

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS DE HACES DE FOTONES DE 6, 10 Y 18 MV EN UN TUMOR CEREBRAL

MONTE CARLO SIMULATION OF 6, 10 AND 18 MV PHOTON BEAM DOSE DISTRIBUTION IN A BRAIN TUMOR

Alberto E. Gonzales-Ccoscco^{1, 2 *}, Carmen S. Guzmán-Calcina³,
José L. Vega-Ramírez⁴

¹ Universidad Peruana los Andes, Huancayo 12002, Perú.

² Instituto Regional de Enfermedades Neoplásicas del Centro, Concepción 755, Junín, Perú.

³ Facultad de Medicina Humana, Universidad Ricardo Palma, Lima, Perú.

⁴ Escuela Profesional de Física, Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, Arequipa, Perú.

(Recibido: 08/2022. Aceptado: 03/2023)

Resumen

El objetivo de este estudio fue obtener la distribución de dosis absorbida en un objeto simulador heterogéneo de cabeza en donde se ubicó un tumor cerebral de 2 cm de diámetro. Para la simulación de la cabeza y tumor se usó la composición elemental (H, C, N, O y otros) y densidad de masa ρ respectivamente. Para las exposiciones se utilizó espectros de rayos X de 6, 10 y 18 MV, proyectando un campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ al tumor, con una distancia fuente isocentro de 100 cm. Las simulaciones Monte Carlo se hicieron con el código PENELOPE v.2008. Los resultados muestran que la dosis máxima en la piel es de 32 %, 20 % y 14 %, la dosis máxima en cráneo es de 88 %, 74 % y 62 %, y la dosis máxima en el tumor es de 62 %, 67 % y 73 %, para las energías de 6, 10 y 18 MV respectivamente. La dosis máxima que reciben los tejidos piel y cráneo disminuyen con el aumento de la energía, mientras la dosis en el tumor aumenta con el incremento de la energía.

Palabras clave: distribución de dosis, simulación Monte Carlo, PENELOPE.

Abstract

This study aimed to obtain the absorbed dose distribution in a heterogeneous head simulator object where a brain tumor of 2 cm in diameter was located. Materials equivalent to the head and tumor were created. For head and tumor simulation, elemental composition (H, C, N, O, and others) and mass density ρ respectively were used. X-ray spectra of 6, 10 and 18 MV were used for the exposures, projecting a field of 3×3 cm² to the tumor, with an isocentric source distance of 100 cm. Monte Carlo simulations were done with PENELOPE v.2008 code. The results show that the maximum dose to the skin is 32 %, 20 % and 14 %, the maximum dose to the skull is 88 %, 74 % and 62 %, and the maximum dose to the tumor is 62 %, 67 % and 73 %, for energies of 6, 10 and 18 MV respectively. The maximum dose received by the skin and skull tissues decreases with increasing energy, while the dose in the tumor increases with increasing energy.

Keywords: dose distribution, Simulations of Monte Carlo, PENELOPE.

Introducción

El cáncer es una patología de gran relevancia a nivel epidemiológico en estado avanzado, debido a que cada año en el mundo se detectan 19,3 millones de casos nuevos [1]. La planificación del tratamiento constituye una parte importante de todo el proceso de tratamiento de radioterapia, y asegurar que se realice con precisión es una de las tareas más importantes desarrolladas por los físicos médicos [2, 3]. Se debe lograr una precisión acumulada menor o igual al 5% a través del proceso de cadena, que implica la simulación, la planificación del tratamiento y la administración de la dosis absorbida [4]. Dentro de este proceso, las incertidumbres en los cálculos de la dosis no deben ser superiores al 3% para lograr la correlación entre la dosis prescrita y el resultado [5]. El problema de entregar con precisión una dosis prescrita a un volumen objetivo bien definido depende básicamente de dos factores: la precisión

con la que el haz de radiación puede calibrarse bajo condiciones de referencia bien controladas en una cuba de agua uniforme y la capacidad de calcular y correlacionar la dosis en cualquier punto de interés dentro del paciente a la dosis calibrada [6]. En este sentido, los cálculos de dosis realizados en la rutina clínica por los sistemas de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas e inglés) juegan un papel crucial para garantizar ese objetivo. También, se ha señalado que, a pesar del tiempo del cálculo requerido, el sistema de planificación del tratamiento basado en Monte Carlo (MC) es más exacto que los métodos analíticos para realizar la estimación de la dosis absorbida [7].

