación de parámetros correspondiente a los cuatro escenarios estudiados.

Tabla V. Casos específicos correspondientes a cada escenario de componentes con errores en el montaje. Se observa que los casos de cada escenario se realizan variaciones únicas del componente de interés, permaneciendo los demás parámetros constantes. Para cada caso se realizaron las mediciones de dosis relativa y absoluta

	modificación al brazo (grados)	modificación al ángulo del colimador (grados)	SSD (cm)	modificación en nivelación del fantoma (grados)
Escenario 1: Rotación del brazo				
caso 1	0.5	0	90	0
caso 2	1	0	90	0
caso 3	2	0	90	0
caso 4	3	0	90	0
Escenario 2: Rotación del ángulo del colimador				
caso 1	0	0.5	90	0
caso 2	0	1	90	0
caso 3	0	2	90	0
caso 4	0	3	90	0
Escenario 3: cambios del SSD				
caso 1	0	0	89.5	0
caso2	0	0	90.5	0
caso 3	0	0	92	0
caso 4	0	0	93	0
Escenario 4: inclinación en el fantoma de agua				
caso 1	0	0	90	0.5
caso 2	0	0	90	1
caso 3	0	0	90	2
caso 4	0	0	90	3

Es importante observar que la tabla V presenta los casos en los que se obtendrán las medidas de dosis relativa y absoluta; sin embargo, la única diferencia en la dosimetría absoluta es que para los casos de variaciones en distancia SSD se realizaron las variaciones al rededor del SSD de referencia (SSD=100 cm), es decir los casos de variaciones de SSD fueron 99.5, 100.5, 102 y 103 respectivamente.

Los datos del haz de radiación obtenidos en cada caso se compararán con los datos base obtenidos en la fase I de la metodología. Con las distribuciones de dosis relativa obtenidas se evaluarán los cambios de las características dosimétricas de los perfiles de campo (simetría, planicidad y penumbra), para las curvas PDD los cambios en $D_{10,20}$ y el valor del $TPR_{:20,10}$. Se evaluarán los cambios en los valores de la dosis absorbida determinada para cada caso y finalmente cada curva obtenida se comparará con su curva *base* correspondiente utilizando el método del análisis gamma. En la figura 4.22 se esquematiza un flujo de trabajo de esta investigación.

En total se obtuvieron 17 set de datos (1 set de datos base + 16 set de casos de errores), teniéndose en total 1785 datos de las variables dosimétricas a analizar. Se obtuvieron un total de 612 distribuciones de dosis relativas, donde 576 correspondían a las distribuciones con errores del montaje, las cuales fueron comparadas con las 36 distribuciones base utilizando el método de análisis gamma.

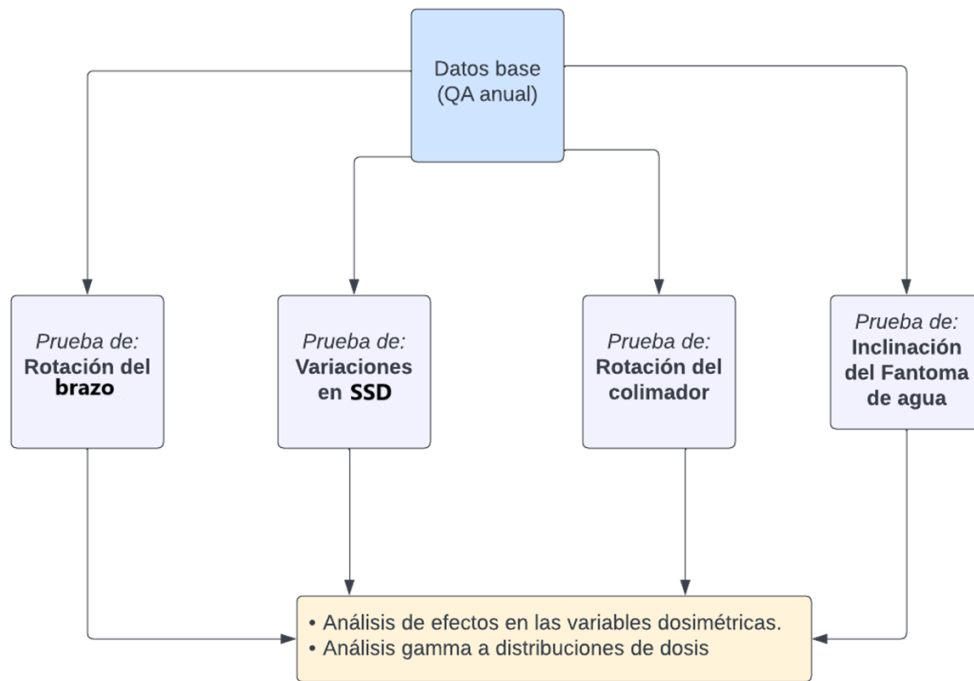


Figura 4.22: Diagrama de flujo de trabajo de la investigación: primeramente se adquieren las características dosimétricas que representarán los datos base, luego se adquieren las características dosimétricas en cuatro escenarios donde se introducen errores en el montaje, finalmente se hace un análisis del efecto que tienen estos errores en cada una de las variables dosimétrica y por último cada curva de cada caso de error es comparada con su respectiva curva base utilizando el método del análisis gamma.

4.3.0.1. Implementación del análisis gamma

Se utilizó el software *myQA accept* para el procesamiento de los datos de las distribuciones de dosis relativa, este software calcula las variables dosimétricas de cada curva y asimismo permite realizar el análisis gamma, que fue empleado para comparar las distribuciones obtenidas, empleado un criterio de 1%/1mm, el cuál fue escogido por ser de los criterios clínico más estrictos y para realizar un análisis comparativo con los resultados de [Nguyen et al. \(2016\)](#).

En la figura 4.23 (b) se observa un ejemplo de evaluación de curvas utilizando el método del gamma análisis, se escoge una curva de referencia y otra a evaluar. Se obtiene como resultado un porcentaje que se denominará en esta investigación como **porcentaje de aceptación gamma** que indica cuán parecida es la curva evaluada con respecto a la de referencia, asimismo se observa que debajo de las curvas existe un gráfico que indican el índice gamma obtenido en cada punto de evaluación, los máximos de esta distribución de valores indican las regiones en donde el criterio del análisis gamma no se cumple, a esto se le conoce como fallo del análisis gamma.

Se utilizó un código en MathLab para verificar que los resultados de porcentaje de aceptación gamma fueran los mismos que los que brinda *myQA accept* en su versión 9.0. Una vez validado el cálculo se continuó utilizando este software debido a su practicidad y rapidez para el procesamiento de los datos.

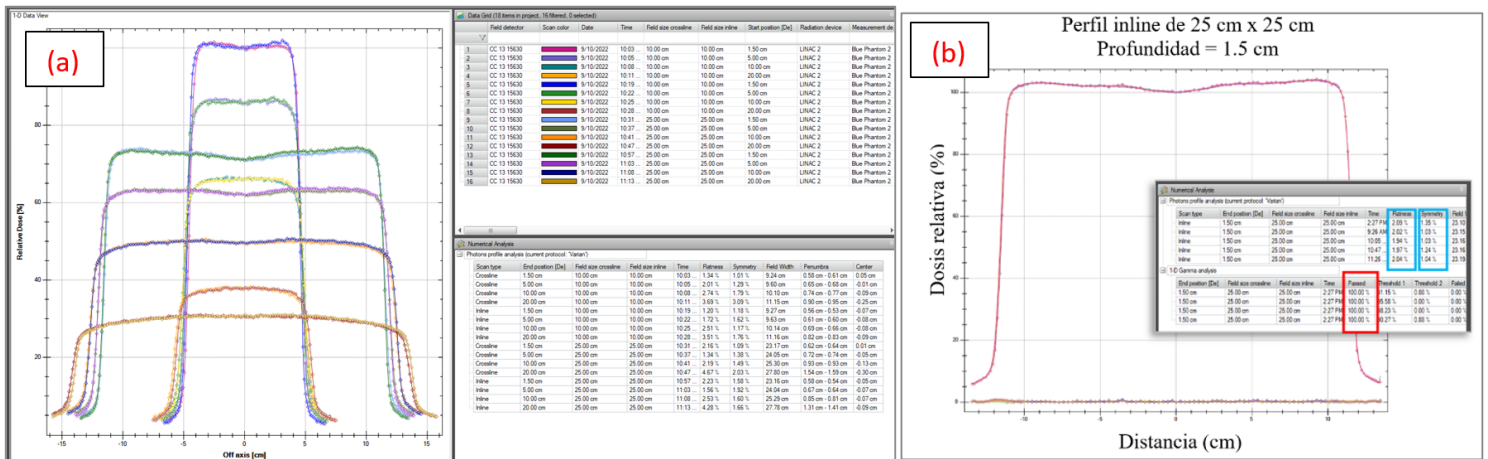


Figura 4.23: (a) Software de mediciones dosimétricas, myQA accept, IBA dosimetry. Este software permite obtener las variables dosimétricas de cada curva medida y realizar el análisis gamma. (b) En el gráfico se muestran cuatro perfiles de campo, comparadas con su curva base; se observa debajo, la gráfica del índice gamma de cada par de curvas y encerrado en rojo, los porcentajes de aceptación gamma.

Capítulo 5

Resultados y Discusión

En este capítulo se presentan los resultados del procesamiento de los datos, abordando por secciones los errores de los cuatro componentes del montaje planteados a estudiar. Se utilizará el término de *variación* para referirse a los errores introducidos deliberadamente para las medidas. A continuación se presentan, en cada sección, gráficas de los resultados del análisis gamma de los perfiles de campo, luego se presenta el comportamiento de la simetría, planicidad y penumbra, asimismo los resultados del análisis gamma para las curvas PDD y el comportamiento de las demás variables dosimétricas de estas distribuciones, por último se presentan los resultados de la determinación de la dosis absoluta. Se realiza una discusión de los resultados obtenidos y con la cuantificación de los efectos dosimétricos que generan estos errores, se establece cuáles variables dosimétricas se salen de los valores de tolerancia establecidos en el TG-142 para un control de calidad anual.

5.1. Variaciones del ángulo de brazo

Para analizar el efecto que genera el ángulo de rotación del haz de radiación sobre los perfiles de campo, se realizaron escaneos en la dirección transversal y longitudinal, para los tamaños de campo (2x2, 4x4, 10x10 y 25x25 cm² a las profundidades de 1.5, 5, 10 y 20 cm, obteniéndose este set de datos para cada uno de los cuatro casos de ángulo de brazo planteados. El análisis gamma se realizó comparando las curvas de las mismas especificaciones con la distribución *base* correspondiente, es decir, se obtuvieron 4 perfiles de campo (correspondientes a los 4 ángulos de brazo) para un tamaño de campo, profundidad y dirección de escaneo específicos que se evaluaron con la distribución de referencia de las mismas especificaciones. La figura 5.2(a) muestra un caso particular de análisis de las curvas con las mismas especificaciones de adquisición; se muestra la curva base (brazo a 0°) y las demás curvas con ángulo de brazo diferente (0.5°, 1°, 2° y 3°).

Perfiles transversales de 2 cm x 2 cm
Profundidad = 20 cm

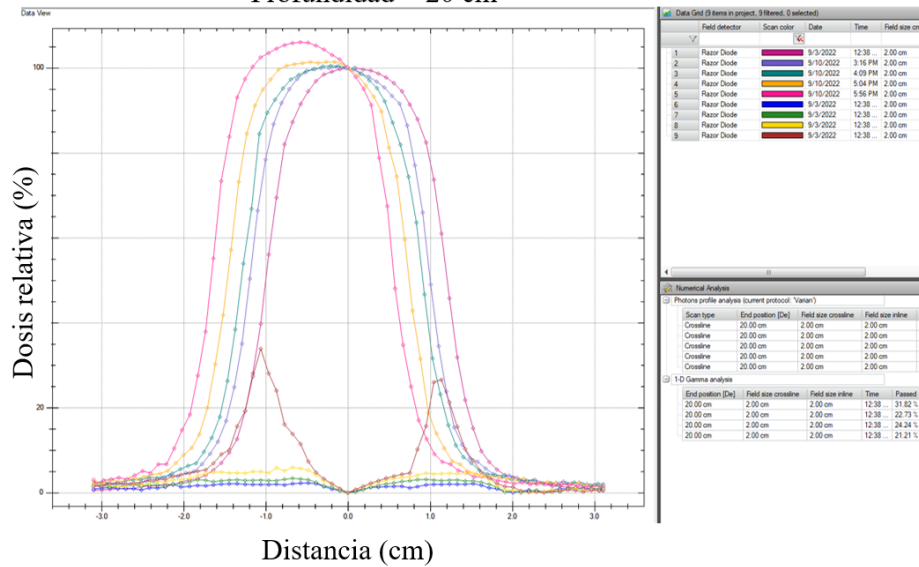
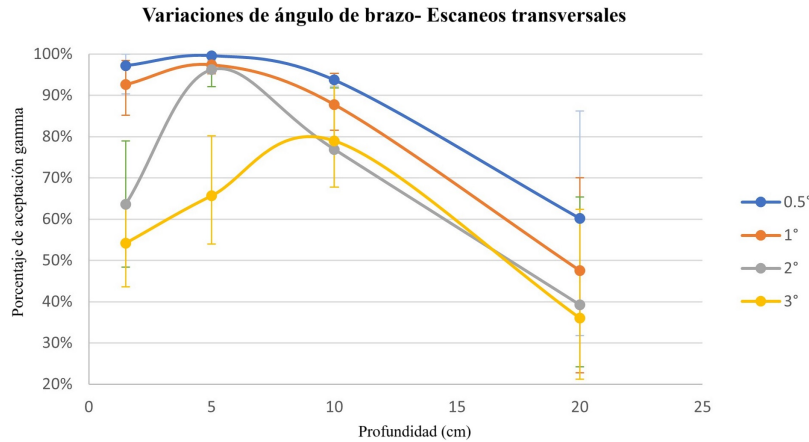


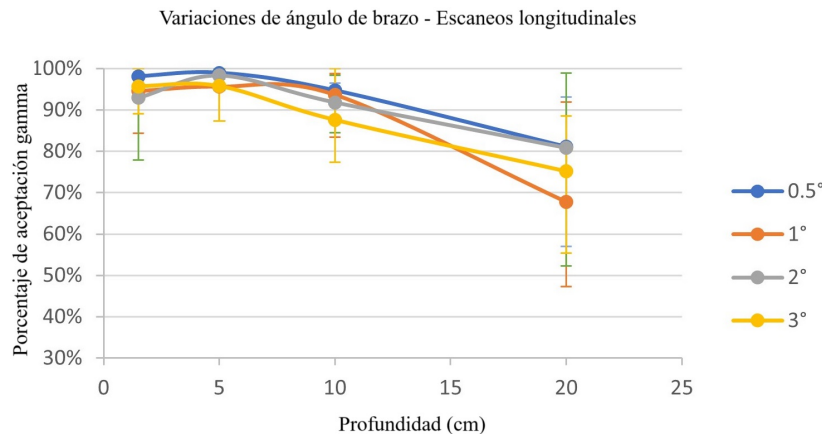
Figura 5.1: Perfiles de campo obtenidos para el caso de tamaño de campo de 2 cm x 2 cm a profundidad de 20 cm, escaneado en la dirección transversal. Se presentan cinco curvas de perfiles de campo: una base y cuatro de variación de ángulo de brazo. Debajo de los perfiles se observa el índice gamma graficado de cada curva evaluada con respecto a la curva base. Se observa que debido al ángulo aumentado, las curvas se desplazan, generando fallo del índice gamma en las regiones de los laterales. Para la dirección longitudinal estas variaciones de ángulo no son tan influentes.

En general se observó que las medidas realizadas en la dirección transversal dan como resultado distribuciones cuyo centro se va desalineando con la posición del eje central del haz de radiación de la curva base, es decir se observa un desfase de las curvas a medida que aumenta el ángulo de brazo. Este efecto se observa muy poco para los perfiles obtenidos en la dirección longitudinal, dándose a notar mayoritariamente para los escaneos transversales debido a que el giro del brazo se realiza a lo largo de esta dirección. En la figura 5.2(a) se observa que debido a este desalineamiento no se logra cumplir el criterio de distancia al acuerdo del índice gamma, dando como resultado un fallo del análisis gamma de las regiones que no coincide. El efecto de las variaciones de los errores en el ángulo de brazo tuvo efectos más visibles en las distribuciones de campos pequeños.

Para poder cuantificar los efectos de las variaciones del ángulo de brazo se realizó el análisis gamma con criterio 1%/1 mm, obteniendo para cada curva con características de escaneo específicas un porcentaje de aceptación gamma que indica el porcentaje en el que se parece la curva medida a un ángulo específico con respecto a la curva base. Los resultados obtenidos (ver apéndice A) del porcentaje de aceptación gamma fueron promediados para los cuatro tamaños de campo y se graficaron los porcentajes en función de la profundidad de escaneo, como se observa en la figura 5.2.



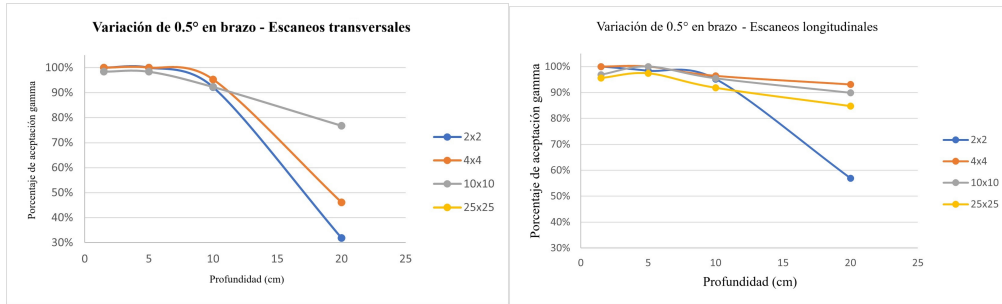
(a) Resultados de gamma análisis para rotaciones en brazo, escaneos transversales.



(b) Resultados de gamma análisis para rotaciones en brazo, escaneos en longitudinal.

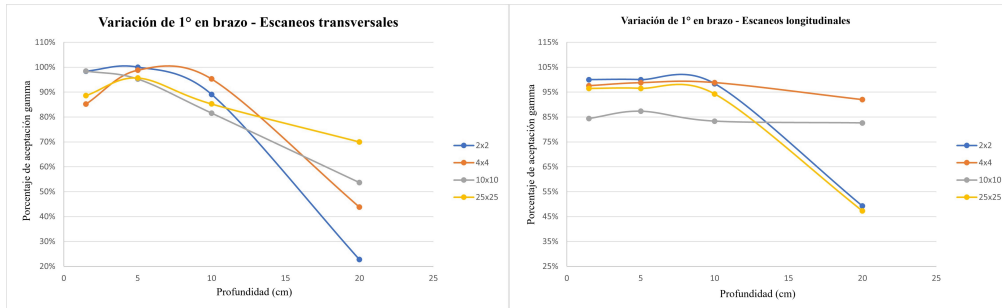
Figura 5.2: Resultados globales del análisis gamma en función de la profundidad. Los datos del porcentaje de aceptación gamma de los cuatro tamaños de campo fueron promediados para visualizar el comportamiento.

En la figura 5.2.(b) se observa que para los escaneos en dirección longitudinal presentan un porcentaje de aceptación gamma que se mantiene alrededor del 90 % para profundidades de hasta 10 cm, se observa que en promedio se llega a un mínimo del 68 % de aceptación gamma para los escaneos a mayor profundidad. Los resultados del porcentaje de aceptación gamma de los escaneos transversales muestran que el porcentaje de aceptación gamma disminuye con el aumento del ángulo de brazo, siendo este efecto mayor a medida que aumenta la profundidad, llegándose a reportar porcentajes de aceptación menores del 40 % para la profundidad de 20 cm. En ambos gráficos se observan que las barras de errores son más amplias a mayores profundidades, esto se tiene debido a que los resultados de los porcentajes de aceptación de los campos de tamaño pequeño son valores más dispersos, asimismo que a mayores profundidades existen más regiones de fallo del análisis gamma debido al desfase de los perfiles. Una representación más detallada del efecto que genera cada variación de ángulo de brazo se presenta en los gráficos de la figura 5.3.



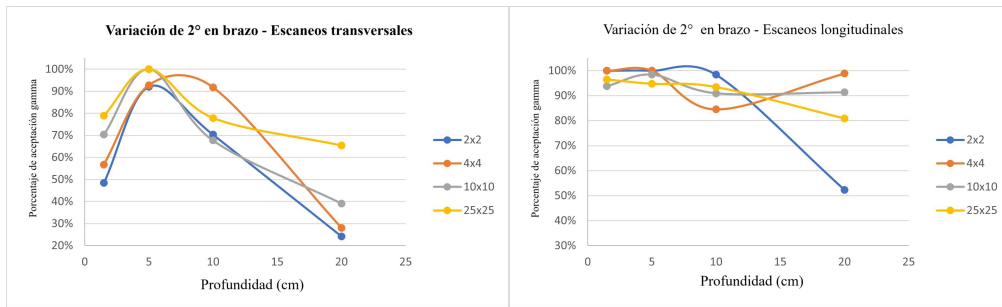
(a)

(b)



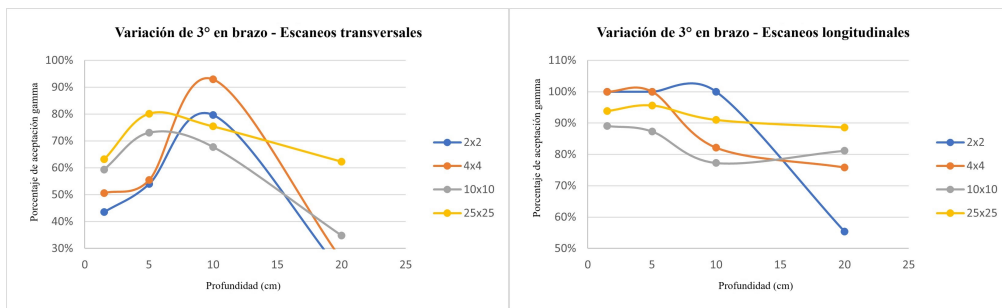
(c)

(d)



(e)

(f)



(g)

(h)

Figura 5.3: Comportamiento de los porcentajes de aprobación gamma en función de la profundidad de los perfiles. Se presenta un par de gráficos por cada variación de ángulo de brazo, observándose que hay mayor disminución en el porcentaje gamma para campos pequeños. Se utiliza Cr e In para indicar que los escaneos fueron realizados en la dirección transversal y longitudinal respectivamente.

En general, se observa que con aumentos del ángulo de giro del brazo disminuye el porcentaje de aprobación gamma, es decir, las distribuciones dejan de parecerse. En los gráficos se observa que hay un aumento y luego una disminución del porcentaje de aprobación gamma ante el incremento de la profundidad, estos picos de porcentaje de aceptación pueden explicarse con el efecto de atenuación del haz y de radiación dispersa que van cambiando con la profundidad de penetración del haz de radiación en el fantoma de agua, este efecto en conjunto con los ángulos de inclinación del brazo, generan que existan ciertas profundidades en la que los perfiles de campo resultantes tengan mayores puntos que satisfagan el criterio del análisis gamma al compararse con la distribución base.

Si en vez de promediar los resultados de porcentaje de aprobación gamma para los cuatro tamaños de campo, se realiza un promedio de los porcentajes para las cuatro profundidades de escaneo, se pueden representar los porcentajes de aceptación gamma en función del ángulo del brazo (figura 5.4) en donde se observa que los escaneos en longitudinal son los que menos afectados ante el aumento del ángulo del brazo, existiendo un mayor efecto en los escaneos transversales y siendo el porcentaje de aceptación gamma menor con la disminución del tamaño de campo de los perfiles para ambos escaneos.

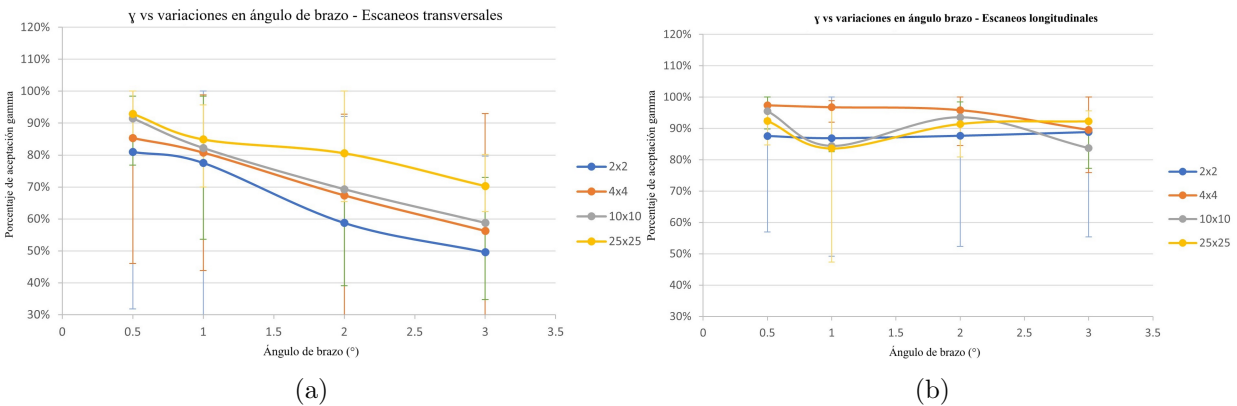


Figura 5.4: Comportamiento del % de aceptación gamma en función de las variaciones del ángulo de brazo. (a) Efectos en la dirección de escaneo transversal, se observa mayor fallo en el criterio gamma para campos pequeños, asimismo disminuye el % de aprobación gamma a medida aumenta el ángulo de brazo. (b) Los escaneos en dirección longitudinal presentan en promedio % de aprobación gamma arriba del 80 %, siendo esta dirección la menos afectada dosimétricamente ante variaciones de ángulo de brazo.

5.1.1. Simetría ante variaciones del ángulo de brazo

De todos los perfiles de campo obtenidos se obtuvieron valores de simetría, la cual se define según la ecuación 3.3; es importante recordar que esta variable puede definirse de diversas maneras dependiendo del fabricante del linac y del TPS; en base a la definición presentada en la sección 3.1.1.3 se obtuvieron los datos de la simetría utilizando *myQA accept*.

En la figura 5.5 se muestra un gráfico de los valores de simetría en función de la profundidad, estos valores fueron obtenidos tras realizar el promedio de los valores de simetría de los cuatro tamaños de campo estudiados. A estos resultados de simetría se les denominará de *variación global*, ya que se está considerando todos los tamaños de campo y evaluando como varía con la profundidad, asimismo se observa que las barras de error nos indican una gran variación de los resultados: esto es debido a que en campos pequeños no aplica la definición de simetría, asimismo que los valores de simetría para la de perfiles transversales medidos con ángulo de brazo presentan menor simetría debido al cambio en la forma que genera la variación del ángulo. Se observa que para una variación de 3° de ángulo la simetría alcanza valores mayores del 20 % a la mayor profundidad de escaneo.

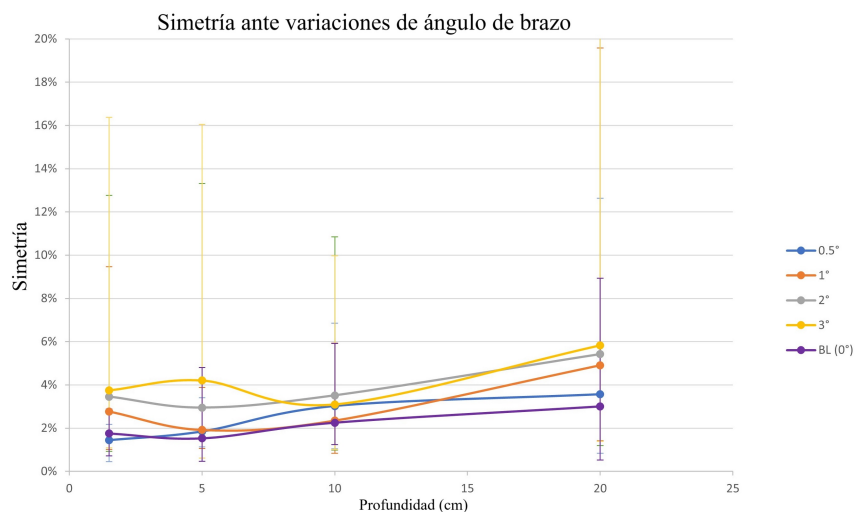


Figura 5.5: Variación global de la simetría en función de la profundidad. Datos obtenidos promediando para cada tamaño de campo en dirección transversal y longitudinal, se presenta una curva para cada variación de ángulo de brazo.

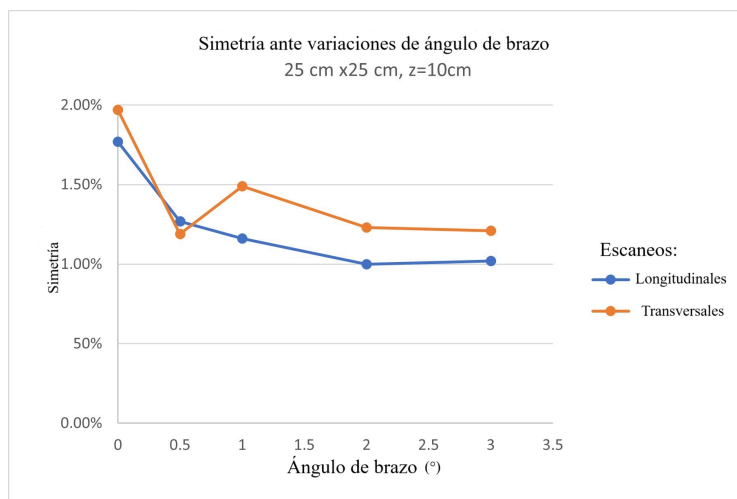


Figura 5.6: Cambios de la simetría en función de las variaciones de ángulo de brazo para el campo de 25 cm x 25 cm a una profundidad de 10 cm.

Los valores de simetría no deben superar el 2 % según lo especifica el TECDOC-1151, para verificar esto correctamente, la simetría debe evaluarse con perfiles de campo escaneados a 1.5, 5 o 10 cm de profundidad correspondiente al mayor tamaño de campo. La figura 5.6. Muestra los resultados de hacer esta evaluación correctamente, se observa que los valores obtenidos están en tolerancia incluso para el mayor ángulo de brazo (3°), los cuales se explican con el comportamiento presentado anteriormente: para campos de tamaño grande, los efectos de la variación de ángulo de brazo no son considerables, dando como resultado que las simetrías evaluadas no queden fuera de la tolerancia. Se observa que los escaneos en transversales presentan mayor asimetría, lo cual se explica por el hecho de que la variación del ángulo de brazo es en esa dirección.

5.1.2. Planicidad ante variaciones del ángulo de brazo

Al igual que en la sección anterior, es importante primero ver la *variación global* de la planicidad, como se observa en la figura 5.7, la planicidad aumentan con el incremento del ángulo de brazo, la variación con respecto al valor promedio de los datos (ver barras de error) se debe a que hay mayor efecto en la planicidad de campos pequeños y en los escaneos en dirección transversal (perfiles presentan inclinación). Asimismo, es importante observar que la definición de planicidad no aplica para los tamaños de campo pequeño debido a las características de la forma del perfil explicado en la sección 3.1.1.3, ya que estos tamaños de campo medidos no presentan planicidad.

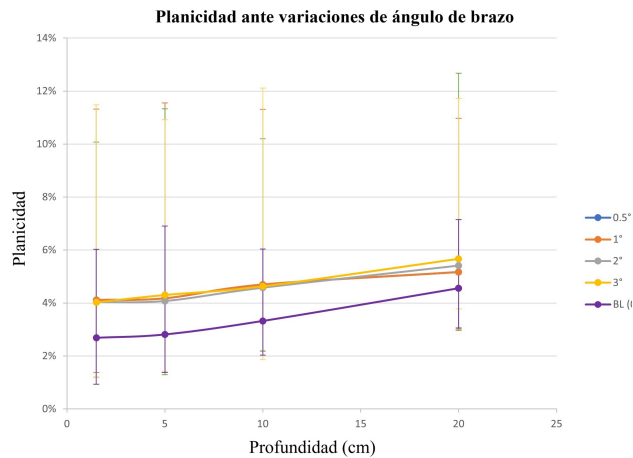


Figura 5.7: Valores de la planicidad a medida que hay cambios en la profundidad. Valores de planicidad obtenidos a partir del promedio de todos los tamaños de campo en ambas direcciones de escaneo.

