

Optimización de un procedimiento de control de calidad para la radioterapia de intensidad modulada

Eduardo F. Larrinaga Cortina¹, Deijany Rodríguez Linares², Rodolfo Alfonso Laguardia³

¹Instituto de Oncología y Radiobiología. La Habana, Cuba

²Centro para el Control Estatal de Medicamentos, Equipos y Dispositivos Médicos. La Habana, Cuba

³Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias de Avanzada. La Habana, Cuba

larri@infomed.sld.cu

Resumen

Se optimizó un procedimiento de Control de Calidad paciente-específico para la verificación dosimétrica de la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) en el Departamento de Radioterapia del Instituto de Oncología y Radiobiología, perteneciente al Ministerio de Salud Pública. Se extendió el alcance del procedimiento de control de calidad (CC), se emplearon campos de verificación colapsados y sin colapsar y se utilizó el plan real del paciente. Se empleó un conjunto dosimétrico arreglo bidimensional (2D) de cámaras de ionización (CI) y maniquí octogonal para la implementación de los CC paciente-específicos de los tratamientos de IMRT de manera más abarcadora (campos colapsados y sin colapsar), manteniendo los estándares de exactitud y precisión de estas pruebas según los protocolos institucionales y las normas internacionales recomendadas. El procedimiento propuesto fue empleado en tres casos clínicos de IMRT para lesiones de cabeza y cuello. El límite de confianza calculado para la tasa de aceptación de los puntos evaluados en los mapas de dosis compuestos fue del 90 % para la comparación de la función Gamma, con un criterio de tolerancia de distancia de acuerdo de dosis de 3 mm y diferencia de dosis de 4 %. Los resultados alcanzados cumplen con los límites establecidos en el protocolo institucional y las recomendaciones internacionales referidas para este tipo de pruebas.

Palabras clave: función gamma; garantía de calidad; radioterapia; dosimetría.

Optimizing a Quality Control Procedure for Intensity Modulated Radiation Therapy

Abstract

A patient-specific quality assurance (QA) program to carry out the dosimetric verification of the intensity modulated radiation therapy (IMRT) was optimized at the Department of Radiotherapy at the Institute of Oncology and Radiobiology, belonging to the Ministry of Public Health of Cuba. A dosimetric set-up composed of two-dimensional (2D) ionization chambers and an octagonal phantom were used to implement a patient-specific IMRT QA in a more comprehensive manner (collapsed and non-collapsed fields), keeping the accuracy and precision standards of these controls according to institutional protocols and international guidelines. The proposed procedure was used in three clinical IMRT cases for head and neck cancers. The confidence limit calculated from the passing rates for evaluated points in the compound dose maps was 90 % for the Gamma function comparison. The tolerance criteria used was a distance to agreement of 3 mm and the dose difference of 4 %. These results are within the institutional accepted limits and the recommended values as set by international guidelines for these kinds of tests.

Key words: gamma function; quality assurance; radiotherapy; dosimetry

Introducción

El protocolo actual de control de calidad (CC) paciente-específico para la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), adoptado en el Departamento de Radioterapia del Instituto de Oncología y Radiobiología (DR-INOR) se basa en la comprobación individual de cada uno de los

campos de tratamientos colapsados. Esto significa que los ángulos de incidencia de los campos de tratamientos comprobados difieren de los valores reales que se utilizarán durante el tratamiento, y por ende, el plan de IMRT verificado en su conjunto. Se propone un método diferente de comprobación, basado en la verificación de la distribución de dosis sobre un maniquí y la medición

de la dosis absoluta en una región, utilizando la planificación real de IMRT (todos los campos sin colapsar) del paciente [1]. Esta verificación permite validar (o negar) la modulación de dosis resultante del plan compuesto, calculada por el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) *versus* la medida en iguales condiciones en el maniquí regular, y así simular una situación más cercana al caso clínico real. Además, el proceso también proporciona una forma de verificar que los datos se transfieren con éxito desde el TPS al sistema de registro y verificación que controla al acelerador lineal, y que el tratamiento es administrado como estaba previsto. La comparación entre los mapas de dosis medidos en el acelerador lineal y los mapas de dosis calculados por el TPS son sometidos a criterios de aceptación, establecidos por el protocolo institucional ya implementado, validado y certificado.

