

# DESARROLLO DE UN ESCÁNER LÁSER CON APLICACIONES EN DOSIMETRÍA DE GEL POLIMÉRICO

## DEVELOPMENT OF A LASER SCANNER FOR POLYMER GEL DOSIMETRY

D. Chacón<sup>1,2</sup>, M. Romero<sup>1,3,4</sup>, F. Mattea<sup>1,3,4</sup> y M. Valente<sup>\*1,5,6</sup>

<sup>1</sup>Laboratorio de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes por Rayos X (LIIFAMIR<sup>x</sup>) - FAMAFA - UNC, Córdoba, Argentina.

<sup>2</sup>Departamento de Física - UNA - Heredia, Costa Rica.

<sup>3</sup>Departamento de Química Orgánica - Facultad de Ciencias Químicas - UNC, Córdoba, Argentina.

<sup>4</sup>Instituto de Investigación y Desarrollo en Ingeniería de Procesos y Química Aplicada, (IPQA), CONICET. Córdoba, Argentina.

<sup>5</sup>Instituto de Física Enrique Gaviola (IFEG) - CONICET - Córdoba, Argentina.

<sup>6</sup>Centro de Física e Ingeniería en Medicina (CFIM) & Depto. de Ciencias Físicas - UFRO, Temuco, Chile.

Recibido: 09/12/2019; Aceptado: 07/04/2020

Los avances en las aplicaciones de radiación ionizante en la medicina, y en particular el tratamiento contra el cáncer, se encuentran en continuo desarrollo y evolución. Es por ello, que las capacidades para demostrar que estas aplicaciones son seguras requieren de sistemas dosimétricos innovadores, que proporcionen información tridimensional para la verificación dosimétrica. Los dosímetros de gel polimérico son parte de estos sistemas dosimétricos notables, ya que pueden registrar cuantitativamente la dosis absorbida y obtener distribuciones de dosis en 3D con alta resolución manteniendo propiedades tejido-equivalentes. Los métodos utilizados para interpretar la señal registrada por estos sistemas a valores de dosis incluyen complejos y costosos instrumentos, tales como resonadores magnéticos y tomógrafos de rayos-X. Sin embargo, existen alternativas de menor costo como métodos de lectura ópticos que pueden optimizarse y diseñarse para el estudio de dosimetría polimérica. El objetivo de este trabajo es presentar el diseño, construcción y caracterización de un escáner láser de bajo costo, con capacidad 2D, apropiado para el análisis de los dosímetros de gel polimérico. Con este equipo, se realizaron pruebas de caracterización y optimización, contrastando los resultados con los obtenidos por instrumentos comerciales ó validados, obteniendo resultados comparables demostrando la capacidad del escáner láser como herramienta de lectura para dosimetría de gel polimérico.

*Palabras clave:* Escáner Láser, Dosimetría 3D, CT óptico, dosimetría de gel polimérico.

Advances the medical application of ionizing radiation, and specifically in cancer treatment, are continuously evolving and gaining higher degrees of complexity. Therefore, the ability to determine and ensure the safety and precision of these techniques must be accompanied by novel dosimetry systems. Polymer gel dosimetry is one of the new and remarkable dosimetry systems that can quantitatively record the absorbed dose and register 3D dose distributions with high resolution while maintaining tissue-equivalent properties. Typical methods used to read the recorded signal in a polymer gel dosimeter, such as magnetic resonance imaging, X-ray tomography, and ultrasound-based techniques include complex and expensive instruments. On the other hand, there are low-cost alternatives like optical methods that can be optimized and designed for the study of polymer gel dosimetry. The objective of this study is to present the design, construction, development, and characterization of a low-cost laser scanner for bi-dimensional PGD analysis. With this equipment, characterization and optimization assays were performed on typical samples, and compared to those obtained by commercial or validated instruments with similar results, proving the capacity of the designed instrument as a reading tool for polymeric gel dosimetry.

*Keywords:* Laser scanner, 3D dosimetry, Optical CT, polymer gel dosimetry.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2020.31.2.55>



ISSN 1850-1168 (online)

### I. INTRODUCCIÓN

Los avances en las aplicaciones de radiaciones ionizantes en la medicina, como el tratamiento contra el cáncer, están en continuo desarrollo logrando técnicas de tratamiento más eficaces y con mayor potencialidad curativa. Sin embargo, la capacidad de demostrar que estas aplicaciones son seguras y precisas va de la mano con el desarrollo de sistemas dosimétricos capaces de proporcionar verificación dosimétrica directa. Los dosímetros de gel polimérico (PGDs) representan uno de estos ejemplos notables, ya que no sólo

son capaces de medir la dosis absorbida, sino también de registrar distribuciones de dosis en tres dimensiones con una alta resolución [1] y con propiedades radiológicas equivalentes al agua [2]. Los métodos de lectura para estos sistemas dosimétricos incluyen complejos y costosos equipos como escáneres de resonancia magnética y tomógrafos de rayos X. Sin embargo, es posible utilizar alternativas de menor costo como métodos analíticos ópticos de lectura [3]. Los PGDs no irradiados son virtualmente transparentes a la luz visible, pero los dosímetros irradiados se vuelven opacos a medida que aumenta el grado de polimerización for-

\* valente@famaf.unc.edu.ar

mado durante y posterior a la irradiación hasta alcanzar un nivel de estabilización dependiendo de la dosis absorbida.