Para investigar la interacción de la radiación ionizante en el paciente y calcular la dosis absorbida en tejidos sanos y tumorales se usa el método Monte Carlo con base en diferentes códigos, los cuales proporcionan información detallada de distribución de dosis [8]. El paquete PENELOPE simula el transporte de electrones, fotones y positrones en materiales arbitrarios y permite el uso de valores de energía de 100 eV a 1 GeV, en geometrías y materiales definidos por el usuario [9].

El objetivo de este trabajo es obtener la distribución de dosis en los tejidos equivalentes a la cabeza y determinar cantidad de dosis absorbida que llega a un tumor localizado en el centro del cerebro utilizando espectros de fotones de energía de 6, 10 y 18 MV.

Materiales y métodos

Los espectros de haces de fotones de 6, 10 y 18 MV publicados en la literatura [10] son usados en el archivo de *entrada.in* del código PENELOPE, para simular los haces clínicos emitidos por los aceleradores lineales SIEMENS y VARIAN. Los espectros son calculados con el filtro aplanador y en la región central del haz a una distancia fuente superficie de 100 cm.

Las simulaciones se hicieron con fuentes puntuales que emiten el espectro correspondiente. Se validó el espectro de fotones de 6 MV, a través del porcentaje de dosis a profundidad (PDD) en un objeto simulador homogéneo de agua de $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$, siguiendo

el protocolo TRS 398 [11]. Los datos de PDD se compararon con mediciones experimentales obtenidas con una cámara de ionización con volumen de $0,6 \text{ cm}^3$ de la IBA Modelo FC65-G tipo FARMER [12].

Objeto heterogéneo de cabeza

Las geometrías se modelaron por medio de superficies cuadráticas con el paquete PENGEOM, como se muestra en la Figura 1. Se idealizó el tratamiento de un paciente sometido a radioterapia de un solo campo, donde se modeló un cuarto de irradiación de 150 cm de radio que fue llenado de aire. En el origen del cuarto de irradiación se colocó el objeto simulador heterogéneo de forma geométrica elipsoidal de $8,1 \text{ cm}$ de radio mayor y $6,9 \text{ cm}$ de radio menor, que modela la geometría de la cabeza humana. Asimismo, se consideraron las diferentes interfaces y espesores que la componen y se introdujo una geometría esférica de 1 cm de radio en el centro del cerebro que modela un tumor. Los diámetros y espesores de las diferentes interfaces son mostrados en la Tabla 1, en la cual se muestran la densidad de masa y la densidad electrónica de los diferentes materiales utilizados, que son importantes para crear los materiales. De igual manera, se utilizó una técnica de tratamiento isocéntrica, proyectando un campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ al centro del tumor.

Materiales	Espesor (cm)	ρ (g/cm ³)	ρ_e (cm ⁻³ *10 ²³)
Homogéneo			
Agua	—	1,00	3,34
Aire	—	$1,2 \cdot 10^{-3}$	—
Heterogéneo			
Piel	0,40	1,09	3,60
Cráneo	0,80	1,61	5,07
Cerebro	6,55	1,04	3,46
Tumor (tejido adiposo)	2,00	0,93	3,12

TABLA 1. Propiedades de simuladores, densidad de masa (ρ) y densidad electrónica (ρ_e).

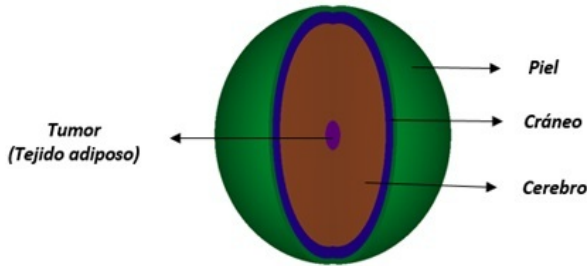


FIGURA 1. Representación del objeto simulador heterogéneo de la cabeza 3D usando el programa GVIEW3D.

Los materiales de la simulación son construidos computacionalmente a través del programa Material.exe, que forma parte del código PENELOPE. Se utilizaron los materiales de la lista pdcompos.tx para el aire (104) y agua (278). El número entre paréntesis es la identificación del material del archivo pdcompos. Con respecto a los materiales que componen las diferentes interfaces (ver Tabla 2) de la cabeza, se utilizó la opción de digitar la composición elemental, cuyos valores fueron tomados del ICRU report 46 [13].

