

Control de calidad de paciente específico en radiocirugía estereotáctica con campos pequeños usando StereoPHAN™ y SRS MapCHECK™

Fabiola Avello Reyman¹, Gabriel Zelada Silva², Jugleis Seijas Acosta³

¹ Unidad de Física Médica, Centro Oncológico del Norte, Los Pumas 10255, Antofagasta.

² Departamento de Física Médica, Servicio de Radioterapia de Clínica Alemana de Santiago, AV Vitacura 5951, Santiago

³ Instituto Radio Oncológico Santiago, Dublé Almeyda 3840, Ñuñoa, Chile.

* fabiolaavelloreyman@hotmail.com, †gzaladas@alemana.cl, julyadriana17@yahoo.com

Resumen

El acceso a técnicas de tratamiento más complejas y modernas en radioterapia externa ha implicado un aumento en el uso de campos pequeños, los cuales no concuerdan con las características del campo de referencia convencional [1].

El propósito de este estudio es implementar el maniquí StereoPHAN™ y la matriz de diodos 2D SRS MapCHECK™ para el control de calidad de paciente específico de tratamientos con campos pequeños, basándose en el código TRS-483.

Fueron seleccionados 17 planes de radioterapia que incluyen campos pequeños (tamaño menor que 4 cm x 4 cm) efectuados en el Servicio de Radioterapia de la Clínica Alemana de Santiago. A cada plan se le aplicaron nuevas pruebas de QAPS con el StereoPHAN™ y el SRS MapCHECK™ y, además, se midieron los factores de campo en el equipo Elekta Infinity™.

Los resultados del factor de campo (Output Factor, OF) usando la cámara de ionización Exradin A16 presentaron una diferencia menor a 1% con respecto al diodo SNE hasta el tamaño de campo de 1.5 x 1.5 cm², pero en los campos de 1 x 1 cm² y 0.5 x 0.5 cm² sus resultados se alejaron en 2.3% y 6.9%, respectivamente. En la evaluación de dosis relativa, dos planes no superaron el QAPS con criterio gamma de 1%/1mm, umbral de dosis de 10%, normalización global y tasa de aprobación de 95%. Los resultados de dosis absoluta obtenidos en los 17 planes pasaron el QAPS con tolerancia de 3%.

Palabras clave: Radiocirugía estereotáctica, campos pequeños, control de calidad, factor de campo, StereoPHAN, SRS MapCHECK

Introducción

El desarrollo tecnológico y las nuevas técnicas de tratamiento de radioterapia externa han propiciado el aumento del uso de campos pequeños estáticos y dinámicos. Sin embargo, las técnicas más complejas, que incluyen campos pequeños, tienen mayor susceptibilidad a los errores dosimétricos debido principalmente a que las condiciones de referencia no se pueden realizar en algunas máquinas y a que los procedimientos para la determinación de la dosis absorbida en agua no están estandarizados [1,2].

La radiocirugía estereotáctica (SRS) y la radioterapia estereotáctica (SRT) son técnicas altamente conformadas, que utilizan pequeños haces para dar una alta dosis con elevado gradiente en el tratamiento de pequeñas lesiones. Estas técnicas se pueden realizar en un equipo acelerador lineal, donde la conformación de los campos pequeños se efectúa con colimadores multiláminas o con un conjunto de conos colimadores de distintos tamaños [3,4].

Para radioterapia convencional, los controles de calidad de paciente específico (QAPS) se basan en los códigos de práctica “TRS-398” [5] y “TG-51” [6]. No obstante, los haces pequeños tienen características físicas distintas al campo de referencia convencional [3] y, por lo tanto, requieren ser consideradas para obtener un control de calidad (QA) confiable [7], como, por ejemplo, la pérdida del equilibrio lateral de partículas cargadas (Lateral Charge Particle Equilibrium, LCPE) y las perturbaciones generadas por el detector [7,8]. Por lo tanto, el equipamiento dosimétrico para realizar el QA es distinto que el utilizado en los campos de referencia.

Durante el año 2017, la AIEA y la AAPM publicaron el primer código de práctica internacional para la dosimetría absoluta (DA) y la dosimetría relativa (DR) de campos pequeños, llamado TRS-483 [1], el cual define dos nuevos campos de calibración intermedios [1,2]:

- Un campo de referencia estático específico de máquina (machine specific reference field, *msr*)
- Un campo de referencia específico de la clase de plan (plan-class specific reference field, *pcsr*).

La AAPM en su trabajo TG-106 [9] definió como campo pequeño un tamaño menor que 4 cm x 4 cm. Sin embargo, se requiere que se cumpla al menos una de las siguientes condiciones [1,2,3,7,8,10]:

- Pérdida del LCPE en el eje del haz.
- Oclusión parcial de la fuente de fotones en el eje del haz producida por los dispositivos colimadores.
- El tamaño del detector es similar o más grande que el tamaño del campo.

Los QAPS de los tratamientos que incluyen campos pequeños en la Clínica Alemana de Santiago (CAS) se realizan con los mismos sistemas que los usados para haces amplios (ArcCHECK®, MapCHECK® y RW3 de la marca comercial SUN NUCLEAR CORPORATION), los cuales no son adecuados para la dosimetría de campos pequeños. El propósito de este trabajo es implementar un equipamiento específico para campos pequeños, constituido por el fantoma StereoPHAN™ y el dispositivo SRS MapCHECK™ fabricados por Sun Nuclear Corporation, el cual conformará un nuevo protocolo basado en el código TRS-483, que se integrará en el programa de garantía de calidad (PGC) de la CAS.

