

## MICROTOMOGRFÍA DE RAYOS X PARA CARACTERIZAR VOLUMEN DEL CANAL RADICULAR EXTRAÍDO EN INSTRUMENTACIÓN ENDODÓNTICA

### X-RAY MICROTOMOGRAPHY TO CHARACTERIZE THE ROOT CANAL VOLUME EXTRACTED IN ENDODONTIC INSTRUMENTATION

R. Gilli<sup>1,2</sup>, F. Mattea<sup>2,3,4</sup>, G. Martín<sup>5,6,7</sup> y M. Valente<sup>\*1,2,8,9</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación (FAMAF), Universidad Nacional de Córdoba (UNC), Córdoba, Argentina.

<sup>2</sup>Laboratorio de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes de Rayos X (LIIFAMIR<sup>®</sup>) - FAMAF - Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.

<sup>3</sup>Instituto de Investigación y Desarrollo en Ingeniería de Procesos y Química Aplicada (IPQA), CONICET, Córdoba, Argentina

<sup>4</sup>Departamento de Química Orgánica - Facultad de Ciencias Químicas (FCQ) - UNC, CONICET.

<sup>5</sup>Carrera de Especialización de Endodoncia, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de Córdoba, Argentina

<sup>6</sup>Carrera de Especialización de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Nacional del Nordeste, Argentina.

<sup>7</sup>Cátedra de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.

<sup>8</sup>Instituto de Física E. Gaviola (IFEG), CONICET-UNC.

<sup>9</sup>Centro de excelencia en Física e Ingeniería en Salud (CFIS) - Universidad de La Frontera, Temuco; Chile.

Recibido: 23/12/2021; Aceptado: 24/04/2022

Durante las últimas décadas, las técnicas analíticas de imágenes por contraste de absorción de rayos X han cobrado sistemáticamente mayor protagonismo, por su capacidad de explorar de manera no destructiva el interior de una muestra. La significativa mejora en resolución espacial que ofrece la micro-tomografía por rayos X en comparación con la tomografía computada convencional, ha promovido la inserción de esta técnica en diversos campos biomédicos, entre los que se destaca la odontología. Particularmente, en la disciplina de la endodoncia, la microCT surge como un método de potencial interés cuando se realizan tratamientos de conducto, donde una de las principales necesidades es la caracterización anatómica del conducto radicular en piezas dentales. En el presente trabajo se adaptó el equipamiento de microCT del Laboratorio de Investigación e Instrumentación en Física Aplicada a la Medicina e Imágenes por Rayos X (LIIFAMIR<sup>®</sup>) del Instituto de Física E. Gaviola - CONICET y UNC, que permitió adquirir imágenes radiográficas de muestras dentales de interés, para ser posteriormente utilizadas en la implementación de algoritmos destinados a reconstrucción tomográfica y segmentación de volúmenes. Como resultado se obtuvieron imágenes radiográficas de dientes premolares con buen contraste entre los distintos materiales presentes, y representaciones tridimensionales, cuya visualización es comparable con las muestras reales. Asimismo, se logró caracterizar el volumen del conducto radicular del diente en su forma natural y luego de haber pasado por el proceso de instrumentación en el cual se extrae el tejido pulpar de su interior.

*Palabras Clave:* tratamiento de conducto, micro-tomografía, segmentación de volúmenes.

During the last decades, the analytical techniques of X-ray absorption contrast imaging have systematically gained greater relevance, mainly due to the ability to attain non-destructive exploration the sample interior. The significant improvement in spatial resolution offered by X-ray micro-tomography, as compared to conventional computed tomography, has motivated its insertion in many biomedical fields, among which dentistry stands out. Particularly, for endodontics, microCT appears as a method of remarkable potential interest to study procedures involved in root canal treatments, where one of the main needs is the anatomical characterization of the root canal in the teeth. The present work reports on the adaptation of the microCT equipment of the LIIFAMIR<sup>®</sup> laboratory at the E. Gaviola Physics Institute, CONICET and UNC, thus allowing to acquire radiographic images of dental samples of interest, to be later used in the implementation of algorithms, intended to tomographic reconstruction and volume segmentation. As a result, radiographic images of premolar teeth were obtained with good contrast between the different materials present, and three-dimensional representations, whose visualization is comparable with the real samples. Moreover, it was possible to characterize the root canal volume of the tooth both in its natural form and after having undergone the instrumentation process in which the pulp tissue is extracted.

*Keywords:* root canal treatment, microtomography, volume segmentation.