Cuando un haz de luz visible atraviesa un material opaco, la intensidad del haz disminuye debido a que algunos fotones interactúan con el material. Dependiendo de la naturaleza de la opacidad, algunos fotones son absorbidos localmente, mientras que otros son dispersados y continúan atravesando el material en un ángulo de dispersión aleatorio [4]. Independientemente del método de interacción, puede calcularse la densidad óptica ( $OD$ ) de una muestra de grosor  $l$  midiendo cuánto atenúa el haz de luz, comparando la intensidad de luz que atraviesa la muestra ( $I$ ) con una intensidad de luz de referencia ( $I_0$ ) mediante la ecuación (1) obtenida a partir de la ley de Lambert-Beer [5].

$$OD = -\frac{1}{l} \log_{10} \left( \frac{I}{I_0} \right) \quad (1)$$

La  $OD$  depende de la longitud de onda del haz incidente de acuerdo a la interacción entre la radiación electromagnética y la estructura molecular del sistema en estudio.

La aplicación de sistemas de lectura ópticos para extraer datos dosimétricos se remonta al origen de los dosímetros químicos en 1927 [6], cuando se utilizó la técnica de espectrofotometría UV-Vis como principal herramienta de lectura. Poco tiempo después de la propuesta del primer dosímetro de gel polimérico (PGD) [7], se introdujo un nuevo método de lectura 3D de dosímetros de gel usando tomografía óptica computarizada basado en una fuente láser y dos fotodetectores [8]. Casi simultáneamente en un área de investigación diferentes se propuso el primer escáner de tomografía óptica basado en una cámara CCD [9]. A partir de estas dos propuestas este tipo de dispositivos se pueden dividir en dos grupos, aquellos basados en un arreglo láser-fotodetector y los basados en un haz de luz incoherente y una cámara CCD. Aunque, este último tipo de escáneres ópticos presenta la ventaja de contar con una gran resolución y velocidad de adquisición [10, 11], debido al hecho de que su haz ancho ilumina todo el dosímetro simultáneamente, este tipo de escáner es susceptible a errores relacionados con la dispersión [12-15], por lo que son inadecuados para la lectura de materiales cuya principal interacción con la luz ocurre por dispersión, como es el caso de los PGDs [16]. Por otro lado, los escáneres basados en un haz láser tienen la ventaja de contar con un haz estrecho que atraviesa la muestra prácticamente en un punto, por lo que poseen menor contaminación por dispersión y son capaces de obtener una lectura de PGDs [17, 18].

El propósito de este trabajo es desarrollar y caracterizar un escáner láser de bajo costo con capacidad de lectura bidimensional para aplicaciones de dosimetría de gel polimérico, validando el equipo con diferentes muestras de PGD frente a otros dispositivos comerciales de mayor costo.

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

### Descripción del instrumento

El diseño del instrumento se basó en el equipo presentado por Gore *et al.* [8] con algunas modificaciones. Se diseñó y construyó el sistema de detección de la señal del láser utilizando dos fotodiodos BPV-10, cada uno integrado a dos am-

plicadores operacionales con un circuito alimentado por una fuente de poder de  $\pm 12$  V, también de construcción propia cuyo esquema se presenta en la Fig. 1. Cada detector se construyó con un primer circuito de amplificación de señal que emplea un amplificador operacional ensamblado en una configuración de amplificador no inversor, que amplifica la señal del fotodiodo 22,27 veces. Un segundo proceso de amplificación eleva 51 veces la señal del detector 1 (D1) y 101 veces la señal del detector 2 (D2). El esquema general del circuito del detector se presenta en la Fig. 2.

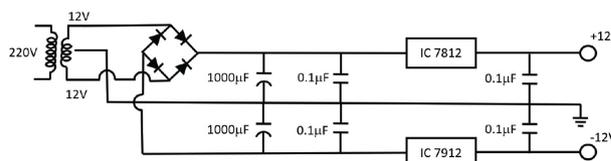


FIG. 1: Esquema de fuente de poder de  $\pm 12$  V.

