



Universidad de Oviedo

UNIVERSIDAD DE OVIEDO

PROGRAMA DE DOCTORADO
CIENCIAS DE LA SALUD

Investigación, desarrollo e innovación en ortodoncia y bioingeniería

Tesis Doctoral

Valoración de la cámara pulpar mediante técnicas de imagen

Lucía Hernández Álvarez

Oviedo 2024

UNIVERSIDAD DE OVIEDO
PROGRAMA DE DOCTORADO
CIENCIAS DE LA SALUD
Investigación, desarrollo e innovación en ortodoncia y bioingeniería

Tesis Doctoral

Valoración de la cámara pulpar mediante técnicas de imagen

Lucía Hernández Álvarez
Directores

José A. Vega Álvarez
Teresa Cobo Díaz

Oviedo 2024



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis Doctoral	
Español: Valoración de la cámara pulpar mediante técnicas de imagen	Inglés: Evaluation of dental pulp chamber using different imaging techniques

2.- Autor	
Nombre : Lucia Hernandez Alvarez	
Programa de Doctorado: CIENCIAS DE LA SALUD	
Línea de Investigación: Investigación, desarrollo e innovación en ortodoncia y bioingeniería	
Órgano responsable: CENTRO INTERNACIONAL DE POSTGRADO	

RESUMEN

Datos generales.- El conocimiento de la anatomía exacta y las dimensiones de la cámara pulpar en los diferentes dientes permite al odontólogo realizar un diagnóstico correcto, así como la planificación y el seguimiento de los tratamientos que la manipulen. La práctica clínica ha introducido la tomografía computarizada de haz cónico (CB-CT) como método para evaluar la morfología y las dimensiones de la cámara pulpar. Sin embargo, la microtomografía computarizada (micro-TC) se considera el estándar de oro para abordar esos temas, aunque es inviable su uso en clínica por el elevado coste, el tamaño de las muestras que pueden analizarse y las altas dosis de radiación que requiere. Con el fin de tratar de obviar estos problemas de precisión en la valoración del volumen de la cámara pulpar se ha diseñado un algoritmo sencillo para procesar las imágenes DICOM obtenidas por CB-CT.

Objetivo.- El estudio tuvo como objetivo determinar la exactitud de CB-CT para la evaluación del volumen de la cámara pulpar aplicando un algoritmo simple a imágenes DICOM obtenidas por CB-CT con las que se trabaja en la clínica diaria en odontología.

Material y técnicas.- Se han analizado 5 molares permanentes mediante CB-CT *in vivo* (bruto y manipulado por expertos) y micro-CT *ex vivo*. Además, se ha diseñado un algoritmo que toma como entrada las imágenes DICOM los mismos *in vivo* correspondientes a los planos axiales de cada muestra, así como la distancia entre los planos y el tamaño de píxel de las imágenes.

Resultados.- Los valores de los volúmenes de la cámara pulpar calculados por micro-CT se compararon con los obtenidos por CB-CT normal y manipulado. Los errores relativos obtenidos con el volumen calculado por el algoritmo frente al volumen medido por micro-CT no superan el 5,7 %. Además, no se encontraron diferencias significativas entre los volúmenes estimados por el algoritmo frente a los volúmenes de CB-CT manipulados, mientras que todos los valores de los volúmenes de cámara pulpar fueron diferentes de los obtenidos con imágenes automáticas de CB-CT.

Conclusiones.- Los resultados demuestran que el algoritmo de volumen basado en CB-CT es una técnica fiable para la evaluación del volumen de la cámara pulpar en molares permanentes y

puede ser útil en el diagnóstico de patologías de la pulpa, así como en la planificación y seguimiento de sus tratamientos.

SUMMARY

Background.- The knowledge of the exact anatomy and dimensions of the pulp chamber in the different teeth allows the dentist to make a correct diagnosis, as well as the planning and monitoring of the treatments that manipulate it. Clinical practice has introduced cone beam computed tomography (CB-CT) as a method to assess pulp chamber morphology and dimensions. However, microcomputed tomography (micro-CT) is considered the gold standard to address these issues, although its use in the clinic is not feasible due to the high cost, the size of the samples that can be analyzed and the high doses of radiation it requires. To try to obviate these problems of accuracy in the assessment of the volume of the pulp chamber, a simple algorithm has been designed to process the DICOM images obtained by CB-CT.

Objective.- The study aimed to determine the accuracy of CB-CT for the evaluation of pulp chamber volume applying a simple algorithm to DICOM images obtained by CB-CT with which we work in the daily dental clinic.

Material and techniques.- 5 permanent molars have been analyzed by CB-CT *in vivo* (raw and manipulated by experts) and micro-CT *ex vivo*. In addition, an algorithm has been designed that takes as input the DICOM images the same *in vivo* corresponding to the axial planes of each sample, as well as the distance between the planes and the pixel size of the images.

Results.- The values of the volumes of the pulp chamber calculated by micro-CT were compared with those obtained by normal and manipulated CB-CT. The relative errors obtained with the volume calculated by the algorithm against the volume measured by micro-CT do not exceed 5.7%. In addition, no significant differences were found between the volumes estimated by the algorithm versus the volumes of CB-CT manipulated, while all values of pulp chamber volumes were different from those obtained with automatic CB-CT imaging.

Conclusions.- The results show that the volume algorithm based on CB-CT is a reliable technique for the evaluation of the volume of the pulp chamber in permanent molars and can be useful in the diagnosis of pulp pathologies, as well as in the planning and monitoring of their treatments.

Dedicatoria

A mi hermana Paloma, que siempre ha confiado en mí siendo mi máximo apoyo.

Agradecimientos

Una mención especial a todas las personas que me han ayudado a que este pequeño gran proyecto de mi vida se llevara a cabo. Sin su apoyo y colaboración, en mayor o menor medida, esto no sería posible.

Índice

Documentos administrativos	5
Dedicatoria	11
Agradecimientos.....	13
1. Introducción	17
2. Estado actual del problema	21
2.1. Estructura de la pulpa dentaria	
2.1.1 Odontoblastos	
2.1.2 Fibroblastos de la pulpa dentaria	
2.2. Cámara pulpar	
2.3. Métodos de estudio de la cámara pulpar ex vivo e in vivo	
2.4. Micro CT versus Cone Beam CT	
2.4.1 Micro CT	
2.4.2. Cone Beam CT	
2.4.3. Validación del método de medición de la cámara pulpar mediante CBCT	
3. Hipótesis y Objetivos.....	37
4. Material y Técnicas.....	41
4.1. Material	
4.2. Técnicas	
4.3. Diseño del algoritmo	
4.3.1. Preliminares	
4.3.2. Descripción del algoritmo	
4.3.3. Cálculo del volumen	
5. Resultados.....	53
6. Discusión	63
7. Conclusiones.....	73
8. Bibliografía.....	77
Anexo 1 – Curriculum vitae	89
Anexo 2 – Artículo derivado de la Tesis Doctoral.....	93

1. Introducción

1. Introducción

El conocimiento detallado de la anatomía y morfología de la cámara pulpar dental tiene gran interés en Odontología; su contenido, la pulpa dental, es la responsable de los aspectos fundamentales de la biología del diente como la formación de la dentina, la inmunocompetencia pulpar o la somatosensibilidad de las células pulpares (Kulinkovych-Levchuk et al., 2022).

Con independencia de los aspectos biológicos, conocer el volumen de la cámara pulpar, también es de sumo interés por varios motivos. Brinda información que permite realizar un diagnóstico correcto, la planificación del tratamiento para diferentes patologías dentales y ayuda a monitorizar los casos a lo largo del tiempo (Liu et al., 2010).

En este contexto, la microtomografía computarizada (micro-CT) se considera como la técnica *gold standard* para estudiar la anatomía del conducto radicular y los forámenes apicales, evaluar el volumen del espacio pulpar y realizar intervenciones de seguimiento (Nielsen et al., 1995; Rhodes et al., 1999; Park et al., 2009; Liang et al., 2017). En base al distinto poder de penetración de los rayos X en los tejidos humanos, las técnicas de micro-CT proporcionan un mapa de densidades según los tejidos que absorben altamente esta radiación. Sin embargo, la micro-CT no es adecuada para estudiar tejidos blandos, como la pulpa dental fresca *in situ*, ya que absorbe los rayos X en un grado muy limitado y hace necesario el uso de un contraste para poder visualizarla (De-Deus et al., 2021). Por tanto, mediante micro-CT es posible estudiar el volumen de la cámara pulpar, mediante el análisis del espacio ocupado por la pulpa dental, pero no la pulpa per se.

Por otro lado, nos numerosos los factores que limitan, cuando no impiden, el uso de micro-CT en la práctica diaria de la Odontología. Por un lado, está la elevada dosis de radiación necesaria para realizar la prueba. También la limitación del volumen que permite ser escaneada; la micro-CT no consiente escanear la cabeza completa de una persona viva, por lo que se su uso se ve limitado a dientes *ex vivo* o segmentos de mandíbula que contienen dientes. Además, hay que tener en cuenta el alto precio del

equipo y el software de análisis de datos y el tiempo necesario para el escaneado y la reconstrucción digital (Rhodes et al., 1999; Michetti et al., 2010; Domark et al., 2013).

Aunque la micro-CT se la técnica idónea para valorar el volumen de la cámara pulpar, los problemas que plantea su utilización *in vivo* han hecho que se busquen alternativas a la misma. La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) representa una opción bien establecida, disponible en la mayoría de las consultas y clínicas odontológicas y de uso frecuente desde hace años (Tschauner et al. 2020). Las principales razones del éxito del CBCT son su capacidad para la obtención de imágenes volumétricas a un precio razonable con unas dosis radiactivas bajas, y poder disponer de un equipo compacto, asequible y propio (Jacobs et al., 2018).

En cuanto al estudio de los dientes, la CBCT de campo pequeño permite obtener imágenes de buena calidad tridimensionales de los dientes sin superposición de estructuras anatómicas vecinas. Esto, asociado a los bajos niveles de radiación, ha hecho que la CBCT forme parte de la práctica clínica diaria para el diagnóstico y la planificación de los tratamientos (Domark et al., 2013; Fokas et al., 2018; Asif et al., 2019). Además, las imágenes obtenidas con esta técnica pueden ser de gran utilidad para la obtención de modelos 3D de la cavidad pulpar que permitan construir *scaffolds* para la rehabilitación de la pulpa dentaria mediante técnicas de ingeniería tisular (Itoh et al., 2018; Ma et al., 2019; Hadjichristou et al., 2021). A partir de las mismas imágenes podrían obtenerse modelos realistas de la cámara pulpar utilizables en la enseñanza y capacitación preclínica de posgraduados en endodoncia (Zehnder et al., 2016; Anderson et al. 2018; Höhne y Schmitter, 2019; Hanafi et al., 2020).

Además, el CBCT se utiliza para realizar mediciones de los volúmenes de la cámara pulpar con el fin de estimar la edad (*dental age estimation*; Ge et al., 2015; Orhan et al., 2015; Pinchi et al., 2015; Biuki et al., 2017; Gulsahi et al., 2018; Zheng et al., 2021) por los especialistas de odontología forense; las mediciones se centran en la relación entre el volumen de la pulpa con respecto al volumen total del diente teniendo en consideración la continua aposición de dentina secundaria y, en consecuencia, la reducción edad-dependiente de del volumen de la cámara pulpar (Molina et al., 2021).

Como se expondrá con detalle en el capítulo 2, ya existen estudios que han calculado el volumen de la cámara pulpar a partir de imágenes obtenidas por CBTC, y unos pocos que comparan los resultados obtenidos a partir de imágenes de CBTC y micro-CT (ver para referencias Llacer-Martínez et al., 2024). Este último tipo de estudios se han llevado a cabo para tatar de ver si los resultados que se obtienen con CBTC en la clínica con exactos y reproducibles. Con carácter general, los resultados son aproximados, pero no exactos y en espacios tan reducidos como la cámara pulpar errores mínimos de cálculo pude hacer que una investigación o un tratamiento fracasen. Por ellos se planteó que la aplicación de algoritmos sobre las imágenes de CBTC podría mejorar la estimación del volumen de la cámara pulpar y así disponer de una herramienta útil para ese tipo de estudios.

Por lo tanto, el objetivo principal del presente trabajo de Tesis Doctoral fue diseñar un algoritmo simple capaz de calcular el volumen de la cámara pulpar a partir de imágenes DICOM obtenidas con CBCT de dientes *in vivo* y comparar las mediciones con los valores reales de la micro-TC *ex vivo*. El trabajo no es un análisis del volumen de la cámara pulpar de los dientes humanos sobre una gran serie de muestras, sino que se trata de la validación de un método. Los tratamientos dentales que involucran cámara dental se están personalizando y el mismo diente difiere de un paciente a otro (Schwendicke et al., 2019) y el conocimiento exacto del volumen de la cámara pulpar es esencial para lograr tratamientos exitosos.

2. Estado actual del problema

2. Estado actual del problema

2.1. Estructura de la pulpa dentaria

La pulpa dentaria es un tejido conectivo muy diferenciado formado por poblaciones celulares muy heterogéneas, matriz extracelular fibrilar y no fibrilar, vasos y nervios (Goldberg y Smith, 2004). Los tipos celulares incluyen odontoblastos, fibroblastos de la pulpa, células troncales y células inmunocompetentes (Sloan y Schmith, 2007; Yu y Abbot, 2007; Ren et al., 2022) organizadas en cuatro zonas. Desde la dentina hasta el centro de la pulpa se diferencian cuatro capas: la de los odontoblastos (formada por odontoblastos y células troncales), la zona libre de células, la zona rica en células (fibroblastos y células troncales) y el núcleo pulpar, que contine los vasos y nervios (D'Aquino et al., 2009; Lizier et al., 2012; França et al., 2019) (**Figura 2.1**).

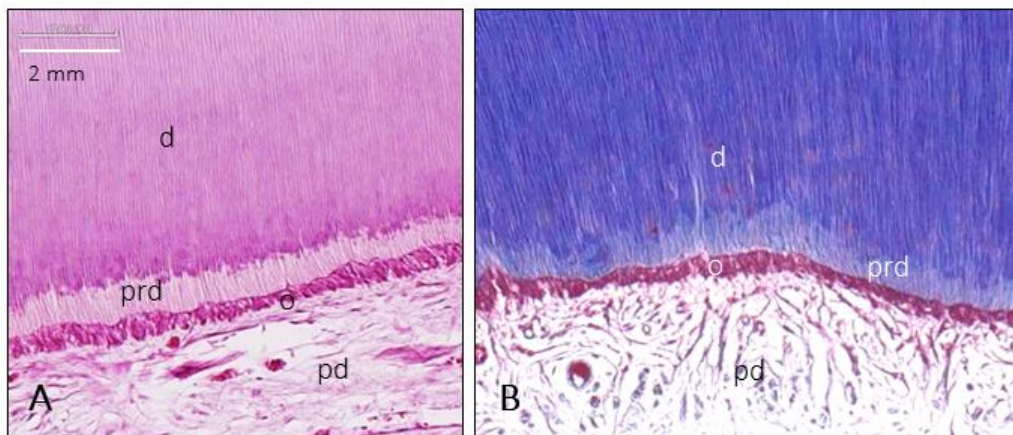


Figura 2.1. Estructura de la pulpa dentaria humana. A: hematoxilina-eosina; B: tricrómico de Masson; d: dentina; o: capa de los odontoblastos; pd: zonas centrales de la pulpa; prd: predentina. Cortesía del Laboratorio del Grupo SINPOS. Universidad de Oviedo.

Recientemente, Krivanek et al. (2020) investigaron la composición celular de la pulpa de dientes de ratón y humanos en crecimiento y no crecimiento. En el incisivo del ratón, que tiene crecimiento continuo, encontraron poblaciones diferenciadas de células troncales (progenitoras y diferenciados espacialmente) restringidas a los compartimentos epitelial y mesenquimal, además de dos tipos principales de células pulpares y diversos subtipos epiteliales. También observaron que entre el ratón y el hombre hay paralelismos y diferencias en la heterogeneidad tisular.

2.1.1. Odontoblastos

Los odontoblastos son células especializadas de la pulpa dentaria, que son las responsables de la síntesis de matriz dentinaria mineralizada (Arana-Chávez y Massa, 2004; Bleicher, 2014; Kawashima y Okiji, 2016). La morfología de los odontoblastos, así como su proteoma, varían considerablemente durante el proceso de diferenciación y maduración celular (Simon et al., 2009; Byers y Westenbroek, 2011; Couve et al., 2013). Los odontoblastos diferenciados y maduros tienen dos partes: el cuerpo y el proceso odontoblástico. Los cuerpos se localizan en la unión dentina-pulpa formando una línea continua y están conectados entre ellos en el polo apical por numerosos complejos de unión (*tight junctions* y *desmosoma-like*). Los procesos odontoblásticos, por su lado, se sitúan dentro de los túbulos dentinarios y están bañados por el fluido dentinario (ver Murray et al., 2003; Bleicher, 2014).