Para verificar si la planicidad está en tolerancia, esta debe evaluarse en el perfil de tamaño de campo más grande con una profundidad de hasta 10 cm (medida de referencia). La planicidad tiene un valor de tolerancia del 3 %, la cual se cumple al analizar los resultados obtenidos en las medidas de referencia, en la figura 5.8. se observa que la simetría permanece aproximadamente contante con los aumentos del ángulo de brazo.

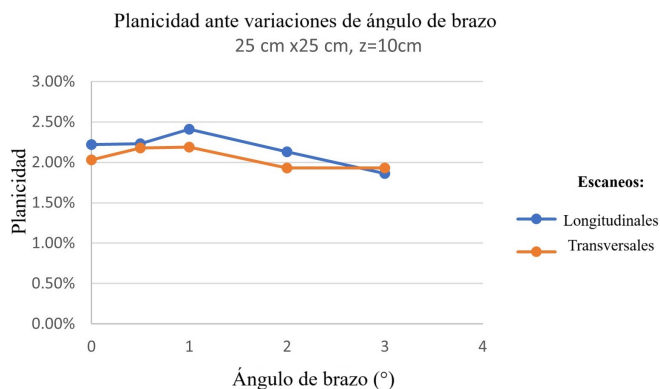


Figura 5.8: Cambios de la simetría en función de la variación del ángulo de brazo, para el campo de 25 cm x 25 cm, a una profundidad el 10 cm.

5.1.3. Efecto en las curvas PDD ante variaciones de brazo

Se realizó el análisis gamma para los cuatro tamaños de campo, se obtuvieron porcentajes de aceptación gamma de cada curva con ángulo de brazo variado al ser evaluadas con respecto a la curva PDD base. Los resultados se presentan en la figura 5.9 (a), donde puede observarse que hay efectos considerables ante la introducción del ángulo de brazo, en específico se observa que el efecto es mayor en tamaños de campos pequeños donde se obtienen porcentajes de aceptación gamma de hasta el 40%, lo cual significa que las curvas coinciden en menos de la mitad. Estos resultados pueden explicarse debido al tipo de escaneo, ya que las curvas PDD se obtienen con medidas hechas a largo del eje central del haz de radiación, por lo que una variación pequeña en el ángulo del brazo genera que el desalineamiento de este eje sea considerable y en mayor medida para tamaños de campo pequeños en donde se desvanece la señal detectada a mayores profundidades, [véase figura 3.24].

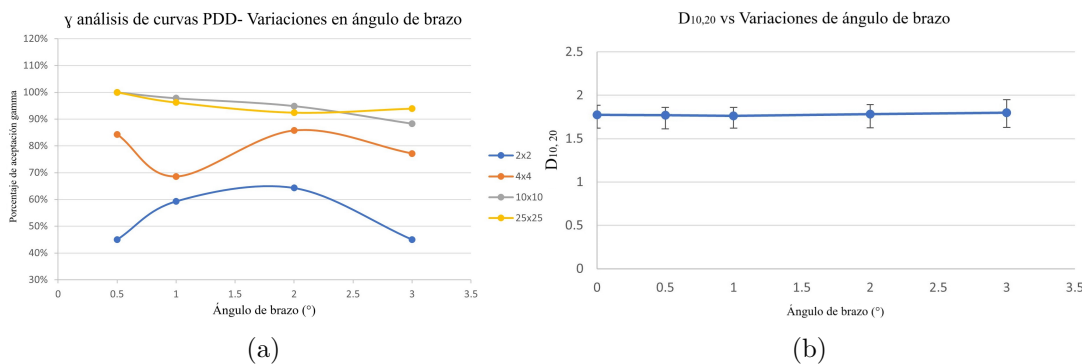


Figura 5.9: (a) Resultados del gamma análisis en PDD ante variaciones de ángulo de brazo. (b) Cociente $D_{10,20}$ ante variaciones del ángulo de brazo.

De las curvas PDD obtenidas se analiza el cociente del porcentaje de dosis a 10 y 20 cm, $D_{10,20}$, en la figura 5.9 (a). se observa que estos valores presentan un comportamiento constante ante las variaciones del ángulo del brazo, esto nos indica que la disminución de la dosis en las curvas PDD (forma del decaimiento) no se ve afectada.

5.2. Variaciones en ángulo de colimador

Los perfiles de campo obtenidos para los casos de variación de ángulo de colimador muestran una alta similitud visual al ser comparados con la curva base como se observa en la figura 5.10, al cuantificar esta similitud utilizando el análisis gamma se encontró que los perfiles de tamaño más grande (25 cm x 25 cm) escaneados a la mayor profundidad (20 cm), presentan fallos del índice gamma en las regiones de la penumbra; este efecto se observa mayoritariamente en los escaneos longitudinal y puede explicarse debido al cambio de la señal detectada en los extremos del recorrido del detector al generar una rotación del campo cuadrado de radiación.

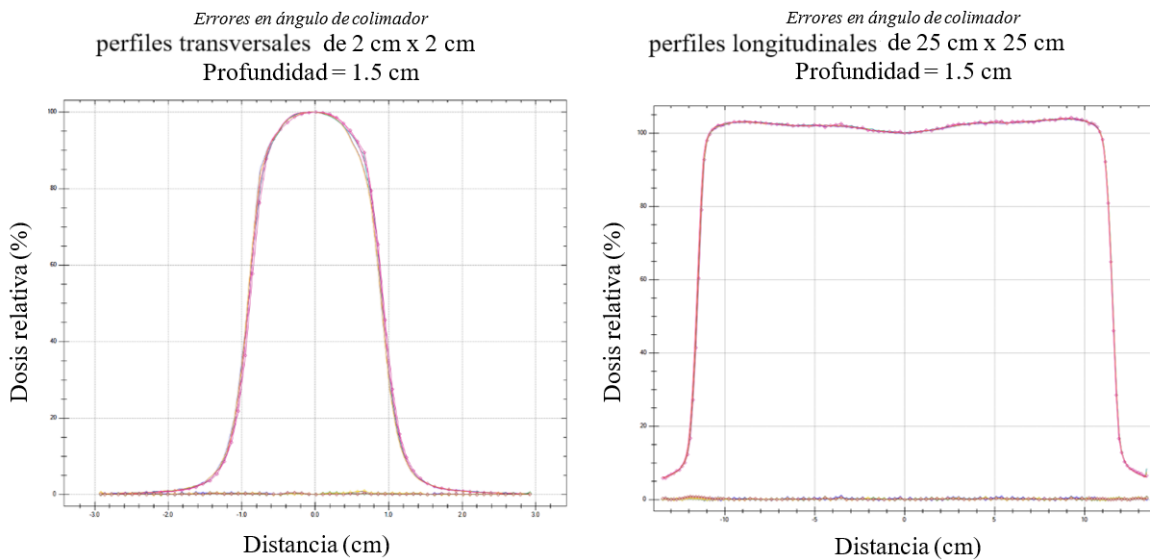


Figura 5.10: Ejemplo de resultados de mediciones de perfiles de campo ante variaciones de ángulo de colimador, estos no presentan cambios observables. (a) Perfiles de campo de 2cm x2cm a profundidad de 1.5 cm, escaneo en transversales. (b) Perfiles de tamaño grande escaneados en la dirección longitudinal a profundidad del 20 cm.

Se obtuvieron porcentajes de aceptación gamma para evaluar el efecto dosimétrico causado por el ángulo de colimador; al promediar los resultados de los cuatro tamaños de campo se puede observar como varían los porcentajes de aceptación en función de la profundidad (ver figura 5.11). Se tiene de resultado que los perfiles escaneados en transversales tienen un porcentaje de aprobación gamma mayor al 90 % para las primeras tres profundidades y se presenta un valor mínimo de porcentaje de aprobación gamma del 80 % en las profundidades de 20 cm, donde se observa que este dato tiene mayor variación debido a que el efecto es más acentuado debido a fallos en el análisis gamma para el tamaño de campo de 25 cm x 25 cm.

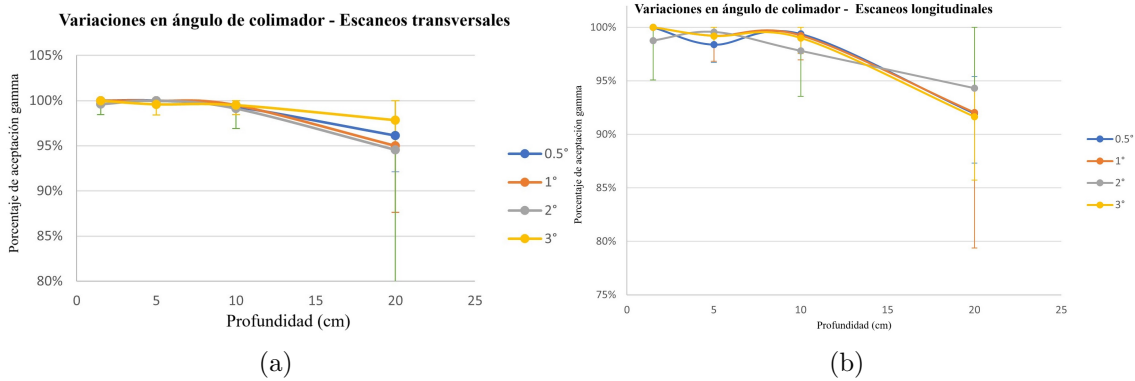


Figura 5.11: (a) Porcentajes de aceptación gamma para diferentes profundidades en dirección transversales, valores obtenidos promediando los 4 tamaños de campos medidos. (b) valores obtenidos en la dirección longitudinal.

Al promediar los resultados de porcentaje de aceptación a diferentes profundidades, se puede realizar una representación de la variación de estos promedios en función del ángulo de colimador, como se observa en la figura 5.11. Se puede establecer que en general los efectos producidos por los errores en el ángulo de colimador (hasta 3^o) no afectan considerablemente a los perfiles de campo, ya que el promedio del porcentaje de aceptación gamma de todos los datos se encuentra arriba del 95 %.

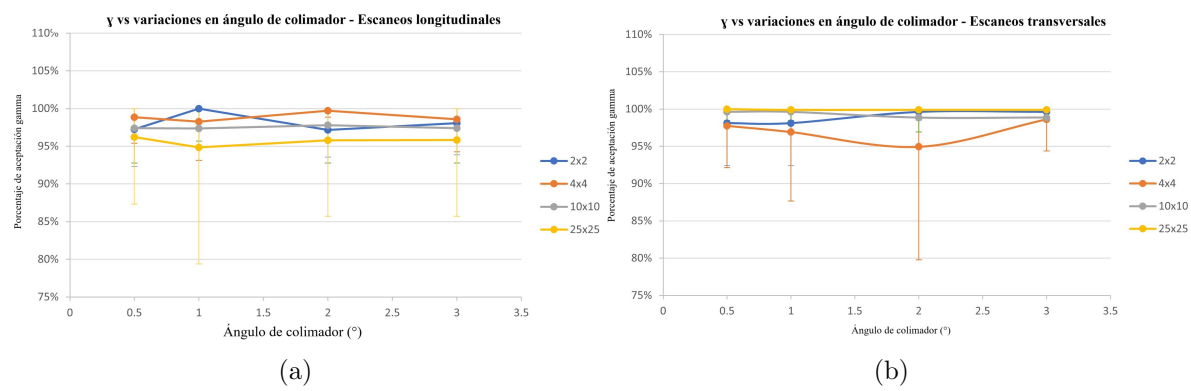


Figura 5.12: (a) Porcentaje de aceptación gamma en función de variaciones de ángulo de colimador en dirección longitudinal. (b) resultados en dirección transversales

5.2.1. Simetría ante variaciones en colimador

En la figura 5.13(b). se presentan los resultados de la variación global de la simetría y los resultados de la simetría evaluada en las medidas de referencia (al igual que la sección anterior). Se observa que los promedios de la simetría global se mantienen alrededor del valor de tolerancia, presentando una variación máxima de hasta el 8 % que se explica por evaluar esta variable dosimétrica en todas las profundidades y tamaños de campo. Los valores de la

simetría en los perfiles de referencia no se salen de la tolerancia del 2 %, por lo que se puede decir que los errores en ángulo de colimador (de la muestra estudiada) no afectan a los valores de simetría, lo cual puede explicarse al observar que las rotaciones del campo cuadrado no afectan a la dosis del 80 % del FWHM.

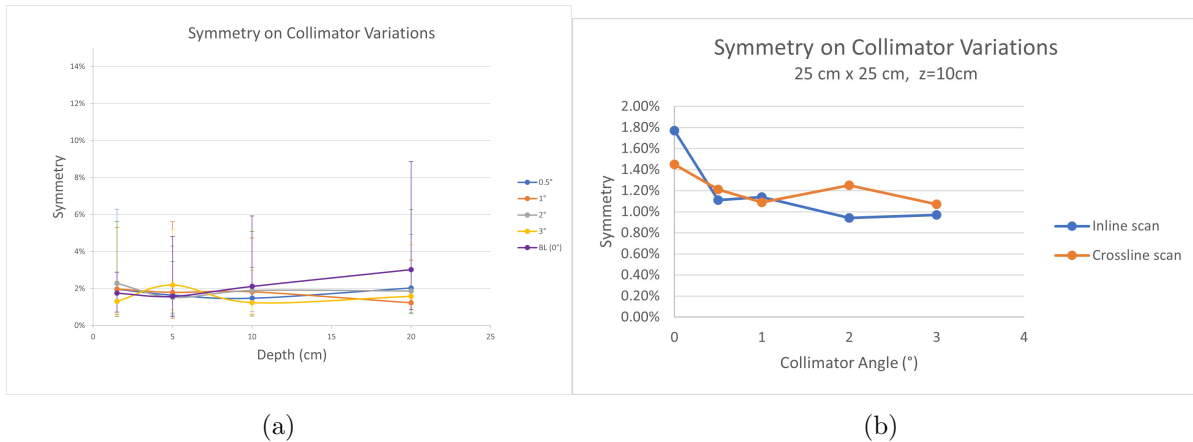


Figura 5.13: (a) Valores de simetría global para diferentes ángulos de colimador en función de la profundidad. (b) Valores de simetría en función del ángulo de colimador, datos de perfiles de campo de 25 cm x 25 cm a una profundidad de 10 cm.

5.2.2. Planicidad ante variaciones en colimador

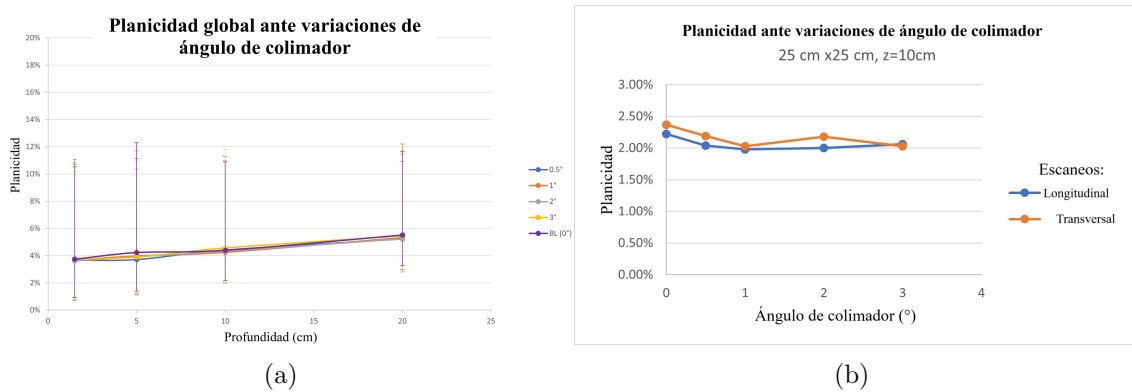


Figura 5.14: (a) Valores de planicidad globales ante las variaciones de ángulo de colimador. (b) valores de planicidad ante las variaciones de ángulo de colimador en un tamaño de campo de 25 cm x 25 cm a 10 cm de profundidad.

Los resultados globales de la planicidad muestran un comportamiento independiente del ángulo de variación del colimador, ver figura 5.14, asimismo se observan con las barras de error que se obtuvo una planicidad máxima del 12 %, esto se debe al fallo de la definición de

planicidad en los campos pequeños cuya valor es considerado para el promedio. La planicidad en los perfiles de referencia permanece aproximadamente constante ante aumentos del ángulo de colimador y los valores se mantienen dentro de la tolerancia del 3%.

5.2.3. Efecto en las curvas PDD ante variaciones de colimador

Al realizar el análisis gamma a las curvas PDD se observa que ante variaciones del ángulo del colimador no hay efectos dosimétricos considerables, ya que se obtiene que el porcentaje de aceptación gamma es mayor del 90% para todos los tamaños de campo estudiados. La gran similitud entre curvas se debe a que los escaneos para PDD se realizan a lo largo del eje central del haz de radiación, el cual no se modifica de ninguna manera al girar el brazo, ya que el sistema de colimadores gira alrededor de este eje. En la figura 5.15 (a) se observa que para el tamaño de campo de 2 cm x 2 cm existe una disminución del porcentaje de aceptación gamma para el ángulo de 1° de colimador, este dato anómalo se debe a que la curva obtenida para ese caso al ser comparada con curva base, presenta fallos del índice gamma en la región de decaimiento de la dosis, lo cual puede estar asociado al proceso de *suavizado* que se realizó a las distribuciones de dosis para los campos pequeños previo a efectuar el análisis gamma.

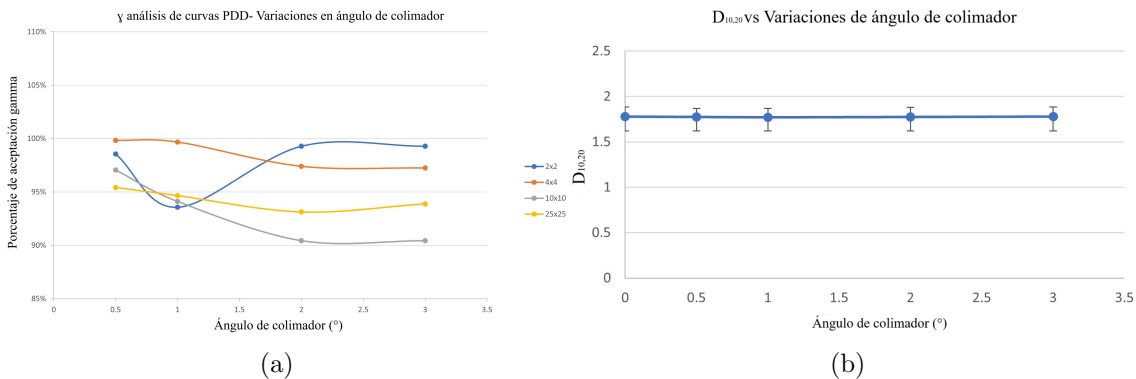


Figura 5.15: (a) Resultados del gamma análisis en las curvas PDD ante variaciones de ángulo de colimador. (b) Cociente $D_{10,20}$ ante variaciones del ángulo de colimador.

Por último se observa en la figura 5.15(b). que el cociente $D_{10,20}$ permanece constante para diferentes ángulos de colimador, esto es bastante consistente con el hecho de que las curvas PDD no presentas efectos considerables ante la introducción de este error en el montaje.

5.3. Variaciones del ángulo de inclinación del fantoma

Los perfiles de campo obtenidos para los casos de ángulo de inclinación de fantoma fueron las medidas de distribuciones más afectadas ante la introducción de este error en el montaje.

Se observó que desde la variación más pequeña de ángulo de fantoma (0.5°) los porcentajes de dosis disminuían en gran medida, debido a la desalineación de la posición del detector (la trayectoria de escaneo fue inclinada en conjunto con el fantoma, esta problemática fue abordada en la sección 3.6) dando como resultado regiones en donde la señal detectada fue muy baja, en la figura 5.16 a) se presentan las curvas obtenidas; sin embargo, debe considerarse que cada distribución tiene su valor de dosis del eje central normalizado a 100 %, por lo que sin realizar esto se observaría que para el ángulo de fantoma de 3° la señal detectada era casi nula; al realizar la comparación de las curvas se obtuvieron unas distribuciones del índice gamma en forma de *cuernos* que indican el fallo abrupto del análisis al evaluar las curvas que tienen ángulo de fantoma con respecto a la curva base.

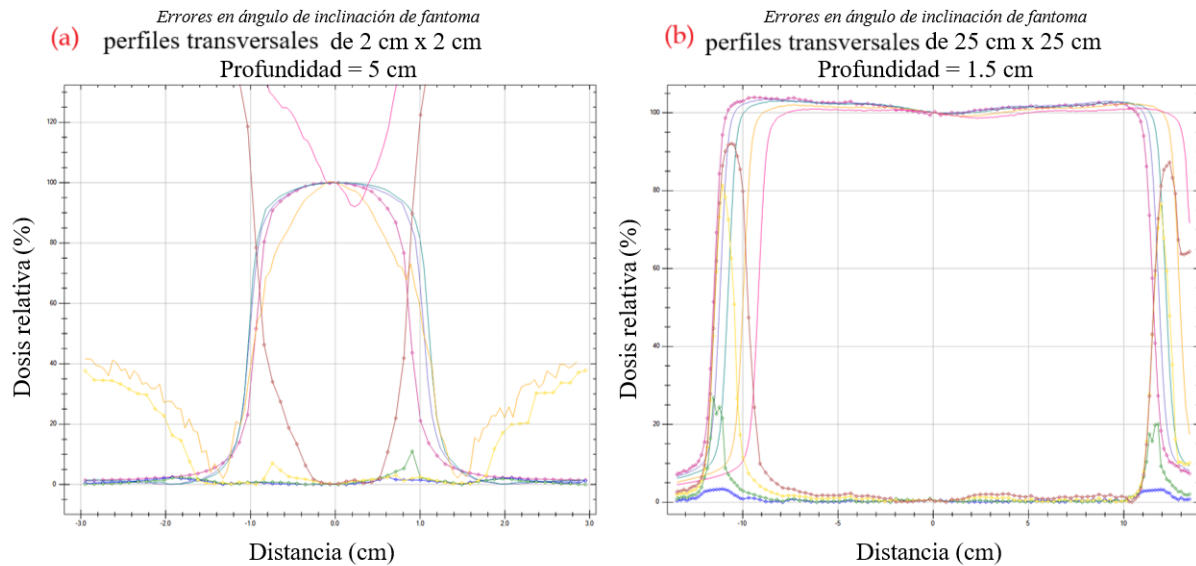


Figura 5.16: (a) perfil de campo de 2cm x 2 cm a una profundidad de 5 cm en dirección transversal. (b) Perfil de campo de 25 cm x 25 cm en dirección transversal a 1.5 cm de profundidad, el perfil de campo no termina de completarse en penumbra debido a la inclinación del ángulo del fantoma.

Para los perfiles de tamaño grande (al igual que para los tamaños de campo pequeño) las curvas obtenidas parecían ser el resultado de un escaneo incompleto, como puede observarse en la figura 5.16 (b), a pesar de la inclinación del fantoma, las regiones de escaneo donde sí se detectaba radiación dieron como resultado porcentajes de dosis estables, pero debido al ángulo del fantoma se generó un desfase de la posición de los perfiles en la dirección transversal (igual que en las variaciones de ángulo de brazo), dando como resultado que las regiones de penumbra presentaban mayor fallo del índice gamma, siendo mayor este fallo del lado del extremo del perfil donde no se completaba el escaneo debido al fin de la trayectoria de adquisición de datos que establece *myQA accept*.

Los resultados de los porcentajes de aceptación gamma se presentan en la figura 5.17. donde se han graficado el promedio de los porcentajes de aceptación de los cuatro tamaños de campo en función de la profundidad, se presenta una curva para cada ángulo de fantoma.

Se observa que el efecto es mayor en las distribuciones medidas en dirección transversal, pues a partir de la variación de ángulo de 0.5° de inclinación de fantoma, el porcentaje de aceptación es del 50 %, lo que indica que esta leve inclinación en el fantoma genera que los perfiles no se parezca ni la mitad; asimismo se observa que los porcentajes de aceptación gamma disminuyen con el aumento del ángulo de inclinación, llegándose a tener porcentajes de aceptación gamma del 10 % para el mayor ángulo de fantoma estudiado (3°). Los porcentajes no muestran una dependencia clara en función de la profundidad.

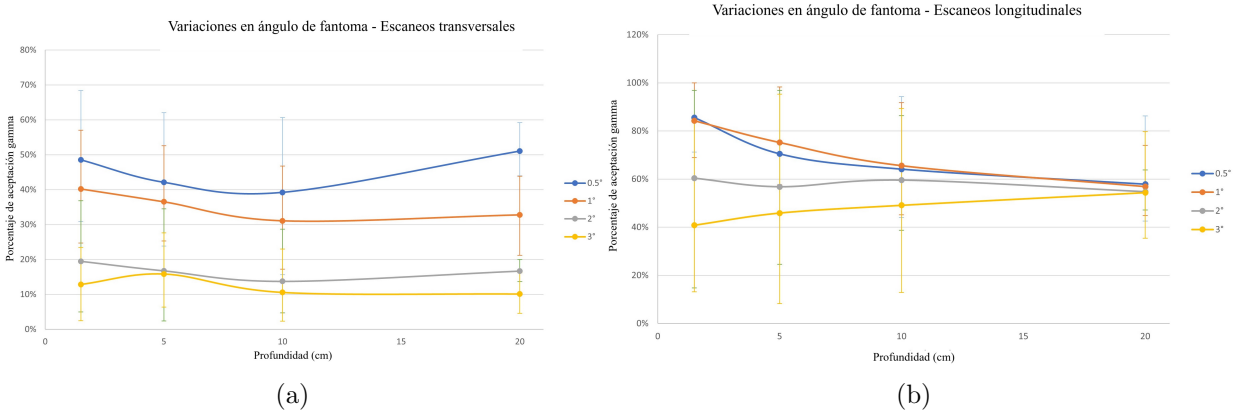


Figura 5.17: Resultados de estudio de variación de ángulo de fantoma: datos globales del porcentaje de aceptación gamma en función de las variaciones de profundidad en las direcciones (a) transversales (b) longitudinal.

Para los perfiles de campo escaneados en dirección longitudinal se observa que los porcentajes de aceptación gamma son altos para los dos primeros ángulos de inclinación de fantoma (0.5° y 1°), donde los porcentajes permanecen entre el 90 % y 60 %; sin embargo, a medida aumenta el ángulo de inclinación los porcentajes de aceptación gamma disminuyen, observándose porcentajes menores del 50 % para el ángulo de 3° ; al igual que para los escaneos transversales no se observa una dependencia clara con la profundidad y las barras de error nos indican que hay casos donde los porcentajes de aceptación varían mucho.

Al graficar los porcentajes de aceptación gamma en función del ángulo de inclinación del fantoma se puede observar claramente que los porcentajes para los escaneos transversales disminuyen hasta casi 0 % a medida aumenta el ángulo del fantoma, asimismo se observa que para el ángulo más pequeño (0.5°) se obtienen porcentajes de aceptación gamma menores al 70 %; los tamaños de campo pequeño son los más afectados, ya que sus porcentajes de aceptación son muy bajos: entre 30 % y 20 %. Para los campos de tamaño grande el porcentaje varía por debajo del 70 % hasta un 20 %. En la gráfica que muestra los resultados en la dirección de escaneos longitudinal se observa que los perfiles de tamaño pequeño son los más afectados ante los ángulos en el fantoma, en este gráfico no se puede determinar si para un tamaño de campo específico la disminución de los porcentajes de aceptación gamma presentan una dependencia con el aumento del ángulo.

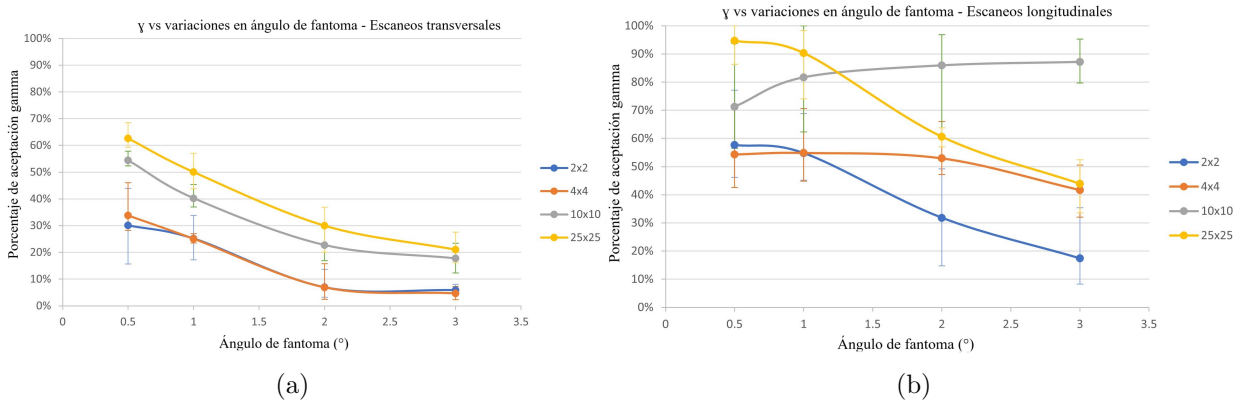


Figura 5.18: Porcentaje de aprobación gamma en función de ángulo de variación del fantoma. (a) Dirección transversal. (b) Dirección longitudinal.

5.3.1. Simetría ante variaciones del ángulo de inclinación del fantoma

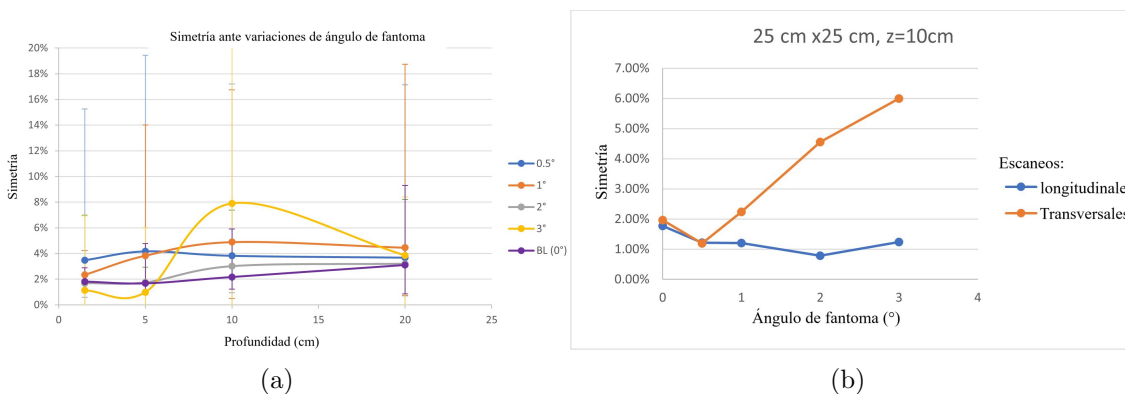
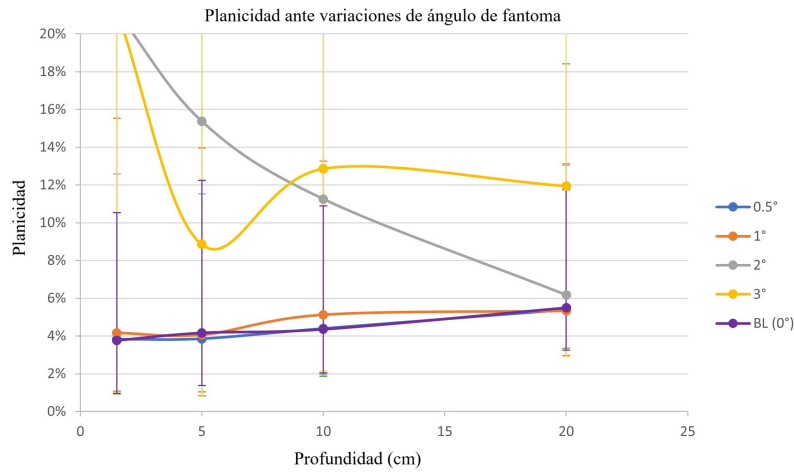


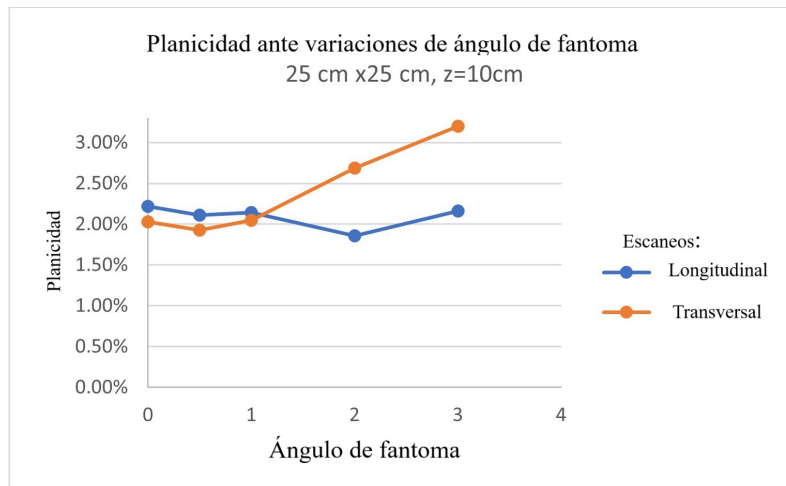
Figura 5.19: (a) Valores de simetría globales ante las variaciones de ángulo de fantoma. (b) valores de simetría ante las variaciones de ángulo de fantoma en un tamaño de campo de 25 cm x 25 cm a 10 cm de profundidad.

