

EMPAREJAMIENTO DOSIMÉTRICO DE HACES DE FOTONES DE 6 MeV DE ENERGÍA DE DOS ACELERADORES LINEALES DEL MISMO SISTEMA DE COLIMACIÓN

DOSIMETRIC PAIRING OF PHOTON BEAMS OF 6 MeV OF ENERGY FROM TWO LINEAR ACCELERATORS OF THE SAME COLLIMATION SYSTEM

Jonathan W. Pacheco¹, Carmen S. Guzmán^{2*}, José F. Márquez³,
Juan A. Méndez⁴, Jesenia Villaverde⁵, Mirko S. Alva⁶

¹ Universidad de ingeniería, Facultad de Ciencias, Lima, Perú.

² Universidad Ricardo Palma, Instituto de Investigación en Ciencias Biomédicas, Lima, Perú.

³ Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Físicas, Lima, Perú.

⁴ Universidad Nacional del Callao, Facultad de Ciencias Naturales y Matemática, Callao, Perú.

⁵ Universidad Nacional Federico Villarreal, Facultad de Ciencias Naturales y Matemática, Lima, Perú.

⁶ Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre, Brasil.

(Recibido: agto./2023. Aceptado: mar./2024)

Resumen

En los centros de radioterapia, donde se tienen más de dos aceleradores lineales (Linacs) del mismo fabricante y modelo, es importante considerar un emparejamiento dosimétrico. Por esta razón, se presentó la iniciativa de comparar los factores dosimétricos de dos modelos de Linacs Synergy (ELEKTA) con fotones de 6 MeV de energía. Se consideraron los factores de dispersión total, la variación de la dosis en el eje central, el perfil de dosis, los factores de transmisión en cuña y la tasa de dosis. Las mediciones absolutas y relativas se realizaron con 5 cámaras de ionización y las distribuciones de dosis planas se obtuvieron con una disposición de 729 cámaras de ionización, el índice de γ fue evaluado por el software *Mephysto*.

Los resultados obtenidos fueron valores de diferencia de dosis inferiores al 1 %, distribuciones de dosis reproducidas

* cguzman@urp.edu.pe

doi: <https://doi.org/10.15446/mo.n69.110775>

con un valor superior al 95 % de los *vóxeles* analizados para *Distance to agreement* (DTA) de 2 mm y Δ DOSE de 2 %, tanto para PDP como para perfiles evaluados. Estos resultados fueron validados con datos obtenidos con simulación Monte Carlo (XVMC). Se concluyó que con la metodología desarrollada fue posible obtener un emparejamiento adecuado de haces generados por dos Linacs diferentes.

Palabras clave: dosis de radiación; método Monte Carlo; aceleradores de partículas (fuente: DeCS BIREME).

Abstract

In radiotherapy centers, where there are more than two linear accelerators (Linacs) of the same manufacturer and model, it is important to consider a dosimetric pairing. For this reason, the initiative to compare the dosimetric factors of two models of Linacs Synergy (ELEKTA) with photons of 6 MeV of energy was presented. Total dispersion factors, dose variation in the central axis, dose profile, wedge transmission factors, and dose rate were considered. Absolute and relative measurements were made with 5 ionization chambers, flat dose distributions were obtained with an arrangement of 729 ionization chambers, and the γ index was evaluated by *Mephysto* software.

The results obtained were dose difference values of less than 1 %, reproduced dose distributions with a value greater than 95 % of the *voxels* analyzed for Distance to agreement (DTA) of 2 mm and Δ DOSE of 2 %, both for PDD and for evaluated profiles. These results were validated with data obtained with Monte Carlo simulation (XVMC). It was concluded that with the methodology developed it was possible to obtain an adequate pairing of beams generated by two different Linacs.

Keywords: radiation dose; Monte Carlo method; particle accelerators (source: DeCS BIREME).

Introducción

Los reportes de incidencias muestran que hay un alto porcentaje de interrupciones de los tratamientos de los pacientes debido a problemas técnicos del acelerador lineal (Linac). Para salvaguardar la situación, el paciente es tratado con otro Linac, donde se realizaría un control de calidad (CC) de paciente específico (recálculo de la dosis administrada), lo que lleva a una interrupción en el proceso. La solución a este problema es la coincidencia de haz o Beam Matching (BM) de Linacs. El BM reduce la necesidad de volver a medir todos los datos dosimétricos para los sistemas de planificación del tratamiento o *Treatment Planning Systems* (TPS).