Tejido	H	C	N	O	Otros	ρ [g/cm ³]
Piel	10,0	20,4	4,2	64,5	0,2Na, 0,1P, 0,2S, 0,3Cl, 0,1K	1,09
Cráneo	5,0	21,2	4,0	43,5	0,1Na, 0,2Mg, 8,1P, 0,3S, 17,6Ca	1,61
Cerebro	10,7	14,5	2,2	71,2	0,2Na, 0,4P, 0,2S, 0,3Cl, 0,3K	1,04
Tumor	11,6	68,1	0,2	19,8	0,1Na, 0,1S, 0,1Cl	0,93

TABLA 2. Composición elemental del objeto simulador (cabeza) y densidad de masa (ρ).

Cálculo de dosis usando Monte Carlo

Las dosis absorbidas en función de la profundidad en el objeto simulador heterogéneo se calcularon con una resolución espacial de $0,2 \times 0,2 \times 0,2$ cm³. Para los datos generados por MC, se usaron de 2×10^9 historias primarias con una incertidumbre promedio de 1% para todas las calidades de haces utilizadas. Los valores de los parámetros de simulación se establecieron para lograr un

compromiso razonable entre la velocidad y la precisión de los cálculos (ver Tabla 3).

Parámetros de simulación						
$E_{abs}(e^-)$	$E_{abs}(e^+)$	$E_{abs}(\gamma)$	C_1	C_2	W_{CC}	W_{CR}
$1e^4eV$	$1e^4eV$	$11e^4eV$	0,05	0,05	$1e^4eV$	$1e^4eV$

TABLA 3. *Parámetros de simulación utilizados en este estudio con el código PENELOPE para rastrear partículas en el objeto simulador heterogéneo de cabeza.*

Siendo:

- $E_{abs}(e^-)$, $E_{abs}(e^+)$ y $E_{abs}(\gamma)$: energías de absorción para electrones, positrones y fotones, respectivamente.
- C_1 : deflexión angular promedio.
- C_2 : pérdida de energía fraccional promedio máxima entre 2 eventos elásticos duros consecutivos.
- W_{CC} : energías de umbral para interacciones inelásticas duras.
- W_{CR} : emisión de bremsstrahlung dura.

Cálculo de isodosis

Se usó campo de irradiación es de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ proyectado a la sección transversal del tumor que está a una profundidad de 8,75 cm y la distancia fuente isocentro fue de 100 cm. Se usó la dosis máxima para la normalización de las curvas de isodosis.

Resultados y discusiones

Validación del espectro de fotones

Los datos experimentales [12] de PDD (normalizado a la profundidad máxima para cada energía) para el haz 6 MV se compararon con los datos calculados por el método MC y se presentan en la Figura 2. La PDD es calculada para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una distancia fuente superficie de 100 cm. La figura muestra que los resultados obtenidos coinciden con las mediciones experimentales, con una diferencia máxima y mínima de 1,1 % y

0,1 % respectivamente, en cuanto a la dosis máxima después de la región de acumulación (*Buildup*). Las incertidumbres estadísticas en los cálculos MC son de 1,0 % en promedio. Con esta comparación se demuestra que todos los resultados que se obtendrán por las simulaciones son correctos. Siendo que la diferencia es $<1,1\%$ para 6 MV, se puede aseverar que los datos de los espectros usados para las energías de 10 MV y 18 MV serían las mismas que la obtenida para esa energía.

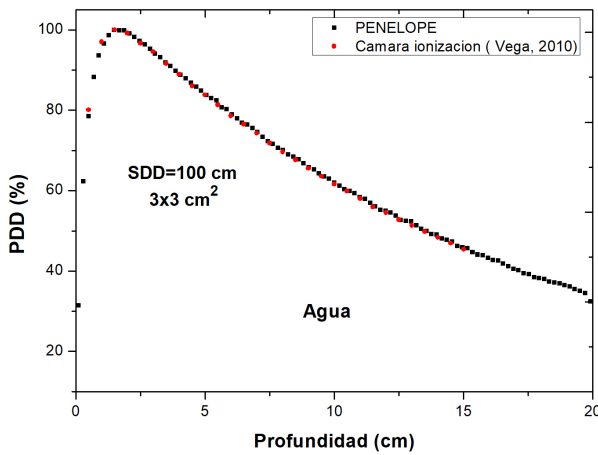


FIGURA 2. Comparación de las curvas de PDD obtenidas por simulación PENELOPE y cámara de ionización.