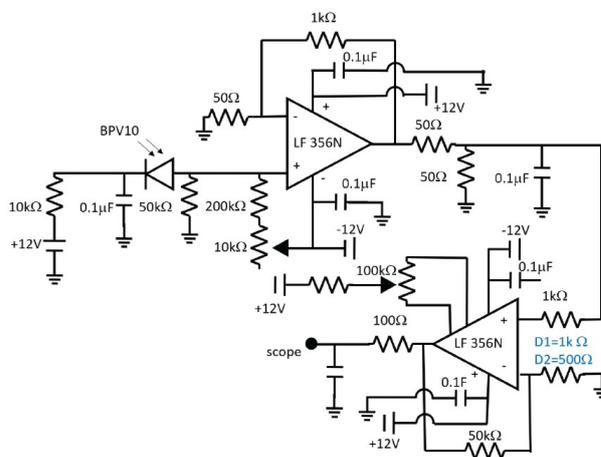


FIG. 2: Esquema de circuito de detectores.

La estructura mecánica del instrumento se construyó para proporcionarle capacidad de análisis en 2D, empleando materiales de bajo costo. La estructura se construyó en hierro con dimensiones  $60 \times 40 \times 52$  cm y se usaron 4 patas de hule de 2 cm con bulones, para facilitar la nivelación del instrumento y amortiguar cualquier tipo de vibraciones durante la medición. El equipo utiliza una fuente láser de diodo con una longitud de onda de 658 nm, un ancho a media altura de 25,5 nm, una potencia de 250 mW y diámetro de haz de 1 mm que establece la resolución del instrumento. El haz láser es dividido en dos mediante un divisor (splitter) de cristal de 0,15 mm con una capa de 20 nm de oro. Un haz es registrado por el detector D1 y el otro haz es reflejado por un espejo, pasa a través de la muestra a estudiar y es reflejado por un segundo espejo hacia una lente plano convexa con un punto focal ubicado a 4 cm donde se ubica el detector D2. La señal detectada es digitalizada por una placa Arduino Mega 2560 la cual está programada, mediante el software libre Arduino IDE, para realizar el cálculo del cociente  $D2/D1$  y utilizar este valor como señal del instrumento. Por otro lado, el instrumento se diseñó con dos motores paso a paso (NEMA 17) unidos a tornillos sin fin, que permiten el movimiento vertical del portamuestras con una resolución de 40 pasos/mm, y un movimiento horizon-

tal de los espejos que desplazan el haz con una resolución de 160 pasos/mm, permitiendo de esta manera realizar la medición de una muestra en 2D. Ambos motores se controlan desde la placa Arduino utilizando una secuencia de movimientos programados. La placa Arduino registra la señal de los detectores 5 veces, para una misma posición en la muestra, calcula el cociente D2/D1 para cada lectura, el valor promedio con su respectiva desviación estándar en cada posición de la muestra y la temperatura de la electrónica mediante un sensor de temperatura (KY028). Los datos se almacenan en una memoria microSD en formato de texto y se procesan con un algoritmo dedicado desarrollado en Matlab (Matlab® versión 7.11.0.584 - R2010b). El esquema del instrumento se presenta en la Fig. 3. Los datos de temperatura son utilizados para realizar una corrección empírica de la señal.

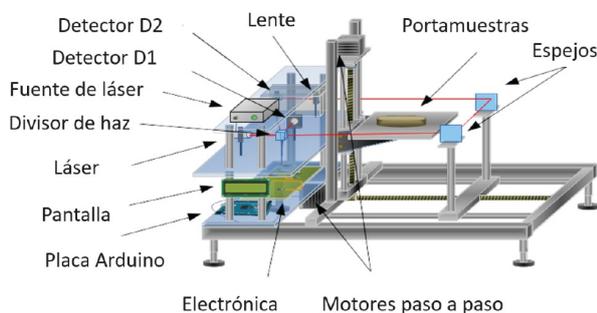


FIG. 3: Escáner láser con capacidad 2D.

### Pruebas de caracterización

Se determinó el tiempo de estabilización de la señal de la fuente láser.

Se utilizaron soluciones de  $CuSO_4$  en  $H_2SO_4$  en celdas de espectrofotometría como método de calibración para evaluar la sensibilidad de la lectura del equipo mediante lecturas de absorbancia de acuerdo a la ecuación

$$A = -\log_{10} \left( \frac{S}{S_0} \right). \quad (2)$$

Comparando los resultados con los obtenidos por espectrofotometría UV-visible a la misma longitud de onda.

Se realizaron determinaciones de reproducibilidad y repetibilidad sobre la lectura de una muestra de agua, en una región de interés (ROI) de  $6 \times 6$  píxeles de la cual se obtuvo el valor promedio y la desviación estándar de los valores registrados por D1 y D2 y el cociente D2/D1. De esta manera, se realizaron 5 medidas por día durante 8 días diferentes.

