



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

CARACTERIZACIÓN DE
LOS PERFILES DE HACES
DE FOTONES LIBRES DE
FILTRO DE APLANADO DE
UN ACELERADOR LINEAL
DE USO MÉDICO

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

FÍSICA

P R E S E N T A

**JAZMIN GUADALUPE GARDUÑO
HERNÁNDEZ**



TUTOR:

JOSÉ ALEJANDRO JIMÉNEZ ACOSTA

Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2020



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

*Dedicado a mi madre, Gloria.
Por ser mi soporte y apoyo siempre.*

Agradecimientos institucionales

A la Universidad Nacional Autónoma de México por la oportunidad de acceder al conocimiento brindado durante todos estos años, además de las oportunidades y experiencias que me hicieron crecer en todos los ámbitos de mi vida.

Al hospital Médica Sur, en particular, al área de Radioterapia por permitirme usar sus equipos y materiales, además de brindarme un espacio en sus instalaciones en la realización de este trabajo.

Agradecimientos personales

A mi madre por todo el amor, apoyo y confianza brindados hasta ahora, a mi padre por el apoyo y las palabras de aliento. Todo lo que soy es debido a ustedes y no tengo como agradecer su esfuerzo y cariño. A mi hermano por todo lo que ha hecho por mí, sin quien mi vida no tendría la misma alegría y a quien admiro tanto. A Jaque por ser un soporte y apoyo siempre. Al resto de mi familia, quienes son una parte fundamental de lo que soy.

A Kiara y chiqui por ser mi compañía en muchas madrugadas y alegrarme la vida después del estrés en la facultad.

A Yocelin González por los consejos, cariño y la amistad brindada durante todos estos años. A Oscar Márquez por todas las palabras de aliento y la confianza. A Dhamar Sánchez por todo lo que compartimos, el apoyo y amistad brindados. A Emmanuel Paredes por su amistad, apoyo y tiempo. A Arely Escamilla por su amistad y cariño. A César Uyoa por la amistad y los momentos compartidos. No me alcanzan las palabras para expresar lo que cada uno significa para mí.

Al M. en C. José Alejandro Jiménez Acosta por aceptar ser mi asesor en este trabajo. Gracias por todo el conocimiento compartido, la guía, la paciencia, el tiempo, la comprensión y el apoyo brindado en esta jornada.

Al M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna por proponer este trabajo, además de sus observaciones y ayuda en el proceso.

A la Dra. Karla Paola García Pelagio, a la M. en C. Itzel Militza Torres Viquez, a la M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano y a la M. en C. Norma Paola Martínez García, quienes conformaron al jurado de mi trabajo, por sus observaciones y comentarios sobre el mismo además del tiempo que me prestaron.

Contenido

Resumen	III
Abstract	IV
Planteamiento del estudio	v
1. Introducción	1
1.1. Interacción de los fotones con la materia	1
1.1.1. Dispersión de Rayleigh	3
1.1.2. Efecto Compton	3
1.1.3. Efecto fotoeléctrico	5
1.1.4. Producción de pares	6
1.1.5. Interacciones fotonucleares	7
1.2. Producción de rayos X	8
1.2.1. Rayos X característicos	8
1.2.2. Rayos X de frenado	9
1.2.3. Espectro de un haz de rayos X	10
1.3. Acelerador lineal	11
1.3.1. Módulos y componentes principales	12
1.3.2. Producción de microondas y cañón de electrones	12
1.3.3. Guía de onda	14
1.3.4. Imán deflector	15
1.3.5. Componentes del cabezal de un acelerador lineal	16
1.4. Dosimetría relativa del haz de fotones de un acelerador lineal	19
1.4.1. Porcentaje de dosis en profundidad	19
1.4.2. Perfiles transversales de dosis	21

1.5.	Aseguramiento de calidad en radioterapia	23
1.5.1.	Programa de control de calidad en radioterapia	23
1.5.2.	Definición de intervalos de tolerancia	25
2.	Metodología	27
2.1.	Equipo y materiales	27
2.2.	Evaluación de los perfiles transversales de dosis de haces de fotones FFF	29
2.2.1.	Normalización de perfiles FFF	29
2.2.2.	Parámetros utilizados en la evaluación de perfiles FFF	31
2.3.	Evaluación de perfiles de haces de fotones FFF	33
2.3.1.	Comparación con datos reportados	33
2.3.2.	Comparación entre los métodos de normalización	34
2.3.3.	Análisis temporal	34
2.3.4.	Comparación con el TPS	35
2.4.	Determinación de los valores de tolerancia	35
3.	Resultados	38
3.1.	Comparación con datos reportados	38
3.2.	Comparación entre los métodos de normalización	39
3.3.	Análisis temporal	41
3.3.1.	Desaplanado	41
3.3.2.	Pendiente	42
3.3.3.	Intersección	44
3.3.4.	Posición del pico	45
3.3.5.	Simetría	46
3.4.	Comparación con el TPS	48
3.5.	Determinación de los valores de tolerancia	50
4.	Discusión	52
5.	Conclusiones	55
A.	Formatos del control de calidad de perfiles FFF	57
	Bibliografía	59

Resumen

La implementación de un programa de control de calidad en un acelerador lineal de radioterapia tiene la finalidad de garantizar su correcto funcionamiento bajo condiciones específicas, lo que se traduce en una mayor precisión entre la dosis prescrita en el tratamiento de un paciente y la dosis depositada. Particularmente, la incorporación relativamente reciente de aceleradores lineales que cuentan con la posibilidad de remover el filtro de aplanado ha llevado a la necesidad de evaluar detalladamente los perfiles de dosis de fotones que son producidos, los cuales son más intensos al centro.

En este trabajo se llevó a cabo la caracterización de haces de fotones no aplanados mediante perfiles transversales de dosis, utilizando parámetros de evaluación específicos para este tipo de perfiles como son: el desaplanado, la pendiente, la intersección, la posición del pico y el máximo cociente de dosis. Con el fin de conocer su variación, se evaluaron dichos parámetros para perfiles de dosis medidos por distintos usuarios durante un período definido. También, los perfiles de dosis medidos fueron comparados con valores reportados en la literatura para el mismo modelo de acelerador lineal utilizado y con una simulación virtual en el sistema de planificación de tratamientos comisionado para el acelerador lineal.

Con base en lo anterior, se diseñó un programa de control de calidad específico para este tipo de haz de fotones. Para ello, se estimaron los intervalos de confianza y tolerancia asociados a cada uno de los parámetros empleados en la evaluación de los perfiles de dosis para haces no aplanados.

Los resultados de este trabajo no solo serán útiles para verificaciones periódicas de los perfiles de dosis de haces no aplanados del acelerador lineal, sino que también serán útiles como referencia para evaluaciones posteriores de los algoritmos de cálculo del sistema de planificación del tratamiento, actualizaciones posteriores del sistema de planificación del tratamiento, después de mantenimientos preventivos y correctivos del acelerador lineal y otros.

Abstract

The implementation of a quality assurance program of a linear accelerator in radiation therapy has the task of ensuring its correct operation under specific conditions, therefore, there must be greater precision between the dose prescribed in the treatment of a patient and the dose deposited. In particular, the relatively new addition of linear accelerators with the ability of removing the flattening filter has led to the need of a detailed evaluation of the produced photon dose profiles which are more intense in the center.

In this work, transverse beams of non-flattening photon doses were characterized using different using specific evaluation parameters for this type of profile: unflatness, slope, intersection, peak position and maximum dose ratio. In order to know its variation, these parameters were evaluated for dose profiles measured by different users during a defined period of time. Also, the measured dose profiles were compared with values reported in the literature for the same linear accelerator model used and with a virtual simulation in the commissioned treatment planning system for the linear accelerator.

Based on the above, a specific quality assurance program was designed for this type of photon beam. For this, the confidence and tolerance intervals associated with each of the parameters used in the evaluation of the unflattened dose profiles were estimate.

The results of this work will not only be useful for periodic verifications of the unflattening dose profiles of the linear accelerator, but they will also be useful as a reference for subsequent evaluations of the calculation algorithms of the treatment planning system, subsequent updates to the system of treatment planning, after preventive and corrective maintenances of the linear accelerator and others.

Planteamiento del estudio

Antecedentes

Los aceleradores lineales son una herramienta fundamental de la radioterapia en la actualidad. Con el desarrollo de este tipo de tecnología se ha abierto campo al descubrimiento e implementación de diversos tratamientos, los cuales se adecúan a las necesidades de la medicina actual y responden a la urgencia por combatir distintos tipos de cáncer.

Con la finalidad de mejorar la precisión de tratamientos impartidos, los aceleradores lineales han sufrido diversas modificaciones a lo largo del tiempo. Como parte de tales modificaciones, los aceleradores lineales modernos brindan la posibilidad de remover el filtro de aplanado, lo cual ha permitido la producción de haces de rayos X no aplanados [1].

A diferencia de los haces de fotones que han sido aplanados, los haces no aplanados permiten alcanzar una tasa de dosis más alta, pues sin el filtro de aplanado en el camino del haz menos fotones son atenuados y la duración de cada sesión de tratamiento es menor. Estas características han despertado gran interés en algunas modalidades de tratamiento en radioterapia externa, como la radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés) o la radioterapia estereotáctica corporal (SBRT, por sus siglas en inglés), en las cuales se requiere impartir dosis más altas de radiación en menos fracciones, en comparación con un tratamiento convencional [2].

Como parte del aseguramiento de la calidad en los tratamientos de los pacientes en radioterapia, se debe realizar una verificación periódica del acelerador lineal y los haces de radiación que produce y así corroborar que está funcionando correctamente. Las verificaciones a realizar corresponden a procedimientos tanto de dosimetría relativa como de referencia, y son reguladas por normativas nacionales y códigos de práctica internacionales, los cuales son establecidos por organismos expertos [3]. Sin embargo, la posibilidad de remover el filtro de aplanado en los aceleradores lineales conduce a la necesidad de establecer un conjunto de verificaciones específicas para los haces de fotones que son producidos bajo esta condición,

los cuales no pueden ser descritos y analizados de la misma forma en que lo han sido los haces de fotones aplanados [4].

Justificación

En México existen normativas para la verificación de los perfiles de dosis de haces de fotones que han sido aplanados por un filtro en un acelerador lineal. Sin embargo, no existen normativas en relación a la verificación de haces de fotones sin filtro de aplanado, a pesar de que su uso es cada vez más común en el país. Por lo tanto, es necesario implementar un programa de control de calidad específico para este tipo de haces de fotones con valores de referencia, el cual sea adecuado a las necesidades de cada centro de radioterapia.

Objetivos

Objetivo general

Evaluar y diseñar un programa de control de calidad para perfiles de dosis en profundidad de haces de fotones libres de filtro de aplanado provenientes de un acelerador lineal.

Objetivos específicos

- Definir el método y los parámetros a emplear en la evaluación de haces de fotones libres de filtro de aplanado.
- Realizar un análisis de los perfiles de dosis obtenidos con un acelerador lineal.
- Analizar los perfiles de dosis cargados en el sistema de planificación de tratamientos.
- Comparar los perfiles de dosis obtenidos con los cargados en el sistema de planificación de tratamientos.
- Analizar los perfiles de dosis obtenidos a lo largo de un periodo temporal, que permitan definir la tolerancia que se asignará a los parámetros que caracterizan a un perfil.
- Diseñar un programa de control de calidad periódico para haces de fotones libres de filtro de aplanado.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Interacción de los fotones con la materia

Se le denomina radiación ionizante a aquella capaz de ionizar y excitar átomos de la materia con la cual interacciona. La energía necesaria para ionizar un átomo se encuentra entre los 4 eV y los 25 eV, variando en función del elemento del que se trate, por lo que la radiación requiere portar energía cinética mayor a estos umbrales para ser considerada ionizante [5]. En la figura 1.1 se observa que la energía requerida para la ionización de los gases nobles es mayor que la del resto de los elementos, esto debido a que sus capas electrónicas se encuentran completas.

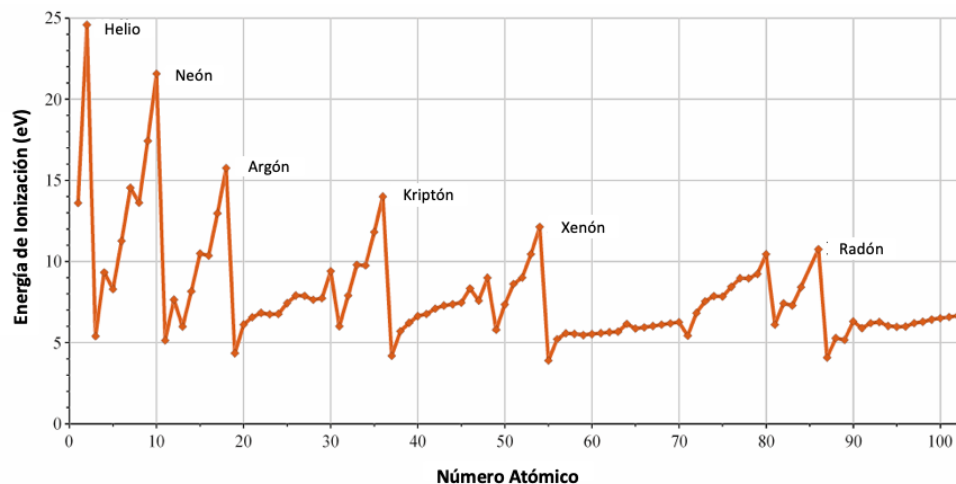


Figura 1.1: Energía de ionización de los elementos en función a su número atómico [6].

Existen diferentes tipos de radiación ionizante, los cuales son producidos de diferentes maneras. Los más relevantes en aplicaciones médica son: fotones (Rayos γ y X), electrones, partículas cargadas pesadas y neutrones. En este trabajo se estudiarán los fotones.

Los fotones no poseen carga ni masa. Por ello, son capaces de penetrar profundamente en la materia en comparación con las partículas cargadas, es decir, la cantidad de interacciones debidas a fotones son menores. Cuando un haz de fotones incide en la materia se producen distintos tipos de interacciones, las cuales guardan dependencia con la energía del haz de fotones y el número atómico (Z) del material en el que incide. En particular, los tipos de interacción de fotones con materia más relevantes en las aplicaciones médicas son el efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares, debido a que producen una transferencia de energía a los electrones (ionización), los cuales a su vez sufren interacciones de Coulomb en su vecindad [5].

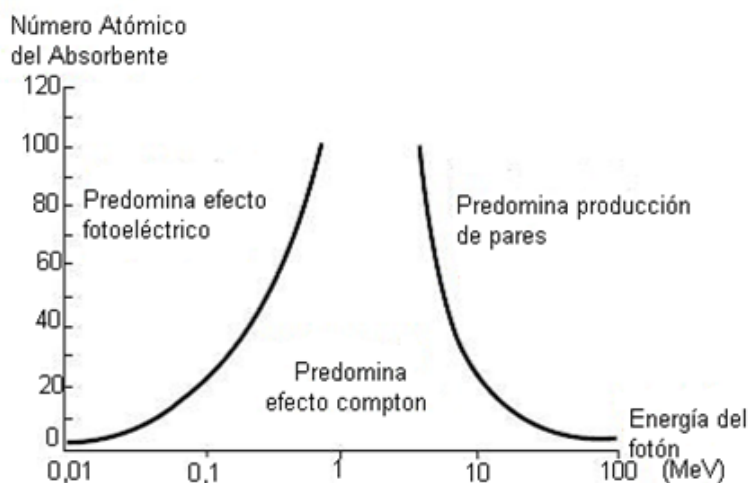


Figura 1.2: Importancia relativa de los tres principales tipos de interacción de fotones con la materia en el intervalo de energía utilizado en aplicaciones médicas. Las curvas muestran los valores de Z y energía para los cuales dos tipos de efectos son igual de probables [7].

En la figura 1.2 se muestra la forma en que predominan cada uno de los tipos de interacción mencionados, como función de Z y la energía del haz de fotones. Se observa que el efecto fotoeléctrico y la producción de pares predominan cuando Z es alto, teniendo como diferencia que la energía del fotón es baja en el efecto fotoeléctrico y alta en la producción de pares. El efecto Compton predomina en la región de Z baja [7].

1.1.1. Dispersión de Rayleigh

En la dispersión de Rayleigh ocurre una leve excitación de la totalidad del átomo, haciendo oscilar sus electrones en una misma fase. Esta oscilación es causada por la energía del campo magnético generado por el fotón incidente, cuya energía es reemitida en forma de otro fotón con la misma energía que el incidente, pero en una dirección diferente, así que se considera un efecto elástico (figura 1.3). Este tipo de interacción no se considera importante en radiología, pues no existe una transferencia de energía, ni se producen ionizaciones o excitaciones a alguna partícula cargada.

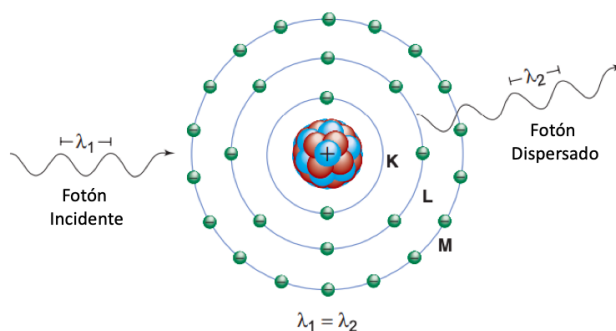


Figura 1.3: Esquema de la dispersión de Rayleigh. Un fotón incidente λ_1 interactúa con un átomo y se emite un fotón dispersado λ_2 con la misma energía. K, L y M son capas electrónicas [8].

El ángulo de dispersión del fotón depende de su energía y Z . La dispersión de Rayleigh ocurre con mayor probabilidad para rayos X de baja energía, lo cual se refleja en su sección transversal atómica:

$$\sigma_R \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (1.1)$$

la cual guarda una relación inversamente proporcional con el cuadrado de la energía [5].

1.1.2. Efecto Compton

El efecto Compton es la interacción predominante para fotones con el tejido blando en el rango de energía de diagnóstico. Esta interacción ocurre con mayor probabilidad entre fotones y electrones de la capa de valencia. El electrón es expulsado del átomo y el fotón es dispersado con una energía menor a la incidente (figura 1.4).

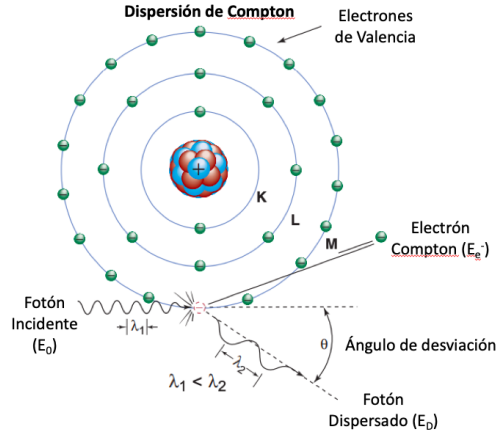


Figura 1.4: Efecto Compton. Ocurre la dispersión del fotón con una energía menor a la inicial y un ángulo de deflexión determinado [8].