Obtención del PDD en el objeto simulador homogéneo

La Figura 3 muestra la PDD normalizada al 100 % con respecto a la dosis máxima (D_{max}), obtenido mediante las simulaciones MC para los espectros de fotones de energía de 6, 10 y 18 MV. La distribución de dosis en la cuba de agua se calculó para un tamaño de campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y una distancia fuente superficie de 100 cm.

De acuerdo a los resultados presentados en la Figura 3, se han obtenido los valores de dosis máxima y se han comparado con los obtenidos en referencias bibliográficas (Ver Tabla 4), los cuales están dentro de las tolerancias.

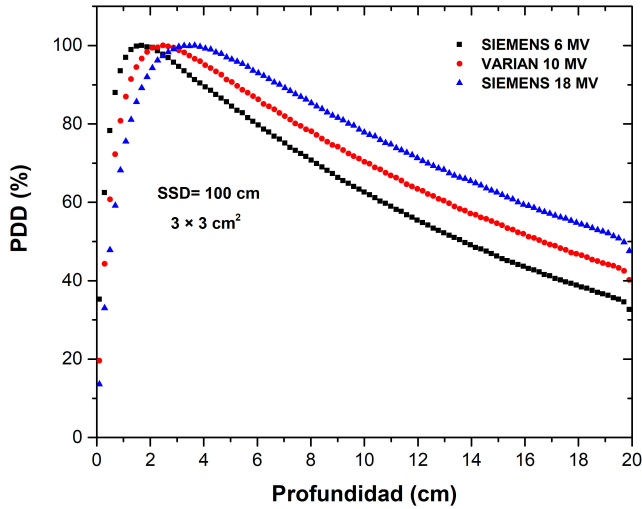


FIGURA 3. Curvas de PDD obtenidas por simulación MC, para energías de 6 MV, 10 MV y 18 MV.

Energía	6 MV	10 MV	18 MV
Profundidad (cm) MC (este trabajo)	1,49	2,30	3,10
Profundidad (cm) (ref)	1,48	2,28	3,07
Δ (%)	0,70	0,87	0,96

TABLA 4. Comparaciones en dosis máxima, para 6, 10 y 18 MV, con un tamaño de campo de 3x3 cm² y un SSD de 100 cm [11].

Cálculo de dosis en profundidad en el objeto simulador heterogéneo

Las Figuras 4, 5 y 6 muestran los PDD normalizados a la máxima deposición de dosis para el objeto simulador heterogéneo. Podemos ver que para los tres gráficos tienen tendencias iguales en las 7 interfaces que lo componen. Las incertidumbres estadísticas promedio de los MC son de 1,0% para los haces de energía de 6, 10 y 18 MV. Los PDD presentan un pico máximo a una

profundidad de 1,5 cm para 6 MV, 2,0 cm para 10 MV y 2,9 cm para 18 MV. Los fotones de alta energía interactúan con los tejidos que componen la cabeza, ceden parte de su energía a los electrones del medio poniéndolos en movimiento, llegando a un pico máximo de dosis que corresponde a una profundidad determinada. Cabe mencionar que el equilibrio electrónico se da en la región del cerebro para todos los casos. En la interfaz piel-cráneo hay una mayor acumulación de dosis por la alta densidad del cráneo. En el interfaz del cráneo-cerebro hay un salto y aumento de la deposición de la dosis, esto puede deberse a que hay una mayor liberación de electrones en el cráneo debido a su alto número atómico y densidad ($1,61 \text{ g/cm}^3$). Los electrones liberados por la radiación primaria se dispersarán en ángulos más amplios debido a su mayor poder de dispersión angular, recorriendo en general 0,8 cm en el cráneo y entrando al cerebro, que tiene una menor densidad ($1,04 \text{ g/cm}^3$). Este cambio de medio produce el salto y el aumento de la dosis por la acumulación de electrones que salen del cráneo llegando cerebro. Los efectos predominantes para las energías de 6, 10 y 18 MV son el efecto Compton y producción de pares debido a la dependencia que tienen con las altas energías, así que la deposición de dosis en las Figuras 4, 5 y 6 se deberán únicamente por estos dos efectos.

