

Estudio preliminar de la aplicación de la técnica VMAT en irradiación corporal total: diseño de una camilla rotable

Preliminary study of VMAT for total-body irradiation: rotating table design

Andrés Pinzón C.^{1,2}, Axel Simbaqueba A.¹, Juan Rodríguez¹, Stella Veloza², José Esguerra C.¹

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 56-70, 2022
Recibido: 15 de febrero de 2022
Aceptado: 25 de junio de 2022
Publicado en línea: 31 de octubre de 2022
Doi: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.643>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Citación: A. Pinzón, A. Simbaqueba, J. Rodríguez, S. Veloza y J. Esguerra, “Estudio preliminar de la aplicación de la Técnica VMAT en irradiación corporal total: diseño de una camilla rotable”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 56-70, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.643>

Resumen

La irradiación corporal total (TBI, por sus siglas en inglés) es una terapia previa al trasplante de médula ósea en la que se administra una dosis de radiación uniforme en todo el cuerpo del paciente, que busca minimizar la dosis entregada en diferentes órganos como pulmones y, en algunas ocasiones, riñones [1]. En Colombia la TBI con rayos X generados por acelerador lineal se realiza con la técnica convencional, en la cual el paciente mantiene una posición anatómica de pie, fetal o decúbito lateral durante tiempos de irradiación prolongados, lo cual implica que la posición de tratamiento para el paciente sea incómoda y poco reproducible; adicionalmente su implementación requiere distancias fuente/paciente de hasta 4 metros y la construcción de protecciones personalizadas [2]. Con el fin de superar estas dificultades, el Instituto Nacional de Cancerología (INC) tiene el objetivo de desarrollar un protocolo para administrar la TBI empleando arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT). Con esta técnica de optimización inversa se ha reportado una entrega de dosis de radiación más uniforme en todo el cuerpo del paciente en comparación con la técnica convencional, y una reducción de la dosis recibida por los órganos en riesgo (OAR) [3]; adicionalmente su implementación no requiere grandes áreas en la sala de tratamiento, ya que se realiza a distancias estándar fuente/isocentro. En este artículo se presenta un estudio preliminar del protocolo de TBI/VMAT y su validación, mediante el empleo de un simulador anatómico CIRS: la construcción de una camilla rotable para ser superpuesta a la mesa del acelerador y tomógrafo, que facilita el cambio de orientación craneocaudal del

¹ Instituto Nacional de Cancerología E.S.E, Unidad Funcional de Oncología Radioterápica, Física Médica, Bogotá, Colombia.

² Universidad Nacional de Colombia, Departamento de Física, Bogotá, Colombia.

paciente a caudocraneal durante el tratamiento, recomendaciones para la inmovilización del paciente sobre la camilla rotable, la obtención de imágenes de tomografía computarizada de cuerpo completo mediante fusión de imágenes parciales, la planeación del tratamiento con múltiples isocentros y múltiples arcos para el cálculo de la dosis absorbida y la verificación del tratamiento con superposiciones de medidas de dosis en el *software SNC Patient* tomadas con detectores en el dispositivo ArcCheck en diferentes orientaciones.

Palabras clave: irradiación corporal total (TBI), arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT), camilla rotable, sistema de planeación de tratamiento (TPS), inmovilización, simulación.

Abstract

Total body irradiation (TBI) is a prebone marrow transplant therapy in which a uniform radiation dose is administered throughout the patient's body. It seeks to minimize the dose delivered to different organs, such as the lungs and sometimes the kidneys [1]. In Colombia, X-rays by TBI generated by a linear accelerator are performed with the conventional technique, where the patient maintains a standing, fetal or lateral decubitus anatomical position during prolonged irradiation times, which implies that the treatment position for the patient is uncomfortable and has little reproducibility; additionally, its implementation requires source/patient distances of up to 4 meters, and the construction of customized protections [2]. To overcome these difficulties, the National Cancer Institute (INC) aims to develop a protocol to administer TBI using volumetric modulated arc therapy (VMAT). With this inverse optimization technique, a more uniform radiation dose throughout the patient's body has been reported compared to the conventional technique, which reduces the dose received by organs at risk (OARs). In addition, its implementation does not require large areas in the treatment room, as it is performed at standard source/isocenter distances. This article presents a preliminary study of the TBI/VMAT protocol and its validation, employing an anatomical simulator called the Computerized Imaging Reference System (CIRS): the construction of a rotatable stretcher overlapped on the accelerator table and the tomograph facilitates the change of the patient treatment orientation from craniocauda to caudocraneal, recommendations for immobilization of the patient on the rotatable table, the production of computed tomography images of the whole body using partial image fusion, and the planning of treatment with multiple isocenters and multiple arcs for the calculation of absorbed dose and verification of treatment with overlapping dose measurements in *SNC Patient* software taken with ArcCheck detectors in different orientations.

Keywords: total body irradiation (TBI), volumetric intensity modulated arc therapy (VMAT), rotating table, treatment planning system (TPS), immobilization, simulation.

1. Introducción

La irradiación corporal total (TBI, por sus siglas en inglés), utilizada con la finalidad de erradicar tumores residuales y suprimir el sistema inmunológico, es una técnica que requiere administrar una dosis uniforme en la totalidad del cuerpo del paciente (variación de 10 %), minimizando

la dosis de radiación en órganos a riesgo [3], con rayos X de alta energía producidos por un acelerador lineal clínico. Esta técnica ha demostrado ser un tratamiento efectivo para el acondicionamiento, previo al trasplante de células madre, de pacientes con enfermedades como leucemia, mieloma múltiple o algunos tipos de linfoma. En la TBI convencional todo el cuerpo es tratado con campos estáticos con los que se

busca entregar una dosis uniforme en el cuerpo del paciente en una única posición. Sin embargo, a medida que el cuerpo cambia, en términos de espesor y composición de tejidos de la cabeza a los pies, se generan dosis diferentes de la prescrita [3]. En la planeación de tratamiento de la TBI convencional no es posible realizar una optimización inversa para reducir dosis en los órganos a riesgo (OAR), para esto se recurre a protecciones de plomo o cerrobend que mitigan la dosis en órganos según la patología [4]. Adicionalmente, el paciente debe mantenerse en una posición anatómica que pueden ser de pie, fetal o de cúbito lateral [5], durante la irradiación que algunas veces llega a ser de hasta más de 15 o 20 minutos [4]; esto dificulta la reproducibilidad del tratamiento respecto a la posición establecida en todas las sesiones y, en consecuencia, no se puede garantizar la administración de la dosis o la protección de los OAR.

Las dosis altas en OAR pueden causar importantes efectos secundarios; en diferentes estudios se han reportado cataratas, retraso en el crecimiento debido a disfunción en la secreción de la hormona del crecimiento y, lo más frecuente, neumonitis [6, 7]. Considerando que en Colombia la leucemia es el tipo de cáncer con mayor tasa de incidencia en niños, con 582 casos nuevos anualmente [8], es complejo evitar los efectos secundarios de la TBI. Las razones más comunes por las que pocas instituciones ofrecen TBI incluyen la necesidad de instalaciones con espacios amplios para alcanzar las distancias fuente/paciente de hasta 4 metros; el diseño y construcción de protecciones con alta capacidad de atenuación, como materiales con porcentajes significativos de plomo, diseñados de manera personalizada para cada paciente, y el uso de la sala de tratamiento por tiempos prolongados previo a la irradiación [4]. También, se identifica la no posibilidad de tener una estimación precisa de la dosis entregada en el tratamiento a los órganos y tejidos. En consecuencia, la TBI es una técnica de tratamiento de alta complejidad para muchos centros, si se consideran el costo de los insumos necesarios, la adaptación en las instalaciones y el beneficio que pueda representar.

Se han reportado nuevas técnicas para aplicar TBI, como la inclusión en el tratamiento de campos laterales opuestos en miembros inferiores [9], traslación del paciente por pasos y adaptación dinámica de campos [10]. Estas, por su diversidad, consumen tiempo de uso del acelerador, por lo que

su aplicabilidad es limitada en los centros de radioterapia, en donde el criterio más importante es el cubrimiento del mayor número de pacientes. El uso de un acelerador clínico en técnicas como TBI de más de 40 minutos por paciente es un recurso difícil de justificar, especialmente en una institución privada [11]. Otra opción para irradiar todo el cuerpo es la tomoterapia helicoidal [12], pero esta implica la compra de un nuevo equipo de tratamiento con costos por fuera del alcance de muchas instituciones.