Como se señala más adelante, fueron seleccionados 17 planes realizados en la CAS en el periodo 2017-2019 para efectuar nuevas pruebas de QAPS de DA, utilizando el fantoma StereoPHAN™ con la cámara de ionización (CI) Exradin A16 (Standard Imaging) y de DR con el SRS MapCHECK™. Además, se efectuaron mediciones del factor de campo (OF) para la energía de 6 MV con el equipo Elekta Infinity™ (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK) equipado con el colimador multiláminas (MLC) Agility™ de 0.5 cm de espesor, para lo cual se utilizó el diodo Sun Nuclear Edge (SNE), la CI SNC 125c (Sun Nuclear Corporation) y la CI pinpoint Exradin A16.

Materiales y métodos

Medición de los factores de campo

Los OF fueron determinados siguiendo las instrucciones del código TRS-483 [1]. El fantoma 1D Scanner se posicionó a 100 cm SSD (*Source Surface Distance*) y se realizaron las mediciones para cada tamaño de campo a 10 cm²/g de profundidad con tres detectores distintos: la CI SNC125c, la CI Exradin A16 y el diodo SNE (fig. 1). Los valores obtenidos en las mediciones se introdujeron en la siguiente ecuación¹, la cual permite obtener el factor de campo:

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} \quad (1)$$

Donde $\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ es el factor de campo pequeño, $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la lectura del detector en cualquier tamaño de campo con el haz de calidad Q_{clin} , $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura de la CI en el campo msr con calidad Q_{msr} y $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ es el factor de corrección de campo.

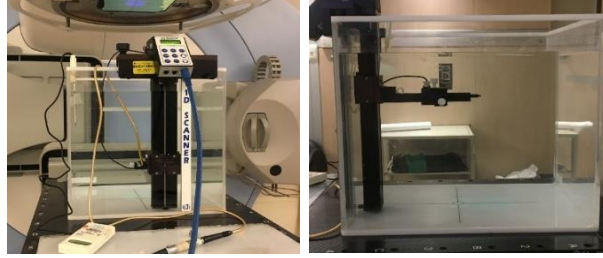


Fig. 1. Vista frontal (izquierda) y lateral (derecha) del fantoma 1D scanner con la CI Exradin A16.

Los factores de corrección de campo de la CI A16 y el diodo SNE fueron obtenidos del TRS-483 [1] hasta el campo de 1 cm x 1 cm; para el campo de 0.5 cm x 0.5 cm fueron extraídos de la publicación “*Calculation of $k_{Q_{clin}}$, $Q_{msr} f_{clin}$, f_{msr} for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations*” [11]. Además, se aplicó el método de *Daisy Chaining* (DC) o campo intermedio¹ a la CI A16, con la siguiente expresión:

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \left| \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}Q_{int}}^{f_{clin}f_{int}} \right|_{det} \left| \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}Q_{msr}}^{f_{int}f_{msr}} \right|_{CI} \quad (2)$$

Donde $\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$, $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$, $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ son los mismos que en la ecuación 1, $M_{Q_{int}}^{f_{int}}$ se refiere a las mediciones realizadas en un campo intermedio, $k_{Q_{clin}Q_{int}}^{f_{clin}f_{int}}$ es el factor de corrección de campo para cualquier tamaño de campo del detector, $k_{Q_{int}Q_{msr}}^{f_{int}f_{msr}}$ es el factor de corrección para el campo intermedio de la CI y las expresiones *det* y *CI* corresponden a las lecturas del detector diodo y la CI.

El método DC permite que las mediciones efectuadas con detectores pequeños sean renormalizadas al tamaño de campo intermedio más pequeño en que la CI sea usada, lo cual es muy útil cuando no se tiene un detector apropiado para el rango completo de tamaños de campo a medir debido a que limita el efecto de dependencia energética [1].

Determinación Experimental del $TPR_{20,10}(10)$

Utilizando el fantoma 1D Scanner con la CI Exradin A16 a 10 cm²/g y 20 cm²/g de profundidad, fueron adquiridos los valores para cada tamaño de campo y profundidad, los cuales se relacionaron para obtener el $TPR_{20,10}(S)$ correspondiente a tamaños de campo entre 6 cm x 6 cm y 0.5 cm x 0.5 cm, mediante la siguiente expresión:

$$TPR_{20,10}(S) = \frac{M_{20cm^2/g}}{M_{10cm^2/g}} \quad (3)$$

Donde $M_{20cm^2/g}$ y $M_{10cm^2/g}$ son las mediciones obtenidas a 20 cm²/g y 10 cm²/g, respectivamente. Si bien este estudio fue realizado en un acelerador lineal estándar, el cual permite conformar el campo de 10 cm x 10 cm, se utilizó la ecuación analítica de Palmans¹ para evaluar su utilidad:

$$TPR_{20,10}(10) \frac{TPR_{20,10}(S)+c(10-S)}{1+c(10-S)} \quad (4)$$

Donde $TPR_{20,10}(S)$ es el $TPR_{20,10}$ medido en un tamaño de campo dado, c es igual a (16.15±0.12) x 10⁻³ válido para 4 ≤ S ≤ 12; y S es el campo equivalente en cm². La ecuación de Palmans es útil hasta

el campo de 4 cm x 4 cm, no obstante, se utilizó en campos más pequeños para evaluar su utilidad y los resultados se compararon con las medidas efectuadas directamente.

Calibración cruzada del fantoma StereoPHAN™

El sistema fue calibrado utilizando el fantoma 1D Scanner y la CI A16. Los insertos y la CI se colocaron dentro del *Cylinder Slide* y todo este arreglo se alojó dentro de la cavidad del cilindro del StereoPHAN™, el que, a su vez, se posicionó sobre la mesa de tratamiento a 100 cm SAD (*Source Axis Distance*) y a 92.4 cm SSD. La distancia física desde la superficie del cilindro del StereoPHAN™ hasta el isocentro fue de 7.6 cm, lo que equivale a 8.74 g/cm² en agua.

Posteriormente, se irradió el fantoma 1D Scanner a 91.26 cm SSD más la CI A16 a 8.74 g/cm² de profundidad.