Los odontoblastos participan en la formación de la dentina, pero también en los estadios iniciales de los procesos sensitivos desempeñando un papel esencial en la detección de la sensibilidad térmica, química y mecánica (Gillam, 1995; Maurin et al., 2003; Solé-Magdalena et al., 2018; Aminoshariae y Kulild, 2021).

2.1.2. Fibroblastos de la pulpa dentaria

Los fibroblastos son la población celular más abundante de la pulpa dentaria (Martínez y Araujo, 2004). Forman una población heterogénea que depende de la etapa de desarrollo del diente, la localización y del microambiente tisular (Phan, 2008; Denu et al., 2016; Lynch y Watt, 2018).

Suelen presentar una morfología fusiforme o estrellada y son reguladores de la homeostasis tisular. Su función principal es la remodelación de la matriz extracelular, pero además ejercen una función inmunológica, controlan los procesos inflamatorios y participan en el proceso regeneración dentina-pulpa mediante la producción de citoquinas, moléculas angiogénicas y diferentes tipos de factores de crecimiento (El Karim et al., 2009; Chmilewsky et al., 2014,2016; Jeanneau et al., 2017; Le Fournis et al., 2020).

Los fibroblastos de la pulpa dental son también células sensitivas y expresan canales iónicos relacionados con diferentes tipos de sensibilidad (Solé-Magdalena, 2018; Lee et al., 2019; Gaité et al., 2024) y tienen comunicación por transmisión háptica con las fibras nerviosas (Allard et al., 2006; Shibukawa et al., 2015).

En la pulpa dentaria, además de los dos tipos de células principales descritos en los párrafos anteriores, hay células presentadoras de antígeno, incluidos macrófagos y células dendríticas, células similares a los odontoblastos y diferentes tipos de células inmunocompetentes (Quispe-Salcedo y Ohshima, 2021).

La en los dientes de las personas mayores disminuye considerablemente de tamaño (Pinchi et al., 2015; Porto et al., 2015; Ge et al., 2016) con pérdida de los odontoblastos primarios y emigración de otras células de la pulpa hacia la pared de la dentina y depositan rápidamente dentina reparadora. Esta presenta rastros de células (osteodentina) y no contiene túbulos en su matriz (atubular). Por otro lado, en los dientes de las personas mayores se encuentran con mayor frecuencia cálculos de la pulpa (denticulos) (Sener et al., 2009; Schaffner et al., 2014).

2.2. Cámara pulpar

La cámara pulpar es la cavidad situada en el interior de los dientes que aloja en su interior a la pulpa dentaria. Las paredes de dicha cámara están formadas por la dentina.

El diente humano hay tres tipos de dentina: primaria, secundaria y terciaria. La dentina primaria es se forma entre la odontogénesis hasta que el diente es funcional; inmediatamente después comienza a formarse la dentina secundaria en un proceso que se extiende a lo largo de toda la vida. La dentina terciaria es, sin embargo, una dentina reactiva que se deposita en regiones específicas en respuesta a una lesión. Es un hecho reconocido que la formación de la dentina secundaria aumenta con la edad y, como resultado, el volumen de la cavidad pulpar se reduce (Kazmi et al., 2019).

La dentina secundaria se forma de manera fisiológica cuando se completa el desarrollo de la raíz y el diente está completamente formado. Su depósito es un proceso lento

alrededor de las paredes de la cámara pulpar en la interfase dentina/pulpa, lo que lleva a una reducción progresiva del volumen de la cavidad pulpar. El volumen de la cavidad pulpar es bastante grande en los dientes jóvenes, pero con el transcurso de los años, la formación de dentina secundaria, y de dentina terciaria, reduce el tamaño de la cámara pulpar. Esta reducción se produce principalmente en sentido mesio-distal. La reducción en la dirección vestibulo-lingual tiene lugar a edades mucho más tardías, alrededor de los 60 y 70 años, debido a la formación de dentina fibrosa. Además de una pequeña diferencia de género en los tamaños de volumen pulpar, la cavidad pulpar se reduce significativamente en volumen desde la edad de los 22-30 años hasta los 51-60 años, pero no se observaron cambios significativos en el volumen en un grupo de edad posterior (61 - 70 años) (Carvalho et al. 2017).

En la pulpa dental también pueden presentarse cálculos, o calcificaciones pulpares, cálculos pulpares o pulpolitos, que contribuyen a la disminución del volumen de la cámara pulpar (Carvalho et al. 2017).

A lo largo de la vida, los dientes están continuamente expuestos a numerosas sustancias químicas e impactos físicos, lo que lleva al desgaste de los tejidos duros dentales y a alteraciones en la histología y anatomía de los dientes. Como consecuencia, el aspecto de los dientes cambia a medida que aumenta la edad, los dientes se muestran con desgastes y defectos; además, tienen un aspecto más oscuro debido al esmalte más delgado y al depósito de dentina secundaria (Carvalho et al. 2017).

2.3. Métodos de estudio de la cámara pulpar *in vivo* y *ex vivo*

Se conoce que los dientes son tejidos duros estables *ex vivo* e *in vitro*. Siendo el Micro CT es la herramienta más precisa para el estudio de la anatomía dental *in vitro* (Lin et al. 2021).

Una solución para la evaluación tridimensional, y no destructiva, del volumen y tejido pulpar, son la tomografía computarizada y la resonancia magnética, respectivamente, en

procedimientos experimentales; pero el micro-CT permite una mayor precisión que un escáner CT convencional, aunque solo es posible aplicarlo para el estudio de dientes *ex vivo* (Sousa-Neto et al., 2018).

Los volúmenes de la pulpa dentaria se han utilizado por algunos autores como predictores de estimación de la edad. La edad dentaria se basa en la secuencia de erupción dental hasta los 24 años, pero la estimación de la edad dentaria varía a partir del estado adulto, estableciéndose una relación entre la edad dental y el tamaño de la cámara pulpar. En una revisión sistemática y metaanálisis llevados a cabo por Yousefi et al. (2023), en la que analizaron el valor del CB-CT para la estimación de la edad, estableciendo una relación inversamente proporcional entre el volumen pulpar y la edad, sobre todo en mujeres, no siendo estadísticamente significativo en hombres. Por otro lado, los de CB-CT no permiten diferenciar la dentina primaria de la secundaria (Kazmi et al. 2019), factor influyente en la determinación de la edad dental.

Por su lado, Timme et al. (2020) demostraron que una resonancia magnética (RM) de 9.4 Testas, con tiempo de eco ultracorto (UTE), es capaz de obtener imágenes de la pulpa con tanta precisión que los datos podrían usarse para la evaluación de la edad, sugiriendo el empleo de la resonancia magnética como método para la evaluación de las cavidad pulpar. Además, otro aspecto muy importante de los resultados de este estudio fue que el volumen de la pulpa fue sistemáticamente mayor en los estudios evaluados con CBCT. En la misma línea, Carneiro et al. (2023) obtuvieron valores de volúmenes mayores con CB-CT en comparación con los de Micro-CT.

Con carácter general, la bibliografía científica evidencia que no hay errores en los sistemas de medición con CB-CT. Por lo tanto, los valores mayores de volumen de la pulpa dental obtenidos con este método respecto a los valores obtenidos con RM y Micro-CT, no pueden ser atribuidos a factores metodológicos. Simplemente se debe a que la intersección entre la pulpa y la dentina en ambos tipos de estudios difiere en la exactitud de la escala de grises. En los datos de RM la unión es más nítida y permite menos margen

para segmentación. Esto también se refleja en el hecho de que la variación de resultados en CB-CT fue mayor que en RM (Timme et al., 2020).

Por lo tanto, para el estudio del volumen de la cámara pulpar *in vivo* CB-CT es la técnica más eficaz empleada a diario en clínica, ya que tanto las imágenes periapicales como las ortopantomografías solo ofrecen imágenes 2D con superposición de estructuras. Sin embargo, *ex vivo* las técnicas idóneas, cada una con ligeras ventajas e inconvenientes, son micro-CT, RM, CB-CT y la microscopia.

2.4. Micro-CT versus cone beam-CT

Ni CB-CT ni micro-CT afectan a la estructura dental, y aunque micro-CT proporciona imágenes con una resolución espacial superior, solo a la obtenida en CB-CT se puede utilizar con pacientes por los motivos que ya se expusieron en la Introducción (Marca et al., 2013). Sin embargo, Sanfelice et al. (2010), comparando ambas técnicas, obtuvieron resultados similares cuando los gérmenes dentales se sometieron a mediciones de volumen. Pero sí que se encontraron diferencias significativas al comparar otras estructuras dentales como los conductos radiculares. Estas discrepancias pueden ser explicadas por la falta de nitidez de las imágenes CB-CT en comparación con imágenes de micro-CT. Las imágenes CB-CT son más borrosas debido a la dispersión, un proceso físico en el que la radiación se desvía de su trayectoria en línea recta en el medio por el que viaja y se dispersa; este efecto es poco común en micro-CT (Marca et al., 2013).

Dados los problemas potenciales en CB-CT, es de interés intentar combinar las ventajas de la alta precisión en imágenes de micro-CT y la aplicabilidad clínica de CB-CT. Por lo tanto, si se recopilan los datos de CB-CT *in vivo* y los datos de micro-CT *ex vivo* del mismo diente, los datos de micro-CT se convertirán en una fuente confiable de muestras de entrenamiento y una realidad prometedora para las tareas de segmentación de imágenes de CB-CT (Lin et al., 2021).

2.4.1. Micro CT

Micro-CT es la herramienta más importante y precisa para estudiar los sistemas de conductos radiculares *in vitro* ya que puede proporcionar imágenes con resolución a escala micrométrica y la posibilidad de visualización 3D y análisis de la morfología endodóntica (Lin et al., 2021). Los sistemas de tomografía computarizada de alta resolución (micro-CT) reproducen con precisión las estructuras de muestras pequeñas en imágenes 3D, comparables a los estudios histológicos *in vitro*. Pero aunque esta técnica representa un notable avance respecto a la TC médico convencional debido a su mayor resolución, el micro-CT emite altas dosis de radiación y no está disponible para uso clínico. De cualquier forma, ambas técnicas tienen ventajas sobre los métodos radiológicos convencionales utilizados anteriormente para evaluar la morfología del diente: radiografías periapicales y ortopantomografías (Marca et al., 2013).

2.4.2. Cone beam CT

La tomografía computarizada de haz cónico (CB-CT) supera la mayoría de las limitaciones de las imágenes 2D y de la micro-CT, generando reconstrucciones tridimensionales. Se desarrolló a fines de la década de 1990 para permitir reconstrucción tridimensional del complejo maxilofacial. La información 3D proporcionada por CBCT resuelve los problemas de superposición y distorsión de imágenes en la radiografía periapical y mejora la sensibilidad y especificidad del diagnóstico clínico (Lin et al., 2021).

La dosis de radiación efectiva de CB-CT está en el rango de una o dos radiografías panorámicas digitales estándar (20–100 μSv), lo que expone al paciente a un riesgo significativamente menor, en comparación a la radiación de una tomografía computarizada (TC) para uso médico (Maddalone et al., 2020). Aunque los niveles de dosis de radiación difieren según el dispositivo CB-CT que se utilice, la técnica consiente adaptar parámetros para variar la dosis y calidad de la imagen (Jacobs et al., 2018).

Además, el uso de escáneres para tecnología de haz cónico es sencillo y, por lo tanto, el hardware (fuente de rayos X y detectores) es menos costoso que el de los escáneres CT convencionales. En comparación con las radiografías panorámicas, la CB-CT permite una mejora significativa en el rendimiento de las imágenes de diagnóstico. Por lo tanto, CBCT puede ser útil, como técnica complementaria (Maddalone et al., 2020).

2.4.3. Validación del método de medición de la cámara pulpar mediante CB CT

Maret et al. (2010) realizaron un estudio en el que se utilizaron métodos asistidos por ordenador para determinar si el CB-CT se puede utilizar para medir y realizar con precisión reconstrucciones 3D de tejidos dentales en 3D; los resultados los compararon con los obtenidos mediante micro-CT utilizado como referencia estándar. Las diferencias más significativas se encontraron debido al tamaño isotrópico del vóxel siendo en CB-CT más alto (76 micras) respecto a micro-CT (41 micras), apreciando medidas volumétricas similares. Además, deben tenerse en consideración algunos factores como el volumen del FOV, el tamaño del vóxel o la presencia de materiales metálicos que producen artefactos pueden afectar significativamente a la calidad de las imágenes obtenidas (Carneiro et al., 2023). A la vista de estas discrepancias, y como ya se expuso previamente, para intentar salvar las limitaciones e imprecisiones que presenta el CB-CT respecto a micro-CT se ha diseñado un algoritmo para obviarlas.

En la bibliografía consultada se han encontrado muy pocas referencias al volumen de la cámara pulpar de los molares humanos. Los resultados obtenidos de la búsqueda se resumen en las tablas siguientes (Tablas 1 a 4).

Tabla 1.- Volumen 1º molar superior

Técnica	Valor (mm3)	Referencia
CB-CT	24,408	Ge et al. Int J Legal Med. 2016; 130(4):1159-1167. doi: 10.1007/s00414-016-1384-6.

Tabla 2.- Volumen 2º molar superior

Técnica	Valor (mm3)	Referencia
CB-CT	41-50 años M: 15,6 ± 3,17 F: 13,44 ± 3,50	Helmy et al. J Forensic Odontostomatol. 2020 Dec 30;38(3):25-34.
CB-CT	25,492	Ge et al. Int J Legal Med. 2016; 130(4):1159-1167. doi: 10.1007/s00414-016-1384-6.

Tabla 3.- Volumen 1º molar inferior

Técnica	Valor (mm3)	Referencia
CB-CT	21,826	Ge et al. Int J Legal Med. 2016; 130(4):1159-1167. doi: 10.1007/s00414-016-1384-6.

Tabla 4.- Volumen 2º molar inferior

Técnica	Valor (mm3)	Referencia
CB-CT	41-50 años M: 15,1 ± 3,12 F: 13,24 ± 4,00	Helmy et al. J Forensic Odontostomatol. 2020 Dec 30;38(3):25-34.
CB-CT	26.153	Ge et al. Int J Legal Med. 2016; 130(4):1159-1167. doi: 10.1007/s00414-016-1384-6.

2.4. Inteligencia artificial en odontología

El término **inteligencia artificial** (IA) se utiliza para referirse a los procesos en los que el ordenador imita funciones analíticas, como el aprendizaje y la resolución de problemas. Las distintas técnicas de IA han demostrado excelentes capacidades para reconocer patrones de datos, lo que ha llevado a una amplia experimentación con ella como herramienta en la toma de decisiones (Deshmukh, 2018) ya que se ha demostrado que la IA aumenta la exactitud, la eficiencia y la precisión de las decisiones médicas (Aminoshariae et al., 2021).

El término "inteligencia artificial" (IA) se acuñó en la década de 1950 y se refiere a la idea de construir máquinas que sean capaces de realizar tareas que normalmente realizan los humanos. El aprendizaje automático (ML) es un subcampo de la IA, en el que se aplican algoritmos para aprender los patrones y estructuras estadísticas intrínsecas de los datos, lo que permite realizar predicciones de datos no vistos. Un tipo popular de modelo de aprendizaje automático son las redes neuronales (NN), que superan a los algoritmos de aprendizaje automático más clásicos, en particular en estructuras de datos complejas, como imágenes o lenguaje. El componente principal de cualquier NN es la neurona artificial, que es un modelo matemático no lineal que se inspiró en la neurona humana. Al apilar y concatenar neuronas artificiales y conectar esas capas mediante operaciones matemáticas, se diseña una red que tiene como objetivo resolver una tarea específica como la clasificación de imágenes (por ejemplo, una imagen radiográfica que muestra un diente cariado: sí o no). La IA funciona como máquinas y cumple la jerarquía fundamental de ella: entrada, procesamiento y salida (Shan et al., 2021).

El término "aprendizaje profundo" es una referencia a las arquitecturas NN profundas (de varias capas). Son especialmente útiles para estructuras de datos complejas, como las imágenes, ya que son capaces de representar una imagen y sus características jerárquicas, como bordes, esquinas, formas y patrones macroscópicos. Las NN profundas se consideran máquinas de aproximación universal (Hornik 1991). Dado un conjunto de restricciones matemáticas, las NN son capaces de aproximar cualquier función y asignar cualquier entrada (como una imagen radiográfica de un diente cariado) a una salida determinada (como "diente cariado"). Si se dispone de una cantidad suficientemente grande de datos y recursos computacionales, dichas NN pueden entrenarse para representar los patrones estadísticos intrínsecos de los datos proporcionados. Durante el proceso de entrenamiento, los puntos de datos y las etiquetas correspondientes (tarea de clasificación) o los resultados numéricos (tarea de regresión) se pasan repetidamente a través del NN. De este modo, las conexiones entre las neuronas, también conocidas como pesos del modelo, se optimizan de forma iterativa con respecto a minimizar el error de predicción (la diferencia entre el resultado verdadero y el predicho). Una NN entrenada puede predecir el resultado de datos no vistos pasando el nuevo punto de datos a través de la red.