Debido a que con los métodos convencionales de TBI no se pueden administrar dosis altas de radiación sin aumentar la toxicidad de los tejidos normales, se han implementado técnicas de VMAT para TBI, que pueden entregar dosis altas con una distribución que logra cumplir con las restricciones de dosis establecidas por el equipo médico para diferentes órganos [7]. Considerando que la VMAT recurre a algoritmos para optimizar y aplicar dosis en un tratamiento de radioterapia de intensidad modulada con rotaciones continuas en arco alrededor del paciente [12, 13], se han reportado diferentes resultados respecto a una disminución significativa de la dosis en OAR. También, se han registrado evaluaciones de la TBI/VMAT con una reducción entre el 13 % y el 27 % de la dosis media recibida en pulmones, comparado con la TBI convencional [1, 2, 14]. Se ha evidenciado cubrimiento de hasta el 100 % de la prescripción en el 90 % del volumen objetivo con disminución de hasta 40 % de la dosis en órganos como riñones e hígado [15]. Además, se ha evidenciado el uso de camillas con la capacidad de giro, con el propósito de lograr la irradiación en extremidades inferiores [16].

Este trabajo es un estudio preliminar a la elaboración de un protocolo TBI/VMAT, para el cual se requirió la previa construcción de extremidades inferiores de un simulador anatómico, para así caracterizar algunas de las etapas del tratamiento, como: inmovilización del paciente en una camilla construida para esta técnica de tratamiento que cuenta con la habilidad de girar libremente alrededor de su eje; obtención de imágenes diagnósticas de cuerpo completo del paciente mediante fusión de imágenes parciales; planeación de los haces de radiación con el uso de múltiples isocentros sobre un mismo plano, para el cálculo de la dosis absorbida por los órganos y tejidos del paciente; y verificación del tratamiento antes y durante su aplicación, con arreglos de detectores.

2. Materiales y métodos

2.1. Inmovilización: camilla de tratamiento y simulador anatómico

Para este tratamiento se diseñó y utilizó una camilla de tratamiento con la capacidad de girar más de 180° en torno a un eje central paralelo al eje anteroposterior. Esta camilla tiene dimensiones de 50 cm de ancho, 220 cm de largo y 3 cm de grosor; la ubicación del eje de giro está a 110,5 cm del extremo inferior de la camilla; la mayoría de sus componentes son de fibra de carbono; tiene la capacidad de encajar en la camilla del tomógrafo de simulación y en la de sala de tratamiento del acelerador [17]. Cuenta con soportes para diferentes conjuntos de máscaras termoplásticas y bloqueadores de giro para así evitar rotaciones involuntarias. Todas las etapas de tratamiento de prueba fueron realizadas sobre esta camilla; las maquetas empleadas para su fabricación y para el modelamiento del giro se pueden ver en las figuras 1a y 1b, y el resultado final se ilustra en la figura 1c) [17]. La angulación debido a los desplazamientos involuntarios de la camilla

(movimientos forzados) respecto al eje central de giro fue de $0,97 \pm 0,07^\circ$ hacia la derecha y $0,27 \pm 0,02^\circ$ hacia la izquierda.

El simulador anatómico empleado fue un CIRS® Adult Female, modelo 702, el cual tiene una longitud de 95 cm desde la calota hasta la parte inferior de las cabezas femorales. Considerando esta longitud, se construyó parte de las extremidades inferiores con huesos y parafina clínica con la cual se obtuvo una longitud total en el simulador de 135 cm [17]. El simulador anatómico fue inmovilizado con mallas termoplásticas en cabeza y pelvis, colchón de vacío y soportes de cabeza (figura 2); para el caso de pacientes e irradiación de extremidades completas se usarían soportes de pies. Las mallas termoplásticas se fijaron en los soportes laterales de la camilla, y se consideró que el colchón de vacío debía ser largo con respecto a la longitud de la camilla y tener el menor grosor posible; esto, con la finalidad de considerar diferentes tamaños de pacientes y la visualización de los láseres durante el tratamiento. La densidad relativa (unidades Hounsfield) de los implementos de soporte, como inmovilizadores y camilla de rotación, fueron determinados mediante tomografía computarizada.

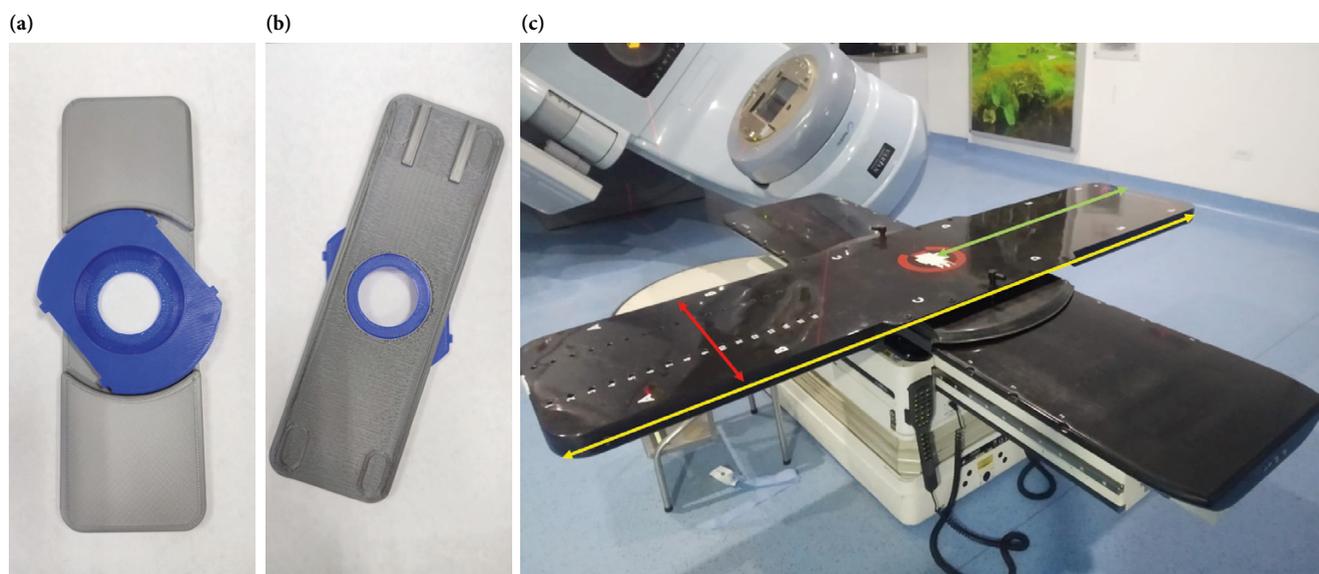


Figura 1. Camilla giratoria

a) y b) primeras maquetas de fabricación y montaje para giro; (c) resultado final con dimensiones de 50 cm de ancho (línea roja), 220 cm de largo (línea amarilla) y centro de giro ubicado a una distancia de 110,5 cm respecto al borde inferior de la camilla (línea verde).



Figura 2. Inmovilización de simulador anatómico CIRS con extremidades construidas con parafina de uso clínico

3. Simulación

La adquisición de imágenes se realizó con un equipo tomógrafo computarizado Toshiba, con la capacidad de realizar estudios de hasta 140 cm, con un espesor de corte de 3 mm y un *field of view* de 80 cm. Se adelantaron tres estudios tomográficos de diferentes longitudes (figura 3) con la finalidad de evaluar diferentes tipos de planeación: el primero se denominó *craneal*, con una longitud de 100 cm; el segundo, llamado *caudal*, de 83 cm, y el tercero, denominado *total*, de 145 cm. Es posible realizar estudios tomográficos de mayor longitud a partir del conjunto *craneal* y *caudal*, para lo cual es importante incluir diferentes puntos radiopacos en el simulador anatómico. Durante el proceso de adquisición de las tomografías se ubicaron diferentes marcas radiopacas en las zonas de cabeza, tórax, abdomen, pelvis y extremidades inferiores, para poder evaluar la mejor posición del punto de referencia en planeación y entrega del tratamiento; algunas imágenes de ubicación de las marcas radiopacas se observan en la figura 4 [17].