Existen publicaciones que describen los resultados de BM del Linacs Varian [1]. En el estudio titulado “*A mathematical approach to BM*” [2], se proporcionan las instrucciones matemáticas iniciales para la evaluación de BM entre dos Linacs diferentes. En otro informe titulado “Evaluación dosimétrica del procedimiento BM”, se realiza un estudio preliminar cuantitativo de la similitud de los datos básicos de fotones y electrones para dos Linacs Siemens Oncor [3]. Las mediciones dosimétricas realizadas durante la puesta en marcha del primer Linac se establecen como valores de referencia y los otros Linacs realizan el BM con respecto a este [4]. Después de verificar la diferencia en puntos particulares de la curva de ionización para el porcentaje de dosis en profundidad (PDP) o perfiles de haz de 2 Linacs (Oncor 1 y 2) se realizaron diferentes pruebas para evaluar el nivel de concordancia entre haces pareados [5]. Todos estos factores para Oncor 2 estuvieron dentro del $\pm 1\%$ de los valores para Oncor 1. Junto con estas medidas de dosis puntuales, se utilizaron esencialmente el índice γ para comparar la distribución de dosis plana de dos Linacs de haz coincidente.

Una película realizada en el plano axial fue expuesta a los planos de Radioterapia Tridimensional (RTC3D) e Intensidad Modulada IMRT con diferentes ángulos del gantry y unidades de monitor, encontrándose concordancia para distancia de 3 mm y dosis de 3%. Se ajustaron la energía y la orientación del haz para lograr un

acuerdo entre el PDP y los perfiles. Este proceso se repitió hasta llegar a la mejor concordancia entre PDP y perfiles, obteniendo que la concordancia promedio del factor de salida en todos los tamaños de campo fue de 0,4% para 6 MeV y 0,2% para 10 MeV [6]. La concordancia de los factores de cuña fue inferior al 0,6% para ambas energías de fotones, en todos los tamaños de campo.

En un estudio de Able y Zakikhani, determinaron que los haces de fotones asociados con múltiples modelos de Linacs se combinan con *Golden Beam data* (VGBD) para evaluar el modelado y la gestión de la planificación del tratamiento [7]. Realizaron un escaneo computarizado (IBA Blue *Phantom* 2) con 2 cámaras de ionización CC13 en agua a 100 cm SSD. Se evaluaron D_{max} (tamaño de campo de 10 cm²), PDP (tamaños de campo de 6, 10, 20 y 30 cm²) y uniformidad del haz (tamaños de campo de 10, 30 y 40 cm²). Se obtuvo que todos los haces de 6 y 18 MeV cumplían con los criterios “Básico” y “Fino”.

La significación clínica del BM, obtenida por Ashokkumar y colegas, se evaluó mediante los planes con Arco Terapia Volumétrica de Intensidad Modulada (VMAT). Para tal fin, realizaron un análisis de los datos de PDP para diferentes tamaños de campo y así determinar el emparejamiento de energía [8].

Se determinaron perfiles de haz para tamaños de campo de 10 × 10 cm² y 40 × 40 cm² a profundidades de 1,5 cm y 10 cm. La Razón Tejido Fantoma (TPR) 20/10 para 10 × 10 cm² estaba bien emparejado, sin mostrar diferencias de energía. La desviación de todas las mediciones de dosis puntuales fue del ± 3%. Todas las distribuciones de dosis planas mostraron más del 95% de los puntos con un valor de área de γ de menos de 1. En conclusión, la evaluación de BM con el modelo de planificación del tratamiento en el estudio, mostró buena concordancia para los haces de 6 MeV en los tres Linacs utilizados.