<https://doi.org/10.31527/analesafa.2022.33.3.70>



ISSN 1850-1168 (online)

## I. INTRODUCCIÓN

Las técnicas analíticas de contraste por absorción por medio de imágenes por rayos X han cobrado sistemáticamente

\* mauro.valente@gmail.com

mayor protagonismo en aplicaciones médicas, derivado de su capacidad de explorar de manera no destructiva y no invasiva el interior de una muestra. El aprovechamiento de estas técnicas se remonta al año 1895 con la aparición de la *radiografía de rayos X por contraste de absorción* gracias al descubrimiento de los rayos X por Rontgen [1]. Las imágenes radiográficas por contraste de absorción aprovechan la capacidad de los rayos X de atravesar una muestra y ser absorbidos por regiones de distintos materiales, densidades y espesores, produciendo diferencias de contraste entre las distintas estructuras internas que forman la muestra.

La configuración básica para la formación de radiografías requiere una fuente de rayos X, una muestra y un detector que registre la intensidad de la radiación que traspasó la muestra. Como resultado de este proceso se obtiene una imagen bidimensional, que representa una proyección sobre un plano, donde cada píxel se asociará con un voxel de la muestra 3D (ver Fig. 1).

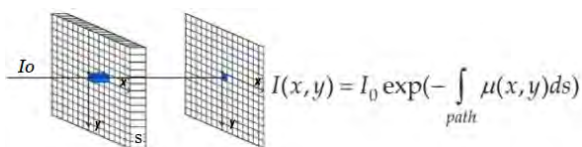


FIG. 1: Proceso de adquisición de imágenes radiográficas.

Es bien conocido que las imágenes radiográficas, desde sus inicios y durante muchas décadas, constituyeron una herramienta muy apreciada y requerida en el ámbito médico [1]. Sin embargo, los avances tecnológicos en imagenología tridimensional, generaron la necesidad de mejorar la técnica debido a la limitación de representar en dos dimensiones, una estructura anatómica tridimensional. En la década de 1970, se incorpora como complemento a las imágenes radiográficas, la *tomografía computada* (CT) que reconstruye una imagen tridimensional a partir de múltiples proyecciones planares, basada el principio matemático de la transformada de Radon.

Más recientemente, surgió la *micro tomografía* ( $\mu$ CT) como alternativa superadora a la CT convencional, ya que ofrece una significativa mejora en resolución espacial, logrando una caracterización 3D submilimétrica de muestras biológicas. Se ha promovido la inserción de esta técnica en diversos campos biomédicos, entre los que se destaca la odontología, como una de las áreas de mayor impulso en su incorporación.

La endodoncia, es una de las especialidades odontológicas que se ocupa del estudio y tratamiento de la pulpa dental, tejido blando en el interior del diente [2], cuya infección o inflamación, si no es tratada a tiempo puede generar problemas sistemáticos en otras partes del cuerpo. El tratamiento de las piezas dentales requiere de una intervención clínica, debido a que es un tejido que no puede repararse por sí mismo. Por este motivo, es una disciplina que involucra una gran variedad de procedimientos clínicos, entre los cuales, el tratamiento de conducto es uno de los más populares, cuyo principal objetivo es preservar la dentadura natural [3].

Este procedimiento consiste de dos etapas principales: (1) en el proceso de instrumentación, se abre la corona para acceder al conducto radicular, se remueve el tejido pulpar

infectado, limpian y modelan los conductos radiculares [4]; (2) se realiza una obturación, en la cual se rellenan los conductos vacíos con un sellador endodóntico biocompatible y conos de gutapercha [5].

El éxito de la terapia endodóntica depende de la identificación y caracterización de los conductos para lograr una instrumentación adecuada, como así también la calidad de la obturación requiere de una evaluación adecuada, porque un mal sellado puede ser la principal causa de la introducción de microorganismos que causan una infección del diente [6]. Por tanto, la  $\mu$ CT es un método de potencial interés para satisfacer estas necesidades [7].

El presente trabajo reporta sobre las adaptaciones necesarias de una infraestructura de micro-CT que permita adquirir imágenes radiográficas de muestras dentales y a partir de ellas, obtener una representación tridimensional de la muestra. Sobre la estimación 3D de la muestra se aplica, posteriormente, un algoritmo con el objetivo de segmentar volúmenes de distintas densidades presentes en el interior del diente.

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

### Montaje experimental

El equipamiento para microCT que se utilizó para este trabajo, incluye como fuente de radiación, un tubo convencional de rayos X YXLON EVO 255 de 1 kW de potencia, y una unidad de control CONTROL EVO a través de la cual es posible operar el sistema desde el exterior a la sala de irradiación, configurando y controlando los parámetros involucrados en el manejo de la fuente como corriente, voltaje y tiempo de irradiación. La fuente de radiación se encuentra en el bunker de dosimetría e imágenes por rayos X del LIIFAMIR<sup>®</sup> y es operada de manera segura desde la sala de control.