Los perfiles de campo obtenidos presentaron en su mayoría distribuciones asimétrica, como se puede observar en la figura 5.19. donde se grafica la variación global de la simetría en función de la profundidad para cada ángulo de inclinación de fantoma, se observan que los valores de la simetría presentan mucha variación debido a que se consideran todos los tamaños de campo y profundidades para calcular la simetría, además de esto se le suma la característica de que muchos perfiles de campo quedaban cortados y por ende no cumpliendo la definición de simetría. El comportamiento de la simetría evaluada en los perfiles con las características de referencia se presenta en la figura 5.19. donde se observa que la simetría de los perfiles en transversales es la más afectada, saliéndose de la tolerancia de 2% a partir del ángulo de 1° de inclinación de fantoma.

5.3.2. Planicidad ante variaciones del ángulo de inclinación del fantoma



(a)



(b)

Figura 5.20: (a) resultados de planicidad global, (b) resultados de la planicidad en función del ángulo de inclinación del fantoma, valores obtenidos de los perfiles que sí cumplen con la definición de planicidad.

Al igual que con la simetría, los resultados globales de la planicidad muestran porcentajes mayores al 20 % para el mayor ángulo de inclinación del fantoma, esto nos indica la alta asimetría de los perfiles. Los resultados de planicidad global se ven afectados grandemente por los perfiles incompletos obtenidos, por lo que el comportamiento no es concluyente. Al analizar la planicidad en los perfiles de referencia, se observa que los escaneos transversales son los más afectados, llegándose a tener valores de planicidad fuera de tolerancia con el aumento del ángulo de inclinación del fantoma.

5.3.3. Efecto en las curvas PDD ante variaciones en el ángulo del fantoma

La introducción de ángulos para inclinar el fantoma de agua (y por ende el sistema de riel de escaneo) generó que los escaneos para la adquisición de las curvas PDD no realizaran los escaneos a lo largo del eje central de radiación. Los resultados del análisis gamma para estas curvas muestran que los PDD de campos de tamaño grande se ven menos afectados ante los ángulos de fantoma (ver figura 5.21), ya que los porcentajes de aceptación gamma para estos tamaños de campo varían entre el 100 % y 80 % ante aumentos del ángulo del fantoma. Sin embargo, los tamaños de campo pequeño son los más afectados, ya que con el ángulo de inclinación de fantoma de 0.5° se obtienen porcentajes de 60 %, los cuales llegan hasta el 0 % para el ángulo de fantoma de 3° ; este comportamiento se debe a que ángulos pequeños son capaces de generar desalineaciones del detector con el eje central de radiación: la distancia de desalineación aumenta con la profundidad, que da como resultado que se realicen escaneos en regiones donde no incide la radiación y por ende generando un fallo completo del análisis gamma (similitud nula entre curvas).

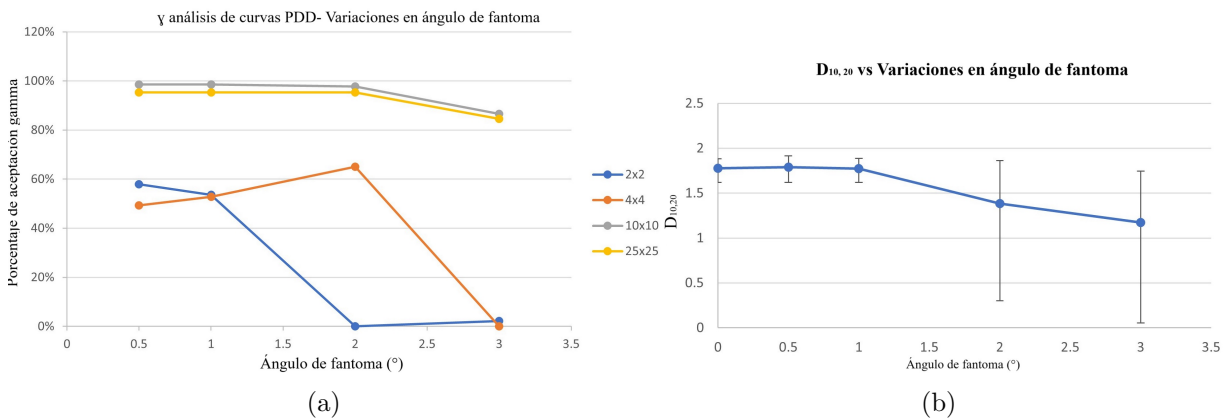


Figura 5.21: (a) Resultados del gamma análisis en PDD ante variaciones de ángulo de fantoma. (b) Cociente $D_{10,20}$ ante variaciones del ángulo de fantoma.

El cociente $D_{10,20}$ de los PDD presenta cambios con aumentos del ángulo de fantoma, lo cual indica que las curvas PDD adquiridas con ángulo de fantoma incrementado presentaron un decaimiento inconsistente de la dosis, es decir, se obtuvieron curvas cuya forma no coincidía con la curva base, esto se debe a lo mencionado anteriormente: se obtuvieron escaneos de zonas en donde no se detectaba radiación.

5.4. Variaciones de SSD

Para cuantificar el efecto que generan los errores en la distancia SSD se obtuvieron distribuciones dosimétricas en casos donde la distancia SSD se alejara del valor de referencia (SSD=90 cm), para ello se realizaron escaneos a 89.5, 90.5, 92 y 93 cm de SSD, lo cual generaría que la posición de dosis máxima cambiara y que los tamaños de campo se vieran afectados, siendo menor el tamaño de campo cuando SSD=89.5 cm y teniendo un tamaño de campo mayor para los SSD;90 cm. En la figura 5.22 se observa unos casos seleccionados de los resultados obtenidos, en los cuales se aprecia que tanto para campos pequeños y grandes los perfiles se parecen bastantes a sus curvas base. Sin embargo, debido a los cambios de tamaño de campo generados por los distintos SSD se obtuvieron perfiles más anchos (mayor tamaño de campo) lo cual puede observarse levemente en los laterales de estos, este efecto generó que el análisis gamma fallara en estas regiones y en la de penumbra.

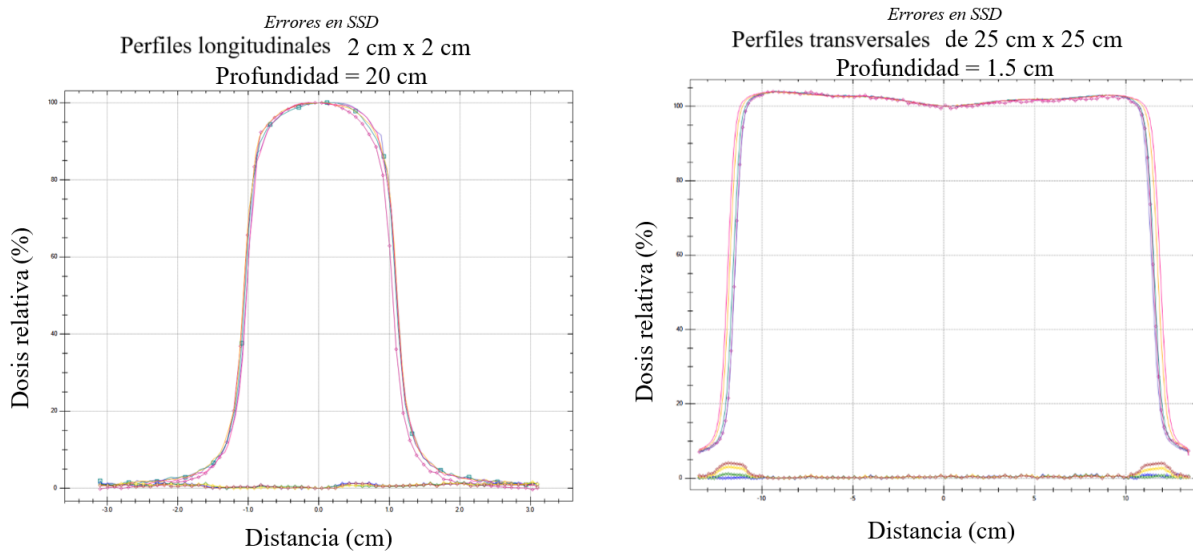


Figura 5.22: (a) Perfiles de campo de 2 cm x 2 cm escaneados a profundidad de 1.5 cm en dirección longitudinal, curvas con variaciones de SSD. (b) Perfil de campo de 25 cm x 25 cm a 1.5 cm de profundidad en dirección transversal, donde puede observarse que en los laterales del campo existe un fallo en el análisis gamma.

Al realizar el análisis gamma en los perfiles con variaciones en SSD, se obtiene que los porcentajes de aceptación gamma se ven afectados ante los cambios de SSD, observándose (ver figura 5.23) que los porcentajes de aceptación gamma disminuyen con el aumento de SSD, asimismo se aprecia que los efectos son mayores sobre los tamaños de campo grandes que sobre los de tamaño pequeño. En los gráficos de la figura 5.23 se observa que el porcentaje de aceptación gamma disminuyen con la profundidad de escaneo, lo cual puede explicarse por el efecto de diferencia en tamaño de campo y el aumento de la penumbra a mayores profundidades, lo cual genera fallos en el análisis gamma. Los perfiles medidos con SSD=93 cm muestran los efectos de error SSD más marcados, ya que se tiene como resultado que el

porcentaje de aceptación gamma de los campos pequeños varía de 100 % hasta un 90 % con los aumentos de la profundidad y para los perfiles de tamaño de campo grande los porcentajes de aceptación varían desde un 70 % hasta un 50 %.

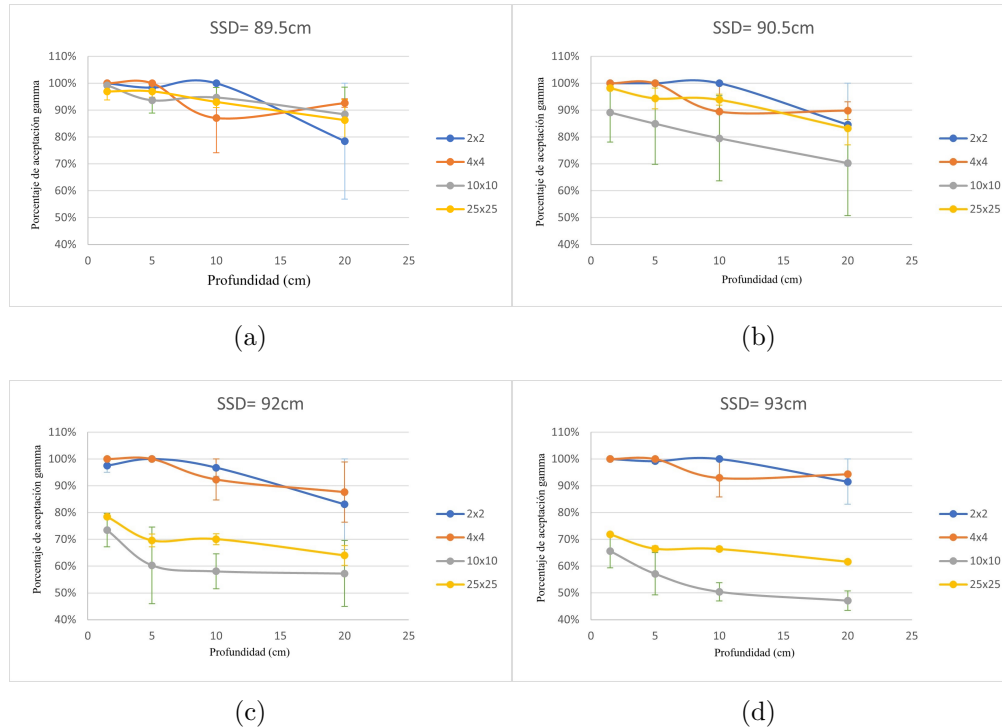


Figura 5.23: Porcentajes de aceptación gamma para cada uno de los casos de variación SSD.

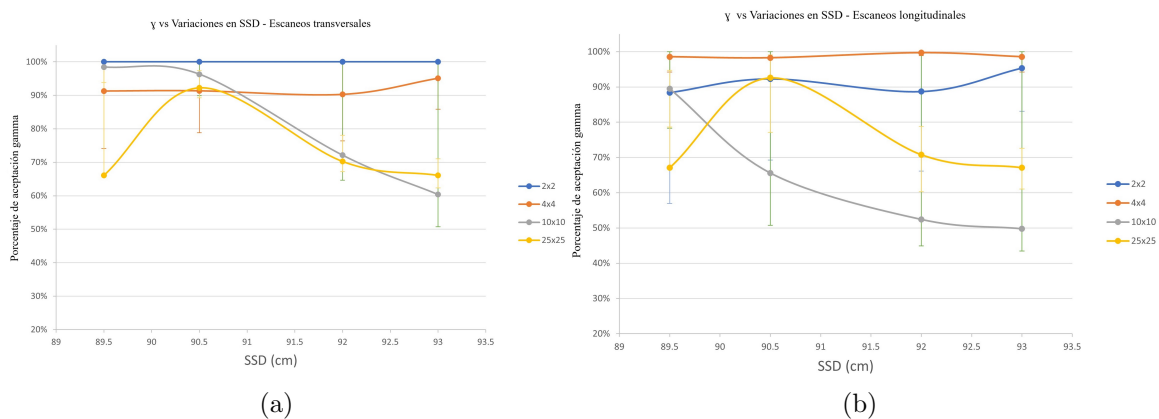


Figura 5.24: Porcentaje de aceptación gamma en función de los cambios en SSD.

La figura 5.24 presenta los porcentajes de aceptación gamma (promedio de los porcentajes de las cuatro profundidades) en función del SSD, donde se observa que no hay ninguna

dirección de preferencia, ya que tanto los escaneos transversales y longitudinales muestran el mismo comportamiento; asimismo se puede apreciar que las variaciones en SSD afectan más a los campos grandes. Los datos a cada distancia SSD presenta grandes variaciones (observar barras de error) que se deben al hecho de que a mayores profundidades se obtienen bajos porcentajes de aceptación gamma.

5.4.1. Simetría ante variaciones de SSD

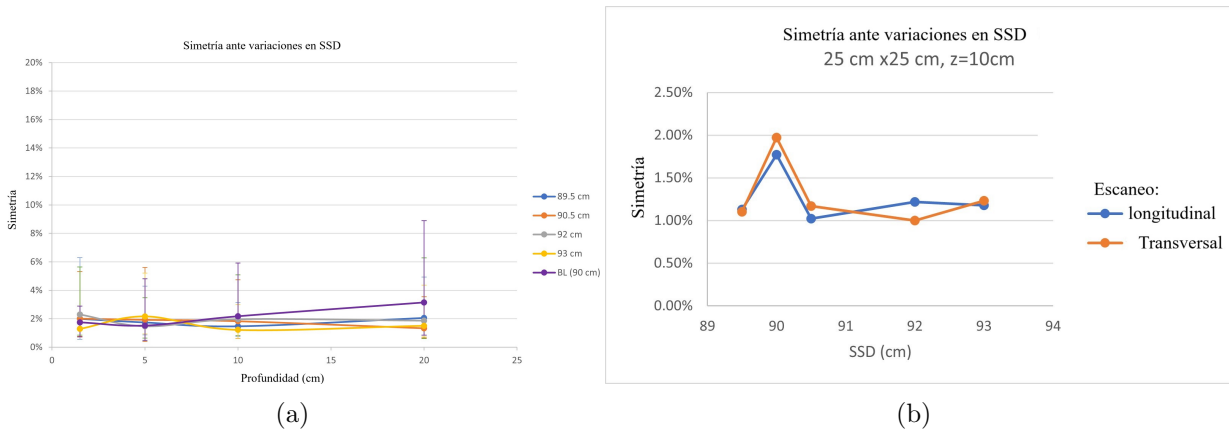


Figura 5.25: (a) Valores de simetría globales ante las variaciones de SSD. (b) valores de simetría ante las variaciones de distancia SSD en un tamaño de campo de 25 cm x 25 cm a 10 cm de profundidad

Los valores de simetría global obtenidos se observan en la figura 5.25 a) en donde se aprecia un comportamiento constante de los valores de simetría e independiente del SSD, al igual que la simetría de los escenarios anteriores se observan barras de error amplio que se deben a las variaciones de los valores de simetría en todos los tamaños de campo y profundidades. En la figura 5.25 b) se grafica el comportamiento de la simetría (para los perfiles de referencia) en función del SSD, donde se observa que los valores siguen el mismo comportamiento en las dos direcciones de escaneo y permanecen dentro de tolerancia ante variaciones en SSD.

5.4.2. planicidad ante variaciones de SSD

La planicidad global presenta un comportamiento constante independiente del SSD y para los perfiles de campo de referencia se observa que la planicidad permanece dentro de tolerancia, presentando el mismo comportamiento en las direcciones transversales y longitudinales. Por lo que se puede concluir que las variaciones en SSD no afectan a la planicidad ni simetría, debido a que estas variaciones afectan únicamente a los laterales del perfil (tamaño de campo y región de penumbra), sin generar efectos en la distribución de la dosis dentro del 80 % del FWHM, región en donde se define la simetría y planicidad.

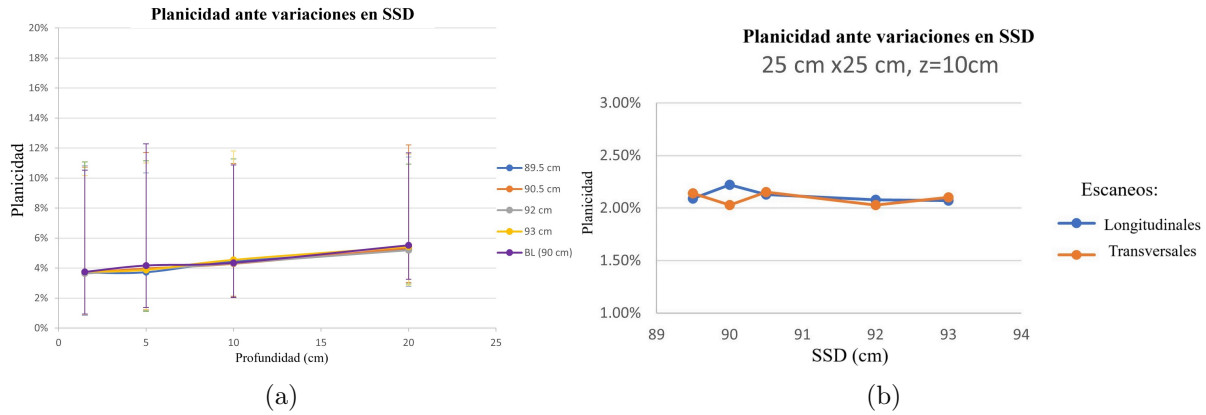


Figura 5.26: (a) Valores de planicidad globales ante las variaciones de SSD. (b) valores de planicidad ante las variaciones de distancia SSD en un tamaño de campo de 25 cm x 25 cm a 10 cm de profundidad

5.5. Efecto en las curvas PDD ante variaciones de SSD

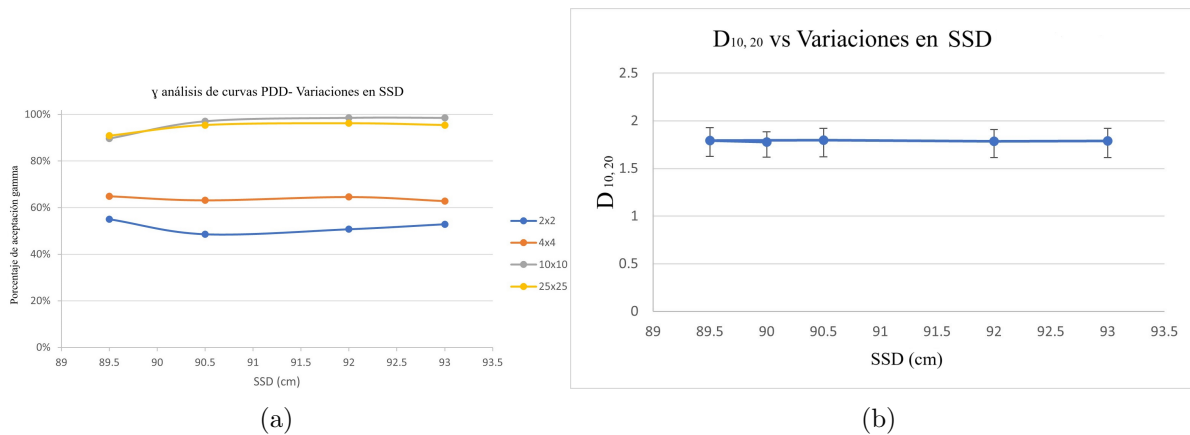


Figura 5.27: (a) Resultados del gamma análisis en PDD ante variaciones de SSD. (b) Cociente $D_{10,20}$ ante variaciones de SSD.

Los resultados del análisis gamma realizado a las curvas PDD muestran altos porcentajes de aceptación para las curvas adquiridas en campos de tamaño grande, esto indica que las variaciones en SSD estudiadas no generan efecto alguno en este tipo de distribuciones, ya que se obtienen porcentajes de aceptación cercanos al 100 % para todas las distancias SSD. Sin embargo, los PDD adquiridos en campos de tamaño pequeño se muestran afectados considerablemente, ya que a medida que disminuye el tamaño de campo, se obtienen porcentajes de aceptación alrededor del 50 %; este comportamiento no es concluyente, ya que no se observa una dependencia con el valor del SSD y los resultados obtenidos pueden explicarse por posibles fallos del análisis gamma tras el proceso de *suavizado* de la curva.

El cociente $D_{10,20}$ muestra un comportamiento constante ante las variaciones en SSD, asimismo se observa que las fluctuaciones de este valor para los diferentes tamaños de campo (barras de error) es pequeña, lo cual indica que el decaimiento de la dosis permanece igual para todo los casos estudiados, es decir, los errores en SSD no afectan la forma de estas curvas.

5.6. Comportamiento de la penumbra ante los errores del montaje

La penumbra es una de las variables dosimétricas importante debido a la importancia de correcta caracterización para los cálculos de dosis que realizan los sistemas de planificación de tratamiento. Los valores de penumbra dependen del tamaño de campo y de la profundidad, estas características ya han sido estudiadas ampliamente (Mohan et al., 2008) y pueden observarse en los resultados *base* de la investigación, fig 5.28:

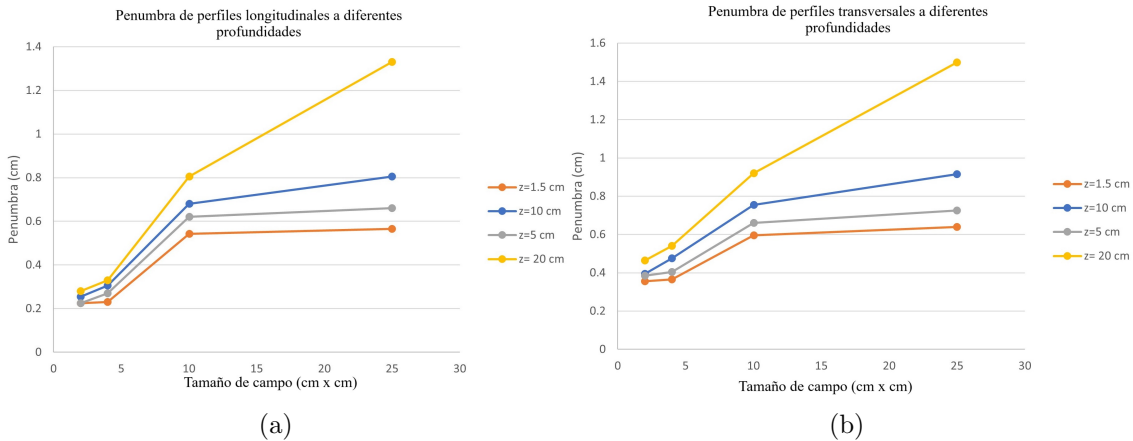


Figura 5.28: Resultados de los valores de penumbra de los perfiles de campo *base* (sin errores en el montaje) (a) penumbra en función del tamaño de campo para escaneos longitudinales y (b) escaneos en dirección transversal. Se observa que la penumbra aumenta con el tamaño de campo y con la profundidad del escaneo.

Debido a esta dependencia con la profundidad y tamaño de campo, es difícil realizar una gráfica global del comportamiento de la penumbra para cada error del montaje. Sin embargo, al evaluar individualmente los casos se observó que en la mayoría de los escenarios de errores, los valores de penumbra se mantenían aproximadamente constantes y que las diferencias no superaban más de 0.1 cm. Sin embargo, para el escenario de error en ángulo de inclinación de fantoma se obtuvieron valores de penumbra anómalos para los perfiles transversales, en específico del extremo donde no se completaba el escaneo de la distribución debido a la inclinación del fantoma. En la figura 5.29 se presenta los resultados de penumbra en función de la variación del componente del montaje. Estos gráficos son una selección de perfiles específicos para mostrar el comportamiento.

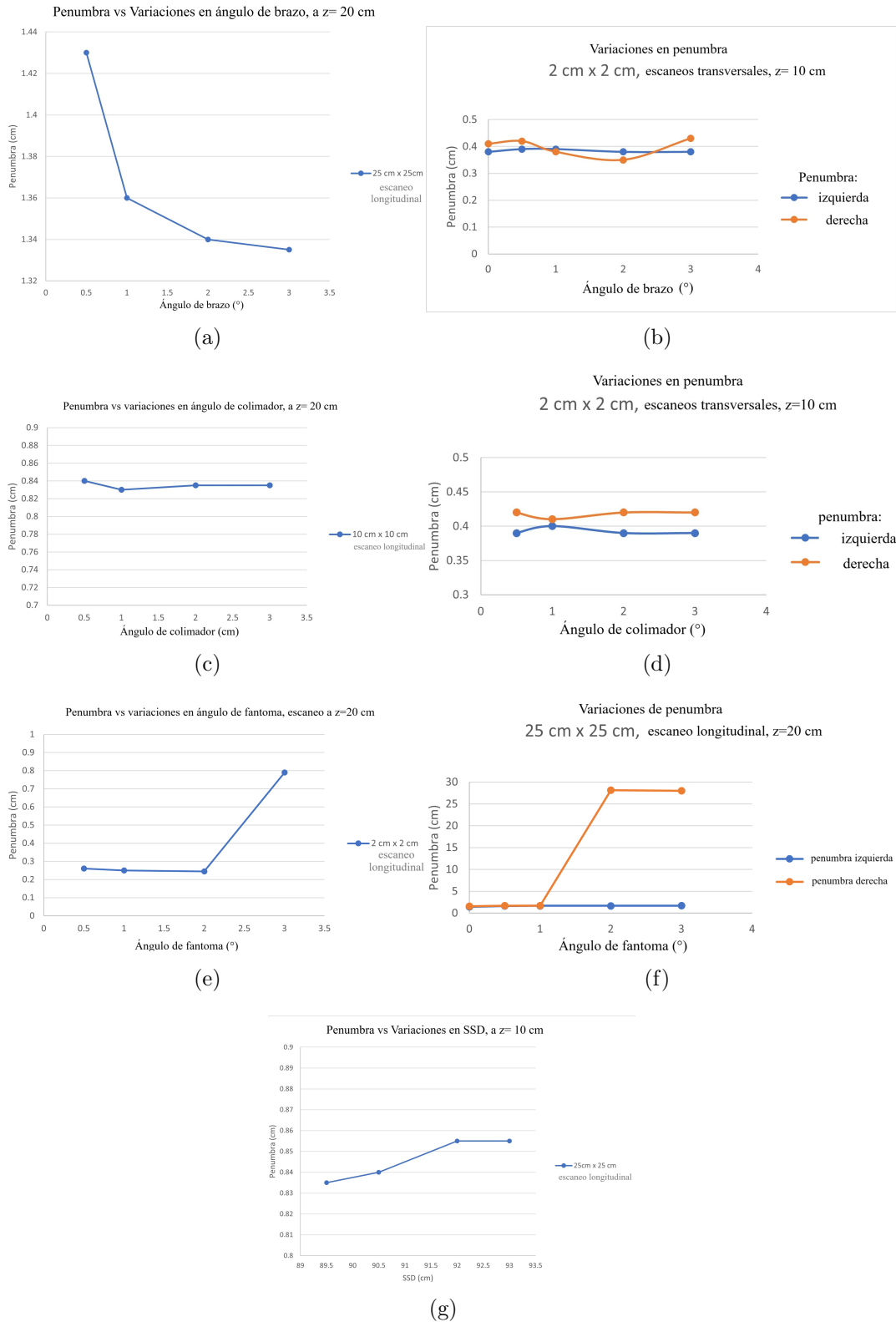


Figura 5.29: Selección de comportamiento de valores de penumbra correspondiente a los tamaños de campo y profundidades en las cuales se presentaron variaciones en la penumbra. Se presenta cada caso de setup error: (a) y (b) Brazo, (c) y (d) colimador, (e) y (f) fantoma y (g) SSD.

Los errores del montaje (exceptuando el ángulo de fantoma) de los casos estudiados, en *general* no producen cambios en los valores de la penumbra; sin embargo, hay perfiles de tamaño de campo y profundidades específicos que muestran leves cambios en la penumbra sin superar las variaciones de 0.1 cm, esto se explica con el comportamiento presentado anteriormente de los perfiles ante los errores del montaje: se observó que en la mayoría de casos hay fallos en las regiones de penumbra; sin embargo, los casos de variación propuestos en esta investigación no son una muestra representativa para establecer un efecto en esta variable dosimétrica, ya que todo el rango de variaciones de componentes del montaje dan como resultado penumbras que no varían considerablemente. Realizando un estudio con variaciones más grandes de los componentes se podrá cuantificar el efecto sobre la penumbra.

5.7. Efecto de los errores del montaje en la determinación de la dosis absorbida en agua

Empleando el código de práctica TRS-398 en los 16 casos planteados para estudiar los 4 errores en el montaje, se obtuvieron valores determinados de dosis absorbida en agua (a la profundidad de dosis máxima). En esta sección se presenta la tabla I. que resume los resultados de dosis absorbida en cada caso de variación de componente del montaje.