Debido a las leyes de conservación de la energía y el momento, la energía cinética del electrón expulsado E_{e^-} se obtiene a partir de la diferencia de energías entre el fotón incidente E_0 y el dispersado E_{sc} :

$$E_{e^-} = E_0 - E_{sc} \quad (1.2)$$

Aquí, se supone despreciable la energía de ligadura del electrón liberado. La energía del fotón dispersado E_{sc} puede ser obtenida a partir de su ángulo de dispersión respecto a la trayectoria del fotón incidente (θ) y E_0 como:

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{m_0c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (1.3)$$

donde m_0c^2 es la energía del reposo del electrón. A su vez, el ángulo θ está relacionado con el ángulo de expulsión del electrón (φ) de la forma [8]:

$$\cot \varphi = \left(1 + \frac{E_0}{m_0c^2} \right) + \tan \left(\frac{\theta}{2} \right) \quad (1.4)$$

La probabilidad de que ocurra una interacción tipo Compton depende de Z , lo cual se refleja en la sección eficaz por electrón (Klein-Nishina) para este efecto dada por:

$$\frac{\sigma}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} e\sigma \quad (1.5)$$

donde N_A es el número de Avogadro, A la masa molar del material, $e\sigma$ la sección eficaz por electrón, y $\frac{\sigma}{\rho}$ el coeficiente másico de atenuación por interacciones Compton [5].

1.1.3. Efecto fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, el fotón incidente es absorbido por un electrón fuertemente ligado dentro del átomo con el cual interacciona, es decir, de aquellos que se encuentran en las capas más internas del átomo, provocando que el electrón (también llamado fotoelectrón) salga del material con una nueva energía. A diferencia del efecto Compton, en el efecto fotoeléctrico el fotón incidente cede toda su energía al electrón. Para que ocurra el efecto fotoeléctrico, el fotón incidente debe contar con una energía igual o superior a la función de trabajo que mantiene ligado al electrón con su respectivo átomo. La energía en exceso que porte el fotón se convierte en energía cinética del electrón [5, 8].

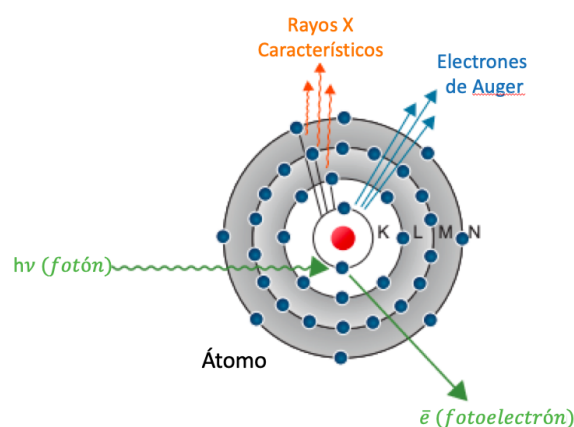


Figura 1.5: Efecto fotoeléctrico. Se muestra como el resultado es la expulsión del electrón, además de la posibilidad de emisión de rayos X o electrones Auger [9].

Una vez que el electrón abandona el átomo, los electrones en capas superiores llenan el espacio que es dejado, liberando su energía excedente en forma de rayos X característicos o puede ser transmitida a otro electrón en el átomo, el cual será expulsado del mismo (electrón Auger) [8].

En el caso de fotones de baja energía, el efecto fotoeléctrico es el tipo de interacción con la materia dominante. Además, su probabilidad de ocurrencia aumenta con Z del material en cuestión. Para cada elemento, la probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico no decrece de forma uniforme conforme aumenta la energía del fotón incidente, si no que presenta discontinuidades abruptas o picos (figura 1.6). Esos picos son llamados de absorción y justo después de ellos la probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico aumenta drásticamente; los picos se presentan justo cuando el fotón incidente supera la energía de enlace de las capas

internas del átomo, pues en tal condición el fotón tiene más opciones para producir una interacción [8].

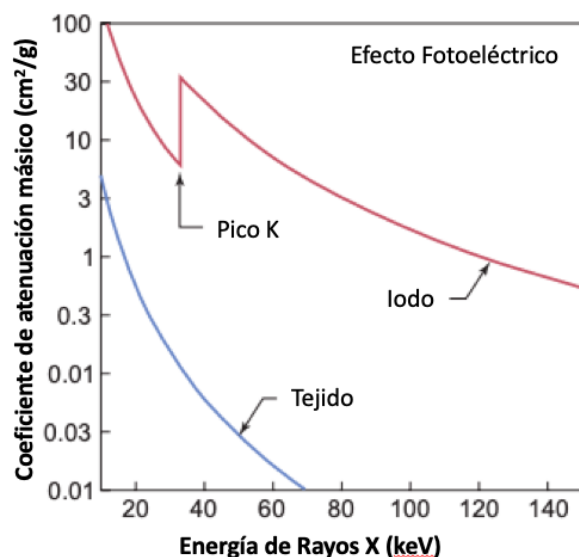


Figura 1.6: Coeficiente másico de atenuación en función de la energía para Iodo ($Z = 53$) y tejido ($Z_{efectiva} = 7$). Se observa que la manifestación de picos de absorción es mayor para materiales con alto Z [8].

1.1.4. Producción de pares

En este fenómeno, el fotón interactúa con el campo eléctrico del núcleo de un átomo, transformando su energía en un par electrón-positrón. La energía de la masa en reposo equivalente para cada electrón es de 0.511 MeV, por lo que la energía umbral de los fotones para que este fenómeno ocurra es 1.022 MeV. La energía sobrante del fotón incidente se reparte entre el par electrón-positrón como energía cinética y son emitidos fuera del átomo [8,10]. Lo más probable es que las dos partículas reciban la misma energía cinética, pero esta puede distribuirse de forma desigual [9]. Después, el electrón y positrón pierden su energía cinética vía excitación y ionización. Cuando el positrón llega al reposo, este interactúa con un electrón y da lugar a dos fotones de aniquilación de 0.511 MeV en direcciones opuestas [8,9].

A diferencia de los efectos fotoeléctrico y Compton, la producción de pares no ocurre en rayos X de diagnóstico pues las energías de los fotones empleados son menores que el valor umbral. De hecho, la producción de pares no se vuelve significativa hasta que las energías de los fotones exceden en gran medida el umbral de energía de 1.022 MeV [8].

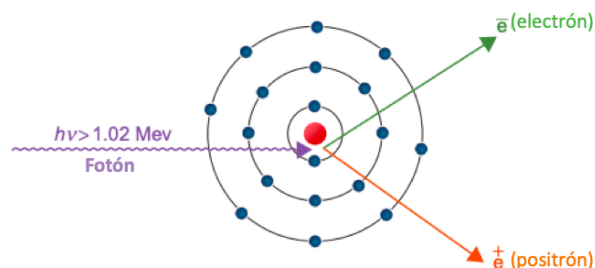


Figura 1.7: Producción de pares. En el diagrama se observa que el fotón incidente debe tener una energía superior a los 1.022 MeV para que se lleve a cabo este tipo de interacción [9].

1.1.5. Interacciones fotonucleares

Una reacción fotonuclear es aquella en la que el fotón interactúa con el núcleo de un átomo, siendo absorbido por un protón o neutrón en el mismo. Tras esa excitación, el protón o el neutrón sale del núcleo, por lo que el átomo queda ionizando [5]. Para que ocurra una interacción de este tipo, el fotón incidente debe de superar la energía de enlace que tiene el núcleo, es decir, puede implicar una energía superior a 8 MeV. Las energías de enlace nuclear, al igual que en el caso de las de ionizaciones, varían dependiendo del elemento del que se traten, pero todas son del orden de 1 a 10 MeV [11].

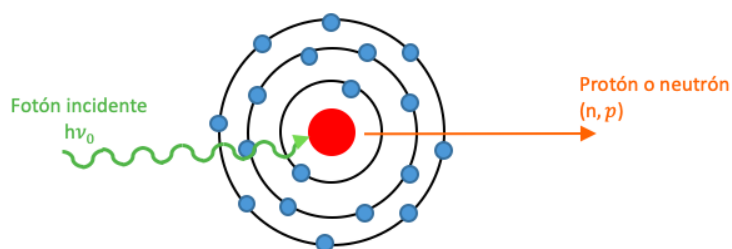


Figura 1.8: Interacciones fotonucleares. Se muestra la interacción directa del fotón con el núcleo, expulsando un protón o un neutrón.

Las interacciones fotonucleares tienen una menor probabilidad de ocurrencia que las anteriormente mencionadas, pero siempre deben ser consideradas, pues podrían representar un problema de seguridad radiológica. En el caso de los aceleradores lineales usados en la práctica clínica, es común la producción de neutrones cuando se trabaja con energías superiores a los 10 MV, por lo que existen regulaciones al respecto [5].

1.2. Producción de rayos X

Los rayos X son radiación electromagnética de energía alta que se caracterizan por ser capaces de atravesar una gran cantidad de objetos, entre los que se encuentran los tejidos presentes en el cuerpo humano [12].

Los rayos X son producidos por la interacción de electrones altamente energéticos con la materia [9]. Es importante que el blanco con el que interactúan los electrones tenga un Z alto, pues esto aumenta la probabilidad de producción de rayos X. En radioterapia es común que el material utilizado en un blanco sea tungsteno, con $Z = 74$, el cual además posee otras propiedades de interés como su resistencia a temperaturas altas, pues su punto de fusión es alto. A partir de la forma en que son generados, los rayos X pueden ser clasificados en dos grupos principales: rayos X característicos y rayos X de frenado.

1.2.1. Rayos X característicos

Los rayos X característicos son producidos cuando un electrón incidente tiene una interacción de Coulomb con otro electrón que se encuentra en los átomos del blanco y lo expulsa. Como resultado de esto, el electrón expulsado deja un hueco en los orbitales del átomo que es ocupado por otro electrón de las capas superiores, liberando la energía excedente como un fotón. En el caso de blancos con Z alto, el fotón producido es lo suficientemente energético para considerarse dentro del rango de energía de los rayos X [5].

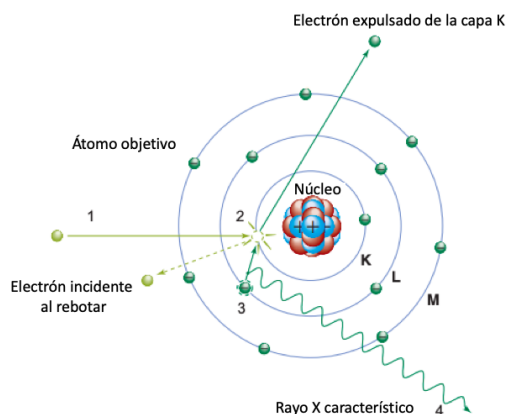


Figura 1.9: Representación de la producción de rayos X característicos. Un electrón (1) incide en el átomo del blanco, el cual expulsa un electrón de la capa K (2), dando lugar a que un electrón de la capa L (3) sustituya su lugar y genere un rayo X característico (4) [8].

Los rayos X que son producidos de esta manera son llamados característicos, debido a que son únicos para cada elemento y de la transición entre orbitales que tenga lugar (entre la capa K y L, por ejemplo). Se considera que los rayos X característicos presentan un espectro de energía discreto, pues para cada átomo y orbital involucrado, se tiene una energía específica. La dirección del fotón generado no está relacionada con la energía ni la dirección del electrón incidente, pues se considera como una reacción secundaria a la interacción [5].

1.2.2. Rayos X de frenado

La radiación de frenado (bremsstrahlung) es producida cuando el electrón tiene una interacción de Coulomb con el núcleo atómico de uno de los átomos pertenecientes al blanco, teniendo como resultado la desviación del electrón; la energía cinética perdida por el electrón desviado es convertida en radiación en forma de rayos X [9].

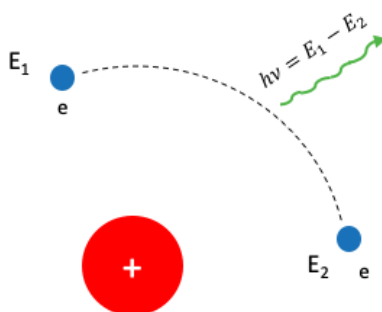


Figura 1.10: Representación del fenómeno de bremsstrahlung. Se observa que la energía del fotón generado es la diferencia de energías del electrón, antes y después de la interacción con el núcleo atómico [13].

Los fotones producidos a través de bremsstrahlung tienen energías distintas, dependiendo del parámetro de impacto, por lo que presentan un espectro de energía continuo. La energía de cada fotón producido es menor o igual a la del electrón incidente. La dirección de propagación de los fotones producidos está relacionada, entre otros aspectos, con la energía de los electrones de los que provienen. En la figura 1.11 se muestra la probabilidad de propagación de los fotones como función de la energía, donde se observa que con el aumento de la

energía aumenta la probabilidad de que los fotones se propaguen en la dirección del electrón incidente [9].

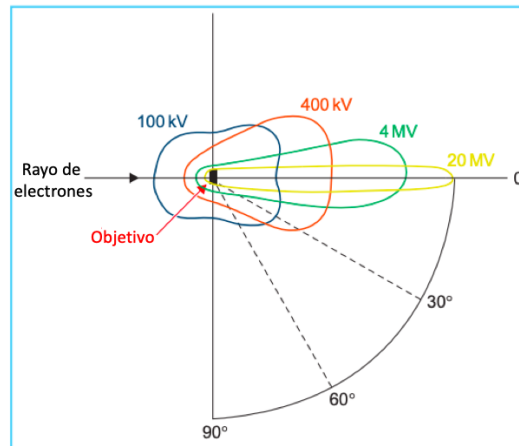


Figura 1.11: Probabilidad de propagación de los fotones generados como radiación de frenado en función de la energía de los electrones que los generan [9].

1.2.3. Espectro de un haz de rayos X

El espectro de energía completo de un haz de rayos X consta de una componente continua (rayos X de frenado) y de una componente discreta (rayos X característicos).

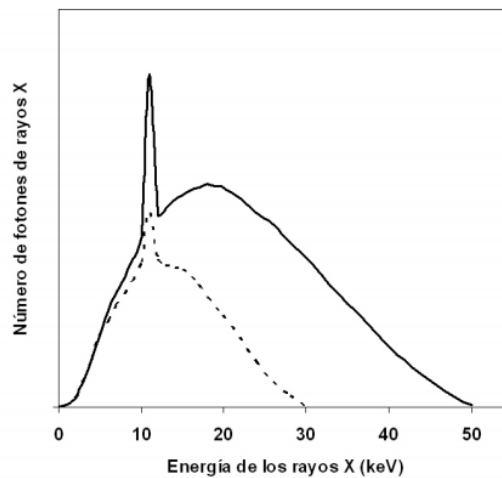


Figura 1.12: Espectro de energía para un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno (30 y 50 kV) [14].

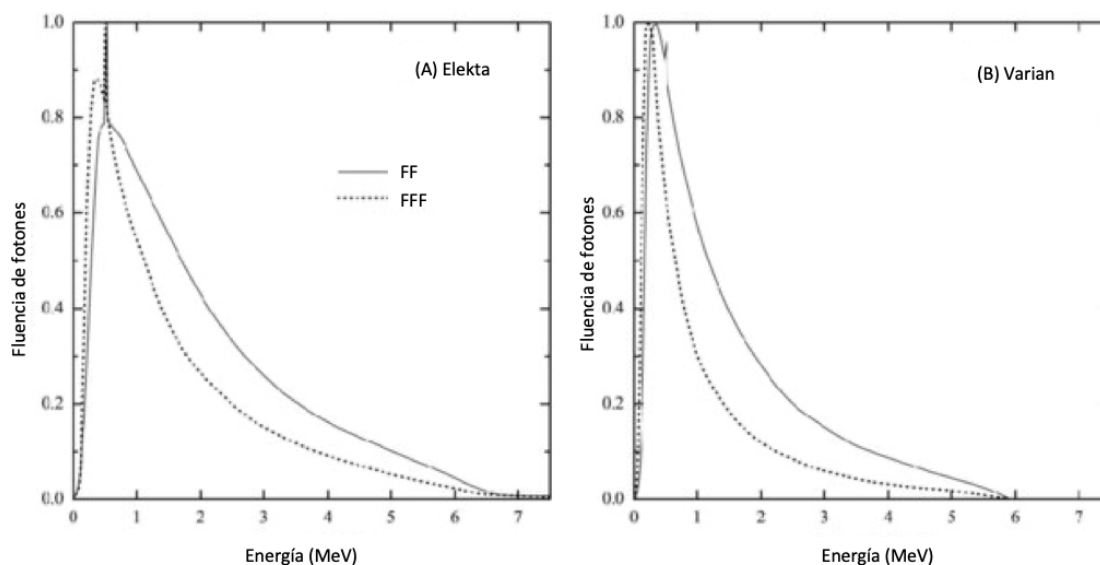


Figura 1.13: Espectro de energía de haces de fotones con y sin filtro de aplanado (FF y FFF, respectivamente) de aceleradores lineales (A) Elekta y (B) Varian, para tamaños de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$, respectivamente [15].

En las figuras 1.12 y 1.13 se muestran los espectros de energía típicos para haces de rayos X de kV y MV, respectivamente. En ambas figuras se observa un pico de radiación característica superpuesto en una componente continua. La energía máxima de los fotones en un espectro de energía es igual a la energía del haz de electrones que colisiona con el blanco, la cual es equivalente a la diferencia de potencial con el que es acelerado [9, 14].

1.3. Acelerador lineal

Un acelerador lineal es un equipo utilizado para acelerar partículas con carga, por ejemplo electrones, con ayuda de ondas electromagnéticas de alta frecuencia siendo capaz de producir radiación ionizante [9].

Los aceleradores lineales tienen una gran variedad de aplicaciones, incluyendo la investigación de partículas elementales, el análisis de las propiedades de los materiales, el análisis de muestras biológicas y la terapia médica [16]. En el área médica, el funcionamiento de un acelerador lineal (linac) sigue los mismos principios físicos que en los otros tipos de aceleradores y, típicamente, se utilizan potenciales de aceleración de entre 4 y 25 MV [17].

1.3.1. Módulos y componentes principales

La estructura de un linac tiene variaciones dependiendo del fabricante. Sin embargo, como se muestra en el diagrama de la figura 1.14, las componentes principales en todos estos son una fuente de microondas, un cañón de electrones, una guía de aceleración y un sistema magnético deflector del haz. Para que un linac funcione requiere de un modulador, el cual se encarga de aportar la energía con la cual se alimenta el cañón de electrones y el sistema generador de microondas. Los electrones generados por el cañón de electrones son inyectados en el tubo de la guía de onda y se les transfiere energía por medio de microondas, siendo así acelerados a través de la guía de onda. Al finalizar su recorrido en la guía de onda, los electrones son deflectados con un ángulo determinado aplicando un campo magnético (sistema deflector) [9].

Además de lo anterior, un acelerador lineal cuenta con otros aditamentos importantes, tales como: un blanco hecho de materiales con Z alto, colimadores primario y secundario, filtro de aplanado movable y un colimador multihojas [9].