Las mediciones obtenidas con ambos fantomas se relacionaron para obtener el factor de conversión de la dosis en el fantoma plástico según:

$$k_{M_{msr}}^{agua,plastico} = \frac{M_{w,Q_{msr}}^{fmsr}(z_{ref})}{M_{plastico,Q_{msr}}^{fmsr}(z_{eq,plastico})} \quad (6)$$

Donde $M_{w,Q_{msr}}^{fmsr}(z_{ref})$ y $M_{plastico,Q_{msr}}^{fmsr}(z_{eq,plastico})$ son las mediciones obtenidas con el fantoma de agua a 8.74 g/cm² de profundidad y el fantoma StereoPHAN a 7.6 cm de profundidad, ambas corregidas por las magnitudes de influencia.

Adquisición, importación y fusión de imágenes del fantoma StereoPHAN™ y la matriz de diodos SRS MapCHECK™

Las imágenes de simulación de Tomografía Computada (TC) y Resonancia Magnética (RM) adquiridas con alta resolución del arreglo del StereoPHAN™ junto a la CI A16 y el StereoPHAN™ más el SRS MapCHECK™ se importaron en el TPS 3D Monaco® versión 5.11 (Elekta CMS Software, Freiburg, Germany). Se contornearon las estructuras (insertos, CI, contorno externo del fantoma, matriz de diodos) y se aplicó una densidad másica homogénea de 1.2 g/cm³ a las imágenes de TC [12,13]. Luego, ambas modalidades fueron fusionadas en el TPS y, además, se adquirieron imágenes con el sistema de haz cónico (Cone Beam) (XVI™) del acelerador lineal, las cuales también se fusionaron con las imágenes de simulación de TC, utilizando el software VolumeView™. De este modo, se obtuvo el error de posicionamiento del fantoma, el cual fue de 0.7 mm entre las imágenes de TC y de RM y de 0.2 mm entre las imágenes de TC y de Cone Beam.

Planificación de tratamientos

Los planes incluidos en este estudio cumplen los siguientes criterios: tratamientos de SRS, SRT o que tienen campos de menor tamaño que 4 cm x 4 cm con un único isocentro, planificados en el TPS Monaco® versión 5.11, usando el algoritmo MC v1.6, realizados en el Servicio de Radioterapia de la CAS con fotones de energía de 6 MV después de la actualización a Agility™ de los aceleradores, que se caracterizan por tener un MLC de 0.5 cm de espesor en el isocentro. De este modo, fueron seleccionados 17 planes con tamaños del volumen objetivo desde 1.447 cm³ hasta 26.655 cm³, de pacientes cuyos diagnósticos incluyen metástasis y tumores de cabeza y cuello. En los 17 planes, los puntos de control fueron establecidos por el software, además se usó una grilla de cálculo de 0.3 cm con una incertidumbre estadística de 0.5%.

En los QAPS realizados anteriormente con el ArcCHECK® o MapCHECK® y RW3, los planes fueron transferidos al fantoma virtual, usando una incertidumbre estadística de 0.5% y una grilla de 3 mm. En este estudio, los planes fueron transferidos al fantoma virtual del StereoPHAN™ y SRS MapCHECK™ con una grilla de 1 mm e incertidumbre de 0.5%, con el isocentro ubicado en el centro del volumen de la CI A16 y en el centro de la matriz de diodos 2, como se muestra en la fig.2.

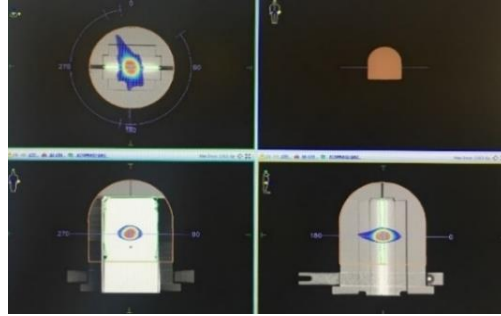


Fig. 2. Fantoma virtual StereoPHAN™ con el SRS MapCHECK™ (imagen extraída del TPS Monaco® 5.11).

Medición de la dosis absoluta con el StereoPHAN™ y la cámara Exradin A16

El StereoPHAN™ es un fantoma de forma esferoide de PMMA, que consta de múltiples insertos cúbicos y elementos que le permiten trabajar con cámaras de ionización, con películas y con el SRS MapCHECK™ [12].

Para efectuar la medición de la DA, el fantoma con la CI A16 fue posicionado sobre la mesa de tratamiento, utilizando la disposición que se aprecia en la fig. 3. Para determinar la dosis en el isocentro fue empleada la siguiente expresión:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{plástico,Q_{msr}}^{f_{clin}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_Q^{f_{ref}} k_{Q_{msr}}^{agua,plástico} \quad (7)$$

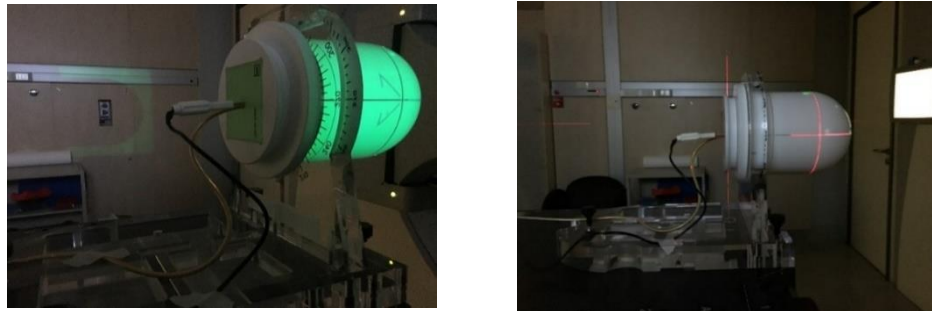


Fig. 3. Posicionamiento del fantoma en la mesa del equipo para las mediciones de DA. Las marcas externas del StereoPHAN™ se ajustaron mediante los láseres de la sala y el retículo del gantry.