El valor de la dosis absorbida determinado en condiciones donde no hay errores en el montaje dio como resultado 1.0096 cGy/MU el cual difieren en un 1 % al valor de 1.0000 cGy/MU que está calibrado el TPS del Centro Nacional de Radioterapia, este resultado nos indica que el linac Elekta Synergy está calibrado correctamente y que la dosis entregada en los tratamientos a pacientes coincide con la planificada.

La tabla muestra en verde los casos de errores en el montaje que mantienen la dosis absoluta dentro de tolerancia y en rojo los caso que no. Se observa que con variaciones del ángulo de brazo se obtienen valores de dosis absoluta que no se salen de tolerancia, pudiéndose establecer que este error en el montaje no afecta a la determinación de la dosis absoluta, lo cual se explica con la configuración isocéntrica del linac, ya que a pesar de que el ángulo del eje central del haz de radiación cambie, el isocentro se mantiene fijo; lo cual da como resultado que la misma cantidad de radiación incida en la cámara Farmer.

Los valores determinados de dosis absoluta ante variaciones del ángulo de rotación del sistema de colimadores, presentan el comportamiento más estable de los casos estudiados, teniéndose una discrepancia máxima del 1.45 % con respecto al valor de 1.0000 cGy/MU. Este error en el montaje genera efectos nulos en la determinación de la dosis absoluta.

Los resultados obtenidos con variaciones de ángulo de inclinación de fantoma, muestran que para todos los casos estudiados la dosis absoluta se sale de la tolerancia del 2 % establecida en el TG-142, incluso para el ángulo más pequeño de inclinación de fantoma (0.5°) se obtiene un resultado que indicaría que el linac debe ser calibrado. El error de este componente del montaje genera los mayores efectos dosimétricos, lo cual se explica a partir del hecho que la inclinación del fantoma genera que la cámara farmer se desalinee del eje central del haz radiación, dando como resultado valores de dosis absolutas de puntos diferentes al de profundidad de referencia.

La determinación de dosis absorbida en agua en los casos de variaciones en SSD dieron como resultado que la dosis absoluta varía cuando se realizan las medidas con SSD diferentes al de referencia (100 cm), se obtuvo que hay un efecto mayor cuando la distancia SSD disminuye (se sube el fantoma) y cuando el SSD se aumenta, midiendo con el fantoma a SSD=103 cm, la dosis absoluta se sale de tolerancia; este efecto se genera porque los SSD diferentes a 100 cm son montajes no isocéntricos, por lo que la tasas de dosis cambia en cada caso de medida y por ende el valor de calculado en z_{max} .

Tabla I. Resultados de la determinación de la dosis absorbida en agua en la profundidad de dosis máxima, para cada caso de error del montaje.

Dato Base (Gy/MU)		Error porcentual (%)
1.0096E-02		0.96

ERRORES EN BRAZO	Gy/MU	Error porcentual (%)
0.5°	1.01440E-02	1.44
1°	1.01530E-02	1.53
2°	1.01670E-02	1.67
3°	1.01620E-02	1.62

ERRORES EN COLIMADOR	Gy/MU	Error porcentual (%)
0.5°	1.01440E-02	1.44
1°	1.01450E-02	1.45
2°	1.01220E-02	1.22
3°	1.01340E-02	1.34

ERRORES EN FANTOMA	Gy/MU	Error porcentual (%)
0.5°	1.03310E-02	3.31
1°	1.03520E-02	3.52
2°	1.03590E-02	3.59
3°	1.03650E-02	3.65

ERRORES EN SSD	Gy/MU	Error porcentual (%)
99.5 cm	1.04E-02	3.82
100.5 cm	1.00E-02	0.33
102 cm	9.80E-03	2.05
103 cm	9.64E-03	3.64

5.7.1. $TPR_{20,10}$ obtenido con errores en el montaje

El índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$ si bien es una variable dosimétrica relativa, se presenta en esta sección debido a que los valores obtenidos de este índice fueron utilizados para obtener k_{Q,Q_0} y poder calcular la dosis absorbida en agua. Como se puede observar en la figura 5.30. Los valores de $TPR_{20,10}$ obtenidos presentan un comportamiento aproximadamente constante, lo cual indica que los errores estudiados no afectan a la configuración de medida y por ende no degradan la información de la energía del haz de fotones que se adquiere.

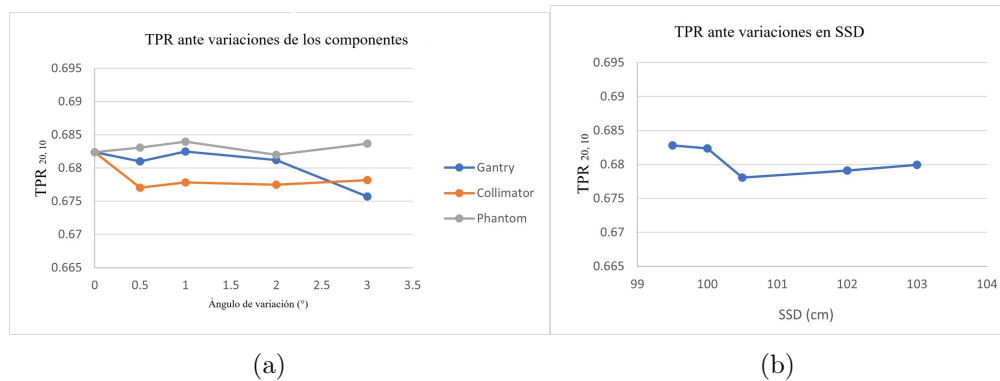


Figura 5.30: (a) Comportamiento del índice de calidad del haz de radiación $TPR_{20,10}$ ante la variación de ángulos de tres componentes del montaje (b) Valores de $TPR_{20,10}$ en función del SSD. Se observa que en los cuatro escenarios de errores del montaje, el índice permanece aproximadamente constante, teniéndose variaciones del $TPR_{20,10}$ menores al 1% .

Conclusiones

Las variaciones en el ángulo de brazo generan efectos considerables (porcentajes de aceptación gamma menores del 90 %) sobre las distribuciones de dosis relativa, obteniéndose disminuciones en los porcentajes de aceptación gamma ante aumentos del ángulo de brazo, los perfiles de campo escaneados en la dirección transversal son los más afectados debido a que el brazo gira en esa dirección. De los resultados se puede concluir que los tamaños de campo pequeños y en general todos los perfiles adquiridos a mayor profundidad tienen bajos porcentajes de aceptación (menores del 60 %). Este error en el montaje genera que los perfiles adquiridos se desfasen con respecto a las curvas base, lo cual explica los fallos del índice gamma, a pesar de esto, la forma de las distribuciones no se ve comprometida, dando como resultado que la simetría y planicidad en las curvas de referencia se mantienen dentro del 2 % y 3 % de tolerancia. Debido al desalineamiento del eje central del haz de radiación, las curvas PDD presentaron una disminución de los porcentajes de aceptación ante aumentos del ángulo de brazo, siendo mayor el efecto en los tamaños de campo pequeño (porcentajes menores del 70 %).

Los casos estudiados de variaciones en el ángulo del sistema de colimadores generan efectos mínimos sobre las distribuciones de dosis, los perfiles de campo escaneados en dirección longitudinal fueron los que presentaron mayor afectación debido al aumento de la penumbra en esta dirección de escaneo, asimismo se observó que los perfiles de tamaño de campo grande y en general los escaneos obtenidos a mayor profundidad presentan porcentajes de aceptación gamma variables; a pesar de esto, se obtiene que en promedio el porcentaje de aceptación gamma no baja del 90 % y que la planicidad y simetría se mantienen en tolerancia, lo cual indica que no hay efectos mayores en los perfiles, esto mismo observa en las curvas PDD. Esta variación que representa el error en ángulo de colimador es el que menos altera las características dosimétricas.

Las medidas realizadas con un fantoma inclinado dan como resultado características dosimétricas grandemente afectadas debido a este error. Las variaciones en el ángulo de inclinación del fantoma generan que se obtengan distribuciones de dosis anómalas, debido a que se introducen ángulos en el sistema de barrido del fantoma, lo cual altera la posición del detector, dando como resultado escaneos incompletos; este efecto es mayor en las distribuciones adquiridas con tamaños de campo pequeño y en perfiles transversales (dirección de inclinación del fantoma), para los cuales se observó que con tan solo un ángulo de 0.5° de inclinación, se obtenían porcentajes de aceptación gamma del 50 %. Los resultados muestran que los porcentajes de aceptación gamma disminuyen con el aumento del ángulo de incli-

nación, asimismo las variables dosimétricas de simetría y planicidad se salen de tolerancia, ya que este error en el montaje genera efectos catastróficos en la forma de las distribuciones adquiridas. Esto mismo fue observado para las curvas PDD, donde los porcentajes de aceptación gamma más bajos fueron los correspondientes a tamaños de campos pequeños.

Las variaciones en SSD generan cambios en la intensidad de la dosis y en los tamaños de campo medidos. Al realizar el análisis de los perfiles de campo con variaciones en SSD se obtuvo que los fallos del índice gamma ocurrían en las regiones de penumbra de los perfiles, observándose que los porcentajes de aceptación gamma disminuían con: aumentos del SSD, tamaños de campo grande y aumento de la profundidad de escaneo. Este error en el montaje afecta a los perfiles escaneados transversales y longitudinales, y genera disminuciones de los porcentajes de aceptación gamma de hasta el 50%. La forma de las distribuciones no se muestran afectadas, ya que la simetría y planicidad se mantienen en tolerancia, asimismo el cociente $D_{10,20}$ de las curvas PDD presenta un comportamiento constante; por lo que se puede establecer que este error en el montaje produce efectos dosimétricos sutiles.

Por último, se cuantificaron los efectos que generan los errores del montaje en la determinación de la dosis absorbida en agua, de lo cual se concluye que las variaciones en el ángulo de inclinación del fantoma y las variaciones en SSD son los únicos escenarios que generan que los valores determinados de dosis absoluta se salgan de la tolerancia del 2%.

En conclusión, esta investigación aporta a la caracterización del comportamiento de las variables dosimétricas ante la presencia de errores del montaje. Se estudiaron diversos casos para poder evaluar el comportamiento de una amplia variedad de distribuciones de dosis, las cuales pueden utilizarse (estableciendo un criterio de tolerancia) para determinar la máxima variación de los componentes con error que generan valores de dosis absoluta fuera de tolerancia. Con este documento se hace una contribución al aseguramiento de calidad de linac en radioterapia, ya que si en un procedimiento de control de calidad anual se obtienen resultados con comportamiento anómalo, se pueden utilizar los hallazgos de esta investigación como referencia para identificar la posible existencia de algún error en el montaje. Asimismo, los resultados pueden utilizarse como referencia para establecer cuál sería el posible efecto de la dosis brindada a paciente ante la existencia de un error de componente durante un tratamiento.

Trabajo a futuro

De los errores del montaje del linac, se puede derivar un umbral de variación que provoca que las características dosimétricas excedan las tolerancias aceptables. Sin embargo, este análisis no pudo aplicarse a los errores en el ángulo del fantoma, ya que las variaciones de este ángulo de inclinación generan una disminución significativa del porcentaje de aceptación a partir de un ángulo de 0.5° . Este error se vuelve el enfoque clave de una posible extensión de este trabajo, debido a que no se pudo observar una disminución gradual desde el 100% a medida que el ángulo del fantoma aumenta. Para lograr esto, un análisis de variaciones de ángulo más pequeñas, de 0° a 0.5° , se vuelve crucial. Por último, se plantea incluir medidas de factores de salida para caracterizar el efecto que generarían los errores en el montaje.

Bibliografía

(2023). Small fields dosimetry: Practical aspects and protocols.

Alfonso, R., Andreo, P., Brunetto, M., Castellanos, E., Jimenez, E., Venencia, D., and Silvestre, I. (2010). Physical aspects of radiotherapy quality assurance: quality control protocol-update of iaea tecdoc-1151. Technical report.

Almond, P. and Svensson, H. (1977). Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams. *Acta radiologica: therapy, physics, biology*, 16(2):177–186.

Andreo, P., Burns, D. T., Nahum, A. E., Seuntjens, J., and Attix, F. H. (2017). *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.

Andreo, P., Cunningham, J. R., Hohlfeld, K., and Svensson, H. (1987). Absorbed dose determination in photon and electron beams. an international code of practice.

Andreo, P., Huq, M. S., Westermarck, M., Song, H., Tilikidis, A., DeWerd, L., and Shortt, K. (2002). Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams: a comparison of the iaea trs-398 and previous international codes of practice. *Physics in Medicine & Biology*, 47(17):3033.

Appleby, R., Burt, G., Clarke, J., and Owen, H. (2020). *The science and technology of particle accelerators*. Taylor & Francis.

Attix, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.

Bast Jr, R. C. and Holland, J. F. (2010). *Holland-Frei cancer medicine 8*. PMPH-USA.

Bhangle, J. R., Narayanan, V. S., Kumar, N. K., and Vaitheeswaran, R. (2011). Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators. *Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India*, 36(3):176.

Boag, J. and Currant, J. (1980). Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation. *The British journal of radiology*, 53(629):471–478.

Boag, J. and Kase, K. (1987). The dosimetry of ionizing radiation. *New York: Academic*.

- Bonilla, M., Rossell, N., Salaverria, C., Gupta, S., Barr, R., Sala, A., Metzger, M. L., and Sung, L. (2009). Prevalence and predictors of abandonment of therapy among children with cancer in el salvador. *International journal of cancer*, 125(9):2144–2146.
- Brahme, A. (1988). Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. *Acta Oncol. Suppl.*
- Brosed, A. and de Física Médica, S. E. (2011). *Fundamentos de física médica: Medida de la radiación*. Sociedad Española de Física Médica.
- Burns, D., Klevenhagen, S., Nahum, A., Pitchford, W., et al. (1996). The ipemb code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 mev based on an air kerma calibration. *Physics in Medicine & Biology*, 41(12):2557.
- Chang, D. S., Lasley, F. D., Das, I. J., Mendonca, M. S., Dynlacht, J. R., et al. (2014). Basic radiotherapy physics and biology. Technical report, Springer.
- Cherry, P. and Duxbury, A. M. (2019). *Practical radiotherapy: physics and equipment*. John Wiley & Sons.
- Chetty, I. J., Curran, B., Cygler, J. E., DeMarco, J. J., Ezzell, G., Faddegon, B. A., Kawrakow, I., Keall, P. J., Liu, H., Ma, C.-M. C., et al. (2007). Report of the aapm task group no. 105: Issues associated with clinical implementation of monte carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical physics*, 34(12):4818–4853.
- Darafsheh, A. (2021). *Radiation Therapy Dosimetry: A Practical Handbook*. CRC Press.
- Das, I. J., Cheng, C.-W., Watts, R. J., Ahnesjö, A., Gibbons, J., Li, X. A., Lowenstein, J., Mitra, R. K., Simon, W. E., and Zhu, T. C. (2008). Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the tg-106 of the therapy physics committee of the aapm. *Medical physics*, 35(9):4186–4215.
- Enrique Fuentes, L., Chacon de Gutierrez, A., Alvayero, K., et al. (2015). Diagnostico situacional del cancer en el salvador. ministerio de salud, viceministerio de politicas de salud, el salvador. -.
- et Oumansour Med El Amine, B. M. E. A. (2016). *Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur –procédure et application*.
- Followill, D. S., Tailor, R. C., Tello, V. M., and Hanson, W. F. (1998). An empirical relationship for determining photon beam quality in tg-21 from a ratio of percent depth doses. *Medical physics*, 25(7):1202–1205.
- Fraass, B., Doppke, K., Hunt, M., Kutcher, G., Starkschall, G., Stern, R., and Van Dyke, J. (1998). American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical physics*, 25(10):1773–1829.
- Fu, K. S., Gonzalez, R., and Lee, C. G. (1987). *Robotics: Control Sensing. Vis.* Tata McGraw-Hill Education.

- Gardel, P. (1991). Étude expérimentale par calorimétrie de la mesure de la dose absorbée. Technical report, EPFL.
- Greene, D. and Williams, P. C. (1997). *Linear accelerators for radiation therapy*. CRC Press.
- Greening, J. R. (2017). *Fundamentals of radiation dosimetry*. CRC Press.
- Grusell, E. and Rikner, G. (1993). Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors. *Physics in Medicine & Biology*, 38(6):785.
- GUM, I. (2008). part 3: Guide to expression of uncertainty in measurements (gum 1995). *International Organization for Standardization*.
- Hanson, W. F., Anderson, L. L., Ling, C. C., Loevinger, R., Strubler, K. A., Feldman, A., Jones, D., Karzmark, C., McCullough, E. C., and Suntharalingam, N. (1994). Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. *AAPM report. American Institute of Physics, New York*.
- Hill, R. (2013). Reporting uncertainties in measurement: what approach should be followed? *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 36:1–3.
- Hinson, W. H., Kearns, W. T., Deguzman, A. F., and Bourland, J. D. (2008). Photon spectral characteristics of dissimilar linear accelerators. *Medical physics*, 35(5):1698–1702.
- Hong, J., Lee, H., and CHO, J. H. (2015). Comparison of the photon charge between water and solid phantom depending on depth.
- Hrbacek, J., Depuydt, T., Nulens, A., Swinnen, A., and Van den Heuvel, F. (2007). Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional gamma analysis. *Medical physics*, 34(7):2917–2927.
- Hussein, M., Clark, C., and Nisbet, A. (2017). Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy—towards good practice. *Physica Medica*, 36:1–11.
- IAEA, T.-. (2004). Worksheets for the iaea code of practice trs-398 based on standards of absorbed dose to water (version 1.06). Hoja de cálculo de Excel. Basado en las pautas de la Institución Internacional de Energía Atómica (IAEA).
- IAEA, T. (2001). 398. international atomic energy agency (iaea): Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. international atomic energy agency (iaea). Technical report, Technical Report Series 398.
- IBA (2020). How to perform small field measurements with razor diode being single ...
- iba-dosimetry (2023). *DETECTORS*. Nombre de la editorial o URL (si está disponible).
- Ibbott, G. S., Followill, D. S., Molineu, H. A., Lowenstein, J. R., Alvarez, P. E., and Roll, J. E. (2008). Challenges in credentialing institutions and participants in advanced technology multi-institutional clinical trials. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 71(1):S71–S75.

- ICRU (2011). Units for ionizing radiation, icru report 85. *Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements*.
- ICRU, I. (1998). report 60-fundamental quantities and units for ionizing radiation. *Journal of the ICRU*.
- Imani-Shirvanehdeh, H., Khorshidi, A., Soltani-Nabipour, J., Alipour, A., and Arbabi, K. (2021). Design and construction of a cylindrical ionization chamber for reference dosimetry in radiation protection. *Iranian Journal of Science and Technology, Transactions A: Science*, 45:1837–1841.
- Iso, I. and OIML, B. (1995). Guide to the expression of uncertainty in measurement. *Geneva, Switzerland*, 122:16–17.
- Jansen, A. A. (1980). Icru report 33: Radiation quantities and units. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 8(4):241–241.
- Johns, H. E. and Cunningham, J. R. (1983). The physics of radiology.
- Karzmark, C. J. and Morton, R. J. (1981). Primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy. Technical report, Bureau of Radiological Health, Rockville, MD (USA).
- Khan, F. M. and Gibbons, J. P. (2014). *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.-F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., et al. (2009). Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators a. *Medical physics*, 36(9Part1):4197–4212.
- Lebron Gonzalez, S. H. (2016). Automation of a linear accelerator dosimetric quality assurance program. *Ph. D. Thesis*.
- Lindborg, L. (1980). Procedures in external radiation-therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 mev-recommendations by the nordic-association-of-clinical-physics (nacp). *ACTA RADIOLOGICA ONCOLOGY*, 19(1):55–79.
- Longo, R. et al. (2021). Encyclopaedia of medical physics second edition. In *Encyclopaedia of MEDICAL PHYSICS SECOND EDITION*, pages 1–1037. CRC Press.
- Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., and Purdy, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, 25(5):656–661.
- Mani, K. R., Bhuiyan, M. A., Rahman, M. S., and Islam, S. A. (2018). Open beam dosimetric characteristics of true beam medical linear accelerator with flattening filter (wff) and flattening filter free (fff) beam. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 24(2):79–89.

- Marre, D. and Marinello, G. (2004). Comparison of p-type commercial electron diodes for in vivo dosimetry. *Medical Physics*, 31(1):50–56.
- Marshall, M. G. (1993). Matching the 6-mv photon beam characteristics of two dissimilar linear accelerators. *Medical physics*, 20(6):1743–1746.
- Mayles, P., Nahum, A., and Rosenwald, J.-C. (2007). *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press.
- Menzel, H.-G. (2014). International commission on radiation units and measurements. *Journal of the ICRU*, 14(2):1–2.
- Metcalfe, P., Hoban, P., and Kron, T. (1997). *The physics of radiotherapy X-rays from linear accelerators*. Medical Physics Pub.
- Mijnheer, B., Battermann, J., and Wambersie, A. (1987). What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiotherapy and Oncology*, 8(3):237–252.
- Mohan, R., Jayesh, K., Joshi, R., Al-Idrisi, M., Narayanamurthy, P., and Majumdar, S. K. D. (2008). Dosimetric evaluation of 120-leaf multileaf collimator in a varian linear accelerator with 6-mv and 18-mv photon beams. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, 33(3):114.
- Nahum, A. (1978). Water/air mass stopping power ratios for megavoltage photon and electron beams. *Physics in Medicine & Biology*, 23(1):24.
- Nguyen, V. N., Wang, B., Shi, C., et al. (2016). A sensitivity dosimetry study of the setup uncertainties during machine commissioning and annual qa. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 5(04):329.
- Núñez, J. C. P. (2017). Programa de control de calidad en radioterapia externa con linac.
- Oliveira, A. C., Santana, M. G., Lima, F. R., and Vieira, J. W. (2013). Monte carlo simulation of a medical linear accelerator for generation of phase spaces.
- OMP, O. M. P. (2020a). Photon dose distributions. Fecha de acceso: octubre de 2023.
- OMP, O. M. P. (2020b). Trs-483: Small field dosimetry. Fecha de acceso: octubre de 2023.
- Palmans, H., Andreo, P., Huq, M. S., Seuntjens, J., Christaki, K. E., and Meghzifene, A. (2018). Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of trs-483, the iaea-aapm international code of practice for reference and relative dose determination. *Medical physics*, 45(11):e1123–e1145.
- Paskalev, K. A., Seuntjens, J. P., Patrocinio, H. J., and Podgorsak, E. B. (2003). Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter). *Medical Physics*, 30(2):111–118.

- Pawlicki, T., Scanderbeg, D. J., and Starkschall, G. (2016). *Hendee's radiation therapy physics*. John Wiley & Sons.
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics*.
- Podgoršak, E. B. et al. (2006). *Radiation physics for medical physicists*, volume 1. Springer.
- Rikner, G. and Grusell, E. (1987). General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 32(9):1109.
- Rosenblatt, E. and Zubizarreta, E. (2017). *Radiotherapy in cancer care: facing the global challenge*. International Atomic Energy Agency Vienna.
- Salvat, F., Fernández-Varea, J. M., and Sempau, J. (2006). Penelope-2006: A code system for monte carlo simulation of electron and photon transport. In *Workshop proceedings*, volume 4, page 7. Citeseer.
- Serreta, A. B. and Arroyo, M. L. (2012). Fundamentos de física médica, volumen 3: Radio-terapia externa. *Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*.
- Sibata, C., Mota, H., Bedder, A., Higgins, P., and Shin, K. (1991). Influence of detector size in photon beam profile measurements. *Physics in medicine & biology*, 36(5):621.
- Sibtain, A., Morgan, A., and MacDougall, N. (2012). *Physics for Clinical Oncology*. OUP Oxford.
- Sjöström, D., Bjelkengren, U., Ottosson, W., and Behrens, C. F. (2009). A beam-matching concept for medical linear accelerators. *Acta oncologica*, 48(2):192–200.
- Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R. L., Laversanne, M., Soerjomataram, I., Jemal, A., and Bray, F. (2021). Global cancer statistics 2020: Globocan estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: a cancer journal for clinicians*, 71(3):209–249.
- Talbot, J., Meyer, J., Watts, R., and Grasset, R. (2009). A method for patient set-up guidance in radiotherapy using augmented reality. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 32:203–211.
- van der Merwe, D., Van Dyk, J., Healy, B., Zubizarreta, E., Izewska, J., Mijnheer, B., and Meghzifene, A. (2017). Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the international atomic energy agency. *Acta oncologica*, 56(1):1–6.
- Van Dyk, J., Barnett, R., Cygler, J., and Shragge, P. (1993). Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 26(2):261–273.
- Varian (2023). "multi leaf collimator (mlc) by varian".

- Webb, S. (1993). *The physics of three dimensional radiation therapy: Conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning*. CRC Press.
- White, D., Griffith, R., and Wilson, I. (1992). Icru reports. *Reports of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, (1):203–205.
- WHO/IAEA (2021). Technical specifications of radiotherapy equipment for cancer treatment.
- Xia, P. and Godley, A. (2015). *Physics in Radiation Oncology Self-Assessment Guide*. Springer Publishing Company.

Apéndices

Apéndice A: Resultados de características dosimétricas y análisis gamma a distribuciones de dosis

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de Colimador
2x2 crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:45 p. m.	10.52%	2.89%	1.82 cm	0.34 cm - 0.36	0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:11 p. m.	10.81%	6.29%	1.82 cm	0.32 cm - 0.36	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:31 p. m.	10.72%	1.95%	1.82 cm	0.33 cm - 0.35	0.00 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:49 p. m.	11.07%	5.63%	1.82 cm	0.33 cm - 0.36	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:06 p. m.	10.16%	1.70%	1.83 cm	0.33 cm - 0.35	0.01 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:45 p. m.	100.00%	96.77%	1.61%	0.00%	0.01	0.87	0.25
1°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:45 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.44	0.16
2°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:45 p. m.	100.00%	95.16%	1.61%	0.00%	0.01	0.93	0.21
3°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:45 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.5	0.13

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:43 p. m.	12.29%	0.97%	1.90 cm	0.36 cm - 0.41	0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:12 p. m.	10.35%	1.59%	1.90 cm	0.37 cm - 0.38	0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:31 p. m.	11.69%	5.61%	1.90 cm	0.36 cm - 0.39	0.00 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:49 p. m.	11.14%	1.14%	1.89 cm	0.36 cm - 0.39	0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:07 p. m.	11.00%	3.15%	1.90 cm	0.36 cm - 0.39	0.00 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:43 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.5	0.2
1°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:43 p. m.	100.00%	96.83%	0.00%	0.00%	0.01	0.62	0.24
2°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:43 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.44	0.19
3°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:43 p. m.	100.00%	96.83%	0.00%	0.00%	0	0.56	0.21

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:40 p. m.	10.88%	5.92%	2.00 cm	0.38 cm - 0.41	0.06 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:13 p. m.	11.27%	2.51%	2.00 cm	0.39 cm - 0.42	0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:32 p. m.	10.97%	3.35%	2.00 cm	0.40 cm - 0.41	0.02 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:50 p. m.	11.28%	4.09%	2.00 cm	0.39 cm - 0.42	0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:07 p. m.	11.80%	2.99%	2.01 cm	0.39 cm - 0.42	0.03 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:40 p. m.	100.00%	71.88%	4.69%	0.00%	0.01	0.94	0.39
1°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:40 p. m.	100.00%	85.94%	0.00%	0.00%	0.01	0.71	0.31
2°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:40 p. m.	100.00%	70.31%	4.69%	0.00%	0	0.89	0.4
3°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:40 p. m.	100.00%	92.19%	0.00%	0.00%	0	0.7	0.24

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:38 p. m.	11.68%	8.86%	2.21 cm	0.45 cm - 0.47	0.10 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:13 p. m.	11.41%	4.93%	2.20 cm	0.46 cm - 0.46	0.05 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:32 p. m.	12.20%	0.89%	2.20 cm	0.44 cm - 0.47	0.04 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:50 p. m.	10.93%	6.27%	2.20 cm	0.44 cm - 0.45	0.04 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:08 p. m.	11.58%	1.28%	2.21 cm	0.44 cm - 0.47	0.05 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlini	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:38 p. m.	92.42%	34.85%	24.24%	7.58%	0.01	1.1	0.57
1°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:38 p. m.	92.42%	22.73%	25.76%	7.58%	0.01	1.1	0.65
2°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:38 p. m.	98.48%	37.88%	13.64%	1.52%	0.01	1.05	0.51
3°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:38 p. m.	98.48%	50.00%	3.03%	1.52%	0	1.02	0.43

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Colimador
2x2 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:28 p. m.	6.03%	2.24%	1.75 cm	0.21 cm - 0.23	-0.01 cm		
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:15 p. m.	6.16%	1.49%	1.77 cm	0.20 cm - 0.21	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:35 p. m.	5.83%	5.31%	1.78 cm	0.20 cm - 0.21	0.06 cm		
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:53 p. m.	5.29%	5.12%	1.80 cm	0.20 cm - 0.20	0.06 cm		
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:10 p. m.	6.47%	1.34%	1.77 cm	0.19 cm - 0.21	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:28 p. m.	100.00%	91.80%	0.00%	0.00%	0.01	0.59	0.17
1°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:28 p. m.	100.00%	63.93%	8.20%	0.00%	0	0.91	0.34
2°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:28 p. m.	95.08%	77.05%	18.03%	4.92%	0.01	1.12	0.33
3°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:28 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0.01	0.49	0.2

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:30 p. m.	6.91%	4.80%	1.83 cm	0.22 cm - 0.23	-0.03 cm		
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:16 p. m.	6.07%	4.29%	1.84 cm	0.22 cm - 0.23	0.04 cm		
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:35 p. m.	6.35%	1.02%	1.85 cm	0.23 cm - 0.23	0.03 cm		
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:53 p. m.	6.26%	1.84%	1.87 cm	0.22 cm - 0.24	0.03 cm		
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:11 p. m.	6.37%	5.20%	1.83 cm	0.23 cm - 0.23	0.05 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:30 p. m.	96.72%	68.85%	6.56%	3.28%	0.01	1.26	0.39
1°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:30 p. m.	100.00%	80.33%	0.00%	0.00%	0	0.79	0.31
2°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:30 p. m.	100.00%	78.69%	6.56%	0.00%	0.01	1	0.29
3°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:30 p. m.	98.36%	59.02%	9.84%	1.64%	0.01	1.23	0.39

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:33 p. m.	6.05%	1.46%	1.92 cm	0.24 cm - 0.26	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:16 p. m.	7.03%	1.15%	1.95 cm	0.25 cm - 0.25	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:36 p. m.	6.24%	4.73%	1.96 cm	0.24 cm - 0.24	0.05 cm		
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:54 p. m.	5.97%	5.08%	1.98 cm	0.23 cm - 0.25	0.05 cm		
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:11 p. m.	6.94%	1.22%	1.95 cm	0.24 cm - 0.24	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:33 p. m.	100.00%	67.74%	3.23%	0.00%	0.03	0.93	0.41
1°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:33 p. m.	100.00%	67.74%	8.06%	0.00%	0.01	1	0.44
2°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:33 p. m.	93.55%	61.29%	17.74%	6.45%	0.02	1.21	0.47
3°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:33 p. m.	100.00%	90.32%	0.00%	0.00%	0	0.67	0.28

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:35 p. m.	7.14%	4.51%	2.12 cm	0.28 cm - 0.29	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:17 p. m.	6.22%	4.35%	2.14 cm	0.27 cm - 0.27	0.04 cm		
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:36 p. m.	6.68%	1.08%	2.15 cm	0.26 cm - 0.28	0.02 cm		
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		2:54 p. m.	6.49%	0.64%	2.18 cm	0.28 cm - 0.28	0.02 cm		
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		3:12 p. m.	7.12%	4.36%	2.13 cm	0.27 cm - 0.29	0.04 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:35 p. m.	92.31%	75.38%	10.77%	7.69%	0.01	1.29	0.33
1°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:35 p. m.	100.00%	89.23%	3.08%	0.00%	0.01	0.84	0.3
2°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:35 p. m.	100.00%	80.00%	3.08%	0.00%	0	0.88	0.26
3°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm		12:35 p. m.	93.85%	70.77%	7.69%	6.15%	0.01	1.23	0.39