Las tecnologías de la IA se están aplicando también en el ámbito de la medicina, si bien hasta la fecha especialmente en el campo de la imagen médica. Entre los factores que influyen en su aplicación en medicina se ha identificado los siguientes (Naylor 2018):

1.- El diagnóstico por la imagen es fundamental en muchos campos de la atención médica, y la IA es especialmente adecuada para superar la variabilidad en el examen individual subjetivo y aumentar la eficacia de la atención, al tiempo que reduce los costos al eliminar las tareas rutinarias;

2.- Los datos de salud digital se recopilan de forma ubicua, por millones diariamente, y aunque estos datos son muy heterogéneos, las organizaciones que los generan se esfuerzan cada vez más por proporcionar datos limpios, seleccionados y estructurados;

3.- La IA permite integrar dominios de datos diferentes y heterogéneos, por ejemplo, historial médico, sociodemográficos y clínicos, de imágenes, biomoleculares, de redes sociales, etc., permitiendo así el mejor uso de estos datos multinivel y permitiendo comprender su interacción;

4.- La IA facilita la investigación y el descubrimiento, añadiendo opciones de experimentación a las jerarquías de investigación convencionales, complementando otros niveles de investigación y las estrategias de los modelos existentes;

5.- La IA puede agilizar el trabajo rutinario y aumentar el tiempo de atención directa de los médicos/dentistas y los pacientes ("humanizar la atención"), a través de sistemas de asistencia diagnóstica, y reconocimiento y traducción de voz, lo que permite a los médicos/dentistas reducir el tiempo dedicado al mantenimiento de registros (ver Israni y Verghese 2019).

6.- La IA también promete hacer que la atención médica sea más participativa, especialmente si los pacientes proporcionan sus datos de forma activa, por ejemplo, utilizando dispositivos portátiles, etc. Los pacientes se empoderarán mediante el autocontrol y la autogestión.

7.- El uso de estos datos recopilados continuamente también puede superar las desventajas de la "medicina intermitente" (Topol 2019), en la que los pacientes son atendidos solo durante unos minutos, mientras que la mayoría de las afecciones de salud suelen adquirirse a lo largo de los años y aparecen y desaparecen en intervalos (por ejemplo, la enfermedad periodontal). La monitorización continua y no invasiva de la salud y el comportamiento permitirá una comprensión mucho más profunda e individual de los factores y procesos que subyacen a la salud y la enfermedad;

8.- Los costes de diagnóstico y tratamiento pueden reducirse, aliviando así los sistemas sanitarios agobiados por el envejecimiento de la sociedad, con un número cada vez mayor de casos complejos y crónicos; y

9.- La IA también puede ayudar a abordar la escasez de mano de obra, contribuyendo así a alcanzar los Objetivos de Desarrollo Sostenible (<https://www.who.int/sdg/en/>) de la Organización Mundial de la Salud (OMS).

La IA también ha entrado con fuerza en la odontología (ver Agrawal et al., 2022). La mayoría de las aplicaciones emplean el aprendizaje supervisado, donde los datos de entrenamiento consisten en un gran número de muestras, cada una con diferentes características o rasgos (como imágenes del paciente, su sexo, edad, cuántas caries tiene, etc.) y la determinación de la realidad fundamental (por ejemplo, si hubo una visita endodóntica previa o no). El sistema neuronal biológico con un gran número de conexiones de neuronas que se utilizan en el "aprendizaje" es imitado por redes neuronales artificiales (RNA) y es utilizado por su algoritmo para comprender la relación entre los atributos y la verdad fundamental (Aminoshariae et al., 2021). No obstante, las aplicaciones de la IA en odontología aún no son rutinarias aunque los logros conseguidos ya son importantes (Khanagar et al., 2021a, 2021b). Con un mayor enfoque en los procedimientos de diagnóstico escaneos 3D y CBCT, la IA se está abriendo paso gradualmente a través de la radiología en odontología (Deshmukh, 2018). En odontología, los datos de entrada pueden ser datos de voz, de texto o de imagen (imágenes espectrales o radiográficas, fotos). Las redes neuronales procesan estos datos de entrada y proporcionan una salida. El resultado puede ser un pronóstico, un

diagnóstico, un tratamiento o una predicción de la enfermedad. Puede interpretar señales clínicas, realizar análisis cefalométricos o reconocer lesiones en función de las diferencias de vóxeles para llegar a un diagnóstico. La IA, con diferentes finalidades, se aplica en la mayoría de las especialidades odontológicas, en especial en el campo de la endodoncia (Ossowska et al., 2021; Asiri y Altuwalah, 2022). Incluso los cambios triviales o minúsculos a nivel de un solo píxel que el ojo humano podría pasar por alto se pueden encontrar utilizando redes basadas en IA (Leslie-Mazwi y Lev, 2020). Así, se ha utilizado para analizar la morfología de la raíz y del sistema de conductos radiculares (Hiraiwa et al., 2019; Lahoud et al., 2021), detectar lesiones periapicales (Endres et al., 2020), detección de fracturas de las raíces (Johari et al., 2017), predicciones de retratamiento (Campo et al., 2016) y en formación en odontología ya que algunos estudios sobre la efectividad de estos sistemas han demostrado que los estudiantes desarrollan un nivel de habilidad basado en competencias más rápidamente con estos sistemas que con unidades de simulación convencionales (Khanna y Dhaimade, 2017), como la odontología protésica, la ortodoncia (Deshmukh, 2018) u odontología forense (Khanagar et al., 2021b; Vodanović et al., 2023).

3. Hipótesis y objetivos

Hipótesis

El volumen de la cámara pulpar puede determinarse con precisión a partir de imágenes DICOM generadas por CB-CT si se filtran mediante la aplicación de algoritmos diseñados específicamente para ello.

Objetivos

El **objetivo general** del trabajo es contribuir al conocimiento de la anatomía y tamaño de la cámara pulpar de los dientes humanos.

Los **objetivos específicos** fueron los siguientes:

- 1.- Diseñar un algoritmo específico que permita su aplicación a imágenes DICOM de CBCT para medir la cámara pulpar.
- 2.- Comparar los resultados obtenidos con la aplicación del algoritmo a los que se obtienen sin él y con los del micro-CT.

4. Material y técnicas

4. Material y técnicas

4.1. Material

La base del estudio se llevó a cabo a partir de una muestra de 5 dientes. Todos ellos molares, sin discriminación por ser primeros o segundos molares tanto superiores como inferiores. Los criterios de inclusión que se determinaron fueron:

- Pacientes entre un rango de edad de 55-65 años.
- Sin relevancia en cuanto al sexo.
- Dientes sin tratamientos que afecten a la pulpa dental.

Los pacientes conformes recibieron y firmaron un consentimiento informado a cerca de la realización del estudio, de acuerdo con la legislación española (RD 1301/2006; Ley 14/2007; RD 1716/2011; Numero ECC/1404/2013).

Tras el proceso de inclusión, la muestra se compuso de 3 molares correspondientes a mujeres y 2 a hombres. Los dientes fueron conservados en suero fisiológico y en nevera a 4º C tras su exodoncia hasta el momento de la realización del estudio ex vivo.

4.2. Técnicas

La primera etapa consistió en la adquisición de imágenes DICOM (DCM) vía CB.CT de los dientes seleccionados previa a la exodoncia de los dientes. La captación fue llevada a cabo con un equipo tomográfico Planmeca ProMax3D Mid ProFace; con un voltaje de 120 kV y una corriente de tubo de 5 mA para todos, excepto en la muestra 5, siendo 90kV y 10mA. Para el análisis de las imágenes DCM se utilizó el software Planmeca Romexis 6.2.1.25.

Para el procesamiento de las imágenes en el Software Romexis, se orientaron los ejes axial, transversal y coronal según el eje del diente. Se utilizó la herramienta “Medir un cubo”, para trazar la región que abarcara la cámara pulpar en las 3 visiones: axial, panorámica y sagital/ortoradial. Seleccionando un punto del interior del territorio perteneciente a la cámara pulpar como densidad de referencia para la herramienta “Región de crecimiento 3D” con el preajuste “Cavidad Raíz” de manera automática por

un lado y ajustando el umbral favorablemente por otro. Ambos procedimientos lo llevaron a cabo dos observadores cualificados en el ámbito. (Figura 4.1)



Figura 4.1.- Captura de pantalla del software Romexis durante el procedimiento realizado para la adquisición del volumen de la cámara pulpar mediante CBCT.

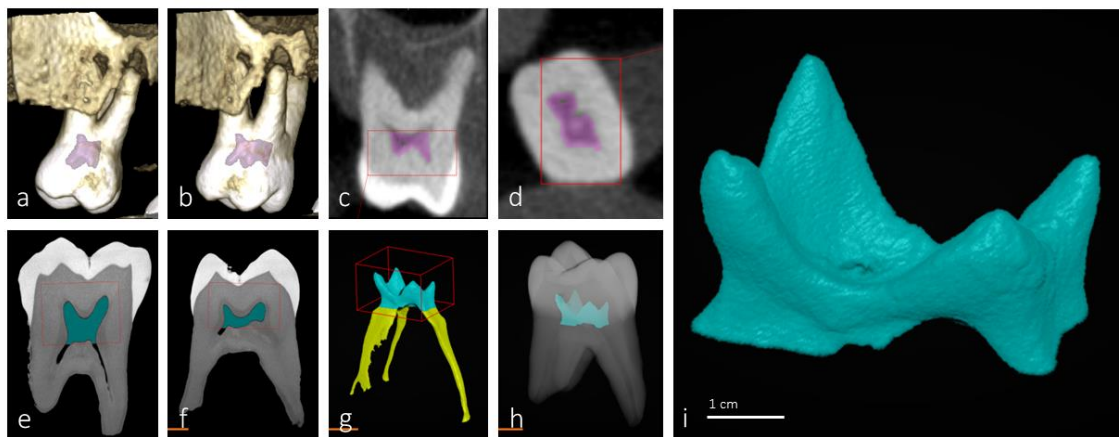


Figura 4-2.- Imágenes CB-CT y micro-CT del molar identificado como muestra 2 (correspondiente a una mujer de 62 años). Reconstrucción 3D en CB-CT (a,b) e imágenes sagitales (c) y axiales (d). Imágenes sagitales en micro-TC (e,f) y reconstrucciones pulpares (g,h). i corresponde a h aislada y ampliada.

Por otro lado, los dientes del estudio conservados fueron enviados al Centro Nacional de Investigación sobre la Evolución Humana (CENIEH) en Burgos, España donde se analizaron mediante Micro TC. El equipo utilizado fue el V|Tome|X s 240 de GE Sensing

& Inspection Technologies Phoenix X-Ray. Respecto al procesamiento de las imágenes, utilizaron el software Dragonfly. Se realizó una segmentación de la cámara pulpar del resto del diente mediante el ajuste del histograma. Una vez aislada la pulpa, se ha definido una caja que se correspondía con la región de la cámara pulpar. El propio software tiene una función que proporciona directamente el valor del volumen de la región seleccionada (connected components). (Figura 4.2)

Finalmente, para calcular el volumen de la cámara pulpar, se disponía de 300 imágenes DICOM para cada una de las 5 muestras, correspondientes a imágenes en el plano axial. Sin embargo, solo se seleccionaron las imágenes que se correspondían con la cámara pulpar, resultando en una reducción de 14/300 para la muestra 1, 16/300 para la muestra 2, 9/300 para la muestra 3, 16/300 para la muestra 4 y 12/300 para la muestra 5. La selección se basó en un minucioso análisis visual de cada imagen por parte de dos expertos, que establecieron los planos inicial y final que contienen partes de la cámara pulpar. La imagen elegida como inicial fue la más cercana a la zona de bifurcación de los conductos pulpares hasta el límite de los cuernos pulpares de manera ascendente. Por otro lado, el tamaño del vóxel varió para cada muestra, con una longitud lateral de 0,25 mm para las tres primeras muestras, 0,2 mm para la cuarta muestra y 0,15 mm para la quinta muestra.

En los estudios que utilizan radiación ionizante (rayos X), se manejan 2 parámetros: el Kilovoltaje (Kv) y el miliamperaje (mA). El Kv nos mide la calidad de los rayos X utilizados, es decir, su potencia; mientras que el mA mide la cantidad de rayos X, es decir, su intensidad. Estos valores son inversamente proporcionales. Se compensan entre ellos. Si aumenta el Kv, se disminuye el mA. Cuando el valor de Kv es mayor, como sucede en las imágenes de las muestras de 1 a 4 que fueron adquiridas con 120Kv y 5mA, se aumenta la radiación por un aumento en la potencia y disminuye la intensidad. Sin embargo, en la muestra número 5, durante la adquisición de las imágenes se utilizó una potencia de 90Kv y una intensidad de 10 mA, más cantidad de rayos X, pero de menor calidad. En volúmenes de menor tamaño se ajustan los parámetros de esta manera.

Las imágenes de todas las muestras utilizadas en el estudio son tomadas de volúmenes que no siempre son del mismo tamaño por su indicación clínica. Las cuales fueron doblemente aprovechadas tanto para el tratamiento del paciente como para este estudio.

4.3. Diseño del algoritmo

Se trata de un algoritmo sencillo, programado totalmente con Matlab, que consta de dos fases: segmentación de las imágenes y cálculo del volumen de la cámara pulpar.

Las imágenes utilizadas, en escala de grises, son matrices en las que cada elemento corresponde a una posición en la imagen (píxel), y cuyo valor viene determinado por el color del píxel correspondiente.

El algoritmo se puede resumir en los siguientes pasos, que serán desarrollados posteriormente:

- Conjunto de matrices de píxeles: Cada matriz corresponde a la imagen asociada a una sección transversal de la cámara pulpar, en orden ascendente de altura.
- Dimensión del píxel: Para cada conjunto de imágenes, la unidad de distancia es la medida del lado del píxel, que se corresponde con la distancia interplanar.
- Primer punto de superficie: Para detectar los píxeles de la superficie de la cámara pulpar en la primera matriz, es necesario considerar un píxel perteneciente a ella, que por defecto se toma el valor central de la primera imagen.
- Parámetro de control k : permite establecer una separación previa entre los elementos de la matriz de píxeles que pueden pertenecer a la cámara pulpar y los que no.
- Partiendo de la matriz de píxeles I de cada plano, se construye la matriz de superficie M formada por los píxeles que corresponden a la cámara pulpar y los que no.
- Para cada elemento de M se define una clase de equivalencia para separar M en sus diferentes superficies.
- Si se trata de la primera imagen, sólo se retiene la superficie que contiene el primer punto, dado como parámetro de entrada. Si es una imagen posterior, se eliminan las superficies alejadas de las obtenidas en la iteración anterior.
- Cálculo del volumen de la cámara pulpar.

4.3.1 Preliminares

Las imágenes utilizadas en este estudio son matrices en las que cada elemento corresponde a una posición en la imagen (píxel). El valor de cada elemento de la matriz está determinado por el color del píxel correspondiente. Dado que las imágenes que se utilizan están en escala de grises, cada imagen está determinada por una sola matriz.

Definición de la aplicación d de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} d : \mathbf{Z}^2 &\rightarrow \mathbf{R} \\ \mathbf{x}, \mathbf{y} &\rightarrow d(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = |x_1 - y_1| + |x_2 - y_2| \end{aligned} \quad (1)$$

donde $\mathbf{x} = (x_1, x_2)$, $\mathbf{y} = (y_1, y_2) \in \mathbf{Z}^2$, entonces (\mathbf{Z}^2, d) es un espacio métrico.

Dado $\alpha \in \mathbf{N}$, en un conjunto $A \in M_{2 \times N}(\mathbf{Z})$ se define la relación de equivalencia \sim_α como sigue:

$$\mathbf{x}, \mathbf{z} \in A \Rightarrow \mathbf{x} \sim_\alpha \mathbf{z} \Leftrightarrow \exists \{\mathbf{y}_k\}_{k=1, \dots, N} \in A / \begin{cases} d(\mathbf{x}, \mathbf{y}_1) \leq \alpha \\ d(\mathbf{y}_k, \mathbf{y}_{k-1}) \leq \alpha, k = 1, \dots, N-1 \\ d(\mathbf{y}_N, \mathbf{z}) \leq \alpha \end{cases} \quad (2)$$

Dados dos elementos $C_1, C_2 \in M_{2 \times N}(\mathbf{Z})$, la distancia d_c entre ellos se define como:

$$\begin{aligned} d_c : M_{2 \times N}(\mathbf{Z}) \times M_{2 \times N}(\mathbf{Z}) &\rightarrow \mathbf{R} \\ C_1, C_2 &\rightarrow d_c(C_1, C_2) = \min(|x_1 - y_1| + |x_2 - y_2|) \end{aligned} \quad (3)$$

donde $(x_1, x_2) \in C_1$ y $(y_1, y_2) \in C_2$.