J. Rijken *et al.*, evaluaron la variación dosimétrica entre seis Linacs Varian (dos *Clinac iX*, dos 600 C/D (Unique) y dos Linacs de fotones *True Beam Tx* de 6 MeV); las variaciones dosimétricas fueron registradas y analizadas para cada volumen

objetivo y órgano de riesgo. La variación máxima entre los seis Linacs con RTC3D, IMRT y VMAT fue de 2,57 %, 2,6 % y 2,6 %, respectivamente. En los casos pélvicos, la variación máxima entre los seis dispositivos con RTC3D, IMRT y VMAT, fue de 2,2 %, 1,95 % y 2,05 %, respectivamente. Encontraron que la variación dosimétrica, al cambiar de plano entre los seis Linacs a nivel de simulador y paciente, permanece dentro de los límites de la aceptabilidad clínica [9].

S. Kang *et al.*, propusieron criterios de coincidencia de haces que permiten la administración distributiva y la garantía de calidad de los planes de radioterapia corporal estereotáctica (SBRT). Para este fin, compararon las dosis medidas con las predicciones del sistema de planificación del tratamiento a través del análisis gamma en una variedad de criterios. A pesar de las diferencias en los parámetros de concordancia del haz y las variaciones en campos pequeños, los Linacs produjeron entregas precisas con una pequeña desviación en la muestra de población. Las tasas de aprobación estuvieron muy por encima de las tolerancias sugeridas en el criterio gamma recomendado. La película fue capaz de detectar errores de dosis en mayor medida que ArcCheck [10].

J. Rojas y D. Venencia, evaluaron los parámetros dosimétricos y la precisión de la administración de los planes VMAT creados para varios sitios de tratamiento. Todos los planes VMAT se generaron utilizando TPS Eclipse, con el mismo algoritmo optimizador. Las diferencias en todos los datos dosimétricos entre los dos haces de coincidencia de Linacs estuvieron dentro del 1 % para los haces de 6 MeV y 10 MeV. Para los 60 casos de los tres sitios de tratamiento, no se observaron diferencias notables en la comparación dosimétrica y en la variación de Histograma Dosis Volumen (DVH) entre los Linacs de los haces pareados. Las diferencias medias en los parámetros dosimétricos de Volumen de Planificación (PTV) y Órgano de Riesgo (OAR) estuvieron dentro del 1 %. Demostraron la posibilidad de cambiar pacientes en un plan VMAT sin ninguna modificación y replanificación entre dos Linacs de haz correspondiente [11].

S. Sistani *et al.*, compararon mediante TPS y el simulador Delta4 PDP, perfiles, factores de salida y transmisión de MLC para todas las energías en los Linacs (Novalis Tx y TrueBeam STx) y *Tissue Phantom Ratio* (TPR). También se comparó en todos los Linacs para 30 planes de terapia. Las diferencias dosimétricas encontradas entre todas las energías fueron inferiores al 1 %. El PDP utilizando TPS y el simulador Delta4, mostró que no hay diferencias dosimétricas en ninguno de los Linacs. Estos resultados revelaron el desempeño de flexibilidad utilizando el BM [12].

Y. Li *et al.*, compararon el factor de producción (Scp), el factor de cuña, el índice de calidad (TPR20/10), el PDP y los perfiles de 6 MeV y 15 MeV. Usaron el BM de dos Linacs de Siemens Primus Medical, realizaron análisis gamma (γ) de 2 mm/2 % y 3 mm/3 %. Los haces de fotones de 6 MeV en todos los tamaños de campo (excepto $4 \times 4 \text{ cm}^2$) son haces coincidentes, para 15 MeV, aunque los PDP pareados en todos los tamaños de campo (excepto $4 \times 4 \text{ cm}^2$) para los criterios de γ de 2 mm/2 % y 3 mm/3 %, los perfiles de haz a tamaños de campo más altos no estaban emparejados. Los haces de electrones en todos los tamaños de aplicadores (excepto el aplicador de $5 \times 5 \text{ cm}^2$) superan el criterio de aceptación de γ 3 mm/3 % ($\gamma < 1$). Los haces de electrones no cumplen el BM en el caso del criterio de aceptación γ 2 mm/2 % [13].

D. Low *et al.*, proporcionaron un método para seleccionar el modelo de haz de referencia y evaluar la exactitud dosimétrica de los planes de VMAT administrados en tres Linacs de haz combinado Elekta (VersaHD, Synergy 1 y 2). Las desviaciones absolutas de la dosis están dentro del rango de $\pm 3 \%$, y las tasas de aprobación gamma superan el 95 % para todos los planes VMAT, que están dentro de la tolerancia para la aceptabilidad clínica. El haz coincidente Linacs demuestra una buena concordancia entre el resultado de la medición y el resultado del cálculo TPS para los planos VMAT [14].