Los rayos X se producen por impacto de electrones en un ánodo de W. El voltaje de la fuente tiene un rango dinámico entre 25 - 255 kV a pasos de 1 kV, y la corriente se puede ajustar entre 0.5 - 10 mA a pasos de 0.1 mA. El haz emerge del tubo con una divergencia de  $40^\circ \times 60^\circ$ , previamente atenuado por una ventana de Be de  $(0.8 \pm 0.1)$  mm de espesor y un filtro intrínseco de aleación de aluminio ( $AlMg_3$ ) de 4 mm.

Para obtener las proyecciones angulares, se implementó un sistema automático de rotación de la muestra utilizando un porta-muestras giratorio sincronizado por un sistema electromecánico automatizado desarrollado íntegramente en la línea integral de imágenes por rayos X de LIIFAMIR<sup>®</sup>. Las muestras se posicionaron sobre el plato giratorio, en un portamuestra de telgopor, material que se eligió por su baja absorción de radiación, el cual permite tener la muestra dental vertical durante el escaneo.

Como sistema de detección, se utilizó un detector de estado sólido bidimensional flat panel con centelleador de yoduro de cesio (CsI) amorfo marca VARIAN Co. USA., modelo PaxScan 2020+, con un área de adquisición de  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup>, y resolución espacial correspondiente a un tamaño de pixel de  $200 \times 200$   $\mu$ m<sup>2</sup> [8].

Para este trabajo, se adaptó el equipamiento estableciendo una configuración óptima de I-V que aporte un buen contraste en las piezas dentales escaneadas, no sature el detec-

TABLA 1: Datos de configuración experimentales.

Parámetros	Valores
Voltaje	45 kV
Corriente	2.9 mA
Distancia fuente-muestra	$(140 \pm 1)$ cm
Distancia muestra-detector	$(15 \pm 1)$ cm

tor y no exceda la potencia máxima permitida en la fuente de radiación. Se incluyó un filtro extra, además del intrínseco, ubicado a la salida del tubo de 1 mm de Al, con el fin de suavizar el espectro incidente, atenuando primordialmente rayos X de bajas energías, y mejorando la calidad de la imagen. Asimismo, fue necesario optimizar las distancias fuente-muestra y muestra-detector. En la Tabla 1 se resumen los parámetros y valores utilizados, y en la Fig. 2 se muestra la imagen esquemática del montaje experimental.

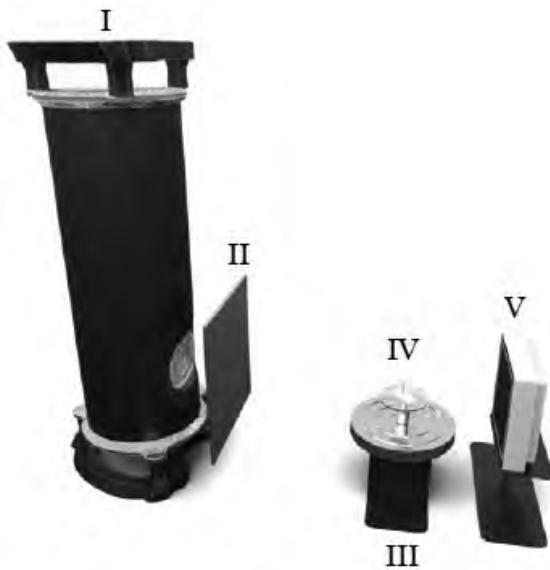


FIG. 2: Montaje experimental para microCT que incluye: I. Fuente de rayos X, II. Filtro, III. Porta-muestras giratorio, IV. Base y sistema electromecánico para el porta-muestra y V. Detector de rayos X.

Se utilizaron como muestras dentales, provistas y manipuladas por especialistas habilitados, dos dientes premolares de 1 raíz (ver Fig. 3) y se adquirieron 400 proyecciones rotando la muestra  $180^\circ$  y manteniendo fijas las distancias y posiciones de la fuente y el detector. El escaneo se realizó en dos instancias reproduciendo las condiciones experimentales: (1°) los dientes en su forma natural, formados por dos materiales, dentina y tejido pulpar; (2°) se escanearon las mismas muestras dentales pero instrumentadas, en las que permanecieron, básicamente, la estructura mineral (dentina) y el aire en la cavidad del canal radicular.

