

Caracterización dosimétrica de un arreglo 2D de 223 detectores de estado sólido para verificaciones matutinas diarias en un equipo de TomoTerapia

Uvaldo Reyes Serrano¹, Modesto Sosa Aquino¹, Hector Rene Vega-Carrillo²

¹ Universidad de Guanajuato, División de Ciencias e Ingeniería
Lomas del Bosque No. 103, Lomas del Campestre, 37150, León, Guanajuato, México
Buzón-e: uvaldoreyes@hotmail.com

² Universidad Autónoma de Zacatecas, Unidad Académica de Estudios Nucleares
Ciprés 10, Fracc. La Peñuela, 98068, Zacatecas, Zac. México

Resumen

La TomoTerapia es una técnica novedosa para el tratamiento de cáncer; sin embargo, el equipo debe cumplir con casi todas las características dosimétricas y mecánicas de un acelerador lineal de uso médico convencional. Los controles de calidad diarios son de suma importancia para el buen funcionamiento del equipo y así garantizar una excelente calidad en la entrega diaria de tratamientos. En el presente trabajo se presenta el procedimiento de la caracterización dosimétrica de un arreglo 2D de 223 detectores de estado sólido, llamado TomoDose, de la empresa Sun Nuclear. Se establecen criterios dosimétricos importantes para realizar dichas verificaciones de manera rápida y precisa. Las pruebas dosimétricas aquí propuestas son: repetitividad, linealidad, dependencia de SAD y dependencia de SSD. Algunos resultados son comparados con lecturas de la cámara de ionización Exradim A1SL. Finalmente se presentan los resultados de 30 días consecutivos para establecer criterios de constancia de dosis, tamaño de campo, simetría y aplanado del haz de radiación en un equipo de TomoTerapia. Los valores esperados para una verificación diaria son: Constancia de dosis de 194.89 cGy, $\sigma=1.31$ cGy, simetría en el eje x de -0.19 %, $\sigma=0.08$ %, simetría en el eje y de 1.66 %, $\sigma=0.05$ %, aplanado en el eje x de 25.71 %, $\sigma=0.05$ % y aplanado en el eje y de 6.41 %, $\sigma=10.23$ %. Los tamaños de campo obtenidos fueron de 40.45 cm en el eje x y 5.10 en el eje y , con desviaciones estándar de 0.02 cm y 0.01 cm, respectivamente. Los valores dosimétricos de TomoDose, respecto a los valores obtenidos con cámara de ionización, presentan diferencias menores al 2%.

Keywords: Control de calidad, TomoDose, TomoTerapia

1.- INTRODUCCIÓN

La TomoTerapia es una modalidad para tratamiento de cáncer con acelerador lineal de uso médico [Mackie 1993]. En México se tienen instalados a la fecha tan solo 4 equipos de este estilo, siendo necesaria mayor práctica y conocimiento en este tipo de aceleradores. Existen varias diferencias de un linac convencional al equipo de TomoTerapia [Accuray incorporated 2013]:

- Carece de filtro de aplanado,
- El tamaño máximo de campo con el MLC es de $5 \times 40 \text{cm}^2$,
- El isocentro se encuentra a 85cm,
- Son mono-energéticos.

Las implicaciones de no tener filtro de aplanado resulta en aplanados del haz de radiación para un campo de $5 \times 40 \text{cm}^2$ que alcanzan valores de hasta un 26% [Jeraj 2004; Thomas 2005; Langen 2010].

En la Figura 1 se tiene un esquema de las partes más importantes de un equipo de TomoTerapia. Se especifican los ejes coordenados, así como la distancia al isocentro (85cm). Estos equipos cuentan con un atenuador para el haz de radiación en el extremo opuesto al generador del haz de radiación. Los tamaños de campo en el eje y son de 5, 2.5 y 1.5 cm. Al tratarse de un acelerador lineal de baja energía para uso médico, se desprecia la dosis por contribución de neutrones [Reyes 2013]; sin embargo, es necesario desarrollar un estándar de verificaciones matutinas diarias antes de iniciar un día laboral con los tratamientos a los pacientes [TECDOC 1151].