Ante lo anterior y con el propósito de evitar la interrupción del tratamiento de un paciente debido a fallas técnicas de un

Linac, el objetivo de este trabajo será realizar el emparejamiento dosimétrico de haces de dos aceleradores lineales del mismo sistema de colimación mediante la técnica BM.

Materiales y metodología

La puesta en marcha de ambos Linacs (Elekta 01 y 02) se realizó con fotones de 6 MeV de energía, para lo cual, se comparó la variación del PDP en el eje central de radiación y perfiles con y sin cuña, en el eje longitudinal y transversal a diferentes profundidades para ambos Linacs, de la marca Elekta y del mismo sistema de colimación (Agility). Ver figura 1.



FIGURA 1. Acelerador lineal Elekta 01(derecha) – Acelerador lineal Elekta 02 (izquierda)

Mediciones de porcentaje de dosis en profundidad (PDP)

Se midió un PDP para un tamaño de campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, haciendo uso de una cuba de agua, como se muestra en la figura 1. Para evitar el efecto del volumen del detector, se utilizó un detector de microdiamantes (detector de diamante monocristalino, microDiamond 60019) de volumen pequeño.

Los datos de escaneo de PDP del Linac Elekta 02 se emparejaron con la referencia Linac Elekta 01. Según el fabricante, el criterio de

aceptación entre ambos haces debe ser del $\pm 1\%$, lo que requiere que el ingeniero de instalación ajuste la energía del haz Linac Elekta 02 para que sea compatible con el haz acelerador de referencia.

Medidas de perfil de dosis en cuña y sin cuña

Los perfiles de dosis se escanearon con cuña motorizada de 60° y también sin cuña. Para esto, antes de determinar el factor de transmisión en presencia de la cuña en ambos Linacs, se ajustó mecánicamente la posición de la cuña del Linac Elekta 02, obteniendo así un factor de transmisión similar al del acelerador Elekta 01 en el rango de $\pm 1\%$.

Mediciones puntuales de Scp y dosis absorbida

El factor de dispersión total (Scp) se midió a una distancia superficial de la fuente (SSD) de 90 cm y a una profundidad en agua de 10 cm, utilizando una cámara de ionización semiflex de volumen de $0,125\text{ cm}^3$, para tamaños de campo mayores de $4 \times 4\text{ cm}^2$ y, para campos menores de $4 \times 4\text{ cm}^2$ (campos pequeños), una cámara de ionización microdiamante de volumen de $0,004\text{ cm}^3$. Estas mediciones fueron registradas por un electrómetro PTW.

Simulación Montecarlo

El algoritmo de Montecarlo basado en Voxel (XVCM) utiliza el código Montecarlo para solucionar la ecuación de transporte de electrones. Para ello, se utilizan imágenes tomográficas, lo que definirán la geometría del medio a irradiar. Este modelo solo se puede aplicar para energías de 1 - 25 MeV y para materiales de bajo número atómico, en un rango de densidad de 0 a 3 g/cm^3 , siendo posible variar los valores de densidad hasta 15 g/cm^3 .

El XVCM cuenta con un modelo de fuente virtual (VSM) incorporado, lo que facilita un cálculo de dosis más preciso en menos tiempo. El VSM se compone de 3 fuentes virtuales: la componente

primaria, la componente secundaria y la contaminación debido a los electrones y en su conjunto simula el cabezal del acelerador. Ver figura 2.