En la interfaz del cerebro-tumor, el porcentaje de dosis empieza a disminuir por el bajo número atómico y baja densidad del tumor ($0,93 \text{ g/cm}^3$), habiendo una mayor transmisión de la radiación primaria en toda la región del tumor (2 cm) provocando que la probabilidad de la interacción disminuya. Esa caída de la dosis en el tumor también se debe a la falta del equilibrio electrónico lateral, ya que los electrones dispersados lateralmente depositarán dosis fuera del campo de tratamiento $3 \times 3 \text{ cm}^2$, dado que se asegura el equilibrio electrónico lateral para campos mayores a $4 \times 4 \text{ cm}^2$ [14].

En la interfaz del tumor-cerebro, hay un incremento en la deposición de la dosis por el aumento del número atómico y densidad del cerebro. Debido a ese cambio de densidad electrónica, la probabilidad de interacción de la radiación con los electrones del cerebro se incrementa y, por ende, la dosis. En la interfaz cerebro-cráneo, hay incremento de la dosis. Como ya se mencionó

anteriormente, esto sucede debido a que el cráneo tiene mayor número atómico y densidad que el cerebro, habiendo una mayor probabilidad de interacción de la radiación con los electrones del cráneo y ello se presenta como un aumento de la dosis en la interfaz.

En la última interfaz cráneo-piel, también se observa un aumento de la dosis debido a los electrones liberados en el cráneo, que recorren 0,8 cm, llegando a la interfaz de la piel. En ese instante hay una acumulación de electrones, tanto del cráneo como de la piel, y por ello, se presenta el incremento de la dosis. Ese aumento de dosis se observa en todas las figuras presentadas.

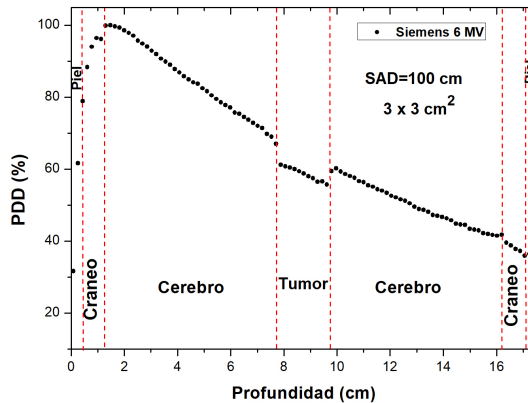


FIGURA 4. Porcentaje de la dosis en profundidad en el objeto simulador heterogéneo de 6 MV.

Considerar las heterogeneidades en la distribución de dosis es de importancia porque representa lo más real a cambios de densidades en el cuerpo y, por ende, cambios en la entrega de energía. Es así que Lanchun Lu [15], en su artículo, menciona los avances de los algoritmos usados en radioterapia, cómo la evolución se ha dado desde cuerpos homogéneos hasta heterogéneos y sus respectivas correcciones. Considerando para un sistema heterogéneo como un cuerpo humano con diversidad de densidades, aplicar una longitud de trayectoria de haz equivalente puede influir en la corrección por el efecto de la heterogeneidad y esto puede implicar un compromiso

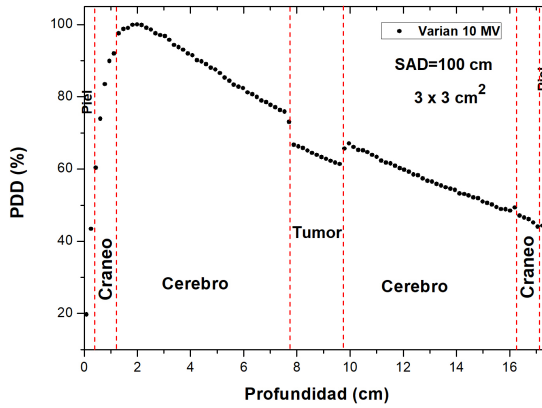


FIGURA 5. Porcentaje de la dosis en profundidad en el objeto simulador heterogéneo de 10 MV.

