

Validación del sistema dosimétrico para garantía de calidad paciente específica de la IMRT en el CEDT-CIMEQ

 Alejandro Jova Arteaga¹,  Marlyn Montells Malberty²,  Rodolfo Alfonso Laguardia²

¹ Centro Especializado en Diagnóstico y Terapia (CEDT), La Habana, Cuba

² Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (Instec) Universidad de La Habana. Cuba.

ajova@cimeq.sld.cu

Resumen

Dada la falta de un código de práctica internacionalmente aceptado para realizar la garantía de calidad paciente-específico (GC-PE) de los tratamientos con radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la necesidad de introducir en la práctica clínica del servicio de Radioterapia del CEDT-CIMEQ esta modalidad avanzada, se asimiló e implementó la metodología recomendada por el Grupo de Trabajo 119 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM TG-119). Se muestran los procedimientos empleados para su habilitación y los resultados obtenidos. Puede observarse que los resultados obtenidos con el sistema para GC-PE del CEDT-CIMEQ, aplicado a todos los casos prueba del TG-119, caen dentro de los límites de confianza emanados de 10 centros de referencia. Se pudo concluir que, desde el punto de vista de la fiabilidad del acelerador lineal, la exactitud del sistema de planificación y la precisión del sistema de GC-PE, el CEDT-CIMEQ se encuentra apto para introducir la IMRT en la clínica.

Palabras clave: radioterapia; garantía de calidad; validación; distribución de las dosis de radiación; pacientes; cálculos tridimensionales; dosimetría; protección contra las radiaciones.

Validation of the dosimetric system for patient-specific quality assurance of IMRT at CEDT-CIMEQ

Abstract

Given the lack of an internationally accepted code of practice for patient-specific quality control (PS-QA) of intensity-modulated radiation therapy (IMRT) treatments and the need to introduce this advanced modality into the clinical practice of the Radiation Therapy Service at the CEDT-CIMEQ, the methodology recommended by the American Association of Physicists in Medicine Working Group 119 (AAPM TG-119) was assimilated and implemented. The procedures used for its habilitation and the results obtained are shown. It can be seen that the results obtained with the CEDT-CIMEQ system for PS-QA, applied to all TG-119 test cases, fall within the confidence limits emanating from 10 reference centers. It could be concluded that, from the point of view of the reliability of the linear accelerator, the accuracy of the planning system and the precision of the PS-QA system, the CEDT-CIMEQ is suitable for the introduction of IMRT in the clinic.

Key words: radiotherapy; quality assurance; validation; radiation dose distributions; patients; three-dimensional calculations; dosimetry; radiation protection.

Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) representa una de las mayores innovaciones técnicas de la radioterapia moderna. Su capacidad de conseguir tratamientos con distribuciones de dosis altamente conformadas al área de irradiación permite tratar con gran seguridad volúmenes blancos próximos a órganos de riesgo. Estas características la convierten en una técnica ideal para estudios, bien de disminución de toxicidad en órganos de riesgo, o de intensificación de dosis para mejorar el control de la enfermedad.

Sin embargo, la IMRT, exige un manejo más complejo que el que comporta la radioterapia externa convencional; dicha complejidad lleva inherente asumir el incremento de riesgo de errores, lo cual hace necesario un control de calidad mucho más ajustado y estricto que en otras técnicas de radioterapia externa [1]. Se necesita una redefinición de los procedimientos de garantía de calidad, tanto en cuanto al funcionamiento de las máquinas de tratamiento (controles de calidad máquina-específicos), como los controles para la planificación y ejecución del tratamiento en cada paciente (garantía de calidad paciente-específica) [2].

Recientemente, en el CEDT-CIMEQ se ha puesto en marcha un servicio de radioterapia con acelerador lineal avanzado, que permite realizar tratamientos en diversas modalidades de la IMRT. Se cuenta además con varios sistemas dosimétricos que pudieran permitir implementar la GC-PE de los tratamientos, tanto a partir de mediciones dosimétricas, como a través de software para verificaciones computacionales independientes. El propósito del presente trabajo ha sido implementar y validar una metodología experimental basada en mediciones, para la GC-PE de la IMRT. Para ello se utilizaron las recomendaciones del Grupo de Trabajo 119 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM TG-119) [3], dirigidas a la puesta en servicio de sistemas experimentales de GC-PE. Se habilitaron los casos prueba del AAPM TG-119 en el planificador de tratamiento, verificando que se alcanzaran los "objetivos de dosis" y restricciones que se establecen para cada caso.