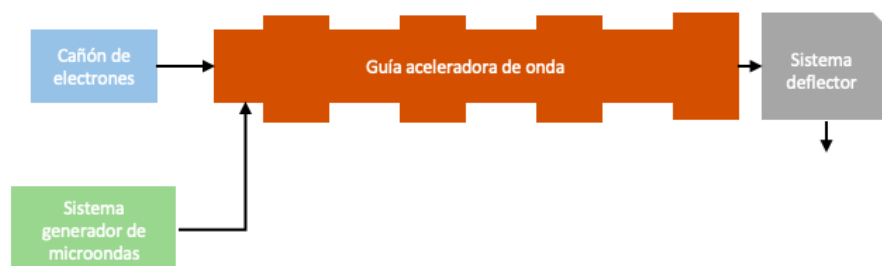


Figura 1.14: Estructura general de un linac.

1.3.2. Producción de microondas y cañón de electrones

En un linac, los electrones se producen por medio de un cañón de electrones. El cañón de electrones está conformado por un cátodo y un ánodo. La producción de electrones ocurre al calentar el cátodo (generalmente de tungsteno) hasta una temperatura en que los electrones libres del material adquieren la energía térmica necesaria para superar su función de trabajo, por lo cual saldrán expulsados del material. Este proceso se conoce como emisión termiónica (figura 1.15) [18].

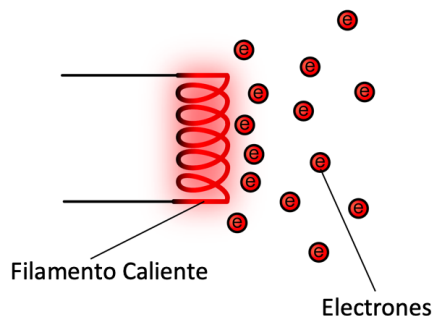


Figura 1.15: Emisión termoiónica. Cuando se calienta un filamento, éste será capaz de emitir electrones, siempre que la función de trabajo del material sea superada [19].

Después de que son liberados, los electrones son acelerados hacia el ánodo por medio de una diferencia de potencial aplicada entre el ánodo y cátodo. La producción de microondas se realiza por medio de una componente llamada magnetrón, la cual genera pulsos de microondas al actuar como un oscilador. El magnetrón tiene forma cilíndrica y está conformado por cavidades que pueden variar de forma; en el centro del magnetrón se encuentra un cátodo y en el exterior un ánodo, entre los que se genera vacío. En la figura 1.16 se presentan las componentes del magnetrón.

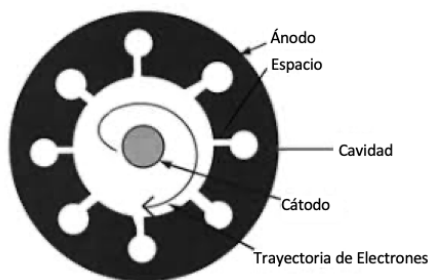


Figura 1.16: Componentes de un magnetrón. En este caso, las cavidades tienen forma de ranuras seguidas de un agujero [20].

El funcionamiento de magnetrón se basa en la emisión termoiónica por parte del cátodo, a partir de la cual se generan electrones que, a través de un campo magnético estático perpendicular a la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico (CC) pulsado aplicado entre el ánodo y el cátodo, son acelerados hacia el ánodo y se mueven en espirales a través de las cavidades, radiando energía en forma de microondas [20].

Como alternativa al magnetrón, los aceleradores lineales que operan a altas energías,

pueden utilizar un *klystron*, el cual funciona como amplificador de microondas. En la figura 1.17 se muestra el esquema de un *klystron* típico de dos cavidades. El *klystron* funciona al producir electrones en el cátodo por emisión termoiónica, los cuales serán acelerados hacia el ánodo en el extremo opuesto. Los electrones llegarán a la primera cavidad, la cual es alimentada por microondas de baja potencia que generan un campo eléctrico alternante; debido a la existencia de ese campo, la velocidad de algunos electrones se verá afectada, lo que provoca que unos sean más rápidos, otros más lentos y otros mantengan su velocidad, por lo que se formarán grupos de electrones. Conforme los grupos de electrones lleguen a la segunda cavidad, en la cual inducirán carga, será generado un campo eléctrico que desacelerará a los electrones al llegar, provocando que la energía cinética perdida sea convertida en microondas, que en este caso estarán amplificadas [9].

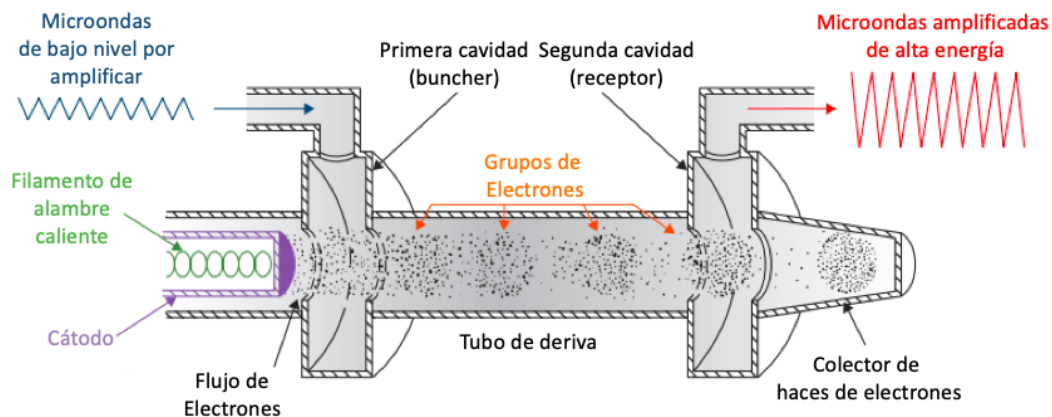


Figura 1.17: Diseño de un *klystron* de dos cavidades [9].

1.3.3. Guía de onda

Después de que los electrones y las microondas son producidas, estos llegan a la estructura aceleradora o guía de onda del acelerador lineal. La guía de onda es una estructura que se encuentra al alto vacío y está conformada por una serie de discos de cobre. A partir de su estructura, los aceleradores lineales se dividen en dos tipos principales: aquellos que funcionan con un sistema de onda viajera y los que utilizan un sistema de onda estacionaria. Dependiendo del tipo de estructura que tenga la guía de onda del acelerador, así como las energías que maneje el mismo, la longitud de la guía de onda tendrá variaciones [9].

Los aceleradores lineales que siguen el principio de onda viajera utilizan las microondas, anteriormente producidas, haciendo que lleven a los electrones; esto ocurre al aplicar diferen-

cias de potencial entre los discos de la estructura que acelerarán a los electrones, los cuales alcanzan la velocidad de las microondas al ser ralentizadas, por lo que los electrones son llevados por las ondas hasta el final de la estructura. Los aceleradores lineales de la marca Elekta utilizan este principio [20].

En el caso de los aceleradores lineales de onda estacionaria, los electrones no viajan con la onda. En este caso, la onda empleada en la aceleración es generada a partir de la reflexión de las microondas en los extremos de la guía de aceleración, lo cual superpone ondas de forma que se genera una onda estacionaria con nodos fijos. Las ondas estacionarias producen un campo electromagnético en los discos, al cual son sometidos los electrones inyectados al sistema acelerador, favoreciendo su aceleración en una dirección privilegiada, lo cual ocurre debido a que los electrones mantienen su posición relativa con respecto a la onda estacionaria. En la figura 1.18 se muestra como se aceleran los electrones por medio de una onda estacionaria, la cual es el principio de funcionamiento de los aceleradores lineales de la marca Varian [20].

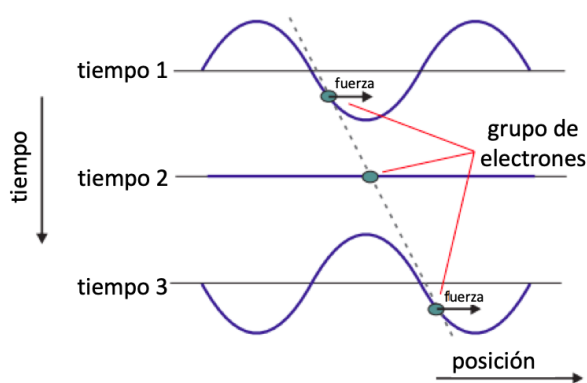


Figura 1.18: Representación de la aceleración de los electrones en una onda estacionaria. Se observa, como función del tiempo, que el campo eléctrico provoca que pequeños paquetes de electrones sean acelerados hacia la derecha (tiempos 1 y 3) [20].

1.3.4. Imán deflector

Los aceleradores lineales cuentan con un imán o sistema deflector encargado de guiar el haz de electrones hacia la salida del cabezal. La forma del sistema deflector depende de la longitud de la guía de onda. En la figura 1.19 se pueden ver algunos ejemplos para distintos diseños del cabezal del linac.

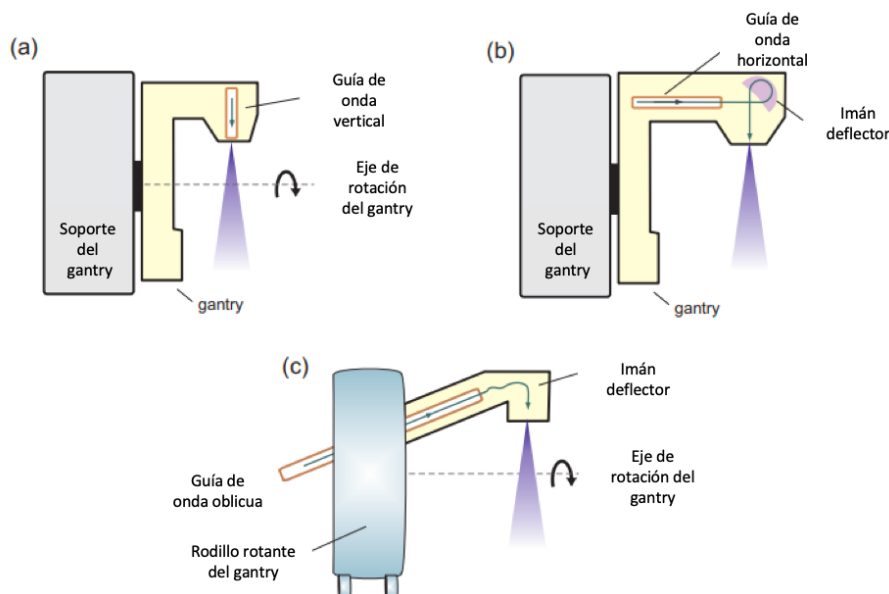


Figura 1.19: Diseños de un linac. (a) Se muestra un linac de onda estacionaria con potenciales de aceleración de hasta 6 MV (sin imán deflector). Para potenciales mayores, se requiere de un imán deflector, ya sea en un sistema de (b) onda estacionaria o de (c) onda viajera [20].

El sistema deflector de un linac está conformado por bobinas a través de las cuales se hace pasar una corriente eléctrica alta, la cual es capaz de generar un campo magnético que desvíe a los electrones. Se busca que los electrones sean deflectados a 270° , pues de esa forma se hace un filtro al haz de electrones y se hace converger a un punto focal. Si el sistema deflector lo hiciera en un ángulo de 90° , incluso con pequeñas diferencias energéticas entre los electrones, la divergencia del haz sería mucho mayor [20].

1.3.5. Componentes del cabezal de un acelerador lineal

En la figura 1.20 se muestran las componentes del cabezal de un linac. En ella podemos observar un blanco para producir rayos X, los colimadores primarios y secundarios, el filtro de aplanado, la placa dispersora, entre otras componentes [9].

Para que un linac produzca haces de fotones es necesario hacer colisionar a los electrones que salen del sistema deflector con un blanco movable grueso y hecho de un material con número atómico de Z alto (normalmente tungsteno), con lo que se producirán rayos X [9]. El material debe de ser de un Z alto para hacer eficiente la producción de rayos X. Además de esto, el material debe tener un punto de fusión alto [17]. El colimador primario se encuentra

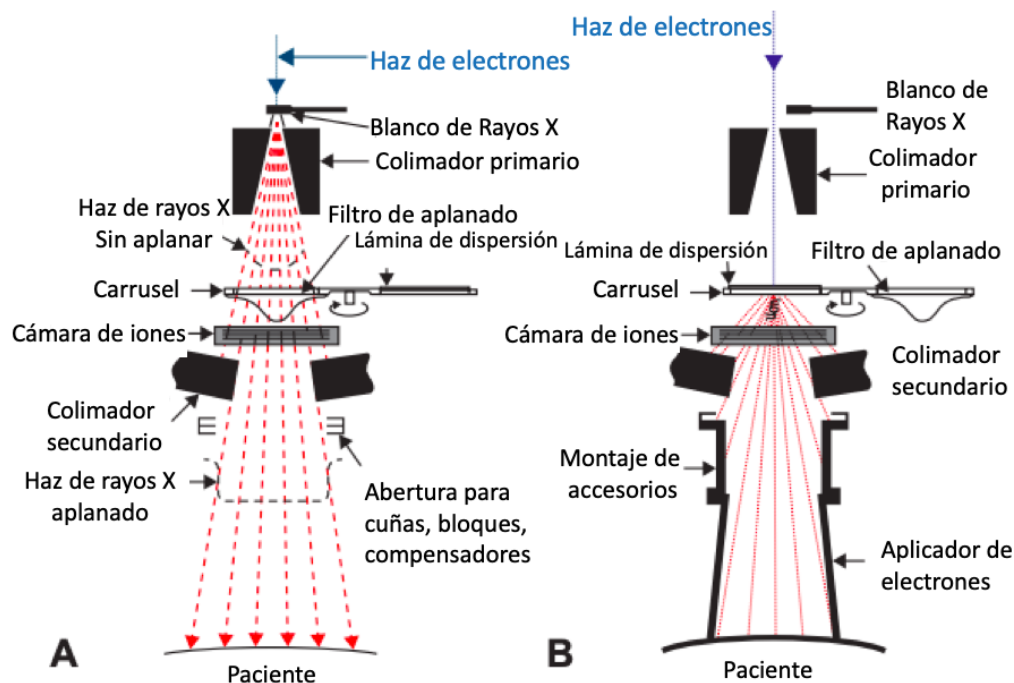


Figura 1.20: Componentes del cabezal de un linac. Se muestran las componentes involucradas en la irradiación con (a) haces de fotones y (b) haces de electrones [9].

justo después del blanco y es fijo; en este colimador se define el tamaño de campo circular máximo del haz de fotones. Después se tiene un colimador secundario, el cual consta de dos pares de bloques (quijadas) móviles y con los cuales se forman campos rectangulares de hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ [9, 17].

El filtro de aplanado es un aditamento utilizado para darle una forma uniforme (plana) al haz de fotones que produce un acelerador lineal. Se localiza entre los colimadores primario y secundario y tiene un mayor espesor en la zona central que en los bordes, pues es la zona en que hay una mayor fluencia de fotones. Su forma también depende de la energía del haz y el material con el que normalmente es fabricado es el tungsteno, pero también utilizan el acero o el aluminio, los cuales traen ventajas y desventajas [9, 17].

Los fotones con más baja energía son removidos del haz cuando atraviesa el filtro de aplanado, por lo que la región central del haz de fotones tiene una energía promedio mayor y, por lo tanto, más penetrante que la periférica. Este hecho también ocasiona que la forma del perfil cambie con la profundidad [9]. Por otro lado, las características del haz también se modifican si se remueve el filtro de aplanado. En la figura 1.21 se muestra la diferencia entre los perfiles generados en un haz con filtro de aplanado (FF, por sus siglas en inglés)

y en uno sin filtro de aplanado (FFF, por sus siglas en inglés), donde en el caso de un haz de fotones FFF se observa un perfil transversal de dosis con forma de una campana. Otra consecuencia de remover el filtro de aplanado es que, debido a que el haz no es atenuado, la tasa de dosis es mayor [9,17].

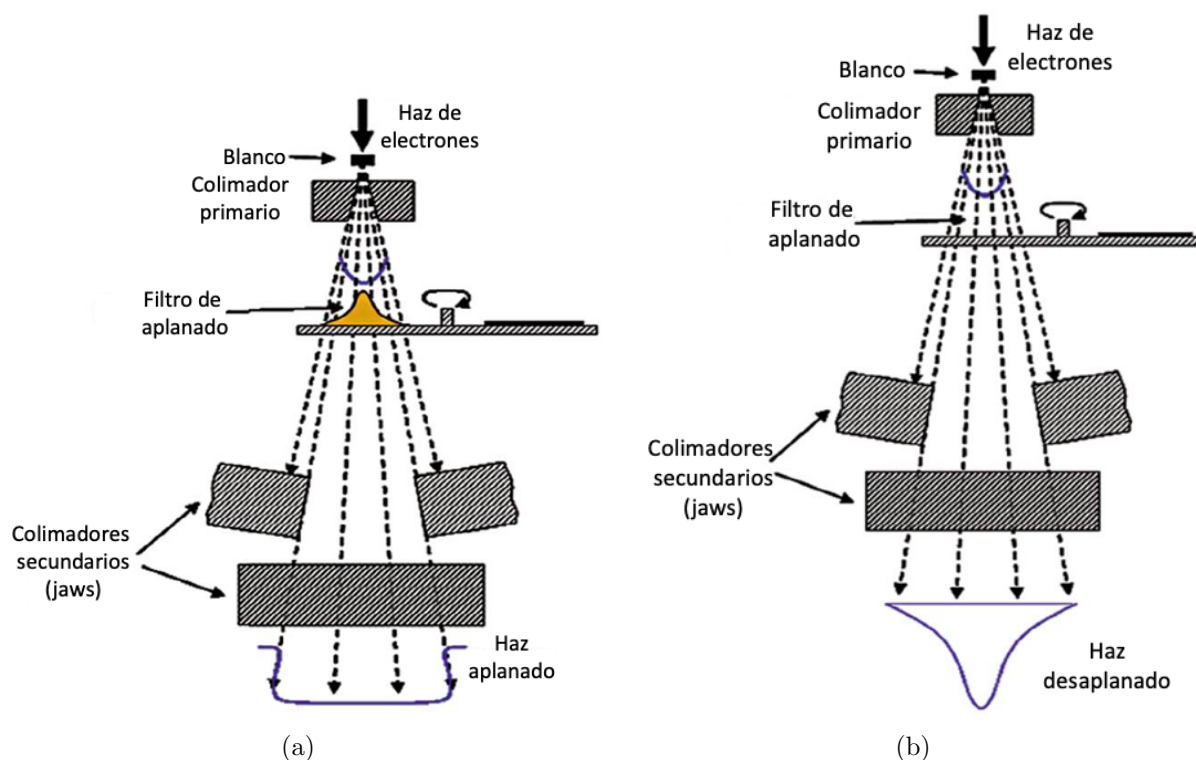


Figura 1.21: Diferencia entre el perfil generado por un haz de fotones con filtro de aplanado (FF) y un haz de fotones sin filtro de aplanado (FFF) [21].

Por otro lado, cuando se desea irradiar con un haz de electrones, en lugar del blanco y el filtro de aplanado se coloca en el camino del haz una placa dispersora. Cuando sale del sistema deflector, el haz de electrones tiene un diámetro aproximado de 3 mm, por lo que la función de la placa dispersora es ensanchar el haz y obtener una fluencia de electrones uniforme en el campo de tratamiento. La lámina de dispersión consiste en una lámina metálica delgada de Z alto (por ejemplo, plomo, tantalio). El espesor de la lámina es tal que la mayoría de los electrones son dispersos en lugar de sufrir bremsstrahlung. Sin embargo, una pequeña fracción de la energía total se convierte en bremsstrahlung y contamina el haz de electrones. La mayoría de los aceleradores también cuentan con una lámina secundaria de bajo Z ,

para minimizar el bremsstrahlung adicional, y de espesor variable para aplanar el haz de electrones.