Se consideró que, para pacientes con un área de tratamiento de longitud mayor a 110 cm, era necesario ubicar al menos un conjunto de tres marcas radiopacas a nivel del abdomen, debido al rango de irradiación que permite el acelerador y así ejecutar las posibles rotaciones durante la adquisición de la tomografía. Este conjunto de marcas radiopacas son la referencia común entre las imágenes tomadas en posición cráneo-caudal y en posición caudo-craneal. Para pacientes con zonas de tratamiento de longitud menor a 110 cm, es posible usar menos marcas radiopacas; es importante verificar que el conjunto de marcas esté en posiciones (tanto craneal como caudal) que se puedan ubicar con los láseres en la sala de tratamiento.

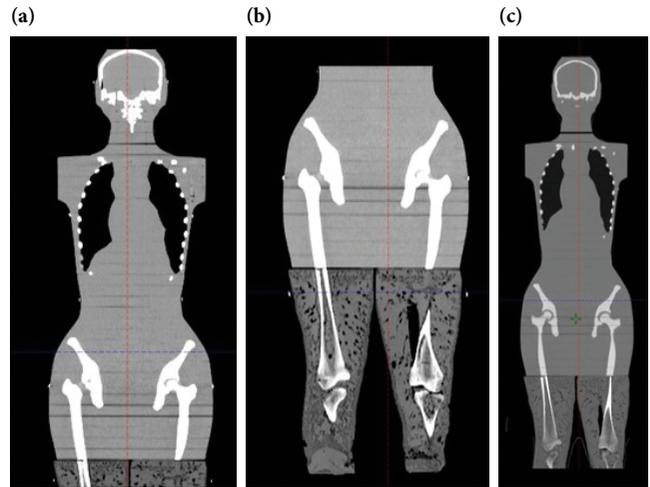


Figura 3. Estudios tomográficos realizados
a) Craneal, b) caudal y c) total. En esta última se observa la ubicación de marcadores radiopacos en zonas como cabeza, tórax, abdomen, pelvis y extremidades inferiores.



Figura 4. Ubicación de marcas radiopacas durante la adquisición de tomografías computarizadas en la simulación
a) Uso de sistemas de láseres externos en la sala de tratamiento que permiten verificar un correcto alineamiento del paciente en el tomógrafo y b) ubicación de múltiples puntos radiopacos con la finalidad de evaluar el mejor punto de referencia durante el tratamiento.

4. Planeación

El sistema de planeación utilizado para este proyecto fue *Eclipse*®, versión 13.6, con el algoritmo de cálculo de dosis AAA, versión 13.6.23, y los algoritmos de optimización *PO* y *PRO*, versión 13.6.23; se utilizó una grilla de cálculo de 2.5 mm y una resolución de optimización de 5 mm [17]. Como parámetros de optimización de tejido normal, se trabajó una prioridad de 20 con una distancia del borde de 0,3 cm, con una reducción del 0,2, desde el 100 % hasta el 60 %. El esquema de tratamiento que se consideró fue de 6 sesiones de 200 cGy con una restricción de dosis máxima a pulmón de 800 cGy y en los cristalinos dosis no superiores 1000 cGy, esto a partir de lo evidenciado en los trabajos de Losert [16]. La planeación se realizó para un acelerador Clinac IX con haz de 6 MV y multilaminar de 5mm.

Durante la adquisición de imágenes tomográficas es necesario evaluar la distancia entre cortes axiales, ya que al considerar el uso de estructuras pequeñas por parte del equipo de radioncólogos se puede necesitar una alta resolución en la tomografía para delimitación de estructuras pequeñas y márgenes críticos. Este parámetro cumple un papel importante debido a que puede afectar el tiempo de cálculo del plan de tratamiento.

La delimitación fue realizada por el equipo de radioncólogos. El volumen objetivo de tratamiento (el PTV o *Planning Treatment Volumen* en inglés) fue la totalidad del cuerpo del simulador extrayendo la piel, pulmones y riñones; la piel se definió con un espesor de 3 mm. Se usaron estructuras para seguimiento de dosis como cerebro, corazón, hígado, intestinos, cristalinos, tiroides, vejiga, en donde se registró dosis media, dosis máxima y dosis en el 99 % del volumen (figura 5). Las restricciones de dosis para la optimización fueron dosis máxima en pulmón de 800 cGy; en cristalino, dosis no mayores de 700 cGy; riñones, dosis máximas de 1200 cGy, y para tiroides, no más 1100 cGy. Para la planeación se trabajó una configuración con isocentros coplanares para así optimizar los desplazamientos de camilla en la sala de tratamiento; cada isocentro asociado a diferentes zonas anatómicas, como cabeza, tórax, abdomen, pelvis y extremidades inferiores. Para cada zona se asociaron dos arcos en sentido horario (SH) y sentido antihorario (SAH), con un recorrido de 358°, desde 181° hasta 179°. La angulación de los colimadores fue de 85° y 95° en todos los arcos, excepto los asocia-

dos a cabeza (figura 4). Un resumen de la configuración se puede observar en la tabla 1. Se produjeron intersecciones de al menos 2 cm entre los arcos de tratamiento, a partir de lo reportado por Mancosu y Navarra [18, 19], con el propósito de disminuir la intensidad de puntos calientes en esta zona. La configuración de arcos se puede ver en la figura 6.

En función de la versión del sistema de planeación es posible la definición de un isocentro asociado a los arcos de tratamiento en las extremidades inferiores con las piernas separadas o juntas; la solución empleada fue la creación de la estructura *cuerpo*, en el espacio entre las piernas durante la delimitación de los órganos. Este método de optimización sirvió para identificar dificultades de la intercepción de arcos posterior a rotaciones. En este sentido, se recomienda una evaluación médica sobre la posibilidad de que las piernas se inmovilicen unidas o separadas.

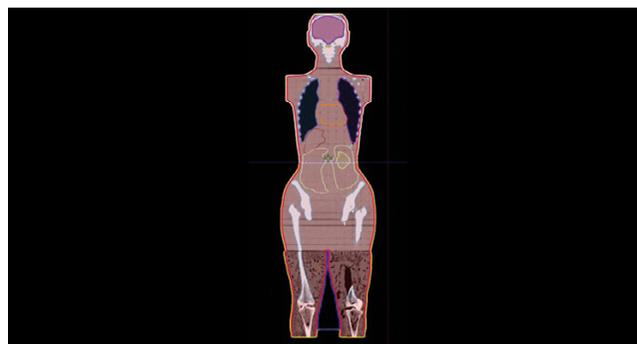


Figura 5. Vista coronal de la TC-total con las estructuras delimitadas por el equipo de radioncólogos

En esta imagen se visualiza el contorno del PTV (rojo), cerebro (violeta), corazón (anaranjado), pulmones (azul), hígado (café), intestinos (verde suave), riñón (verde intenso) y estructuras óseas (azul celeste).

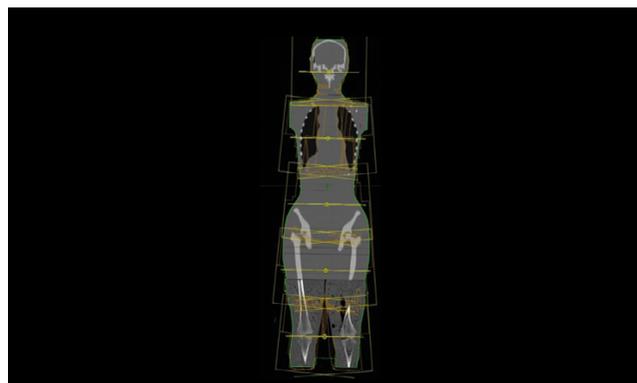


Figura 6. Configuración de arcos utilizados en la planeación de tratamiento con el colimador 95° para los arcos en sentido horario y a 85° para los arcos en sentido antihorario

Se exceptúa el arco asociado al isocentro de cabeza, el cual se deja sin rotar (0°).