4.3.2 Descripción del algoritmo

El diagrama de flujo principal del siguiente algoritmo se describe en la Figura 4. Consta de tres fases, que se explican a continuación:

4.3.2.1. Elementos de entrada:

- Conjunto de matrices de píxeles: Cada matriz corresponde a la imagen asociada a una sección transversal de la cámara pulpar, en orden ascendente de altura. Se

entiende que la primera imagen corresponde al primer plano de la cámara pulpar que no incluye los canales molares.

- Dimensión de píxeles: Para cada conjunto de imágenes, la unidad de distancia es la medida del lado del píxel. A su vez, la distancia interplanar corresponde a la altura del píxel. Para los conjuntos considerados, se trabaja con píxeles cúbicos (vóxel).
- Primer punto de superficie: Para permitir la detección de los píxeles de la superficie de la cámara pulpar en la primera matriz, es necesario considerar un píxel que pertenezca a la misma. Si este píxel no es proporcionado por el usuario, se toma automáticamente un píxel de la manera que se indica a continuación.
- Parámetro de control k (umbral): En las imágenes consideradas, existe una diferencia de color entre los píxeles que pertenecen a la superficie ósea del diente y los que no. El parámetro de control k permite establecer una separación previa entre los elementos de la matriz de píxeles que potencialmente pertenecen a la cámara pulpar y los que no.

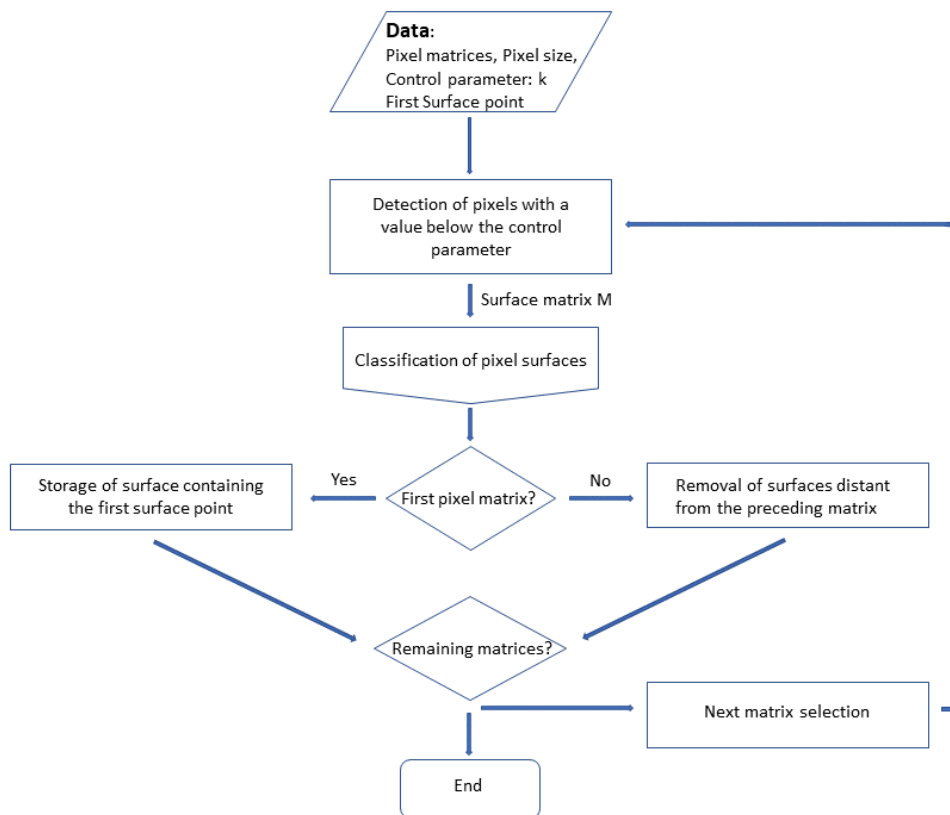


Figura 4-3. Diagrama de flujo principal del algoritmo de detección de puntos en la superficie de la cámara pulpar.

4.3.2.2. Determinación de la matriz de superficie:

A partir de la matriz de píxeles I de cada plano, se construye una nueva matriz M (matriz de superficie)

$$M_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{if } I_{ij} \geq k \\ 0 & \text{if } I_{ij} < k \end{cases} \quad (4)$$

4.3.2.3. Cálculo de superficies de píxeles:

Dado un elemento a distinto de cero, de coordenadas (a_1, a_2) , de la matriz M , se define la clase de equivalencia con representante a como sigue:

$$\{M_{ij} \in M / (i, j) \sim_2(a_1, a_2) \wedge M_{ij} \neq 0\}.$$

donde cada una de las clases de equivalencia se denomina superficie.

En el primer paso del algoritmo se requiere un píxel de la cámara pulpar. La primera imagen, con la que se está trabajando en el primer paso, es señalada por un experto y es la más cercana a los canales molares. Para recoger el píxel que pertenece a la cámara pulpar automáticamente, primero se selecciona un píxel del centro de la imagen. Si el valor del píxel es mayor que el valor umbral, se considera que pertenece a la cámara pulpar y se inicia el algoritmo. Si el píxel seleccionado no supera el valor umbral, se toma el siguiente píxel más cercano al centro de la imagen, no considerado previamente, y se repite el proceso.

Dado que la primera imagen es la más cercana a los canales molares, se supone que todos los píxeles de la cámara pulpar, en ese plano, pertenecen a la misma clase de equivalencia.

Para separar cada una de las clases de equivalencia, comenzamos tomando un elemento distinto de cero en M (píxel), de coordenadas P , a partir del cual se define un conjunto S , y este elemento se iguala a cero en M . Posteriormente, se comprueba si existen elementos en M cuyas coordenadas P' cumplen $d(P, P') \leq 2$ y no son nulas. Si es así, se introducen en S y se repite el proceso para estos nuevos elementos.

Una vez que no se agregan más elementos a S, la superficie se considera completa y se toma un nuevo elemento distinto de cero en M. El algoritmo finaliza cuando no hay más elementos distintos de cero en M para agregar a una clase de equivalencia.

Al final del proceso, existe una separación de M en sus diferentes superficies. El diagrama de flujo para esta fase se muestra en la Figura 4.4.

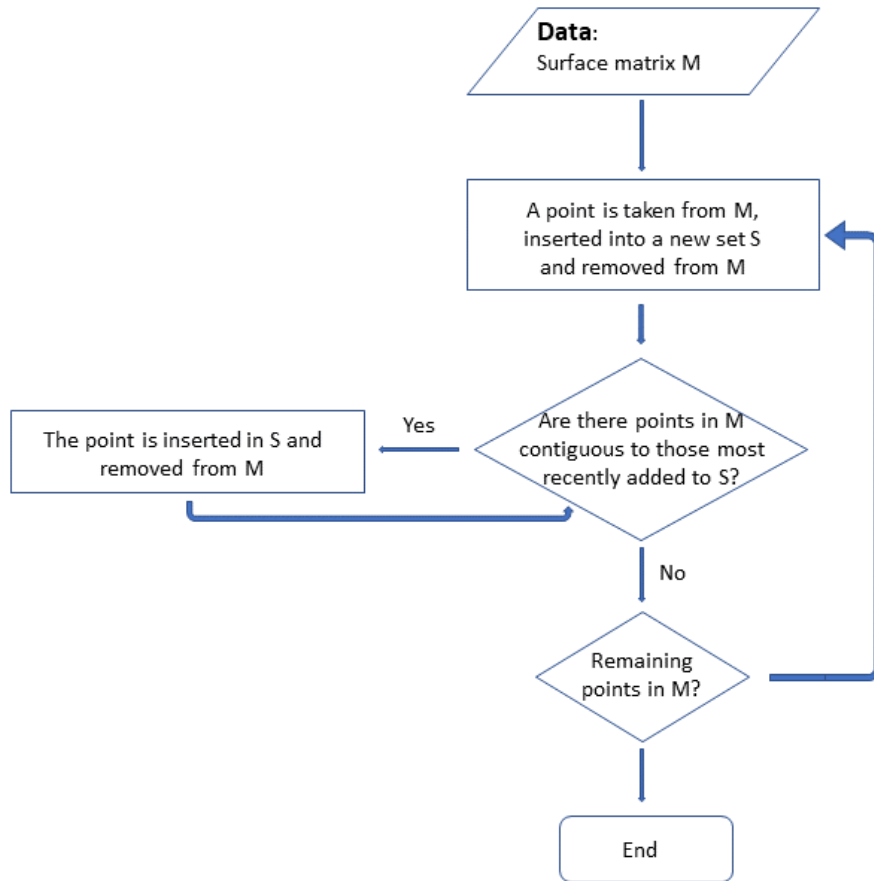


Figura 4.4. Diagrama de flujo principal para el cálculo de superficies de píxeles.

4.3.2.4. Identificación de la cámara pulpar.

Si se trata de la primera imagen, solo se conserva la superficie que contiene el primer punto de superficie dado como parámetro de entrada. Si se trata de una imagen posterior, se eliminan las superficies alejadas de las obtenidas en la iteración anterior.

Denotando por S_j^i la j-ésima superficie en la imagen i, entonces:

$$S_j^i \in \text{pulp chamber} \Leftrightarrow \exists S_k^{i-1} / d_c(S_j^i, S_k^{i-1}) \leq 2 \quad (5)$$

Al final de cada iteración, si se han obtenido nuevos píxeles asociados con la cámara pulpar y si aún quedan imágenes del conjunto de entrada por evaluar, se procede a trabajar con la siguiente matriz. De lo contrario, se realiza el cálculo del volumen.

4.3.3 Cálculo del volumen

El área superficial de cada píxel es el cuadrado de su lado. Por lo tanto, el valor del área de la imagen de la cámara pulpar correspondiente a cada plano es el número total de píxeles asignados a la cámara pulpar multiplicado por el área superficial individual de los píxeles.

Para el cálculo del volumen de la cámara pulpar, se consideran dos enfoques. En un caso, se toman las áreas de los planos inferiores y se multiplican por el valor de la distancia entre imágenes (planos). En el otro, se multiplican las áreas de los planos superiores por la distancia entre imágenes.

Así, considerando un total de N imágenes, en cada caso se obtienen valores de volumen de $N - 1$, uno para cada distancia interplanar, y la aproximación correspondiente es la suma de los volúmenes calculados. De esta manera, las dos aproximaciones del volumen son los extremos de un intervalo cuyo valor central es el valor del volumen considerado, y el radio es la incertidumbre en la medición.

Para intentar estimar la complejidad del algoritmo, se realizó un estudio de su tiempo de ejecución en condiciones promedio. Para este fin, el conjunto de imágenes asociadas con una de las muestras se toma como representativo y se redimensiona, manteniendo su relación de aspecto, a tamaños dos, tres, cuatro y cinco veces el tamaño original.

Para estudiar el tiempo de ejecución promedio, se toman cien mediciones para cada grupo de imágenes correspondiente a un tamaño. A través del ajuste por mínimos cuadrados, se obtiene un crecimiento cúbico.

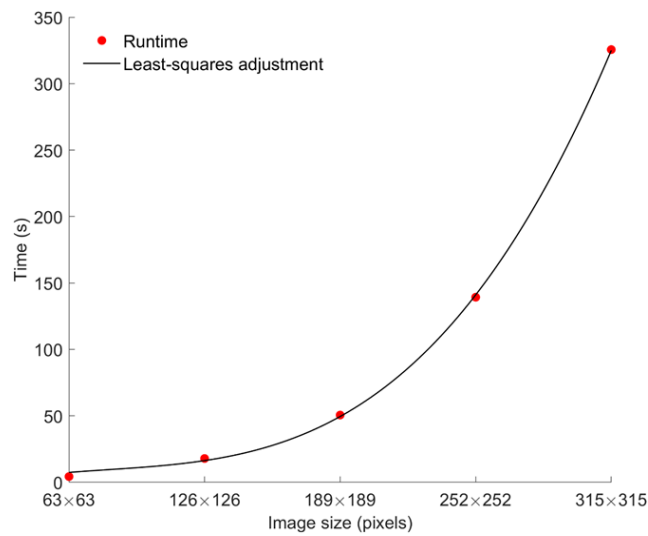


Figura 4.5. Tiempo medio de ejecución en función de la longitud del lado de la imagen.

Considerando que las imágenes procesadas en este caso tienen un tamaño menor a 100x100 píxeles, los tiempos de ejecución promedio obtenidos son de solo unos pocos segundos. Por lo tanto, se demuestra la funcionalidad del algoritmo ya que no requiere tiempos de espera para verificar si el resultado es satisfactorio. Por otro lado, el comportamiento observado con el aumento en el número de píxeles permite entender la escalabilidad del algoritmo a imágenes con resoluciones más altas. (Figura 4.5)

Para tener una orientación sobre los tiempos medidos, hay que aclarar que los tiempos promedio fueron medidos en un LAPTOP -AA7B78L5 Intel (R) Core (TM) i7-7500U CPU @ 2.70 GHz 2.90 GHz, con 8 GB de RAM.

5. Resultados

5. Resultados

Para garantizar la eficacia del procedimiento, los resultados con cada método utilizado en el estudio se obtuvieron de forma independiente y por analizadores diferentes, y fueron supervisados por dos expertos en los campos de la odontología y/o radiología maxilofacial, con amplia experiencia clínica. Los volúmenes de la cámara pulpar según los diferentes métodos utilizados en el estudio se exponen en la Tabla 5-1. Los datos obtenidos con micro-TC se establecieron como ideales y "volúmenes verdaderos", debido a la alta resolución de las imágenes que se adquirieron debido a la alta dosis de radiación utilizada; esos resultados fueron los más confiables.

Los valores obtenidos para las muestras 1, 2 y 4 fueron bastante similares (Figura 2), mientras que los de las muestras 3 y 5 fueron casi el doble (Figura 3). El rango de los valores fue completamente adecuado y normal y fue independiente del maxilar y del lugar. A partir de las imágenes de CB-CT manipuladas por el especialista (CB-CT set threshold), los valores fueron similares a los obtenidos por micro-CT, excepto para las muestras 4 y 5, que fueron considerablemente inferiores. Sin embargo, los volúmenes obtenidos con el umbral automático de CB-CT fueron siempre muy inferiores a los del umbral de ajuste de micro-CT y CB-CT, excepto para la muestra 3. Los volúmenes generados por la fórmula matemática resultaron confiables en 4 de las 5 muestras analizadas, con un error de 3,65 % en promedio, y coincidieron con los obtenidos con micro-CT. Solo en la muestra número 5 los resultados calculados por algoritmo difirieron claramente de los obtenidos con micro-TC.

Desde el punto de vista del algoritmo, solo se puede decir que el método de detección de la cámara pulpar se realiza automáticamente utilizando como datos la distancia entre planos, el plano inicial y el parámetro de control k . Para que el algoritmo funcione, también es necesario conocer la ubicación de un píxel perteneciente a la cámara pulpar de la primera imagen, que puede ser dada por el usuario o, en caso contrario, se toma el valor central de la imagen. A partir de estos datos, se detecta automáticamente la cámara pulpar, en los planos donde existe, y el volumen correspondiente. Por lo tanto, desde la perspectiva del algoritmo, no existen diferencias entre la muestra 5 y las demás (Figura

3), por lo que no permite justificar la discrepancia entre el volumen aportado por el micro-TC y el calculado.

Varios autores han calculado el volumen de la cámara pulpar por diferentes razones y utilizando diferentes métodos: midiendo el volumen de la cavidad pulpar a partir de imágenes de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) comparándolas con el patrón de referencia de micro-TC, utilizando los resultados de diferentes unidades radiológicas y comparando las reconstrucciones 3D mediante métodos estadísticos (Esteves Carneiro et al., 2023) comprender las relaciones de la anatomía interna antes de emprender una terapia de endodoncia mediante técnicas de inteligencia artificial mediante el entrenamiento de la red U-Net para la segmentación pulpar automática (Duan et al., 2021; Lin et al., 2021); para la estimación de la edad humana por métodos estadísticos (Ge et al., 2015; Elgazzar et al., 2020). Los resultados obtenidos por el algoritmo de segmentación desarrollado en este trabajo, a partir de las imágenes de TC axial, son comparables a los obtenidos en otros trabajos y fácilmente reproducibles, con la única condición de que el primer plano que contiene partes de la cavidad pulpar debe ser señalado por un experto.

Tabla 5-1. Volúmenes comparativos obtenidos mediante los distintos métodos del estudio.