En el actual trabajo se caracteriza un equipo de verificación diaria de la empresa SunNuclear; tal equipo es llamado TomoDose; el cual sirve para verificar los siguientes parámetros: constancia de dosis, simetría y aplanado del haz de radiación [TomoDose 2008]. Como parte de la caracterización de TomoDose se han realizado 4 pruebas

dosimétricas: repetibilidad, respuesta temporal, medidas para diferentes SAD (del inglés Source Axis Distance), y medidas para diferentes profundidades. Las medidas se han comparado con cámara de ionización Exradin A1SL. Finalmente se han obtenido valores de referencia realizando mediciones durante 30 días consecutivos.

1.1.- Bases teóricas

La constancia de dosis se analiza comparando las lecturas con un valor obtenido en un disparo de 14 segundos, una SAD de 85 cm, profundidad de 1 cm y un tamaño de campo de $5 \times 40 \text{ cm}^2$. El valor esperado, medido con cámara de ionización A1SL es de 198.24 cGy (valor usado para la calibración absoluta en TomoDose).

El tamaño de campo se calcula en las direcciones (x, y) , ver Figura 1, con la ecuación 1 [TomoDose 2008]:

$$\text{Campo}_j = A(L_{hj} - R_{hj}) \quad (1)$$

en donde: L_{hj} es la localización virtual del detector en un punto de intensidad en el límite izquierdo del haz de radiación. R_{hj} es la localización virtual del detector en un punto de intensidad en el límite derecho del haz de radiación. Estos dos puntos se calculan encontrando la pendiente máxima positiva del perfil en la región de penumbra usando una aproximación Gaussiana. El subíndice j hace referencia al perfil en las dos direcciones a analizar (x, y) . La constante A toma los valores de 0.5 y 0.4, respectivamente para los ejes (x, y) . Este valor convierte a distancia, en unidades de centímetros, la localización del detector.

El software del sistema TomoDose permite hacer diferentes cálculos para obtener la simetría del perfil del haz de radiación; sin embargo, en este trabajo se ha usado la Simetría de Área; la cual se calcula mediante la ecuación 2 [TomoDose 2008]:

$$Simetria = 200 \left(\frac{A_R - A_L}{A_R + A_L} \right) \quad (2)$$

en donde A_R y A_L son las áreas calculadas haciendo una integración trapezoidal del lado derecho e izquierdo respectivamente en el perfil del haz de radiación. El resultado numérico es la diferencia de porcentaje de la mitad derecha con respecto a la mitad izquierda. Un resultado positivo significa que la mitad derecha es mayor que la mitad izquierda.

El análisis del aplanado del haz de radiación se expresa como un valor \pm en porcentaje y calculado sobre una porción del 80% del tamaño de campo [TomoDose 2008]. Al no contar con un filtro de aplanado, estos valores son altos comparados con valores de aplanado obtenidos en un Linac convencional.

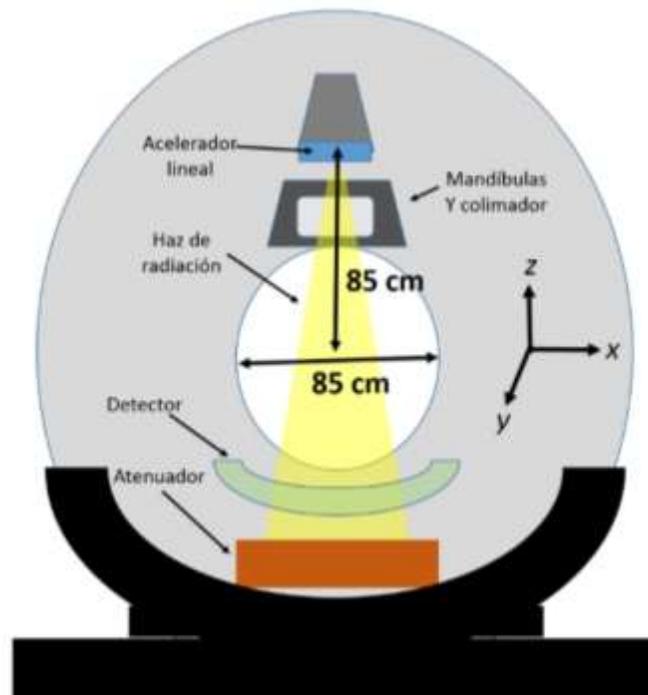


Figure 1.- Esquema de un equipo de TomoTerapia.