Materiales y métodos

Para el diseño del control de calidad paciente específico, se validaron los métodos experimentales desarrollados, en función de los sistemas dosimétricos con los que cuenta el centro, a partir de las recomendaciones del TG-119 propuesto por la AAPM, para técnicas especiales como la IMRT.

Se utilizó la unidad de tratamientos acelerador lineal *Elekta Synergy*® con colimador multiláminas (MLCi2) con 80 láminas de 1 cm de espesor en el isocentro. El sistema de planificación de tratamiento (TPS) empleado para la planificación de los casos pruebas dosimétricos del TG-119, fue Monaco versión 5.11.02, en la modalidad de planificación inversa [4]. Todas las estructuras con las que se trabajan en los diferentes casos pruebas se encuentran en archivos DICOM RT, los cuales se pueden descargar en la página <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>.

Se implementaron experimentalmente los casos pruebas del TG-119 utilizando dos tipos de maniqués, según la modalidad de verificación analizada. Las mediciones para la GC-PE se realizaron en dos de las modalidades recomendadas internacionalmente para estos fines: una basada en mediciones "puntuales" en un sitio relevante para el plan de tratamiento, generalmente ubicado en el isocentro o el centroide del volumen blanco a tratar y otra basada en evaluación de las distribuciones de dosis en un plano o volumen, en una región de interés desde el punto de vista clínico.

Para las mediciones puntuales se empleó una mini cámara de ionización tipo Pinpoint 3D 31016 [5], la cual presenta un volumen pequeño de 0,016 cc, necesario para campos pequeños como los que presenta IMRT, se escogió además esta cámara porque no necesita corrección para los ángulos del gantry. El maniquí donde se realizaron las mediciones está compuesto por láminas de RW3 conformadas para lograr una geometría igual al TG-119.

Para las mediciones en la modalidad de distribuciones de dosis se empleó el sistema PTW Octavius 4D® compuesto por el maniquí rotatorio Octavius 4D serie

L981438 [6]; a éste se le insertó el arreglo bidimensional de cámaras de ionización OCTAVIUS 1500 [7], que mide la dosis dentro de todo el volumen, siempre perpendicular al haz por lo que no requiere correcciones angulares o calibraciones frecuentes del usuario para una precisión dosimétrica a largo plazo. Para la adquisición de los datos medidos y su comparación con los cálculos del sistema Monaco se utilizó el programa Verisoft versión 7.0.1.30 [8].

Las mediciones con el sistema Octavius 4D se efectuaron en dos configuraciones de adquisición diferentes:

Campo a campo: este tipo de verificación evalúa individualmente los mapas de dosis de cada haz de radiación y su mapa de dosis calculado en el planificador. Se utilizan los ángulos reales de la planificación, sin embargo, la comparación de los mapas de dosis corresponde solamente a los planos X y en Y.

Plan completo con ángulos reales (verificación "3D"): este modo de comparación es más riguroso que el anterior, ya que se basa en comparar los mapas de dosis del plan completo generados en el planificador con los medidos en el acelerador, utilizando los ángulos reales de la planificación. Se tiene como resultado la distribución de dosis del plan sobre la anatomía del paciente, permitiendo reconstruir en el maniquí el histograma dosis-volumen, para su posterior comparación. Este método permite además revisar las distribuciones de dosis sobre los órganos de riesgo.

El método de comparación utilizado fue la función índice Gamma, 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.

En el trabajo se ha utilizado el concepto de "límite de confianza CL" propuesto por Venselaar et. al. [9] y perfeccionado por Palta et al. [10], como criterio del grado de concordancia que debería esperarse entre los resultados de las medidas y los cálculos del TPS.

Para los casos de mediciones puntuales con la cámara Pinpoint, se define el CL como:

$$CL = |mean| + 1.96\sigma$$

donde:

mean: es el valor promedio del conjunto de mediciones

σ : Desviación estándar

Para el análisis gamma, donde una coincidencia perfecta de los puntos evaluados produce un resultado con gamma menor a 1, el límite de confianza se define como:

$$CL = |100 - mean| + 1.96\sigma$$

Donde:

mean: Es el valor promedio del porcentaje de los puntos que pasan el análisis

σ : Desviación estándar.