Donde $M_{plástico,Q_{msr}}^{f_{clin}}$ es la lectura de la cámara con el haz de calidad msr y tamaño de campo clínico efectuada con el fantoma de plástico corregida por las magnitudes de influencia, $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ es el coeficiente de calibración de la CI A16, $k_Q^{f_{ref}}$ es el factor de corrección por calidades diferentes entre el haz de calibración y el del usuario y $k_{Q_{msr}}^{agua,plástico}$ es el factor de conversión de la dosis en el fantoma de plástico.

Medición de la dosis relativa con el StereoPHAN™ y la matriz SRS MapCHECK™

El SRS MapCHECK™ es un sistema de QAPS diseñado para insertarse en el cilindro del StereoPHAN™. Este dispositivo consiste en dos placas de circuitos impresos (PCB) pobladas de 1013 diodos SunPoint® 2 en un arreglo planar. Los diodos son de alta densidad y pequeño tamaño, ubicados a 2.47 mm de distancia entre ellos, conformando un matriz 2D de 77 x 77 mm [13,14]. Este sistema es capaz de aplicar correcciones por dependencia angular, tamaño de campo, tasa de pulsos (o tasa de dosis) y temperatura a través de su software. La validez de la matriz ya ha sido estudiada y datos relevantes se pueden encontrar en la referencia número 15.

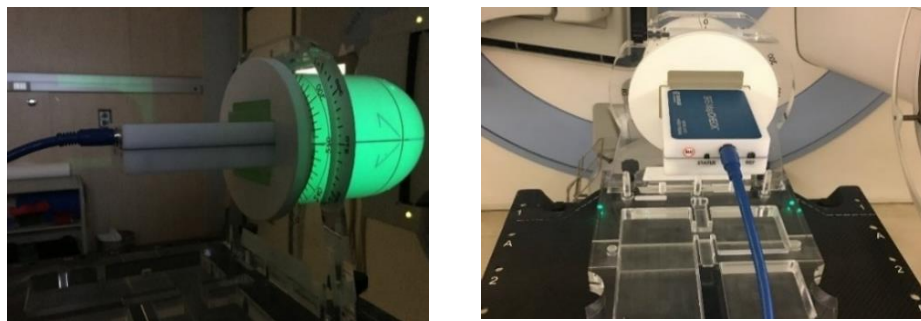


Fig. 4. SRS MapCHECK™ en conjunto con el StereoPHAN™ ubicado sobre la mesa del equipo.

Para efectuar la medición de la dosis relativa se irradió el sistema como se muestra en la fig. 4 y se obtuvieron los mapas de distribución de dosis de cada campo (FF) y los campos compuestos (TC) de cada plan.

Resultados y discusión

Obtención de los factores de campo

En las tablas 1, 2 y 3 se muestran los resultados de los OF obtenidos con cada detector, los cuales fueron similares en campos extensos. Sin embargo, desde el campo de 1.5 cm x 1.5 cm las respuestas fueron distintas, existiendo una mayor discrepancia de los resultados obtenidos con las cámaras con respecto a los medidos con el diodo. Por ejemplo, con la A16 sin aplicar los factores de corrección de campo, las diferencias porcentuales con respecto al diodo fueron de 3.7% en el campo de 1 cm x 1 cm y de 10.7% en el campo de 0.5 cm x 0.5 cm, mientras que con la CI SNC125c las diferencias fueron de 21% en el campo de 1 cm x 1 cm y de 46% en el campo de 0.5 cm x 0.5 cm. Las diferentes respuestas se deben a que ambas CI difieren en sus características y, por otro lado, el diodo es un detector sólido con un volumen activo más pequeño. Los resultados obtenidos con la CI SNC125c son poco confiables debido a que el efecto de promedio volumétrico genera subestimación de la dosis en el centro del campo.

La A16 está construida para mediciones de campos pequeños, por lo tanto, es la CI apropiada para la determinación de la dosis absoluta y relativa. Al aplicar los factores de corrección de campo a los resultados obtenidos con la A16, las diferencias porcentuales con respecto al diodo disminuyeron a 0.2%, 2.3% y 6.9% para los campos de 1.5 cm x 1.5 cm, 1 cm x 1 cm y 0.5 cm x 0.5 cm, respectivamente.

Por otra parte, se utilizó el método de DC con la CI A16, la cual responde apropiadamente hasta el tamaño de campo de 3 cm x 3 cm (según la condición¹ de que el FWHM debe ser mayor o igual que 2 veces el r_{LCPE} más la mayor longitud externa de la CI para asegurar el LCPE) y el diodo SNE, el cual efectúa medidas más precisas en campos incluso más pequeños que el de 3 cm x 3 cm. Por este

motivo, este método facilita efectuar la medición de OF evitando el efecto de dependencia energética. Por otro lado, el SNE presentó la ventaja de disminuir el efecto de promediado volumétrico. Estos resultados se muestran en la fig. 5 y la tabla 4.

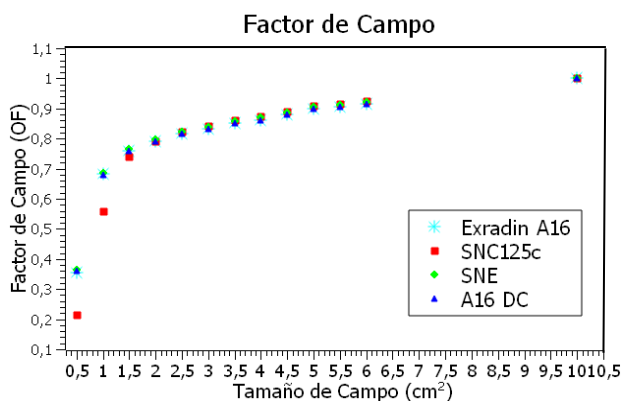


Fig. 5. Factores de campo obtenidos con la aplicación de los factores de corrección y con el método de DC. El eje de las abscisas representa los tamaños de campo entre 0.5 cm² y 6 cm², además del campo de 10 cm², el eje de las ordenadas representa el OF obtenido.