El isocentro se encuentra a 85 cm, cuenta con detector de MVCT y un atenuador del haz de radiación. Cuenta con mandíbulas para determinar el tamaño de campo en la dirección y . Para ajustar el tamaño de campo en la dirección x , cuenta con un sistema MLC neumático de 64 hojas distribuidas en 2 bancos de 32 hojas.

2.- MATERIALES Y MÉTODOS

Las medidas fueron realizadas en un equipo de TomoTerapia HD en la modalidad de fotones de 6MV. La cámara de ionización usada fue la Exradin A1SL, la cual es de tipo cilíndrica con un volumen de 0.057 cm^3 . El electrómetro usado fue el Standard Imaging, modelo TomoElectrometer. Para convertir los valores de carga a dosis se usó el protocolo TG-51 [Thomas 1999]. Además se usaron placas de agua sólida con dimensiones de $15 \times 54 \text{ cm}^2$ de diferentes espesores. El equipo TomoDose cuenta con 223 detectores de estado sólido con sensibilidad de 32 nC/Gy , área activa de $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$, espaciado de los detectores de 4mm sobre el eje central en la dirección y y 5mm en el eje x . La distancia de la superficie hasta la zona activa de los diodos es de 0.77 cm, equivalente a una profundidad de 1cm de agua equivalente. La dosis máxima medible es de 350 cGy. Las dimensiones de TomoDose son de $55.9 \times 31.1 \times 4.3 \text{ cm}^3$ con un peso de 6.8 kg. El arreglo de diodos de TomoDose es como se muestra en la Figura 2. La primera línea se encuentra centrada en el eje y con 107 detectores separados 5 mm. La línea 2 cuenta con 25 detectores separados por 4 mm. Las líneas 3,4 y 5 cuentan con 13 detectores separados por 8 mm. La línea 6 cuenta con 11 detectores igualmente espaciados 8 mm. La calibración de dosis de este equipo se ha realizado como se indica en el manual de referencia del equipo. El software utilizado igualmente se llama TomoDose, de la misma empresa SunNuclear; el cual tiene diferentes opciones para analizar simetría y aplanado del haz de radiación, pero en este trabajo se ha seleccionado y analizado las opciones de Área de Simetría y Análisis de Varianza para el aplanado (conceptos teóricos analizados anteriormente).

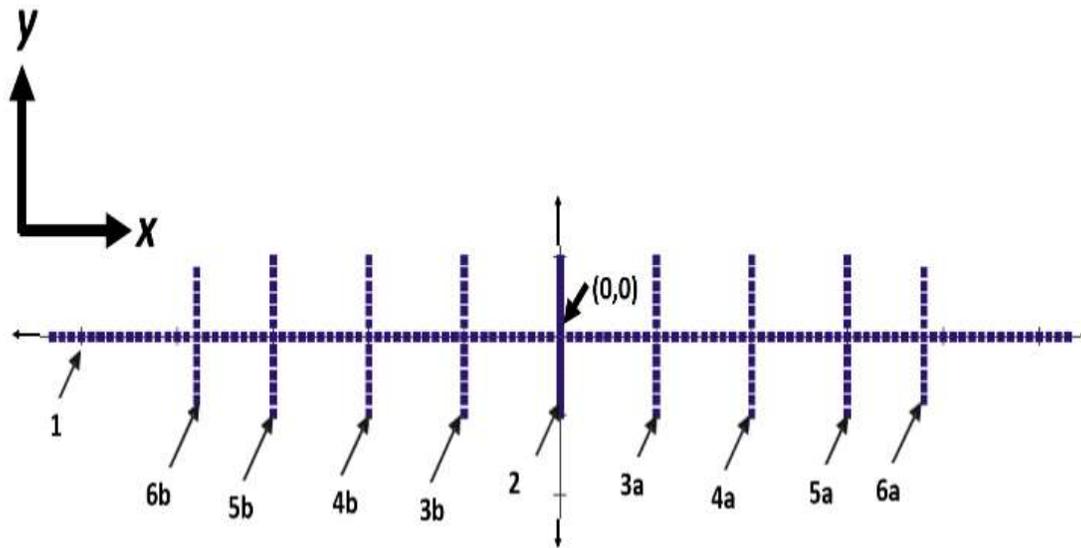


Figura 2.- Disposición de los detectores en el arreglo 2D de TomoDose. Se tiene un arreglo en línea de 107 detectores sobre el eje x . En esta dirección, es posible medir campos de hasta 40 cm de longitud. En total el arreglo 2D cuenta con 223 detectores de estado sólido.