Además se investigó previamente la dependencia angular de la respuesta del conjunto arreglo bidimensional (2D) de cámaras de ionización (CI), así como la atenuación por la camilla de tratamientos para los campos con ángulos de incidencia posteriores.

Materiales y Métodos

Se utilizó la unidad de tratamientos acelerador lineal *Elekta Synergy*® con colimador multiláminas *Agility*® (*Elekta, Crawley, Reino Unido*) perteneciente al DR-INOR. Los planes de tratamientos de IMRT comprobados fueron confeccionados con el TPS *XiO v4.8* (*Elekta, Crawley, Reino Unido*). Para la comprobación se utilizó la opción *New QA Plan* del TPS *XiO v4.8* y como maniquí, al paciente 2D[^]OCTAVIUS, modelación radiográfica con imágenes de tomografía computarizada del conjunto dosimétrico maniquí *PTW OCTAVIUS CT* con el arreglo 2D de CI *PTW OCTAVIUS Detector 729*, insertado dentro de este (*PTW, Freiburg, Alemania*). Los ángulos nominales definidos para cada campo, durante el proceso de planificación, conservaron sus valores, así como las configuraciones de unidades monitoras (UM) para cada campo. Se colocó el isocentro del plan de IMRT importado en la posición de referencia del conjunto dosimétrico maniquí y arreglo 2D (punto efectivo de la CI central) y al nivel del plano coronal para esta posición, se calculó un mapa de dosis, considerando el aporte de todos los campos de tratamientos al unísono. Este mapa de dosis es exportado en formato texto y tomado como referencia para ser comparado con el mapa de dosis que se medirá en el acelerador lineal *Elekta Synergy*®.

La medición del mapa de dosis, en el plano coronal, en el acelerador lineal *Elekta Synergy*® se realizó utilizando el conjunto dosimétrico maniquí *PTW OCTAVIUS LINAC* con el arreglo 2D de CI *PTW OCTAVIUS Detector 729*, insertado dentro de este. La diferencia entre los maniquíes *PTW OCTAVIUS CT* y *LINAC* está en el diseño de su parte inferior. En el caso del tipo *CT*, esta es de poliestireno y es sólida. En el maniquí tipo *LINAC*, la parte inferior es también de poliestireno, pero en su diseño, tiene una cavidad que se utiliza para compensar

la subestimación de las medidas en las CI del arreglo 2D, debido a la dependencia angular de sus respuestas para irradiaciones posteriores [2].

La configuración de irradiación utilizada fue isocéntrica, coincidiendo la referencia del plan de comprobación paciente-específico con el centro geométrico de la CI central en el arreglo 2D insertado en el maniquí y las marcas externas de este. El plan de IMRT fue impartido desde el sistema de registro y verificación *Elekta MOSAIQ*®, utilizando el plan real del paciente y la opción modo *QA*. Este enfoque fue más realista, pues se verificó el plan de IMRT en las mismas condiciones que se pretende utilizar diariamente. La medición del mapa de dosis impartido se realizó con el programa *PTW Verisoft v5.1* (*PTW, Freiburg, Alemania*). El mismo tiene una interfaz que controla el arreglo 2D de CI *PTW OCTAVIUS Detector 729*.