	Micro-TC (mm ³)	visor CB-CT (mm ³) Umbral ajustado	visor CB-CT (mm ³) Umbral automático	algoritmo CB-CT
Muestra 1 2MS	11,13	11	7	11,76 ± 0,6
Muestra 2 1MS	11,79	13	8	12,4 ± 0,78
Muestra 3 2MI	24,36	25	21	23,36 ± 1,26
Muestra 4 1MS	14,1	9	4	14,36 ± 0,38
Muestra 5 2MS	21,4	14	5	4,67 ± 0,22

1: Primer. 2: Segundo. M: molar. S: superior. I: inferior. Umbral automático del software: 300. La “tabla de volúmenes comparativos” muestra los volúmenes obtenidos según los diferentes métodos utilizados en el estudio.

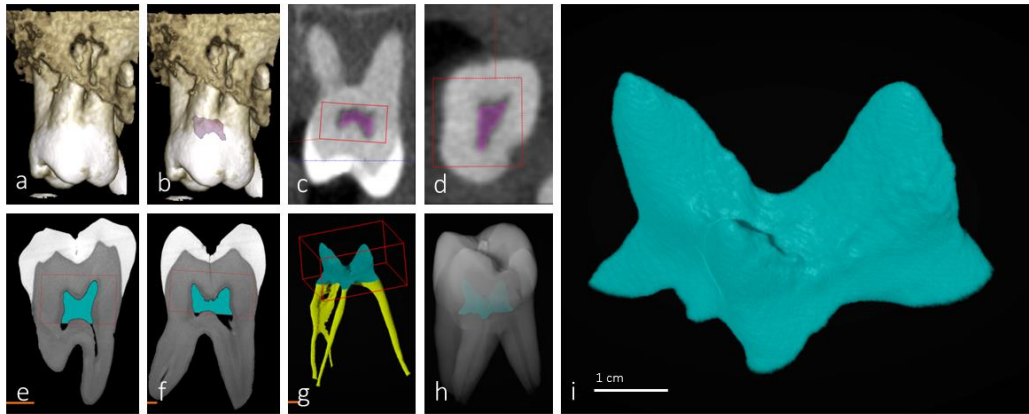


Figura 5.1 Imágenes CB-CT y micro-CT del molar identificado como muestra 1. Reconstrucción CB-CT (a,b) e imágenes sagitales (c) y axiales (d). Imágenes sagitales en micro-TC (e,f) y reconstrucciones pulpares (g,h). i corresponde a h aislada y ampliada.

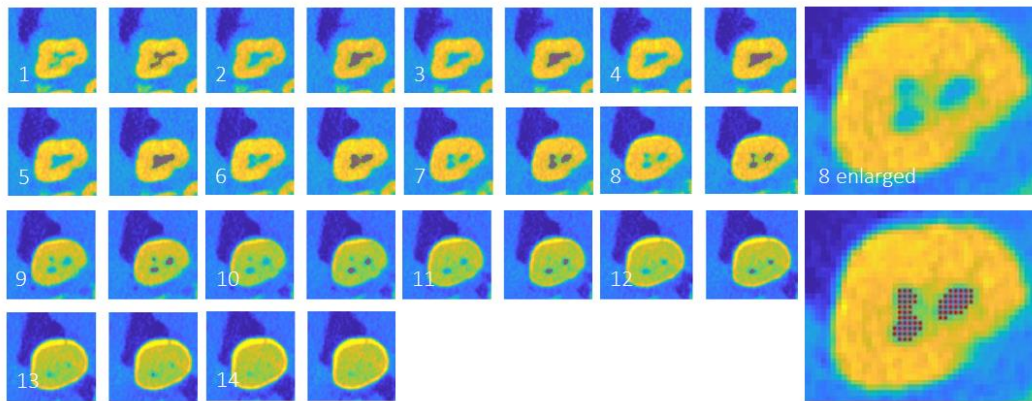


Figura 5.2.- Imágenes CB-CT correspondientes al molar identificado como muestra 1. Imágenes axiales y área ocupada por la cámara pulpar (resaltadas con puntos rojos). En este ejemplo, los valores del algoritmo coinciden con los de micro-CT.

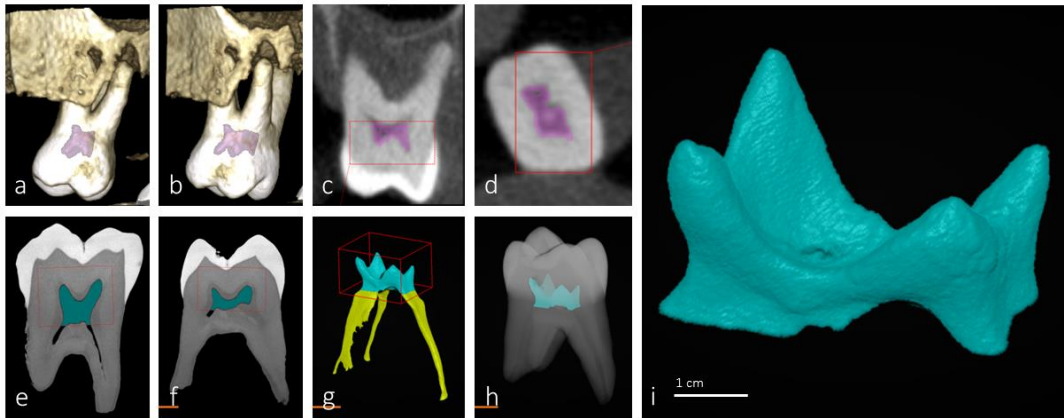


Figura 5.3.- Imágenes CB-CT y micro-CT del molar identificado como muestra 2. Reconstrucción CB-CT (a,b) e imágenes sagitales (c) y axiales (d). Imágenes sagitales en micro-TC (e,f) y reconstrucciones pulpare (g,h). i corresponde a h aislada y ampliada.

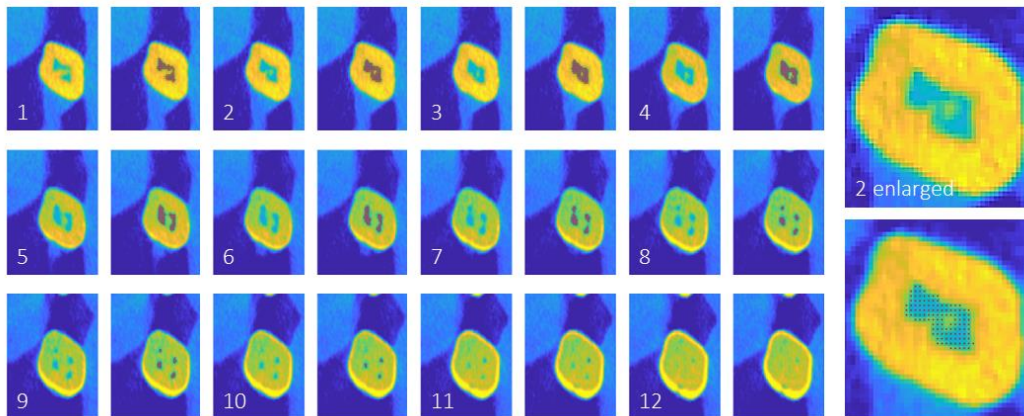


Figura 5.4.- Imágenes CB-CT correspondientes al molar identificado como muestra 2. Imágenes axiales y área ocupada por la cámara pulpar (resaltadas con puntos rojos). En este ejemplo, los valores del algoritmo coinciden con los de micro-CT.

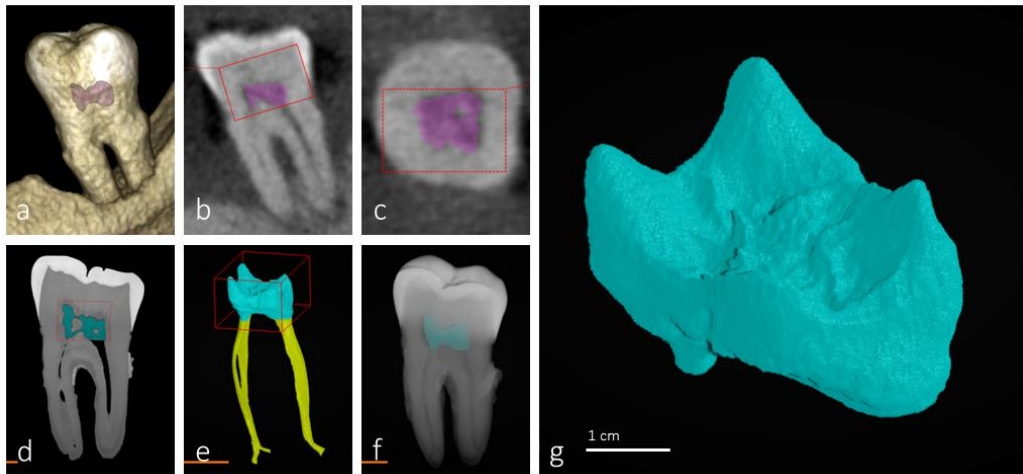


Figura 5.5.- Imágenes CB-CT y micro-CT del molar identificado como muestra 3. Reconstrucción CB-CT (a,b) e imágenes sagitales (c) y axiales (d). Imágenes sagitales en micro-TC (e,f) y reconstrucciones pulpares (g,h). i corresponde a h aislada y ampliada.

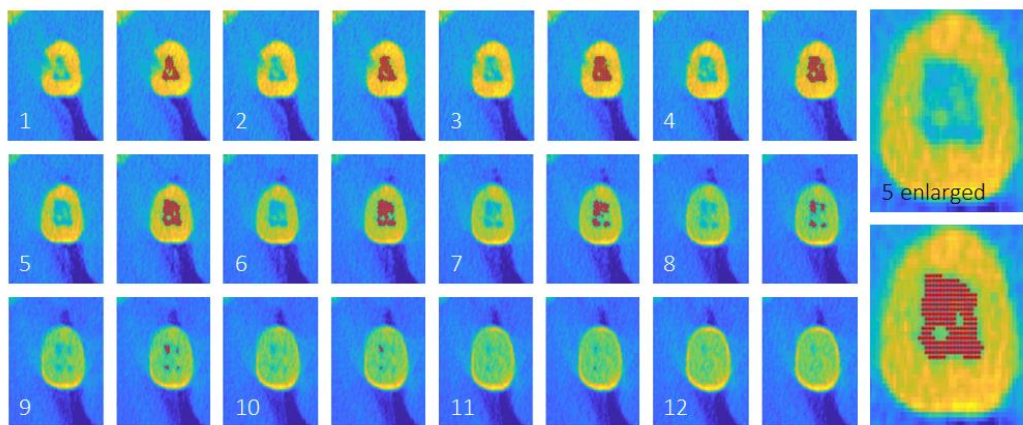


Figura 5.6.- Imágenes CB-CT correspondientes al molar identificado como muestra 3. Imágenes axiales y área ocupada por la cámara pulpar (resaltadas con puntos rojos). En este ejemplo, los valores del algoritmo coinciden con los de micro-CT.

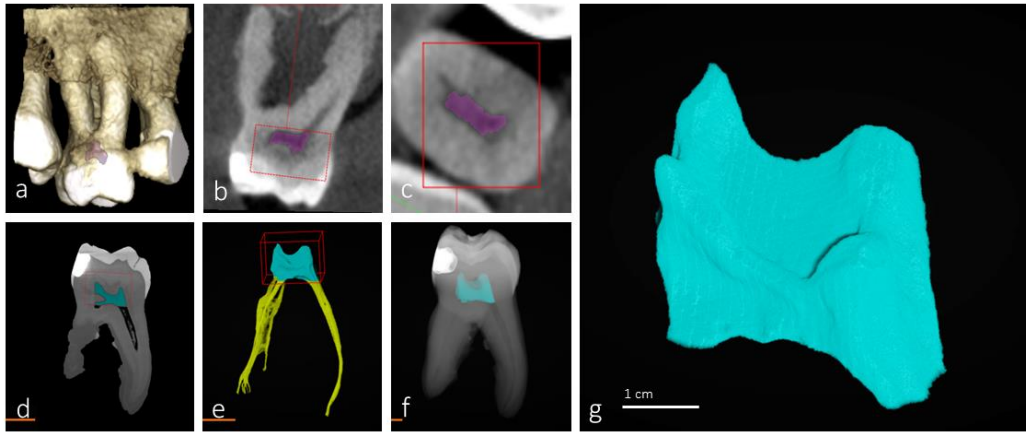


Figura 5.7.- Imágenes CB-CT y micro-CT del molar identificado como muestra 4. Reconstrucción CB-CT (a,b) e imágenes sagitales (c) y axiales (d). Imágenes sagitales en micro-TC (e,f) y reconstrucciones pulpareas (g,h). i corresponde a h aislada y ampliada.

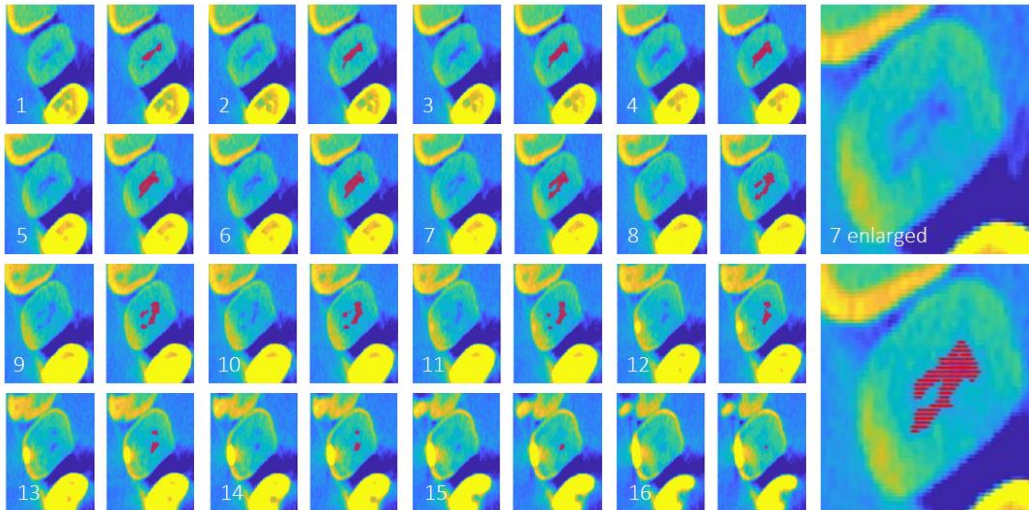


Figura 5.8.- Imágenes CB-CT correspondientes al molar identificado como muestra 4. Imágenes axiales y área ocupada por la cámara pulpar (resaltadas con puntos rojos). En este ejemplo, los valores del algoritmo coinciden con los de micro-CT.

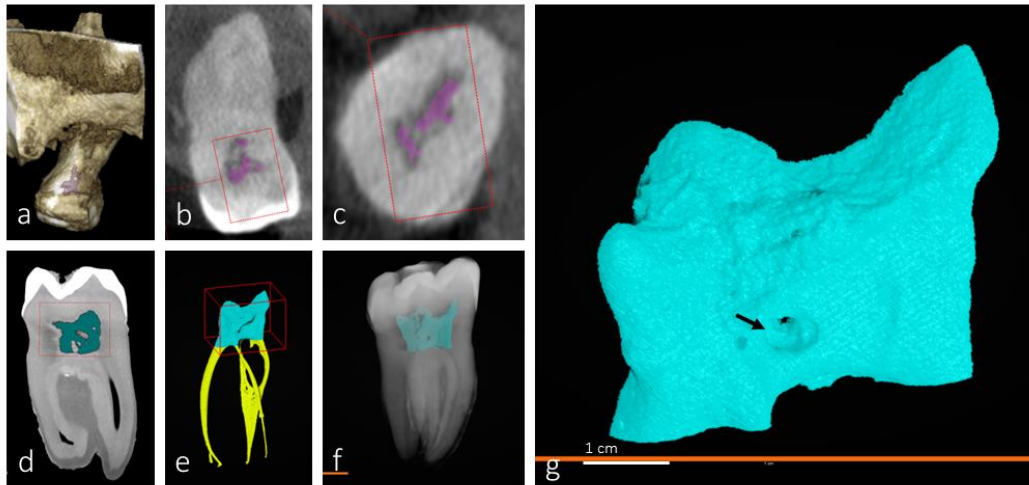


Figura 5.9.- Imágenes CB-CT y micro-CT del molar identificado como muestra 5. Reconstrucción CB-CT (a,b) e imágenes sagitales (c) y axiales (d). Imágenes sagitales en micro-TC (e,f) y reconstrucciones pulpaes (g,h). i corresponde a h aislada y ampliada.