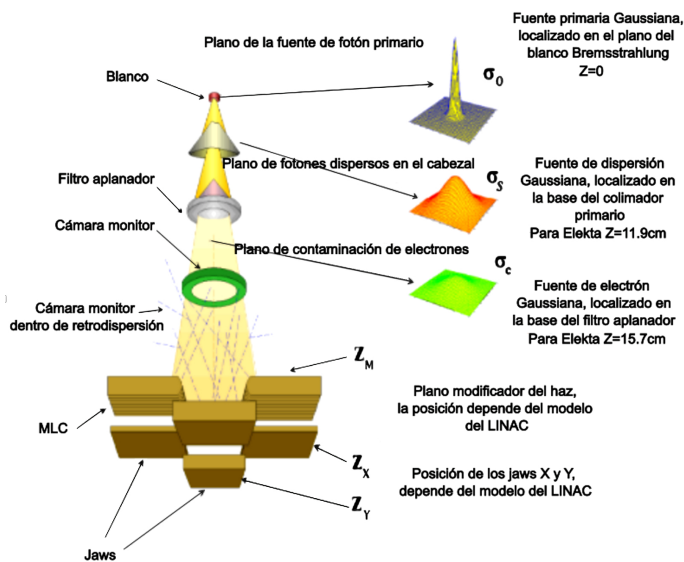


FIGURA 2. Ubicaciones relativas de las fuentes virtuales (VSM)

Resultados

Datos de medición de PDP

Las Tablas 1 y 2 muestran las diferencias en los PDP obtenidos para ambos Linacs.

Tamaño de campo	(D _{max} (mm))		Diferencia (mm)
(cm ²)	Elekta 01	Elekta 02	
5×5	15	15	0
10×10	15	15	0
15×15	15	14,6	0,4
20×20	14,1	14,3	0,2
30×30	13	13,9	0,9

TABLA 1. Análisis de dosis de profundidad para diferentes tamaños de campo

6 MeV	Elekta 01	Elekta 02	Diferencia (%)
PDP ₁₀ (2 × 2 cm)	60,50 %	60,10 %	0,4
PDP ₁₀ (5 × 5 cm)	63,90 %	63,30 %	0,6
PDP ₁₀ (10 × 10 cm)	67,30 %	67,40 %	0,1
PDP ₁₀ (30 × 30 cm)	71,50 %	71,60 %	0,1

TABLA 2. *Diferencia en PDP10 para haces de ambos aceleradores*

Comparando los PDP, utilizando el criterio de análisis gamma al 2% y 2 mm para un tamaño de campo estándar (2 × 2 cm², 5 × 5 cm², 10 × 10 cm², 20 × 20 cm² y 30 × 30 cm²), se obtuvo una buena correspondencia dosimétrica entre los haces de radiación.

Datos de medición de perfiles sin cuña (W60)

La comparación de perfiles (longitudinal y transversal) se realizó utilizando el criterio de análisis gamma al 2%, 2 mm para un tamaño de campo de (5 × 5 cm², 10 × 10 cm², 20 × 20 cm² y 30 × 30 cm²), obteniendo resultados dentro de los límites establecidos.

Datos de las mediciones de perfiles en presencia de la cuña (W60)

Los perfiles de dosis se obtuvieron con la presencia de la cuña motorizada de 60 grados, en la dirección longitudinal para tamaños de campo estándar de (5 × 5 cm², 10 × 10 cm² y 30 × 30 cm²). Ver figuras 3, 4, 5.

Determinación del factor de transmisión en cuña (W60)

Los factores de transmisión (W60) para haces de ambos aceleradores con 6 MeV de energía, en el caso de Elekta 01 de 0,266 y Elekta 02 de 0,264, presentaron una diferencia del 0,76 %.

Datos sobre mediciones puntuales de Scp y dosis absorbida

Es de gran importancia en técnicas de tratamiento como la IMRT conocer los valores del factor de dispersión total (Scp) el Sc, como se menciona en la sección, que muestra la relación de la dosis de

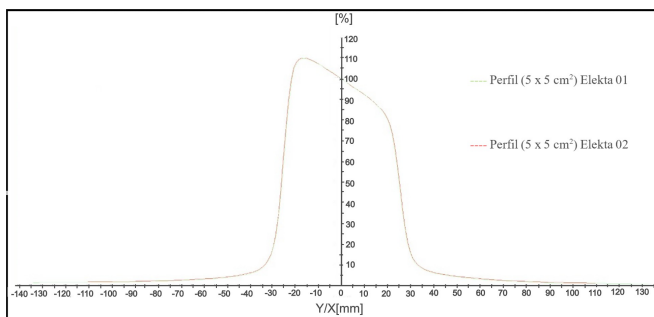


FIGURA 3. Perfil plano para un campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con cuña.