La comparación de los mapas de dosis, calculados y medidos, se realizó con el mismo programa *PTW Verisoft v5.1*. La métrica utilizada fue la función *Gamma*, [3], con los siguientes criterios de tolerancia: la referencia tomada fue el punto de máxima dosis absoluta en la región de interés definida, la región de interés restringe la comparación en las zonas de bajo gradiente y dosis bajas mediante un umbral igual al 10 % del máximo global. La concordancia esperada es del 90 % para los puntos evaluados, pertenecientes a los mapas de dosis, para un criterio de diferencia de dosis (DD) de 3 % y distancia para la concordancia de la dosis (DTA) de 3 mm. Se realizó el cálculo del límite de confianza para las tasas de aceptación resultantes de la comparación *Gamma*, utilizando la metodología propuesta por el AAPM TG119 [4].

El estudio de la dependencia angular del conjunto arreglo 2D-maniquí se realizó mediante un plan diseñado, consistente en 8 campos sin modular, isocéntricos y coplanares de 27x27 cm², con ángulos de incidencia perpendiculares a las caras del maniquí *PTW OCTAVIUS LINAC*, esto es, ángulos del brazo de 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270° y 315°. Se impartieron 100 UM por cada campo. Las comparaciones se realizaron, punto a punto, entre la respuesta de cada CI, en el arreglo 2D para cada ángulo del brazo y la dosis calculada por el TPS.

Para la comparación de la atenuación de la camilla, se analizó la respuesta para cada ángulo de incidencia posterior, con respecto a dos posiciones del conjunto arreglo 2D-maniquí sobre la camilla de tratamientos, esto es, en el extremo y en el centro de la camilla.

Resultados y Discusión

La respuesta angular del conjunto arreglo 2D-maniquí tiene variaciones en la dosis depositada por el acelerador lineal y detectada por el arreglo 2D de CI, que van a oscilar entre ±50 % con respecto a la dosis medida con el brazo en 0° como resultado de que las CI más cercanas al haz de radiación van a detectar una dosis mucho mayor que la captada por las CI más alejadas, independientemente de las tasas de dosis. Sin embargo, la discrepancia entre las dosis calculadas y medidas para un mismo ángulo del brazo, en promedio,

son menores del 2.5 % (factor de corrección 0.975 ± 0.069 para una desviación estándar), figura 1. La elevada desviación estándar es debido a la respuesta de las CI en los bordes del arreglo 2D.

La estimación del factor de atenuación de la camilla de tratamiento se realizó en dos posiciones diferentes (esto es, en el aditamento extremo de la camilla y en el centro de esta) para dos irradiaciones, en iguales condiciones del conjunto arreglo 2D-maniquí; con los ángulos de incidencia posteriores (brazo a 135° , 180° y 225°). El aditamento extremo de la camilla es más radiotransparente que el centro de esta, de ahí que se esperaba una atenuación significativa de la respuesta de los detectores, en cuyo caso habría que usar factores de corrección. Se calcularon coeficientes de atenuación para cada CI del arreglo 2D como la razón de sus respuestas, en las dos posiciones estudiadas. Los coeficientes calculados resultaron valores cercanos a la unidad, lo que significa que la influencia de la camilla en los CC de los planes de tratamiento es prácticamente despreciable, como promedio 1 % (intervalo -3 %, 2 %).

Se utilizó el procedimiento propuesto de CC IMRT paciente-específico en tres pacientes con lesiones de cabeza y cuello y planificaciones de IMRT. Los planes de IMRT se confeccionaron siguiendo el protocolo institucional para la planificación de esta técnica, esto es,

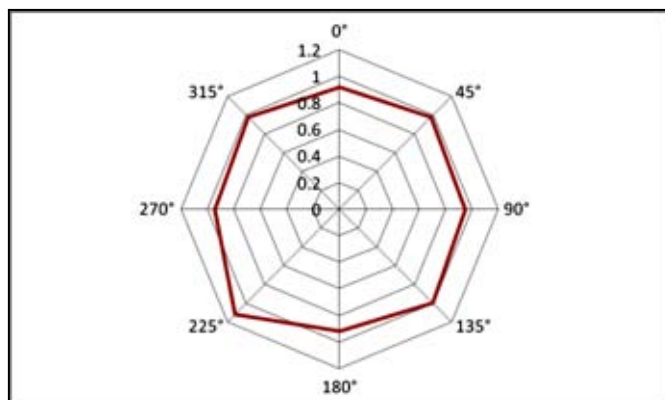


Figura 1. Dependencia angular del conjunto arreglo 2D-maniquí. Promedio razón dosis calculada vs medida de todas las CI para igual ángulo del brazo.