Otro de los componentes del cabezal de un linac es la cámara de ionización de transmisión dual, la cual es usada para vigilar la salida de los haces de radiación de fotones y electrones, así como la homogeneidad de los perfiles de dosis transversal y radial [17]. Por otro lado, además de los colimadores ya mencionados previamente, un linac puede contar con un sistema de colimadores multihoja (MLC, por sus siglas en inglés), con los cuales se pueden conseguir campos de tratamientos con formas irregulares, de acuerdo con la forma requerida para un tratamiento específico. La atenuación que produce cada hoja dependerá tanto del material de la misma como de su espesor [22].

1.4. Dosimetría relativa del haz de fotones de un acelerador lineal

La dosimetría relativa y de referencia de un linac permiten garantizar su correcto funcionamiento. Ambos procedimientos son realizados con base en distintos protocolos, los cuales son consistentes con las regulaciones gubernamentales de cada país y las recomendaciones internacionales. En México, las regulaciones son establecidas por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias. En el caso de aceleradores lineales, la norma mexicana NOM-033-NUCL-2016 presenta las especificaciones técnicas para su operación y, entre dichas especificaciones, se establecen los criterios que deben cumplir los haces de fotones y electrones. En el caso de haces de fotones, esta norma está diseñada únicamente para haces de fotones con filtro de aplanado.

En el caso de la dosimetría relativa, se evalúan las distribuciones de dosis en forma de perfiles de dosis normalizados y se dividen en dos grupos: perfiles de dosis transversales y perfiles del porcentaje de dosis en profundidad.

1.4.1. Porcentaje de dosis en profundidad

Al irradiar un cuerpo o maniquí, la dosis absorbida varía como función de la profundidad dentro del mismo. Esta variación depende de distintos factores como la energía del haz, el tamaño del campo, la distancia fuente-superficie (SSD, por sus siglas en inglés), entre otros factores. Para evaluar tal variación, se utiliza la curva del porcentaje de dosis en profundidad [9].

El porcentaje de dosis en profundidad (PDD) permite caracterizar el haz de radiación a partir de la dosis depositada a lo largo del eje central. El PDD se obtiene al graficar la dosis $D(z)$ como función de la profundidad z , normalizada con respecto a la dosis $D(z_{max})$ en la profundidad donde se entrega la dosis máxima (figura 1.22). Entonces, en una profundidad z , el PDD es [9]:

$$PDD(z) = \frac{D(z)}{D(z_{max})} \cdot 100 \% \quad (1.6)$$

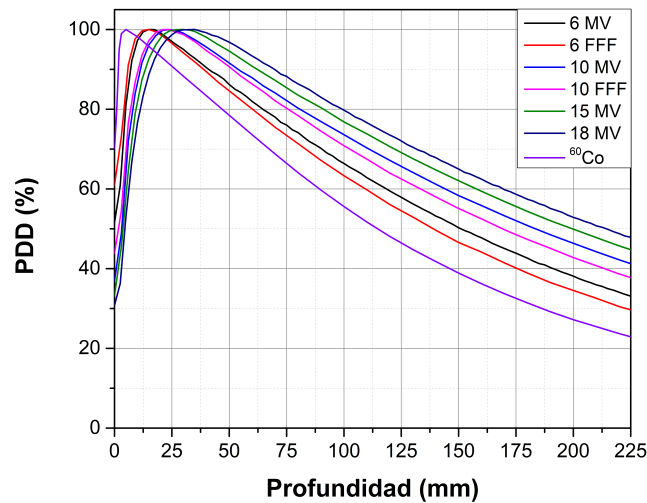


Figura 1.22: PDDs para haces de fotones de un acelerador lineal True Beam. Se hace una comparación con el PDD de una fuente de ^{60}Co . [23]

En la figura 1.22 se observa como la profundidad donde se localiza el máximo de dosis aumenta a la par que lo hace la energía del haz de fotones empleado, lo que lleva a que la capacidad de penetración del haz de fotones sea mayor [9]. Por otro lado, el valor del PDD a 10 y 20 cm, así como su cociente $PDD_{20,10} = PDD(20 \text{ cm})/PDD(10 \text{ cm})$, son los parámetros dosimétricos que identifican la calidad de un haz. El cociente $PDD_{20,10}$ es una medida del coeficiente efectivo de atenuación, el cual describe la disminución exponencial de la curva PDD más allá de z_{max} . En particular el $TPR_{20,10}$ (razón tejido maniquí), que es el cociente de dosis absorbida a 20 cm y 10 cm a una distancia fuente-detector de 100 cm, con un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm, guarda una relación empírica con el PDD a partir de la ecuación:

$$TPR_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (1.7)$$

El $TPR_{20,10}$ no depende de la contaminación electrónica del haz incidente ni de la distancia a la que se coloque el detector [24].

1.4.2. Perfiles transversales de dosis

Un perfil transversal de dosis del haz de radiación clínico es la medición de dosis de forma transversal al mismo, muestra la forma del haz a una determinada profundidad y es utilizado para caracterizarle. Este tipo de perfil se obtiene al adquirir el porcentaje de dosis en una dirección perpendicular al eje central, a una profundidad z determinada dentro de un maniquí de agua, normalizando a la lectura en el eje central (figura 1.23). Su forma esta asociada al filtro de aplanado, la energía del haz de radiación y la profundidad en la cual es medido [9].

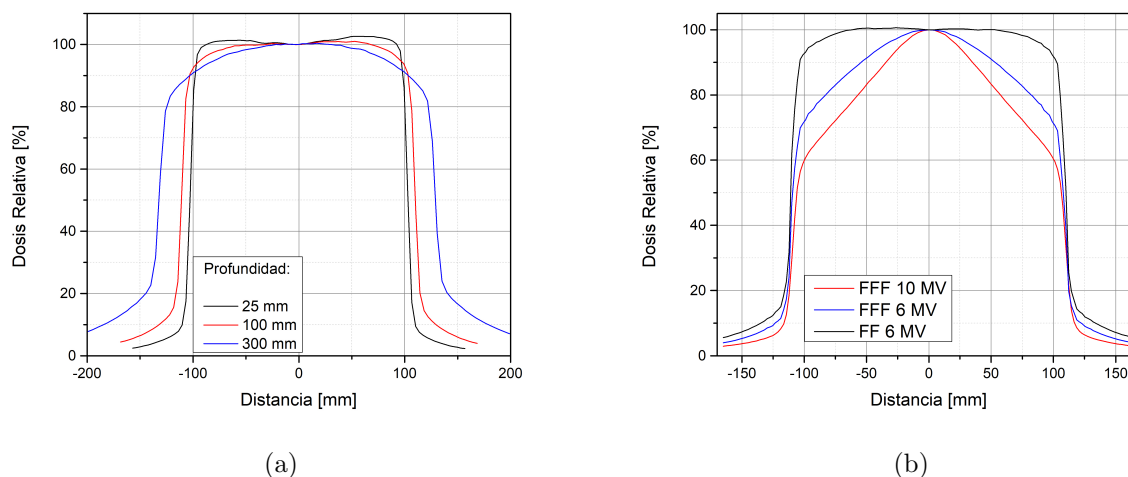


Figura 1.23: (a) Perfiles transversales de dosis para un haz de fotones de 6 MV a 25 mm, 100 mm y 300 mm de profundidad en un campo, para un mismo tamaño de campo definido en superficie. (b) Perfiles transversales de dosis para haces de fotones de distintas energías, con y sin filtro de aplanado [23]. Todos los perfiles fueron normalizados en el eje central.

El perfil transversal de dosis de un haz de fotones clínico se compone de tres regiones: región central, penumbra y umbra (figura 1.24). Estas regiones son dependientes de los valores del porcentaje de dosis determinados a partir de la normalización en el eje central [9].

- *Región central o de aplanado:* representa la porción central del perfil, tradicionalmente dentro del 80 % del tamaño de campo. El tamaño de campo geométrico está definido

como la separación entre los puntos que exhiben el 50% de la dosis respecto al eje central.

- *Penumbra*: en términos generales, es la región al borde del campo de radiación en la cual la dosis cambia rápidamente como función de la distancia al eje central, por lo que se le denomina una zona con alto gradiente de dosis. La penumbra se puede definir como la distancia entre los puntos que corresponden al 80% y al 20% en un perfil transversal de radiación, medido a una profundidad de 10 cm en un maniquí de agua. En cualquier definición, se deben expresar la profundidad del perfil y la separación de los puntos en consideración. La penumbra total, referida como penumbra física, está constituida por tres contribuciones: penumbra de transmisión, geométrica y de dispersión. La penumbra física depende, principalmente, de la energía del haz de radiación, el tamaño de la fuente de radiación, la SSD, la distancia de la fuente al colimador y la profundidad dentro del maniquí.
- *Umbral*: es la región fuera del campo de radiación, es decir, la más alejada de los bordes. La dosis en esta región es baja y corresponde a la radiación transmitida/producida a través de los colimadores y el blindaje del cabezal.

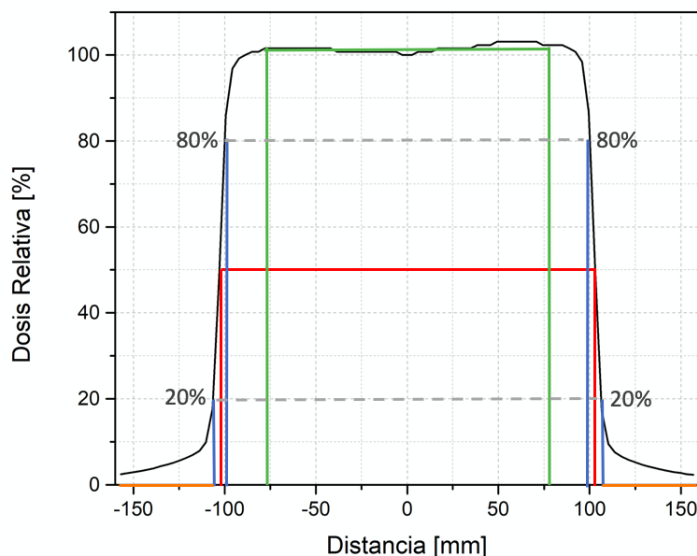


Figura 1.24: Componentes de un perfil transversal de dosis. En color verde se delimita la región central o de aplanado, en rojo el tamaño de campo, en azul la penumbra y en amarillo la umbra.

La uniformidad de los perfiles transversales de dosis se vigila constantemente en un linac. Para evaluar la uniformidad, se utilizan dos parámetros conocidos como aplanado y simetría [9].

Existen distintas maneras de evaluar el aplanado de un perfil transversal de dosis, las cuales difieren entre sí en cuanto a las consideraciones llevadas a cabo, como la región del perfil considerada en la evaluación [25]. Una manera de evaluar el aplanado, que resulta la más común, es a partir de la relación:

$$F(\%) = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \cdot 100\% \quad (1.8)$$

donde D_{max} y D_{min} corresponden a las dosis máxima y mínima en la en la región central del perfil, respectivamente [26]. En el caso de haces de fotones libres de filtro de aplanado (FFF, por sus siglas en inglés), este parámetro no aplica y debe ser reemplazado por uno equivalente.

La simetría de un perfil transversal de dosis es evaluada de tal forma que la dosis que exhiben dos puntos cualesquiera sobre un perfil, equidistantes del eje central, no difieran más del 2%, en la misma región establecida para el aplanado. Otra alternativa es mediante las áreas a ambos lados del perfil, dentro del tamaño de campo, calculando:

$$S(\%) = \frac{\text{Area}_{izq} - \text{Area}_{der}}{\text{Area}_{izq} + \text{Area}_{der}} \cdot 100\% \quad (1.9)$$

1.5. Aseguramiento de calidad en radioterapia

1.5.1. Programa de control de calidad en radioterapia

Los avances y descubrimientos realizados en física de radiaciones han dado pauta a aplicaciones en campos muy variados, particularmente, en el área de radioterapia. La tecnología que es aplicada a esta área es cada vez más sofisticada y requiere la elaboración de normativas y reglamentos precisos con la finalidad de garantizar su correcta implementación [3].

Además de las normativas en cada país¹, existen códigos internacionales que indican al usuario que pruebas debe realizar al momento de aceptar, comisionar y operar un linac. La normativa y los códigos que aplican son dependientes de las modalidades de tratamiento disponibles y el equipamiento [28, 29].

¹En el caso de México, la norma mexicana NOM-033-NUCL-2016 es la que indica las especificaciones técnicas para la operación de un linac [27].

Con base en lo anterior, cada centro de radioterapia cuenta con programa de garantía de calidad propio que le permite asegurar la precisión en los tratamientos de pacientes [30]. Con este programa, se vigilan con determinada frecuencia algunos de los parámetros característicos del equipo, los cuales son identificados al adquirir, aceptar y comisionar el mismo. A estos valores, con los que se tienen que comparar los nuevos parámetros obtenidos, se les asigna una tolerancia, la cual se estipula en normativas nacionales y códigos internacionales. Por lo anterior, la tolerancia considerada para cada medición sirve como criterio de aceptación, donde si el valor del parámetro medido queda fuera del margen de tolerancia, se debe proceder a resolver la causa de tal hecho [27, 31]. En la tabla 1.1 se muestran algunas de las pruebas propuestas en el reporte 142 de la AAPM para la verificación periódica de un linac [32].

Tabla 1.1: Verificaciones periódicas definidas en el reporte 142 de la AAPM para un acelerador lineal. Se muestra la sección correspondiente únicamente a verificaciones dosimétricas y sus tolerancias según el tipo de maquinaria [32].

Procedimiento	Tolerancia según el tipo de maquinaria		
	No IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Diario			
Constancia de salida de haces de rayos X (todas las energías)		3 %	
Constancia de salida de los haces de electrones (semanal)			
Mensual			
Constancia de salida haces de rayos X			
Constancia de salida haces de electrones		2 %	
Revisión de la cámara de respaldo			
Constancia de la tasa de dosis típica	NA	2 % (Tasa de dosis IMRT)	2 % (Tasa de dosis, MU)
Verificación de perfiles de Fotones		1 %	
Verificación de perfiles de electrones		1 %	
Verificación energía de haces de electrones		2%/2mm	
Anual			
Cambio del aplanado haces de rayos X		1 %	
Cambio de la simetría haces de rayos X		±1 %	
Cambio del aplanado haces de electrones		1 %	
Cambio de la simetría haces de electrones		±1 %	
Modo de rotación de arco SRS (rango: 0.5 - 10 UM/deg)	NA	NA	MU: 1.0 o 2 % (el mayor) Arco gantry: 1° o 2 % (el mayor)

Hay diversos factores que llevan a la imprecisión entre la dosis prescrita y la dosis realmente depositada en el volumen blanco en radioterapia. Algunos pueden ser mitigados, como

por ejemplo la inexactitud en el posicionamiento del paciente sesión con sesión al usar imágenes 2D y 3D. A pesar de todos estos factores, se espera que, bajo un estricto programa de garantía de calidad, la incertidumbre en la dosis impartida sea menor que $\pm 5\%$ [31].

1.5.2. Definición de intervalos de tolerancia

La incertidumbre asociada a la dosimetría en radioterapia se expresa en términos de exactitud y precisión. La precisión se relaciona con la reproducibilidad de la medición bajo condiciones similares, y puede ser determinada al realizar varias mediciones por medio de la estimación de la desviación estándar en los datos. La exactitud es la proximidad que los valores obtenidos tienen con el valor esperado, esa diferencia es el parámetro que define la dispersión que los valores tienen alrededor del valor esperado [26, 30].

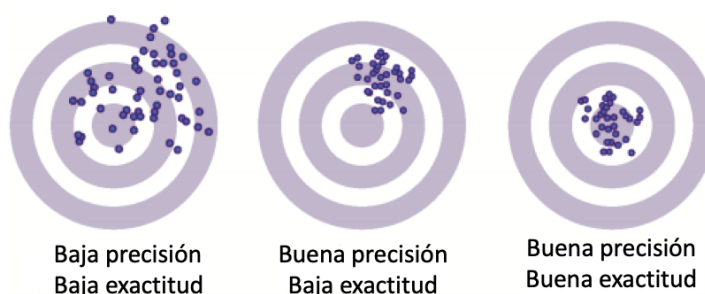


Figura 1.25: Ejemplificación de los términos exactitud y precisión cuando el objetivo es el círculo azul central. [3]

Cuantitativamente, la incertidumbre es un parámetro con el cual se caracteriza la dispersión de ciertos valores de una medición que se ha repetido y puede ser descrita utilizando una distribución estadística. La incertidumbre se divide en dos categorías: de tipo A y de tipo B [3]. Las incertidumbres que pertenecen al tipo A son aquellas que pueden ser evaluadas haciendo uso de métodos estadísticos. Las incertidumbres de tipo B son aquellas obtenidas por métodos distintos a los estadísticos como una estimación científica; este tipo de incertidumbres incluye la aplicación de factores de corrección o datos obtenidos de fuentes bibliográficas distintas [26]. Por otro lado, la desviación es la diferencia entre el valor de una medición y el valor esperado del mismo, el cual ha sido obtenido por algún método y es útil como una referencia [3]. La desviación puede ser conocida como error, pero el concepto error también está asociado a la desviación de determinada cantidad al seguir un procedimiento

incorrecto. [33].

La tolerancia está definida como el rango o el intervalo a partir del cual, si el valor del parámetro evaluado se encuentra fuera, se considera tomar acción para corregir tal situación. En un programa de garantía de calidad es común el uso de intervalos de tolerancia, los cuales son definidos con base en la incertidumbre de los datos tomados como referencia. La tolerancia de una medición debe ser establecida con el objetivo de cubrir la incertidumbre total asociada a la medición. Por lo tanto, para poder fijar un intervalo de tolerancia, se debe hacer una repetición de mediciones y procedimientos con el objetivo de identificar las causas de las variaciones en las mediciones, la incertidumbre del proceso y realizar estadística sobre todos los datos adquiridos. Los valores de tolerancia que han sido fijados en códigos de práctica y manuales internacionales, se han determinado por medio de la experiencia adquirida en centros de radioterapia, identificando las fallas comunes y haciendo comparaciones entre los resultados obtenidos. Parámetros como la varianza y la desviación estándar son útiles para determinar estos intervalos. [26]

Capítulo 2

Metodología

2.1. Equipo y materiales

Un programa de garantía de calidad periódico de un linac permite asegurar que las distribuciones de dosis entregadas sean reproducibles durante su tiempo de vida útil y usar dicha información para elaborar los planes de tratamiento de pacientes con un sistema de planificación de tratamientos (TPS, por sus siglas en inglés). Por ello, en este trabajo se llevó a cabo la caracterización de los perfiles transversales de dosis de haces de fotones FFF de un acelerador lineal Varian modelo TrueBeam n/s 1717 (Palo Alto, CA, USA), en las instalaciones del servicio de radioterapia del hospital Médica Sur, Tlalpan (figura 2.1).