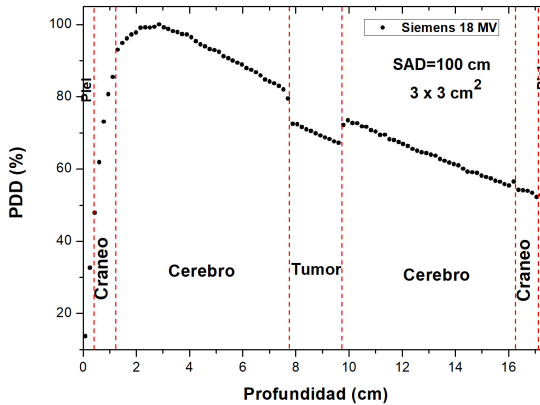


FIGURA 6. Porcentaje de la dosis en profundidad en el objeto simulador heterogéneo de 18 MV.

clínico, ya que el objetivo es la optimización del tratamiento, minimizando así la dosis a los órganos de riesgo.

Cristiano Queiroz Melo Reis [16], en su artículo «*Efectos de las heterogeneidades en las distribuciones de dosis bajo condiciones de no referencia: simulación Monte Carlo vs. dosis algoritmos de*

cálculo», encontró una diferencia máxima en distribuciones de 4,3 % de la dosis máxima entre agua y hueso.

Los valores de deposición de dosis en el tumor y en las interfaces de los tejidos equivalentes de la cabeza se muestran en la Tabla 5 para todos los haces clínicos utilizados, para un tamaño de campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y una distancia fuente de isocentro de 100 cm.

Material equivalente	Profundidad (cm)	6 MV PDD (%)	10 MV PDD (%)	18 MV PDD (%)
<i>Piel</i>	0,1	31,6 (1,5)	19,7 (1,5)	13,7 (1,5)
	0,4	78,9 (0,9)	60,3 (0,9)	47,9 (0,9)
Cráneo	0,6	88,4 (0,8)	73,9 (0,8)	61,9 (0,8)
	1,1	96,1 (0,7)	92,0 (0,7)	85,5 (0,7)
Cerebro	1,3	99,9 (0,8)	97,6 (0,8)	93,0 (0,8)
	1,5	100 (0,7)	98,8 (0,7)	94,9 (0,7)
	2,0	98,6 (0,7)	100 (0,7)	97,8 (0,7)
	2,9	94,1 (0,8)	97,1 (0,8)	100 (0,8)
	7,7	67,1 (0,9)	73,0 (0,9)	79,5 (0,9)
Tumor	7,9	61,7 (0,9)	66,7 (0,9)	72,5 (0,9)
	8,8	58,8 (0,9)	63,9 (0,9)	69,8 (0,9)
	9,6	55,7 (0,9)	61,4 (0,9)	67,2 (0,9)
Cerebro	9,8	59,4 (0,9)	65,7 (0,9)	72,2 (0,9)
	13,1	48,9 (1,0)	56,5 (1,0)	64,0 (1,0)
	16,2	41,7 (1,1)	49,3 (1,1)	56,5 (1,1)
Cráneo	16,4	39,6 (1,0)	47,1 (1,0)	54,2 (1,0)
	17,1	35,9 (1,1)	44,0 (1,1)	52,3 (1,1)
<i>Piel</i>	17,2	36,4 (1,1)	44,3 (1,1)	52,8 (1,1)
	17,5	34,3 (1,2)	41,9 (1,2)	50,0 (1,2)

TABLA 5. Valores de dosis de las interfaces de la cabeza, calculadas por simulaciones MC usando el código PENELOPE.

La Tabla 5 muestra la región de buildup hasta el equilibrio electrónico en donde se da la dosis máxima (100 %). Estos datos se muestran en color negro. Los datos de los porcentajes de dosis en el tumor se resaltan en gris, tomando como referencia la máxima, media y mínima. Las incertidumbres estadísticas para los cálculos MC se muestran entre paréntesis al lado de cada valor.

Los datos MC indican el incremento de la dosis en 9 % y 19 % en el centro de la lesión para las energías de 10 y 18 MV, tomando como referencia la energía de 6 MV. El uso de estas energías y la combinación de varios haces de tratamiento resultaría útil para el paciente ya que se maximizaría la dosis en el tumor y disminuiría la toxicidad de la dosis en órganos colaterales. El uso de estas energías de 10 y 18 MV producen neutrones como radiación secundaria a través de las reacciones (γ, n) [11]. Generalmente, estos neutrones se producen en el cabezal de acelerador.