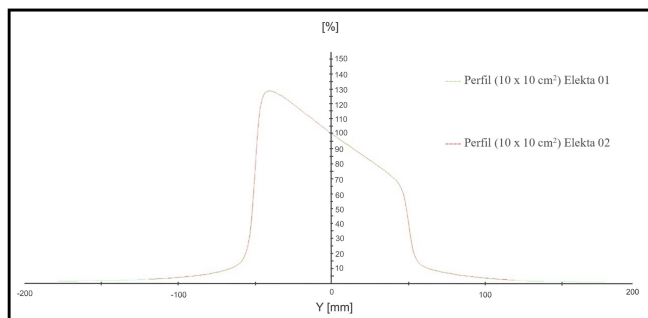


FIGURA 4. Perfil plano para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con cuña.

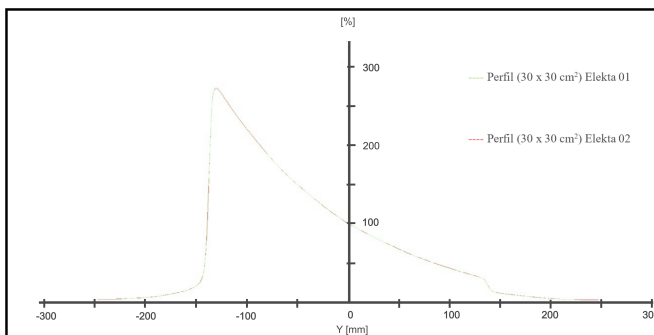


FIGURA 5. Perfil en la dirección del plano para un campo de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ con cuña.

un tamaño de campo con respecto a la dosis en un tamaño de referencia, y la dosis absorbida en agua. El Scp muestra la relación de la dosis de un tamaño de campo con respecto a la dosis en un

tamaño de referencia, y la dosis absorbida en agua sigue el protocolo No. 398. Los valores indican una diferencia porcentual de menos del $\pm 1\%$.

Determinación del factor de campo (Scp)

Tamaño de campo (cm ²)	Factor de campo (Scp)		Diferencia (%)
	Elekta 01	Elekta 02	
2 × 2	0,806	0,799	0,88
3 × 3	0,846	0,84	0,71
4 × 4	0,875	0,87	0,57
5 × 5	0,91	0,907	0,33
10 × 10	1,00	1,00	0,00
15 × 15	1,054	1,056	-0,19
20 × 20	1,09	1,092	-0,18
30 × 30	1,135	1,136	-0,09
40 × 40	1,154	1,152	0,17

TABLA 3. Factores de campo (Scp) de ambos aceleradores

Comparación entre los datos medidos y los datos simulados por CM

Tamaño de campo (cm ²)	Valor medido	Valor calculado	Diferencia (%)
2 × 2	0,806	0,809	0,409
3 × 3	0,846	0,848	0,233
4 × 4	0,875	0,881	0,632
5 × 5	0,91	0,905	-0,51
7 × 7	0,945	0,946	0,102
10 × 10	1,00	1,00	0,00
15 × 15	1,054	1,06	0,593
20 × 20	1,090	1,095	0,462
30 × 30	1,135	1,134	-0,087
40 × 40	1,154	1,153	-0,057