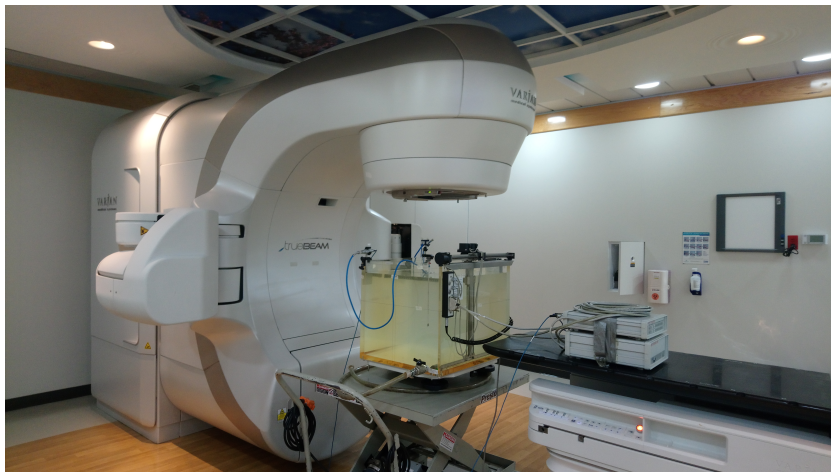
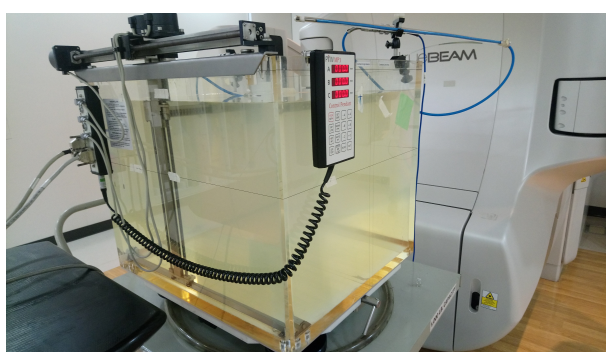


Figura 2.1: Acelerador lineal Varian TrueBeam n/s 1717 del servicio de radioterapia del hospital Médica Sur, Tlalpan.

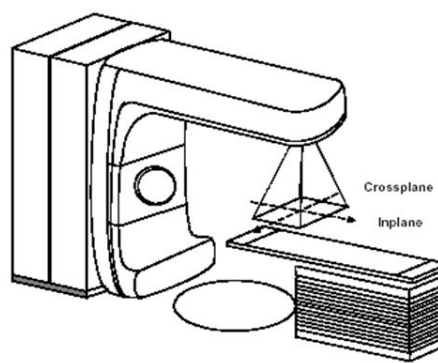
En la tabla 2.1 se presentan los equipos utilizados en este trabajo. Se realizaron mediciones en agua empleando el sistema de dosimetría con el tanque de agua MP3 (PTW MP3-T n/s T41002-0224) figura 2.2a, el cual cuenta con un soporte para el movimiento de cámaras de ionización en las direcciones *crossplane*, *inplane* y en profundidad (figura 2.2b). El maniquí dosimétrico se colocó debajo del cabezal del acelerador de tal forma que las marcas del maniquí quedaron alineadas con el *crosshair* proyectado por el campo de luz y se corrigió su inclinación por medio de un nivel. Después de la alineación, se llenó con agua el maniquí hasta alcanzar la distancia fuente-superficie deseada (SSD, por sus siglas en inglés). Una cámara de ionización de campo (PTW 31002 n/s 1515) y una de referencia (PTW 31002 n/s 1514) también fueron colocadas y alineadas, alimentadas con voltaje de +400 V.

Tabla 2.1: Equipamiento utilizado en las pruebas de control de calidad realizadas en este trabajo.

Instrumento	Marca	Modelo	n/s	Lugar de procedencia
Cámara de Ionización	PTW	31002	1514	Freiburg, Alemania
Cámara de Ionización	PTW	31002	1515	Freiburg, Alemania
Electrómetro de canal dual	PTW	MP3	T10011-10141	Freiburg, Alemania
Maniquí de dosimetría	PTW	MP3	T41002-0224	Freiburg, Alemania
Unidad de control	PTW	MP3	41013-0239	Freiburg, Alemania



(a)



(b)

Figura 2.2: (a) Sistema de dosimetría PTW MP3. (b) Esquema de movimiento de la cámara de ionización en relación al acelerador lineal. El movimiento en profundidad está dado en el eje perpendicular a las direcciones *crossplane* e *inplane* [34]

2.2. Evaluación de los perfiles transversales de dosis de haces de fotones FFF

Las pruebas que componen el control de calidad que se llevó a cabo, descritas en la sección 2.3, fueron diseñadas con base en los parámetros de evaluación definidos en la publicación de Fogliata y *col. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy* [35]. En esta publicación se proponen y redefinen parámetros dosimétricos, con base en los ya existentes, para el control de calidad y la introducción segura en la práctica clínica de haces de fotones FFF.

2.2.1. Normalización de perfiles FFF

La normalización de los perfiles FFF se realizó con ayuda del perfil FF correspondiente, de tal forma que los bordes de ambos perfiles coincidieran, como se puede ver en la figura 2.3. La publicación de Fogliata y *col.* propone dos métodos de normalización y en este trabajo se optó por hacer una comparación entre ambos: normalización por punto de inflexión y por valor de renormalización.

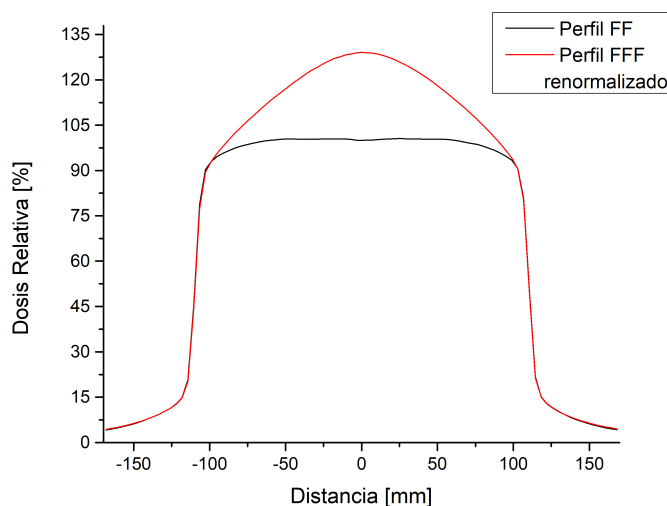


Figura 2.3: Ejemplo de un perfil FFF que ha sido renormalizado junto a su correspondiente perfil FF. Los datos provienen, en ambos casos, de un haz de fotones de 6 MV del acelerador TrueBeam.

En la normalización por punto de inflexión, se calculó la primera derivada del perfil FF

de forma numérica, por medio de la diferencia entre puntos adyacentes, tomando sólo el punto anterior de cada uno. Luego, se identificó la posición x_1 donde se localizan los valores máximo y mínimo, que corresponden a los puntos de inflexión del perfil (figura 2.4), de los cuales, en este trabajo, se utilizó únicamente el valor máximo. Después, se calculó el cociente:

$$\alpha = \frac{D_{FF}(x_1)}{D_{FFF}(x_1)} \quad (2.1)$$

donde $D_{FF}(x_1)$ y $D_{FFF}(x_1)$ corresponden a los valores de dosis en el punto de inflexión de los perfiles FF y FFF, respectivamente. Una vez obtenido α , se normalizó el perfil FFF multiplicando cada dato con el valor α obtenido.

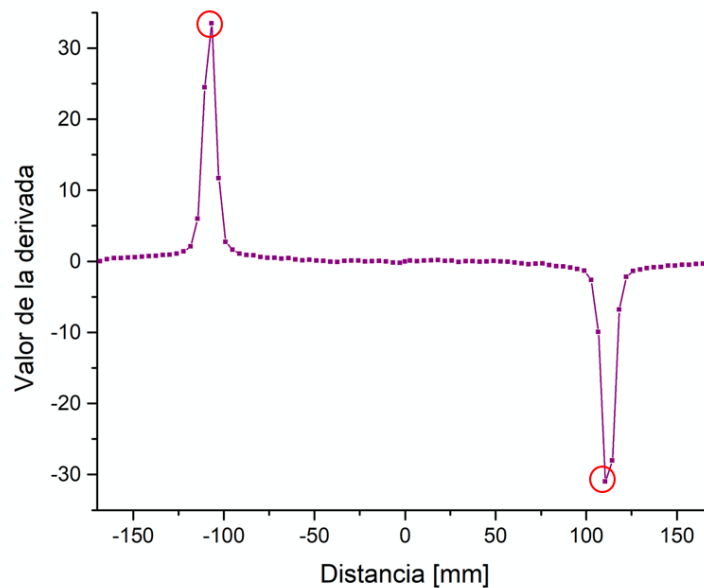


Figura 2.4: Forma gráfica de la primera derivada de un perfil FF, utilizada en el método de normalización por punto de inflexión. Los círculos corresponden a los valores del punto de inflexión. En este trabajo se utilizó el máximo.

En el caso de la normalización por valor de renormalización, se calculó la tercera derivada del perfil FF de forma numérica por medio de la diferencia entre puntos adyacentes. Luego, se identificó la posición x_2 donde se localiza el máximo o el mínimo más cercano al eje central en cada lado del perfil (figura 2.5), de los cuales en este trabajo se utilizó únicamente el valor del lado izquierdo que corresponde al primer máximo. Después, se calculó el cociente:

$$\beta = \frac{D_{FF}(x_2)}{D_{FFF}(x_2)} \quad (2.2)$$

donde $D_{FF}(x_2)$ y $D_{FFF}(x_2)$ corresponden a los valores de dosis en el punto de inflexión de los perfiles FF y FFF, respectivamente. Una vez obtenido β , se normalizó el perfil FFF multiplicando cada dato con el valor β obtenido.

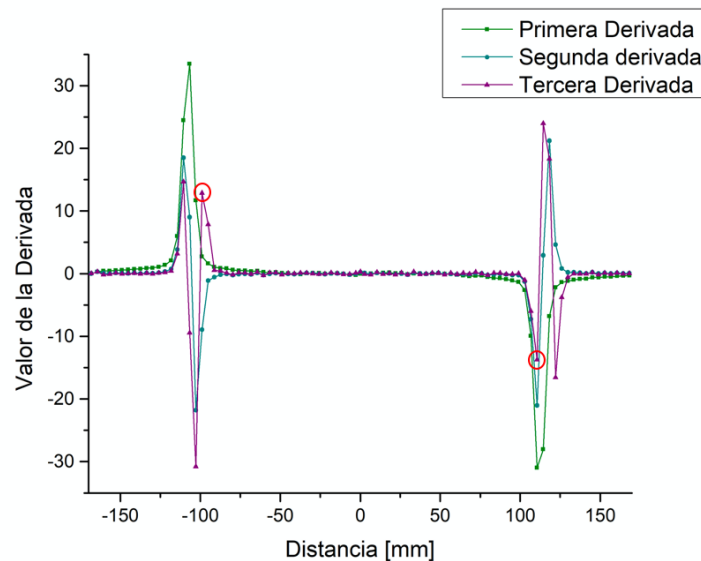


Figura 2.5: Forma gráfica de la primera, segunda y tercera derivada de un perfil FF utilizada en el método de normalización por valor de renormalización. Los círculos rojos corresponden a los valores máximo o mínimo de la tercera derivada (curva morada) más cercanos al eje central.

2.2.2. Parámetros utilizados en la evaluación de perfiles FFF

Como la normalización de los perfiles FFF hace coincidir los bordes con su respectivo perfil FF, para un perfil FFF normalizado las definiciones de umbra, penumbra y tamaño de campo pueden ser iguales a las presentadas en la sección 1.4. Sin embargo, los conceptos aplanado y región de aplanado no son aplicables y tienen que ser sustituidos.

La simetría del perfil se evaluó de tres formas, de acuerdo con lo que se propone en [35]:

- Máximo cociente de dosis (MCD): se realizó el cociente de las dosis entre puntos simétricos, respecto al eje central, dentro de la región central y se obtiene el valor máximo:

$$MCD = \left(\frac{D_x}{D_{-x}} \right)_{max} \quad (2.3)$$

- Variación máxima (VM): Se realizó la diferencia de dosis entre puntos simétricos, respecto al eje central, dentro de la región central y se obtiene el valor máximo:

$$VM = (D_x - D_{-x})_{max} \quad (2.4)$$

- Cociente de áreas (CA): Se calculó el área bajo la curva a cada lado del perfil de dosis y se obtuvo un cociente de áreas de la forma:

$$CA = \left| \frac{area_{izq} - area_{der}}{area_{izq} + area_{der}} \right| \cdot 2 \quad (2.5)$$

Entre los parámetros redefinidos, en este trabajo se evaluó el desaplanado del perfil FFF, definido como el cociente

$$Desaplanado = \frac{D_{CAX}}{D(x)} \quad (2.6)$$

donde D_{CAX} y $D(x)$ son los valores de la dosis en el eje central y en un punto x definido sobre el perfil, respectivamente. En este trabajo, se consideró x a partir del borde de la región central, es decir, el 80 % del tamaño de campo¹.

Por otro lado, el perfil FFF presenta una forma de pico respecto al eje central, por lo que se evaluó la pendiente (S) en cada lado del perfil de la forma:

$$S = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} \quad (2.7)$$

donde los valores (x_1, y_1) y (x_2, y_2) corresponden a las coordenadas del punto medido a $\frac{1}{3}$ y $\frac{2}{3}$ del borde del ancho de campo a cada lado del perfil, por lo que se midió una pendiente al lado derecho y una al lado izquierdo, respecto al eje central. Además, a partir de los valores de pendiente medidos, se calculó el valor de la intersección (I) con el eje vertical de las rectas asociadas a cada pendiente como:

$$I = y_2 - x_2 \left(\frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2} \right) \quad (2.8)$$

Con esto, también se calculó la posición del pico del perfil (P) de la forma:

$$P = \frac{I_L - I_R}{S_R - S_L} \quad (2.9)$$

¹En el caso de perfiles FF, la región central corresponde al 80 % dentro del ancho de campo, definido a su vez entre los puntos correspondientes al 50 % de D_{CAX} . Sin embargo, en el caso de perfiles FFF varía: para perfiles con un tamaño de campo menor que 10 cm, la región central corresponde al 60 % dentro del ancho de campo, mientras que si el tamaño de campo es mayor que 10 cm, la región central es el 80 % dentro del ancho de campo

donde I_R y S_R corresponden a la intersección y pendiente del lado derecho del perfil, respectivamente, y I_L y S_L corresponden a los mismos parámetros, pero para el lado izquierdo del perfil.

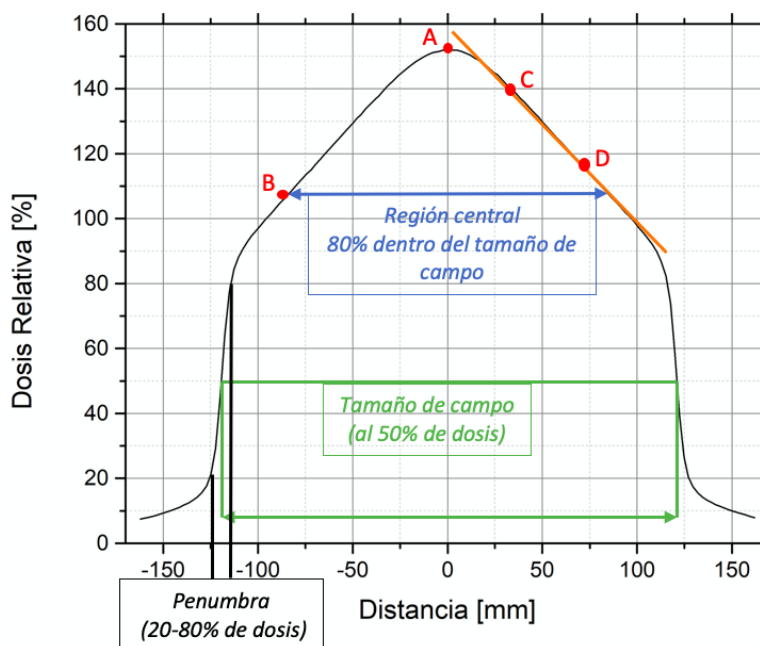


Figura 2.6: Parámetros utilizados en la caracterización del perfil transversal de dosis de un haz de fotones FFF. El tamaño de campo corresponde a la línea verde y la región central es el 80 % dentro del mismo. La penumbra corresponde a la distancia entre el 20 % y el 80 % de la dosis. El punto A es el valor de dosis en el eje central y el punto B corresponde al límite de la región central, valores que se utilizan al calcular el desaplano. Los puntos C y D corresponden a los utilizados en el cálculo de pendientes, intersecciones y pico [35].

2.3. Evaluación de perfiles de haces de fotones FFF

2.3.1. Comparación con datos reportados

Con la finalidad de comprobar el método propuesto por Fogliata y *col.*, se hizo una comparación entre el promedio de los parámetros correspondientes a tres perfiles medidos con el acelerador TrueBeam y los datos reportados en la publicación de Fogliata y *col.* *Flattening filter free beams for TrueBeam and Versa HD units: Evaluation of the parameters for quality assurance* [36]. Los perfiles se midieron empleando un campo simétrico cuadrado

de 20 cm \times 20 cm, definido en la superficie del maniquí de agua a una SSD de 100 cm. Se adquirieron perfiles transversales de dosis a 10 cm de profundidad en la dirección *crossplane* para un haz de fotones de 6 MV FF y FFF.

Por simplicidad, los perfiles FFF obtenidos fueron normalizados utilizando la metodología de normalización por valor de renormalización y analizados al evaluar el desaplanado y la pendiente a la derecha y la izquierda del perfil, obteniendo los valores promedio. El valor de cada uno de estos parámetros fue comparado con su equivalente en la publicación antes mencionada.

2.3.2. Comparación entre los métodos de normalización

En el artículo Fogliata y *col.* [35] se hace mención de dos métodos de normalización para perfiles FFF, por lo que el siguiente paso consistió en definir el método que sería utilizado en el análisis, además de tener una justificación de por qué sería utilizado este. Para elegir el método de normalización, se hizo una comparación entre los parámetros propuestos en el artículo (desaplanado, pendiente, pico, intersecciones, máximo cociente de dosis, variación máxima y cociente de áreas) al ser calculados con ambas normalizaciones, es decir, los perfiles transversales analizados son los mismos, lo único que se modificó para el análisis de cada uno es el método de normalización.

Entonces, se adquirieron tres perfiles FFF y FF, en las direcciones *crossplane* e *inplane* para haces de fotones de 6 MV, utilizando un campo simétrico cuadrado de 20 \times 20 cm definido en la superficie del maniquí de agua, una SSD de 100 cm y una profundidad de medición de 10 cm. En cada perfil FFF se calcularon los parámetros de interés ya mencionados, a ambos lados del perfil, empleando ambos métodos de normalización. Luego, se obtuvieron los valores promedio y se realizó una evaluación con base a la precisión de cada método de normalización.