Tabla 1. Factores de campo (OF) obtenidos con la CI Exradin A16.

Tamaño de campo (cm ²)	10x10	6x6	5.5x5.5	5x5	4.5x4.5	4x4	3.5x3.5	3x3	2.5x2.5	2x2	1.5x1.5	1x1	0.5x0.5
Lecturas (pC)	153.8 ±0.1	141.0 ±0.1	139.5 ±0.1	138.5 ±0.1	135.5 ±0.1	132.7 ±0.1	130.8 ±0.1	128.0 ±0.1	125.5 ±0.1	121.5 ±0.1	117.0 ±0.1	105.2 ±0.1	54.3 ±0.1
OF no corregido	1.0000 ±0.0009	0.9166 ±0.0009	0.9068 ±0.0009	0.9003 ±0.0009	0.8808 ±0.0009	0.8624 ±0.0009	0.8505 ±0.0009	0.8321 ±0.0008	0.8158 ±0.0008	0.7898 ±0.0008	0.7606 ±0.0008	0.6836 ±0.0008	0.3532 ±0.0007
OF corregido	1.0000 ±0.0009	0.9166 ±0.0009	0.9068 ±0.0009	0.9003 ±0.0009	0.8808 ±0.0009	0.8624 ±0.0009	0.8505 ±0.0009	0.8321 ±0.0008	0.8166 ±0.0008	0.7922 ±0.0009	0.7666 ±0.0008	0.7021 ±0.0008	0.3899 ±0.0008
Dif.% corr. contra SNE corr.	0.0	0.4	0.6	0.5	0.7	0.8	0.9	0.9	0.8	0.8	0.2	2.3	6.9

Dif. %: diferencia porcentual, NC: no corregido, corr.: corregido con factores.

Tabla 2. Factores de campo (OF) obtenidos con la CI SNC125c.

Tamaño de campo (cm ²)	10x10	6x6	5.5x5.5	5x5	4.5x4.5	4x4	3.5x3.5	3x3	2.5x2.5	2x2	1.5x1.5	1x1	0.5x0.5
Lecturas (nC)	2.188 ±0.001	2.023 ±0.001	2.001 ±0.001	1.988 ±0.001	1.948 ±0.001	1.909 ±0.001	1.881 ±0.001	1.842 ±0.001	1.800 ±0.001	1.729 ±0.001	1.617 ±0.001	1.221 ±0.001	0.468 ±0.001
OF no corregido	1.0000 ±0.0006	0.9244 ±0.0006	0.9144 ±0.0006	0.9085 ±0.0006	0.8902 ±0.0006	0.8724 ±0.0006	0.8596 ±0.0006	0.8417 ±0.0006	0.8225 ±0.0006	0.7899 ±0.0006	0.7388 ±0.0006	0.5580 ±0.0005	0.2142 ±0.0005
Dif. % NC contra SNE corr.	0.0	0.4	0.3	0.4	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	1.6	4.8	21.4	45.9

Dif. %: diferencia porcentual, NC: no corregido, corr.: corregido con factores

Tabla 3. Factores de campo (OF) obtenidos con el diodo SUN NUCLEAR Edge (SNE).

Tamaño de campo (cm ²)	10x10	6x6	5.5x5.5	5x5	4.5x4.5	4x4	3.5x3.5	3x3	2.5x2.5	2x2	1.5x1.5	1x1	0.5x0.5
Lecturas (nC)	25.66 ±0.01	23.63 ±0.01	23.40 ±0.01	23.22 ±0.01	22.75 ±0.01	22.32 ±0.01	22.02 ±0.01	21.57 ±0.01	21.17 ±0.01	20.61 ±0.01	19.92 ±0.01	18.23 ±0.01	10.15 ±0.01
OF sin corregir	1.0000 ±0.0003	0.9206 ±0.0003	0.9118 ±0.0004	0.9048 ±0.0004	0.8866 ±0.0004	0.8696 ±0.0004	0.8582 ±0.0004	0.8404 ±0.0004	0.8249 ±0.0004	0.8031 ±0.0004	0.7761 ±0.0004	0.7102 ±0.0004	0.3956 ±0.0004
OF corregido	1.0000 ±0.0003	0.9206 ±0.0003	0.9118 ±0.0004	0.9048 ±0.0004	0.8866 ±0.0004	0.8696 ±0.0004	0.8582 ±0.0004	0.8395 ±0.0004	0.8233 ±0.0004	0.7983 ±0.0004	0.7652 ±0.0004	0.6861 ±0.0004	0.3648 ±0.0004

Tabla 4. Factores de campo (OF) obtenidos con el método Daisy Chaining.

Tamaño de campo (cm ²)	10x10	6x6	5.5x5.5	5x5	4.5x4.5	4x4	3.5x3.5	3x3	2.5x2.5	2x2	1.5x1.5	1x1	0.5x0.5
A16 DC	1.0000 ±0.0009	0.9166 ±0.0009	0.9068 ±0.0009	0.9003 ±0.0009	0.8808 ±0.0009	0.8624 ±0.0009	0.8505 ±0.0009	0.8321 ±0.0008	0.8151 ±0.0008	0.7904 ±0.0008	0.7577 ±0.0008	0.6793 ±0.0008	0.3612 ±0.0008
Dif. % A16 DC contra SNE corr.	0.0	0.4	0.6	0.5	0.7	0.8	0.9	0.9	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0

DC=corregido con Daisy Chaining, Dif. %= Diferencia porcentual, corr. = corregido con factores.