configuración de tratamiento compuesto por 9 campos isocéntricos equiespaciados coplanares. La administración del tratamiento de IMRT se realizó mediante la técnica de múltiples segmentos estáticos.

En la tabla 1 se muestra un resumen de la tasa de aceptación de los tres casos clínicos para los mapas de dosis comparados con la función Gamma, utilizando el programa PTW VeriSoft v5.1 (criterio de tolerancia de DTA 3 mm y DD 3 %).

Tabla 1. Casos clínicos

Paciente	Puntos de Dosis Evaluados.	Puntos de Dosis aceptados	Tasa de aceptación
1	672	646	96.1%
2	313	297	95%
3	687	628	91.4%

En las figuras 2, 3 y 4 se muestran los puntos donde la comparación -mediante la función Gamma- no cumple el criterio de tolerancia DTA 3mm y DD 3 % entre el mapa de dosis calculado por el TPS XIO 4.8 y el mapa de dosis medido en el acelerador lineal Elekta Synergy®. En todos los casos, se muestra una preponderancia a que existan discrepancias en la zona de baja magnitud y alto gradiente de dosis, excepto en el paciente 3 donde hay una marcada discrepancia en la zona de alta dosis y bajo gradiente (zona perteneciente al refuerzo de dosis simultáneo).

El límite de confianza calculado, mediante la utilización de la metodología propuesta por el AAPM TG119 para los casos estudiados, fue de una tasa de aceptación de aproximadamente el 90 %, para un criterio de tolerancia de la función gamma de DD 3 %, DTA 3 mm con un 95 % de confianza, asumiendo una distribución normal de los resultados. Estos resultados son superiores al límite de confianza calculado para el procedimiento estándar institucional de CC IMRT paciente-específico: tasa de aceptación de 92 % para un criterio de tolerancia de la función gamma de DD 5 %, DTA 3 mm y los mismos están en concordancia con las recomendaciones internacionales para este tipo de pruebas [5, 6].