2.1.- Repetitividad

Para evaluar la repetitividad de TomoDose se han realizado 10 disparos continuos de 14 segundos con un campo de $5 \times 40 \text{ cm}^2$ con una SAD de 85 cm y una profundidad de 1 cm. En este caso se presentan las desviaciones estándar del valor de dosis central, tamaño de campo, simetría y aplanado del haz de radiación. Se alineó el sistema TomoDose con el láser verde del equipo TomoTherapy. La diferencia de tiempo entre cada disparo fue alrededor de 2 min, pues es el tiempo que le lleva a un operador preparar el equipo para disparar el haz de radiación.

2.2.- Linealidad

La linealidad de dosis fue evaluada irradiando el arreglo 2D con un campo de $5 \times 40 \text{ cm}^2$ para haces de fotones de 6MV. Se evaluó las lecturas del arreglo 2D para diferentes

tiempos. A las lecturas obtenidas se le ha realizado un ajuste lineal. No se debe olvidar que el sistema TomoDose tiene un límite máximo de dosis de 350 cGy. TomoDose y la cámara de ionización fueron irradiados para tiempo de 7 a 20 segundos.

2.3.- Factores SAD

Para obtener estos factores se irradió TomoDose con diferentes SAD, de 83.03 cm hasta 85.03 cm. Para realizar el análisis, de la dosis obtenida se saca el error, tomando como referencia 198.24 cGy, para cada una de las SAD y se realiza la gráfica SAD vs error, además de realizar el ajuste lineal. De la misma forma se analiza el tamaño de campo cuadrado, la desviación estándar para simetría y aplanado. El campo usado fue de $5 \times 40 \text{ cm}^2$ para haces de fotones de 6MV, profundidad de 1 cm y un tiempo de irradiación de 14 segundos.

2.4.- Dependencia con la profundidad

Para evaluar el comportamiento de TomoDose a diferentes profundidades se usó un campo de $5 \times 40 \text{ cm}^2$, un tiempo de irradiación de 14 segundos y una SAD de 85 cm. Para lograr profundidades de 2 a 5 centímetros se colocaron placas de agua sólida sobre TomoDose. Las lecturas se compararon con cámara de ionización A1SL y se presenta el error en las lecturas.

2.5.- Análisis de constancia de dosis, tamaño de campo, simetría y aplanado

Para la evaluación de TomoDose en constancia de dosis, tamaño de campo, simetría y aplanado se tomaron medidas durante 30 días consecutivos. El tamaño de campo usado fue de $5 \times 40 \text{ cm}^2$, tiempo de exposición de 14 segundos, energía de 6 MV, profundidad de 1 cm y una SAD de 85 cm. En el análisis se presenta el promedio de los datos y las

desviaciones estándar obtenidas. Estos resultados determinan los valores esperados para cada uno de estos parámetros, los cuales se verifican antes de iniciar los planes de tratamiento de los pacientes; a su vez permite llevar un control diario de estos parámetros. El análisis de simetría y aplanado se realiza para cada uno de los ejes (x, y) y los mismo sucede para el tamaño de campo en el isocentro del equipo.

3.- RESULTADOS

Repetitividad

Se han realizado 10 disparos consecutivos en intervalos de 1 a 3 minutos. Se obtuvieron los promedios y desviaciones estándar de dosis, tamaño de campo, simetría y aplanado. Los resultados se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1.- Valores promedio de las lecturas obtenidas para 10 disparos consecutivos en el arreglo 2D TomoDose.

	Promedio	Desviación estándar
Dosis (cGy)	202.94	0.19
Tamaño de campo (x, y) (cm)	(40.43, 5.10)	(0.00, 0.00)
Simetría (x, y) (%)	(0.28, -1.70)	(0.01, 0.02)
Aplanado (x, y) (%)	(25.61, 6.43)	(0.02, 0.02)

En la Figura 3 se han graficado los valores de dosis obtenidos en las 10 lecturas consecutivas.