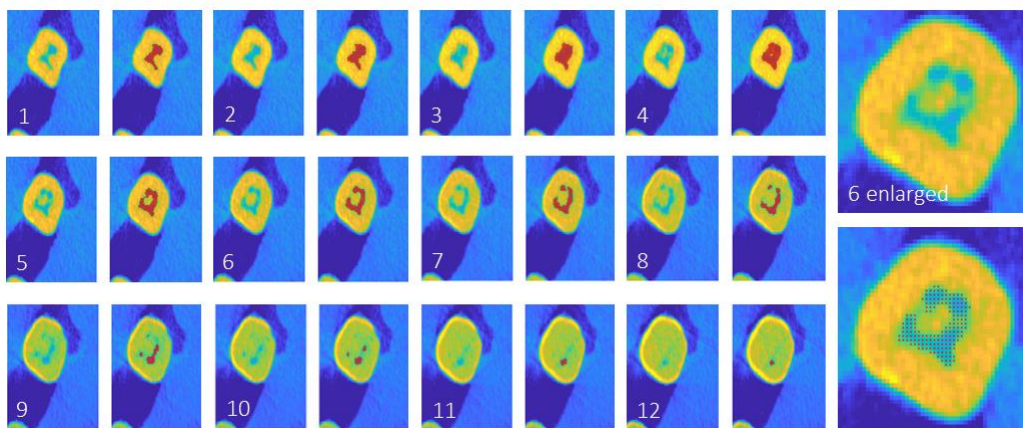


Figura 5.10.- Imágenes CB-CT correspondientes al molar identificado como muestra 1. Imágenes axiales y área ocupada por la cámara pulpar (resaltadas con puntos rojos). En este ejemplo, los valores del algoritmo coinciden con los de micro-CT.

6. Discusión

6. Discusión

6.1. Consideraciones generales

La **odontología** es uno de los campos de la medicina en el que las nuevas tecnologías se están desarrollando muy rápidamente. Actualmente, la inteligencia artificial (IA) y las redes neuronales se utilizan principalmente en radiología dental para facilitar el diagnóstico, la planificación del tratamiento y la predicción de los resultados del tratamiento.

Los tipos de redes neuronales más utilizados son las redes neuronales artificiales y las redes neuronales convolucionales. En endodoncia, las redes neuronales pueden ser útiles para detectar lesiones periapicales y fracturas radiculares, evaluar la anatomía del sistema de conductos radiculares, predecir la viabilidad de las células madre de la pulpa dental, determinar las mediciones de la longitud de trabajo y predecir el éxito de los procedimientos de retratamiento (Graziano et al., 2008; Saghiri et al., 2012; Ekert et al., 2019; Setzer et al., 2020; para las clínicas dentales, especialmente dadas las limitaciones de Orhan et al., 2020; Pauwels et al., 2021).

En odontología, por ejemplo, las NN convolucionales solo se han adoptado en entornos de investigación a partir de 2015, principalmente en radiografías dentales, y las primeras aplicaciones que involucran estas tecnologías están entrando ahora en el ámbito clínico (Schwendicke et al., 2019). Esto es aún más sorprendente si se reconoce que la odontología es especialmente adecuada para aplicar tareas de IA: 1) En odontología, las imágenes juegan un papel importante y están en la piedra angular del viaje dental de la mayoría de los pacientes, desde la selección hasta la planificación y realización del tratamiento. 2) La odontología utiliza regularmente diferentes materiales de imágenes de la misma región anatómica del mismo individuo, acompañados regularmente de datos que no son de imágenes, como registros clínicos y datos de antecedentes generales y dentales, incluidas afecciones sistémicas y medicamentos. Además, los datos a menudo se recopilan en varios puntos de tiempo. La IA es adecuada para integrar y entrecruzar estos datos de manera efectiva y mejorar el diagnóstico, la predicción y la toma de

decisiones. 3) Muchas afecciones dentales (caries, lesiones apicales, pérdida ósea periodontal) son relativamente prevalentes. La creación de conjuntos de datos con un gran número de casos "afectados" se puede gestionar con esfuerzos limitados.

La próxima década demostrará si esta vez las expectativas de aplicaciones tangibles de IA se cumplen con resultados reales o si, una vez más, un invierno de IA entierra las esperanzas y la emoción. En particular, en el ámbito de la sanidad, hay mucho en juego. Existe una preocupación razonable por la protección y la seguridad de los datos y por la entrega de decisiones médicas críticas a los ordenadores. Sin embargo, la IA tiene el potencial de revolucionar la atención médica y, con ella, la odontología; La IA puede ayudar a abordar las debilidades duramente criticadas en la atención dental convencional (Watt et al., 2019). La odontología y, en concreto, la investigación odontológica, tiene el papel de garantizar que la IA mejore la atención dental, a un coste menor, en beneficio de los pacientes, los proveedores y la sociedad en general.

Los estudios incluidos describen que la IA es una herramienta confiable para hacer que el cuidado dental sea fluido, mejor, ahorre tiempo y sea económico para los profesionales. La IA beneficia a la hora de satisfacer la demanda y las expectativas de los pacientes. Los dentistas pueden utilizar la IA para garantizar un tratamiento de calidad, mejores resultados en la atención de la salud bucal y lograr precisión. La IA puede ayudar a predecir fallos en escenarios clínicos y representar soluciones fiables. Sin embargo, la IA está aumentando el alcance de los modelos de vanguardia en odontología, pero aún está en desarrollo. Se requieren más estudios para evaluar el rendimiento clínico de las técnicas de IA en odontología. Las técnicas de IA ayudan a los odontólogos de muchas maneras, desde disminuir el tiempo en el consultorio, ahorrar pasos adicionales, lograr un excelente control de infecciones y brindar un tratamiento de calidad con exactitud y precisión. La IA se puede utilizar con éxito para el diagnóstico de pacientes, la toma de decisiones clínicas y la predicción de fallos dentales. Por lo tanto, es una modalidad confiable para su futura aplicación en diagnóstico oral, cirugía oral y maxilofacial, odontología restauradora, prostodoncia, ortodoncia, endodoncia, odontología forense, radiología y periodoncia. Sin embargo, la IA está aumentando el alcance de los modelos de vanguardia en odontología, pero aún está en desarrollo. Se necesitan más estudios

para evaluar el rendimiento clínico de las técnicas de IA en odontología (Ahmed et al., 2021a, 2021b ; Carrillo-Perez et al., 2022).

En relación directa con el contenido del presente trabajo de Tesis Doctoral, Lin et al., (2021) han propuesto una nueva canalización de datos basada en micro-datos de tomografía computarizada (micro-CT) para entrenar la red U-Net para realizar la segmentación automática y precisa de la cavidad pulpar y el diente en imágenes de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). Los autores proponen un enfoque automático y preciso para la segmentación de la cavidad dental y pulpar en imágenes CBCT, que puede ser aplicado en investigaciones y tareas clínicas.

Y muy recientemente Alfadley et al. (2024) realizaron una revisión sistemática de los trabajos sobre segmentación automatizada del espacio pulpar en imágenes de CBCT. Según los autores, la mayoría de los estudios demostraron una alta precisión en sus respectivos métodos de segmentación, aunque hubo alguna variación entre las diferentes estructuras (cámara pulpar, conducto radicular) y los tipos de dientes (de una sola raíz, de múltiples raíces). La segmentación automatizada mostró un rendimiento ligeramente superior para segmentar la cámara pulpar en comparación con el conducto radicular y de los dientes de una sola raíz en comparación con los de múltiples raíces. En términos de eficiencia, el tiempo mínimo requerido para la segmentación fue de 13 segundos. Concluyen que los modelos impulsados por IA demostraron un rendimiento sobresaliente en la segmentación del espacio de pulpa. Sin embargo, estos hallazgos merecen una interpretación cuidadosa, y su generalización es limitada debido al riesgo potencial y al bajo nivel de evidencia que surgen de metodologías inadecuadamente detalladas y técnicas de evaluación inconsistentes. Además, hay margen de mejora, específicamente para la segmentación del conducto radicular y las pruebas del rendimiento de la IA en imágenes inducidas por artefactos.

6.2. Discusión de los resultados

La anatomía de los dientes ha sido ampliamente estudiada y es universalmente conocida. Sin embargo, algunos aspectos justifican un nuevo análisis teniendo en cuenta los recientes avances en la tecnología dental. Uno de estos aspectos es la cámara pulpar, ya que comprender con precisión su anatomía y dimensiones (en particular su volumen) es

crucial para un diagnóstico, planificación y seguimiento precisos del tratamiento (Liu et al., 2010).

Este estudio fue diseñado para validar el uso de imágenes de CB-CT para evaluar el volumen de la cámara pulpar humana utilizando molares como modelo. Comparamos imágenes CB-CT *in vivo*, tanto en bruto como después de su manipulación por parte de dos expertos capacitados y un algoritmo, con imágenes de micro-TC *ex vivo*. Los molares se eligieron debido al gran tamaño de su cámara pulpar (Diéguez-Perez et al., 2022). La anatomía y las dimensiones de la cámara pulpar son de interés en varios campos odontológicos, incluyendo la endodoncia (Van der Meer et al, 2020; Ahmed et al, 2021), la estimación de la edad (Ahmed et al., 2021; Molina et al., 2021), la ingeniería de tejidos de la pulpa dental (Hadjichristou et al., 2021) y la enseñanza preclínica y la formación de posgraduados en endodoncia (Hohne y Schmitter, 2019; Hohne et al., 2020).

Se desarrolló un algoritmo para calcular automáticamente el volumen de la cámara pulpar a partir de imágenes DICOM CBCT comúnmente utilizadas en clínicas dentales. Los resultados demuestran que los volúmenes obtenidos a partir de imágenes CBCT *in vivo* difieren de los obtenidos a partir de imágenes de micro-TC *ex vivo* de los mismos dientes. Sin embargo, los volúmenes fueron muy similares cuando se utilizó el umbral establecido por el visor CBCT y casi idénticos cuando se procesaron con el algoritmo, con errores relativos que no superaron el 5,7%. Por lo tanto, los resultados sugieren que el CBCT *in vivo* logra una alta precisión y reproducibilidad para evaluar el volumen de la cámara pulpar cuando se utiliza el umbral establecido por el espectador. Las discrepancias entre las mediciones de CBCT *in vivo* y las micro-CT *ex vivo* pueden deberse en parte a la imprecisión de las mediciones volumétricas de CBCT causada por estructuras superpuestas (Fokas et al., 2018). Cabe señalar que las mediciones se obtuvieron utilizando únicamente la unidad Promax 3D Max CBCT, y los resultados podrían variar con otras marcas. Además, el software Romexis Planmeca ofrece una herramienta para la medición del volumen de pulpa, y los datos obtenidos se incluyeron en el estudio.

Los volúmenes automáticos generados por el visor con un umbral automático diferían significativamente de los obtenidos por expertos capacitados ajustando el umbral. Los

datos obtenidos por ajuste de umbral fueron mucho más cercanos a los datos de micro-TC, lo que indica que la herramienta automática del visor Romexis Planmeca no es inicialmente fiable para calcular el volumen de pulpa dental.

Para las muestras 1 a 4 se utilizó una tensión de 120 kV y una corriente de 5 mA, mientras que para la muestra 5 se utilizaron 90 kV y 10 mA debido a las diferentes especificaciones del escáner. El tamaño del vóxel también varió de 0,25 mm en las tres primeras muestras a 0,2 mm en la cuarta muestra y 0,15 mm en la quinta muestra. Estas variaciones podrían explicar diferencias significativas entre los resultados de volumen obtenidos por micro-CT y otros métodos (Maret et al., 2012, 2014).

Los volúmenes obtenidos mediante el ajuste del umbral de imagen CBCT coincidían estrechamente con los de la micro-TC, lo que demuestra que las mediciones del volumen de la pulpa dental dependen del operador. A pesar de mantener todos los parámetros sin cambios, se encontraron discrepancias notables entre el algoritmo y los resultados de la micro-TC en la muestra 5, posiblemente debido a los diferentes ajustes de kV y mA y a las múltiples calcificaciones pulpares observadas en las imágenes de la micro-TC.

Al calcular el volumen de la cámara pulpar para la muestra 5 con el algoritmo propuesto y un tamaño de vóxel de 0,2 mm, se obtuvo un volumen de $11,06 \pm 0,52 \text{ mm}^3$. Sin embargo, el uso de un tamaño de vóxel de 0,25 mm dio como resultado un volumen de $21,61 \pm 1,01 \text{ mm}^3$, lo que pone de manifiesto la influencia sustancial del tamaño del vóxel en las mediciones. Si bien la muestra 5 mostró discrepancias, calcificaciones similares en la muestra 3 no afectaron la alineación entre los resultados de la micro-TC y el algoritmo, lo que indica una causa poco clara para estas diferencias.

Hasta donde sabemos, este es el primer estudio que aplica un algoritmo con CBCT in vivo para calcular el volumen de la cámara pulpar dental y lo compara con los resultados de micro-CT ex vivo. Sin embargo, los resultados deben interpretarse con cautela debido al pequeño tamaño de la muestra y a las diferencias entre los molares maxilares y mandibulares (Diéguez-Perez et al., 2022). Se necesitan más estudios para explorar otras marcas y grupos dentales de CBCT. Los estudios en curso en nuestro laboratorio tienen

como objetivo validar el CBCT para mediciones de volumen en diferentes dientes utilizando varios dispositivos CBCT.

El estudio demuestra con éxito la eficacia de un algoritmo simple para medir con precisión el volumen de la cámara pulpar dental utilizando imágenes DICOM de tomografía computarizada de haz cónico (CB-CT). Los resultados del algoritmo se asemejaron mucho a los obtenidos utilizando el micro-CT de referencia, con errores relativos que no superaron el 5,7%. Este algoritmo ofrece una alternativa fiable, menos invasiva y más accesible para las clínicas dentales, especialmente dadas las limitaciones de la microtomografía computarizada, como los altos costes, los tiempos de procesamiento más largos y las dosis de radiación más altas.

Los hallazgos validan que este algoritmo puede servir como una herramienta confiable para el diagnóstico y la planificación de tratamientos dentales que involucran la cámara pulpar. Cierra eficazmente la brecha entre la conveniencia de la CB-CT y la precisión de la micro-CT, mejorando así la toma de decisiones clínicas y los resultados de los pacientes. Investigaciones adicionales con tamaños de muestra más grandes y diversas afecciones dentales podrían solidificar estos hallazgos y ampliar la aplicabilidad del algoritmo en varios escenarios clínicos.

6.3. Limitaciones del estudio y futuras investigaciones

Aunque hemos logrado los objetivos propuestos, nuestro estudio posee limitaciones que es lógico poner de manifiesto. La mayor, sin duda, es el escaso número de dientes analizados. No ha sido posible ampliarlos fundamentalmente por dos motivos: la dificultad para obtener dientes que cumplieran todos los criterios de estudio y también motivos económicos, dado el elevado coste los estudios con micro-CT.

Pero como se manifestó desde las primeras páginas de esta tesis, nuestro estudio no pretendió nunca valorar el volumen de la cámara dental en los dientes sino elaborar una herramienta útil y de fácil manejo que pudiera ayudar al dentista a valorar ese parámetro basándose en imágenes que puede obtener en la práctica clínica diaria.

En cuanto a las futuras investigaciones en este ámbito, una vez desarrollado el algoritmo, consideramos del máximo interés repetir el estudio en todos los tipos de dientes teniendo en cuenta factores como la edad, el sexo y la etnia. Ello permitiría poder disponer de un mapa completo del volumen de la cámara pulpar en los dientes humanos adultos.

7. Conclusiones

7. Conclusiones

Después del análisis detallado de los resultados y de la oportuna discusión de los mismos, hemos llegado a las siguientes conclusiones:

- 1.- El algoritmo simple diseñado permite medir con precisión el volumen de la cámara pulpar dental utilizando imágenes DICOM de tomografía computarizada de haz cónico (CB-CT).
- 2.- Los resultados del algoritmo se asemejaron mucho a los obtenidos utilizando el micro-CT de referencia, con errores relativos que no superaron el 5,7%.
- 3.- El algoritmo diseñado ofrece una alternativa fiable, no invasiva y más accesible, que la microtomografía computarizada al evitar los altos costes, los tiempos de procesamiento largos y las dosis de radiación altas.
- 4.- Los hallazgos validan que este algoritmo puede servir como una herramienta confiable para el diagnóstico y la planificación de tratamientos dentales que involucran la cámara pulpar.