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Colimador
4x4 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')														
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		4.06%	1.79%	3.65 cm	0.36 cm - 0.37	0.02 cm			
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:17 p. m.		4.13%	3.36%	3.69 cm	0.35 cm - 0.38	-0.02 cm			
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.		4.29%	3.30%	3.68 cm	0.35 cm - 0.38	-0.01 cm			
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:55 p. m.		3.90%	2.12%	3.68 cm	0.36 cm - 0.39	-0.01 cm			
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:12 p. m.		4.35%	2.41%	3.68 cm	0.35 cm - 0.38	-0.01 cm			
1-D Gamma analysis														
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	92.59%	0.00%	0.00%	0	0	0.65	0.19
1°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	95.06%	0.00%	0.00%	0	0	0.58	0.19
2°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	98.77%	0.00%	0.00%	0	0	0.54	0.17
3°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	97.53%	0.00%	0.00%	0	0	0.75	0.16

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')														
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		4.98%	0.97%	3.80 cm	0.39 cm - 0.42	0.04 cm			
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:19 p. m.		4.62%	2.00%	3.83 cm	0.40 cm - 0.42	-0.01 cm			
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:38 p. m.		4.85%	3.48%	3.83 cm	0.40 cm - 0.43	-0.01 cm			
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:56 p. m.		4.98%	3.47%	3.83 cm	0.39 cm - 0.44	-0.02 cm			
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:14 p. m.		4.72%	2.67%	3.84 cm	0.40 cm - 0.44	-0.01 cm			
1-D Gamma analysis														
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	86.75%	0.00%	0.00%	0	0	0.67	0.25
1°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	75.90%	0.00%	0.00%	0	0	0.77	0.32
2°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	73.49%	0.00%	0.00%	0	0	0.74	0.33
3°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	89.16%	0.00%	0.00%	0	0	0.64	0.25

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')														
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		5.12%	1.93%	4.01 cm	0.45 cm - 0.48	0.06 cm			
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:19 p. m.		5.10%	3.13%	4.04 cm	0.46 cm - 0.49	0.00 cm			
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:39 p. m.		5.08%	1.82%	4.04 cm	0.45 cm - 0.49	0.01 cm			
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:57 p. m.		5.13%	1.32%	4.04 cm	0.45 cm - 0.49	0.01 cm			
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:14 p. m.		5.44%	1.02%	4.06 cm	0.43 cm - 0.47	0.02 cm			
1-D Gamma analysis														
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		98.82%	78.82%	2.35%	1.18%	0	0	1.15	0.29
1°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		100.00%	75.29%	2.35%	0.00%	0.01	0	0.94	0.32
2°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		100.00%	82.35%	0.00%	0.00%	0	0	0.75	0.27
3°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		100.00%	83.53%	0.00%	0.00%	0	0	0.74	0.26

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')														
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		5.43%	2.78%	4.42 cm	0.50 cm - 0.53	0.10 cm			
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:20 p. m.		5.70%	1.77%	4.46 cm	0.49 cm - 0.57	0.03 cm			
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:39 p. m.		5.27%	3.54%	4.45 cm	0.53 cm - 0.57	0.02 cm			
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:57 p. m.		5.39%	1.33%	4.44 cm	0.53 cm - 0.54	0.02 cm			
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:15 p. m.		5.81%	1.14%	4.46 cm	0.53 cm - 0.55	0.03 cm			
1-D Gamma analysis														
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		92.13%	64.04%	19.10%	7.87%	0.01	0	1.42	0.44
1°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		87.64%	56.18%	21.35%	12.36%	0.01	0	1.68	0.49
2°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		79.78%	38.20%	35.96%	20.22%	0.01	0	1.82	0.67
3°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		94.38%	52.81%	20.22%	5.62%	0.01	0	1.35	0.51

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de Colimador
4x4 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	2.65%	0.72%	3.62 cm	0.23 cm - 0.22	-0.02 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:22 p. m.	2.27%	0.60%	3.68 cm	0.22 cm - 0.22	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:42 p. m.	2.44%	1.07%	3.70 cm	0.22 cm - 0.23	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:00 p. m.	2.62%	0.84%	3.69 cm	0.22 cm - 0.22	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:17 p. m.	2.81%	0.71%	3.69 cm	0.22 cm - 0.23	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	79.27%	1.22%	0.00%	0	0.84	0.25
1°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	84.15%	4.88%	0.00%	0.01	0.94	0.27
2°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	82.93%	6.10%	0.00%	0	0.86	0.28
3°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	89.02%	0.00%	0.00%	0.01	0.71	0.21

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	3.08%	0.48%	3.75 cm	0.27 cm - 0.26	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:23 p. m.	2.99%	1.65%	3.81 cm	0.26 cm - 0.26	0.04 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:43 p. m.	3.16%	0.39%	3.85 cm	0.27 cm - 0.26	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:01 p. m.	3.22%	1.57%	3.83 cm	0.26 cm - 0.25	0.06 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:18 p. m.	3.18%	2.20%	3.83 cm	0.26 cm - 0.25	0.04 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	74.07%	1.23%	0.00%	0.01	0.82	0.33
1°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	60.49%	1.23%	0.00%	0.01	0.88	0.39
2°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	79.01%	11.11%	0.00%	0	0.98	0.31
3°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	85.19%	2.47%	0.00%	0.01	0.89	0.27

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	3.53%	1.74%	3.97 cm	0.28 cm - 0.30	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:24 p. m.	3.19%	0.76%	4.03 cm	0.28 cm - 0.28	0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:43 p. m.	3.04%	0.61%	4.05 cm	0.29 cm - 0.28	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:01 p. m.	3.44%	0.81%	4.04 cm	0.29 cm - 0.28	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:19 p. m.	3.46%	0.62%	4.04 cm	0.29 cm - 0.29	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	100.00%	92.86%	1.19%	0.00%	0	0.88	0.23
1°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	100.00%	76.19%	2.38%	0.00%	0.01	0.9	0.31
2°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	100.00%	84.52%	0.00%	0.00%	0.01	0.79	0.28
3°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	100.00%	95.24%	0.00%	0.00%	0	0.74	0.24

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	3.82%	2.45%	4.36 cm	0.35 cm - 0.33	0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:24 p. m.	3.58%	0.99%	4.42 cm	0.36 cm - 0.33	0.02 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:44 p. m.	3.43%	0.65%	4.48 cm	0.35 cm - 0.34	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:02 p. m.	3.60%	2.43%	4.44 cm	0.33 cm - 0.33	0.04 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:19 p. m.	3.90%	1.15%	4.45 cm	0.34 cm - 0.33	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	95.40%	51.72%	16.09%	4.60%	0.04	1.26	0.49
1°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	93.10%	49.43%	27.59%	6.90%	0.02	1.28	0.52
2°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	98.85%	57.47%	9.20%	1.15%	0	1.03	0.44
3°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	94.25%	71.26%	10.34%	5.75%	0.05	1.29	0.4

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Colimador
10x10 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	1.45%	1.66%	9.22 cm	0.59 cm	- 0.61	0.03 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:02 a. m.	1.18%	0.99%	9.24 cm	0.60 cm	- 0.62	-0.02 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:42 a. m.	1.47%	1.45%	9.24 cm	0.60 cm	- 0.62	-0.01 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:18 a. m.	1.35%	1.47%	9.24 cm	0.60 cm	- 0.62	-0.02 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:01 a. m.	1.48%	1.54%	9.25 cm	0.60 cm	- 0.62	-0.01 cm	
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	100.00%	71.88%	3.13%	0.00%	0	0.98	0.37
1°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	100.00%	84.38%	1.56%	0.00%	0.01	0.88	0.29
2°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	98.44%	82.81%	1.56%	1.56%	0.01	1.02	0.32
3°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	100.00%	81.25%	1.56%	0.00%	0	0.82	0.28

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	1.84%	1.36%	9.57 cm	0.65 cm	- 0.67	0.03 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:04 a. m.	1.86%	0.94%	9.59 cm	0.66 cm	- 0.69	-0.01 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:44 a. m.	2.00%	1.17%	9.59 cm	0.67 cm	- 0.70	0.00 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:20 a. m.	1.87%	1.15%	9.59 cm	0.67 cm	- 0.70	0.00 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:03 a. m.	2.02%	1.36%	9.60 cm	0.67 cm	- 0.69	0.00 cm	
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	100.00%	88.89%	4.76%	0.00%	0	0.9	0.29
1°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	100.00%	76.19%	3.17%	0.00%	0	0.91	0.32
2°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	100.00%	79.37%	3.17%	0.00%	0.01	0.97	0.31
3°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	98.41%	69.84%	6.35%	1.59%	0.01	1.09	0.35

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	2.84%	1.41%	10.07 cm	0.74 cm	- 0.77	0.03 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:05 a. m.	2.47%	0.95%	10.10 cm	0.75 cm	- 0.79	-0.02 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:45 a. m.	2.58%	1.21%	10.11 cm	0.75 cm	- 0.78	-0.01 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:21 a. m.	2.50%	1.11%	10.11 cm	0.75 cm	- 0.79	-0.01 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:04 a. m.	2.72%	1.41%	10.12 cm	0.75 cm	- 0.78	0.00 cm	
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	98.46%	76.92%	3.08%	1.54%	0.01	1.2	0.34
1°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	98.46%	73.85%	4.62%	1.54%	0.01	1.19	0.33
2°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	96.92%	73.85%	6.15%	3.08%	0	1.25	0.33
3°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	98.46%	67.69%	4.62%	1.54%	0.01	1.23	0.34

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	3.76%	1.83%	11.10 cm	0.91 cm	- 0.93	0.01 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:06 a. m.	3.38%	1.11%	11.13 cm	0.92 cm	- 0.95	0.00 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:46 a. m.	3.41%	1.10%	11.13 cm	0.93 cm	- 0.96	0.02 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:22 a. m.	3.49%	0.99%	11.14 cm	0.93 cm	- 0.96	0.01 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:05 a. m.	3.55%	1.17%	11.15 cm	0.93 cm	- 0.97	0.02 cm	
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	100.00%	78.26%	4.35%	0.00%	0.01	0.94	0.3
1°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	100.00%	79.71%	5.80%	0.00%	0	0.94	0.3
2°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	100.00%	78.26%	1.45%	0.00%	0	0.82	0.3
3°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	98.55%	76.81%	11.59%	1.45%	0.02	1.01	0.32

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Colimador
10x10 inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	0.93%	1.22%	9.21 cm	0.56 cm - 0.53	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:10 a. m.	0.82%	0.73%	9.21 cm	0.57 cm - 0.55	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:49 a. m.	0.79%	0.60%	9.22 cm	0.57 cm - 0.55	0.00 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:26 a. m.	0.72%	0.48%	9.22 cm	0.56 cm - 0.55	0.00 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:08 a. m.	0.79%	0.62%	9.24 cm	0.56 cm - 0.55	-0.01 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	100.00%	95.31%	0.00%	0.00%	0	0.78	0.2
1°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	100.00%	92.19%	0.00%	0.00%	0.01	0.63	0.27
2°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	100.00%	89.06%	1.56%	0.00%	0.01	0.8	0.29
3°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	100.00%	82.81%	0.00%	0.00%	0.02	0.79	0.29

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	1.84%	1.36%	9.57 cm	0.65 cm - 0.67	0.03 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:11 a. m.	1.33%	0.57%	9.57 cm	0.62 cm - 0.61	-0.01 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:50 a. m.	1.42%	0.82%	9.57 cm	0.62 cm - 0.60	0.02 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:27 a. m.	1.36%	0.67%	9.57 cm	0.63 cm - 0.61	0.02 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:10 a. m.	1.45%	0.85%	9.59 cm	0.63 cm - 0.60	0.02 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	96.83%	58.73%	14.29%	3.17%	0.01	1.12	0.44
1°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	96.83%	57.14%	15.87%	3.17%	0	1.22	0.44
2°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	100.00%	63.49%	12.70%	0.00%	0.02	1	0.43
3°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	98.41%	60.32%	12.70%	1.59%	0	1.03	0.44

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	2.17%	1.23%	10.07 cm	0.70 cm - 0.66	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:12 a. m.	2.01%	0.99%	10.07 cm	0.71 cm - 0.68	0.01 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:51 a. m.	2.01%	0.62%	10.08 cm	0.69 cm - 0.68	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:28 a. m.	2.06%	0.51%	10.08 cm	0.70 cm - 0.68	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:11 a. m.	2.07%	0.59%	10.10 cm	0.69 cm - 0.68	-0.01 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	100.00%	78.79%	3.03%	0.00%	0	0.96	0.31
1°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	96.97%	72.73%	9.09%	3.03%	0.01	1.1	0.37
2°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	98.48%	80.30%	7.58%	1.52%	0	1.01	0.33
3°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	98.48%	75.76%	6.06%	1.52%	0.01	1.02	0.35

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	3.25%	0.85%	11.10 cm	0.83 cm - 0.78	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:13 a. m.	2.81%	0.70%	11.11 cm	0.84 cm - 0.84	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:52 a. m.	2.95%	0.71%	11.11 cm	0.83 cm - 0.83	0.02 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:29 a. m.	3.00%	0.80%	11.12 cm	0.84 cm - 0.83	0.02 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:12 a. m.	2.97%	0.98%	11.13 cm	0.83 cm - 0.84	0.01 cm		
1-D Gamma analysis												
Coll. Ang	End position [I	Field size	cross: Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	92.75%	69.57%	14.49%	7.25%	0	1.6	0.4
1°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	95.65%	72.46%	13.04%	4.35%	0.01	1.33	0.39
2°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	92.75%	66.67%	13.04%	7.25%	0.02	1.43	0.44
3°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	92.75%	68.12%	17.39%	7.25%	0.05	1.55	0.45

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Colimador
25x25 Crosslines**
NOTA: The 2 last data set was analyzed with continuous BL

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	2.22%	2.15%	23.10 cm	0.62 cm - 0.66 cm	0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:14 a. m.	1.94%	1.21%	23.15 cm	0.62 cm - 0.65 cm	-0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:54 a. m.	1.91%	1.04%	23.14 cm	0.62 cm - 0.65 cm	-0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:30 a. m.	2.01%	1.32%	23.16 cm	0.63 cm - 0.65 cm	-0.03 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:13 a. m.	1.80%	1.08%	23.18 cm	0.63 cm - 0.65 cm	-0.03 cm		
1-D Gamma analysis											
Coll. Ang	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	100.00%	82.46%	0.00%	0.00%	0	0.78	0.27
1°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	100.00%	80.70%	0.88%	0.00%	0	0.83	0.31
2°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	100.00%	77.19%	0.88%	0.00%	0	0.82	0.32
3°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	100.00%	78.07%	2.63%	0.00%	0.01	0.92	0.3

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	1.40%	1.26%	23.97 cm	0.72 cm - 0.73 cm	0.00 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:17 a. m.	1.16%	1.09%	24.02 cm	0.73 cm - 0.76 cm	-0.03 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:57 a. m.	1.11%	1.00%	24.02 cm	0.73 cm - 0.77 cm	-0.03 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:38 a. m.	1.26%	1.38%	24.03 cm	0.72 cm - 0.77 cm	-0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:16 a. m.	1.16%	1.09%	24.05 cm	0.73 cm - 0.76 cm	-0.02 cm		
1-D Gamma analysis											
Coll. Ang	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	100.00%	87.07%	1.72%	0.00%	0.01	0.83	0.29
1°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	100.00%	81.03%	0.86%	0.00%	0	0.85	0.31
2°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	100.00%	84.48%	2.59%	0.00%	0	1	0.31
3°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	100.00%	79.31%	3.45%	0.00%	0	0.81	0.31

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:54 a. m.	2.37%	1.45%	25.27 cm	0.93 cm - 0.96 cm	0.00 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:19 a. m.	2.19%	1.21%	25.27 cm	0.92 cm - 0.96 cm	-0.02 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:59 a. m.	2.03%	1.09%	25.27 cm	0.93 cm - 0.97 cm	-0.02 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:40 a. m.	2.18%	1.25%	25.29 cm	0.92 cm - 0.96 cm	-0.02 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:18 a. m.	2.03%	1.07%	25.31 cm	0.93 cm - 0.97 cm	-0.02 cm		
1-D Gamma analysis											
Coll. Ang	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:54 a. m.	100.00%	99.17%	0.41%	0.00%	0	0.93	0.13
1°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:54 a. m.	99.59%	99.59%	0.41%	0.41%	0	2.86	0.17
2°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:54 a. m.	99.59%	99.17%	0.41%	0.41%	0	2.72	0.13
3°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:54 a. m.	99.59%	98.35%	0.41%	0.41%	0	2.66	0.18

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:56 a. m.	4.48%	1.28%	27.78 cm	1.53 cm - 1.57 cm	0.00 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:21 a. m.	4.46%	1.26%	27.77 cm	1.53 cm - 1.55 cm	-0.02 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:01 a. m.	4.32%	0.93%	27.77 cm	1.53 cm - 1.59 cm	-0.02 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:42 a. m.	4.65%	1.42%	27.78 cm	1.52 cm - 1.58 cm	0.00 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:20 a. m.	4.47%	1.35%	27.81 cm	1.56 cm - 1.57 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
Coll. Ang	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:56 a. m.	100.00%	97.34%	0.00%	0.00%	0	0.63	0.18
1°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:56 a. m.	100.00%	97.72%	0.00%	0.00%	0	0.64	0.19
2°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:56 a. m.	100.00%	89.35%	0.00%	0.00%	0	0.75	0.28
3°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:56 a. m.	100.00%	99.24%	0.00%	0.00%	0	0.78	0.14

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de Colimador
25x25 inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	2.09%	1.35%	23.10 cm	0.58 cm - 0.55 cm	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:26 a. m.	2.02%	1.03%	23.15 cm	0.59 cm - 0.56 cm	0.01 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:05 a. m.	1.94%	1.03%	23.16 cm	0.59 cm - 0.56 cm	0.01 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:47 a. m.	1.97%	1.24%	23.16 cm	0.59 cm - 0.56 cm	0.01 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:26 a. m.	2.04%	1.04%	23.19 cm	0.59 cm - 0.56 cm	-0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	100.00%	91.15%	0.88%	0.00%	0	0	0.86
1°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	100.00%	95.58%	0.00%	0.00%	0	0	0.59
2°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	100.00%	98.23%	0.00%	0.00%	0	0	0.6
3°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	100.00%	90.27%	0.88%	0.00%	0	0	0.89

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	1.48%	1.43%	23.97 cm	0.67 cm - 0.65 cm	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:28 a. m.	1.28%	1.04%	24.03 cm	0.68 cm - 0.65 cm	-0.02 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:07 a. m.	1.21%	0.84%	24.03 cm	0.68 cm - 0.65 cm	-0.02 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:49 a. m.	1.23%	0.93%	24.03 cm	0.68 cm - 0.65 cm	-0.02 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:28 a. m.	1.22%	1.02%	24.05 cm	0.68 cm - 0.64 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	100.00%	75.44%	1.75%	0.00%	0.01	0	0.89
1°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	100.00%	78.95%	3.51%	0.00%	0	0	0.98
2°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	98.25%	76.32%	2.63%	1.75%	0	0	1.03
3°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	100.00%	73.68%	2.63%	0.00%	0.01	0	0.93

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	2.22%	1.77%	25.21 cm	0.83 cm - 0.78 cm	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:29 a. m.	2.04%	1.11%	25.27 cm	0.83 cm - 0.82 cm	0.00 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:09 a. m.	1.98%	1.14%	25.28 cm	0.84 cm - 0.82 cm	0.01 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:51 a. m.	2.00%	0.94%	25.29 cm	0.84 cm - 0.81 cm	0.00 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:29 a. m.	2.06%	0.97%	25.31 cm	0.85 cm - 0.83 cm	-0.03 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	97.54%	75.41%	4.10%	2.46%	0	0	1.12
1°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	100.00%	77.87%	2.46%	0.00%	0	0	0.96
2°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	99.18%	75.41%	4.10%	0.82%	0	0	1.21
3°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	97.54%	68.85%	5.74%	2.46%	0	0	1.15

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	4.51%	1.59%	27.73 cm	1.33 cm - 1.33 cm	-0.04 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:31 a. m.	4.29%	1.11%	27.79 cm	1.36 cm - 1.38 cm	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:11 a. m.	4.34%	0.94%	27.79 cm	1.35 cm - 1.39 cm	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:53 a. m.	4.35%	1.03%	27.80 cm	1.35 cm - 1.40 cm	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:31 a. m.	4.39%	1.20%	27.82 cm	1.36 cm - 1.37 cm	-0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Coll. Ang	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	87.30%	55.56%	21.43%	12.70%	0.01	0	1.52
1°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	79.37%	48.41%	34.13%	20.63%	0	0	1.78
2°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	85.71%	54.76%	23.02%	14.29%	0	0	1.56
3°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	85.71%	47.62%	23.02%	14.29%	0	0	1.54

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de DFS
2x2 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	10.52%	2.89%	1.82 cm	0.34 cm - 0.36 cm	0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:11 p. m.	10.81%	6.29%	1.82 cm	0.32 cm - 0.36 cm	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:31 p. m.	10.72%	1.95%	1.82 cm	0.33 cm - 0.35 cm	0.00 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:49 p. m.	11.07%	5.63%	1.82 cm	0.33 cm - 0.36 cm	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:06 p. m.	10.16%	1.70%	1.83 cm	0.33 cm - 0.35 cm	0.01 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	100.00%	96.77%	1.61%	0.00%	0.01	0.87	0.25
90.5	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.44	0.16
92	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	100.00%	95.16%	1.61%	0.00%	0.01	0.93	0.21
93	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.5	0.13

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	12.28%	0.97%	1.90 cm	0.36 cm - 0.41 cm	0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:12 p. m.	10.35%	1.59%	1.90 cm	0.37 cm - 0.38 cm	0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:31 p. m.	11.69%	5.61%	1.90 cm	0.36 cm - 0.39 cm	0.00 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:49 p. m.	11.14%	1.14%	1.89 cm	0.36 cm - 0.39 cm	0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:07 p. m.	11.00%	3.15%	1.90 cm	0.36 cm - 0.39 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.4	0.17
90.5	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	100.00%	96.83%	0.00%	0.00%	0	0.62	0.23
92	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.4	0.18
93	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	100.00%	96.83%	0.00%	0.00%	0.01	0.56	0.23

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	10.88%	5.92%	2.00 cm	0.38 cm - 0.41 cm	0.06 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:13 p. m.	11.27%	2.51%	2.00 cm	0.39 cm - 0.42 cm	0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:32 p. m.	10.97%	3.35%	2.00 cm	0.40 cm - 0.41 cm	0.02 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:50 p. m.	11.28%	4.09%	2.00 cm	0.39 cm - 0.42 cm	0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:07 p. m.	11.80%	2.99%	2.01 cm	0.39 cm - 0.42 cm	0.03 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	100.00%	71.88%	4.69%	0.00%	0.01	0.94	0.39
90.5	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	100.00%	85.94%	0.00%	0.00%	0.01	0.71	0.31
92	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	100.00%	70.31%	4.69%	0.00%	0	0.89	0.4
93	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	100.00%	92.19%	0.00%	0.00%	0	0.7	0.24

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	11.68%	8.88%	2.21 cm	0.45 cm - 0.47 cm	0.10 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:13 p. m.	11.41%	4.93%	2.20 cm	0.46 cm - 0.46 cm	0.05 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:32 p. m.	12.20%	0.89%	2.20 cm	0.44 cm - 0.47 cm	0.04 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:50 p. m.	10.93%	6.27%	2.20 cm	0.44 cm - 0.45 cm	0.04 cm		
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:08 p. m.	11.58%	1.28%	2.21 cm	0.44 cm - 0.47 cm	0.05 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	100.00%	43.94%	12.12%	0.00%	0.01	0.95	0.51
90.5	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	100.00%	36.36%	16.67%	0.00%	0.01	0.99	0.59
92	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	100.00%	51.52%	1.52%	0.00%	0.01	0.9	0.45
93	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	100.00%	59.09%	1.52%	0.00%	0	0.89	0.39

Resultados de γ-Análisis, variaciones de DFS

2x2 Inlines

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	6.03%	2.24%	1.75 cm	0.21 cm - 0.23 -0.01 cm				
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	6.16%	1.49%	1.77 cm	0.20 cm - 0.21 0.02 cm				
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:35 p. m.	5.83%	5.31%	1.78 cm	0.20 cm - 0.21 0.06 cm				
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:53 p. m.	5.29%	5.12%	1.80 cm	0.20 cm - 0.20 0.06 cm				
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:10 p. m.	6.47%	1.34%	1.77 cm	0.19 cm - 0.21 0.02 cm				
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	91.80%	0.00%	0.00%	0.00%	0.01	0.59	0.17
90.5	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	63.93%	8.20%	0.00%	0.00%	0	0.91	0.34
92	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	95.08%	77.05%	18.03%	4.92%	0.01	1.12	0.33	
93	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0.00%	0.01	0.49	0.2

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	6.92%	4.80%	1.82 cm	0.22 cm - 0.23 -0.03 cm				
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:16 p. m.	6.07%	4.29%	1.84 cm	0.22 cm - 0.23 0.04 cm				
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:35 p. m.	6.35%	1.02%	1.85 cm	0.23 cm - 0.23 0.03 cm				
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:53 p. m.	6.26%	1.84%	1.87 cm	0.22 cm - 0.24 0.03 cm				
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:11 p. m.	6.37%	5.20%	1.83 cm	0.23 cm - 0.23 0.05 cm				
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	96.72%	62.30%	6.56%	3.28%	0.01	1.26	0.43	
90.5	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	100.00%	78.69%	0.00%	0.00%	0	0.79	0.35	
92	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	100.00%	78.69%	8.20%	0.00%	0	1	0.32	
93	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	98.36%	59.02%	9.84%	1.64%	0.01	1.23	0.39	

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	6.05%	1.46%	1.92 cm	0.24 cm - 0.26 -0.01 cm				
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:16 p. m.	7.03%	1.15%	1.95 cm	0.25 cm - 0.25 0.02 cm				
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:36 p. m.	6.24%	4.73%	1.96 cm	0.24 cm - 0.24 0.05 cm				
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:54 p. m.	5.97%	5.08%	1.98 cm	0.23 cm - 0.25 0.05 cm				
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:11 p. m.	6.94%	1.22%	1.95 cm	0.24 cm - 0.24 0.02 cm				
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	100.00%	67.74%	3.23%	0.00%	0.00%	0.03	0.93	0.41
90.5	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	100.00%	67.74%	8.06%	0.00%	0.01	1	0.44	
92	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	93.55%	61.29%	17.74%	6.45%	0.02	1.21	0.47	
93	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	100.00%	90.32%	0.00%	0.00%	0	0.67	0.28	

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	7.16%	4.56%	2.11 cm	0.27 cm - 0.28 -0.01 cm				
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:17 p. m.	6.22%	4.35%	2.14 cm	0.27 cm - 0.27 0.04 cm				
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:36 p. m.	6.68%	1.08%	2.15 cm	0.26 cm - 0.28 0.02 cm				
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:54 p. m.	6.49%	0.64%	2.18 cm	0.28 cm - 0.28 0.02 cm				
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:12 p. m.	7.12%	4.36%	2.13 cm	0.27 cm - 0.29 0.04 cm				
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	56.92%	26.15%	58.46%	43.08%	0.03	1.5	0.82	
90.5	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	69.23%	29.23%	49.23%	30.77%	0.02	1.49	0.75	
92	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	66.15%	29.23%	50.77%	33.85%	0.02	1.62	0.73	
93	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	83.08%	38.46%	36.92%	16.92%	0.01	1.26	0.63	

Resultados de γ-Análisis, variaciones de DFS

4x4 Crosslines

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		4.06%	1.79%	3.65 cm	0.36 cm - 0.37	0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:17 p. m.		4.13%	3.36%	3.69 cm	0.35 cm - 0.38	-0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.		4.29%	3.30%	3.68 cm	0.35 cm - 0.38	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:55 p. m.		3.90%	2.12%	3.68 cm	0.36 cm - 0.39	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:12 p. m.		4.35%	2.41%	3.68 cm	0.35 cm - 0.38	-0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	91.36%	0.00%	0.00%	0	0.66	0.2
90.5	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	95.06%	0.00%	0.00%	0	0.58	0.21
92	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	97.53%	0.00%	0.00%	0	0.55	0.18
93	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.		100.00%	98.77%	0.00%	0.00%	0	0.68	0.15

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		4.99%	0.97%	3.80 cm	0.39 cm - 0.42	0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:19 p. m.		4.62%	2.00%	3.83 cm	0.40 cm - 0.42	-0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:38 p. m.		4.85%	3.48%	3.83 cm	0.40 cm - 0.43	-0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:56 p. m.		4.98%	3.47%	3.83 cm	0.39 cm - 0.44	-0.02 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:14 p. m.		4.72%	2.67%	3.84 cm	0.40 cm - 0.44	-0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	69.88%	1.20%	0.00%	0.01	0.82	0.36
90.5	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	59.04%	2.41%	0.00%	0	0.9	0.41
92	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	62.65%	0.00%	0.00%	0	0.78	0.42
93	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.		100.00%	79.52%	1.20%	0.00%	0	0.81	0.32

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		5.12%	1.91%	4.00 cm	0.44 cm - 0.47	0.06 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:19 p. m.		5.10%	3.13%	4.04 cm	0.46 cm - 0.49	0.00 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:39 p. m.		5.08%	1.82%	4.04 cm	0.45 cm - 0.49	0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:57 p. m.		5.13%	1.32%	4.04 cm	0.45 cm - 0.49	0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:14 p. m.		5.44%	1.02%	4.06 cm	0.43 cm - 0.47	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		74.12%	48.24%	40.00%	25.88%	0	1.5	0.61
90.5	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		78.82%	38.82%	31.76%	21.18%	0.01	1.48	0.62
92	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		84.71%	47.06%	28.24%	15.29%	0.02	1.33	0.57
93	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.		85.88%	47.06%	23.53%	14.12%	0.01	1.28	0.53

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		5.44%	2.79%	4.42 cm	0.49 cm - 0.52	0.10 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:20 p. m.		5.70%	1.77%	4.46 cm	0.49 cm - 0.57	0.03 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:39 p. m.		5.27%	3.54%	4.45 cm	0.53 cm - 0.57	0.02 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:57 p. m.		5.39%	1.33%	4.44 cm	0.53 cm - 0.54	0.02 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:15 p. m.		5.81%	1.14%	4.46 cm	0.53 cm - 0.55	0.03 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		91.01%	60.67%	19.10%	8.99%	0.01	1.42	0.49
90.5	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		86.52%	49.44%	25.84%	13.48%	0.04	1.69	0.54
92	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		76.40%	40.45%	39.33%	23.60%	0	1.82	0.67
93	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.		94.38%	52.81%	21.35%	5.62%	0	1.34	0.5

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de DFS
4x4 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:29 a. m.	2.65%	0.72%	3.61 cm	0.23 cm - 0.22	-0.02 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:22 p. m.	2.27%	0.60%	3.68 cm	0.22 cm - 0.22	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:42 p. m.	2.44%	1.07%	3.70 cm	0.22 cm - 0.23	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:00 p. m.	2.62%	0.84%	3.69 cm	0.22 cm - 0.22	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:17 p. m.	2.81%	0.71%	3.69 cm	0.22 cm - 0.23	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:29 a. m.	100.00%	79.27%	1.22%	0.00%	0	0.84	0.26
90.5	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:29 a. m.	100.00%	84.15%	4.88%	0.00%	0.01	0.95	0.27
92	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:29 a. m.	100.00%	82.93%	7.32%	0.00%	0	0.86	0.27
93	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:29 a. m.	100.00%	89.02%	0.00%	0.00%	0.01	0.71	0.2