### Estudio de factibilidad de lectura de PGD puntual

Por otro lado, se evaluó la factibilidad de utilizar el escáner láser para la lectura de PGDs. Para ello, se utilizó un PGD conocido como PAGAT cuya composición se muestra en la Tabla 1. Los dosímetros se prepararon siguiendo el proceso de preparación descrito en un estudio previo [19]. Los dosímetros se irradiaron con diferentes valores de dosis entre 0 y 15 Gy utilizando el tubo de rayos X disponible en las instalaciones de LIIFAMIR<sup>x</sup> y se analizaron con el equipo construido y con el espectrofotómetro UV-Vis marca UNICO modelo S1205 Vis. Luego, a partir de la ecuación

(3) se calcularon y compararon las respuestas de  $\Delta A$  vs. dosis obtenidas por ambos métodos.

$$\Delta A = (A_{ir} - A_0) = m Dosis + n \quad (3)$$

Donde  $A_0$  y  $A_{ir}$  corresponden a los valores de absorbancia medidos en los dosímetros antes y después de ser irradiados, respectivamente. El valor de la pendiente ( $m$ ) se utilizó como parámetro de sensibilidad de la respuesta del PGD.

### Estudio de factibilidad de lectura en 2D

Se utilizaron dosímetros PAGAT en contenedores tipo estrato de  $5,0 \times 5,0 \times 0,32 \text{ cm}^3$  para verificar la capacidad del instrumento de determinar distribuciones espaciales de dosis. Los dosímetros se irradiaron utilizando cuatro tamaños de campo ( $3 \times 3$ ,  $2 \times 2$ ,  $1 \times 1$  y  $0,6 \times 0,5 \text{ cm}^2$ ) con valores de dosis de 5, 6, 10 y 20 Gy respectivamente. Estos dosímetros se analizaron antes y después de ser irradiados utilizando el escáner láser y un equipo de transmisión óptica 2D validado [20]. A partir de las imágenes de  $\Delta OD$  obtenidas con el escáner láser y con el equipo de transmisión óptica 2D se analizaron los tamaños de campo registrados en los dosímetros.

### Aplicación del instrumento en un caso clínico

Se realizó la adquisición 2D de una cara de un dosímetro PAGAT en un contenedor cubico con un volumen de  $1000 \text{ cm}^3$ , el dosímetro fue utilizado como método de verificación de un plan de tratamiento de radioterapia estereotáctica (SRS). Para ello, se irradió en un acelerador lineal LINAC Novalis TrueBeam STx, con haces de 6 MV simulando un tratamiento de SRS con 5 blancos esféricos (que emulan tumores cerebrales) irradiados con diferentes valores de dosis. La distribución de dosis determinada con el escáner láser en el PGD se comparó con la imagen integrada de la misma distribución de dosis determinada mediante imágenes de resonancia magnética (IRM), obtenidas con un resonador marca Philips modelo Itera de 1,5 T, tomando como referencia la distribución de dosis generada por el sistema de planificación de tratamiento (TPS) Elements de BrainLab.

## III. RESULTADOS

### Caracterización

En la Fig. 4 se presenta las lecturas de la intensidad de la señal característica de la fuente láser. Como puede observarse, la fuente láser de diodo utilizada necesita un tiempo de estabilización de 40 min. Los efectos causados por las fluctuaciones inherentes en la intensidad del láser de diodo se corrigieron exitosamente utilizando un detector de referencia y tomando el cociente entre las señales registradas (D2/D1) como valor de respuesta del instrumento.

La comparación de los resultados obtenidos con el instrumento diseñado y el espectrofotómetro UV visible para las soluciones de calibración se presenta en la Fig. 5. Puede observarse que existe una correlación lineal entre ambos resultados con un valor de coeficiente de determinación de 0.986, demostrando las capacidades del escáner láser para determinaciones de absorbancia óptica.

La Fig. 6 presenta el resultado de las mediciones de una

TABLA 1: Composición del dosímetro de gel polimérico PAGAT.

Componente	Proveedor y características	Concentración
Agua	Milli-Q	88.82 % p/p
Gelatina de piel de cerdo	FLUKA, 300 Bloom,	5.00 % p/p
N, N' metilenbisacrilamida (BIS)	Sigma Aldrich®, 99 %	3.00 % p/p
Acrilamida (AAM)	Sigma Aldrich®, 99 %	3.00 % p/p
Cloruro de tetrakis(hidroximetil) fosfonio (THPC)	FLUKA, solución al 80 % en agua	0.18 % p/p

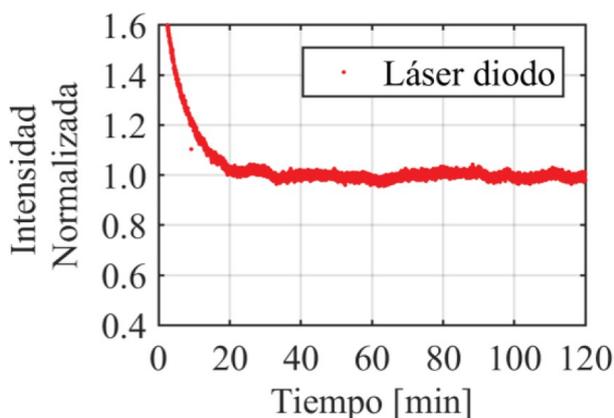


FIG. 4: Intensidad de la señal del láser de diodo en función del tiempo. Las incertezas son menores al 5%