Una desviación estándar baja indica que la mayor parte de los datos de una muestra tienden a estar agrupados cerca de su media (valor esperado) mientras que una de alta indica que los datos se extienden sobre un rango de valores más amplios.

Resultados

Empleando la modalidad de planificación inversa y las funciones de costo con que cuenta el planificador de tratamiento Monaco, se planificaron los cinco casos prueba del TG 119, bajo la técnica de IMRT con gantry estático y multi-láminas dinámico, conocida como “sliding windows”. La tabla 1, mostró los valores de dosis obtenidos con el Monaco para cada una de las estructuras que intervienen en los diferentes casos; con fines comparativos se incluyó el resultado promedio de diez instituciones internacionales (inst inter), que participaron el proyecto TG 119.

Se pudiera afirmar que las planificaciones conformadas en el presente trabajo están acorde a los resultados internacionales, la última columna de cada tabla muestra los límites de confianza de los resultados de las 10 instituciones, lo que da una idea si los valores obtenidos con el planificador se encuentran dentro de dicho intervalo. En varias estructuras los parámetros exceden el intervalo de confianza, pero se arriba a valores más alentadores con respecto al objetivo del plan. Y los últimos dos casos, siendo los de mayor grado de modulación de intensidad, muestran resultados más favorables para los órganos de riesgo que los datos internacionales sin comprometer la cobertura en el blanco. La tabla 1, muestra los resultados de las planificaciones del TG-119.

Como se esperaba, en la planificación se apreció que los objetivos de los planes más complejos eran más difíciles de lograr y que los casos presentan complejidad ascendente, para así probar al sistema hasta el máximo de sus capacidades.

Tabla 1. Resultados de la planificación en el TPS Monaco

Parámetros de planificación	Plan (cGy)	CEDT-CIMEQ (cGy)	Media TG-119 (cGy)	CEDT-CIMEQ vs TG-119 (%)	CEDT-CIMEQ vs TG-119 (cGy)
Caso 1: Blancos Múltiples					
Blanco central D99	5 000	4490	4955	Peor (9,3)	-465
Blanco central D10	<5300	5317	5455	Mejor (2,5)	-138
Blanco superior D99	>2500	3045	2516	Mejor (21)	529
Blanco superior D10	<3500	3462	3412	Peor (1,4)	50
Blanco inferior D99	>1250	1692	1407	Mejor (20,2)	285
Blanco inferior D10	<2500	2385	2418	Mejor (1,3)	-33
Caso 2: Próstata					
Próstata D95	7560	7624	7566	Mejor (0,8)	58
Próstata D5	<8300	8037	8143	Mejor (1,3)	-106
Recto D30	<7000	3977	6536	Mejor (39,2)	-2559
Recto D10	<7500	6603	7303	Mejor (9,6)	-700
Vejiga D30	<7000	4040	4394	Mejor (8,1)	-354
Vejiga D10	<7500	6176	6269	Mejor (1,5)	-93
Caso 3: Cabeza y cuello					
PTV D90	5000	4923	5028	Peor (2,1)	-105
PTV D99	>4650	4685	4704	Peor (0,4)	-19
PTV D20	<5500	5135	5299	Mejor (3,1)	-164
Médula	<4000	3828	3741	Peor (2,3)	87
Parótidas D50	<2000	1774	1798	Mejor (1,3)	-24
Caso 4: Forma de C. Versión fácil					
PTV D95	5000	5009	5010	Peor (0,02)	-1
PTV D10	<5500	5290	5440	Mejor (2,8)	-150
Core D10	<2500	2000	2200	Mejor (9,1)	-200
Caso 4: Forma de C. Versión difícil					
PTV D95	5000	5025	5011	Mejor (0,3)	14
PTV D10	<5500	5444	5702	Mejor (4,5)	-258
Core D10	<1000	1366	1630	Mejor (16,2)	-264

La tabla 2, muestra los resultados de la GC-PE basada en mediciones puntuales, así como las discrepancias (medida-plan/prescrita) en las regiones de alta y baja dosis para todos los casos, se aprecia que para los casos Forma C (fácil y difícil) que presentan los objetivos más difíciles de alcanzar, se obtienen las mayores discrepancias puntuales de hasta un -12,1%, en la zona de alta dosis, no obstante se obtuvieron límites de confianza con valores de 0,139 y 0,058 para las regiones de alta y baja dosis respectivamente.