Tabla 1. Resumen de configuración de 10 arcos de tratamientos utilizada durante el tratamiento

Arco	Ángulo colimador	Rango de arco (grados)	Posición isocentro (cm)
Cabeza 1	0°	181-179	45
Cabeza 2	0°	179-181	45
Tórax 1	95°	181-179	19
Tórax 2	85°	179-181	19
Abdomen 1	95°	181-179	-7
Abdomen 2	85°	179-181	-7
Pelvis 1	95°	181-179	-33
Pelvis 2	85°	179-181	-33
Extremidades 1	95°	181-179	-59
Extremidades 2	85°	179-181	-59

Se especifica ángulo del colimador, posición de cada arco respecto al punto de origen del tratamiento que se encuentra en el abdomen.

5. Verificación de tratamiento

Con la finalidad de evaluar la dosis entregada en el tratamiento en las zonas donde se tienen intersecciones de los arcos debido a que en estas zonas se puede presentar altos valores de dosis, y teniendo en cuenta que estas intersecciones existen también en zonas en común después de girar la camilla rotatoria, se mide la distribución de dosis con el arreglo de detectores semiconductores llamado ArcCheck®. Este dispositivo se suele emplear en mediciones con arcos de dimensiones de no más de 21 cm a largo del eje sagital con el isocentro de tratamiento en medio del cilindro. Sin embargo, es posible evaluar campos de un tamaño mayor, exactamente de hasta de 38 cm de largo, para lo cual es necesario realizar dos mediciones de los planes de tratamiento con el ArcCheck en dos diferentes posiciones, como se presenta en la figura 7 [14, 20].

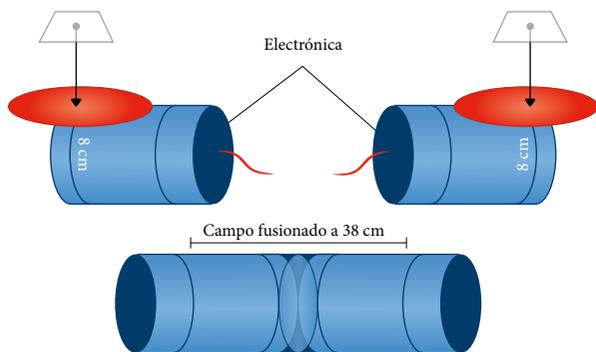


Figura 7. Configuración del ArcCheck empleada para la verificación de la intersección de arcos de tratamiento. Se realizan mediciones en dos posiciones, que corresponden a rotaciones de 180°, con la finalidad de tener un campo de medición de 38 cm [15, 20].

Esta configuración tuvo como propósito extender el arreglo de detectores, y así juntar las mediciones en dos posiciones diferentes; para ello, se estableció el punto cero de coordenadas de medida en un extremo opuesto a la electrónica del dispositivo. Para este tratamiento se desplazó el sistema 8 cm respecto al cero de una configuración normal, debido a que se trabajaron dos isocentros para cada zona [17].

Las mediciones en las intersecciones de los arcos de tratamiento se realizaron con la dosis de una sola fracción, considerando cinco intersecciones compuestas por cuatro arcos cada una. Para la intersección de los arcos asociados a la zona de la pelvis, se giró el ArcCheck junto con la camilla rotatoria, de manera que se pudieran evaluar las fallas de la camilla durante su rotación. Se estableció una distancia al borde del simulador para no irradiar la electrónica en ninguna posición, para lo cual fue necesario limitar los arcos de tratamiento y así irradiar con la modulación de las láminas preponderantes en la intercepción; para esto se modularon las mandíbulas de los arcos de tratamiento [17].

6. Resultados

6.1. Distribución de dosis

Teniendo en cuenta que la longitud del paciente puede ser menor o mayor que la distancia al centro de giro de la camilla, se idearon planes de tratamiento para pacientes con longitudes con zonas de tratamiento menores y mayores a 110 cm, con la finalidad de evidenciar las dificultades que se presentarían (figura 8).



Figura 8. Máxima longitud de campos de tratamiento con movimiento de camilla. Es posible irradiar hasta 110 cm considerando arcos de tratamiento con una intersección de 2 cm [17].

6.1.1. Zonas de tratamientos de menos de 110 cm de longitud

Basados en la configuración establecida de los arcos de tratamiento y la angulación de colimación, se planeó obtener una dosis máxima de 800 cGy en pulmón, y restricciones de dosis máxima en cristalino 700 cGy, riñones dosis máximas de 1200 cGy, tiroides de 1100 cGy, con una distribución de dosis inicial (figura 9a). Se observaron valores mayores de 1400 cGy en zonas del cuello, abdomen, pelvis y extremidades inferiores; luego, se ejecutó una nueva optimización en la que se utilizaron estructuras auxiliares a partir superficies de dosis en las zonas de más alta dosificación, lo que arrojó como resultado la distribución de dosis que se ilustra en la figura 9b [17]. Se comparó la dosis en 2 % del volumen de las estructuras delimitadas después de la nueva optimización, en la que se evidenció una disminución en órganos como hígado, intestino, vejiga, tiroides y cristalinos. Hubo un aumento en pequeños volúmenes con altas dosis en corazón. También se evaluó la dosis en el 50 % del volumen de las estructuras, así se identificó una reducción de dosis en estructuras como hígado, intestino, vejiga, tiroides y cristalino; sin embargo, es relevante notar que no se generó aumento de dosis en las otras estructuras, lo cual se puede observar en la figura 10 y tabla 2 [17].

Respecto a la evaluación del cubrimiento del PTV se consideró las dosis en el 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen de la estructura; se evidenció una disminución de la dosis en porcentajes de dosis en las altas dosis en volúmenes pequeños del PTV, pasando de 1473 cGy a 1284 cGy; mayor detalle de estos valores en la tabla 3.

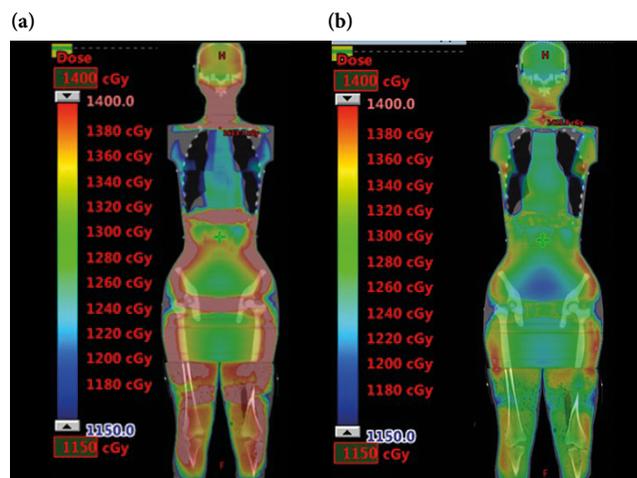


Figura 9. Distribución de dosis obtenida con escala desde 1150 cGy hasta 1400 cGy

a) Distribución inicial de la dosis con primera optimización; las zonas rojas demarcan valores más altos que no están en la escala de dosis y b) distribución de la dosis posterior a segunda optimización empleando estructuras de dosis a partir de curvas de isodosis en zonas altamente dosificadas.

