

^aUniversidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

^bThe American British Cowdray Medical Center (CMABC), I.A.P, Centro de Cáncer ABC

^cEscuela Superior de Física y Matemáticas, IPN, México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: angy 24538@yahoo.com

Introducción: La radioterapia esterotáctica del cuerpo involucra la entrega de alta dosis absorbida en pocas fracciones, por lo que es necesaria una inmovilización controlada y supervisada del paciente y del volumen del blanco en un espacio de 3 dimensiones. El propósito de este trabajo es analizar el desempeño del sistema de imagen para corrección y verificación de la posición del isocentro ExacTrac del CMABC.

Materiales y métodos: Se adquirieron tomografías de maniquíes antropomórficos de tórax (Dynamic Thorax Phantom, CIRS®) y pelvis (ETX Verification Phantom, BrainLab®) con marcas de referencia, una externa (visible) y una interna para cada uno; estas marcas se delimitaron y se seleccionaron como blancos para asignarles un isocentro de tratamiento en el sistema de planeación iPlan RT Dose 4.5.1. Las imágenes fueron exportadas al sistema ExacTrac (ETX, BrainLab®, Germany). En la mesa del Acelerador Lineal Novalis Tx se preposicionaron los maniquíes con las marcas de alineación. Cinco esferas infrarrojas fueron colocadas sobre ellos, permitiendo que el sistema ETX los posicione automáticamente al isocentro seleccionado y, además sirvieron como guía de imagen para ajustes de movimientos de mesa durante todo el tratamiento (fig. 1). Con el sistema ETX se adquirieron 2 imágenes estereoscópicas de rayos X con energía de kV para verificar el posicionamiento, basándose en la anatomía interna de los maniquíes. Se realizaron los ajustes en 6D (6° de libertad) de la posición del isocentro de acuerdo con la fusión de las radiografías construidas digitalmente (DDR's) que fueron generadas desde la planeación del tratamiento. Se registraron datos de correcciones del isocentro. También se verificó el tratamiento interfraccionado con el sistema ETX a 4 pacientes con lesiones en pelvis y columna, que fueron tratados con SBRT registrando sus errores residuales en 6D.

Resultados: Los datos registrados de las verificaciones en los movimientos translacionales y rotacionales mostraron incertidumbres espaciales promediadas en 3D, de 0.1 ± 0.3 mm, $0.2^\circ \pm 0.09^\circ$ respectivamente para maniquíes y de 0.72 ± 0.28 mm, $0.09^\circ \pm 0.04^\circ$ para pacientes y en la primera corrección de los maniquíes estas incertidumbres fueron de 0.53 ± 0.18 mm, y $0.15^\circ \pm 0.24^\circ$, respectivamente (fig. 2).

Conclusiones: El estudio mostró una alta precisión y reproducibilidad en el posicionamiento de los isocentros seleccionados tanto en maniquíes como en pacientes. El sistema de ETX para verificar la posición del isocentro de tratamiento tiene la capacidad de monitorear la trazabilidad de las posiciones de interés antes, durante y hacia el final del tratamiento, por lo que es posible utilizarse durante la entrega de tratamientos de SBRT para garantizar el posicionamiento dentro de los valores de incertidumbre ≤ 1 mm¹.

Bibliografía

1. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. Medical Physics 2010;37(8):4088.

Figura 1 Imagen de posicionamiento del maniquí de pelvis mediante el sistema ETX.

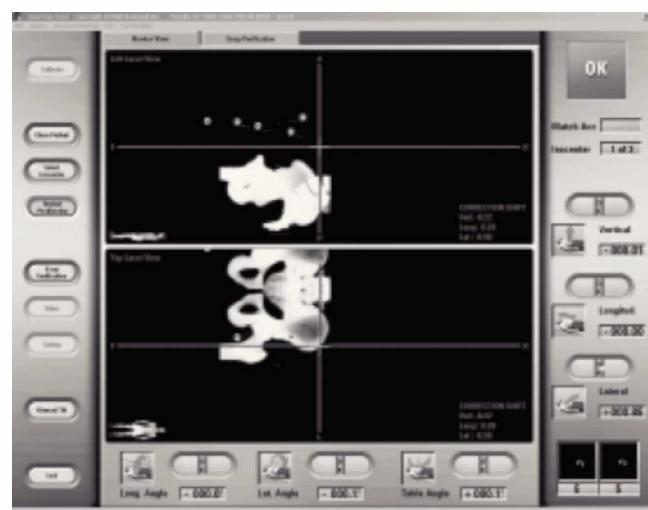
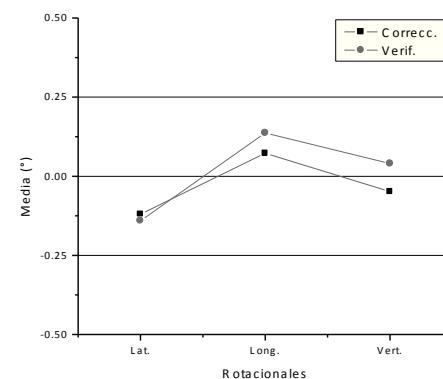
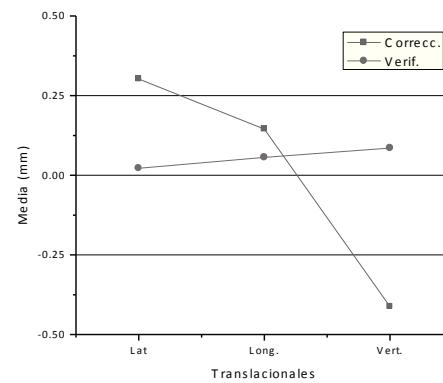


Figura 2 Corrección vs. verificación del isocentro de maniquíes antropomórficos usando el sistema ETX.