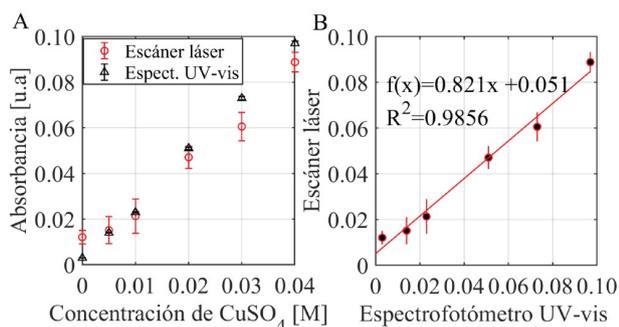


FIG. 5: A) Curva de calibración absorbancia vs concentración de una solución de  $\text{CuSO}_4$  determinadas con el escáner láser con el láser de diodo, y con el espectrofotómetro UV-vis a una longitud de onda de 658 nm. B) Correlación de respuestas entre el escáner láser y el espectrofotómetro UV-vis.

misma muestra en diferentes momentos e incluyendo la corrección por temperatura, obteniendo una repetibilidad de 98,57 % y una reproducibilidad de 97,74 %.

### Lectura puntual de PGD

Las curvas de respuesta de  $\Delta A$  vs. dosis obtenidas con el escáner láser junto con la obtenidas por el espectrofotómetro comercial se presentan en la Fig. 7. En ambos casos se obtuvo una respuesta lineal según la dosis absorbida en los dosímetros, con diferencias entre los coeficientes de determinación de 0,6 % y entre las pendientes de ajuste de un 26,3 %. Estas diferencias pueden deberse principalmente a las diferencias en anchos de banda espectral que utiliza cada instrumento, así como a la sensibilidad relativa de los fotosensores para las diferentes frecuencias. Sin embargo, los resultados muestran la capacidad del instrumento construido para su aplicación en dosimetría de gel poliméricos.

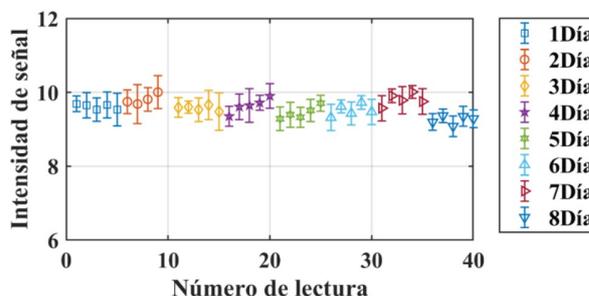


FIG. 6: Intensidad de señal de una muestra de agua.

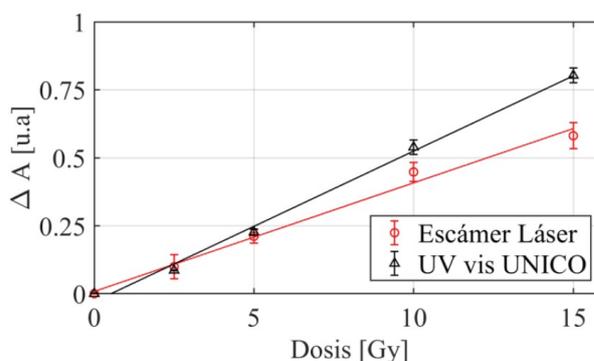


FIG. 7: Curvas de respuesta vs dosis obtenidas con el escáner láser y con el espectrofotómetro UV-vis a 658 nm para los dosímetros PAGAT.

### Capacidad de lectura en 2D

Para caracterizar la potencialidad del escáner láser en la determinación de distribuciones de dosis, en contraste con un equipo validado, se compararon mapas de  $\Delta OD$  obtenidos a partir de adquisiciones realizadas con el escáner láser y con el equipo de transmisión óptica 2D en dosímetros de PAGAT irradiados con diferentes tamaños de campo. Los mapas de  $\Delta OD$  obtenidos se presentan en la Fig. 8.

Cabe destacar que el sentido de barrido durante la determinación con el escáner láser es vertical (y), por lo que ante un movimiento horizontal de los espejos, una leve desviación de la alineación causada por un defecto mecánico del mismo movimiento provoca que el haz láser no incida de forma perpendicular sobre la superficie del dosímetro lo que conlleva un efecto de refracción del haz láser, que aunque en su mayoría es corregido por la lente colocada cerca del detector D2, podría variar la intensidad del haz que detectada produciendo las irregularidades observadas en los perfiles tomados a lo largo del eje x.