Tabla 5. TPR_{20,10}(S) y TPR_{20,10}(10) calculado.

Tamaño de campo (cm ²)	10x10	6x6	5.5x5.5	5x5	4.5x4.5	4x4	3.5x3.5	3x3	2.5x2.5	2x2	1.5x1.5	1x1	0.5x0.5
TPR_{20,10}(S)	0.6829 ±0.0004	0.6617 ±0.0004	0.6600 ±0.0004	0.6556 ±0.0004	0.6543 ±0.0004	0.6509 ±0.0004	0.6486 ±0.0004	0.6450 ±0.0004	0.6433 ±0.0004	0.6414 ±0.0004	0.6388 ±0.0005	0.6318 ±0.0005	0.6575 ±0.0007
TPR_{20,10}(10)	0.6829 ±0.0004	0.6822 ±0.0005	0.6830 ±0.0005	0.6813 ±0.0005	0.6825 ±0.0005	0.6818 ±0.0005	0.6819 ±0.0006	0.6810 ±0.0006	0.6819 ±0.0007	0.6824 ±0.0007	0.6824 ±0.0007	0.6785 ±0.0007	0.7030 ±0.0007
Dif. %	0.0	0.1	0.0	0.2	0.1	0.2	0.1	0.3	0.2	0.1	0.1	0.7	2.9

Dif. %= Diferencia porcentual

Determinación experimental del TPR_{20,10}(10)

Los resultados del TPR_{20,10}(S) y el TPR_{20,10}(10) se aprecian en la tabla 5. En el campo de 0.5 cm x 0.5 cm se obtuvo la mayor variación con respecto al campo f_{ref} con 2.9% y para el campo f_{ref} el TPR_{20,10}(10) calculado fue 0.6829±0.0004, resultando un $k_Q^{f_{ref}}$ de 0.9959 para la CI Exradin A16.

Calibración cruzada del fantoma StereoPHAN™

Los resultados del factor de conversión de la dosis en el fantoma se presentan en la tabla 6. La máxima diferencia porcentual con respecto al campo f_{ref} se obtuvo en los campos de 3 cm x 3 cm y de 5 cm x 5 cm, la cual fue de 1.6%. Para el campo f_{ref} el factor obtenido fue 0.985±0.001.

Tabla 6. Factor de calibración del fantoma StereoPHAN™

HWP						
Tamaño (cm ²)	2 x 2	3 x 3	4 x 4	5 x 5	6 x 6	10 x 10
Factor	0.971 ±0.002	0.969 ±0.002	0.971 ±0.002	0.969 ±0.001	0.971 ±0.002	0.985 ±0.001
Diferencia porcentual (%)	1.4	1.6	1.4	1.6	1.4	0.0

Medición de la dosis absoluta con el fantoma StereoPHAN™

Los resultados del QAPS de la DA medida se muestran en la tabla 7. Con el uso del StereoPHAN™, los 17 planes pasaron el QAPS con tolerancia de 3% de diferencia de la dosis medida con respecto a la dosis calculada por el TPS Monaco® y 11 de ellos dieron resultados con menor diferencia que cuando se usó el fantoma RW3; mientras que en las pruebas de QAPS con el RW3 cuatro de estos planes no pasaron la prueba con la misma tolerancia.

Medición de la dosis relativa con el sistema SRS MapCHECK™

Los resultados del QAPS de la DR se resumen en la tabla 7. Con el uso del SRS MapCHECK™, los planes 3 y 5 dieron resultados que no alcanzaron el nivel de confianza en las evaluaciones TC y FF, usando un criterio gamma de 1%/1mm, dosis umbral de 10% y 95% de los diodos aprobados en zonas de alta dosis y gradiente, a pesar de que en las pruebas ejecutadas anteriormente los resultados obtenidos cumplieron el criterio. Sin embargo, cuando se aumentó la tolerancia a 2%/1mm (criterio estándar recomendado por el fabricante) el plan 3 pasó la prueba gamma con el método TC, pero no ocurrió así con el método FF y los puntos que fallaron principalmente se encontraron en zonas de baja dosis y gradiente, en cuyo caso el TG-218 recomienda aplicar criterios menos estrictos [16]. Cuando se aplicó el método FF en el resto de los planes, 8 de estos tuvieron por lo menos un campo que no logró superar la prueba gamma, los cuales coincidieron en que la cantidad de puntos de control era demasiado baja para arcos de ángulo de recorrido extenso con numerosos *beamlets*. De los 8 campos, 5 mejoraron al aumentar la tolerancia a 2%/1mm.

Adicionalmente en la tabla 7 se muestra los resultados obtenidos con el ArcCHECK™ y MapCHECK™ con un criterio gamma de 1%/1 mm y 2%/1 mm, lo cual permite establecer claramente que estos equipos no son útiles para las pruebas de QAPS de campos pequeños debido a la menor resolución de sus matrices de diodos.

En la fig. 6 se exponen los informes de QAPS elaborados con el MapCHECK™ y el SRS MapCHECK™ del plan 5, a modo de ejemplo; el porcentaje de diodos aprobados de cada uno es 100% y 87.1%, respectivamente. No obstante, el criterio gamma en el MapCHECK fue menos estricto, así también la cantidad de diodos utilizados fue mucho menor. Cuando se repitió la prueba con el SRS MapCHECK™ usando el mismo criterio, el resultado fue 99.8% de aprobación con 528 diodos más utilizados en la evaluación.