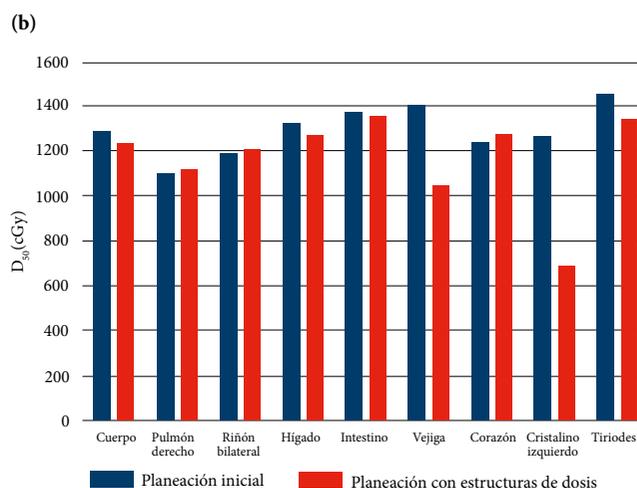
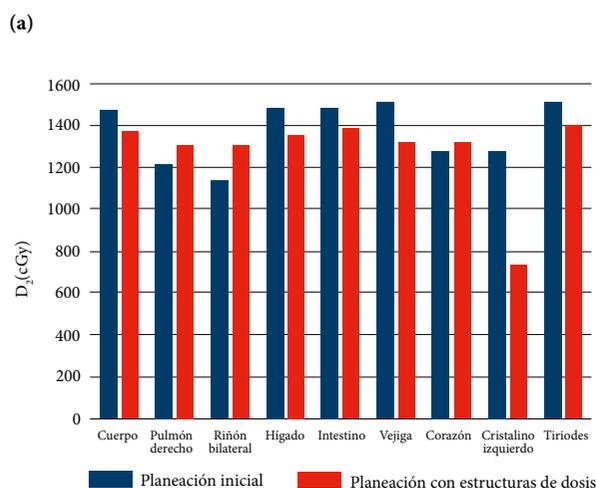


Figura 10. Comparación de valores dosimétricos después de la optimización, mediante el empleo de estructuras a partir de superficies de isodosis para áreas de tratamiento de menos de 110 cm de longitud

a) Comparación de los valores de dosis para 2 % del volumen de cada estructura y b) comparación con los valores de dosis asociados con el 50 % del volumen de cada estructura.

Tabla 2. Dosis en el 2 % y 50 % del volumen de las estructuras delimitadas para la planeación inicial y posterior con estructuras, a partir de superficies de isodosis en pacientes con zonas de tratamiento de menos de 110 cm de longitud

Estructura	Planeación inicial		Planeación utilizando estructuras de dosis	
	D ₂ (cGy)	D ₅₀ (cGy)	D ₂ (cGy)	D ₅₀ (cGy)
Cuerpo	1474	1285	1375	1234
Pulmón derecho	1213	1109	1306	1117
Riñón bilateral	1131	1195	1303	1209
Hígado	1479	1327	1356	1273
Intestino	1482	1375	1385	1357
Vejiga	1514	1407	1319	1047
Corazón	1279	1237	1319	1275
Cristalino Izquierdo	1276	1264	728	690
Tiroides	1507	1456	1400	1350

Tabla 3. Valores de distribución de dosis en la estructura PTV para la planeación inicial y posterior, con estructuras a partir de superficies de isodosis en pacientes con zonas de tratamiento de menos de 110 cm de longitud

Valores dosimétricos en el PTV-TBI (cGy)	Planeación inicial	Planeación utilizando estructuras de dosis
D ₉₅	1134	1155
D ₉₈	1072	1083
D ₂	1473	1284
D _{med}	1334	1377

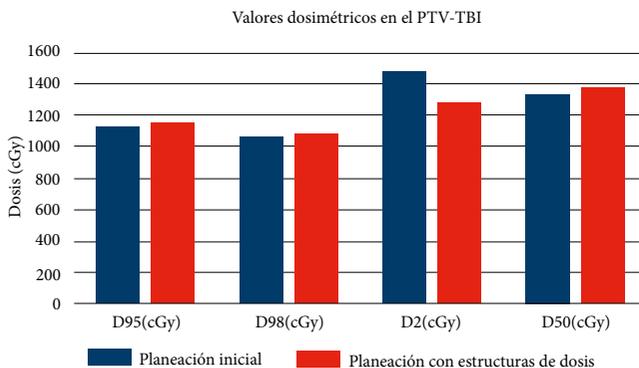


Figura 11. Valores dosimétricos correspondientes al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del PTV para paciente de menos 110 cm de longitud

6.1.2. Áreas de tratamientos de más de 110 cm de longitud

En el caso de pacientes zonas de tratamiento de más de 110 cm se deben idear dos planeaciones diferentes con dos PTV en estudios tomográficos que se puedan correlacionar en el sistema de planeación, considerando la rotación de la camilla. Se estableció un PTV superior y PTV inferior, a partir de la división del PTV total a la altura del fémur, con la finalidad de no tener ninguna estructura de control en medio de los PTV (figura 12). Las planeaciones de tratamiento de cada PTV se llevaron a cabo en tomografías computarizadas diferentes, llamadas *craneal* y *caudal*, debido a la orientación que tiene el cuerpo respecto al acelerador. En la tomografía caudal se realizó la planeación del PTV inferior, para lo cual se tuvo en cuenta la zona colindante con el PTV superior, y se le dio un margen de un corte de la tomografía (3 mm) para evitar la

existencia de zonas altamente dosificadas en la distribución de dosis. Se evidenció que esto no es suficiente debido a que, al igual que en la primera planeación, se observó una alta dosificación entre las estructuras existentes en ambos conjuntos de imágenes (figura 13a). Se adelantaron optimizaciones, considerando estructuras a partir de superficies de las dosis de las planeaciones iniciales y volúmenes intercepción de diferentes distribuciones, al igual que en la planeación anterior, lo cual arrojó como resultado la distribución de dosis que se puede observar en la figura 13b, en la cual en la zona inicialmente con 2000 cGy se puede disminuir la dosis hasta 1400 cGy [17].

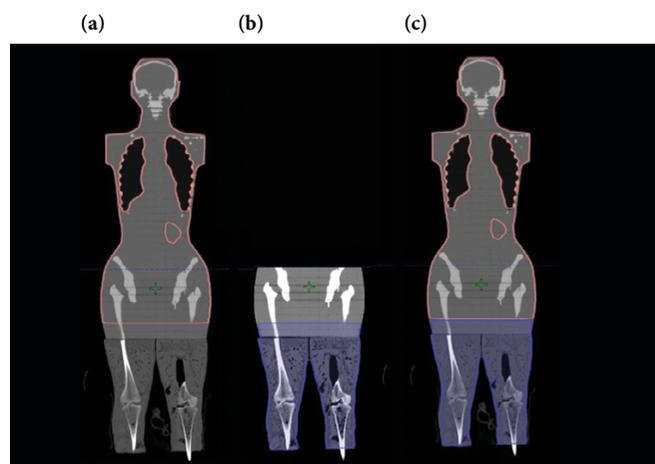


Figura 12. Imágenes de TC para el caso de pacientes con zonas de tratamiento de más de 110 cm de longitud

a) Tomografía computarizada total con estructura PTV superior, b) tomografía computarizada caudal con estructura PTV inferior y c) vinculación entre estas dos imágenes con ambos PTV. En todas las tomografías se mantiene el mismo conjunto de estructuras para ser empleadas durante la optimización. El origen de coordenadas se eligió a la altura de la pelvis y se señala con una cruz verde.

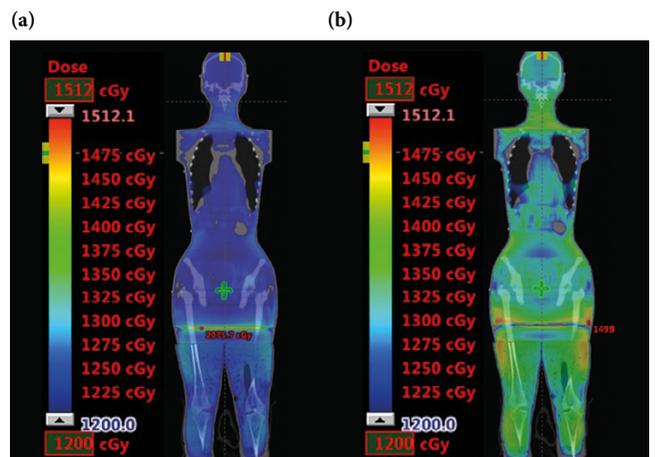


Figura 13. Distribuciones de dosis en la suma de los planes asociados con PTV-superior y PTV-inferior sobre las tomografías total y caudal respectivamente

a) Plan suma con primera optimización y b) plan suma luego del uso de estructuras de dosis en las optimizaciones.