Para disponer de un análisis cuantitativo en la comparación de métodos, se utilizó el valor del tamaño de campo de irradiación registrado por ambos instrumentos. En la Fig. 9 se presentan los tamaños de campo determinados con am-

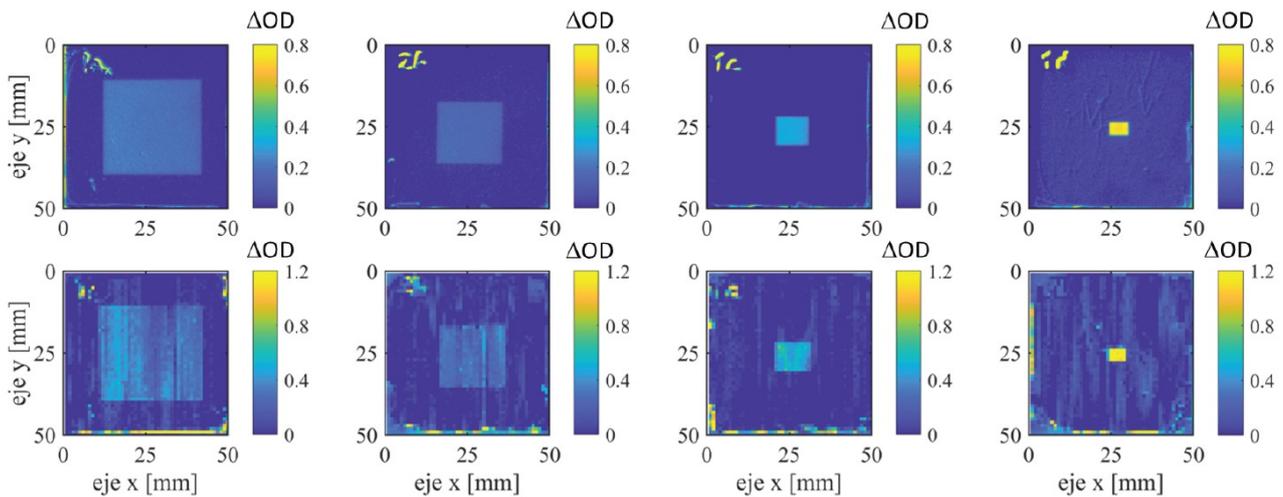


FIG. 8: Mapas de  $\Delta OD$  de dosímetros de PAGAT en contenedores tipo estrato obtenidos con el equipo de transmisión óptica 2D (fila superior) y el escáner láser (fila inferior).

Los instrumentos de lectura obteniendo una correlación lineal entre los tamaños de campos registrados, con valores de coeficientes de determinación de 0,997 y 0,999 en los ejes  $x$  e  $y$ , respectivamente. Puede inferirse, a partir del valor de la pendiente en la correlación, que el escáner láser posee una tendencia a sobredimensionar ligeramente el tamaño de campo en comparación con el equipo de transmisión óptica 2D, lo que puede resolverse con un sistema de barrido en el instrumento construido de paso menor.

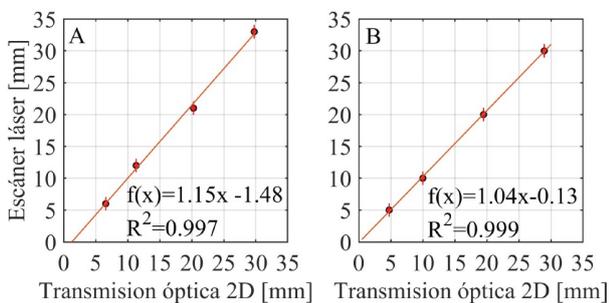


FIG. 9: Correlación entre los tamaños de campo registrados con el escáner láser y el equipo de transmisión óptica 2D en sentido horizontal (A) y vertical (B).

### Aplicación del instrumento en un caso clínico

Se utilizó el escáner láser para el análisis de un dosímetro PAGAT irradiado simulando un caso clínico. Para ello, se analizó una cara del dosímetro utilizado en la verificación de un tratamiento SRS y se contrastaron los resultados con los calculados a partir de los tensores de dosis, integrados en el eje de proyección del análisis, obtenidos con el TPS y con la técnica de IRM.

En la Fig. 10 se presentan los mapas de dosis relativa integrados en 2D, obtenidos con el sistema de planificación, el tomógrafo de resonancia magnética y el escáner láser. Puede observarse una muy buena correlación geométrica. Con fines comparativos se calcularon perfiles a lo largo del eje  $x$  en posiciones del eje  $y$  de  $y = 25, 41$  y  $61$  mm las cuales se presentan en la Fig. 11. Además, se calculó los valores de error relativo cuadrático medio (MSRE) entre los perfiles obtenidos con las diferentes técnicas, los resultados

obtenidos se presentan en la Tabla 2.