2.3.3. Análisis temporal

Para definir el valor promedio de cada uno de los parámetros y con ello identificar la exactitud y precisión de los mismos, se realizó un análisis temporal. Para ello, de la dosimetría mensual del acelerador TrueBeam se tomaron los perfiles transversales de dosis de haces de fotones FF y FFF de 6 MV. Dichos perfiles fueron medidos con un campo simétrico cuadrado de 20 \times 20, una SSD de 100 cm y a una profundidad de 10 cm, en las direcciones *crossplane* e *inplane*.

El método de normalización utilizado se decidió con base en los resultados correspondientes a la sección 2.3.2 (se optó por el valor de renormalización). Los parámetros evaluados fueron el desaplano, la pendiente, las intersecciones, la posición del pico y la simetría del perfil transversal de dosis (a partir de la variación máxima, el máximo cociente de dosis y el cociente de áreas). Según aplicara, se evaluó cada parámetro en ambos lados del perfil.

2.3.4. Comparación con el TPS

Como parte del control de calidad llevado a cabo en este trabajo, se evaluó el algoritmo de cálculo AAA para haces de fotones del sistema de planificación de tratamientos *EclipseTM Treatment Planning System* versión 11.0.31, comisionado anteriormente para el acelerador lineal TrueBeam. Para ello, con una geometría de medición utilizada en la sección 2.3.2, se realizó una simulación virtual equivalente en el TPS con un maniquí de agua y se calcularon perfiles transversales de dosis, FF y FFF, en la dirección *crossplane*².

Los perfiles transversales de dosis obtenidos del TPS fueron comparados con los cargados directamente en el TPS y con los medidos en la sección 2.3.1. Para ello, el método de normalización y los parámetros evaluados fueron los mismos que en la sección 2.3.3. Según aplicara, se evaluó cada parámetro en ambos lados del perfil.

2.4. Determinación de los valores de tolerancia

Para definir los valores de tolerancia de cada uno de los parámetros empleados en este trabajo, se realizó un análisis con base en los valores promedio de los datos y su desviación estándar. Con ello, se calculó la incertidumbre asociada a cada parámetro y se definió su intervalo de confianza.

La desviación estándar (σ) de cada parámetro es:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.10)$$

¹Entre la toma de perfiles no existió siempre el mismo número de días, pues los perfiles obtenidos son correspondientes a la dosimetría mensual del Hospital Médica Sur, los cuales son realizados dependiendo de la disponibilidad del equipo.

²La comparación se hizo sólo en la dirección *crossplane*, pues la información que está cargada en el TPS es en esta dirección.

donde \bar{x} corresponde al promedio de N valores medidos y x_i es cada uno de esos valores. Considerando que la incertidumbre asociada a una medición puede ser descrita con una distribución estadística, el valor 2σ representa una confianza del 95% [33]. Por otro lado, en la publicación de Venselaar y *col.* [37] se sugiere calcular el intervalo de confianza (Δ) como:

$$\Delta = |Desviación\ media| + 1.5\sigma \tag{2.11}$$

donde σ es el valor de la desviación estándar y la desviación media es el promedio de las diferencias entre cada valor y un valor de referencia que puede encontrarse en la literatura, o bien, es el promedio de los valores, el cual se considera la mejor estimación del valor real. En este trabajo se consideró el promedio de los valores obtenidos en el análisis temporal como el valor de referencia. El intervalo de confianza se suele expresar como un porcentaje.

En este trabajo se utilizó el intervalo de confianza calculado como una estimación inicial de un intervalo de tolerancia y, además de lo anterior, se emplearon los valores de tolerancia asociados a cada región del perfil transversal de dosis, para un perfil aplanado, según la publicación de Venselaar y *col.* (figura 2.7).

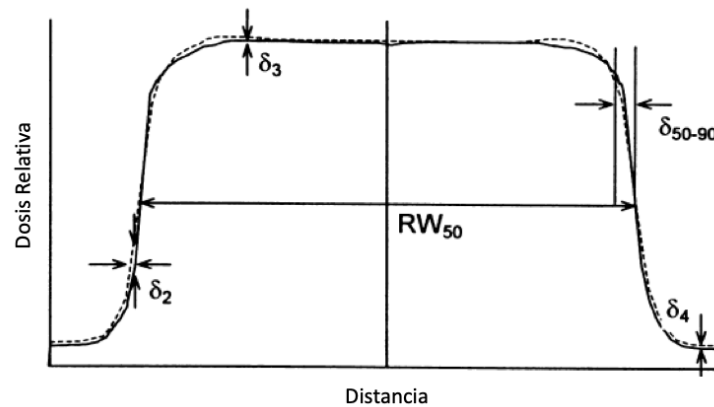


Figura 2.7: Regiones en el perfil transversal de dosis [37].

En la tabla 2.2 se puede apreciar la incertidumbre asociada a distintas regiones de un perfil transversal de dosis, las cuales se pueden observar en la imagen 2.7

Tabla 2.2: Valores de tolerancia propuestos para δ (figura 2.7) en distintas configuraciones [37].

Tolerancia	(1) Geometría simple y homogénea	(2) Geometría compleja (bordes, asimetría, inhomogeneidad)	Geometrías más complejas (combinaciones de (2))
δ_2 (región bulid-up, penumbra) dosis alta, gradiente de dosis alto	2mm o 10 %	3mm o 15 %	3mm o 15 %
δ_3 (fuera de la región del eje central) dosis alta, gradiente de dosis bajo	3 %	3 %	4 %
δ_4 (fuera del borde del haz) dosis baja, gradiente de dosis bajo	3 % (30 %)	4 % (40 %)	5 % (50 %)
RW_{50}	2mm o 1 %	2mm o 1 %	2mm o 1 %
δ_{50-90} (borde del haz)	2mm	3mm	3mm

Capítulo 3

Resultados

3.1. Comparación con datos reportados

En la tabla 3.1 se presentan las diferencias porcentuales relativas entre tres perfiles medidos y lo reportado por Fogliata y *col.* [36]. Los datos en ambos casos corresponden a la dirección *crossplane*.

Tabla 3.1: Comparación entre los perfiles transversales de dosis FFF medidos en dirección *crossplane* y lo reportado por Fogliata y *col.* [36]. Se presenta el valor promedio de tres perfiles medidos, lo publicado en el documento de referencia y la diferencia relativa porcentual entre ambos.

	Promedio	Referencia	Diferencia
Valor de renormalización	129.3 ± 0.4	131.0	1.3 %
Desaplanado derecha	1.281 ± 0.004	1.282	0.07 %
Desaplanado izquierda	1.286 ± 0.002	1.282	0.27 %
Pendiente derecha [%/mm]	-0.401 ± 0.001	-0.402	0.21 %
Pendiente izquierda [%/mm]	0.401 ± 0.002	0.402	0.26 %

En la tabla 3.1 se puede observar que las diferencias porcentuales para cada parámetro son menores al 2%, por lo que el análisis realizado en este trabajo es reproducible con lo reportado en la publicación de referencia. El valor de renormalización, si bien no se considera parte de los parámetros de caracterización de un perfil transversal de dosis FFF, fue calculado para poder ser comparado con la normalización realizada en la publicación de referencia. En análisis posteriores no se considerará este valor.

3.2. Comparación entre los métodos de normalización

En la tabla 3.2 se muestran los resultados de los perfiles transversales de dosis en las direcciones *inplane* y *crossplane* correspondientes a los dos métodos de normalización propuestos y la diferencia relativa porcentual entre ambos.

Tabla 3.2: Comparación entre los métodos de normalización en las direcciones *crossplane* e *inplane*. Se obtuvo la diferencia entre los promedios de tres perfiles para cada parámetro.

	Normalización por punto de inflexión	Normalización por valor de renormalización	Diferencia
Dirección <i>Crossplane</i>			
Desaplanado derecha	1.281± 0.004	1.281±0.004	0.00 %
Desaplanado izquierda	1.286± 0.002	1.286±0.002	0.00 %
Pendiente derecha [%/mm]	-0.408±0.001	-0.401±0.001	1.74 %
Pendiente izquierda [%/mm]	0.408± 0.001	0.401±0.002	1.7 %
Intersección derecha [%]	140.0±0.1	137.6±0.2	1.7 %
Intersección izquierda [%]	139.5± 0.5	137.1± 0.7	1.7 %
Posición del pico [mm]	0.589±0.569	0.589±0.569	0.0 %
Máximo cociente de dosis	1.002±0.002	1.002±0.002	0.0 %
Variación máxima [%]	0.955±0.140	0.938±0.137	1.8 %
Cociente de áreas	0.004±0.001	0.005±0.002	22.9 %
Dirección <i>Inplane</i>			
Desaplanado derecha	1.286±0.002	1.286± 0.002	0.00 %
Desaplanado izquierda	1.278± 0.001	1.278± 0.001	0.00 %
Pendiente derecha [%/mm]	-0.405± 0.004	-0.397± 0.002	1.8 %
Pendiente izquierda [%/mm]	0.402±0.004	0.394± 0.001	1.8 %
Intersección derecha [%]	138.6± 1.0	136.1± 0.1	1.8 %
Intersección izquierda [%]	139.0± 0.9	136.5± 0.2	1.8 %
Posición del pico [mm]	-0.523±0.188	-0.523± 0.188	0.0 %
Máximo cociente de dosis	1.008± 0.002	1.008± 0.002	0.0 %
Variación máxima [%]	0.827± 0.172	0.814± 0.177	1.5 %
Cociente de áreas	0.003± 0.001	0.004± 0.000	27.8 %

Se puede observar que la diferencia relativa porcentual de cada parámetro fue menor que 2% en todos los casos, salvo en el caso del cociente de áreas, donde los valores son iguales entre si dentro de sus desviaciones estándar, las cuales son del mismo orden de magnitud

que el parámetro medido.

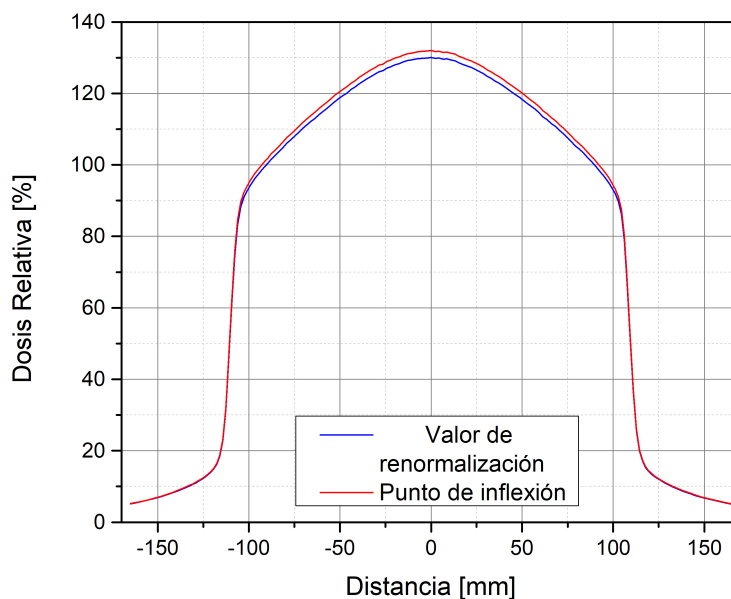


Figura 3.1: Comparación entre los métodos de normalización al ser aplicados sobre un mismo conjunto de datos.

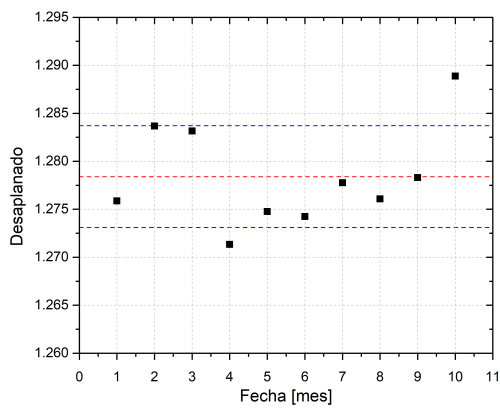
En la figura 3.1 se puede apreciar que ambos métodos de normalización presentan una forma casi idéntica en los bordes, mientras que en la zona central es donde presentan la mayor diferencia, siendo ligeramente mayor la dosis relativa en el perfil normalizado por punto de inflexión.

Con base en lo anterior, se tiene que ambos métodos de normalización tienen una tendencia similar, por lo que pueden ser empleados en el análisis de perfiles FFF, así pues, el criterio tomado para optar por uno de los dos métodos es la recomendación hecha en el artículo publicado de Fogliata y *col.*, que es utilizar el método de normalización por valor de renormalización. Ésta recomendación se debe a que el método de normalización por punto de inflexión hace uso de un punto que se encuentra en una zona de gran cambio sobre el borde del perfil, en la cual las diferencias entre dosis relativas varían incluso en más de 10% en pocos milímetros, lo que podría tener como consecuencia un gran error porcentual al normalizar el perfil [35]. Sin embargo, aclarando nuevamente, los resultados obtenidos en este trabajo no reflejan tal diferencia.

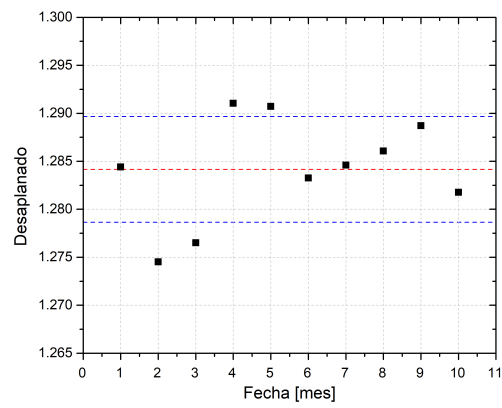
3.3. Análisis temporal

3.3.1. Desaplanado

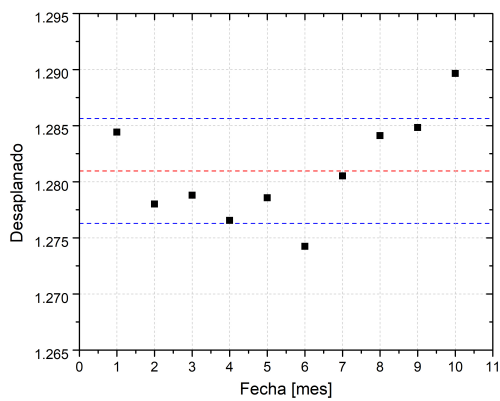
En la figura 3.2 se presentan las gráficas de la evaluación del desaplanado como función del tiempo para el análisis en ambos lados de cada perfil, adquiridos en las direcciones *crossplane* e *inplane*.



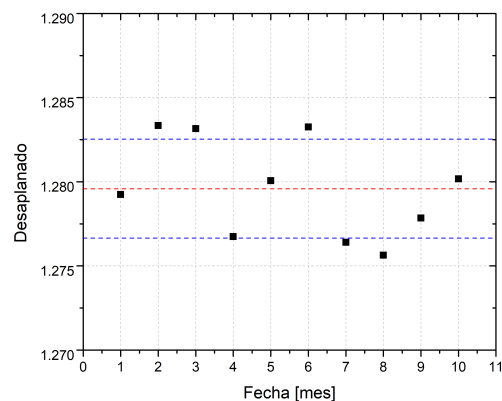
(a) Desaplanado derecho, dirección *crossplane*



(b) Desaplanado izquierdo, dirección *crossplane*



(c) Desaplanado derecho, dirección *inplane*



(d) Desaplanado izquierdo, dirección *inplane*

Figura 3.2: Valores del parámetro *desaplanado* como función del tiempo, a ambos lados de los perfiles en las direcciones *crossplane* e *inplane*. La línea roja representa el promedio de los datos en cada gráfica y las dos líneas azules corresponden a la desviación estándar.

Los valores promedio obtenidos se presentan en la tabla 3.3, de donde se obtiene que el desaplanado promedio de los perfiles en dirección *crossplane* e *inplane* a los lados izquierdo y derecho es 1.281 ± 0.005 .

Tabla 3.3: Valores del parámetro *desaplanado* obtenido como función del tiempo, a ambos lados de los perfiles, en las direcciones *crossplane* e *inplane*.

	Promedio
Dirección <i>Crossplane</i>	
Desaplanado derecha	1.278 ± 0.005
Desaplanado izquierda	1.284 ± 0.006
Dirección <i>Inplane</i>	
Desaplanado derecha	1.281 ± 0.005
Desaplanado izquierda	1.279 ± 0.003

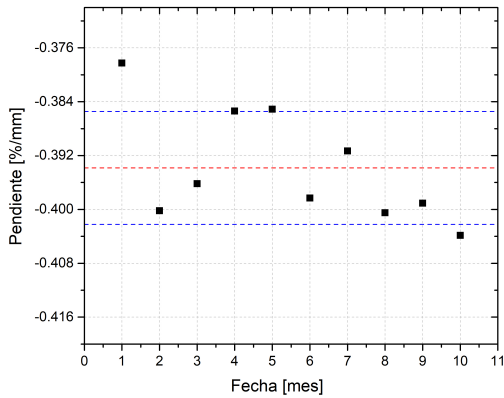
De lo anterior, se considera que la medición del parámetro desaplanado es reproducible, pues la desviación estándar es relativamente pequeña y la mayor parte de los datos se encuentran dentro de ella.

3.3.2. Pendiente

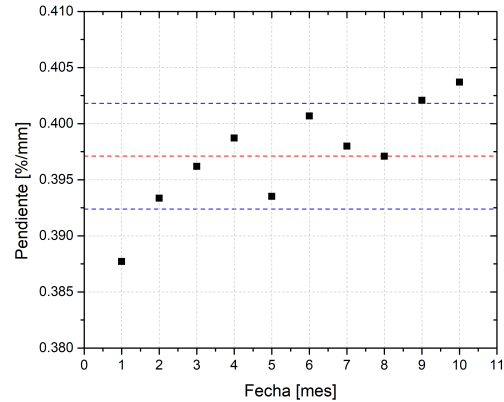
En la figura 3.3 se presentan las gráficas de la evaluación de la pendiente como función del tiempo para el análisis en ambos lados de cada perfil, adquiridos en las direcciones *crossplane* e *inplane*. Los valores promedio obtenidos se presentan en la tabla 3.4.

Tabla 3.4: Valores de las pendientes obtenidas como función del tiempo, a ambos lados de los perfiles, en las direcciones *crossplane* e *inplane*.