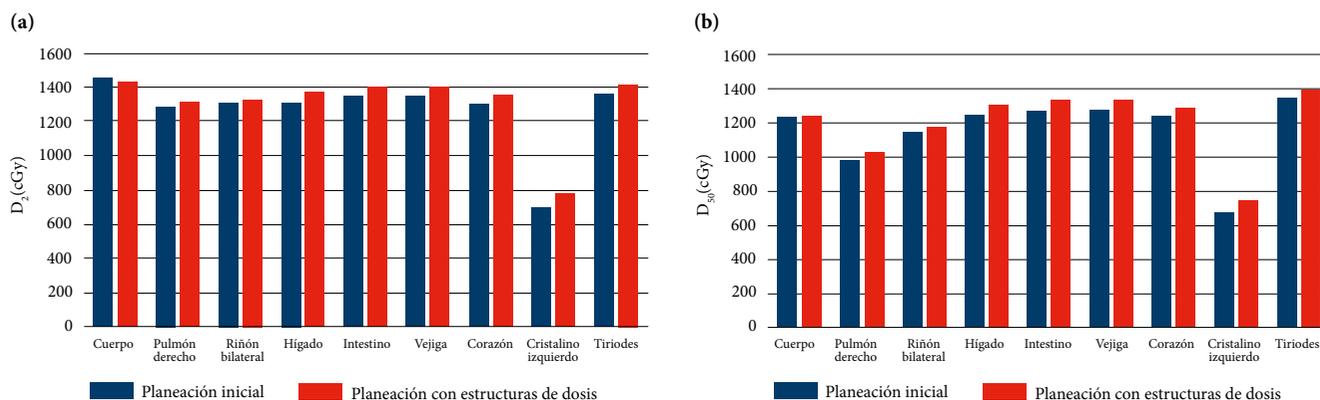


Figura 14. Comparación del plan suma, con el empleo de estructuras a partir de superficies de isodosis para pacientes con zonas de tratamiento de más de 110 cm de longitud

a) Comparación de los valores de dosis para 2 % del volumen de cada órgano y b) comparación con los valores de dosis asociados con el 50 % del volumen de cada estructura.

La comparación de los valores de la dosis del 2 % (D_2) y 50 % (D_{med}) del volumen en las diferentes estructuras resultado de las optimizaciones se ilustra en la figura 14 y se detalla en la tabla 4. En todas las estructuras se tuvo un leve aumento de la dosis respecto a la primera planeación, esto debido que el mayor objetivo de la optimización fue evitar la existencia de zonas altamente dosificadas en la intersección de los PTV, posterior a la rotación del paciente.

Se evaluó el cubrimiento del PTV teniendo en cuenta las dosis en el 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV. En la figura 15 y tabla 5 se evidencia un aumento en los valores correspondientes a las dosis del D_{98} y D_{95} . Por otro lado, se tiene una disminución de dosis en zonas de las altas dosis en volúmenes pequeños del PTV, pasando de 1477 cGy a 1432 cGy; se logra disminuir las dosis más altas presentes en volúmenes más pequeños (figura 15).

Tabla 4. Valores de distribución de dosis en la estructura PTV para la planeación inicial y posterior con estructuras a partir de superficies de isodosis en paciente de más de 110 cm de altura

Órganos	Plan de suma		Plan de suma (estructuras de dosis)	
	D_2 (cGy)	D_{med} (cGy)	D_2 (cGy)	D_{med} (cGy)
Cuerpo	1457	1234	1431	1244
Pulmón derecho	1291	984	1322	1029
Riñón bilateral	1315	1148	1335	1178
Hígado	1303	1251	1376	1307
Intestino	1353	1276	1403	1332
Vejiga	1352	1275	1403	1332
Corazón	1304	1245	1363	1294
Cristalino izquierdo	691	672	780	751
Tiroides	1364	1349	1413	1399

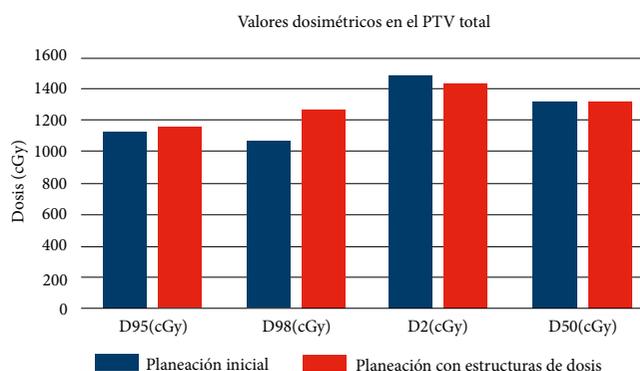


Figura 15. Valores dosimétricos correspondientes al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen de la estructura PTV para casos de zonas de tratamiento de más de 110 cm de longitud

Tabla 5. Valores de distribución de dosis en la estructura PTV para la planeación inicial y posterior con estructuras a partir de superficies de isodosis en paciente con zonas de tratamiento de más de 110 cm

Valores dosimétricos en el PTV-TBI total (cGy)	Plan suma	Plan suma (estructuras de dosis)
D_{95}	1106	1161
D_{98}	1067	1320
D_2	1477	1432
D_{med}	1303	1310

6.2. Control de calidad

Se aplica el plan de tratamiento al sistema ArcCheck y se comparan las distribuciones de dosis calculadas con las medidas (figura 16), con un umbral de 10 % (threshold), una diferencia de dosis (DD) del 3 % y una distancia de coincidencia (DTA) del 3 %, lo cual se define como criterio Γ de 3-3. Los criterios se definieron con base en trabajos con la misma técnica, como el de Morrison [21]. La comparación se realizó en el software SNC Patient™, lo que arroja como

resultado un número de detectores que cumplen con este criterio (tabla 6). En la figura 17 se visualizan las líneas de isodosis calculadas y medidas.

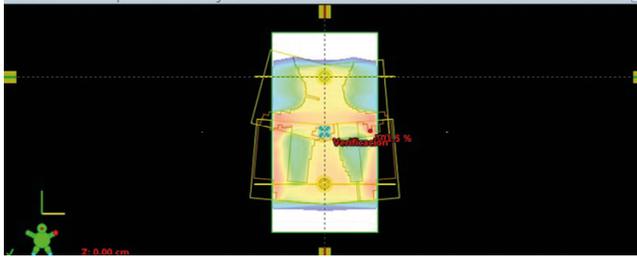


Figura 16. Distribución de dosis en simulador virtual de ArcCheck extendido para una sola fracción de 200 cGy. Esta dosis es la medida mediante el ArcCheck en la unidad de tratamiento. En esta imagen se observa la vista coronal del simulador virtual con la distribución de dosis resultado de los arcos asociados a la intersección de la parte de la cabeza y el tórax. También, en los bordes del simulador se recortan los arcos de tratamiento con la finalidad de proteger la electrónica.

El número de detectores que cumplen el criterio se detalla en la tabla 6, en la cual se evidencia que en todas las intersecciones se tiene más de un 89,9 % de coincidencia con el criterio Γ 3-3, donde la intersección de los arcos asociados a pelvis posterior al giro de la camilla tiene la menor coincidencia. El criterio para considerar lo suficientemente exacto un plan de tratamiento se establece por parte del equipo médico del centro.

Tabla 6. Número de detectores que pasan el criterio Γ 3-3 para cada intersección de arcos; se observa el número de puntos que cumplen el criterio de manera porcentual respecto al total de puntos posibles

Intersección	No cumplen criterio	Cumplen criterio	Porcentaje de coincidencia (%)
Cabeza-tórax	25	2417	99
Tórax-abdomen	15	2427	96
Abdomen-pelvis	0	2442	100
Pelvis con camilla rotada 180°	7	2435	90
Pelvis-extremidades inferiores	5	2437	98