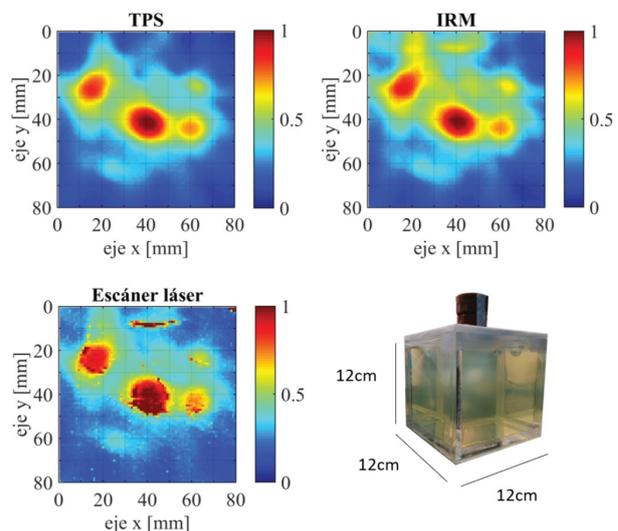


FIG. 10: Imágenes de dosis relativa obtenidas con TPS, IRM y escáner láser utilizando el láser de diodo. Foto del dosímetro utilizado

TABLA 2: Valores de MSRE obtenidos en la comparación de los perfiles obtenidos con el escáner láser (EL), TPS e IRM.

Perfil	EL vs TPS	EL vs IRM	IRM vs TPS
$y = 41$	0,033	0,026	0,027
$y = 25$	0,056	0,023	0,034
$y = 61$	0,154	0,357	0,015

Los resultados obtenidos demuestran que el instrumento diseñado y construido con materiales de bajo costo, tiene la capacidad de registrar mapas de lecturas en 2D de PGDs comparables a los obtenidos por equipos comerciales complejos como un escáner de resonancia magnética, obteniendo valores de MSRE menores al 2,6% en valores de dosis medios y altos, y con diferencias de un 35,7% para valores de dosis bajas. Es importante destacar que las caracterizaciones se realizaron con un láser de diodo y que estos valores podrían mejorarse utilizando una fuente de mejor calidad.

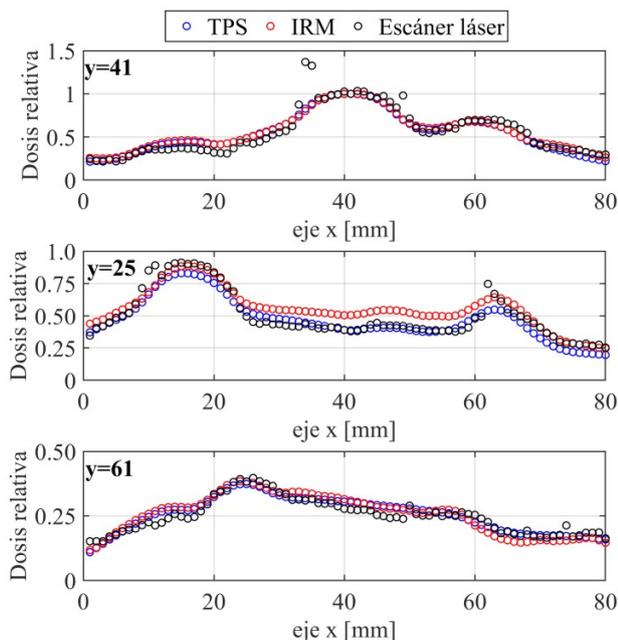


FIG. 11: Perfiles comparativos de respuestas relativas obtenidas con el TPS, IRM y el escáner láser.

#### IV. CONCLUSIÓN

El escáner láser diseñado y construido con elementos de bajo costo, con capacidad de lectura en 1D y 2D de dosímetros de gel polimérico y con una resolución de  $1\text{ mm}^2$  obtuvo resultados comparables a los obtenidos por equipos comerciales de espectrofotometría y de transmisión óptica 2D, con un costo de equipamiento aproximadamente mil veces menor. El equipo permitió obtener la proyección de la distribución de dosis relativa de un dosímetro utilizado para la verificación de un tratamiento de radioterapia con 5 volúmenes objetivos comparable a las obtenidas por equipos comerciales complejos como un escáner de resonancia magnética y por el sistema de planificación de tratamiento. Si bien la capacidad tridimensional del instrumento se encuentra fuera de los objetivos del presente trabajo, cabe resaltar que, gracias al diseño implementado, intervenciones menores como incorporar un motor de giro junto a la reprogramación del control de posicionamiento, permitirá alcanzar la capacidad tridimensional de manera sencilla. Las dimensiones del instrumento construido permiten su portabilidad, lo que proporciona la ventaja de ser ubicado sin mayores requerimientos en instalaciones clínicas.

#### AGRADECIMIENTOS

Proyectos ESPORA I, PIP 112 20130100658 CO, PIP 1120 20110101029, PIP 114 20090100398 y SeCyT UNC mediante el Proyecto DOSCOM I y el programa INSPIRATE I. Los autores desean agradecer a la Universidad Nacional (con sede en Heredia, Costa Rica) por el apoyo financiero JB C 0612 2014 de los estudios doctorales de D. Chacón. Se agradece a CONICET y a la UNC. Se agradece especialmente a Ariel Arnuz Miguel Parabué y Alberto Marangoni del Sanatorio Allende (Argentina) por su ayuda y asistencia con la adquisición de imágenes por resonancia magnética y al Dr. Daniel Venencia del instituto Zunino por facilitar el acceso al acelerador lineal y a los sistemas de planificación.