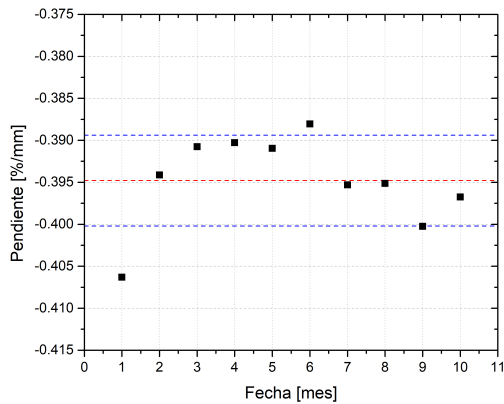
	Promedio
Dirección <i>Crossplane</i>	
	[%/mm]
Pendiente derecha	-0.394 ± 0.008
Pendiente izquierda	0.397 ± 0.005
Dirección <i>Inplane</i>	
	[%/mm]
Pendiente derecha	-0.395 ± 0.005
Pendiente izquierda	0.398 ± 0.006



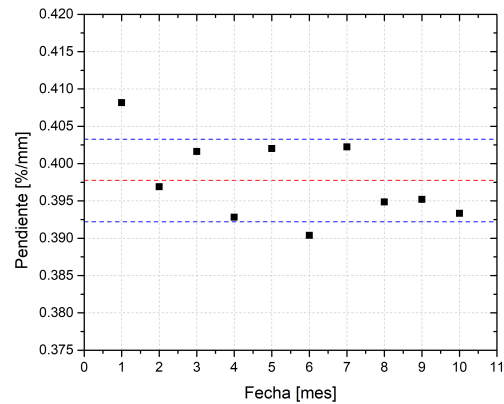
(a) Pendiente derecha, dirección *crossplane*



(b) Pendiente izquierda, dirección *crossplane*



(c) Pendiente derecha, dirección *inplane*



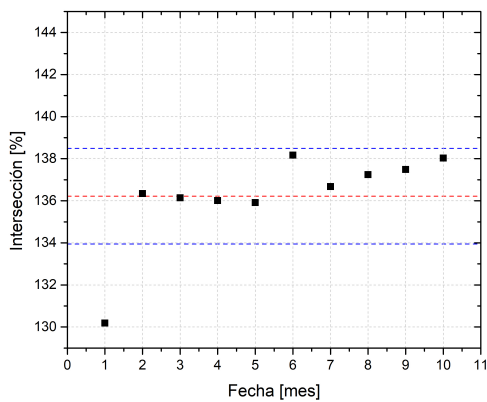
(d) Pendiente izquierda, dirección *inplane*

Figura 3.3: Valores de las pendientes izquierda y derecha en las direcciones *crossplane* e *inplane*. La línea roja representa el promedio de los datos en cada gráfica y las dos líneas azules corresponden a la desviación estándar.

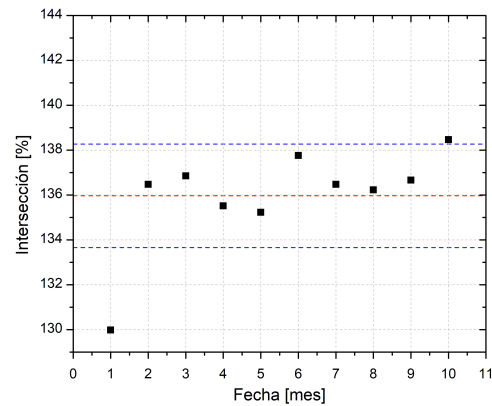
En todas las gráficas se observa que el valor correspondiente a la primera fecha sobresale de entre los demás, lo que lleva a que la precisión en la evaluación de la pendiente sea menor. Considerando tal coincidencia en los cuatro gráficos, se considera que la diferencia se debe a un error aleatorio relacionado con la forma en que fue adquirido el perfil y que en la práctica puede volver a ocurrir. La medición de la pendiente puede ser considerada reproducible, y en general se tiene un valor promedio de $0.396 \pm 0.006 \frac{\%}{mm}$.

3.3.3. Intersección

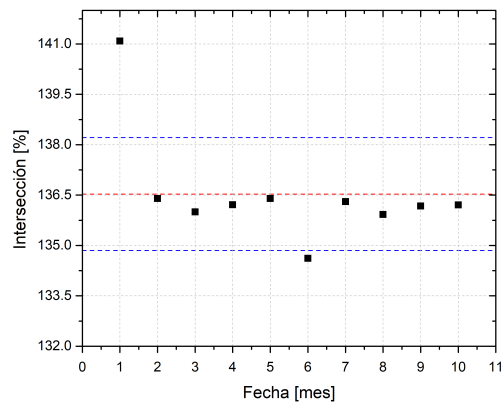
En la figura 3.4 se presentan las gráficas de la evaluación de las intersecciones como función del tiempo para el análisis en ambos lados de cada perfil, adquiridos en las direcciones *crossplane* e *inplane*.



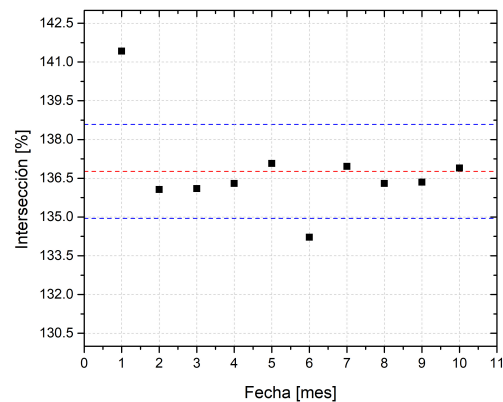
(a) Intersección derecha, dirección *crossplane*



(b) Intersección izquierda, dirección *crossplane*



(c) Intersección derecha, dirección *inplane*



(d) Intersección izquierda, dirección *inplane*

Figura 3.4: Valores de las intersecciones izquierda y derecha en las direcciones *crossplane* e *inplane*. La línea roja representa el promedio de los datos en cada gráfica y las dos líneas azules corresponden a la desviación estándar.

Se puede observar que, al igual que en el caso de la evaluación de la pendiente, el valor correspondiente a la primera fecha sobresale en las cuatro gráficas de entre los demás, lo

que lleva a que la precisión en la evaluación de la intersección sea menor. Nuevamente, esta diferencia puede ser asociada a un error aleatorio relacionado con la forma en que fue adquirido el perfil y que en la práctica puede volver a ocurrir. La desviación estándar de los datos es relativamente pequeña, por lo que la medición de la intersección se considera reproducible, en general la intersección tiene un valor promedio de $136.4 \pm 2.0\%$. Los valores promedio obtenidos para cada dirección y lado del perfil se presentan en la tabla 3.5.

Tabla 3.5: Valores de las intersecciones obtenidas como función del tiempo, a ambos lados de los perfiles, en las direcciones *crossplane* e *inplane*.

	Promedio
Dirección <i>Crossplane</i>	[%]
Intersección derecha	136.2 ± 2.3
Intersección izquierda	135.9 ± 2.3
Dirección <i>Inplane</i>	[%]
Intersección derecha	136.5 ± 1.7
Intersección izquierda	136.8 ± 1.8

3.3.4. Posición del pico

En la figura 3.5 se presenta la evaluación de la posición de los picos como función del tiempo en las direcciones *crossplane* e *inplane*. Los valores promedio obtenidos fueron 0.3 ± 0.7 mm para la dirección *crossplane* y -0.3 ± 0.5 mm para la dirección *inplane*. En general el valor promedio es 0.013 ± 0.667 mm.

El valor de posición del pico de los perfiles FFF fue uno de los parámetros que presentó una mayor variación, pues en las gráficas de la figura 3.4 se observa que los puntos se encuentran dispersos dentro de los límites de la desviación estándar sin una tendencia a estar en la parte derecha o izquierda del perfil. A pesar de lo anterior, se debe considerar que la diferencia entre los datos es de apenas fracciones de milímetro, por lo que la cantidad de datos y el tamaño de paso con el cual se adquirieron los perfiles influyen de manera considerable en el cálculo de este parámetro.

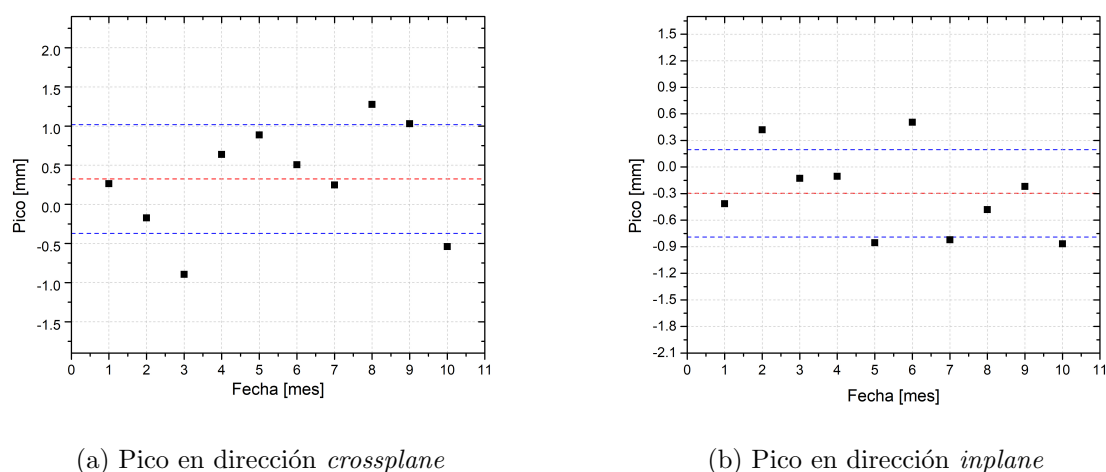


Figura 3.5: Valores de la posición del pico como función del tiempo para perfiles FFF en las direcciones *crossplane* e *inplane*. La línea roja representa el promedio de los datos en cada gráfica y las dos líneas azules corresponden a la desviación estándar.

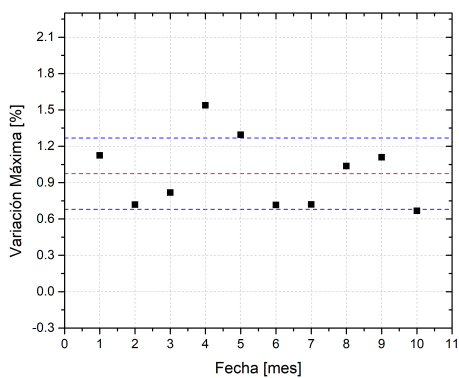
3.3.5. Simetría

En la figura 3.6 se presentan las gráficas de la evaluación de la simetría de los perfiles de dosis como función del tiempo utilizando los métodos de variación máxima (figuras 3.6a y 3.6b), máximo cociente de dosis (figuras 3.6c y 3.6d) y cociente de áreas (figuras 3.6e y 3.6f), para los perfiles adquiridos en las direcciones *crossplane* e *inplane*.

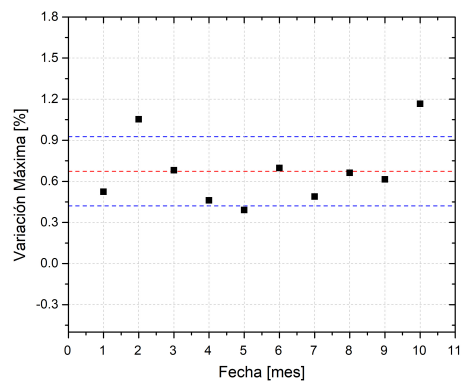
En la evaluación de la simetría por medio de la variación máxima, el valor promedio obtenido fue de 0.8 ± 0.3 %. Con respecto a los otros parámetros de evaluación de la simetría, este método tuvo la menor precisión pues la dispersión en torno al valor promedio fue mayor.

Para el parámetro del máximo cociente de dosis, el valor promedio obtenido fue de 1.003 ± 0.004 . De las gráficas mostradas, sobre todo para el perfil *crossplane* (figura 3.6c), se observa que la evaluación de la simetría con este método presenta la mayor precisión en torno al valor promedio, por lo que se considera el más reproducible y el que será utilizado en evaluaciones posteriores.

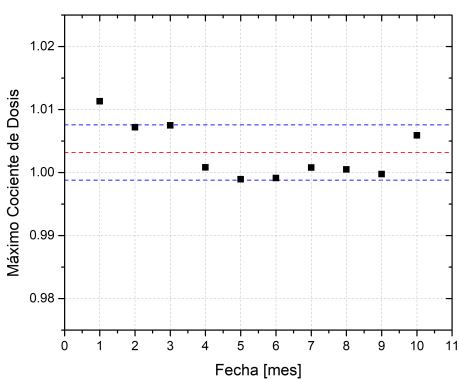
Al utilizar el parámetro de cociente de áreas, el valor promedio fue de 0.0038 ± 0.0021 . El orden de magnitud de la desviación estándar es el mismo que del valor promedio, por lo que se tiene menor precisión con este método. Si bien es el método más parecido al utilizado en perfiles transversales FF, en el caso de perfiles FFF no arroja la mejor reproducibilidad.



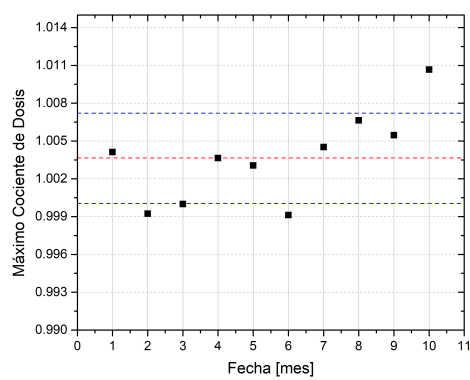
(a) Variación máxima, dirección *crossplane*



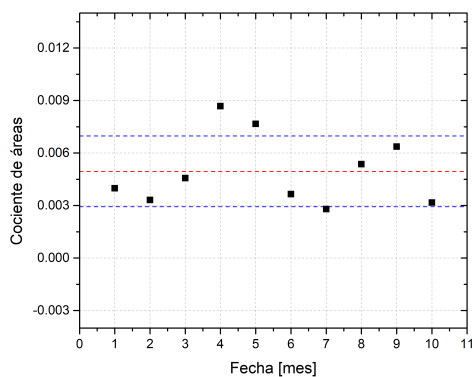
(b) Variación máxima, dirección *inplane*



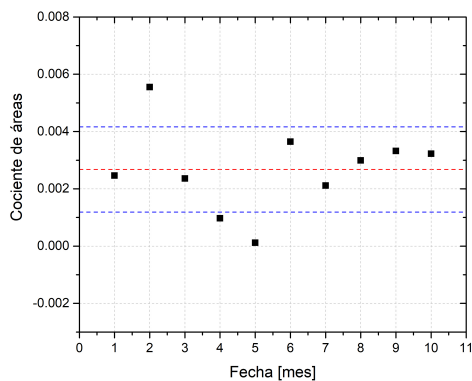
(c) Máximo cociente de dosis, dirección *crossplane*



(d) Máximo cociente de dosis, dirección *inplane*



(e) Cociente de áreas, dirección *crossplane*



(f) Cociente de áreas, dirección *inplane*

Figura 3.6: Evaluación de la simetría como función del tiempo, para perfiles FFF en las direcciones *crossplane* e *inplane*. Se presentan los resultados para los tres métodos de evaluación utilizados: variación máxima, máximo cociente de dosis y cociente de áreas.

Los valores promedio para cada parámetro de evaluación de la simetría de los perfiles obtenidos se presentan en la tabla 3.6.

Tabla 3.6: Evaluación de la simetría como función del tiempo, para perfiles FFF en las direcciones *crossplane* e *inplane*. Se presentan los resultados para los tres métodos de evaluación utilizados: variación máxima, máximo cociente de dosis y cociente de áreas.

	Promedio
Dirección <i>Crossplane</i>	
Variación máxima	$1.0 \pm 0.3 \%$
Máximo cociente de dosis	1.003 ± 0.004
Cociente de áreas	0.005 ± 0.002
Dirección <i>Inplane</i>	
Variación máxima	$0.7 \pm 0.3 \%$
Máximo cociente de dosis	1.004 ± 0.004
Cociente de áreas	0.003 ± 0.002

3.4. Comparación con el TPS

En la tabla 3.7, se muestran los resultados de la comparación entre los parámetros de los perfiles transversales de dosis medidos, el perfil cargado en el TPS y el obtenido por medio de una simulación virtual, empleando el método de normalización por valor de renormalización. La diferencia que se presenta en dicha tabla es de una diferencia relativa porcentual, donde se puede observar que el TPS es capaz de reproducir los perfiles transversales de dosis para haces FFF y que estos no han cambiado desde que fueron comisionados para el TPS. Los resultados obtenidos en esta sección serán considerados como valores iniciales de tolerancia, pues los parámetros evaluados en un perfil medido no deben diferir de lo obtenido en el TPS.

En el caso de la simulación obtenida a través del TPS, al ser comparado con el perfil cargado al TPS y los perfiles medidos, se observa una diferencia relativa porcentual menor que 3%. El valor de la posición del pico se calculó únicamente con una diferencia simple (no relativa), y se puede observar que en las tres comparaciones se mantiene menor que 2 mm.

Tabla 3.7: Comparación entre los parámetros promedio de los perfiles transversales de dosis medidos, el cargado en el TPS y el simulado en el TPS.

Comparación entre los perfiles medidos y el cargado en el TPS			
Parámetro	Perfil medido	Perfil cargado	Diferencia
Desaplanado derecha	1.281 ± 0.004	1.282 ± 0.002	0.1 %
Desaplanado izquierda	1.286 ± 0.002	1.280 ± 0.003	0.5 %
Pendiente derecha [%/mm]	-0.401 ± 0.001	-0.392 ± 0.003	2.4 %
Pendiente izquierda [%/mm]	0.401 ± 0.002	0.397 ± 0.007	1.0 %
Intersección derecha [%]	137.6 ± 0.2	136.4 ± 0.2	0.9 %
Intersección izquierda [%]	137.1 ± 0.7	137.1 ± 0.4	0.02 %
Posición del pico [mm]	0.589 ± 0.569	-0.924 ± 0.475	1.513 mm
Máximo cociente de dosis	1.002 ± 0.002	1.006 ± 0.002	0.4 %
Comparación entre los perfiles medidos y el simulado en el TPS			
Parámetro	Perfil medido	Perfil simulado	Diferencia
Desaplanado derecha	1.281 ± 0.004	1.283 ± 0.000	0.2 %
Desaplanado izquierda	1.286 ± 0.002	1.283 ± 0.000	0.3 %
Pendiente derecha [%/mm]	-0.401 ± 0.001	-0.394 ± 0.001	1.8 %
Pendiente izquierda [%/mm]	0.401 ± 0.002	0.394 ± 0.003	1.8 %
Intersección derecha [%]	137.6 ± 0.2	135.67 ± 0.02	1.4 %
Intersección izquierda [%]	137.1 ± 0.7	135.70 ± 0.01	1.1 %
Posición del pico [mm]	0.589 ± 0.569	-0.044 ± 0.009	0.633 mm
Máximo cociente de dosis	1.002 ± 0.002	0.999 ± 0.000	0.2 %
Comparación entre el perfil cargado y el simulado en el TPS			
Parámetro	Perfil cargado	Perfil simulado	Diferencia
Desaplanado derecha	1.282 ± 0.002	1.283 ± 0.000	0.1 %
Desaplanado izquierda	1.280 ± 0.003	1.283 ± 0.000	0.2 %
Pendiente derecha [%/mm]	-0.392 ± 0.003	-0.394 ± 0.001	0.5 %
Pendiente izquierda [%/mm]	0.397 ± 0.007	0.394 ± 0.003	0.8 %
Intersección derecha [%]	136.4 ± 0.2	135.67 ± 0.02	0.5 %
Intersección izquierda [%]	137.1 ± 0.4	135.70 ± 0.01	1.0 %
Posición del pico [mm]	-0.924 ± 0.475	-0.044 ± 0.009	0.879 mm
Máximo cociente de dosis	1.006 ± 0.002	0.999 ± 0.000	0.6 %

3.5. Determinación de los valores de tolerancia

Con base en el valor promedio de cada parámetro, la desviación media y la desviación estándar, y usando la relación 2.11, en la tabla 3.8 se muestran los resultados obtenidos en el cálculo de los intervalos de confianza. En la tabla se observa que la mayoría de los valores del intervalo de confianza tienen variaciones similares a lo reportado en la sección 3.3.