Cálculo de isodosis y mapeo de dosis en el objeto simulador heterogéneo

Para poder visualizar cómo la dosis está siendo impartida en la cabeza del paciente se puede suponer un conjunto de curvas de isodosis, el cual indica qué porcentaje de curva de isodosis le está llegando al tumor, a los tejidos y a los órganos que componen la cabeza, para así poder prescribir la dosis del tratamiento, irradiadas en las condiciones indicadas. En las Figuras 7 y 8, se discute las curvas de isodosis y los mapas de distribución de dosis en la distancia lateral, y a lo largo del eje central en el objeto simulador heterogéneo. Los gráficos puestos en esta parte del trabajo están normalizados a la máxima dosis. Los resultados de la dosis absorbida se obtuvieron a través del archivo *3d-dose* y, usando el programa Matlab 2015, se lograron obtener las gráficas de las curvas de isodosis y los mapas de distribución de dosis.

La Figura 7 muestra las curvas de isodosis para los distintos haces clínicos utilizados. La línea roja indica la máxima deposición de dosis y la línea azul indica la mínima deposición. El 70 % de la curva de isodosis abarca hasta el centro de la región del tumor para el caso (A) 6 MV. Para el caso (B), 10 MV aproximadamente, el 80 % de la dosis abarca el centro de la región del tumor y, para el caso (C) 18 MV, el 90 % de la dosis rodea el centro del tumor. A partir del aumento de la energía de los haces clínicos utilizados se logra maximizar la deposición de dosis en el tumor.

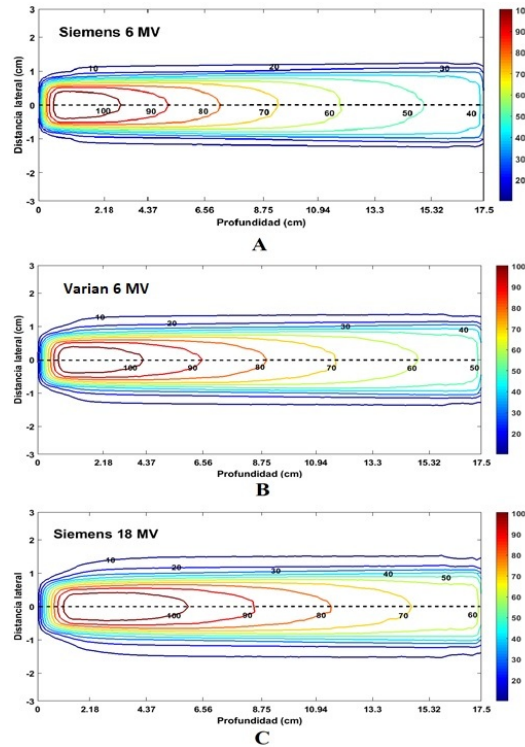


FIGURA 7. Curvas de isodosis obtenidas por el código PENELOPE, para un campo de irradiación de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ a una distancia fuente isocentro de 100 cm, a una profundidad de 8,75 cm de haces clínicos de energía de 6 MV (A), 10 MV (B) y 18 MV (C).

En la Figura 7, se muestra la importancia de las energías en la cobertura del volumen a irradiar. Claro está que en una planificación real se debe considerar varios haces de tratamiento, a fin de conformar el tumor. Existen trabajos realizados en la zona de tórax por el efecto del pulmón, pero para casos de cabeza con cambios de densidad son inexistentes.

La Figura 8 muestra los mapeos de la distribución de dosis para las distintas energías utilizadas, del cual se observa un claro efecto de protección a la piel, con una deposición de dosis del 20%, 18% y 13%, considerados en el eje central, para los casos A, B y C respectivamente. La dosis en la región del tumor también se incrementa con los respectivos haces clínicos utilizados, con una

deposición de dosis de 59 %, 64 % y 71 % para los casos A, B y C respectivamente, las medidas son tomadas a una profundidad de 8,75 cm (centro del tumor) en el eje central del haz. Se deposita el 100 % de la dosis a una mayor profundidad este efecto se ve más pronunciando para los haces clínicos de energía de 18 MV (C).