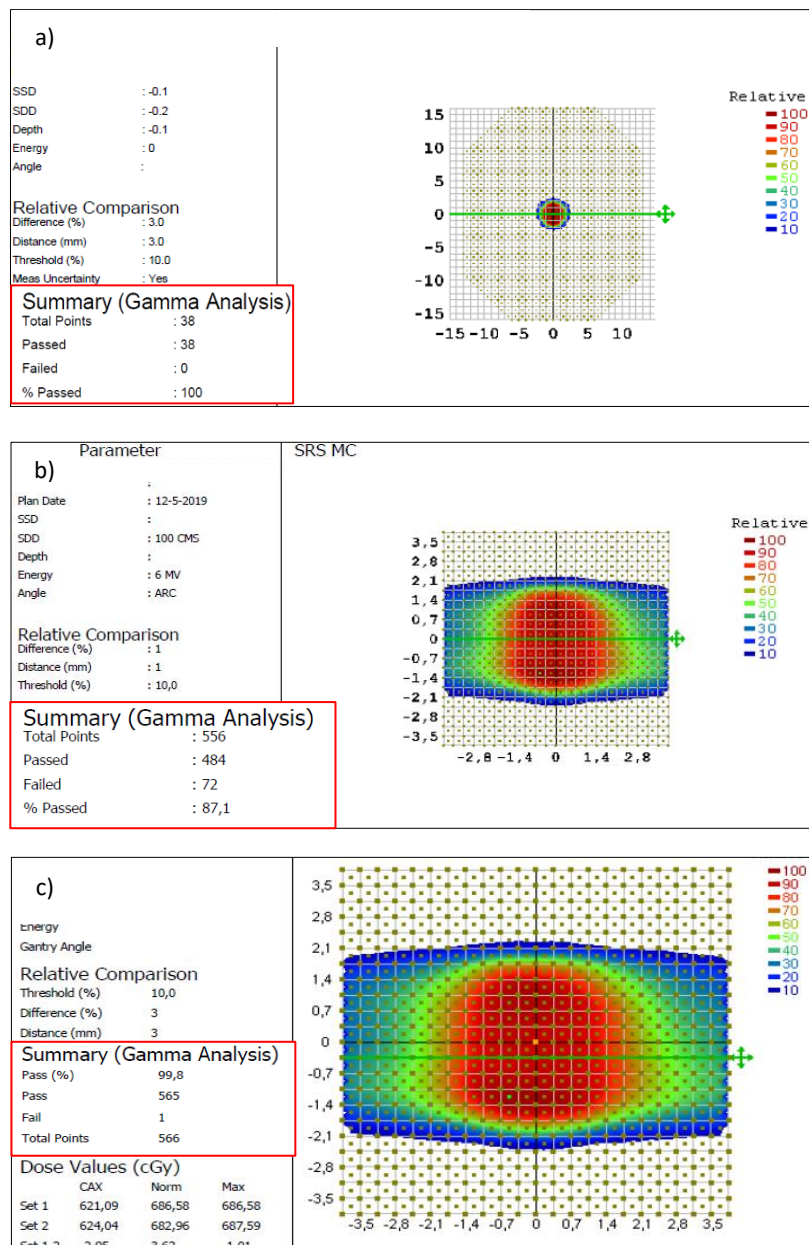


Fig. 6. Informes del QAPS del plan 5. a) MapCHECK®, se obtuvo un 100% de tasa de aprobación de 38 diodos, usando un criterio de 3%/3mm. b) SRS MapCHECK™, se obtuvo un 87.1% de aprobación de un total de 556 diodos, usando un criterio de 1%/1mm. c) SRS MapCHECK™, se obtuvo un 99.8% de aprobación de un total de 566 diodos con un criterio de 3%/3mm.

Tabla 7. Resultados de los QAPS de DA y DR.

N° Plan	Volumen PTV (cm ³)	Diagnóstico	Técnica	Arccheck/Mapcheck (%) ¹	Arccheck/Mapcheck (%) ⁵	$Dif\% = \left(\frac{D_c - D_m}{D_m}\right) * 100$ RW3 ²	$Dif\% = \left(\frac{D_c - D_m}{D_m}\right) * 100$ StereoPHAN ²	SRS MapCHECK ^{3,4}
1	4.121	Metástasis cerebelo	SRT/VMAT	99.6	60.8/68.1	-1.2	-0.3	100 / 100
2	3.988	Tumor cerebral	SRT/VMAT	No evaluado	No evaluado	-4.5	-1.1	100 / 100
3	13.71	Meningioma	SRT/IMRT	100	43.1/43.7	1.4	-1.0	89.6 / 95.8
4	18.21	Metástasis cerebral	SRT/VMAT	98	59.8/69.6	0.1	1.4	96.6 / 100
5	6.333	Tumor cerebral	SRT/VMAT	100	49.8/52.2	-2.1	-0.2	87.1 / 93.2
6	26.65	Metástasis cerebral	SRS/VMAT	99.7	68.7/81.3	-2.9	1.4	96.9 / 100
7	5.586	Tumor cerebral	SRS/VMAT	100	65.3/83.4	-1.3	0.9	99.5 / 100
8	5.959	Schwannoma cervical	Convencional	95.6	48.2/56.6	-1.8	1.2	97.2 / 99.6
9	2.567	Metástasis cerebral	SRS/VMAT	100	56.9/57.5	-3.5	-0.7	100 / 100
10	15.96	Tumor cerebelo	SRT/VMAT	No evaluado	No evaluado	-0.9	-1.1	96.6 / 99.8
11	5.801	Metástasis cerebelo	SRS/VMAT	99.5	66.2/74.3	-1.80	0.5	98.0 / 100
12	10.01	Metástasis cerebral	SRS/VMAT	99.1	67.5/74.9	0.6	1.8	95.1 / 97.7
13	2.114	Metástasis cerebral	SRS/VMAT	99.2	68.6/74.5	-5.1	1.2	96.5 / 97.2
14	22.87	Metástasis cerebral	SRS/VMAT	99.7	70.5/79.9	-1.2	1.4	98.6 / 100
15	2.412	Tumor cerebelo	SRS/VMAT	95.8	68.6/76.6	-0.1	-1.0	98.3 / 99.2
16	4.674	Metástasis cerebral	SRS/IMRT	100	50.0/60.7	No evaluado	1.9	97.1 / 98.6
17	1.447	Metástasis cerebral	Convencional	98.2	71.5/82.0	-4.0	-1.6	100 / 100

1: Mediciones efectuadas con el ArcCHECK® o MapCHECK® usando un criterio gamma de 3%/3mm y tasa de aprobación de 95%.