### Reconstrucción tomográfica

Matemáticamente, la microCT se rige por los mismos principios de reconstrucción que la CT convencional. La teoría se basa en considerar una muestra como una superposición de planos transversales  $\mu(x,y)$  (ver Fig. 4), todos de un mismo espesor sobre el eje z, donde cada uno representa una sección que se va a reconstruir [9] a partir de múltiples imágenes radiográficas (proyecciones) que se obtienen en



FIG. 3: Muestras dentales utilizadas. Premolar 1 (izquierda en ambas imágenes). Premolar 2 (derecha en ambas imágenes).

distintos ángulos. Finalmente, las reconstrucciones 2D de cada plano transversal se apilan, generando una representación tridimensional.

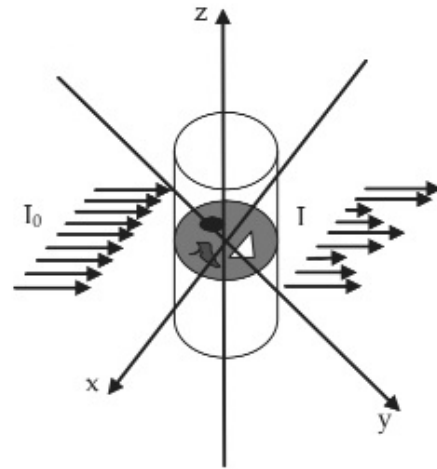


FIG. 4: Representación del plano transversal a reconstruir en una muestra arbitraria.

Cuando la muestra es atravesada por un haz de rayos X paralelos entre sí y perpendiculares al detector, con intensidad incidente  $I_0$ , la intensidad que llega al detector en un sistema de coordenadas polares, con un eje "s" paralelo a los rayos, un eje "r" perpendicular a la radiación, y un ángulo  $\theta$  que forman los rayos X con el eje Y de la muestra, se describe en la fórmula

$$I = I_0 e^{-\int \mu(x,y) ds} = I_0 e^{-\int \mu(r \cos \theta - s \sin \theta, r \sin \theta + s \cos \theta) ds}. \quad (1)$$

Para reconstruir un plano se aplica la transformada de Radon, que se define para cada ángulo y coordenada r como la integral de línea de la función  $\mu(x,y)$  en la dirección s. El resultado es un sinograma  $p_\theta(r)$ , que se relaciona con la intensidad transmitida a través de la fórmula [10]

$$p_\theta(r) = -\log \frac{I_\theta(r)}{I_0} = \int \mu(r \cos \theta - s \sin \theta, r \sin \theta + s \cos \theta) ds. \quad (2)$$

Para lograr una imagen representativa de la muestra, el objetivo es obtener  $\mu(x,y)$  a partir de su sinograma. El teorema de Radon muestra que la transformada puede ser inver-

tible y por tanto es posible retroproyectar la transformada de Radon luego de aplicar un filtro en el dominio de las frecuencia para mejorar la calidad de la imagen (*retroproyección filtrada FBP*) [11]. La expresión para  $\mu(x,y)$  por FBP, que representa la reconstrucción de un plano, se resume como se muestra en la Ec. (3) donde  $P(k)$  es la transformada de Fourier y  $Q(k)$  la función que representa el filtro [10].

$$\mu(x,y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} P(k, \theta) |k| Q(k) e^{2\pi i k} dk d\theta \quad (3)$$

Esta teoría se utilizó como base del algoritmo desarrollado en el LIIFAMIR<sup>®</sup>. En primer lugar, se leen las imágenes que se obtienen del detector, ordenadas según secuencia de las proyecciones adquiridas, y se construye un tensor angular con las proyecciones adquiridas dentro de una ROI seleccionada alrededor de la muestra. Se corrige el tensor con los valores de *offset* y *ganancia*, cuyas imágenes se obtienen al inicio de la adquisición de imágenes, con haz apagado y con haz prendido sin muestra, respectivamente.

A partir del tensor angular corregido, se genera un tensor rectangular que se reconstruye plano a plano utilizando la transformada de Radon y correcciones de artefactos, y se normaliza por sus valores máximo y mínimo.

El algoritmo requiere como parámetros de entrada: número de proyecciones, ángulo total de rotación y posición del eje de rotación.

### Segmentación de volúmenes

El algoritmo para segmentar volúmenes de distintas densidades, consiste de la siguiente serie de pasos: En primer lugar, se reduce la cantidad de información, reduciendo el tensor de la reconstrucción  $\mu$ CT de la muestra a la región de interés (ROI), y luego se utiliza su histograma para elegir un valor de intensidad para el umbral de aire, que permitirá distinguir un material de otro, aire de tejido dentario en este caso.

Posteriormente, se separa la raíz, que es la región del diente de interés para identificar los conductos, cortando la corona y la zona apical (ver Fig. 5).