8. Bibliografía

8. Bibliografía

- Agrawal P, Nikhade P. Artificial Intelligence in Dentistry: Past, Present, and Future. *Cureus*. 2022; 14: e27405.
- Ahmed HMA, Ibrahim N, Mohamad NS, Nambiar P, Muhammad RF, Yusoff M, Dummer PMH. Application of a new system for classifying root and canal anatomy in studies involving micro-computed tomography and cone beam computed tomography: Explanation and elaboration. *Int Endod J*. 2021; 1056-1082. doi: 10.1111/iej.13486
- Ahmed N, Abbasi MS, Zuberi F, Qamar W, Halim MSB, Maqsood A, Alam MK. Artificial Intelligence Techniques: Analysis, Application, and Outcome in Dentistry-A Systematic Review. *Biomed Res Int*. 2021; 2021:9751564. doi: 10.1155/2021/9751564.
- Alfadley A, Shujaat S, Jamleh A, Riaz M, Aboalela AA, Ma H, Orhan K. Progress of artificial intelligence-driven solutions for automated segmentation of dental pulp cavity on cone-beam computed tomography images. A systematic review. *J Endod*. 2024; S0099-2399(24)00336-4. doi: 10.1016/j.joen.2024.05.012
- Allard B, Magloire H, Couble ML, Maurin JC, Bleicher F. Voltage-gated sodium channels confer excitability to human odontoblasts: possible role in tooth pain transmission. *J Biol Chem*. 2006; 281:29002-10. doi: 10.1074/jbc.M601020200
- Aminoshariae A, Kulild JC. Current Concepts of Dentinal Hypersensitivity. *J Endod*. 2021; 47:1696-1702. doi: 10.1016/j.joen.2021.07.011
- Aminoshariae A, Kulild J, Nagendrababu V Artificial intelligence in endodontics: Current applications and future directions. *J Endod*. 2021; 47:1352-1357.
- Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic applications of 3D printing. *Int Endod J*. 2018; 51:1005-1018. doi: 10.1111/iej.12917
- Arana-Chavez VE, Massa LF. Odontoblasts: the cells forming and maintaining dentine. *Int J Biochem Cell Biol*. 2004 Aug;36(8):1367-73. doi: 10.1016/j.biocel.2004.01.006
- Asif MK, Nambiar P, Mani SA, Ibrahim NB, Khan IM, Lokman NB. Dental age estimation in Malaysian adults based on volumetric analysis of pulp/tooth ratio using CBCT data. *Leg Med (Tokyo)*. 2019; 36:50-58. doi: 10.1016/j.legalmed.2018.10.005
- Asiri AF, Altuwalah AS. The role of neural artificial intelligence for diagnosis and treatment planning in endodontics: A qualitative review. *Saudi Dent J*. 2022; 34:270-281.
- Biuki N, Razi T, Faramarzi M. Relationship between pulp-tooth volume ratios and chronological age in different anterior teeth on CBCT. *J Clin Exp Dent*. 2017; 9: 688-693. doi: 10.4317/jced.53654

- Bleicher F. Odontoblast physiology. *Exp Cell Res.* 2014; 325:65-71. doi: 10.1016/j.yexcr.2013.12.012
- Byers MR, Westenbroek RE. Odontoblasts in developing, mature and ageing rat teeth have multiple phenotypes that variably express all nine voltage-gated sodium channels. *Arch Oral Biol.* 2011; 56:1199-220. doi: 10.1016/j.archoralbio.2011.04.014.
- Campo L, Aliaga IJ, De Paz JF, García AE, Bajo J, Villarubia G, Corchado JM. Retreatment Predictions in Odontology by means of CBR Systems. *Comput Intell Neurosci.* 2016; 2016:7485250. doi: 10.1155/2016/7485250.
- Carneiro ALE, Spin-Neto R, Zambrana NRM, Zambrana JRM, de Andrade Salgado DMR, Costa C. Quantitative and qualitative comparisons of pulp cavity volumes produced by cone beam computed tomography and micro-computed tomography through semiautomatic segmentation: An ex vivo investigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2023; 135:433-443. doi: 10.1016/j.oooo.2022.10.004
- Carrillo-Perez F, Pecho OE, Morales JC, Paravina RD, Della Bona A, Ghinea R, Pulgar R, Pérez MDM, Herrera LJ. Applications of artificial intelligence in dentistry: A comprehensive review. *J Esthet Restor Dent.* 2022; 34: 259-280. doi: 10.1111/jerd.12844.
- Carvalho TS, Lussi A. Age-related morphological, histological and functional changes in teeth. *J Oral Rehabil.* 2017; 44:291-298. doi: 10.1111/joor.12474
- Chmilewsky F, About I, Chung SH. Pulp Fibroblasts Control Nerve Regeneration through Complement Activation. *J Dent Res.* 2016; 95:913-22. doi: 10.1177/0022034516643065
- Chmilewsky F, Jeanneau C, Laurent P, About I. Pulp fibroblasts synthesize functional complement proteins involved in initiating dentin-pulp regeneration. *Am J Pathol.* 2014; 184:1991-2000. doi: 10.1016/j.ajpath.2014.04.003
- Couve E, Osorio R, Schmachtenberg O. The amazing odontoblast: activity, autophagy, and aging. *J Dent Res.* 2013; 92:765-72. doi: 10.1177/0022034513495874
- Graziano A, d'Aquino R, Laino G, Papaccio G. Dental pulp stem cells: a promising tool for bone regeneration. *Stem Cell Rev.* 2008; 4:21-6. doi: 10.1007/s12015-008-9013-5
- d'Aquino R, De Rosa A, Laino G, Caruso F, Guida L, Rullo R, Checchi V, Laino L, Tirino V, Papaccio G. Human dental pulp stem cells: from biology to clinical applications. *J Exp Zool B Mol Dev Evol.* 2009; 312B(5):408-415. doi: 10.1002/jez.b.21263. PMID: 19065566.
- De-Deus G, Belladonna FG, Cavalcante DM, Simões-Carvalho M, Silva EJNL, Carvalhal JCA, Zamolyi RQ, Lopes RT, Versiani MA, Dummer PMH, Zehnder M. Contrast-enhanced micro-CT to assess dental pulp tissue debridement in root canals of extracted teeth: a

- series of cascading experiments towards method validation. *Int Endod J.* 2021; 54:279-293. doi: 10.1111/iej.13408
- Denu RA, Nemcek S, Bloom DD, Goodrich AD, Kim J, Mosher DF, Hematti P. Fibroblasts and Mesenchymal Stromal/Stem Cells Are Phenotypically Indistinguishable. *Acta Haematol.* 2016; 136:85-97. doi: 10.1159/000445096
- Deshmukh S. Artificial intelligence in dentistry. *J Int Clin Dent Res Organ.* 2018;10: 47.
- Dieguez-Perez, M., Ticona-Flores, J.M. Three-Dimensional Analysis of the Pulp Chamber and Coronal Tooth of Primary Molars: An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health* 2022, 19, 9279. doi: 10.3390/ijerph19159279.
- Domark JD, Hatton JF, Benison RP, Hildebolt CF. An ex vivo comparison of digital radiography and cone-beam and micro computed tomography in the detection of the number of canals in the mesiobuccal roots of maxillary molars. *J Endod.* 2013; 39: 901-5. doi: 10.1016/j.joen.2013.01.010
- Ekert T, Krois J, Meinhold L, Elhennawy K, Emara R, Golla T, Schwendicke F. Deep Learning for the Radiographic Detection of Apical Lesions. *J Endod.* 2019; 45:917-922.e5. doi: 10.1016/j.joen.2019.03.016
- El Karim IA, Linden GJ, Irwin CR, Lundy FT. Neuropeptides regulate expression of angiogenic growth factors in human dental pulp fibroblasts. *J Endod.* 2009; 35: 829-33. doi: 10.1016/j.joen.2009.03.005
- Endres MG, Hillen F, Salloumis M, Sedaghat AR, Niehues SM, Quatela O, Hanken H, Smeets R, Beck-Broichsitter B, Rendenbach C, Lakhani K, Heiland M, Gaudin RA. Development of a deep learning algorithm for periapical disease detection in dental radiographs. *Diagnostics (Basel)* 2020;10.
- Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, Bauer C, Jennings D, Fennessy F, Sonka M, Buatti J, Aylward S, Miller JV, Pieper S, Kikinis R. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging.* 2012; 30:1323-41. doi: 10.1016/j.mri.2012.05.001
- Fokas G, Vaughn VM, Scarfe WC, Bornstein MM. Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 16:393-415. doi: 10.1111/clr.13142
- França CM, Riggers R, Muschler JL, Widbiller M, Lococo PM, Diogenes A, Bertassoni LE. 3D-Imaging of Whole Neuronal and Vascular Networks of the Human Dental Pulp via CLARITY and Light Sheet Microscopy. *Sci Rep.* 2019; 9:10860. doi: 10.1038/s41598-019-47221-5
- Gaite JJ, Solé-Magdalena A, García-Mesa Y, Cuendias P, Martín-Cruces J, García-Suárez O, Cobo T, Vega JA, Martín-Biedma B. Immunolocalization of the mechanogated ion

- channels PIEZO1 and PIEZO2 in human and mouse dental pulp and periodontal ligament. *Anat Rec (Hoboken)*. 2024; 307:1960-1968. doi: 10.1002/ar.25351
- Ge ZP, Yang P, Li G, Zhang JZ, Ma XC. Age estimation based on pulp cavity/chamber volume of 13 types of tooth from cone beam computed tomography images. *Int J Legal Med*. 2016; 130:1159-1167. doi: 10.1007/s00414-016-1384-6
- Gillam DG. Mechanisms of stimulus transmission across dentin--a review. *J West Soc Periodontol Periodontal Abstr*. 1995; 43:53-65.
- Goldberg M, Smith AJ. Cells and extracellular matrices of dentin and pulp: a biological basis for repair and tissue engineering. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2004; 15:13-27. doi: 10.1177/154411130401500103
- Gulsahi A, Kulah CK, Bakirarar B, Gulen O, Kamburoglu K. Age estimation based on pulp/tooth volume ratio measured on cone-beam CT images. *Dentomaxillofac Radiol*. 2018; 47:20170239. doi: 10.1259/dmfr.20170239
- Hadjichristou C, About I, Koidis P, Bakopoulou A. Advanced in Vitro Experimental Models for Tissue Engineering-based Reconstruction of a 3D Dentin/pulp Complex: a Literature Review. *Stem Cell Rev Rep*. 2021; 17:785-802. doi: 10.1007/s12015-020-10069-8
- Hanafi A, Donnermeyer D, Schäfer E, Bürklein S. Perception of a modular 3D print model in undergraduate endodontic education. *Int Endod J*. 2020; 53:1007-1016. doi: 10.1111/iej.13299
- Helmy MA, Osama M, Elhindawy MM, Mowafey B. Volume analysis of second molar pulp chamber using cone beam computed tomography for age estimation in Egyptian adults. *J Forensic Odontostomatol*. 2020; 38:25-34.
- Hiraiwa T, Arijji Y, Fukuda M, Kise Y, Nakata K, Katsumata A, Fujita H, Arijji E. A deep-learning artificial intelligence system for assessment of root morphology of the mandibular first molar on panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2019; 48:20180218. doi: 10.1259/dmfr.20180218
- Höhne C, Schmitter M. 3D Printed Teeth for the Preclinical Education of Dental Students. *J Dent Educ*. 2019; 83:1100-1106. doi: 10.21815/JDE.019.103
- Höhne C, Schwarzbauer R, Schmitter M. Introduction of a new teaching concept for crown preparation with 3D printed teeth. *Eur J Dent Educ*. 2020; 24:526-534. doi: 10.1111/eje.12532
- Hornik K. Approximation capabilities of multilayer feedforward networks. *Neural Netw*. 1991; 4:251-257.

- Israni ST, Verghese A. Humanizing Artificial Intelligence. *JAMA*. 2019; 321:29-30. doi: 10.1001/jama.2018.19398
- Itoh Y, Sasaki JI, Hashimoto M, Katata C, Hayashi M, Imazato S. Pulp Regeneration by 3-dimensional Dental Pulp Stem Cell Constructs. *J Dent Res*. 2018; 97:1137-1143. doi: 10.1177/0022034518772260
- Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018; 18: 88. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5
- Jeanneau C, Lundy FT, El Karim IA, About I. Potential Therapeutic Strategy of Targeting Pulp Fibroblasts in Dentin-Pulp Regeneration. *J Endod*. 2017; 43:S17-S24. doi: 10.1016/j.joen.2017.06.007
- Johari M, Esmaeili F, Andalib A, Garjani S, Saberkari H. Detection of vertical root fractures in intact and endodontically treated premolar teeth by designing a probabilistic neural network: an ex vivo study. *Dentomaxillofac Radiol*. 2017; 46:20160107. doi: 10.1259/dmfr.20160107
- Kawashima N, Okiji T. Odontoblasts: Specialized hard-tissue-forming cells in the dentin-pulp complex. *Congenit Anom (Kyoto)*. 2016; 56:144-53. doi: 10.1111/cga.12169
- Kazmi S, Mânica S, Revie G, Shepherd S, Hector M. Age estimation using canine pulp volumes in adults: a CBCT image analysis. *Int J Legal Med*. 2019; 133:1967-1976. doi: 10.1007/s00414-019-02147-5
- Khanna SS, Dhaimade PA. Artificial intelligence: transforming dentistry today. *Indian J Basic Appl Med Res*. 2017; 6:161-167.
- Khanagar SB, Naik S, Al Kheraif AA, Vishwanathaiah S, Maganur PC, Alhazmi Y, Mushtaq S, Sarode SC, Sarode GS, Zanza A, Testarelli L, Patil S. Application and Performance of Artificial Intelligence Technology in Oral Cancer Diagnosis and Prediction of Prognosis: A Systematic Review. *Diagnostics (Basel)*. 2021; 11:1004. doi: 10.3390/diagnostics11061004
- Khanagar SB, Vishwanathaiah S, Naik S, Al-Kheraif A, Devang Divakar D, Sarode SC, Bhandi S, Patil S. Application and performance of artificial intelligence technology in forensic odontology - A systematic review. *Leg Med (Tokyo)*. 2021; 48:101826. doi: 10.1016/j.legalmed.2020.101826
- Krivanek J, Soldatov RA, Kastriti ME, Chontorotzea T, Herdina AN, Petersen J, Szarowska B, Landova M, Matejova VK, Holla LI, Kuchler U, Zdrilic IV, Vijaykumar A, Balic A, Marangoni P, Klein OD, Neves VCM, Yianni V, Sharpe PT, Harkany T, Metscher BD, Bajénoff M, Mina M, Fried K, Kharchenko PV, Adameyko I. Dental cell type atlas reveals stem and differentiated cell types in mouse and human teeth. *Nat Commun*. 2020; 11:4816. doi: 10.1038/s41467-020-18512-7

- Kulinkovych-Levchuk K, Pecci-Lloret MP, Castelo-Baz P, Pecci-Lloret MR, Oñate-Sánchez RE. Guided Endodontics: A Literature Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2022; 19:13900. doi: 10.3390/ijerph192113900
- Lahoud P, EzEldeen M, Beznik T, Willems H, Leite A, Van Gerven A, Jacobs R. Artificial Intelligence for Fast and Accurate 3-Dimensional Tooth Segmentation on Cone-beam Computed Tomography. *J Endod*. 2021; 47:827-835. doi: 10.1016/j.joen.2020.12.020.
- Lee K, Lee BM, Park CK, Kim YH, Chung G. Ion Channels Involved in Tooth Pain. *Int J Mol Sci*. 2019 May; 20:2266. doi: 10.3390/ijms20092266
- Le Fournis C, Jeanneau C, Roumani S, Giraud T, About I. Pulp Fibroblast Contribution to the Local Control of Pulp Inflammation via Complement Activation. *J Endod*. 2020; 46:S26-S32. doi: 10.1016/j.joen.2020.06.029
- Leslie-Mazwi TM, Lev MH. Towards artificial intelligence for clinical stroke care. *Nat Rev Neurol*. 2020; 16:5-6. doi: 10.1038/s41582-019-0287-9.
- Liang X, Zhang Z, Gu J, Wang Z, Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J, Ma G, Ling H, Ma X. Comparison of micro-CT and cone beam CT on the feasibility of assessing trabecular structures in mandibular condyle. *Dentomaxillofac Radiol*. 2017; 46:20160435. doi: 10.1259/dmfr.20160435
- Lin X, Fu Y, Ren G, Yang X, Duan W, Chen Y, Zhang Q. Micro-Computed Tomography-Guided Artificial Intelligence for Pulp Cavity and Tooth Segmentation on Cone-beam Computed Tomography. *J Endod*. 2021;47:1933-1941. doi: 10.1016/j.joen.2021.09.001
- Liu Y, Olszewski R, Alexandroni ES, Enciso R, Xu T, Mah JK. 2010. The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2010; 80: 160-166. doi: 10.2319/121608-639.1
- Lizier NF, Kerkis A, Gomes CM, Hebling J, Oliveira CF, Caplan AI, Kerkis I. Scaling-up of dental pulp stem cells isolated from multiple niches. *PLoS One*. 2012; 7: 39885. doi: 10.1371/journal.pone.0039885
- Llacer-Martínez M, Martín-Biedma B, Sanz MT, Aura-Tormos JI, Fos-Galve P, Fernández-Muñiz Z, Vega JA, Jovani-Sancho M. Cone-Beam Computed Tomography for the Evaluation of Dental Pulp Chamber Volume: Implications for Clinics and Teaching. *Dent J (Basel)*. 2024; 12: 95. doi: 10.3390/dj12040095.
- Lynch MD, Watt FM. Fibroblast heterogeneity: implications for human disease. *J Clin Invest*. 2018; 128: 26-35. doi: 10.1172/JCI93555
- Ma Y, Xie L, Yang B, Tian W. Three-dimensional printing biotechnology for the regeneration of the tooth and tooth-supporting tissues. *Biotechnol Bioeng*. 2019; 116:452-468. doi: 10.1002/bit.26882