2: D_m : dosis medida, D_c : dosis calculada.

3: Resultados con criterios gamma de 1%/1mm v/s 2%/1mm.

4: Resultados con criterio gamma de 3%/3mm, representa lo diodos que superaron el criterio gamma expresado en porcentaje.

5: Resultados con criterio gamma de 1%/1mm v/s 2%/1mm, representa lo diodos que superaron el criterio gamma expresado en porcentaje.

Conclusiones

En este trabajo se obtuvieron los OF utilizando tres detectores con diferentes características. El uso de la CI Exradin A16 es apropiado hasta el tamaño de campo de 1.5 cm x 1.5 cm, pero hay que destacar que al aplicar el método DC con el diodo se logra una solución para los campos más pequeños, pues la A16 logra medidas más precisas desde el campo de 3 cm x 3 cm, en cambio el diodo otorga mayor fidelidad en campos más pequeños. Como era de esperar el diodo SNE es el más adecuado para efectuar las DR y la CI SNC 125c produce una subestimación de la dosis en los campos pequeños.

En la determinación de la DA con el StereoPHAN™, los 17 planes pasaron el QAPS con una tolerancia de 3% y en la determinación de la DR con el SRS MapCHECK™, 15 planes superaron la prueba con un criterio gamma de 1%/1mm y una tasa de aprobación de 95%. En los QAPS efectuados anteriormente con el ArcCHECK® o MapCHECK® todos los planes pasaron la prueba gamma, pero con un criterio menos restrictivo, por lo tanto, los resultados no son comparables. Además, estos

equipos debido a sus características están destinados para los QAPS de campos amplios. Cabe destacar que los cálculos de los planes en este estudio se hicieron con un tamaño de vóxel más pequeño. Por último, los errores en ciertos campos se relacionaron a arcos extensos con un reducido número de puntos de control.

El StereoPHAN™ junto al SRS MapCHECK™ debido a sus dimensiones y geometría muy parecidas a la cabeza de un hombre adulto, da mediciones de dosis absorbida más cercanas a las que se obtendrían en un paciente real, en un tiempo promedio mucho menor que con el uso de películas radiográficas u otros maniqués; además, es de posicionamiento rápido, reproducible y permite efectuar la prueba “end-to-end”. De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio, se concluye que estos sistemas constituyen un conjunto apto para el QAPS de campos pequeños de cabeza y cuello. Por esta razón, se propuso que este equipamiento se implemente en el PGC de campos pequeños del Servicio de Radioterapia de la CAS. El criterio gamma que se propone es de 1%/1mm con un umbral de dosis de 10% y un 95% de aprobación de los diodos. En el caso de la DA el criterio de aprobación indicado es de 3% de desviación de la dosis con respecto a la dosis calculada por el TPS.

Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por el departamento de Física Médica del Servicio de Radioterapia de la Clínica Alemana de Santiago, además la autora agradece en nombre del equipo de trabajo la valiosa contribución de la Dra. Marcia García Arencibia.

Bibliografía

- [1] AIEA, AAPM. Technical Report Series N°483, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Radiotherapy. An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination, Vienna, 2017.
- [2] Alfonso R, Andreo P, Capote R, Saiful Huq M, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields, Med. Phys. 2008, 35(11):5179-5186.
- [3] International Commission of Radiation and Measurements Units (ICRU). ICRU Report n°91: Prescribing, Recording and Reporting of Stereotactic Treatments With Small Photon Beams, 2017, England.
- [4] Steven J. Goetsch. Capítulo 1. Early history of stereotactic radiation therapy. Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy, New York: CRC Press and Taylor & Francis Book; 2015. 1-36
- [5] Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos Colección de informes técnicos N° 398, 2005, Viena.
- [6] Almond P R, Biggs P J, Coursey B M, Hanson W F, Saiful Huq M, Nath Ravinder, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 1999; 26(9):1847-1870.
- [7] Aspradakis M, Byrne J, Palmans H, Duane S, Conway J, Warrington A, et al. IPEM report 103: Small field MV photon dosimetry (IAEA-CN--182). International Atomic Energy Agency (IAEA), 2010.
- [8] Indra J Das, George X Ding, Anders Ahnesjö. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, Med. Phys. 2008; 35 (1):206-215.

- [9] Indra J Das, Chee-Wai Cheng, Ronald J Watts, Anders Ahnesjö, John Gibbons, X Allen Li, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, *Med. Phys.* 2008; 35(9):4186-4215.
- [10] Palmans H, Andreo P, Saiful Huq M, Seuntjens J, Christaki K E, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international code of practice for reference and relative dose determination, Wisconsin, 2018.
- [11] P Francescon, S Cora, N Satariano Calculation of k_Q clin, Q_{msr} f clin, f_{msr} for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations, *Med. Phys.* 2011; 38(12):6513-6527.
- [12] SUN NUCLEAR Corporation. StereoPHAN™ Reference Guide End-to-End Stereotactic QA Model 1255. 2019.
- [13] SUN NUCLEAR Corporation. SRS MapCHECK™ Reference Guide. 2019.
- [14] SUN NUCLEAR Corporation SRS MapCHECK™ Software Help.
- [15] Ahmed S., Zhang G., Moros E. G., Feygelman V. Comprehensive evaluation of the high-resolution diode array for SRS dosimetry. *J Appl. Clin. Meds. Phys.* 2019; 20:13-23.
- [16] Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, Li H, Wijesooriya K, Shi J, Shia P, Papanikolaou N, Low D A. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group N° 218, *Med. Phys.* 2018; 45(4):53-83.