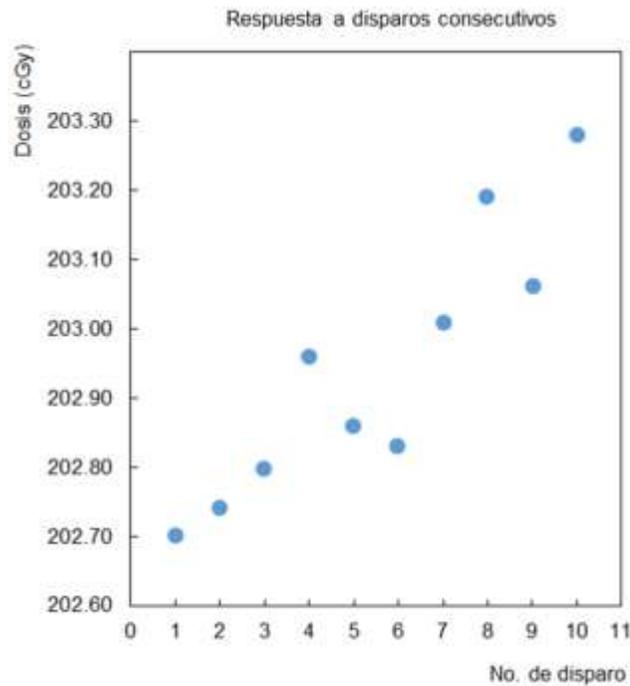


Figure 3.- Valores de dosis en TomoDose para 10 disparos consecutivos. El tiempo entre cada disparo va de 1 a 3 minutos.

Linealidad

La linealidad de la cámara de ionización y TomoDose se muestra en la Figura 4. Ambos sistemas se irradiaron para tiempos menores a 20 segundos y se realiza el ajuste lineal de los datos.

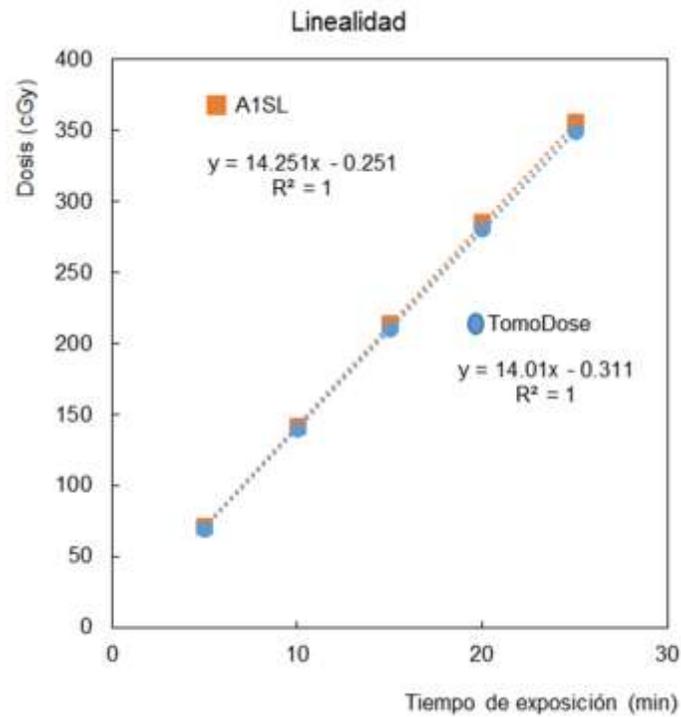


Figura 4.- La linealidad de TomoDose, respecto al tiempo, fue evaluada para un campo de $5 \times 40 \text{ cm}^2$. Se realizaron las mediciones para el equipo TomoDose y con cámara de ionización A1SL.

Los errores en los resultados medidos punto a punto son menores al 2%, tomando como referencia las lecturas obtenidas con la cámara de ionización A1SL. En la gráfica no aparecen las barras de error debido a que son menores de 0.5%.

Factores SAD

En este caso se fueron cambiando las distancias SAD, conservando la misma profundidad a la cual se encuentran los detectores de radiación de estado sólido. El barrido se ha realizado en una SAD de 838 mm hasta 858.8 mm. Con este estudio se logra determinar cuanto se modifica la dosis del arreglo 2D, logrando cuantificar cuanto afecta un mal acomodo del arreglo en el eje z.