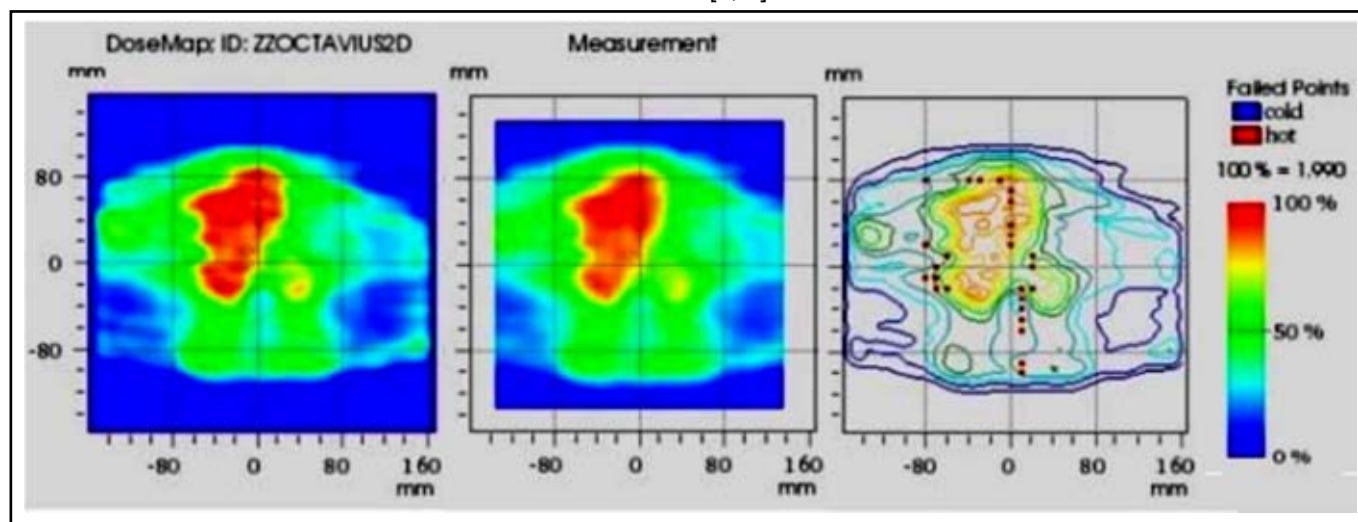


Figura 2. Mapas de dosis calculados y medidos. Distribución de los resultados de la comparación con la función Gamma (DD 3%/ DTA 3mm). Paciente 1.

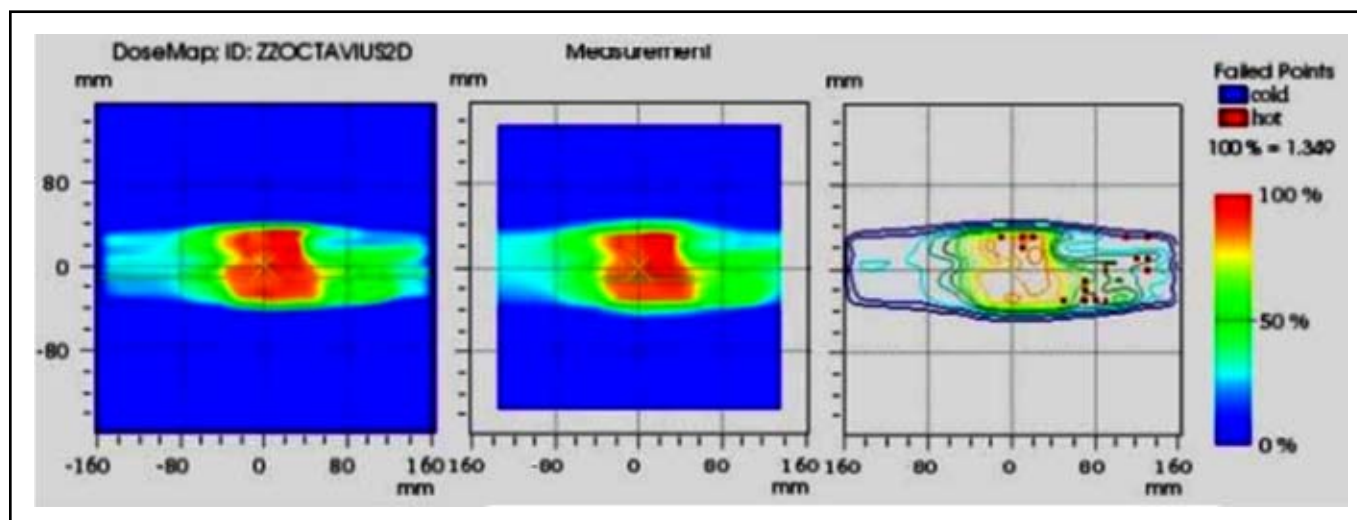


Figura 3. Mapas de dosis calculados y medidos. Distribución de los resultados de la comparación con la función Gamma (DD 3%/ DTA 3mm). Paciente 2.