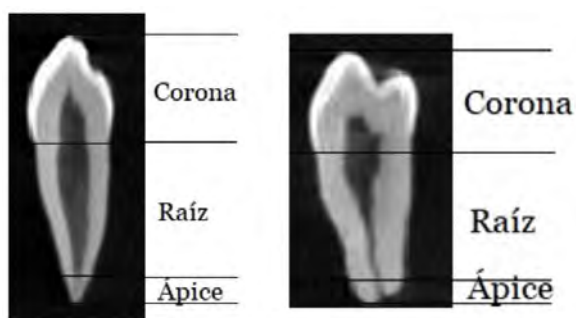


FIG. 5: Regiones correspondientes a la corona, raíz y ápice.

Luego, se crea un tensor *máscara* con las mismas dimensiones que el tensor raíz, en el cual toda posición con valor de intensidad mayor al umbral de aire vale 1 y con valor menor, 0. La máscara se multiplica (convoluciona) por el tensor raíz, generando un nuevo tensor en el cual, las zonas de haz directo toman valor 0, mientras que en la raíz, las regiones de dentina se mantienen con su valor de intensi-

dad original, y los volúmenes de aire o tejido pulpar en el interior con valor 0.

Para identificar esos volúmenes en el interior del diente y tener la caracterización del conducto radicular, se realiza un procesamiento digital para rellenar los huecos dentro del diente, con valor 1, y se le resta el tensor que detecta valor 0 en el hueco, obteniendo de esta manera un tensor final con valor 1 en la zona del conducto y 0 en cualquier otra posición.

## III. RESULTADOS

### Imágenes radiográficas

A modo de ejemplo, la Fig. 6 muestra dos imágenes radiográficas correspondientes a las proyecciones en 0° y 90°. Las regiones de baja absorción de radiación se perciben en tonos blancos como la zona de haz directo y el interior del diente; a medida que aumenta la densidad del material, la intensidad transmitida es cada vez menor (alta absorción) y se perciben en colores más oscuros que van desde tonos grises, por ejemplo para la dentina, a tonos negros, en el porta-muestras giratorio.

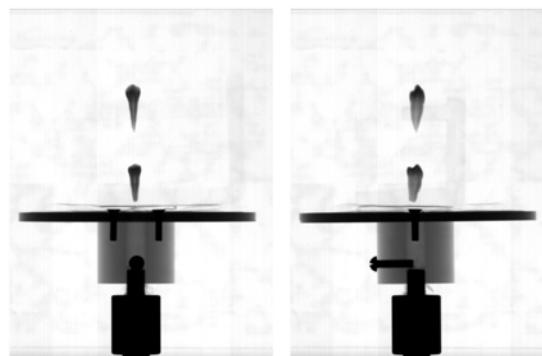


FIG. 6: Imágenes radiográficas de premolares de 1 raíz (diente 1 abajo, diente 2 arriba). Proyección a 0° (izquierda) y proyección a 90° (derecha).

### Reconstrucción tomográfica

En la Fig. 8 se muestran visualizaciones a distintos ángulos de la representación tridimensional de los premolares n°1 y n°2, que se lograron al aplicar el algoritmo de reconstrucción tomográfica sobre las radiografías adquiridas con las muestras antes de ser instrumentadas.

Resultados similares se obtuvieron para las reconstrucciones utilizando las muestras instrumentadas, con la diferencia que en la zona de la raíz se aprecia el hueco que abren en la corona, desde el cual extraen el tejido pulpar infectado (ver Fig. 7).

Los resultados de la estimación morfológica a nivel tridimensional de piezas dentales, reportadas en las Figs. 7 y 8 se muestran completamente de acuerdo con resultados de trabajos anteriores con técnicas analíticas similares aplicados sobre diferentes piezas dentales [12, 13].

### Segmentación de volúmenes

En la etapa de segmentación, se aplicó el algoritmo sobre las reconstrucciones 3D de los premolares, considerando la presencia de dos materiales: dentina y aire o tejido pulpar. En las Figs. 9 y 10 se presentan los resultados obtenidos

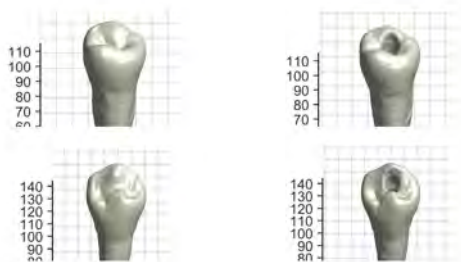


FIG. 7: Coronas de los premolares n°1 (arriba) y n°2 (abajo) para los dientes no instrumentados (izquierda) e instrumentados (derecha).

para los dientes n°1 y n°2 respectivamente, con un valor de umbral de aire de 0.4728. En primer lugar se muestra la raíz, luego el volumen de aire que se detectó y por último se combinaron ambos resultados.