Para cuantificar el error en dosis, debido a una mala colocación del equipo TomoDose en el eje z, se calcula el error en % tomando como referencia la lectura de 198.24 cG para un tiempo de 14 segundos con un campo de $5 \times 40 \text{ cm}^2$. Se realiza la gráfica, ver Figura 5, se realiza el ajuste lineal y se obtiene el valor de R^2 .

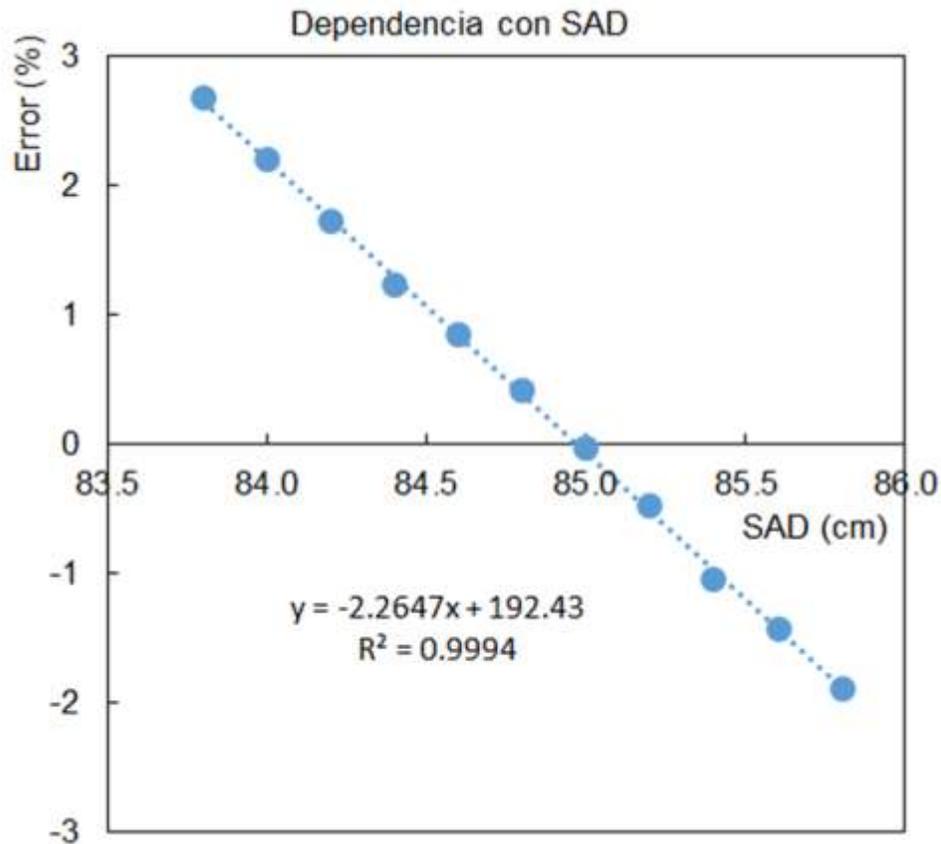


Figura 5.- Dependencia de valores de dosis con SAD. Se han realizado mediciones que van de 838 mm hasta 858 mm. Esto permite evaluar el error que se obtiene hacienda una mala colocación de TomoDose.

Igualmente se ha analizado la variación del tamaño de campo cuadrado si se realiza una mala colocación de altura. En la Figura 6 se observan los resultados y se muestra el ajuste de tercer orden a los datos.