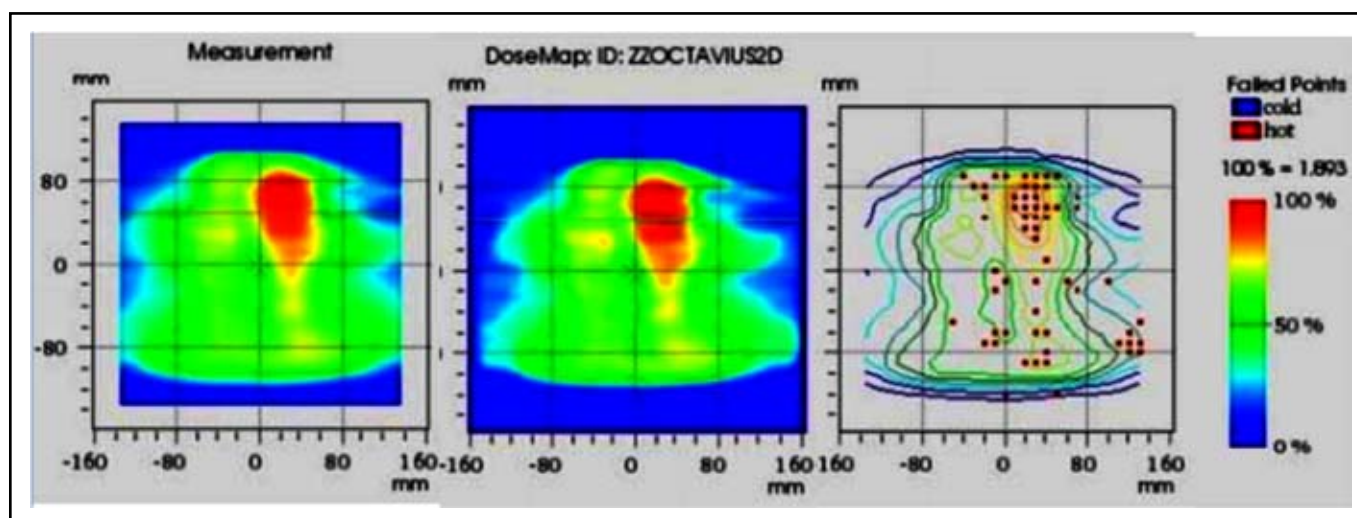


Figura 4. Mapas de dosis calculados y medidos. Distribución de los resultados de la comparación con la función Gamma (DD 3%/ DTA 3mm). Paciente 3.

Conclusiones

Se confeccionó y validó un nuevo procedimiento de CC IMRT paciente-específico, y se implementó como un procedimiento institucional en el DR-INOR. El límite de confianza calculado fue de una tasa de aceptación de aproximadamente el 90 % para un criterio de tolerancia de la función gamma de DD 3 %, DTA 3 mm, resultado superior al límite de confianza calculado para el procedimiento estándar institucional de CC IMRT paciente-específico: tasa de aceptación de 92 % para un criterio de tolerancia de la función gamma de DD 5 % y DTA 3 mm.

Referencias bibliográficas

- [1] LOW DA, MORAN JM, DEMPSEY JF, et. al. Dosimetry tools and techniques for Intensity Modulated Radiotherapy. Med. Phys. 2011; 38(3): 1313-38.
- [2] PHYSIKALISCH TECHNISCHE WERKSTÄTTEN. Manual del usuario. Maniquí OCTAVIUS T40054. Alemania: PTW Freiburg, 2012.
- [3] LOW DA, HARMS WB, MUTIC S & PURDY JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys. 1998; 25(5): 656-661.
- [4] EZZELL GA, BURMEISTER JW, DOGAN N, et. al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med. Phys. 2009; 36(11): 5359-5373.
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). ICRU Report 83. United Kingdom: Oxford Press, 2010.
- [6] EUROPEAN SOCIETY FOR RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY. Guidelines for the verification of IMRT. Booklet No. 9. Belgium: ESTRO, 2008.

Recibido: 19 de febrero de 2016

Aceptado: 26 de abril de 2016