TABLA 4. Valores de Scp medidos y calculados por Montecarlo

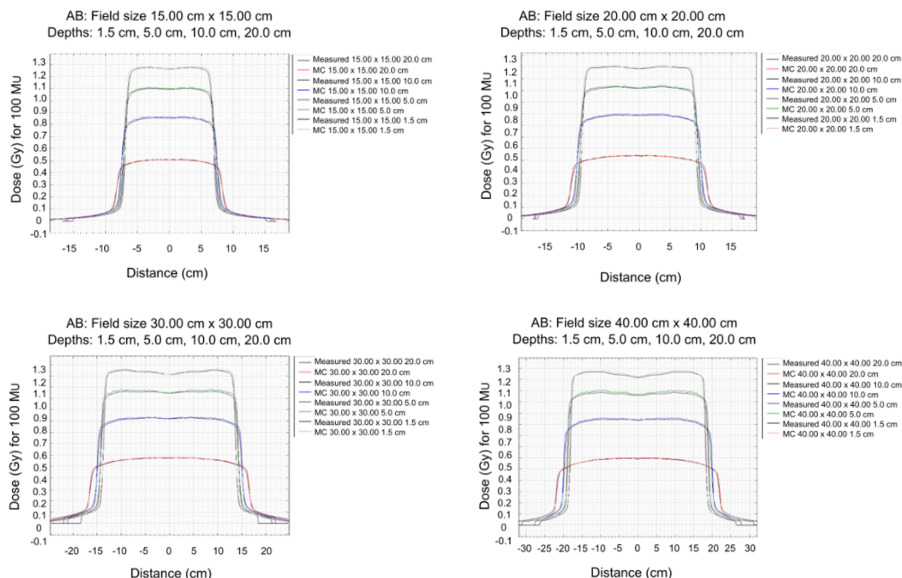


FIGURA 6. Comparación de los perfiles de dosis medidos y calculados por Montecarlo

Discusiones

Las comparaciones de TIDs, perfiles de dosis y pruebas de los sistemas de colimación de ambos Linacs cumplen con el criterio de análisis gamma (3% / 3 mm) indicado en el trabajo de D. A. Low “A Technique for the quantitative evaluation of dose distributions” [14], por lo tanto, son resultados aceptables para asegurar BM.

El análisis gamma de las distribuciones de dosis generadas por las diferentes configuraciones de campo (MLC) de Elekta 01 y 02, utilizando el criterio de análisis gamma (3% / 3 mm) muestra resultados aceptables, lo que también garantiza el BM entre los dos aceleradores.

En las comparaciones realizadas entre datos medidos y simulados se encontró una diferencia porcentual de menos del $\pm 1\%$ para los valores de Scp , estando dentro de las tolerancias establecidas [15], y menos del $\pm 8\%$ para los perfiles y PDP para casos de la penumbra, encontrándose dentro de las tolerancias establecidas [15].

Conclusiones

La puesta en marcha de los Linacs instalados se realizó con los sistemas de detección adecuados, teniendo en cuenta los protocolos internacionales como el TRS-IAEA [15], obteniendo valores dosimétricos dentro de la tolerancia recomendada por el fabricante de Elekta y emparejándolos dosimétricamente.

Los resultados obtenidos confirman que el tiempo y el esfuerzo para la puesta en marcha y el control de calidad se pueden reducir para los gemelos Linacs.

En futuros procedimientos de control de calidad, recomendamos usar el TPS como referencia, si los procedimientos revelan desviaciones demasiado grandes para ignorarlas, entonces el Linac se ajustará en función del TPS en lugar de viceversa.

References

- [1] C. Krishnappan, C. Radha, and et al., Radiol Phys Tech **11**, 423 (2018).
- [2] B. Sarkar, A. Manikandan, and et al., Brit J Radiol **86**, 20130238 (2013).
- [3] J. Hrbacek, T. Depuydt, and et al., Med Phys **34**, 2917 (2007).
- [4] D. Ghemiş, L. Marcu, and et al., Radiat Oncol **18** (2023).
- [5] J. Bhangle, V. Narayanan, and et al., J Med Phys **36** (2011).
- [6] C. Nelson, M. Garcia, and et al., Med Phys **43**, 3575 (2016).
- [7] C. Able, R. Zakikhani, and et al., Med Phys **43**, 3576 (2016).
- [8] S. Ashokkumar, K. Ganesh, and et al., Asian Pac J Cancer Prev **18**, 3439 (2017).
- [9] J. Rijken, H. Schachenmayr, and et al., J Appl Clin Med Phys. **20**, 99 (2019).
- [10] S. Kang, J. Chung, and et al., J Korean Phys Soc **75**, 628 (2019).
- [11] J. Rojas and D. Venencia, J Med Phys. **46**, 211 (2021).

- [12] S. Sistani, H. Babaeifar, and et al., Radiat Prot Dosimetry **199**, 347 (2023).
- [13] Y. Li, W. Wu, and et al., Sci Rep **13**, 10131 (2023).
- [14] D. Low, W. Harms, and et al., Med Phys **25**, 656 (1998).
- [15] *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer* (International Atomic Energy Agency, 2004).