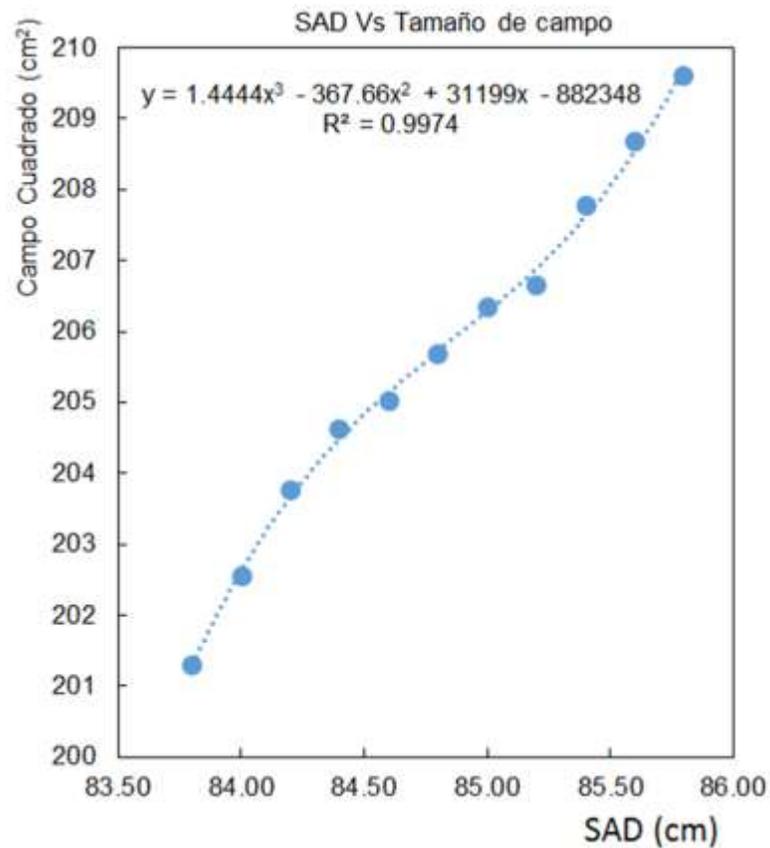


Figura 6.- Variación del tamaño de campo cuadrado dependiendo de la SAD. Esta no es una dependencia lineal y se ha realizado el ajuste de tercer orden.

Dependencia con Profundidad

Se han realizado varios disparos conservando la SAD de 85 cm y cambiando la profundidad de los detectores de estado sólido. En la Figura 7 están los resultados obtenidos para TomoDose. Debajo de cada lectura está el error comparado con las lecturas de las cámaras A1SL. En la Tabla 3 están los resultados para los tamaños de campo, simetría y aplanado.

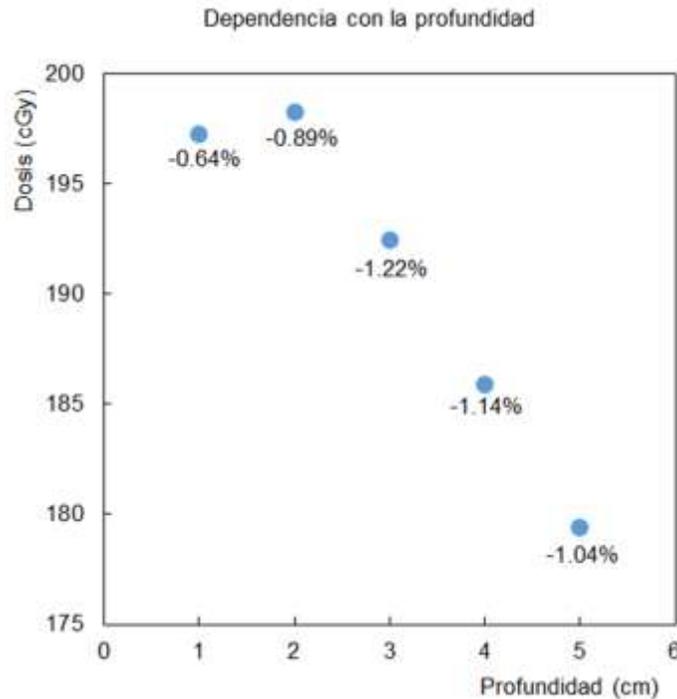


Figura 7.- Lecturas de sistema TomoDose para diferentes profundidades, conservando la SAD de 85 cm. En cada una de las mediciones aparece el error, en %, respecto al valor obtenido con cámara de ionización A1SL.

Tabla 3.- Valores encontrados para diferentes profundidades del sistema TomoDose.

	Promedio	Desviación estándar
Tamaño de campo x, y (cm)	(40.43,5.10)	(0.01,0.01)
Simetría x, y (%)	(-0.24,-1.69)	(0.01,0.02)
Aplanado x, y (%)	(-26.15,7.05)	(0.24,0.38)

Análisis de constancia de dosis, tamaño de campo, simetría y aplanado

Por último, en la Tabla 4 se presentan valores encontrados durante 30 días consecutivos usando el arreglo 2D TomoDose. Estos parámetros determinan los valores que se deben reportar para Tamaño de campo, simetría y aplanado de un haz de radiación en un equipo de TomoTerapia.