La tabla 3, muestra los resultados de los planes medidos campo a campo con parámetros de 3 mm / 3%, donde se aprecia una disminución de puntos que pasan los parámetros para el caso 4 en sus dos versiones, aunque la media combinada para todos los planes es que el

97,67% de los puntos pasan los parámetros del análisis gamma, así como un límite de confianza de 7,24.

La tabla 4, muestra los resultados para la obtención del nivel de tolerancia para la metodología de verificación de plan completo con ángulos reales o verificación 3D.

Discusión

Como se observa en la tabla 2, los resultados de las mediciones puntuales para la zona de altas dosis caen fuera del CL recomendado por el TG-119; en estos valores han incidido los valores medidos para los casos en Forma C, que presentaron las mayores incertidumbres para el posicionamiento del maniquí RW3. En cuanto a las zonas de baja dosis solo un valor se aleja del límite

Tabla 2. Resultados de las mediciones puntuales

Prueba	Ubicación del punto	Dosis/Fracc	Dosis Medida	SCX+AlumB+HBL	Región de alta dosis	Región de baja dosis
					(medida - plan)/prescrita (%)	(medida - plan)/prescrita (%)
Blancos múltiples (cGy)	Isocentro	200	206,70	207,87	-0,006	
	4 cm superior		123,97	126,47		-0,013
	4 cm inferior		65,15	69,6		-0,022
Próstata	Isocentro	180	177,37	185,43	-0,045	
	2,5 cm posterior		37,68	39,47		-0,010
Cabeza y cuello	Isocentro	200	189,52	196,85	-0,037	
	4,0 cm posterior		122,80	134,47		-0,058
Forma de C (fácil)	Isocentro	200	37,29	41		-0,019
	2,5 cm anterior		189,60	203,4	-0,069	
Forma de C (difícil)	Isocentro	200	29,69	31,6		-0,010
	2,5 cm anterior		184,73	208,95	-0,121	
				Media	-0,056	-0,022
				Desviación Estándar	0,043	0,019
				CL	0,139	0,058
				CL (TG-119)	0,045 (máx. 0,098)	0,047 (máx. 0,086)

Tabla 3. Tasa de aceptación de puntos que pasan criterio gamma para método campo a campo (3 mm / 3%)

Campos	Blancos múltiples (%)	Próstata (%)	Cabeza y cuello (%)	Forma de C (fácil) (%)	Forma de C (difícil) (%)
1	100	98	95,4	96	96,8
2	100	97,8	95,1	91,9	96
3	100	98	100	96,1	97,1
4	98,1	100	100	97,8	97,6
5	92,5	100	99,8	100	99,7
6	99,8	96,1	100	98,6	99
7	100	99,9	99,9	97,5	92,4
8			99,3	94,8	91,2
9			99,2	97,6	95,5
Media	98,63	98,54	98,74	96,7	96,14
				Media	97,67
				Desviación Estándar	2,50
				CL	7,24
				CL (TG-119)	7,0 (máx. 9.5)

Tabla 4. Tasa de aceptación de puntos que pasan criterio gamma para verificación 3D (3 mm / 3%)

Plan	Resultado (%)
Blancos múltiples	100
Próstata	99,5
Cabeza y cuello	99,6
Forma de "C" (fácil)	99,7
Forma de "C" (difícil)	99
Media	99,56
Desviación estándar	0,36
CL	1,15
CL (TG-119)	12,4 (máx. 19.7)

de confianza del TG-119, correspondiente al caso de Cabeza y Cuello; el resto de casos tantos en los puntos en zona de baja dosis como altas dosis, se ajustan al límite de confianza, lo que nos muestra una buena ejecución en la entrega de los tratamientos. Este método presenta la limitante de evaluar la dosis en muy pocos puntos del plan, lo que no garantiza un análisis integral de potenciales discrepancias en puntos de interés clínico alejados de las zonas evaluadas.