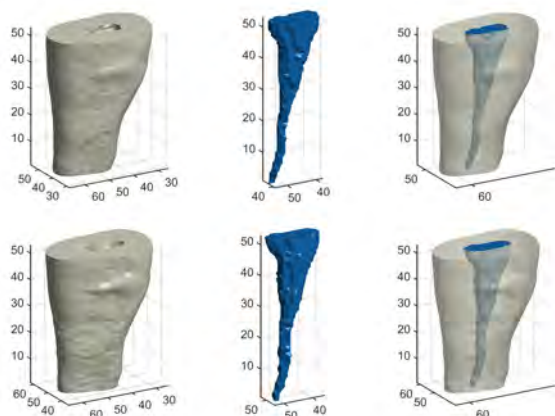


FIG. 9: Segmentación premolar n°1 antes de instrumentar (arriba) y después de instrumentar (abajo).

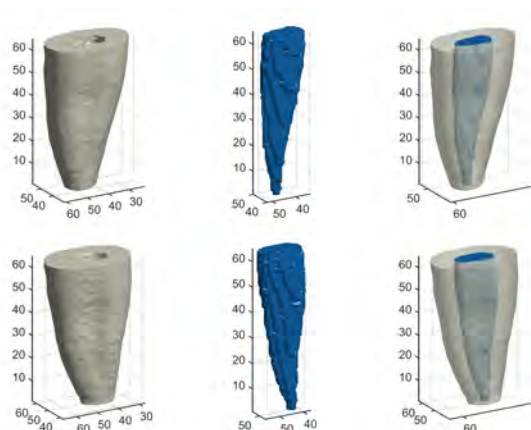


FIG. 10: Segmentación premolar n°2 antes de instrumentar (arriba) y después de instrumentar (abajo).

Cabe remarcar que en la metodología implementada, durante la ejecución del algoritmo, resulta crítica la elección del valor umbral de aire, la cual depende fuertemente del usuario, ya que es una elección no automatizada, y puede generar cambios en el volumen del conducto. En la Fig. 11 se muestra el caso particular del cambio en el volumen porcentual del conducto del premolar n°2 antes de instrumentar para el umbral elegido en este trabajo de 0.4728 y para dos

valores que cambian en  $\pm 10\%$ . Se observa que a mayor valor de umbral, mayor es el volumen del conducto, aunque esto implica considerar como material de aire vóxeles que originalmente pertenecen a la dentina. Por tanto, la elección en este caso se realizó considerando un valor conservador, no muy alto que sobreestime el volumen de conducto, ni uno bajo que lo subestime.

Teniendo presente que en su forma natural el conducto está ocupado por tejido pulpar, y luego de instrumentar, por aire, se compararon los volúmenes porcentuales detectados en ambos casos para el valor umbral de 0.4728 (ver Fig. 12).

A pesar de la dependencia no despreciable del proceso de análisis automatizado cuantitativo por parte del algoritmo, se observa que al instrumentar aumenta el tamaño del conducto radicular, relación que se mantiene con distintos valores de umbral. Futuras investigaciones específicas orientadas a mejorar la estabilidad de la *performance* del algoritmo respecto de la elección de valores umbrales podrían contribuir a una mejora valiosa de la metodología desarrollada.

Debe destacarse que las características morfológicas cualitativas y cuantitativas obtenidas en este trabajo, como indican las Figs. 9 a 12, son consistentes con resultados reportados por otros autores [3, 14].

#### IV. CONCLUSIONES

En el presente trabajo se adaptó una infraestructura de microCT que permitió adquirir imágenes radiográficas de dientes premolares con buen contraste entre dentina y aire o tejido pulpar, materiales presentes en las muestras. Las radiografías se utilizaron posteriormente para ser procesadas por un algoritmo de reconstrucción tomográfica, con el cual se obtuvo la representación 3D de las muestras, siendo su visualización razonablemente comparable con el diente real y con resultados reportados en trabajos precedentes. Asimismo, se implementó exitosamente un algoritmo semi-automático de segmentación de volúmenes sobre las imágenes 3D, pudiendo caracterizarse dentro de la muestra dental el volumen del conducto radicular. El proceso se aplicó a las muestras en dos diferentes instancias, primero con el diente en su constitución natural y luego con el diente instrumentado, siendo el volumen porcentual del segundo caso mínimamente mayor que el primero. Más allá de la dependencia de la *performance* para cuantificaciones del algoritmo de segmentación respecto de los valores de umbral entre diferentes materiales, es posible utilizar el histograma para obtener un umbral adecuado de manera pseudo-asistida, permitiendo así alcanzar niveles de precisión promisorios.

#### AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo pudo realizarse gracias al aporte de las muestras dentales provistas por la odontóloga, especialista en endodoncia, Gabriela Martín. El trabajo se realizó en las instalaciones del laboratorio LIIFAMIR<sup>®</sup> en la Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación de la Universidad Nacional de Córdoba. El presente trabajo fue parcialmente financiado por CONICET, proyecto PIP 11220200100751CO, por Fund. YPF proyecto PIO 3320150100039CO, por SeCyT-UNC proyecto 33620180100366CB y por la Universidad de La Frontera, Chile por medio de los proyectos DI21-1005 y DI21-0068.

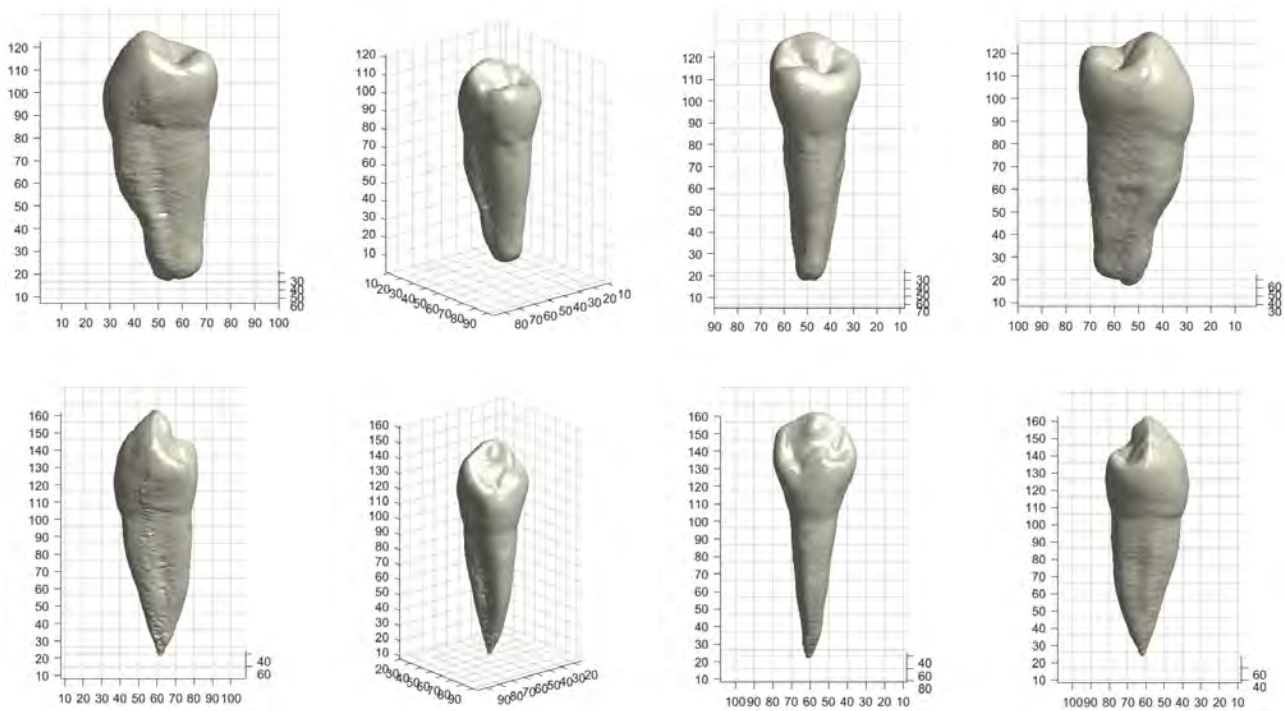


FIG. 8: Visualizaciones a distintos ángulos de la reconstrucción tridimensional de los premolares n°1 (arriba) y n°2 (abajo).

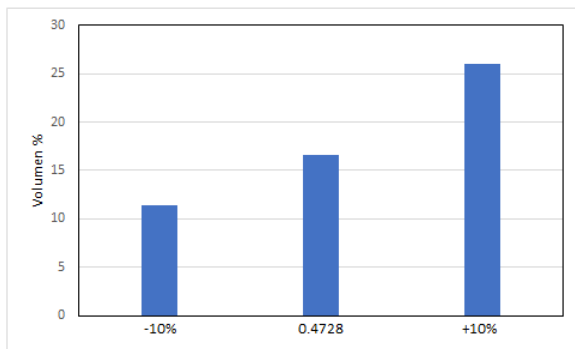


FIG. 11: Volumen porcentual de conducto radicular del premolar n°2 para tres valores de umbral diferente: 0.4728 (en el centro), -10% (izquierda), +10% (derecha).