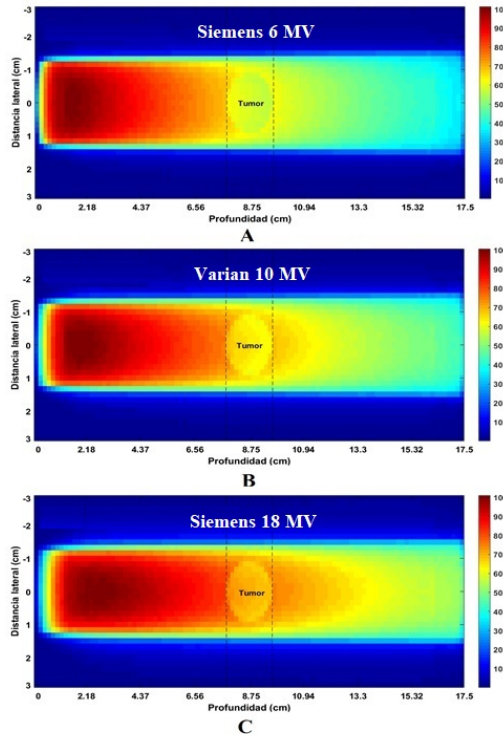


FIGURA 8. Mapas de distribución de las dosis obtenidas por el código PENELOPE, para un campo de irradiación de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, a una distancia fuente isocentro de 100 cm, profundidad de 8,75 cm, de haces clínicos de energía de 6 MV (A), 10 MV (B) y 18 MV (C).

Conclusiones

La dosis máxima en profundidad depende de la calidad del haz, las cuales se obtuvieron a profundidades de 1,48 cm, 2,28 cm y 3,07 cm para 6, 10 y 18 MV respectivamente. Cuanto mayor es la energía, el porcentaje de cobertura de las isodosis del volumen

tumoral será mayor, siendo el 70 % para 6 MV, 80 % para 10 MV y 90 % para 18 MV. Cuanto mayor es la energía de tratamiento, menor es la dosis de entrada del haz y, por ende, la dosis en la piel del paciente. El uso de energía para tratamiento dependerá de la profundidad de la lesión. Para una profundidad mayor se recomienda una energía mayor. El uso del código PENELOPE v.208 permite evaluar diversas condiciones de irradiación y la distribución de las dosis en el modelo de cabeza, con sus correspondientes materiales equivalentes.

Referencias

- [1] H. Sung, J. Ferlay, R. L. Siegel, M. Laversanne, I. Soerjomataram, A. Jemal, and F. Bray, CA: A Cancer J. Clin. **71**, 209 (2021).
- [2] B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern, and J. Van Dyke, Med. Phys. **25**, 1773 (1998).
- [3] N. Hodapp, Strahlenther Onkol. **188**, 97 (2012).
- [4] ICRU, *Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*, Tech. Rep. (1999).
- [5] A. Brahme, *Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons* (Acta Oncologica, 1988).
- [6] N. Papanikolaou, J. Battista, A. Boyer, C. Kappas, E. Klein, T. Mackie, M. Sharpe, and J. Van Dyk, *Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No 85; Task Group No. 85; Task Group No. 65* (2004).
- [7] A. Isambert, L. Brualla, M. Benkebil, and D. Lefkopoulos, Cancer Radiother. **14**, 89 (2010).
- [8] M. Chin and N. Spyrou, App. Radiat. Isotopes **67**, S164 (2009).
- [9] J. Sempau1 and P. Andreo, Phys. Med. Biol. **51**, 3533 (2006).
- [10] D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, Med. Phys. **29**, 391 (2002).
- [11] IAEA, *Absorbed Dose Determination in External Beam*

- Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Tech. Rep. (2000).
- [12] J. Vega, *Estudos Dosimétricos em Interfaces Teciduais em Radioterapia Utilizando Dosimetria por Ressonância Paramagnética Eletrônica EPR (tese de doutorado)* (2010).
- [13] ICRU, *Report 46: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues*, Tech. Rep. (1992).
- [14] C. Queiroz, P. Nicolucci, S. Fortes, and L. Silva, *Med. Dosim.* **44**, 74 (2019).
- [15] L. Lu, *Int J Cancer Ther Oncol* **1** (2013).
- [16] C. Queiroz, P. Nicolucci, S. Fortes, and L. Silva, *Med. Dosim.* **44**, 74 (2019).