Tabla 4.- Valores de dosis, simetría y aplanado para una equipo de TomoTerapia.

	Promedio	Desviación estándar
Dosis (cGy)	194.89	-1.69
Error en dosis (%)	-1.69	1.66
Tamaño de campo x, y (cm)	(40.45,5.10)	(0.02,0.01)
Simetría x, y (%)	(-0.19,-1.66)	(0.08,0.05)
Aplanado x, y (%)	(-25.71,6.41)	(0.05,0.23)

4.- DISCUSIÓN

El sistema TomoDose presenta una buena respuesta para disparos consecutivos (desviación estándar menores al 0.3%). De igual forma, la respuesta temporal se ajusta en valores menores al 2% comparado con cámara de ionización.

Si el arreglo 2D presenta errores mayores al 3% en dosis, un posible error sería que fue colocado de manera incorrecta (una SAD de $85 \text{ cm} \pm 2 \text{ cm}$). Este error podría detectarse de manera inmediata; sin embargo, si ajustando la SAD el error persiste, es conveniente hacer alguna verificación de dosis con cámara de ionización del equipo TomoTerapia.

Se han presentado 4 pruebas sencillas para caracterizar el sistema TomoDose y se han determinado los valores esperados para constancia de dosis, tamaño de campo, simetría y aplanado del haz de radiación. Esto es muy importante porque permitirá que otros centros que cuenten con equipos similares, tengan valores de referencia para los parámetros convencionales que se reportan en un Acelerador Lineal de uso médico convencional.

Finalmente, podemos establecer los siguientes criterios para verificaciones diarias de un equipo de TomoTerapia: Constancia de Dosis 198.4, Tamaño de campo $(x, y) = (40,5)$,

Simetría $(x, y) = (0,0)$, Aplanado $(x, y) = (-25.71, 6.71)$, todos con tolerancias menores a $\pm 2\%$.

5.- CONCLUSIONES

El arreglo 2D de 223 detectores de estado sólido, llamado TomoDose, es un excelente equipo para realizar pruebas de verificación dosimétricas matutinas en un equipo de TomoTerapia, pues permite hacer las verificaciones de manera rápida y efectiva. Los valores reportados deben tener errores menores a $\pm 2\%$ respecto a los mostrados en este trabajo. TomoDose debe usarse en conjunto con las verificaciones diarias indicadas por el distribuidor del equipo de TomoTerapia [Broggi 2008].

Agradecimientos

Se agradece el apoyo de la empresa Cyber Robotics por el apoyo brindado para la realización de este trabajo de investigación.

REFERENCIAS

Mackie TR; Holmes T; Swerdloff S; Reckwerdt P; Deasy JO; Yang J; Paliwal B; Kinsella T. (1993). *Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy*. Med. Phys. **20**:1709.

Accuray incorporated (2013), TomoTherapy® Physics.

Jeraj R; Mackie TR; Balog J; Olivera G; Pearson D; Kapatoes J; Ruchala K; Reckwerdt P. (2004). *Radiation characteristics of helical tomotherapy*. Med Phys. **31**(2):396-404.

Thomas SD; Mackenzie M; Rogers DW; Fallone BG. (2005). *A Monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy*. Med. Phys. **32**(5):1346–1353.

Langen KM; Papanikolaou N; Balog J; Crilly R; Followill D; Goddu SM; Grant WG; Olivera G; Ramsey CR; Shi C. (2010). *QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148*. Med. Phys. **37**(9):4817–4853.

TECDOC 1151 (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia*. IAEA

TomoDose (2008), Reference Guide, Sun Nuclear Corporation.

Reyes U; Sosa M; Bernal J; Córdova T; Mesa F. (2013). *Kinetic energy of emerging neutrons produced by photodisintegration in a medical linear accelerator*. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. **34**(2):125-130.

Almond PR; Biggs PJ; Coursey BM; Hanson WF; Hug MS; Nath R; Rogers DWO. (1999). *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Med. Phys. **26**(9):1847–1870.

Broggi S; Cattaneo GM; Molinelli S; Maggiulli E; Del Vecchio A; Longobardi B; Perna L, Fazio F; Calandrino R. (2008). *Results of a two-year quality control program for a helical tomotherapy unit*. Radiotherapy and Oncology **86**(2):231-241