Tabla 3.8: Valor del intervalo de confianza para cada parámetro

	Intervalo de confianza
Desaplanado	$\pm 0.92 \%$
Pendiente [%/mm]	$\pm 3.5 \%$
Intersección [%]	$\pm 3.0 \%$
Pico [mm]	$\pm 1.6 \text{ mm}$
Máximo cociente de dosis	$\pm 0.91 \%$

Con base en lo anterior y considerando que la geometría utilizada para la adquisición de los perfiles de dosis es homogénea, utilizando como referencia la figura 2.7 y la tabla 2.2 de la sección 2.4, en la tabla 3.9 se presenta la propuesta para los valores de tolerancia de los parámetros de evaluación.

Tabla 3.9: Valores de tolerancia para cada parámetro

	Tolerancia
Desaplanado	$\pm 2 \%$
Pendiente [%/mm]	$\pm 3 \%$
Intersección [%]	$\pm 3 \%$
Pico [mm]	$\pm 2 \text{ mm}$
Máximo cociente de dosis	$\pm 2 \%$

En la tabla 3.9 se observa que el desaplanado y el máximo cociente de dosis tienen una tolerancia del 2 %, lo cual se debe a que se encuentran dentro de la región central del perfil, además de que en los resultados previos, sus variaciones se mantuvieron en este porcentaje.

En el caso de la intersección, el valor de tolerancia considerado es de 3 %; esto se debe a que los valores que se consideran para calcular este parámetro se presentan en zonas con mayor gradiente de dosis, además de que en los resultados previos sus variaciones se mantuvieron en este porcentaje.

En el caso del valor de la pendiente, el valor de tolerancia considerado es de 3% pues las diferencias porcentuales presentadas siempre fueron mayores al resto de parámetros. Además, al igual que en el caso de la intersección, los valores que se consideran para calcular este parámetro se presentan en zonas con mayor gradiente de dosis. En este caso, el valor del intervalo de confianza es mayor que el dado para la tolerancia, por lo que el valor del intervalo de confianza servirá como un valor de acción.

En el caso de la posición del pico se considerará una tolerancia de 2 mm, pues al encontrarse en el centro del perfil transversal, esa variación de milímetros puede representar un cambio significativo en la dosis.

En el Apéndice A se muestra el formato correspondiente para el programa de control de calidad. En este formato se incluyen los parámetros y su respectiva tolerancia con la idea de que pueda ser utilizado para llevar el registro del control de calidad mensual.

Capítulo 4

Discusión

La región central de los perfiles transversales de haces de fotones FFF presenta una dosis relativa muy por encima de los perfiles para haces FF; el valor central en un perfil FFF de un haz de fotones de 6 MV ya normalizado puede ser 30 % mayor que el de un perfil FF adquirido en las mismas condiciones. Para poder reutilizar parámetros de evaluación bien definidos en perfiles FF, es importante que la normalización de ambos perfiles coincida en la zona de los bordes, que es donde presentan formas similares. Entonces, la normalización de los perfiles FFF debe hacerse en conjunto con los perfiles FF. Tras la normalización, las definiciones correspondientes a tamaño de campo, penumbra y umbra son las mismas para ambos perfiles. La definición de la región central dependerá del tamaño de campo, variando entre el 80 % y el 60 % de dosis [35]. Cada paso en el proceso de evaluación es importante y debe ser realizado con sumo cuidado.

El arreglo experimental utilizado en todas las mediciones realizadas en este trabajo corresponde a un mismo tamaño de campo de $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$, una distancia SSD fija de 100 cm y una profundidad de 10 cm; estos parámetros no fueron modificados a lo largo del trabajo y la razón de esto es que se buscó evaluar la reproducibilidad del método y estandarizarlo, de acuerdo con lo que realiza actualmente. Bajo estas condiciones, las comparaciones entre los parámetros calculados y los valores reportados por Fogliata y *col.* [36] mostraron que el procedimiento era reproducible; una vez que se logró, el siguiente paso en la descripción de los haces de fotones FFF sería caracterizar los perfiles transversales de dosis obtenidos con otros tamaños de campo, SSD y profundidades. Cabe resaltar que Fogliata y *col.* reportan sólo un valor para cada parámetro en la dirección *crossplane*, por lo que tiene un valor importante reportar lo ocurrido en la dirección *inplane* para este tipo de haces de fotones.

Los resultados correspondientes a ambos métodos de normalización fueron equivalentes,

presentando diferencias porcentuales menores que 2%. La equivalencia entre ambos métodos puede ser atribuida en parte a la simplicidad del arreglo experimental utilizado. Por ello, con la finalidad de explorar las posibles fallas, ventajas y desventajas de cada método de normalización, podría considerarse realizar una comparación considerando un arreglo experimental diferente, variar la cantidad de datos obtenidos de los perfiles de dosis, entre otros. Un ejemplo de una posible complicación con el método de normalización ocurrió en el análisis del perfil simulado en el TPS, donde al tener una gran cantidad de datos (mayor que 1000 datos), se obtuvieron más de tres picos en la gráfica correspondiente a la tercera derivada y, por lo tanto, complicó la normalización del perfil utilizando el método de normalización por valor de renormalización, mientras para ese mismo perfil la primera derivada presentó únicamente los dos picos esperados, lo que permitiría normalizar al perfil por punto de inflexión sin ningún problema.

A partir de los resultados obtenidos en el análisis temporal con respecto a los parámetros de simetría de los perfiles transversales, se decidió considerar únicamente al parámetro *Máximo cociente de dosis* en el control de calidad periódico pues mostró mayor estabilidad y constancia a través del tiempo en comparación con los otros dos parámetros. Sin embargo, los tres parámetros sí mostraron ser reproducibles.

Se encontró que el perfil simulado en el TPS reproduce a los obtenidos en las revisiones periódicas, dentro de los valores de incertidumbre considerados. Aunque la revisión realizada fue sencilla, el TPS podría ser una herramienta que permita entender mejor los parámetros de caracterización de los perfiles FFF al variar parámetros como la SSD, el tamaño de campo, el ángulo del gantry, entre otros. El análisis a estas variaciones podría arrojar datos que permitan asignar mejores valores de tolerancia. Un trabajo posterior podría consistir en analizar estas variaciones e identificar cómo se modifican los parámetros con ellas.

El valor correspondiente al parámetro de pendiente tuvo variaciones considerables al ser calculado por distintos usuarios. Como ejemplo de esto, en el análisis al perfil simulado por el TPS se observó que el cálculo realizado por dos personas distintas arrojaba resultados tales que diferían en casi 1% al ser comparados con los perfiles obtenidos y el perfil cargado al TPS, lo cual es un porcentaje alto si se considera el valor de tolerancia asociado a este parámetro. Es, por lo mismo, importante considerar que el cálculo del valor de pendiente debe ser estandarizado de forma que el cambio de usuario no afecte el resultado ni genere errores. Una manera de estandarizar el proceso de obtención del parámetro es fijando el número de datos adquiridos por perfil de forma que los puntos utilizados en el cálculo del parámetro permanezcan invariantes, lo cual disminuiría la influencia de cada usuario en los

cálculos.

Al realizar el análisis temporal, se hizo cálculo del promedio y la desviación estándar de cada parámetro en ambas direcciones (*crossplane* e *inplane*) y, en algunos casos, a cada lado del perfil. La finalidad de obtener estos valores radicó en verificar la reproducibilidad y exactitud de cada parámetro, así como más adelante utilizar estos cálculos en la estimación de los valores de tolerancia que se asignarían. Además de lo anterior, el cálculo de los valores mencionados, podría servir para fijar valores de referencia actualizados por parámetro.

Un importante punto a considerar es que la cantidad de datos de cada perfil evaluado no se mantuvo fija. A lo largo del análisis se observó que esta diferencia, sobre todo si era entre el perfil FF y el FFF, dificultaba la normalización de los mismos, lo que además podía provocar variaciones considerables al calcular los parámetros de caracterización. De lo anterior se concluyó que la estandarización del método utilizado en la toma de perfiles transversales puede facilitar el trabajo de análisis de cada perfil, así como la comparación entre perfiles correspondientes a distintas fechas. Así pues, como parte del programa de control de calidad se debe constatar que, al tomar los perfiles FF y FFF, el número de datos por perfil debe ser el mismo.

Capítulo 5

Conclusiones

En este trabajo se realizó la caracterización de un haz de fotones sin filtro de aplanado (6 MV FFF) de un acelerador lineal Varian modelo TrueBeam n/s 1717 en las instalaciones del servicio de radioterapia del hospital Médica Sur, Tlalpan, por medio de distintos parámetros: desaplanado, pendiente, intersección, posición del pico y simetría. A partir de los resultados obtenidos, se puede concluir lo siguiente:

- La metodología propuesta por Fogliata y *col.* es reproducible para caracterizar los haces de fotones FFF del acelerador lineal TrueBeam en el servicio de radioterapia donde se llevó a cabo este trabajo.
- No se encontraron diferencias entre los parámetros evaluados al emplear el método de normalización por punto de inflexión o método de normalización por valor de renormalización. Sin embargo, el método por punto de inflexión puede ser más susceptible a errores que el método de valor de renormalización, por lo que se recomienda emplear el segundo método mencionado.
- El desaplanado, las pendientes, las intersecciones y la posición del pico son descriptores adecuados para caracterizar un haz de fotones tipo FFF.
- En la evaluación de la simetría un haz de fotones tipo FFF, se encontró mayor reproducibilidad con la metodología del máximo cociente de dosis que con las metodologías de la variación máxima o el cociente de áreas, por lo que se recomienda emplear la primera metodología mencionada.
- Bajo las condiciones de medición empleadas, el TPS es capaz de simular las distribuciones transversales de dosis producidas por el acelerador lineal. Así mismo, los perfiles

transversales de dosis no han sufrido una variación observable después de algunos años desde que se llevó a cabo el comisionamiento del acelerador, lo cual es consistente con la metodología con la cual se ha estado evaluado este tipo de perfiles en este servicio de radioterapia hasta el momento de este trabajo.

- A partir de la información obtenida del TPS y los perfiles medidos, se definieron valores de referencia y su incertidumbre para cada uno de los parámetros utilizados en la evaluación de perfiles FFF.

Con base en lo anterior, se logró evaluar detalladamente el haz de fotones proveniente del acelerador lineal mencionado, obteniendo valores de referencia y de tolerancia aplicables a cada uno de dichos parámetros que lo describen. Con dichos valores, se logró diseñar un programa de control de calidad específico para este haz de fotones.

Apéndice A

Formatos del control de calidad de perfiles FFF

A continuación, se presenta el formato para la verificación periódica de los perfiles FFF de un acelerador lineal, a partir de los parámetros de evaluación estudiados en este trabajo. Cada parámetro en evaluación incluye un valor de referencia y porcentaje de tolerancia.

En el contexto de este trabajo, para el haz de fotones 6 MV FFF del acelerador lineal TrueBeam de Médica Sur, los valores de referencia fueron definidos con base en los valores promedio obtenidos en el apartado de resultados. Si se desea emplear el mismo formato para otro haz de fotones u otro acelerador, los valores de referencia deberán ser redefinidos. Si en una de las verificaciones periódicas, la diferencia relativa porcentual entre el valor del parámetro medido en ese momento y el valor de referencia sobrepasa el porcentaje de tolerancia, deberá realizarse una inspección más profunda para localizar el origen de tal diferencia.

Los resultados de este trabajo no solamente serán útiles para las verificaciones periódicas de los perfiles FFF entregados por el acelerador lineal, también serán útiles como referencia para las pruebas posteriores que se lleven a cabo a los algoritmos de cálculo del TPS, después de las subsecuentes actualizaciones del TPS, después de los mantenimientos preventivos y correctivos del acelerador lineal, entre otros.

**Verificación periódica de perfiles transversales de dosis
de haces de fotones sin filtro de aplanado**

Fecha: _____

Acelerador lineal: _____ Energía: _____

Tamaño de campo: _____ Profundidad de medición: _____ SSD: _____

Instrumentos utilizados en la evaluación: _____

Tamaño de paso en el perfil FF: _____ Tamaño de paso en el perfil FFF: _____

Parámetro en evaluación:	Valor medido:	Valor de referencia:	Dif: ¹	Tol: ²	Cumple:
<i>Perfil FFF en dirección crossplane:</i>					
Desaplanado a la derecha				±2 %	
Desaplanado a la izquierda				±2 %	
Pendiente a la derecha				±3 %	
Pendiente a la izquierda				±3 %	
Intersección a la derecha				±3 %	
Intersección a la izquierda				±3 %	
Posición del pico				±2 mm	
Máximo cociente de dosis				±2 %	
<i>Perfil FFF en dirección inplane:</i>					
Desaplanado a la derecha				±2 %	
Desaplanado a la izquierda				±2 %	
Pendiente a la derecha				±3 %	
Pendiente a la izquierda				±3 %	
Intersección a la derecha				±3 %	
Intersección a la izquierda				±3 %	
Posición del pico				±2 mm	
Máximo cociente de dosis				±2 %	

¹ Diferencia (Dif): diferencia porcentual relativa entre el valor medido y el de referencia.

² Tolerancia (Tol): variación máxima aceptable.

Observaciones: _____

Realizó

Revisó

Nombre y firma

Nombre y firma

Bibliografía

- [1] R. García, C. Khamphan, V. Bodez, E. Jaegle, M. E. Alayrach, and A. Badey. Quality Assurance of Flattening-Filter-Free Beams (FFF). *European Journal of Medical Physics*, 2012.
- [2] S. D. Sharma. Unflattened photon beams from the standard flattening filter-free accelerators for radiotherapy: advantages, limitations and challenges. *Journal of Medical Physics/ Association of Medical Physics of India*, 2011.
- [3] International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna. *Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy*, 2016. Human Health Series No. 31.
- [4] Geoff Budgell, Kirstie Brown, Jason Cashmore, Simon Duane, John Frame, Mark Hardy, David Paynter, and Ruseel Thomas. IPEM topical report 1: guidance on implementing flattening filter free (FFF) radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 61, 2016.
- [5] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, Germany, 2nd edition, 2004.
- [6] R. J. Hall. Ionization energies of neutral elements, in units of eV. https://es.wikipedia.org/wiki/Ionizaci%C3%B3n#/media/Archivo:Ionization_energies.png, December 2007.
- [7] MIT. Introduction to ionizing radiation. Lecture. http://ocw.mit.edu/courses/nuclear-engineering/22-01-introduction-to-ionizing-radiation-fall-2006/lecture-notes/energy_dep_photo.pdf, 2006.
- [8] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, and John M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer, Philadelphia, USA, 3rd edition, 2012.

- [9] Faiz M. Khan and John P. Gibbons. *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. Wolters Kluwer, Philadelphia, USA, 5th edition, 2014.
- [10] HyperPhysics. Producción de pares. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Relativ/releeng.html>, 2006. Traducido por M. Olmo de Sevilla.
- [11] Wikipedia. Energía de enlace nuclear. https://es.wikipedia.org/wiki/Energ%C3%ADa_de_enlace_nuclear, 2019.
- [12] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. Rayos X. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/rayos-x>, 2012.
- [13] Wikipedia. Erzeugung von Röntgenbremsstrahlung durch Abbremsung eines schnellen Elektrons in dem Coulombfeld eines Atomkerns (schematische Darstellung). <https://en.wikipedia.org/wiki/Bremsstrahlung#/media/File:Bremsstrahlung.svg>, 2007.
- [14] CSN. El haz de radiación. Espectro de rayos X. http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/639339385_3010200912229.pdf, 2009. Consejo de Seguridad nuclear. España.
- [15] Madelaine K. Tyler, Paul Z. Y. Liu, Christofer Lee, David Mckenzie, and Natalka Suchowerska. Small field detector correction factors: [e]ffects of the flattening filter for [e]lekta and [v]arian linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2016.
- [16] Wikipedia. Acelerador lineal. https://es.wikipedia.org/wiki/Acelerador_lineal, 2012.
- [17] Ervin B. Podgorsak. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer, Heilderberg, second edition, 2010.
- [18] T. Kogure. Electron Guns. *Developments in Clay Science*, 2013.
- [19] SPM Physics. Thermionic Emission. <http://spmphysics.onlinetuition.com.my/2013/06/thermionic-emission.html>, 2014.
- [20] Patrick N McDermot and Colin G Orton. *The Physics and Technology of Radiation Therapy*. Medical Physics Publishing, 2nd edition, 2018.

- [21] Flattening filter free (FFF) Linac. <http://www.radiation-oncology.de/index.php?page=flattening-filter-free-linac>, 2015. Universität Heilderberg.
- [22] Arthur Boyer, Peter Biggs, James Galvin, Erick Klein, Thomas LoSasso, Daniel Low, Katherine Mah, and Cedric Yu. Basic applications of multileaf collimators. techreport 72, AAPM, 2001. Report of Task No. 50.
- [23] José Alejandro Jiménez Acosta. Interacción de fotones con la materia. Presentación. Temas Selectos de Física de Radiaciones II, 2018.
- [24] Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), Viena. *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua.*, 2005. Colección de informes técnicos N° 398.
- [25] Boyer A. L. QA foundations in equipment specifications, acceptance testing, and commissioning. *Medical Physics Publishing*, 1991.
- [26] IAEA. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, Austria, 2005. Editor E. B. Podgorsak.
- [27] NORMA Oficial Mexicana NOM-033-NUCL-2016, Diario Oficial de la Federación, México. *Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia: Aceleradores lineales*, August 2016.
- [28] AR 8.2.2, Autoridad Regulatoria Nuclear, Argentina. *Operación de aceleradores lineales de uso médico*, 2002.
- [29] Norma UY 103, Autoridad Reguladora Nuclear, Uruguay. *Operación de aceleradores lineales de electrones para uso médico*, 2002.
- [30] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy. techreport 13, 1994.
- [31] S. H. Levitt, J. A. Purdy, C. A. Perez, and S. Vijayakumar. *Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications*. Springer, 4th edition, 2006.
- [32] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality assurance of medical accelerators. techreport 142, 2009.

-
- [33] International Atomic Energy Agency (IAEA). Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. techreport 430, 2004.
- [34] Irea Jimenez. Acceptance Testing and Commissioning of Modern Day Linacs. Slide Presentation <https://slideplayer.com/slide/733693/>, 2014. Based on Eric E. Klein ACMP Radiation Oncology Physics Refresher Course.
- [35] A. Fogliata, R. Garcia, T. Knöös, G. Nicolini, A. Clivio, E. Vanetti, C. Khamphan, and L. Cozzi. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy. *Medical Physics*, 39(6455), 2012.
- [36] Antonella Fogliata, Jens Fleckenstein, Frank Schneider, Mark Pachoud, Sarah Ghandour, Harald Krauss, Giacomo Reggiori, Antonella Stravato, Frank Lohr, Marta Scorsetti, and Luca Cozzi. Flattening filter free beams from TrueBeam and Versa HD units: Evaluation of the parameters for quality assurance. *Medical Physics Journal*, 2015.
- [37] Jack Venselaar, Hans Welleweerd, and Ben Mijnheer. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radioterapy & Oncology*, 2001.