Para las comprobaciones campo a campo, como se aprecia en la tabla 3, el límite de confianza alcanzado indica que todos los planes obtienen en puntajes en promedio mayores al 93%, superior a la tasa de aceptación que se recomienda a nivel internacional, del 90%. Estos resultados fueron muy similares al reporte del TG-119 quienes obtuvieron un 97,9% de media combinada y un 7 de límite de confianza.

La modalidad de GC-PE basada en la verificación 3D es la más completa e integradora, siendo a su vez para la que se obtuvieron los mejores resultados, como se observa en la tabla 4; incluso mejores que el de todas las instituciones participantes en el TG-119. Esto demuestra que el sistema dosimétrico empleado, en su modalidad 3D, reproduce con gran precisión el movimiento del gantry del acelerador y cuenta con una base de datos altamente consistente con el haz de fotones estudiado (6 MV).

Conclusiones

Al implementar las diferentes modalidades experimentales para la GC-PE, quedaron definidos todos los criterios de aceptación para los niveles de tolerancia de cada verificación. Para mediciones puntuales, resul-

taron valores de 13% para zonas de altas dosis y 5% para regiones de bajas dosis, estos resultados deben ser reproducidos para obtener valores más cercanos a los propuestos internacionalmente, que al compararlos puntualmente, no muestran discrepancias relevantes. No obstante, se recomienda que esta modalidad de GC-PE se emplee solamente en planes de IMRT de poca complejidad, con niveles de modulación de medios a bajos. La modalidad de campo a campo fue también validada, recomendándose su uso en la GC-PE fundamentalmente para discernir las fuentes de discrepancias cuando los resultados con el método de verificación 3D caigan fuera de los valores de tolerancia establecidos.

Se logró demostrar, desde el punto de vista de la fiabilidad del acelerador lineal, la exactitud del sistema de planificación y la precisión del sistema de GC-PE basado en el Octavius 4D, el CEDT-CIMEQ se encuentra apto para introducir la IMRT en la clínica.

Referencias bibliográficas

- [1]. MIFTEN M, OLCH A, MIHAILIDIS D, MORAN J, et. al. Tolerances limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med. Phys. 2018.
- [2]. ALBER M, BROGGI S, DE WAGTER C, EICHWURZEL, et. al. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO booklet. 2008.
- [3]. EZZELL G, BURMEISTER J, DOGAN N, LOSASSO T, et. al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med Phys. 2009; 35:59-5373.
- [4]. CLEMENTS M, SCHUPP N, TATTERSALL M, BROWN A, et. al. Monaco treatment planning system tools and optimization processes. Medical Dosimetry. 2018; 106-117. [5]. VIELLEVIGNE L, ARNAUD FX. Dosimetric performance of the new PTW 31022 PinPoint 3D ionization chamber in high energy photon beams. Biomedical Physics & Engineering Express. 2018.
- [6]. STATHKIS S, MYERS P, ESQUIVEL C, MAVROIDIS P, et. al. Characterization of a novel 2D array dosimeter for patient-specific quality assurance with volumetric arc therapy. Med. Phys. 2013.
- [7]. STELLJES T, HARMEYER A, REUTER J, LOOE H, et. al. Dosimetric characteristics of the novel 2D ionization chamber array OCTAVIUS Detector 1500. Med. Phys. 2015; 42.
- [8]. URSO P, LORUSSO R, MARZOLI L, CORLETTI D, et. al. Practical application of Octavius®-4D: Characteristics and criticalities for IMRT and VMAT verification. J Appl Clin Med Phys. 2018; 517-524.
- [9]. VENSELAAR J, WELLEWEERD H, MIJNHEER B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiother. Oncol. 2001; 191-201.
- [10]. PALTA JR, MACKIE TR, LEE R. Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of Art. Med. Phys. 2003; 593-612.

Recibido: 12 de enero de 2022

Aceptado: 24 de febrero de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

Credit/Conceptualización: Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Fuentes:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Curación de datos:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Software:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Análisis formal:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Supervisión:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Validación:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Metodología:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Administración del proyecto:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Visualización:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Escritura – borrador original:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty. **Redacción: revisión y edición:** Alejandro Jova Arteaga, Rodolfo Alfonso Laguardia y Marilyn Montells Malberty.