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:31 a. m.	3.08%	0.48%	3.75 cm	0.27 cm - 0.27	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:23 p. m.	2.99%	1.65%	3.81 cm	0.26 cm - 0.26	0.04 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:43 p. m.	3.16%	0.39%	3.85 cm	0.27 cm - 0.26	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:01 p. m.	3.22%	1.57%	3.83 cm	0.26 cm - 0.25	0.06 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:18 p. m.	3.18%	2.20%	3.83 cm	0.26 cm - 0.25	0.04 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:31 a. m.	100.00%	79.01%	0.00%	0.00%	0	0.73	0.26
90.5	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:31 a. m.	100.00%	76.54%	0.00%	0.00%	0.01	0.77	0.32
92	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:31 a. m.	100.00%	83.95%	7.41%	0.00%	0	0.95	0.26
93	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:31 a. m.	100.00%	86.42%	1.23%	0.00%	0	0.83	0.21

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:35 a. m.	3.53%	1.74%	3.97 cm	0.28 cm - 0.30	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:24 p. m.	3.19%	0.76%	4.03 cm	0.28 cm - 0.28	0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:43 p. m.	3.04%	0.61%	4.05 cm	0.29 cm - 0.28	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:01 p. m.	3.44%	0.81%	4.04 cm	0.29 cm - 0.28	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:19 p. m.	3.46%	0.62%	4.04 cm	0.29 cm - 0.29	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:35 a. m.	100.00%	91.67%	1.19%	0.00%	0.01	0.88	0.24
90.5	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:35 a. m.	100.00%	76.19%	2.38%	0.00%	0.01	0.91	0.32
92	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:35 a. m.	100.00%	84.52%	0.00%	0.00%	0	0.79	0.28
93	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:35 a. m.	100.00%	95.24%	0.00%	0.00%	0	0.74	0.24

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:37 a. m.	3.82%	2.45%	4.36 cm	0.35 cm - 0.33	0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:24 p. m.	3.58%	0.99%	4.42 cm	0.36 cm - 0.33	0.02 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:44 p. m.	3.43%	0.65%	4.48 cm	0.35 cm - 0.34	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:02 p. m.	3.60%	2.43%	4.44 cm	0.33 cm - 0.33	0.04 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:19 p. m.	3.90%	1.15%	4.45 cm	0.34 cm - 0.33	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:37 a. m.	94.25%	49.43%	17.24%	5.75%	0.04	1.26	0.51
90.5	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:37 a. m.	93.10%	49.43%	28.74%	6.90%	0.03	1.34	0.53
92	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:37 a. m.	98.85%	57.47%	12.64%	1.15%	0.01	1.03	0.45
93	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:37 a. m.	94.25%	70.11%	10.34%	5.75%	0.02	1.29	0.42

Resultados de γ -Análisis, variaciones de DFS

10x10 Crosslines

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	1.45%	1.66%	9.22 cm	0.59 cm - 0.61 cm	0.03 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:08 a. m.	1.29%	1.26%	9.17 cm	0.60 cm - 0.65 cm	-0.03 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:50 a. m.	1.33%	1.26%	9.27 cm	0.60 cm - 0.65 cm	-0.01 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:33 a. m.	1.38%	1.33%	9.43 cm	0.60 cm - 0.65 cm	-0.01 cm	
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:15 a. m.	1.23%	0.91%	9.52 cm	0.61 cm - 0.66 cm	0.01 cm	

1-D Gamma analysis												
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
89.5	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	98.44%	78.13%	9.38%	1.56%		0	1.07	0.35
90.5	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	100.00%	78.13%	6.25%	0.00%		0.01	0.9	0.32
92	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	79.69%	54.69%	25.00%	20.31%		0.01	1.65	0.56
93	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	71.88%	51.56%	34.38%	28.13%		0.01	1.9	0.68

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	1.84%	1.36%	9.57 cm	0.65 cm - 0.67 cm	0.03 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:10 a. m.	1.92%	1.36%	9.53 cm	0.67 cm - 0.72 cm	-0.02 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:51 a. m.	1.84%	1.35%	9.62 cm	0.67 cm - 0.73 cm	-0.02 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:35 a. m.	1.94%	1.22%	9.78 cm	0.68 cm - 0.74 cm	0.01 cm	
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:17 a. m.	1.76%	1.00%	9.87 cm	0.68 cm - 0.73 cm	0.00 cm	

1-D Gamma analysis												
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
89.5	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	98.41%	60.32%	7.94%	1.59%		0	1.04	0.41
90.5	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	100.00%	50.79%	11.11%	0.00%		0.01	0.95	0.45
92	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	74.60%	38.10%	38.10%	25.40%		0.02	1.49	0.7
93	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	65.08%	41.27%	47.62%	34.92%		0.01	1.98	0.82

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	2.84%	1.41%	10.07 cm	0.74 cm - 0.77 cm	0.03 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:11 a. m.	2.56%	1.28%	10.04 cm	0.76 cm - 0.82 cm	-0.03 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:52 a. m.	2.60%	1.10%	10.14 cm	0.76 cm - 0.83 cm	-0.01 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:36 a. m.	2.68%	1.18%	10.30 cm	0.77 cm - 0.83 cm	0.00 cm	
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:18 a. m.	2.53%	0.75%	10.38 cm	0.77 cm - 0.84 cm	0.01 cm	

1-D Gamma analysis												
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
89.5	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	98.46%	70.77%	9.23%	1.54%		0.02	1.29	0.39
90.5	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	95.38%	56.92%	15.38%	4.62%		0	1.47	0.45
92	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	64.62%	41.54%	43.08%	35.38%		0.06	1.73	0.8
93	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	53.85%	35.38%	55.38%	46.15%		0	2.11	0.94

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	3.76%	1.83%	11.10 cm	0.91 cm - 0.93 cm	0.01 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:12 a. m.	3.47%	1.19%	11.07 cm	0.93 cm - 1.01 cm	-0.01 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:53 a. m.	3.46%	1.27%	11.16 cm	0.94 cm - 1.02 cm	-0.01 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:37 a. m.	3.54%	1.42%	11.32 cm	0.94 cm - 1.04 cm	0.02 cm	
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:19 a. m.	3.32%	0.87%	11.41 cm	0.95 cm - 1.02 cm	0.01 cm	

1-D Gamma analysis												
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
89.5	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	98.55%	73.91%	2.90%	1.45%		0.01	1.06	0.33
90.5	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	89.86%	59.42%	21.74%	10.14%		0.02	1.23	0.46
92	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	69.57%	36.23%	46.38%	30.43%		0.01	1.95	0.75
93	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	50.72%	36.23%	56.52%	49.28%		0.01	2.22	0.93

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de DFS
10x10 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	0.93%	1.22%	9.21 cm	0.56 cm - 0.53	0.03 cm			
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:15 a. m.	0.85%	0.56%	9.34 cm	0.57 cm - 0.56	0.02 cm			
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:57 a. m.	0.91%	0.76%	9.45 cm	0.57 cm - 0.55	0.03 cm			
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:41 a. m.	0.91%	0.97%	9.60 cm	0.58 cm - 0.55	0.05 cm			
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:22 a. m.	0.90%	0.72%	9.71 cm	0.57 cm - 0.55	0.03 cm			
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	100.00%	76.56%	6.25%	0.00%	0	0.94	0.34	
90.5	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	78.13%	57.81%	28.13%	21.88%	0	1.35	0.53	
92	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	67.19%	48.44%	37.50%	32.81%	0.01	2.38	0.81	
93	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	59.38%	46.88%	43.75%	40.63%	0.01	2.67	1	

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	1.37%	0.94%	9.56 cm	0.63 cm - 0.61	0.01 cm			
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:16 a. m.	1.36%	0.86%	9.70 cm	0.63 cm - 0.61	0.04 cm			
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:58 a. m.	1.44%	1.29%	9.81 cm	0.64 cm - 0.61	0.04 cm			
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:42 a. m.	1.26%	0.63%	9.97 cm	0.63 cm - 0.62	0.02 cm			
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:23 a. m.	1.39%	0.94%	10.06 cm	0.63 cm - 0.62	0.04 cm			
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	88.89%	50.79%	23.81%	11.11%	0.04	1.28	0.52	
90.5	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	69.84%	41.27%	42.86%	30.16%	0.02	1.8	0.71	
92	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	46.03%	38.10%	58.73%	53.97%	0	2.34	1.05	
93	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	49.21%	41.27%	55.56%	50.79%	0.02	2.93	1.17	

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	2.17%	1.23%	10.07 cm	0.70 cm - 0.66	0.02 cm			
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:17 a. m.	2.06%	0.75%	10.22 cm	0.70 cm - 0.68	0.00 cm			
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:59 a. m.	2.16%	0.84%	10.33 cm	0.70 cm - 0.69	0.01 cm			
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:43 a. m.	2.06%	1.02%	10.48 cm	0.70 cm - 0.69	0.03 cm			
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:24 a. m.	2.02%	0.76%	10.59 cm	0.70 cm - 0.69	0.01 cm			
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	90.91%	50.00%	24.24%	9.09%	0.02	1.37	0.55	
90.5	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	63.64%	42.42%	42.42%	36.36%	0.01	1.85	0.73	
92	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	51.52%	34.85%	57.58%	48.48%	0.02	2.5	1.07	
93	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	46.97%	33.33%	57.58%	53.03%	0	2.86	1.26	

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	3.25%	0.85%	11.10 cm	0.83 cm - 0.78	-0.01 cm			
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:18 a. m.	2.78%	0.84%	11.27 cm	0.84 cm - 0.82	0.00 cm			
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:00 a. m.	3.04%	0.86%	11.38 cm	0.83 cm - 0.83	0.01 cm			
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:44 a. m.	2.95%	0.61%	11.54 cm	0.85 cm - 0.84	-0.01 cm			
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:26 a. m.	2.85%	0.73%	11.63 cm	0.84 cm - 0.83	0.02 cm			
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	78.26%	39.13%	34.78%	21.74%	0.01	1.87	0.69	
90.5	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	50.72%	20.29%	68.12%	49.28%	0.01	2.14	1.01	
92	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	44.93%	26.09%	62.32%	55.07%	0.01	2.77	1.25	
93	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	43.48%	24.64%	65.22%	56.52%	0.01	3.19	1.41	

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de DFS
25x25 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	2.22%	2.15%	23.10 cm	0.62 cm - 0.66 cm	0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:20 a. m.	1.95%	1.19%	23.01 cm	0.64 cm - 0.67 cm	-0.03 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:01 a. m.	2.05%	1.22%	23.24 cm	0.64 cm - 0.67 cm	-0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:45 a. m.	1.97%	1.15%	23.64 cm	0.64 cm - 0.68 cm	-0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:27 a. m.	2.01%	1.27%	23.88 cm	0.64 cm - 0.68 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	100.00%	69.30%	6.14%	0.00%	0	0.94	0.37
90.5	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	97.37%	68.42%	8.77%	2.63%	0	1.19	0.41
92	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	78.07%	51.75%	26.32%	21.93%	0.03	3.06	0.81
93	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	71.05%	50.88%	31.58%	28.95%	0	4.12	1.08

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	1.40%	1.26%	23.97 cm	0.72 cm - 0.73 cm	0.00 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:23 a. m.	1.15%	0.97%	23.89 cm	0.75 cm - 0.79 cm	-0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:06 a. m.	1.23%	1.03%	24.12 cm	0.75 cm - 0.79 cm	-0.03 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:49 a. m.	1.11%	0.90%	24.51 cm	0.75 cm - 0.79 cm	-0.02 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:30 a. m.	1.21%	1.00%	24.76 cm	0.76 cm - 0.79 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	99.14%	80.17%	6.90%	0.86%	0	1.01	0.32
90.5	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	90.52%	64.66%	18.97%	9.48%	0	1.38	0.45
92	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	67.24%	60.34%	32.76%	32.76%	0.01	3.25	0.88
93	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	65.52%	60.34%	34.48%	34.48%	0	4.26	1.16

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	2.03%	1.97%	25.22 cm	0.91 cm - 0.92 cm	0.00 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:25 a. m.	2.14%	1.10%	25.14 cm	0.94 cm - 0.99 cm	-0.02 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:07 a. m.	2.15%	1.17%	25.37 cm	0.95 cm - 0.99 cm	-0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:51 a. m.	2.03%	1.00%	25.76 cm	0.96 cm - 1.01 cm	-0.01 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:32 a. m.	2.10%	1.23%	26.00 cm	0.96 cm - 1.00 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	95.08%	49.18%	19.67%	4.92%	0.01	1.37	0.51
90.5	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	91.80%	51.64%	18.03%	8.20%	0	1.32	0.51
92	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	68.03%	50.82%	34.43%	31.97%	0	3.05	0.94
93	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	65.57%	59.02%	36.07%	34.43%	0	4.31	1.16

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	4.59%	2.20%	27.72 cm	1.45 cm - 1.55 cm	-0.01 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:27 a. m.	4.27%	1.23%	27.64 cm	1.57 cm - 1.60 cm	-0.03 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:09 a. m.	4.27%	1.17%	27.87 cm	2.32 cm - 1.63 cm	-0.02 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:53 a. m.	4.14%	0.86%	28.27 cm	1.59 cm - 1.64 cm	-0.02 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:34 a. m.	4.24%	1.13%	28.50 cm	1.58 cm - 1.65 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
SSD (cm)	End position [Field size cross:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	93.85%	60.00%	16.92%	6.15%	0	1.31	0.46
90.5	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	89.23%	52.31%	20.00%	10.77%	0	1.38	0.5
92	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	67.69%	46.92%	36.92%	32.31%	0	3.05	0.93
93	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	62.31%	42.31%	44.62%	37.69%	0	4.32	1.24

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de DFS
25x25 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	2.09%	1.35%	23.10 cm	0.58 cm - 0.55 cm	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:32 a. m.	2.09%	1.22%	22.95 cm	0.59 cm - 0.56 cm	0.05 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:14 a. m.	2.05%	1.22%	23.20 cm	0.59 cm - 0.56 cm	0.04 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:58 a. m.	2.03%	1.20%	23.59 cm	0.60 cm - 0.57 cm	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:39 a. m.	2.11%	1.29%	23.83 cm	0.60 cm - 0.57 cm	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	93.81%	77.88%	10.62%	6.19%	0	1.39	0.35
90.5	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	99.12%	86.73%	1.77%	0.88%	0	1.01	0.25
92	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	78.76%	69.03%	22.12%	21.24%	0	2.74	0.64
93	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:27 p. m.	72.57%	61.95%	30.97%	27.43%	0	3.92	0.93

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	1.48%	1.43%	23.97 cm	0.67 cm - 0.65 cm	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:34 a. m.	1.35%	1.24%	23.82 cm	0.69 cm - 0.66 cm	0.02 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:16 a. m.	1.35%	1.27%	24.07 cm	0.69 cm - 0.66 cm	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:00 a. m.	1.29%	1.03%	24.46 cm	0.70 cm - 0.65 cm	0.04 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:41 a. m.	1.34%	1.10%	24.70 cm	0.70 cm - 0.66 cm	0.03 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	94.74%	65.79%	14.04%	5.26%	0.01	1.25	0.42
90.5	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	98.25%	66.67%	10.53%	1.75%	0.01	1.11	0.38
92	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	71.93%	64.04%	31.58%	28.07%	0	2.98	0.73
93	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:32 p. m.	67.54%	52.63%	34.21%	32.46%	0	4.17	1.09

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	2.22%	1.77%	25.21 cm	0.83 cm - 0.78 cm	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:36 a. m.	2.09%	1.13%	25.06 cm	0.84 cm - 0.83 cm	0.03 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:18 a. m.	2.13%	1.02%	25.32 cm	0.85 cm - 0.83 cm	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:02 a. m.	2.08%	1.22%	25.71 cm	0.86 cm - 0.85 cm	0.00 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:43 a. m.	2.07%	1.18%	25.96 cm	0.86 cm - 0.85 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	90.98%	71.31%	13.93%	9.02%	0	1.56	0.42
90.5	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	95.90%	68.85%	13.11%	4.10%	0	1.11	0.37
92	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	72.13%	57.38%	32.79%	27.87%	0	2.73	0.8
93	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:36 p. m.	67.21%	55.74%	35.25%	32.79%	0	3.92	1.07

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	4.51%	1.59%	27.73 cm	1.33 cm - 1.33 cm	-0.04 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:37 a. m.	4.45%	1.19%	27.57 cm	1.36 cm - 1.38 cm	-0.02 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:20 a. m.	4.41%	1.18%	27.83 cm	1.39 cm - 1.41 cm	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:03 a. m.	4.52%	1.36%	28.20 cm	1.41 cm - 1.41 cm	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:45 a. m.	4.61%	1.41%	28.44 cm	1.40 cm - 1.43 cm	-0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
SSD (cm)	End position [I	Field size	Field size	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	78.63%	38.17%	35.88%	21.37%	0	1.94	0.68
90.5	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	77.10%	43.51%	33.59%	22.90%	0.01	4.02	0.68
92	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	60.31%	28.24%	56.49%	39.69%	0.01	2.91	1
93	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:40 p. m.	61.07%	36.64%	45.04%	38.93%	0	4.84	1.21

Se seguirá el siguiente orden de los resultados obtenidos:
 Hoja: Campo 2x2 cm2, Inline -->Desplegando todas las profundidades
 Campo 2x2 cm2, Crossline -->Desplegando todas las profundidades

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
2x2 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	10.53%	2.89%	1.82 cm	0.35 cm - 0.36 cm	0.02 cm	
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:09 p. m.	11.32%	1.70%	1.80 cm	0.32 cm - 0.35 cm	0.03 cm	
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:02 p. m.	10.07%	9.46%	1.81 cm	0.33 cm - 0.35 cm	0.10 cm	
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:58 p. m.	12.47%	12.76%	1.83 cm	0.33 cm - 0.38 cm	0.24 cm	
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:50 p. m.	11.48%	16.37%	1.84 cm	0.32 cm - 0.36 cm	0.39 cm	

1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	100.00%	53.23%	0.00%	0.00%	0	0.72	0.36
1°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	98.39%	38.71%	20.97%	1.61%	0.04	1.11	0.55
2°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	48.39%	27.42%	54.84%	51.61%	0.02	2.37	1.17
3°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	43.55%	16.13%	64.52%	56.45%	0.01	4.3	1.95

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	12.26%	0.98%	1.90 cm	0.36 cm - 0.41 cm	0.04 cm	
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:11 p. m.	11.55%	3.41%	1.88 cm	0.35 cm - 0.39 cm	0.00 cm	
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:05 p. m.	11.33%	2.78%	1.89 cm	0.36 cm - 0.39 cm	0.05 cm	
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:00 p. m.	10.65%	13.31%	1.90 cm	0.38 cm - 0.38 cm	0.12 cm	
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:52 p. m.	10.92%	16.05%	1.90 cm	0.36 cm - 0.39 cm	0.22 cm	

1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	100.00%	90.48%	0.00%	0.00%	0.01	0.59	0.23
1°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	100.00%	100.00%	0.00%	0.00%	0	0.32	0.12
2°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	92.06%	52.38%	28.57%	7.94%	0.01	1.75	0.5
3°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	53.97%	39.68%	49.21%	46.03%	0.06	2.46	1

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	10.88%	5.91%	2.00 cm	0.38 cm - 0.41 cm	0.06 cm	
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:14 p. m.	11.31%	6.85%	1.99 cm	0.39 cm - 0.42 cm	-0.03 cm	
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:06 p. m.	10.20%	5.93%	2.00 cm	0.39 cm - 0.38 cm	-0.04 cm	
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:02 p. m.	12.51%	10.85%	2.01 cm	0.38 cm - 0.45 cm	-0.04 cm	
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:54 p. m.	12.11%	9.97%	2.00 cm	0.38 cm - 0.43 cm	-0.04 cm	

1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	92.19%	37.50%	29.69%	7.81%	0.03	1.41	0.62
1°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	89.06%	21.88%	48.44%	10.94%	0.05	1.18	0.7
2°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	70.31%	21.88%	56.25%	29.69%	0.08	1.63	0.79
3°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	79.69%	29.69%	43.75%	20.31%	0	1.62	0.7

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')										
Scan type	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center	
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	11.69%	8.93%	2.21 cm	0.45 cm - 0.48 cm	0.10 cm	
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:16 p. m.	10.97%	12.62%	2.20 cm	0.46 cm - 0.46 cm	-0.10 cm	
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:09 p. m.	12.67%	19.58%	2.21 cm	0.43 cm - 0.50 cm	-0.20 cm	
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:04 p. m.	12.14%	21.76%	2.21 cm	0.44 cm - 0.45 cm	-0.37 cm	
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:56 p. m.	11.72%	20.92%	2.23 cm	0.43 cm - 0.46 cm	-0.56 cm	

1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [Field size cros:	Field size inlin:	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	31.82%	9.09%	80.30%	68.18%	0.04	2.34	1.35
1°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	22.73%	9.09%	80.30%	77.27%	0.01	3.44	1.94
2°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	24.24%	7.58%	80.30%	75.76%	0.06	6	2.87
3°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	21.21%	12.12%	80.30%	78.79%	0.07	33.94	6.96

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
2x2 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	6.02%	2.23%	1.75 cm	0.22 cm - 0.23 cm	-0.01 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:23 p. m.	7.10%	1.64%	1.68 cm	0.22 cm - 0.21 cm	0.00 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:16 p. m.	7.83%	1.58%	1.74 cm	0.22 cm - 0.24 cm	0.02 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:11 p. m.	8.15%	3.69%	1.76 cm	0.21 cm - 0.24 cm	0.01 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	6:04 p. m.	6.74%	2.82%	1.76 cm	0.21 cm - 0.21 cm	0.03 cm			
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	90.16%	3.28%	0.00%		0.01	0.98	0.2
1°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	88.52%	1.64%	0.00%		0.01	0.83	0.23
2°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	96.72%	0.00%	0.00%		0.01	0.75	0.15
3°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	100.00%	88.52%	0.00%	0.00%		0	0.76	0.21

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	6.90%	4.80%	1.83 cm	0.22 cm - 0.23 cm	-0.03 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:24 p. m.	7.52%	1.93%	1.75 cm	0.23 cm - 0.25 cm	0.01 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:18 p. m.	6.28%	3.88%	1.80 cm	0.24 cm - 0.23 cm	0.03 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:13 p. m.	5.88%	0.70%	1.82 cm	0.22 cm - 0.22 cm	0.01 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	6:06 p. m.	8.10%	3.95%	1.83 cm	0.23 cm - 0.26 cm	0.00 cm			
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	98.36%	81.97%	6.56%	1.64%		0	1.13	0.29
1°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	100.00%	78.69%	8.20%	0.00%		0.03	0.94	0.37
2°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	100.00%	91.80%	0.00%	0.00%		0.01	0.78	0.31
3°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	100.00%	98.36%	0.00%	0.00%		0	0.53	0.24

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	6.04%	1.46%	1.92 cm	0.25 cm - 0.26 cm	-0.01 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:27 p. m.	8.56%	4.95%	1.86 cm	0.23 cm - 0.26 cm	-0.01 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:20 p. m.	7.71%	2.61%	1.91 cm	0.25 cm - 0.26 cm	0.01 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:15 p. m.	8.11%	5.40%	1.93 cm	0.25 cm - 0.28 cm	-0.01 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	6:08 p. m.	6.54%	1.83%	1.93 cm	0.25 cm - 0.26 cm	0.01 cm			
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	95.16%	67.74%	11.29%	4.84%		0.02	1.41	0.44
1°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	98.39%	64.52%	9.68%	1.61%		0.01	1.03	0.43
2°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	98.39%	53.23%	6.45%	1.61%		0	1.23	0.45
3°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	100.00%	67.74%	0.00%	0.00%		0	0.76	0.37

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	7.15%	4.55%	2.11 cm	0.28 cm - 0.28 cm	-0.01 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:29 p. m.	6.90%	2.47%	2.04 cm	0.28 cm - 0.28 cm	0.00 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:22 p. m.	6.60%	1.97%	2.09 cm	0.28 cm - 0.29 cm	0.01 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:17 p. m.	6.51%	2.30%	2.12 cm	0.26 cm - 0.28 cm	-0.01 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	6:10 p. m.	6.86%	3.05%	2.12 cm	0.28 cm - 0.30 cm	-0.01 cm			
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	56.92%	41.54%	50.77%	43.08%		0.02	1.76	0.82
1°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	49.23%	38.46%	52.31%	50.77%		0.01	2.17	0.95
2°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	52.31%	33.85%	55.38%	47.69%		0.01	2.3	1.05
3°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	55.38%	43.08%	50.77%	44.62%		0.03	2.02	0.83

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de Gantry
4x4 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.	4.06%	1.78%	3.65 cm	0.36 cm - 0.37 cm	0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:31 p. m.	5.00%	2.17%	3.69 cm	0.35 cm - 0.39 cm	0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:25 p. m.	4.76%	4.10%	3.70 cm	0.36 cm - 0.37 cm	0.10 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:20 p. m.	4.48%	4.74%	3.70 cm	0.36 cm - 0.38 cm	0.22 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:12 p. m.	4.45%	4.50%	3.69 cm	0.36 cm - 0.37 cm	0.38 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.	100.00%	90.12%	1.23%	0.00%	0	0.88	0.23
1°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.	85.19%	62.96%	23.46%	14.81%	0	1.28	0.46
2°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.	56.79%	38.27%	53.09%	43.21%	0.01	2.3	1
3°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:51 a. m.	50.62%	38.27%	53.09%	49.38%	0	3.89	1.55

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.	4.98%	0.97%	3.80 cm	0.39 cm - 0.42 cm	0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:35 p. m.	4.76%	3.09%	3.84 cm	0.38 cm - 0.43 cm	-0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:28 p. m.	5.34%	1.06%	3.84 cm	0.40 cm - 0.43 cm	0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:23 p. m.	4.27%	4.11%	3.84 cm	0.39 cm - 0.44 cm	0.10 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:16 p. m.	4.83%	6.29%	3.84 cm	0.41 cm - 0.43 cm	0.20 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.	100.00%	72.29%	1.20%	0.00%	0.02	0.84	0.36
1°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.	98.80%	78.31%	4.82%	1.20%	0.01	1.07	0.33
2°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.	92.77%	53.01%	19.28%	7.23%	0.02	1.18	0.51
3°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:48 a. m.	55.42%	32.53%	55.42%	44.58%	0.01	2.07	0.94

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.	5.56%	2.54%	4.02 cm	0.46 cm - 0.49 cm	0.00 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:37 p. m.	4.92%	5.78%	4.05 cm	0.44 cm - 0.47 cm	-0.04 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:31 p. m.	5.36%	3.83%	4.05 cm	0.45 cm - 0.47 cm	-0.04 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:26 p. m.	6.33%	5.80%	4.05 cm	0.46 cm - 0.48 cm	-0.06 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:19 p. m.	4.93%	2.73%	4.05 cm	0.44 cm - 0.49 cm	-0.05 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.	95.29%	61.18%	9.41%	4.71%	0.01	1.57	0.47
1°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.	95.29%	69.41%	10.59%	4.71%	0	1.39	0.41
2°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.	91.76%	40.00%	25.88%	8.24%	0	1.87	0.61
3°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:45 a. m.	92.94%	50.59%	12.94%	7.06%	0	1.75	0.52

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.	5.41%	2.76%	4.43 cm	0.53 cm - 0.55 cm	0.10 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:40 p. m.	5.37%	5.27%	4.47 cm	0.51 cm - 0.56 cm	-0.11 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:34 p. m.	5.74%	8.10%	4.49 cm	0.51 cm - 0.57 cm	-0.20 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:28 p. m.	5.68%	9.22%	4.47 cm	0.54 cm - 0.55 cm	-0.40 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:22 p. m.	5.64%	9.43%	4.47 cm	0.52 cm - 0.55 cm	-0.56 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.	46.07%	31.46%	58.43%	53.93%	0.06	2.75	1.14
1°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.	43.82%	32.58%	57.30%	56.18%	0.01	3.52	1.49
2°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.	28.09%	16.85%	75.28%	71.91%	0.02	10.74	2.61
3°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:41 a. m.	25.84%	10.11%	77.53%	74.16%	0.04	33.58	5.42

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
4x4 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	2.64%	0.72%	3.62 cm	0.23 cm - 0.23	-0.02 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:48 p. m.	2.33%	0.45%	3.69 cm	0.23 cm - 0.23	0.01 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:41 p. m.	2.75%	2.44%	3.69 cm	0.24 cm - 0.24	0.05 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:36 p. m.	2.59%	1.41%	3.65 cm	0.22 cm - 0.24	0.04 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:29 p. m.	2.46%	1.33%	3.67 cm	0.24 cm - 0.23	0.02 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	76.83%	3.66%	0.00%	0	0.87	0.27
1°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	97.56%	62.20%	19.51%	2.44%	0	1.02	0.43
2°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	71.95%	2.44%	0.00%	0	0.87	0.35
3°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:29 a. m.	100.00%	87.80%	1.22%	0.00%	0	0.87	0.24

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	3.07%	0.47%	3.75 cm	0.27 cm - 0.27	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:51 p. m.	3.31%	1.14%	3.83 cm	0.26 cm - 0.27	0.02 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:45 p. m.	3.26%	1.89%	3.84 cm	0.27 cm - 0.27	0.03 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:40 p. m.	3.42%	0.46%	3.81 cm	0.26 cm - 0.27	0.02 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:32 p. m.	3.40%	0.62%	3.82 cm	0.28 cm - 0.26	0.00 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	81.48%	0.00%	0.00%	0.01	0.78	0.31
1°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	98.77%	64.20%	11.11%	1.23%	0.01	1.06	0.39
2°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	92.59%	0.00%	0.00%	0	0.72	0.26
3°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:31 a. m.	100.00%	91.36%	1.23%	0.00%	0.01	0.95	0.26

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	3.50%	1.72%	3.97 cm	0.30 cm - 0.31	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:54 p. m.	3.53%	1.62%	4.05 cm	0.31 cm - 0.30	0.00 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:47 p. m.	3.49%	0.83%	4.04 cm	0.29 cm - 0.31	0.04 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:42 p. m.	3.56%	0.98%	4.01 cm	0.29 cm - 0.30	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:35 p. m.	4.06%	4.24%	4.02 cm	0.29 cm - 0.30	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	96.43%	60.71%	8.33%	3.57%	0	1.52	0.45
1°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	98.81%	64.29%	9.52%	1.19%	0.01	1.08	0.4
2°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	84.52%	47.62%	23.81%	15.48%	0	1.92	0.61
3°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	82.14%	55.95%	27.38%	17.86%	0	2.21	0.6

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:57 p. m.	3.57%	2.06%	4.46 cm	0.34 cm - 0.36	0.00 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:50 p. m.	3.10%	1.32%	4.46 cm	0.35 cm - 0.34	0.00 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:45 p. m.	3.01%	1.89%	4.43 cm	0.36 cm - 0.35	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:38 p. m.	4.07%	1.74%	4.44 cm	0.34 cm - 0.36	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	3.77%	2.41%	4.36 cm	0.36 cm - 0.34	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	93.10%	65.52%	13.79%	6.90%	0	1.47	0.41
1°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	91.95%	58.62%	16.09%	8.05%	0.01	1.59	0.48
2°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	98.85%	74.71%	5.75%	1.15%	0	1.12	0.34
3°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	75.86%	49.43%	31.03%	24.14%	0.02	2.47	0.66

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
10x10 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	1.45%	1.66%	9.22 cm	0.59 cm - 0.61 cm	0.03 cm		
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:27 a. m.	1.49%	1.13%	9.25 cm	0.59 cm - 0.61 cm	0.03 cm		
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:03 a. m.	1.34%	1.01%	9.24 cm	0.58 cm - 0.61 cm	0.05 cm		
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:23 a. m.	1.41%	0.93%	9.24 cm	0.59 cm - 0.60 cm	0.18 cm		
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	12:44 p. m.	1.18%	1.09%	9.25 cm	0.60 cm - 0.61 cm	0.32 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	98.44%	92.19%	3.13%	1.56%	0.01	1.09	0.24
1°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	98.44%	84.38%	1.56%	1.56%	0	1.04	0.28
2°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	70.31%	51.56%	35.94%	29.69%	0.04	1.72	0.71
3°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	59.38%	39.06%	48.44%	40.63%	0.01	3.23	1.26