#### REFERENCIAS

- [1] C. Baldock, Y. D. Deene, S. Doran, G. Ibbott, A. Jirasek, M. Lepage, K. B. McAuley, M. Oldham y L. J. Schreiner. Polymer gel dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **55**, R1-R63 (2010).
- [2] M. Valente, J. Vedelago, D. Chacón, F. Mattea, J. Velásquez y P. Pérez. Water-equivalence of gel dosimeters for radiology medical imaging. *Appl. Radiat. Isot.* **141**, 193-198 (2018).
- [3] S. J. Doran. The history and principles of optical computed tomography for scanning 3-D radiation dosimeters: 2008 update. *J. Phys.: Conf. Ser.* **164**, 012020 (2009).
- [4] L. V. Wang y H. Wu. *Biomedical optics: principles and imaging* (John Wiley y Sons, 2012).
- [5] D. F. Swinehart. The beer-lambert law. *J. Chem. Educ.* **39**, 333-335 (1962).
- [6] N. Fricke y S. Morse. The chemical action of roentgen rays on diluted ferrous sulphate solutions as a measure of dose. *Amer. J. Roentgen.* **18**, 426-430 (1927).
- [7] M. J. Maryanski, J. C. Gore, R. P. Kennan y R. J. Schulz. NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magn. Reson. Imaging* **11**, 253-258 (1993).
- [8] J. C. Gore, M. Ranade, M. J. Maryanski y R. J. Schulz. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: I. Development of an optical scanner. *Phys. Med. Biol.* **41**, 2695-2704 (1996).
- [9] A. T. Winfree, S. Caudle, G. Chen, P. McGuire y Z. Szilagyi. Quantitative optical tomography of chemical waves and their organizing centers. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science* **6**, 617-626 (1996).
- [10] J. G. Wolodzko, C. Marsden y A. Appleby. CCD imaging for optical tomography of gel radiation dosimeters. *Med. Phys.* **26**, 2508-2513 (1999).
- [11] N. Krstajić y S. J. Doran. Focusing optics of a parallel beam CCD optical tomography apparatus for 3D radiation gel dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **51**, 2055-2075 (2006).
- [12] P. DeJean, R. Senden, K. McAuley, M. Rogers y L. J. Schreiner. Initial experience with a commercial cone beam optical CT unit for polymer gel dosimetry I: Optical dosimetry issues. *J. Phys.: Conf. Ser.* **56**, 179 (2006).
- [13] S. G. Bosi, S. Brown, S. Sarabipour, Y. De Deene y C. Baldock. Modelling optical scattering artefacts for varying pathlength in a gel dosimeter phantom. *Phys. Med. Biol.* **54**, 275 (2009).
- [14] S. Al-Nowais y S. J. Doran. CCD-based optical CT scanning of highly attenuating phantoms. *J. Phys.: Conf. Ser.* **164**, 012023 (2009).
- [15] T. Olding, O. Holmes y L. Schreiner. Cone beam optical computed tomography for gel dosimetry I: scanner characterization. *Phys. Med. Biol.* **55**, 2819-2840 (2010).
- [16] M. J. Maryanski, Y. Z. Zastavker y J. C. Gore. Radiation dose distributions in three dimensions from tomographic optical density scanning of polymer gels: II. Optical properties of the BANG polymer gel. *Phys. Med. Biol.* **41**, 2705-2717 (1996).

- [17] M. Oldham, J. H. Siewerdsen, A. Shetty y D. A. Jaffray. High resolution gel-dosimetry by optical-CT and MR scanning. *Med. Phys.* **28**, 1436-1445 (2001).
- [18] Y. Xu, C. S. Wu y M. J. Maryanski. Performance of a commercial optical CT scanner and polymer gel dosimeters for 3-D dose verification: Optical CT scanning of polymer gel. *Med. Phys.* **31**, 3024-3033 (2004).
- [19] D. Chacón, J. Vedelago, M. C. Strumia, M. Valente y F. Mattea. Raman spectroscopy as a tool to evaluate oxygen effects on the response of polymer gel dosimetry. *Appl. Radiat. Isot.* **150**, 43-52 (2019).
- [20] J. Vedelago, D. Chacón, F. Malano, R. Conejeros, R. Figueroa, D. Garcia, G. González, M. Romero, M. Santibañez, M. C. Strumia, J. Velásquez, F. Mattea y M. Valente. Fricke and polymer gel 2D dosimetry validation using Monte Carlo simulation. *Radiat. Meas.* **91**, 54-64 (2016).