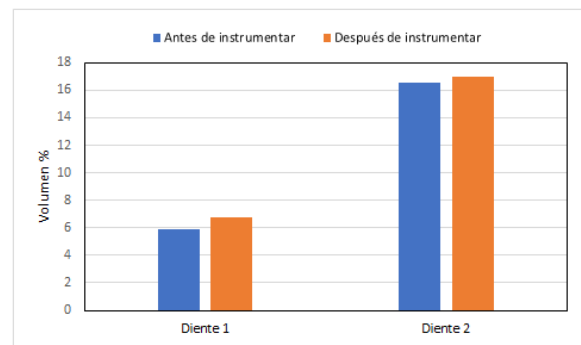


FIG. 12: Cambio en el volumen porcentual de conducto radicular en los premolares n°1 y n°2 antes y después de instrumentar.

## REFERENCIAS

- [1] M. Valente, D. Graña, F. Malano, P. Pérez, C. Quintana, G. Tirao y J. Vedelago. Development and Characterization of a MicroCT Facility. *IEEE LATIN AMERICA TRANSACTIONS* **14**, 3967-3973 (2016).
- [2] R. Walton y M. Torabinejad. *Principles and practice of Endodontics* (W.B. SAUNDERS COMPANY, 2002).
- [3] M. Valente, F. Mattea, G. Martín, T. Moyano y P. Pérez. Adaptation of a microCT facility for automatic recognition of bioceramic-based sealers in molar root canals aimed at endodontic treatment quality control. *X-Ray spectrometry*, 1-10 (2021).
- [4] I. Soares y F. Goldberg. *Endodoncia: Técnica y fundamentos* (Editorial Médica Panamericana, 2002).
- [5] J.-A. Kim, Y.-C. Hwang, V. Rosa, M.-K. Yu, K.-W. Lee y K.-S. Min. Root Canal Filling Quality of a Premixed Calcium Silicate Endodontic Sealer Applied Using Gutta-percha Cone-mediated Ultrasonic Activation. *JOE* **44**, 133-138 (2018).
- [6] F. J. Vertucci y F. Gainesville. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *ORAL SURG.* **58**, 589-599 (1984).
- [7] R. Ordinola-Zapata, C. M. Bramante, M. H. Villas-Boas, B. C. Cavenago, M. H. Duarte y M. A. Versiani. Morphologic Micro-Computed Tomography Analysis of Mandibular Premolars with Three Root Canals. *JOE* **39**, 1130-1135 (2013).
- [8] F. A. Geser, D. Chacón, R. Figueroa, F. Malano, M. Santibañez y M. Valente. Characterization of the VARIAN PaxScan 2020+ flat panel detector for quantitative X-ray imaging. *X-Ray spectrometry* **45**, 169-175 (2016).
- [9] F. Kharfi. *Mathematics and Physics of Computed Tomography (CT): Demonstrations and Practical Examples* (INTECH, 2013).
- [10] M. Arselan. *Algoritmos de procesamiento y reconstrucción tomográfica para imágenes radiológicas* Tesis para optar por el Título de Magister en Análisis y Procesamiento de Imágenes (Facultad de Matemática, Astronomía, Física y Computación, Universidad Nacional de Córdoba; dirigido por Dr. Francisco Malano, 2016).

- [11] C. L. Epstein. *Introduction to the Mathematics of Medical Imaging* (SIAM, Second edition, 2008).
- [12] B. Fan, J. Yang, J. L. Gutmann y M. Fan. Root Canal Systems in Mandibular First Premolars with C-shaped Root Configurations. Part I: Microcomputed Tomography Mapping of the Radicular Groove and Associated Root Canal Cross-sections. *JOE* **34**, 1337-1341 (2008).
- [13] R. Ordinola-Zapata, C. M. Bramante, M. H. Villas-Boas, B. C. Cavenago, M. H. Duarte y M. A. Versiani. Morphologic Micro-Computed Tomography Analysis of Mandibular Premolars with Three Root Canals. *JOE* **39**, 1130-1135 (2013).
- [14] P. A. Hernandez, E. F. Bodereau, T. Moyano, S. Arguelles, C. Solla, F. Mattea, M. Valente y G. Martín. Endodontic obturation of mesial roots of mandibular molars with Bio-C Sealer and AHPlus. *Revista Methodo UCC* **5**, 129-135 (2020).