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	1.84%	1.36%	9.57 cm	0.65 cm - 0.67 cm	0.03 cm		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:31 a. m.	1.88%	1.39%	9.59 cm	0.65 cm - 0.67 cm	0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:05 a. m.	2.01%	1.29%	9.60 cm	0.65 cm - 0.68 cm	-0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:26 a. m.	1.76%	1.36%	9.59 cm	0.65 cm - 0.68 cm	0.07 cm		
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	12:47 p. m.	1.89%	0.90%	9.61 cm	0.65 cm - 0.67 cm	0.15 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	98.41%	74.60%	7.94%	1.59%	0	1.28	0.32
1°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	95.24%	76.19%	6.35%	4.76%	0.02	1.12	0.33
2°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	100.00%	79.37%	0.00%	0.00%	0.02	0.78	0.31
3°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	73.02%	49.21%	33.33%	26.98%	0	1.51	0.63

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	2.84%	1.41%	10.07 cm	0.74 cm - 0.77 cm	0.03 cm		
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:34 a. m.	2.45%	1.50%	10.12 cm	0.74 cm - 0.78 cm	-0.03 cm		
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:08 a. m.	2.74%	1.79%	10.10 cm	0.74 cm - 0.77 cm	-0.09 cm		
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:28 a. m.	2.55%	1.65%	10.11 cm	0.74 cm - 0.76 cm	-0.10 cm		
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	12:50 p. m.	2.47%	1.22%	10.13 cm	0.76 cm - 0.76 cm	-0.11 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	92.31%	52.31%	27.69%	7.69%	0.03	1.4	0.54
1°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	81.54%	46.15%	33.85%	18.46%	0	1.41	0.62
2°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	67.69%	38.46%	41.54%	32.31%	0.01	1.53	0.69
3°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	67.69%	50.77%	40.00%	32.31%	0.05	1.7	0.67

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	3.76%	1.83%	11.10 cm	0.91 cm - 0.93 cm	0.01 cm		
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:37 a. m.	3.51%	2.53%	11.13 cm	0.89 cm - 0.95 cm	-0.10 cm		
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:11 a. m.	3.69%	3.09%	11.15 cm	0.90 cm - 0.95 cm	-0.25 cm		
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:31 a. m.	3.35%	3.09%	11.16 cm	0.91 cm - 0.91 cm	-0.43 cm		
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	12:52 p. m.	4.06%	4.48%	11.17 cm	0.94 cm - 0.96 cm	-0.62 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	76.81%	47.83%	36.23%	23.19%	0.01	1.45	0.61
1°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	53.62%	27.54%	50.72%	46.38%	0.02	3.12	1.21
2°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	39.13%	23.19%	69.57%	60.87%	0.02	4.76	1.94
3°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	34.78%	20.29%	68.12%	65.22%	0	14.88	3.36

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
10x10 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	0.93%	1.22%	9.21 cm	0.56 cm - 0.53 cm	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:50 a. m.	1.38%	1.79%	9.24 cm	0.56 cm - 0.53 cm	-0.04 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:19 a. m.	1.20%	1.18%	9.27 cm	0.56 cm - 0.53 cm	-0.07 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:39 a. m.	0.88%	1.03%	9.22 cm	0.56 cm - 0.54 cm	-0.06 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:00 p. m.	1.46%	1.35%	9.23 cm	0.56 cm - 0.55 cm	-0.06 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	96.88%	70.31%	14.06%	3.13%	0.01	1.11	0.4
1°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	84.38%	51.56%	18.75%	15.63%	0	1.34	0.53
2°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	93.75%	53.13%	21.88%	6.25%	0	1.2	0.52
3°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	89.06%	53.13%	25.00%	10.94%	0.03	2.11	0.55

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	1.37%	0.94%	9.56 cm	0.63 cm - 0.61 cm	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:47 a. m.	1.61%	1.17%	9.59 cm	0.62 cm - 0.59 cm	-0.05 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:22 a. m.	1.72%	1.62%	9.63 cm	0.61 cm - 0.60 cm	-0.08 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:42 a. m.	1.56%	1.05%	9.58 cm	0.61 cm - 0.60 cm	-0.07 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:03 p. m.	2.43%	2.68%	9.58 cm	0.61 cm - 0.62 cm	-0.08 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	100.00%	53.97%	11.11%	0.00%	0.01	0.93	0.48
1°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	87.30%	52.38%	22.22%	12.70%	0	1.35	0.53
2°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	98.41%	55.56%	17.46%	1.59%	0.02	1.14	0.47
3°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	87.30%	57.14%	22.22%	12.70%	0	2.25	0.52

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	2.17%	1.23%	10.07 cm	0.70 cm - 0.66 cm	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:43 a. m.	2.40%	1.04%	10.11 cm	0.68 cm - 0.65 cm	-0.05 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:25 a. m.	2.51%	1.17%	10.14 cm	0.69 cm - 0.66 cm	-0.08 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:45 a. m.	2.24%	1.21%	10.09 cm	0.69 cm - 0.66 cm	-0.06 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:06 p. m.	3.15%	2.55%	10.07 cm	0.69 cm - 0.71 cm	-0.07 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	95.45%	57.58%	15.15%	4.55%	0	1.34	0.46
1°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	83.33%	53.03%	21.21%	16.67%	0.01	1.45	0.53
2°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	90.91%	45.45%	24.24%	9.09%	0	1.4	0.55
3°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	77.27%	31.82%	37.88%	22.73%	0	3.02	0.74

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	3.06%	0.53%	11.10 cm	0.83 cm - 0.78 cm	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:40 a. m.	2.96%	0.84%	11.13 cm	0.86 cm - 0.82 cm	-0.07 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:28 a. m.	3.14%	1.42%	11.16 cm	0.82 cm - 0.82 cm	-0.09 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:48 a. m.	3.39%	1.19%	11.11 cm	0.82 cm - 0.81 cm	-0.08 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:09 p. m.	3.99%	3.00%	11.09 cm	0.84 cm - 0.87 cm	-0.09 cm		
1-D Gamma analysis												
Gantry Angle	End position [I	Field size	Field size	Field size	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	89.86%	52.17%	21.74%	10.14%	0.01	1.61	0.52
1°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	82.61%	56.52%	18.84%	17.39%	0	1.67	0.49
2°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	91.30%	46.38%	20.29%	8.70%	0.01	1.42	0.52
3°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	81.16%	44.93%	31.88%	18.84%	0.02	2.36	0.66

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
25x25 Crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:10 p. m.	2.22%	2.15%	23.10 cm	0.62 cm - 0.66 cm	0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		8:59 a. m.	2.23%	1.36%	23.17 cm	0.62 cm - 0.64 cm	0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:31 a. m.	2.16%	1.09%	23.17 cm	0.62 cm - 0.64 cm	0.01 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:51 a. m.	2.04%	1.95%	23.18 cm	0.62 cm - 0.63 cm	0.13 cm		
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		1:12 p. m.	2.29%	1.24%	23.19 cm	0.62 cm - 0.63 cm	0.25 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:10 p. m.	90.35%	60.53%	17.54%	9.65%	0.02	1.39	0.5
1°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:10 p. m.	88.60%	57.02%	19.30%	11.40%	0	1.49	0.51
2°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:10 p. m.	78.95%	38.60%	32.46%	21.05%	0	1.98	0.7
3°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:10 p. m.	63.16%	31.58%	47.37%	36.84%	0.02	3.02	1

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:14 p. m.	1.40%	1.26%	23.97 cm	0.72 cm - 0.73 cm	0.00 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:05 a. m.	1.42%	1.30%	24.05 cm	0.72 cm - 0.74 cm	-0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:37 a. m.	1.34%	1.38%	24.05 cm	0.72 cm - 0.74 cm	-0.05 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		11:57 a. m.	1.39%	1.42%	24.06 cm	0.73 cm - 0.73 cm	0.01 cm		
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		1:19 p. m.	1.44%	1.61%	24.08 cm	0.73 cm - 0.74 cm	0.06 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:14 p. m.	100.00%	72.41%	2.59%	0.00%	0	0.93	0.35
1°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:14 p. m.	95.69%	82.76%	9.48%	4.31%	0	1.1	0.32
2°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:14 p. m.	100.00%	74.14%	2.59%	0.00%	0	0.93	0.33
3°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:14 p. m.	80.17%	43.10%	32.76%	19.83%	0.01	1.76	0.61

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:18 p. m.	2.03%	1.97%	25.22 cm	0.91 cm - 0.92 cm	0.00 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:11 a. m.	2.18%	1.19%	25.32 cm	0.93 cm - 0.96 cm	-0.05 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:41 a. m.	2.19%	1.49%	25.30 cm	0.93 cm - 0.93 cm	-0.13 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		12:02 p. m.	1.93%	1.23%	25.31 cm	0.91 cm - 0.91 cm	-0.15 cm		
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		1:24 p. m.	1.93%	1.21%	25.34 cm	0.95 cm - 0.91 cm	-0.19 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:18 p. m.	95.08%	68.85%	13.93%	4.92%	0.01	1.47	0.37
1°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:18 p. m.	85.25%	52.46%	24.59%	14.75%	0	1.9	0.57
2°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:18 p. m.	77.87%	41.80%	36.07%	22.13%	0.01	1.99	0.67
3°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:18 p. m.	75.41%	45.90%	37.70%	24.59%	0.02	2.53	0.74

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:22 p. m.	4.45%	1.79%	27.72 cm	1.45 cm - 1.55 cm	-0.01 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		9:17 a. m.	4.13%	1.46%	27.81 cm	1.48 cm - 1.55 cm	-0.12 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		10:47 a. m.	4.20%	1.48%	27.80 cm	1.54 cm - 1.59 cm	-0.30 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		12:08 p. m.	4.17%	2.19%	27.82 cm	1.49 cm - 1.46 cm	-0.48 cm		
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		1:29 p. m.	4.83%	1.39%	27.85 cm	1.50 cm - 1.55 cm	-0.71 cm		
1-D Gamma analysis													
Gantry Angle	End position [I	Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:22 p. m.	86.15%	62.31%	16.92%	13.85%	0	2.04	0.5
1°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:22 p. m.	70.00%	50.00%	34.62%	30.00%	0.01	3.32	0.86
2°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:22 p. m.	65.38%	43.85%	41.54%	34.62%	0.01	5.34	1.25
3°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm		2:22 p. m.	62.31%	43.08%	44.62%	37.69%	0.01	19.63	2.22

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de Gantry
25x25 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [De]	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	2.09%	1.35%	23.10 cm	0.58 cm - 0.55 cm	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:23 a. m.	2.06%	1.34%	23.17 cm	0.59 cm - 0.55 cm	-0.05 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:57 a. m.	2.15%	1.30%	23.16 cm	0.58 cm - 0.54 cm	-0.05 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	12:19 p. m.	2.26%	1.14%	23.16 cm	0.58 cm - 0.55 cm	-0.06 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	2.19%	1.26%	23.16 cm	0.58 cm - 0.55 cm	-0.08 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [De]	Field size crossline	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	95.58%	86.73%	7.96%	4.42%	0	1.14	0.3
1°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	96.46%	84.07%	7.08%	3.54%	0	1.05	0.3
2°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	96.46%	77.88%	8.85%	3.54%	0	1.11	0.33
3°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	93.81%	75.22%	10.62%	6.19%	0	1.33	0.37

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [De]	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	1.48%	1.43%	23.97 cm	0.67 cm - 0.65 cm	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:28 a. m.	1.38%	1.36%	24.04 cm	0.68 cm - 0.65 cm	-0.05 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:03 a. m.	1.29%	1.47%	24.03 cm	0.67 cm - 0.64 cm	-0.07 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	12:24 p. m.	1.36%	1.17%	24.03 cm	0.67 cm - 0.64 cm	-0.07 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:15 p. m.	1.42%	1.51%	24.03 cm	0.67 cm - 0.63 cm	-0.07 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [De]	Field size crossline	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	97.37%	71.93%	10.53%	2.63%	0	1.22	0.38
1°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	96.49%	73.68%	8.77%	3.51%	0	1.28	0.38
2°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	94.74%	75.44%	7.89%	5.26%	0	1.36	0.34
3°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	95.61%	79.82%	8.77%	4.39%	0.01	1.24	0.33

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [De]	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	2.22%	1.77%	25.21 cm	0.83 cm - 0.78 cm	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:35 a. m.	2.23%	1.27%	25.30 cm	0.84 cm - 0.84 cm	-0.07 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:08 a. m.	2.41%	1.16%	25.29 cm	0.85 cm - 0.81 cm	-0.07 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	12:30 p. m.	2.13%	1.00%	25.28 cm	0.81 cm - 0.82 cm	-0.08 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:20 p. m.	1.86%	1.02%	25.29 cm	0.81 cm - 0.81 cm	-0.09 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [De]	Field size crossline	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	91.80%	69.67%	15.57%	8.20%	0	1.54	0.42
1°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	94.26%	77.05%	9.84%	5.74%	0	1.23	0.36
2°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	93.44%	71.31%	13.11%	6.56%	0.01	1.18	0.39
3°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	90.98%	68.85%	15.57%	9.02%	0	1.3	0.43

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [De]	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	4.51%	1.59%	27.73 cm	1.33 cm - 1.33 cm	-0.04 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:41 a. m.	4.40%	2.01%	27.82 cm	1.36 cm - 1.50 cm	-0.07 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:13 a. m.	4.28%	1.66%	27.78 cm	1.31 cm - 1.41 cm	-0.09 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	12:36 p. m.	4.42%	1.93%	27.79 cm	1.33 cm - 1.35 cm	-0.10 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:25 p. m.	4.42%	1.90%	27.77 cm	1.28 cm - 1.39 cm	-0.10 cm		
1-D Gamma analysis											
Gantry Angle	End position [De]	Field size crossline	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	84.73%	52.67%	25.19%	15.27%	0	1.34	0.53
1°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	47.33%	24.43%	61.83%	52.67%	0.04	2.69	1.12
2°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	80.92%	45.04%	36.64%	19.08%	0	1.86	0.64
3°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	88.55%	51.91%	25.19%	11.45%	0.02	1.58	0.55

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
2x2 crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	10.53%	2.89%	1.82 cm	0.35 cm - 0.36 cm	0.02 cm			
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:08 p. m.	12.58%	15.25%	1.81 cm	0.31 cm - 0.39 cm	0.38 cm			
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:32 p. m.	15.53%	3.91%	1.89 cm	0.28 cm - 0.33 cm	0.74 cm			
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:56 p. m.	80.79%	0.00%	0.31 cm	0.31 cm - 0.10 cm	-0.27 cm			
Crossline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:15 p. m.	69.64%	0.00%	0.38 cm	0.47 cm - 0.16 cm	0.54 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	37.10%	22.58%	69.35%	62.90%		0.02	41.5	6.93
1°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	33.87%	20.97%	69.35%	66.13%		0.01	89.84	20.78
2°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	6.45%	3.23%	95.16%	93.55%		0.11	10492.83	2653.14
3°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:45 p. m.	8.06%	4.84%	95.16%	91.94%		0.07	9419.3	2004.74

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	12.24%	0.99%	1.90 cm	0.36 cm - 0.42 cm	0.04 cm			
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:09 p. m.	11.53%	19.44%	1.89 cm	0.36 cm - 0.40 cm	0.36 cm			
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:34 p. m.	13.95%	14.00%	1.94 cm	0.32 cm - 0.38 cm	0.69 cm			
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:57 p. m.	89.80%	0.00%	2.51 cm	0.83 cm - 0.27 cm	-1.40 cm			
Crossline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:16 p. m.	24.58%	0.00%	0.21 cm		0.15 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	23.81%	12.70%	82.54%	76.19%		0.01	35.93	5.87
1°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	28.57%	14.29%	79.37%	71.43%		0	77.12	17.64
2°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	3.17%	1.59%	96.83%	96.83%		0.4	2757.2	714.78
3°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:43 p. m.	6.35%	3.17%	95.24%	93.65%		0.07	19708.45	5263.27

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	10.89%	5.91%	2.01 cm	0.39 cm - 0.42 cm	0.06 cm			
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:10 p. m.	12.70%	17.21%	1.99 cm	0.38 cm - 0.46 cm	0.31 cm			
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:35 p. m.	13.25%	16.74%	2.01 cm	0.35 cm - 0.41 cm	0.59 cm			
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:57 p. m.	60.97%	0.00%	2.91 cm	2.91 cm - 0.31 cm	1.31 cm			
Crossline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:16 p. m.	12.61%	0.00%	0.02 cm		-0.02 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	15.63%	7.81%	85.94%	84.38%		0.02	17.03	3.63
1°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	17.19%	6.25%	84.38%	82.81%		0.1	59.84	12.7
2°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	4.69%	1.56%	96.88%	95.31%		0.22	777.16	201.81
3°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:40 p. m.	4.69%	3.13%	95.31%	95.31%		0.22	34853.92	9540.35

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	11.74%	9.29%	2.23 cm	0.48 cm - 0.50 cm	0.10 cm			
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:10 p. m.	13.04%	17.13%	2.17 cm	0.43 cm - 0.49 cm	0.23 cm			
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:35 p. m.	13.13%	18.73%	2.18 cm	0.40 cm - 0.47 cm	0.42 cm			
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:58 p. m.	18.41%	0.00%	2.34 cm	0.32 cm - 0.38 cm	0.95 cm			
Crossline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:17 p. m.	57.46%	0.00%	3.08 cm	0.84 cm - 0.22 cm	1.41 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	43.94%	18.18%	69.70%	56.06%		0.01	6.18	1.65
1°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	21.21%	12.12%	80.30%	78.79%		0.04	31.29	5.93
2°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	13.64%	7.58%	87.88%	86.36%		0.02	99.73	27.11
3°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:38 p. m.	4.55%	1.52%	96.97%	95.45%		0.08	828.75	233.09

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
2x2 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	6.01%	2.23%	1.75 cm	0.22 cm - 0.23 cm	-0.01 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:14 p. m.	4.91%	0.59%	1.97 cm	0.20 cm - 0.20 cm	0.00 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:39 p. m.	4.66%	4.22%	2.04 cm	0.18 cm - 0.18 cm	0.07 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:00 p. m.	75.64%	6.98%	2.42 cm	0.44 cm - 0.33 cm	-0.02 cm			
Inline	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:19 p. m.		0.00%						
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	77.05%	39.34%	39.34%	22.95%		0.01	1.69	0.66
1°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	68.85%	47.54%	32.79%	31.15%		0.05	12.16	1.23
2°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	14.75%	11.48%	88.52%	85.25%		0.01	143.12	61.02
3°	1.50 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:28 p. m.	13.11%	6.56%	90.16%	86.89%		0.19	163.6	96.72

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	6.86%	4.77%	1.83 cm	0.23 cm - 0.24 cm	-0.03 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:14 p. m.	5.83%	3.37%	2.06 cm	0.22 cm - 0.22 cm	0.02 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:40 p. m.	4.94%	2.00%	2.13 cm	0.20 cm - 0.21 cm	0.04 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:01 p. m.	19.42%	2.06%	1.98 cm	1.13 cm - 1.19 cm	0.05 cm			
Inline	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:20 p. m.		0.00%						
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	57.38%	29.51%	49.18%	42.62%		0.02	2.51	0.94
1°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	59.02%	34.43%	50.82%	40.98%		0.02	11.04	1.2
2°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	24.59%	14.75%	77.05%	75.41%		0.03	37.81	11.96
3°	5.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:30 p. m.	8.20%	4.92%	91.80%	91.80%		0.17	319.61	166.65

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	6.04%	1.43%	1.93 cm	0.25 cm - 0.26 cm	-0.01 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	5.90%	0.94%	2.17 cm	0.23 cm - 0.23 cm	-0.02 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:40 p. m.	5.22%	6.08%	2.23 cm	0.23 cm - 0.23 cm	0.06 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:02 p. m.	10.73%	5.60%	2.19 cm	0.33 cm - 0.37 cm	0.02 cm			
Inline	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:20 p. m.	62.81%	44.87%	1.98 cm	0.14 cm - 0.02 cm	0.05 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	50.00%	29.03%	59.68%	50.00%		0.03	3.03	1.16
1°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	45.16%	20.97%	58.06%	54.84%		0.02	14.79	1.66
2°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	38.71%	25.81%	66.13%	61.29%		0.01	13.56	3.61
3°	10.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:33 p. m.	12.90%	8.06%	88.71%	87.10%		0.04	693.18	267.57

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	7.10%	4.39%	2.13 cm	0.31 cm - 0.31 cm	-0.01 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:16 p. m.	6.14%	3.03%	2.37 cm	0.26 cm - 0.26 cm	-0.02 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:41 p. m.	6.02%	0.85%	2.45 cm	0.25 cm - 0.25 cm	0.02 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:02 p. m.	5.28%	0.78%	2.39 cm	0.24 cm - 0.25 cm	0.00 cm			
Inline	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:21 p. m.	13.07%	6.46%	2.41 cm	0.77 cm - 0.81 cm	0.01 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	46.15%	18.46%	63.08%	53.85%		0	4.89	1.41
1°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	46.15%	29.23%	53.85%	53.85%		0.01	5.53	1.36
2°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	49.23%	24.62%	67.69%	50.77%		0.09	3.84	1.17
3°	20.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	12:35 p. m.	35.38%	20.00%	73.85%	64.62%		0	29.27	9.5

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
4x4 crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:51 a. m.	4.07%	1.77%	3.66 cm	0.36 cm - 0.38	0.02 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:16 p. m.	4.92%	6.10%	3.65 cm	0.34 cm - 0.42	0.37 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:42 p. m.	4.83%	3.73%	3.65 cm	0.35 cm - 0.41	0.72 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:03 p. m.	5.37%	0.00%	3.70 cm	0.30 cm - 0.36	1.59 cm		
Crossline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:21 p. m.		0.00%	0.00 cm	2.76 cm - 0.51	-0.20 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:51 a. m.	30.86%	17.28%	79.01%	69.14%	0.02	38.28	5.28
1°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:51 a. m.	24.69%	17.28%	76.54%	75.31%	0.01	76.69	13.68
2°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:51 a. m.	4.94%	1.23%	98.77%	95.06%	0.06	108.63	40.54
3°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:51 a. m.	2.47%	1.23%	98.77%	97.53%	0.06	2320.65	936.2

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:48 a. m.	4.97%	0.97%	3.81 cm	0.40 cm - 0.43	0.04 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:18 p. m.	4.84%	4.79%	3.80 cm	0.38 cm - 0.46	0.33 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:43 p. m.	4.82%	6.23%	3.79 cm	0.39 cm - 0.46	0.68 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:04 p. m.	5.48%	2.78%	3.81 cm	0.37 cm - 0.42	1.45 cm		
Crossline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:23 p. m.		0.00%	0.00 cm	0.52 cm - 0.52	-0.20 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:48 a. m.	30.12%	18.07%	74.70%	69.88%	0.01	26.02	4.01
1°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:48 a. m.	25.30%	18.07%	77.11%	74.70%	0.04	66.85	12.08
2°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:48 a. m.	2.41%	1.20%	97.59%	97.59%	0.23	95.07	32.47
3°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:48 a. m.	7.23%	3.61%	93.98%	92.77%	0.13	653.91	276.56

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:45 a. m.	5.12%	1.94%	4.01 cm	0.46 cm - 0.49	0.06 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:19 p. m.	4.79%	5.90%	4.00 cm	0.43 cm - 0.51	0.30 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:44 p. m.	5.39%	7.79%	4.00 cm	0.43 cm - 0.50	0.58 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:05 p. m.	5.88%	7.37%	4.00 cm	0.41 cm - 0.48	1.28 cm		
Crossline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:24 p. m.		0.00%	0.00 cm	0.36 cm - 4.31	-0.19 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:45 a. m.	28.24%	20.00%	72.94%	71.76%	0.03	13.7	2.94
1°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:45 a. m.	23.53%	11.76%	80.00%	76.47%	0.01	52.91	9.27
2°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:45 a. m.	4.71%	3.53%	96.47%	95.29%	0.22	88.39	26.29
3°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:45 a. m.	2.35%	1.18%	97.65%	97.65%	0.34	144.02	60.46

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:41 a. m.	5.41%	2.76%	4.43 cm	0.53 cm - 0.55	0.10 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:20 p. m.	5.75%	3.52%	4.39 cm	0.49 cm - 0.58	0.19 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		2:45 p. m.	5.83%	6.18%	4.40 cm	0.49 cm - 0.55	0.42 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:05 p. m.	5.57%	8.21%	4.38 cm	0.47 cm - 0.56	0.90 cm		
Crossline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		3:25 p. m.	5.15%	7.38%	4.40 cm	0.44 cm - 0.52	1.37 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:41 a. m.	46.07%	23.60%	62.92%	53.93%	0.01	5.55	2.04
1°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:41 a. m.	26.97%	22.47%	75.28%	73.03%	0.01	25.12	5.11
2°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:41 a. m.	15.73%	12.36%	87.64%	84.27%	0	72.95	15.29
3°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm		11:41 a. m.	6.74%	3.37%	94.38%	93.26%	0.05	87.66	26.08

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
4x4 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:02 p. m.	2:02 p. m.	2.78%	1.30%	3.63 cm	0.22 cm - 0.22	0.00 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:25 p. m.	2:25 p. m.	2.12%	0.90%	3.89 cm	0.21 cm - 0.22	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:48 p. m.	2:48 p. m.	2.24%	1.26%	3.90 cm	0.21 cm - 0.21	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:08 p. m.	3:08 p. m.	2.35%	1.55%	3.88 cm	0.20 cm - 0.20	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:28 p. m.	3:28 p. m.	12.82%	6.93%	3.79 cm	2.25 cm - 2.18	0.03 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:02 p. m.	2:02 p. m.	71.24%	38.56%	44.44%	28.76%	0	1.78	0.68
1°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:02 p. m.	2:02 p. m.	70.59%	47.71%	38.56%	29.41%	0	1.84	0.65
2°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:02 p. m.	2:02 p. m.	66.01%	42.48%	43.14%	33.99%	0	2.02	0.73
3°	1.50 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:02 p. m.	2:02 p. m.	32.03%	20.92%	71.90%	67.97%	0.01	18.99	4.65

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:03 p. m.	2:03 p. m.	3.14%	1.71%	3.78 cm	0.25 cm - 0.26	0.03 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:26 p. m.	2:26 p. m.	3.19%	1.29%	4.04 cm	0.24 cm - 0.24	0.04 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:49 p. m.	2:49 p. m.	3.30%	2.48%	4.04 cm	0.25 cm - 0.24	0.04 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:09 p. m.	3:09 p. m.	2.83%	2.20%	4.02 cm	0.23 cm - 0.22	0.03 cm		
Inline	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:28 p. m.	3:28 p. m.	8.44%	6.02%	4.05 cm	0.62 cm - 0.61	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:03 p. m.	2:03 p. m.	59.62%	25.00%	58.33%	40.38%	0	1.98	0.85
1°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:03 p. m.	2:03 p. m.	57.69%	39.10%	48.08%	42.31%	0	2.21	0.79
2°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:03 p. m.	2:03 p. m.	48.72%	28.85%	60.26%	51.28%	0	2.08	0.99
3°	5.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:03 p. m.	2:03 p. m.	42.31%	25.64%	62.18%	57.69%	0	8.65	1.75

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	11:35 a. m.	3.50%	1.72%	3.97 cm	0.30 cm - 0.31	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:26 p. m.	2:26 p. m.	3.14%	1.29%	4.26 cm	0.28 cm - 0.27	0.00 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:50 p. m.	2:50 p. m.	3.02%	0.50%	4.27 cm	0.26 cm - 0.28	0.00 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:09 p. m.	3:09 p. m.	3.05%	0.59%	4.24 cm	0.28 cm - 0.26	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:29 p. m.	3:29 p. m.	4.09%	5.36%	4.22 cm	0.25 cm - 0.25	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	11:35 a. m.	44.05%	21.43%	59.52%	55.95%	0	3.03	1.33
1°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	11:35 a. m.	46.43%	29.76%	61.90%	53.57%	0.02	3.46	1.34
2°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	11:35 a. m.	50.00%	33.33%	59.52%	50.00%	0	3.68	1.44
3°	10.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:35 a. m.	11:35 a. m.	41.67%	26.19%	63.10%	58.33%	0	3.93	1.68

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	11:37 a. m.	3.60%	1.93%	4.37 cm	0.37 cm - 0.36	0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:27 p. m.	2:27 p. m.	3.42%	1.59%	4.68 cm	0.30 cm - 0.30	0.00 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:51 p. m.	2:51 p. m.	3.64%	2.27%	4.69 cm	0.30 cm - 0.29	0.00 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:10 p. m.	3:10 p. m.	3.59%	1.67%	4.67 cm	0.30 cm - 0.30	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:30 p. m.	3:30 p. m.	3.23%	0.51%	4.66 cm	0.29 cm - 0.29	-0.04 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	11:37 a. m.	42.53%	33.33%	59.77%	57.47%	0.04	5.49	1.95
1°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	11:37 a. m.	44.83%	22.99%	58.62%	55.17%	0	6.01	2.09
2°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	11:37 a. m.	47.13%	34.48%	56.32%	52.87%	0	6.1	2.13
3°	20.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	11:37 a. m.	11:37 a. m.	50.57%	28.74%	58.62%	49.43%	0.04	11.96	2.36

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
10x10
crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')									
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	1.45%	1.66%	9.22 cm	0.59 cm - 0.61	0.03 cm
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:14 a. m.	1.25%	1.03%	9.21 cm	0.61 cm - 0.65	0.33 cm
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:56 a. m.	1.36%	1.25%	9.18 cm	0.61 cm - 0.64	0.73 cm
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:38 a. m.	1.23%	1.14%	9.14 cm	0.61 cm - 0.64	1.52 cm
Crossline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:15 a. m.		0.00%	0.00 cm	0.62 cm - 9.10	-2.27 cm

1-D Gamma analysis

Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	57.81%	39.06%	43.75%	42.19%	0.01	3.45	1.3
1°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	45.31%	29.69%	65.63%	54.69%	0.01	24.51	4.95
2°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	29.69%	17.19%	73.44%	70.31%	0	84.35	18.76
3°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:46 p. m.	23.44%	12.50%	81.25%	76.56%	0.05	93.55	31.82

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')									
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	1.84%	1.36%	9.57 cm	0.65 cm - 0.67	0.03 cm
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:16 a. m.	1.70%	1.55%	9.57 cm	0.67 cm - 0.72	0.29 cm
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:57 a. m.	1.62%	2.52%	9.54 cm	0.69 cm - 0.71	0.68 cm
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:39 a. m.	1.64%	2.93%	9.50 cm	0.68 cm - 0.71	1.41 cm
Crossline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:17 a. m.		0.00%	0.00 cm	0.68 cm - 9.52	-2.64 cm

1-D Gamma analysis

Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	52.38%	33.33%	55.56%	47.62%	0	3.05	1.28
1°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	39.68%	23.81%	66.67%	60.32%	0.03	21.63	4.11
2°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	26.98%	15.87%	79.37%	73.02%	0.04	73.81	16.23
3°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:48 p. m.	22.22%	15.87%	79.37%	77.78%	0.02	87.75	28.51

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')									
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	2.84%	1.41%	10.07 cm	0.74 cm - 0.77	0.03 cm
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:17 a. m.	2.40%	1.80%	10.09 cm	0.78 cm - 0.82	0.25 cm
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:58 a. m.	2.25%	3.36%	10.06 cm	0.78 cm - 0.82	0.57 cm
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:40 a. m.	2.50%	4.66%	10.02 cm	0.78 cm - 0.81	1.22 cm
Crossline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:18 a. m.	2.85%	5.01%	9.99 cm	0.78 cm - 10.0	1.84 cm

1-D Gamma analysis

Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	52.31%	32.31%	55.38%	47.69%	0	2.98	1.18
1°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	36.92%	15.38%	63.08%	63.08%	0.02	7.98	2.67
2°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	16.92%	10.77%	86.15%	83.08%	0.02	58.3	12.72
3°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:50 p. m.	12.31%	6.15%	89.23%	87.69%	0.05	79.49	22.46