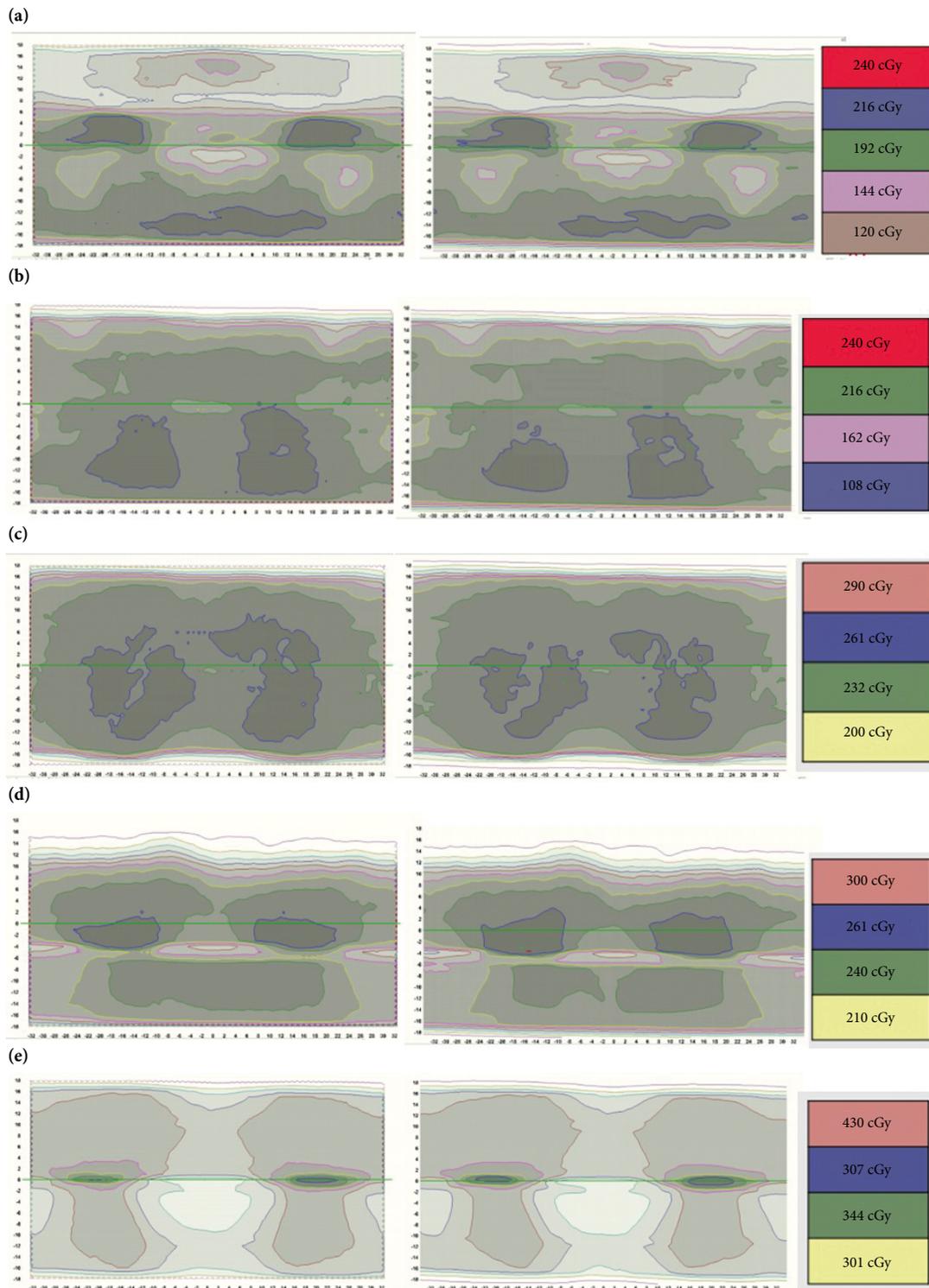


Figura 17. Mapa de dosis medida asociada a una sesión de tratamiento (200 cGy)

Se observan curvas de isodosis para las mediciones en el ArcCheck (izquierda) y los valores calculados por el sistema de planeación (derecha) en la zona de intersección de los campos asociados en las regiones: a) cuello-tórax, b) tórax-abdomen, c) abdomen-pelvis, d) pelvis con rotación de camilla y e) extremidades inferiores la pelvis superior, las zonas con grises más intensos significan mayores niveles de dosis.

6.3. Entrega de tratamiento

Considerando que se tuvieron cinco isocentros que requirieron uso de sistemas de ubicación espacial, se tomaron los tiempos de posicionamiento del paciente e irradiación de cada arco. El simulador anatómico fue posicionado en la camilla rotatoria y ubicado por medio de los sistemas de láseres de la sala de tratamiento y la luz de campo del acelerador; adicionalmente, se verificó la posición mediante el sistema de posicionamiento *on-board image* (OBI). Algunas de estas imágenes se ilustran en la figura 18. Se verificó la posición para cada isocentro y las imágenes de OBI fueron evaluadas por parte del equipo de tecnólogos, radioncólogo y físico médico. Con esta herramienta los tecnólogos pueden identificar desplazamientos existentes y corregirlos con desplazamientos de camilla.

El tiempo promedio empleado por el tecnólogo para las correcciones del posicionamiento fue de 8 minutos por isocentro. El tratamiento comienza desde la posición craneal. Las unidades monitor y los tiempos asociados para los conjuntos de arcos de la primera parte del tratamiento se detallan en la tabla 7. El tiempo total de tratamiento para el PTV-superior con cuatro isocentros fue de 35 minutos.

Posteriormente se realizó el giro de 180° y se verificó de nuevo la posición del paciente con OBI y con los láseres de la sala de tratamiento; este proceso tardó 8 minutos. Las unidades monitor y los tiempos asociados para cada conjunto de arcos por isocentro de tratamiento del PTV inferior se presentan en la tabla 8. Se entregaron los cuatro arcos asociados a las extremidades inferiores y parte de la pelvis. El tiempo de irradiación y verificación de posición fue de 14 minutos.

El tiempo total en la unidad de tratamiento fue de 65 minutos, considerando algunas verificaciones y desplazamientos del simulador anatómico para esta primera etapa exploratoria de la técnica. Aunque el tiempo total de irradiación de los arcos es menor que el de tratamiento, hay que

tener en cuenta que el tiempo empleado en las verificaciones y correcciones de desplazamientos de camilla puede ser altamente variable y esto depende del trabajo multidisciplinario del tecnólogo, del físico médico y del radioncólogo.

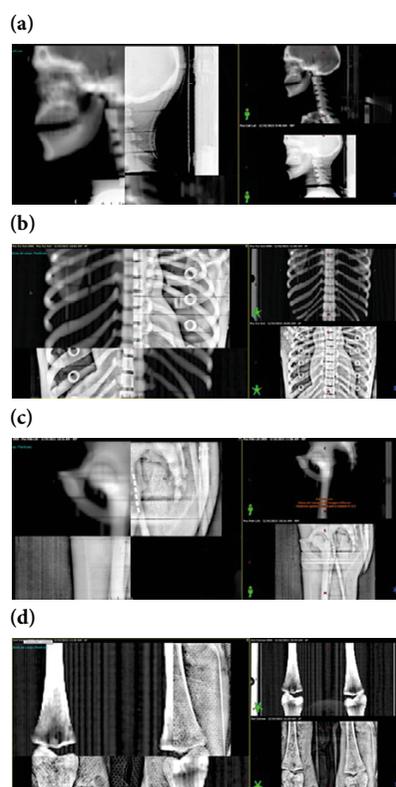


Figura 18. Imágenes de verificación de la posición del simulador anatómico para la entrega del tratamiento, por medio del sistema OBI. En cada una se puede ver en la parte derecha la comparación de la imagen adquirida en sala de tratamiento y la simulación física la cual se ve por separado en la parte derecha (superior simulación e inferior imagen obtenida con OBI). Imágenes asociadas a diferentes isocentros: a) cráneo latera, b) tórax anterior, c) pelvis lateral y d) extremidades anteriores.

Tabla 7. Valores de unidades monitor y tiempo de irradiación asociadas a los arcos de tratamiento en sentido horario (SH) y antihorario (SAH) en isocentros correspondientes a planeación PTV-superior

	Planeación PTV superior								Suma
	Cabeza SAH	Cabeza SH	Tórax SAH	Tórax SH	Abdomen SAH	Abdomen SH	Pelvis SAH	Pelvis SH	
Unidades monitor	120	118	121	119	124	121	132	126	981
Tiempo (s)	78	78	79	77	79	77	78	77	623 (10,38 min)

Tabla 8. Unidades monitor y tiempo de tratamiento asociadas a arcos en sentido horario (SH) y antihorario (SAH) en isocentro correspondientes a planeación PTV-inferior

	Planeación PTV inferior				Suma
	Pelvis SAH	Pelvis SH	Extremidades SAH	Extremidades SH	
Unidades monitor	132	126	121	119	498
Tiempo (s)	78	77	79	77	311 (5,18 min)

7. Conclusiones

A partir de la evidencia recolectada, se comprueba que es posible realizar la técnica TBI/VMAT de tratamiento con el uso de una camilla giratoria en el tomógrafo y sala de tratamiento, y un sistema de indexación que evite desplazamientos indeseados durante el posicionamiento del paciente. Es importante verificar el posicionamiento de paciente con sistemas de imágenes propias o externas del equipo, después de cada giro de camilla, con el objetivo de mitigar las incertidumbres que se puedan presentar con el giro.