030: Estimación de parámetros en la optimización de dosis (3DCRT)

H. Blanch-Enrique*

Instituto Oncológico de Morelos S.A de C.V., Mor., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: iomsacv@yahoo.com

Introducción: En el presente trabajo, el objetivo fundamental de la radioterapia está reflejado en la aplicación de algoritmos de cálculos basados en la programación inversa, los cuales permiten determinar de manera óptima la intensidad de la radiación (pesos, ω_i) para un arreglo de campos típico en el tratamiento del cáncer de próstata. A pesar de que la planeación inversa habitualmente está relacionada con la técnica de tratamiento IMRT, en la radioterapia conformada 3DCRT también podemos aplicar procesos de optimización basados en la planeación inversa, considerando el grado de automatización de los algoritmos empleados y su uso práctico.

Materiales y métodos: La determinación del parámetro buscado (ω_i), estuvo basado en la definición de un modelo matemático, $D(\omega_i, UM_i, t)$, el cual considera los parámetros del haz de radiación y la interacción de la radiación con el tejido humano, (ω_i -pesos, UM_i -unidades, t -variable independiente, $t \in V_{PTV,OARs}$, $V_{PTV,OAR}$ -volumen irradiado); con el objetivo de determinar el parámetro deseado las funciones objetivo para el volumen blanco $f_{PTV}(\omega)$ y para los volúmenes críticos $f_{OARs}(\omega)$ son minimizadas individualmente o a través de una combinación lineal de ambas funciones. El proceso de minimización de las funciones objetivo estuvo incluido en 3 métodos de cálculo:

Método I. Minimización independiente de la función objetivo para el volumen blanco, $f_{PTV}(\omega)$.

Método II. Optimización multiobjetivo.

Método III. Minimización a través de la combinación de las funciones objetivos.

La adquisición de los datos para desarrollar todo el proceso de optimización, contó con herramientas y protocolos clínicos los cuales se relacionan a continuación:

- Dosis de prescripción y niveles de tolerancias protocolares.
- Distribuciones de dosis correspondiente a la planeación del cáncer de próstata (sistema de planeación Eclipse).
- Histograma dosis-volumen “DVH”.
- Hoja de cálculo Excel®.

Resultados: Debido a la importancia en el conocimiento de las bondades ofrecida por los métodos de cálculos aplicados en el proceso de optimización, los resultados obtenidos estuvieron enfocados en la capacidad de estos métodos de generar distribuciones de dosis aceptables a partir del valor del parámetro evaluado y teniendo en cuenta la utilidad práctica de estos. Los métodos I y III ofrecieron una opción aceptable y práctica en la estimación del parámetro buscado.

Conclusiones: La realización del presente trabajo ha demostrado que es posible aplicar de forma automatizada los métodos de planeación inversa en la terapia 3DCRT, y además ha contribuido a profundizar los conocimientos de las técnicas de optimización para su aplicación en procesos más complejos como la técnica de IMRT.

Agradecimientos

M. C. Gutiérrez Castillo y J. Gerardo. Centro Médico Nacional Siglo XXI, Oncología.

040: Modelo Monte Carlo para el cálculo del factor de conversión entre la dosis promedio sobre una línea y la dosis en un punto para una fuente HDR

E. Flores-Martínez*

Departamento de Física Médica, Universidad de Wisconsin-Madison, EUA

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: everardofloresmx@gmail.com

Introducción: El análisis del patrón de interferencia de luz atravesando una muestra de agua puede ser utilizado para detectar pequeños cambios en la temperatura inducidos por radiación ionizante. Estos cambios de temperatura pueden utilizarse para calcular la dosis impartida. Sin embargo, la señal observada representa un promedio a lo largo de la trayectoria que recorre el haz y no la dosis en un punto. En este trabajo se realizó un modelo Monte Carlo en MCNP5 para determinar el factor de conversión entre la dosis promedio sobre una línea y la dosis en un punto para la fuente GammaMed HDR plus.

Materiales y métodos: La fuente GammaMed HDR plus está constituida por un núcleo cilíndrico de Iridio-192 de 3.5 mm de longitud y 0.7 mm de diámetro. Está encapsulada en un cilindro de acero inoxidable (A1S1 316L). La extensión es un alambre de acero inoxidable (A1S1 304)¹. Para definir los espectros de energía en el código se utilizaron los valores publicados previamente por Borg². La fuente fue colocada en el centro de un maniquí de 5 x 5 x 5 cm³ lleno de agua. En el modelo se asumió que no existían contribuciones de dosis dispersa de otros objetos.

El factor de conversión (FC) buscado se puede definir como el cociente de la dosis en el centro y la dosis promedio a lo largo de una línea. Para calcular esta última, 8 paralelepípedos de 0.1 x 5.0 x 0.1 cm³ fueron definidos en el mismo plano que el centro de la fuente, desde 0.50 hasta 2.25 cm de la fuente cada 0.25 cm. La función *F8 se utilizó para calcular la energía depositada en cada superficie. El mismo cálculo se realizó utilizando la función *FMESH, utilizando una malla de 50 x 30 celdas en el plano del centro de la fuente y perpendicular a su eje.

Resultados: La figura 1 muestra la distribución relativa de dosis sobre la malla mostrando simetría radial con regiones de alto gradiente cercanas a la fuente. La misma gráfica puede ser interpretada como un mapa de cambios relativos de temperatura.

La tabla 1 muestra los resultados de las dosis promedio y las dosis en un punto.

Conclusiones: El modelo Monte Carlo diseñado permitió calcular los factores de conversión buscados. Estos se acercan más a la unidad conforme el punto de referencia se aleja de la fuente. El no considerar este factor de corrección puede conducir a errores de más del 100% para distancias menores o iguales a 1 cm.