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')									
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	3.76%	1.83%	11.10 cm	0.91 cm - 0.93	0.01 cm
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:18 a. m.	3.18%	0.92%	11.12 cm	0.96 cm - 1.02	0.14 cm
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:59 a. m.	3.14%	2.99%	11.10 cm	0.98 cm - 1.03	0.39 cm
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:41 a. m.	3.34%	5.32%	11.07 cm	0.97 cm - 1.01	0.86 cm
Crossline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:19 a. m.	3.50%	6.43%	11.04 cm	0.98 cm - 1.00	1.29 cm

1-D Gamma analysis

Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	55.07%	31.88%	49.28%	44.93%	0	2.46	0.91
1°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	39.13%	21.74%	63.77%	60.87%	0.02	4.33	1.92
2°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	17.39%	5.80%	85.51%	82.61%	0.02	30.23	6.76
3°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:52 p. m.	13.04%	5.80%	91.30%	86.96%	0.01	56.47	13.17

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
10x10 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	0.93%	1.22%	9.21 cm	0.56 cm - 0.53 cm	0.03 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:21 a. m.	0.99%	1.20%	9.37 cm	0.58 cm - 0.55 cm	0.05 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:03 a. m.	1.08%	1.21%	9.33 cm	0.58 cm - 0.56 cm	0.04 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:44 a. m.	0.98%	0.67%	9.31 cm	0.58 cm - 0.55 cm	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:22 a. m.	1.01%	0.78%	9.27 cm	0.58 cm - 0.55 cm	0.03 cm		
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	93.75%	60.94%	18.75%	6.25%	0.01	1.2	0.43
1°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	100.00%	65.63%	7.81%	0.00%	0.02	0.99	0.4
2°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	96.88%	64.06%	6.25%	3.13%	0.01	1.12	0.39
3°	1.50 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:55 p. m.	84.38%	68.75%	21.88%	15.63%	0.02	1.49	0.49

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	1.37%	0.94%	9.56 cm	0.63 cm - 0.61 cm	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:22 a. m.	1.38%	0.78%	9.74 cm	0.63 cm - 0.62 cm	0.02 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:04 a. m.	1.50%	0.85%	9.70 cm	0.64 cm - 0.62 cm	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:45 a. m.	1.42%	0.40%	9.68 cm	0.63 cm - 0.61 cm	-0.01 cm		
Inline	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:23 a. m.	1.59%	0.70%	9.64 cm	0.63 cm - 0.61 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	66.67%	41.27%	46.03%	33.33%	0.02	1.56	0.68
1°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	85.71%	46.03%	33.33%	14.29%	0.01	1.33	0.59
2°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	96.83%	46.03%	25.40%	3.17%	0.02	1.53	0.55
3°	5.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	1:57 p. m.	95.24%	49.21%	7.94%	4.76%	0.02	1.29	0.48

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	2.17%	1.23%	10.07 cm	0.70 cm - 0.66 cm	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:23 a. m.	2.16%	1.02%	10.25 cm	0.71 cm - 0.69 cm	0.03 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:05 a. m.	2.16%	1.20%	10.21 cm	0.71 cm - 0.69 cm	0.01 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:46 a. m.	2.32%	0.54%	10.19 cm	0.71 cm - 0.69 cm	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:24 a. m.	2.32%	0.73%	10.15 cm	0.70 cm - 0.69 cm	0.00 cm		
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	68.18%	40.91%	43.94%	31.82%	0.01	1.92	0.73
1°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	78.79%	36.36%	34.85%	21.21%	0.01	1.68	0.66
2°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	86.36%	34.85%	37.88%	13.64%	0	1.63	0.65
3°	10.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:00 p. m.	89.39%	37.88%	25.76%	10.61%	0.01	1.33	0.57

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	3.25%	0.85%	11.10 cm	0.83 cm - 0.78 cm	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:24 a. m.	2.96%	0.69%	11.31 cm	0.87 cm - 0.86 cm	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:06 a. m.	2.93%	0.73%	11.27 cm	0.87 cm - 0.86 cm	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:47 a. m.	3.79%	2.20%	11.24 cm	0.86 cm - 0.88 cm	-0.06 cm		
Inline	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:25 a. m.	2.91%	0.46%	11.22 cm	0.86 cm - 0.86 cm	-0.05 cm		
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	56.52%	26.09%	55.07%	43.48%	0.07	2.69	0.97
1°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	62.32%	27.54%	46.38%	37.68%	0.04	2.66	0.89
2°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	63.77%	36.23%	44.93%	36.23%	0	2.42	0.81
3°	20.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	2:02 p. m.	79.71%	40.58%	37.68%	20.29%	0.01	2.38	0.69

**Resultados de γ -Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
25x25 crosslines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	2.22%	2.15%	23.10 cm	0.62 cm - 0.66 cm	0.01 cm			
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:25 a. m.	1.84%	1.39%	23.09 cm	0.64 cm - 0.67 cm	0.32 cm			
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:07 a. m.	1.75%	1.74%	23.04 cm	0.65 cm - 0.68 cm	0.72 cm			
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:49 a. m.	1.63%	2.19%	22.95 cm	0.66 cm - 0.72 cm	1.48 cm			
Crossline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:26 a. m.		0.00%	0.00 cm	0.67 cm - 22.90 cm	-9.21 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	68.42%	46.49%	35.09%	31.58%		0.01	3.41	0.98
1°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	57.02%	41.23%	46.49%	42.98%		0	26.83	3.16
2°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	36.84%	18.42%	67.54%	63.16%		0.02	81.4	11.53
3°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:10 p. m.	17.54%	9.65%	86.84%	82.46%		0.02	92.12	19.53

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	1.40%	1.26%	23.97 cm	0.72 cm - 0.73 cm	0.00 cm			
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:31 a. m.	1.04%	0.87%	23.97 cm	0.76 cm - 0.78 cm	0.27 cm			
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:11 a. m.	1.04%	1.29%	23.92 cm	0.76 cm - 0.78 cm	0.64 cm			
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:52 a. m.	1.50%	2.44%	23.83 cm	0.78 cm - 0.76 cm	1.36 cm			
Crossline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:30 a. m.		0.00%	0.00 cm	0.79 cm - 23.86 cm	-9.85 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	62.07%	49.14%	40.52%	37.93%		0	3.09	1
1°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	52.59%	34.48%	54.31%	47.41%		0.01	20.67	2.65
2°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	34.48%	24.14%	68.97%	65.52%		0.01	70.52	10.02
3°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:14 p. m.	27.59%	15.52%	74.14%	72.41%		0.01	83.68	17.61

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	2.03%	1.97%	25.22 cm	0.91 cm - 0.92 cm	0.00 cm			
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:32 a. m.	1.93%	1.19%	25.21 cm	0.97 cm - 1.00 cm	0.24 cm			
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:13 a. m.	2.05%	2.24%	25.17 cm	0.98 cm - 0.99 cm	0.56 cm			
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:54 a. m.	2.69%	4.55%	25.08 cm	1.00 cm - 0.97 cm	1.17 cm			
Crossline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:32 a. m.	3.20%	6.00%	25.00 cm	1.00 cm - 25.19 cm	1.77 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	60.66%	42.62%	47.54%	39.34%		0.01	2.79	1.01
1°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	46.72%	27.87%	59.84%	53.28%		0.01	11.62	2.15
2°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	28.69%	13.93%	74.59%	71.31%		0.05	56.69	7.69
3°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:18 p. m.	22.95%	11.48%	81.15%	77.05%		0	72.99	13.64

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')												
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center			
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	4.59%	2.20%	27.72 cm	1.45 cm - 1.55 cm	-0.01 cm			
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:34 a. m.	4.24%	1.19%	27.73 cm	1.65 cm - 1.70 cm	0.13 cm			
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:15 a. m.	4.28%	2.66%	27.69 cm	1.67 cm - 1.69 cm	0.36 cm			
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:56 a. m.	5.04%	6.09%	27.60 cm	1.67 cm - 28.13 cm	0.81 cm			
Crossline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:34 a. m.	5.68%	8.40%	27.53 cm	1.68 cm - 28.04 cm	1.23 cm			
1-D Gamma analysis												
Ph angle	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean	
0.5°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	59.23%	34.62%	50.77%	40.77%		0	2.25	0.85
1°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	43.85%	26.92%	64.62%	56.15%		0.01	4.53	1.6
2°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	20.00%	14.62%	80.77%	80.00%		0.04	25.11	4.41
3°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:22 p. m.	16.15%	10.77%	86.92%	83.85%		0.01	45.67	7.98

**Resultados de γ-Análisis, variaciones de ángulo de inclinación de Fantoma
25x25 Inlines**

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	2.09%	1.35%	23.10 cm	0.58 cm - 0.55	0.02 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:39 a. m.	2.00%	1.30%	23.05 cm	0.60 cm - 0.56	0.05 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:19 a. m.	1.86%	1.36%	22.99 cm	0.60 cm - 0.56	0.01 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:00 a. m.	1.56%	0.95%	22.90 cm	0.59 cm - 0.57	-0.01 cm		
Inline	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:38 a. m.	1.51%	1.30%	22.82 cm	0.60 cm - 0.57	0.00 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	100.00%	91.15%	1.77%	0.00%	0	0.95	0.23
1°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	97.35%	53.98%	7.96%	2.65%	0	1.25	0.47
2°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	63.72%	22.12%	53.10%	36.28%	0.01	1.77	0.85
3°	1.50 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:27 p. m.	33.63%	13.27%	75.22%	66.37%	0	2.38	1.26

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	1.48%	1.43%	23.97 cm	0.67 cm - 0.65	0.00 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:41 a. m.	1.30%	1.27%	23.91 cm	0.68 cm - 0.65	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:41 a. m.	1.30%	1.27%	23.91 cm	0.68 cm - 0.65	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:02 a. m.	0.84%	1.12%	23.76 cm	0.69 cm - 0.65	0.01 cm		
Inline	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:40 a. m.	0.79%	1.20%	23.68 cm	0.69 cm - 0.66	0.01 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	98.25%	62.28%	10.53%	1.75%	0	1.07	0.42
1°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	98.25%	62.28%	10.53%	1.75%	0	1.07	0.42
2°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	57.02%	23.68%	57.89%	42.98%	0.02	1.91	0.9
3°	5.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:32 p. m.	37.72%	21.93%	70.18%	62.28%	0	2.54	1.14

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	2.22%	1.77%	25.21 cm	0.83 cm - 0.78	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:43 a. m.	2.11%	1.22%	25.15 cm	0.87 cm - 0.84	0.02 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:23 a. m.	2.14%	1.21%	25.11 cm	0.87 cm - 0.84	-0.01 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:04 a. m.	1.86%	0.78%	25.01 cm	0.87 cm - 0.85	-0.03 cm		
Inline	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:42 a. m.	2.16%	1.24%	24.93 cm	0.86 cm - 0.84	-0.03 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	94.26%	62.30%	12.30%	5.74%	0	1.25	0.43
1°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	91.80%	56.56%	19.67%	8.20%	0	1.32	0.49
2°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	63.11%	30.33%	50.82%	36.89%	0	2.06	0.83
3°	10.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:36 p. m.	52.46%	30.33%	57.38%	47.54%	0.01	2.27	0.92

Photons profile analysis (current protocol: 'Varian')													
Scan type	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Flatness	Symmetry	Field Width	Penumbra	Center		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	4.51%	1.59%	27.73 cm	1.33 cm - 1.33	-0.04 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:45 a. m.	4.38%	1.31%	27.68 cm	1.45 cm - 1.48	-0.03 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:25 a. m.	4.41%	1.21%	27.62 cm	1.44 cm - 1.46	-0.01 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:06 a. m.	4.31%	1.36%	27.53 cm	1.42 cm - 1.45	-0.04 cm		
Inline	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:44 a. m.	4.57%	1.22%	27.44 cm	1.40 cm - 1.44	-0.03 cm		
1-D Gamma analysis													
Ph angle	End position [Field size	cross	Field size	inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	86.26%	55.73%	21.37%	13.74%	0.01	1.82	0.53
1°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	74.05%	38.17%	41.98%	25.95%	0.02	2.03	0.71
2°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	58.78%	28.24%	57.25%	41.22%	0	2.84	0.92
3°	20.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	2:40 p. m.	51.91%	22.14%	59.54%	48.09%	0.02	2.45	0.98

PDD results of Gantry Variations

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	1.40 cm	58.90%	31.29%	1.883			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:18 p. m.	1.46 cm	57.28%	30.90%	1.854			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	4:11 p. m.	1.53 cm	57.86%	31.13%	1.859			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:07 p. m.	1.51 cm	58.30%	30.82%	1.891			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	5:59 p. m.	1.59 cm	59.65%	30.63%	1.947			
1-D Gamma analysis											
Gantry angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	45.00%	19.29%	64.29%	55.00%	0	4.45	1.25
1°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	59.29%	35.00%	50.71%	40.71%	0.01	2.96	0.93
2°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	64.29%	38.57%	48.57%	35.71%	0	2	0.79
3°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	45.00%	24.29%	60.71%	55.00%	0.02	9.3	2.24

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	1.50 cm	61.63%	33.31%	1.85			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:43 p. m.	1.39 cm	60.96%	32.75%	1.861			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	4:36 p. m.	1.48 cm	60.68%	33.06%	1.835			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	5:31 p. m.	1.49 cm	60.83%	32.46%	1.874			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	6:24 p. m.	1.50 cm	60.88%	32.64%	1.865			
1-D Gamma analysis											
Gantry angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	84.29%	55.00%	26.43%	15.71%	0.01	3.43	0.58
1°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	68.57%	38.57%	40.00%	31.43%	0.01	2.45	0.76
2°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	85.71%	54.29%	24.29%	14.29%	0.01	2.05	0.56
3°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	77.14%	47.86%	32.86%	22.86%	0	2.32	0.66

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	1.35 cm	65.78%	37.52%	1.753			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	8:53 a. m.	1.38 cm	66.00%	37.77%	1.747			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:14 a. m.	1.44 cm	66.03%	38.00%	1.738			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:35 a. m.	1.54 cm	65.96%	37.75%	1.747			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	12:56 p. m.	1.50 cm	66.09%	37.67%	1.754			
1-D Gamma analysis											
Gantry angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	100.00%	92.65%	0.00%	0.00%	0	0.66	0.2
1°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	97.79%	83.09%	10.29%	2.21%	0	1.06	0.28
2°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	94.85%	83.09%	8.82%	5.15%	0.01	1.24	0.28
3°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	88.24%	80.88%	12.50%	11.76%	0	1.58	0.35

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	1.20 cm	69.28%	42.79%	1.619			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:48 a. m.	1.33 cm	69.23%	42.93%	1.613			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:52 a. m.	1.36 cm	69.59%	42.99%	1.619			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	12:14 p. m.	1.31 cm	69.85%	43.00%	1.625			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	1:35 p. m.	1.44 cm	69.71%	42.85%	1.627			
1-D Gamma analysis											
Gantry angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	100.00%	97.71%	0.00%	0.00%	0	0.62	0.21
1°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	96.18%	87.79%	6.11%	3.82%	0	1.21	0.26
2°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	92.37%	78.63%	9.16%	7.63%	0	1.6	0.34
3°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	93.89%	82.44%	9.16%	6.11%	0	1.71	0.34

PDD results of Collimator Variations

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inline	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	1.40 cm	58.90%	31.29%	1.883			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:14 p. m.	1.45 cm	58.76%	31.47%	1.867			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:33 p. m.	1.41 cm	58.46%	31.30%	1.867			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:51 p. m.	1.41 cm	59.01%	31.35%	1.882			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:08 p. m.	1.61 cm	58.88%	31.25%	1.884			
1-D Gamma analysis											
Collimator ang	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	98.57%	88.57%	2.86%	1.43%	0	1.06	0.26
1°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	93.57%	72.86%	12.14%	6.43%	0.01	1.64	0.39
2°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	99.29%	82.14%	4.29%	0.71%	0	1.09	0.29
3°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	99.29%	81.43%	2.14%	0.71%	0	1.09	0.3

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inline	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	1.65 cm	61.51%	33.18%	1.854			
Depth Dose	30.88 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:21 p. m.	1.55 cm	61.57%	33.13%	1.859			
Depth Dose	30.88 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:40 p. m.	1.51 cm	61.64%	33.26%	1.853			
Depth Dose	30.88 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:58 p. m.	1.56 cm	61.20%	33.02%	1.853			
Depth Dose	30.89 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:15 p. m.	1.45 cm	61.72%	32.96%	1.872			
1-D Gamma analysis											
Collimator ang	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	99.84%	90.78%	0.65%	0.16%	0	1.17	0.21
1°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	99.68%	87.22%	1.46%	0.32%	0	1.29	0.24
2°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	97.41%	75.24%	7.77%	2.59%	0	1.35	0.32
3°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	97.25%	64.56%	9.55%	2.75%	0	1.2	0.42

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inline	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	1.35 cm	65.78%	37.52%	1.753			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:08 a. m.	1.53 cm	66.09%	37.89%	1.744			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:47 a. m.	1.53 cm	66.16%	37.94%	1.744			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:23 a. m.	1.52 cm	66.23%	38.03%	1.741			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:06 a. m.	1.53 cm	66.17%	38.01%	1.741			
1-D Gamma analysis											
Collimator ang	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	97.06%	86.76%	7.35%	2.94%	0	1.42	0.25
1°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	94.12%	85.29%	10.29%	5.88%	0	1.38	0.27
2°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	90.44%	85.29%	11.76%	9.56%	0	2.01	0.3
3°	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	90.44%	83.82%	11.03%	9.56%	0	2.26	0.31

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [I	Field size cros	Field size inline	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	1.20 cm	69.28%	42.79%	1.619			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:23 a. m.	1.29 cm	69.64%	42.92%	1.622			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:03 a. m.	1.29 cm	69.68%	42.99%	1.621			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:44 a. m.	1.41 cm	69.71%	42.99%	1.621			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:22 a. m.	1.29 cm	69.74%	43.00%	1.622			
1-D Gamma analysis											
Collimator ang	End position [I	Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	95.42%	89.31%	6.11%	4.58%	0	1.52	0.25
1°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	94.66%	88.55%	6.11%	5.34%	0.01	1.58	0.26
2°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	93.13%	87.79%	7.63%	6.87%	0	2.3	0.27
3°	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	93.89%	85.50%	9.16%	6.11%	0	1.61	0.28

PDD results of SSD Variations

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	1.40 cm	58.90%	31.29%	1.883			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	1:14 p. m.	1.65 cm	58.69%	30.44%	1.928			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:03 p. m.	1.55 cm	58.57%	30.49%	1.921			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:25 p. m.	1.61 cm	58.78%	30.79%	1.909			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:46 p. m.	1.60 cm	59.20%	30.82%	1.921			
1-D Gamma analysis											
SSD	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	55.00%	25.00%	58.57%	45.00%	0	2.41	0.96
90.5	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	48.57%	28.57%	59.29%	51.43%	0	2.08	1
92	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	50.71%	30.00%	57.86%	49.29%	0.02	1.85	0.86
93	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	52.86%	25.00%	57.14%	47.14%	0.04	2.31	0.98

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	1.65 cm	61.51%	33.18%	1.854			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	1:23 p. m.	1.61 cm	61.02%	32.48%	1.879			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:13 p. m.	1.75 cm	61.48%	32.44%	1.895			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:33 p. m.	1.66 cm	61.46%	32.77%	1.875			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:55 p. m.	1.91 cm	62.00%	32.87%	1.886			
1-D Gamma analysis											
SSD	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	64.89%	31.07%	47.90%	35.11%	0	1.98	0.8
90.5	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	63.11%	35.44%	47.41%	36.89%	0	1.87	0.8
92	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	64.56%	41.59%	43.53%	35.44%	0	2.12	0.73
93	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:00 p. m.	62.78%	45.63%	42.56%	37.22%	0	1.91	0.73

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	1.35 cm	65.78%	37.52%	1.753			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:13 a. m.	1.29 cm	65.41%	37.46%	1.746			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:54 a. m.	1.30 cm	65.55%	37.57%	1.745			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:38 a. m.	1.41 cm	65.98%	38.00%	1.736			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:20 a. m.	1.41 cm	66.10%	38.15%	1.733			
1-D Gamma analysis											
SSD	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	89.63%	82.96%	11.11%	10.37%	0	7.63	0.33
90.5	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	97.04%	88.15%	8.89%	2.96%	0	6.95	0.29
92	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	98.52%	69.63%	2.96%	1.48%	0	4.96	0.38
93	30.00 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	98.52%	54.07%	7.41%	1.48%	0	3.46	0.46

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	1.20 cm	69.28%	42.79%	1.619			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:29 a. m.	1.18 cm	68.89%	42.40%	1.625			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:12 a. m.	1.18 cm	69.19%	42.64%	1.623			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:55 a. m.	1.17 cm	69.42%	42.95%	1.616			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:36 a. m.	1.17 cm	69.64%	43.16%	1.614			
1-D Gamma analysis											
SSD	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
89.5	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	90.84%	89.31%	9.16%	9.16%	0	9.9	0.39
90.5	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	95.42%	92.37%	5.34%	4.58%	0	8.34	0.33
92	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	96.18%	78.63%	4.58%	3.82%	0.01	6.83	0.37
93	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	95.42%	67.18%	12.21%	4.58%	0	5.71	0.45

PDD results of Phantom Variations

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	1.40 cm	58.90%	31.29%	1.883			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:11 p. m.	1.38 cm	57.97%	30.28%	1.914			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:36 p. m.	1.62 cm	68.05%	36.65%	1.857			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:58 p. m.	20.96 cm	29.93%	99.52%	0.301			
Depth Dose	-0.05 cm	2.00 cm	2.00 cm	3:17 p. m.	31.00 cm	1.46%	26.73%	0.055			
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	57.86%	27.14%	60.71%	42.14%	0	2.57	0.89
1°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	53.57%	35.71%	52.14%	46.43%	0	23.04	4.27
2°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	0.00%	0.00%	100.00%	100.00%	1.11	281.58	157.45
3°	31.00 cm	2.00 cm	2.00 cm	2:15 p. m.	2.14%	0.71%	98.57%	97.86%	0.02	6745.85	1790.42

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	1.50 cm	61.63%	33.31%	1.85			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:21 p. m.	1.56 cm	60.92%	32.12%	1.896			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:46 p. m.	1.47 cm	60.88%	32.24%	1.888			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:06 p. m.	1.86 cm	67.21%	36.12%	1.861			
Depth Dose	-0.05 cm	4.00 cm	4.00 cm	3:25 p. m.	12.12 cm	89.02%	70.42%	1.264			
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	49.29%	25.71%	61.43%	50.71%	0.03	5.54	1
1°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	52.86%	26.43%	60.71%	47.14%	0.01	2.17	0.97
2°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	65.00%	40.00%	44.29%	35.00%	0	13.79	2.26
3°	31.00 cm	4.00 cm	4.00 cm	2:37 p. m.	0.00%	0.00%	100.00%	100.00%	1.13	151.02	52.55

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	1.35 cm	65.78%	37.52%	1.753			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	9:19 a. m.	1.38 cm	65.72%	37.82%	1.738			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:00 a. m.	1.38 cm	65.65%	37.79%	1.737			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	10:42 a. m.	1.37 cm	65.34%	37.47%	1.744			
Depth Dose	-0.05 cm	10.00 cm	10.00 cm	11:20 a. m.	1.37 cm	65.13%	37.32%	1.745			
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	29.49 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	98.51%	81.34%	2.99%	1.49%	0	7.7	0.35
1°	29.49 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	98.51%	79.10%	1.49%	1.49%	0	7.15	0.35
2°	29.49 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	97.76%	78.36%	7.46%	2.24%	0	7.03	0.36
3°	29.49 cm	10.00 cm	10.00 cm	4:08 p. m.	86.57%	73.13%	15.67%	13.43%	0	7.28	0.46

Photons depth analysis (current protocol: 'Varian CNRT')											
Scan type	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	R100	D100	D200	Qi			
Depth Dose	30.00 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	1.20 cm	69.28%	42.79%	1.619			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	9:37 a. m.	1.26 cm	69.24%	42.79%	1.618			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:17 a. m.	1.26 cm	69.18%	42.69%	1.62			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	10:58 a. m.	1.26 cm	68.89%	42.42%	1.624			
Depth Dose	-0.05 cm	25.00 cm	25.00 cm	11:36 a. m.	1.26 cm	68.60%	42.15%	1.628			
1-D Gamma analysis											
Ph angle	End position [Field size cros	Field size inlin	Time	Passed	Threshold 1	Threshold 2	Failed	Min	Max	Mean
0.5°	29.63 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	95.35%	92.25%	5.43%	4.65%	0	5.44	0.26
1°	29.63 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	95.35%	93.80%	5.43%	4.65%	0	4.67	0.24
2°	29.63 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	95.35%	86.05%	6.20%	4.65%	0	4.8	0.31
3°	29.63 cm	25.00 cm	25.00 cm	4:19 p. m.	84.50%	68.99%	19.38%	15.50%	0.01	5.34	0.48

Apéndice B:
**Resultados de determinación de dosis
absoluta.**

BASELINE 1

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$): **0.683**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.81** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1281** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.6** kPa T : **21.2** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.087}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.81** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.83**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.81** $M_2 =$ **12.8**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.001**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.001} \text{ } ^{fg}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.3945E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9948**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.6828E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0096E-02} \text{ Gy / MU}$$

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.681**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²

If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.84** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1284** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.5** kPa T : **21.1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.087}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.84** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.87**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V

Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.84** $M_2 =$ **12.81**

Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**

$a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4009E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9950**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7143E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0144E-02} \text{ Gy / MU}$$

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.682**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.85** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1285** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.5** kPa T : **21.0** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.85** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.86**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.85** $M_2 =$ **12.81**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.003**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.003} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4024E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9948**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7203E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0153E-02} \text{ Gy / MU}$$

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.681**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.86** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1286** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.4** kPa T : **20.8** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.86** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.9**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.002}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.86** $M_2 =$ **12.83**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4041E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9949**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7293E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0167E-02} \text{ Gy / MU}$$

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.676**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.85** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1285** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.4** kPa T : **20.8** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.85** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.88**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.85** $M_2 =$ **12.82**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4029E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9953**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7261E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0162E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.677**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.82** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1282** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.4** kPa T : **20.8** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.82** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.84**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.82** $M_2 =$ **12.78**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.003**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.003} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4006E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9952**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7145E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0144E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.678**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.82** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1282** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.3** kPa T : **20.6** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.82** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.85**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \left/ [k_{pol}]_{Q_0} \right. = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.82** $M_2 =$ **12.78**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.003**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.003} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4008E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9951**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7151E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0145E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.677**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.81** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1281** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.3** kPa T : **20.6** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.089}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.81** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.83**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.81** $M_2 =$ **12.79**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.3977E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9952**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7001E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0122E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.678**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.81** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1281** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.3** kPa T : **20.6** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.81** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.83**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.81** $M_2 =$ **12.77**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.003**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.003} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.3994E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9951**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.7078E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0134E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **29/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.683**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **13.11** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1311** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.7** kPa T : **20.8** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.085}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at $+V_1$ $M_+ =$ **13.11** rdg at $-V_1$: $M_- =$ **13.14**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **13.11** $M_2 =$ **13.08**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4269E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9948**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.8378E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0331E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **29/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.684**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **13.13** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1313** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.6** kPa T : **20.8** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.085}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at $+V_1$ $M_+ =$ **13.13** rdg at $-V_1$: $M_- =$ **-13.14**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **13.13** $M_2 =$ **13.09**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.003**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.003} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4300E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9947**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.8521E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0352E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **29/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.682**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **13.14** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1314** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.5** kPa T : **20.4** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.085}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **13.14** rdg at - V_1 : $M_- =$ **-13.17**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **13.14** $M_2 =$ **13.11**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^{fg}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4307E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9949**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.8563E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0359E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **29/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.684**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²

If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration

P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V

Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **13.15** nC rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1315** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.5** kPa T : **20.4** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.085}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at $+V_1$ $M_+ =$ **13.15** rdg at $-V_1$: $M_- =$ **-13.16**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V

Readings at each ^e V: $M_1 =$ **13.15** $M_2 =$ **13.11**

Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.003**

$a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.003} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4318E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9948**

taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.8606E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) = \mathbf{66.19} \text{ } \%$$

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0365E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **29/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.683**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **13.2** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1320** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.8** kPa T : **21.0** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.084}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **13.2** rdg at - V_1 : $M_- =$ **13.24**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.002}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **13.2** $M_2 =$ **13.19**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.001**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.001} \text{ } ^{fg}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.4340E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9948**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.8716E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0382E-02} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.678**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.69** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1269** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.3** kPa T : **20.6** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.69** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.71**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.69** $M_2 =$ **12.66**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.3854E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9951**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.6408E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{1.0033E-02} \text{ Gy / MU}$$

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.679**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.38** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1238** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.3** kPa T : **20.6** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.089}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.38** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.41**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.38** $M_2 =$ **12.35**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.3526E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9951**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.4834E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %

Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{9.7951E-03} \text{ Gy / MU}$$

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in a high-energy photon-beam**

User: **Roberto Aparicio** Date: **15/10/2022**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Elekta Synergy 6MV** Nominal Acc Potential: **6** MV
 Nominal dose rate: **300.0** MU min⁻¹ Beam quality, Q ($TPR_{20,10}$) **0.680**
 Reference phantom: **water** Set up: SSD SAD
 Reference field size: **10.0 x 10.0** cm x cm Reference distance: **100** cm
 Reference depth z_{ref} : **10.0** g cm⁻²

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: Nuclear Assoc 30-752 Farmer Serial No.: **3810**
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0.072** g cm⁻²
 Waterproof sleeve material: thickness: g cm⁻²
 Phantom window material: thickness: g cm⁻²

Abs. dose-to-water calibration factor ^a $N_{D,w,Q_0} =$ **0.04817** Gy/nC Gy/rdg

Calibration quality Q_0 : Co-60 photon beam Calibration depth: **5** g cm⁻²
 If Q_0 is photons, give $TPR_{20,10}$:

Reference conditions for calibration
 P_0 : **101.3** kPa T_0 : **20.0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential V_1 : **300** V
 Calibration polarity: +ve -ve corrected for polarity effect
 User polarity: +ve -ve

Calibration laboratory: **Ion quantities, IBA DOSIMETRY** Date: **14/8/2017**
 Electrometer model: **DOSE 2** Serial no.: **1375631**
 Calib. separately from chamber: yes no Range setting:
 If yes Calibration laboratory: Date:

3. Dosimetry reading ^b and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at V_1 and user polarity: **12.19** nC rdg
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU
 Ratio of dosimeter reading and monitor units: $M_1 =$ **0.1219** nC/MU rdg/MU

(i) P : **93.2** kPa T : **20.4** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1.088}$$

(ii) Electrometer calibration factor k_{elec} : **1.0000** nC/rdg dimensionless

(iii) Polarity correction ^a rdg at + V_1 $M_+ =$ **12.19** rdg at - V_1 : $M_- =$ **12.21**

$$[k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.000} \quad k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} / [k_{pol}]_{Q_0} = \mathbf{1.001}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages: V_1 (normal) = **300** V V_2 (reduced) = **150** V
 Readings at each ^e V: $M_1 =$ **12.19** $M_2 =$ **12.16**
 Beam type: pulsed pulsed-scanned

Voltage ratio $V_1 / V_2 =$ **2.0000** Ratio of read. $M_1 / M_2 =$ **1.002**
 $a_0 =$ 2.3370 $a_1 =$ -3.6360 $a_2 =$ 2.2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \mathbf{1.002} \text{ } ^t\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \mathbf{1.3308E-01} \quad \text{[] nC / MU} \quad \text{[] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, z_{ref}

Beam quality corr. factor for user quality Q: $k_{Q,Q_0} =$ **0.9950**
 taken from Table 14 Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \mathbf{6.3783E-03} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.61** g cm⁻²

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 10.0 x 10.0 cm x cm field size
 $PDD(z_{ref} = 10.0 \text{ g cm}^{-2}) =$ **66.19** %
 Absorbed-dose rate at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \mathbf{9.6363E-03} \text{ Gy / MU}$$