Se establecen las pautas preliminares para la técnica de irradiación corporal total de un paciente con técnica VMAT, lo cual permite la cuantificación de dosis en el volumen blanco y en órganos a riesgo, antes de la entrega del tratamiento; así se logra una distribución de dosis más controlada en el PTV, y un seguimiento más detallado en estructuras y volumen blanco. Si se cuenta con sistemas externos de verificación de posicionamiento, es posible garantizar la ejecución de esta técnica en las salas de tratamiento con equipos básicos.

Respecto a los resultados de distribuciones de dosis se destacan los métodos de estructuras a partir de superficies de isodosis; estos permiten disminuir las diferencias de dosis en la intercepción de los arcos, zona de alta dosificación. Es importante tener en cuenta que el simulador anatómico difiere del paciente real en zonas como brazos y músculos mamarios; tejidos que pueden tener un aporte significado en la dosis entregada en tórax.

El control de calidad para la técnica propuesta permite evaluar el tratamiento en el volumen total por medio de mapas de fluencia que evidencian la distribución de dosis planeadas por el TPS y entregadas por el acelerador, a diferencia de los registros de dosis a punto que se obtienen con una técnica convencional.

Es importante considerar en el control de calidad contar con mínimo un arreglo que posibilite la evaluación de dis-

tribuciones de dosis en 3D, debido a que la superposición de arcos de radiación en el paciente puede llevar a sobredosificar una región hasta en 100 %, hecho que no se presentaba en la técnica convencional. También, se sugiere tener presente la medición de dosis en las zonas de intercepción de los arcos.

Durante esta etapa preliminar se alcanzaron tiempos de ejecución de tratamiento mayores a los reportados; sin embargo, se identificó que el mayor tiempo en sala correspondió a la verificación de posicionamiento y desplazamientos necesarios. Con la identificación de estos parámetros, es posible mejorar los tiempos considerablemente, con la práctica y la experiencia del grupo multidisciplinario. Se debe recalcar que esta técnica de tratamiento brinda mayor comodidad al paciente en comparación con la técnica convencional.

A diferencia de los métodos convencionales de TBI, la técnica de TBI/VMAT permite visualizar y modificar la distribución de dosis previo al tratamiento.

Referencias

- [1] N. Esiashvili, X. Lu, K. Ulin *et al.*, "Higher reported lung dose received during total body irradiation for allogeneic hematopoietic stem cell transplantation in children with acute lymphoblastic leukemia is associated with inferior survival: A report from the Children's Oncology Group", *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 104, n.º 3, pp. 513-521, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.02.034>
- [2] J. Van Dyk, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, *et al.*, "The physical aspects of total and half body photon irradiation", *American Association of Physicists in Medicine*, Nueva York, NY, Rep. n.º 17. 1986. <https://doi.org/10.37206/16>
- [3] L. Ouyang, M. Folkerts, Y. Zhang, *et al.*, "Volumetric modulated arc therapy based total body irradiation: Workflow and clinical experience with an indexed rotational immobilization system", *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, vol. 4, pp. 22-25, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.11.002>
- [4] J. Wong, A. Riccardo Filippi, B. Shbib Dabaja *et al.*, "Total body irradiation: Guidelines from the International Lymphoma Radiation Oncology Group (ILROG)", *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 101, n.º 3, pp. 521-529, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.04.071>

- [5] R. Miralbell, M. Rouzaud, E. Grob *et al.*, “Can a total body irradiation technique be fast and reproducible?”, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 29, n.º 5, pp. 1167-1173, 1994. [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(94\)90414-6](https://doi.org/10.1016/0360-3016(94)90414-6)
- [6] A. D. Leiper, R. Stanhope, T. Lau *et al.*, “The effect of total body irradiation and bone marrow transplantation during childhood and adolescence on growth and endocrine function”, *British Journal of Haematology*, vol. 67, n.º 4, pp. 419-426, 1987. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2141.1987.tb06163.x>
- [7] A. Liu, C. Han y J. Neylon, “Implementation of targeted total body irradiation as a bone marrow transplant conditioning regimen: A review”, en *Total marrow irradiation: A comprehensive review*, J. Y. C. Wong y S. K. Hui, eds., Cham: Springer, 2020, pp. 29-45. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-38692-4>
- [8] *Observatorio Nacional de Cáncer. Guía Metodológica*, Ministerio de Salud y Protección Social, Bogotá, 2018. <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/ED/GCFI/guia-ross-cancer.pdf>
- [9] U. Quast, “Whole body radiotherapy: A TBI-guideline”, *Journal of Medical Physics*, vol. 31, n.º 1, pp. 5-12, 2006. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.25664>
- [10] H.-H. Chen, J. Wu, K.S. Chuang *et al.*, “Total body irradiation with step translation and dynamic field matching”, *BioMed Research International*, vol. 2013, art. 216034. <https://doi.org/10.1155/2013/216034>
- [11] S. Chakraborty, S. Cheruliyil, R. Bharathan *et al.*, “Total body irradiation using VMAT (RapidArc): A planning study of a novel treatment delivery method”, *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, vol. 3, n.º 2, art. 03028. <http://dx.doi.org/10.14319/ijcto.0302.8>
- [12] S. K. Hui, J. Kapatoes, J. Fowler *et al.*, “Feasibility study of helical tomotherapy for total body or total marrow irradiation”, *Medical Physics*, vol. 32, n.º 10, pp. 3214-3224, 2005. <https://doi.org/10.1118/1.2044428>
- [13] K. Otto, “Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc”. *Medical Physics*, vol. 35, n.º 1, pp. 310-317. <https://doi.org/10.1118/1.2818738>
- [14] A. Springer, J. Hammer, E. Winkler *et al.*, “Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: Dosimetric data and first clinical experience”, *Radiation Oncology*, vol. 11, art. 46, 2016. <https://doi.org/10.1186/s13014-016-0625-7>
- [15] K. Symons, C. Morrison, J. Parry *et al.* “Volumetric modulated arc therapy for total body irradiation: A feasibility study using Pinnacle³ treatment planning system and Elekta Agility™ linac”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 19, n.º 2, pp. 103-110. <https://doi.org/10.1002/acm2.12257>
- [16] Ch. Losert, R. Shpani, R. Kießling *et al.*, “Novel rotatable tabletop for total-body irradiation using a linac-based VMAT technique”, *Radiation Oncology*, vol. 14, art. 244, 2019. <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1445-3>
- [17] A. Pinzón Cupitra, *Establecimiento de un protocolo para irradiación corporal total con la técnica de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada*, tesis de maestría, Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, 2021. <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/80143>
- [18] P. Mancosu, P. Navarria, L. Castagna *et al.*, “Interplay effects between dose distribution quality and positioning accuracy in total marrow irradiation with volumetric modulated arc therapy”, *Medical Physics*, vol. 40, n.º 11, art. 111713, 2013. <https://doi.org/10.1118/1.4823767>
- [19] P. Mancosu, P. Navarria, L. Castagna *et al.*, “Plan robustness in field junction region from arcs with different patient orientation in total marrow irradiation with VMAT”, *Physica Medica*, vol. 31, n.º 7, pp. 677-682, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.05.012>
- [20] *SNC Patient T M Software Reference Guide*, Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, EE. UU. 2020. <https://support.sunnuclear.com/home>
- [21] C. Morrison, K. L. Symons, S. J. Woodings *et al.*, “Verification of junction dose between VMAT arcs of total body irradiation using a Sun Nuclear Arc-CHECK phantom”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 18, n.º 6, pp. 177-182, 2017. <https://doi.org/10.1002/acm2.12208>