- Maddalone M, Citterio C, Pellegatta A, Gagliani M, Karanxha L, Del Fabbro M. Cone-beam computed tomography accuracy in pulp chamber size evaluation: An ex vivo study. *Aust Endod J.* 2020; 46:88-93. doi: 10.1111/aej.12378
- Marca C, Dummer PM, Bryant S, Vier-Pelisser FV, Só MV, Fontanella V, Dutra VD, de Figueiredo JA. Three-rooted premolar analyzed by high-resolution and cone beam CT. *Clin Oral Investig.* 2013; 17:1535-40. doi: 10.1007/s00784-012-0839-5
- Maret D, Molinier F, Braga J, Peters OA, Telmon N, Treil J, Inglessè JM, Cossìé A, Kahn JL, Sixou M. Accuracy of 3D reconstructions based on cone beam computed tomography. *J Dent Res.* 2010; 89:1465-9. doi: 10.1177/0022034510378011
- Maret D, Telmon N, Peters OA, Lepage B, Treil J, Inglessè JM, Peyre A, Kahn JL, Sixou M. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41:649-55. doi: 10.1259/dmf/81804525
- Maret D, Peters OA, Galibourg A, Dumoncel J, Esclassan R, Kahn JL, Sixou M, Telmon N. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. *J Endod.* 2014; 40:1321-6. doi: 10.1016/j.joen.2014.04.014
- Maurin JC, Couble ML, Thivichon-Prince B, Magloire H. L'odontoblaste - Un acteur incontournable de la perception de la douleur dentinaire [Odontoblast: a key cell involved in the perception of dentinal pain]. *Med Sci (Paris).* 2013; 29:293-9. French. doi: 10.1051/medsci/2013293016
- Michetti J, Maret D, Mallet JP, Diemer F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J Endod.* 2010; 36:1187-90. doi: 10.1016/j.joen.2010.03.029
- Molina A, Bravo M, Fonseca GM, Márquez-Grant N, Martín-de-Las-Heras S. Dental age estimation based on pulp chamber/crown volume ratio measured on CBCT images in a Spanish population. *Int J Legal Med.* 2021; 135:359-364. doi: 10.1007/s00414-020-02377-y
- Murray PE, About I, Lumley PJ, Franquin JC, Windsor LJ, Smith AJ. Odontoblast morphology and dental repair. *J Dent.* 2003; 31:75-82. doi: 10.1016/s0300-5712(02)00089-1
- Naylor CD. On the Prospects for a (Deep) Learning Health Care System. *JAMA.* 2018; 320:1099-1100. doi: 10.1001/jama.2018.11103.
- Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod.* 1995; 21: 561-568. doi: 10.1016/S0099-2399(06)80986-6.

- Orhan AI, Orhan K, Ozgul BM, Öz FT. Analysis of pulp chamber of primary maxillary second molars using 3D micro-CT system: an in vitro study. *Eur. J. Paediatr. Dent.* 2015; 16: 305-310. doi: 10.17796/1053-4625-43.6.4
- Orhan K, Bayrakdar IS, Ezhov M, Kravtsov A, Özyürek T. Evaluation of artificial intelligence for detecting periapical pathosis on cone-beam computed tomography scans. *Int Endod J.* 2020; 53:680-689. doi: 10.1111/iej.13265
- Ossowska A, Kusiak A, Świetlik D. Artificial Intelligence in Dentistry-Narrative Review. *Int J Environ Res Public Health.* 2022; 19:3449. doi: 10.3390/ijerph19063449
- Park JW, Lee JK, Ha BH, Choi JH, Perinpanayagam H. Three-dimensional analysis of maxillary first molar mesiobuccal root canal configuration and curvature using micro-computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108:437-42. doi: 10.1016/j.tripleo.2009.01.022
- Pauwels R, Brasil DM, Yamasaki MC, Jacobs R, Bosmans H, Freitas DQ, Haiter-Neto F. Artificial intelligence for detection of periapical lesions on intraoral radiographs: Comparison between convolutional neural networks and human observers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2021; 131:610-616. doi: 10.1016/j.oooo.2021.01.018
- Phan SH. Biology of fibroblasts and myofibroblasts. *Proc Am Thorac Soc.* 2008; 5:334-7. doi: 10.1513/pats.200708-146DR
- Pinchi V, Pradella F, Buti J, Baldinotti C, Focardi M, Norelli GA. A new age estimation procedure based on the 3D CBCT study of the pulp cavity and hard tissues of the teeth for forensic purposes: A pilot study. *J Forensic Leg Med.* 2015; 36:150-7. doi: 10.1016/j.jflm.2015.09.015
- Porto LV, Celestino da Silva Neto J, Anjos Pontual AD, Catunda RQ. Evaluation of volumetric changes of teeth in a Brazilian population by using cone beam computed tomography. *J Forensic Leg Med.* 2015; 36:4-9. doi: 10.1016/j.jflm.2015.07.007
- Quispe-Salcedo A, Ohshima H. The Role of Dendritic Cells during Physiological and Pathological Dentinogenesis. *J Clin Med.* 2021; 10(3):3348. doi: 10.3390/jcm10153348
- Ren H, Wen Q, Zhao Q, Wang N, Zhao Y. Atlas of human dental pulp cells at multiple spatial and temporal levels based on single-cell sequencing analysis. *Front Physiol.* 2022; 13:993478. doi: 10.3389/fphys.2022.993478
- Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J.* 1999; 32:165-70. doi: 10.1046/j.1365-2591.1999.00204.x
- Saghiri MA, Asgar K, Boukani KK, Lotfi M, Aghili H, Delvarani A, Karamifar K, Saghiri AM, Mehrvarzfar P, Garcia-Godoy F. A new approach for locating the minor apical foramen

- using an artificial neural network. *Int Endod J.* 2012; 45:257-65. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01970.x.
- Sanfelice CM, da Costa FB, Reis Só MV, Vier-Pelisser F, Souza Bier CA, Grecca FS. Effects of four instruments on coronal pre-enlargement by using cone beam computed tomography. *J Endod.* 2010; 36:858-61. doi: 10.1016/j.joen.2009.12.003
- Schaffner M, Stich H, Lussi A. Dentikel: Pulpasteine [Denticles: dental pulp calculi]. *Swiss Dent J.* 2014;124: 416-467. German. doi: 10.61872/sdj-2014-04-02. PMID: 24805138.
- Schwendicke F, Golla T, Dreher M, Krois J. Convolutional neural networks for dental image diagnostics: A scoping review. *J Dent.* 2019;91:103226. doi: 10.1016/j.jdent.2019.103226.
- Sener S, Cobankara FK, Akgünlü F. Calcifications of the pulp chamber: prevalence and implicated factors. *Clin Oral Investig.* 2009; 13:209-15. doi: 10.1007/s00784-008-0212-x
- Setzer FC, Shi KJ, Zhang Z, Yan H, Yoon H, Mupparapu M, Li J. Artificial Intelligence for the Computer-aided Detection of Periapical Lesions in Cone-beam Computed Tomographic Images. *J Endod.* 2020; 46:987-993. doi: 10.1016/j.joen.2020.03.025.
- Shan T, Tay FR, Gu L. Application of Artificial Intelligence in Dentistry. *J Dent Res.* 2021; 100:232-244. doi: 10.1177/0022034520969115.
- Shibukawa Y, Sato M, Kimura M, Sobhan U, Shimada M, Nishiyama A, Kawaguchi A, Soya M, Kuroda H, Katakura A, Ichinohe T, Tazaki M. Odontoblasts as sensory receptors: transient receptor potential channels, pannexin-1, and ionotropic ATP receptors mediate intercellular odontoblast-neuron signal transduction. *Pflugers Arch.* 2015; 467:843-63. doi: 10.1007/s00424-014-1551-x
- Simon S, Smith AJ, Lumley PJ, Berdal A, Smith G, Finney S, Cooper PR. Molecular characterization of young and mature odontoblasts. *Bone.* 2009; 45:693-703. doi: 10.1016/j.bone.2009.06.018
- Sloan AJ, Smith AJ. Stem cells and the dental pulp: potential roles in dentine regeneration and repair. *Oral Dis.* 2007; 13:151-7. doi: 10.1111/j.1601-0825.2006.01346.x
- Solé-Magdalena A, Martínez-Alonso M, Coronado CA, Junquera LM, Cobo J, Vega JA. Molecular basis of dental sensitivity: The odontoblasts are multisensory cells and express multifunctional ion channels. *Ann Anat.* 2018; 215:20-29. doi: 10.1016/j.aanat.2017.09.006
- Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YC, Mazzi-Chaves JF, Carvalho KKT, Barbosa AFS, Versiani MA, Jacobs R, Leoni GB. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. *Braz Oral Res.* 2018; 32: 66. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0066

- Timme M, Borkert J, Nagelmann N, Schmeling A. Evaluation of secondary dentin formation for forensic age assessment by means of semi-automatic segmented ultrahigh field 9.4 T UTE MRI datasets. *Int J Legal Med.* 2020; 134(2):2283-2288. doi: 10.1007/s00414-020-02425-7
- Topol E. *Deep medicine: how artificial intelligence can make healthcare human again.* New York: Basic Books. 2019.
- Tschauner S, Marterer R, Nagy E, Singer G, Riccabona M, Sorantin E. Experiences with image quality and radiation dose of cone beam computed tomography (CBCT) and multidetector computed tomography (MDCT) in pediatric extremity trauma. *Skeletal Radiol.* 2020; 49:1939-1949. doi: 10.1007/s00256-020-03506-9
- Van der Meer WJ, Vissink A, Ng YL, Gulabivala K. 3D Computer aided treatment planning in endodontics. *J Dent.* 2016; 45:67-72. doi: 10.1016/j.jdent.2015.11.007
- Vodanović M, Subašić M, Milošević DP, Galić I, Brkić H. Artificial intelligence in forensic medicine and forensic dentistry. *J Forensic Odontostomatol.* 2023; 41:30-41.
- Watt RG, Daly B, Allison P, Macpherson LMD, Venturelli R, Listl S, Weyant RJ, Mathur MR, Guarnizo-Herreño CC, Celeste RK, Peres MA, Kearns C, Benzian H. Ending the neglect of global oral health: time for radical action. *Lancet.* 2019; 394:261-272. doi: 10.1016/S0140-6736(19)31133-X.
- Yousefi F, Mohammadi Y, Ahmadvand M, Razaghi P. Dental age estimation using cone-beam computed tomography: A systematic review and meta-analysis. *Imaging Sci Dent.* 2023; 53:91-99. doi: 10.5624/isd.20221226
- Yu C, Abbott PV. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. *Aust Dent J.* 2007; 52:S4-16. doi: 10.1111/j.1834-7819.2007.tb00525.x
- Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Krastl G, Kühl S. Guided endodontics: accuracy of a novel method for guided access cavity preparation and root canal location. *Int Endod J.* 2016; 49:966-72. doi: 10.1111/iej.12544
- Zheng Q, Ge Z, Du H, Li G. Age estimation based on 3D pulp chamber segmentation of first molars from cone-beam-computed tomography by integrated deep learning and level set. *Int J Legal Med.* 2021; 135:365-373. doi: 10.1007/s00414-020-02459-x

Anexo 1- Curriculum Vitae

Lucía Hernández Álvarez

Odontóloga.

Especialista en Ortodoncia y Radiología oral.

Fecha de Nacimiento: 27/03/1996 (España)

Dirección: Oviedo (Asturias)

+34 660798537

luciah127@gmail.com



Información personal

- Autónoma.
- Idiomas:
 - Español (nativo)
 - Inglés (fluido hablado y escrito) con una estancia de 10 meses en EEUU. Certificado B2.

Experiencia profesional

2019/ actual **Ortoscan Asturias.**

Socia-Gerente.

Radióloga Oral y Maxilofacial.

2019/ actual **Universidad de Oviedo.**

- *Profesora* en el departamento de Morfología y Biología celular. (Curso 2022/2023, Curso 2023/2024)
- *Colaboradora de Honor* en el departamento de Morfología y Biología celular (cursos: 2019/2020- 2020/2021- 2021/2022).

2023/ actual **Clínica Dental Martín Puente**

Estancia clínica en el área de Ortodoncia. Tratamientos de ortopedia y ortodoncia niño y adulto.

2019/ 2021 **Clínica Dental J. Vallina.**

Odontóloga general: realizando trabajos de conservadora, prótesis convencional y prótesis sobre implantes. Además de seguimiento de tratamientos de ortodoncia.

Formación

- Sept 2020- Actual: Programa Doctorado por la Universidad de Oviedo.
- 2021-2022: Máster Ortodoncia y Ortopedia dentofacial (USAL).
- 2021-2022: Postgrado avanzado en Radiología Oral y Maxilofacial (UIC).
- 2019: Graduada en Odontología por la Universidad de Oviedo.
- Universidad CEU San Pablo, Madrid (Curso 2018-2019). Programa SICUE.
- 2019: Director de instalaciones de radiodiagnóstico.
- 2019: Curso teórico-práctico de venopunción y obtención de concentrados plaquetarios para odontología.
- 2019: Curso: Manejo del dolor orofacial y patología de la ATM en la era digital. CODES (0,94 créditos de formación continuada).
- 2020: Plan de acción dental para el periodo post-epidémico Covid 19.
- 2021: Seminario web para ayudar a aumentar sus posibilidades de ser publicado en una revista académica. WILEY.
- 2021: Elaboración de posters científicos: Como redactarlos, diseñarlos y presentarlos. Universidad de Oviedo. Formación transversal.
- 2021: Como presentar una comunicación científica en inglés. Universidad de Oviedo. Formación transversal.
- 2021: Divulgación científica: técnicas y mecanismos para mejorar la comunicación de la investigación. Universidad de Oviedo. Formación transversal.
- 2021: Certificado "Radiation Protection in Dental Radiology". IAEA.
- 2022: Curso Técnicas de inyección de rellenos con ácido hialurónico en el tercio inferior facial.
- 2022: Curso Algoritmos diagnósticos y terapéuticos en patología oral.
- 2023/2024: Estancia clínica con formación en ortodoncia en la Clínica Dental Prof. Martin Puente.
- 2024: Curso teórico/práctico: Anclaje óseo para Ortodoncistas. Microtornillos. CODES.

Publicaciones

- Póster: *¿Realmente nos afecta la sensibilidad dental? Variaciones edad dependientes en la sensibilidad dental.* Congreso SECIB 2021.
- Póster: *Métodos de evaluación del volumen de la cámara pulpar dental humana.* Jornadas doctorales internacionales Uniovi 2022.
- Póster: *Análisis de los cambios inducidos por aparatología de avance mandibular para el tratamiento de apnea obstructiva del sueño, a largo plazo.* Congreso SEMDES 2022.
Premio al mejor poster.
- Libro “Anatomía del Aparato Estomatognático, guía para estudiantes de Odontología” de la Universidad de Oviedo (1ª y 2ª edición).

Docencia impartida

- Curso online: Actualización en Radiología Oral, UIC curso 2022/2023.
- Curso del Consejo Nacional de Dentistas “¿Cómo le saco el mayor rendimiento al CBCT?” Nov/2023 (Colegio dentistas de Cantabria).
- Curso del Consejo Nacional de Dentistas “¿Cómo le saco el mayor rendimiento al CBCT?” Enero/2024 (Colegio dentistas de Zamora).

Anexo 2- Publicaciones derivadas de la Tesis Doctoral

Article

Measure the dental chamber volume with DICOM images from Cone-beam computed tomography can be improved with a simple algorithm

Lucía Hernández-Alvarez¹, Iago Vila-García², Zulima Fernández-Muñiz², Ana Cernea², Luis C.

¹ Departamento de Morfología y Biología Celular, Universidad de Oviedo, Asturias, Spain; hernandezlucia@uniovi.es (L.H-A); lcarlos@uniovi.es (L.C.H-G.); javega@uniovi.es (J.A.V.)

² Departamento de Matemáticas, Universidad de Oviedo, Asturias, Spain; uo265800@uniovi.es (I.V-G.); zulima@uniovi.es (Z. F-M.); cerneadoina@uniovi.es (A.C.)

³ Departamento de Cirugía y Especialidades Medico-Quirúrgicas, Universidad de Oviedo, Spain; teresacobo@uniovi.es (T.C.)

⁴ Instituto Asturiano de Odontología, Oviedo, Spain.

⁵ Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Autónoma de Chile, Providencia-Santiago de Chile, Chile.

* Correspondence: javega@uniovi.es

Abstract: The knowledge of the precise anatomy and dimensions of the pulp chamber in the different teeth allows the odontologist to perform correct diagnosis, as well as treatment planning and monitoring. The clinical practice has introduced cone-beam computed tomography (CB-CT) as a method to evaluate the morphology and dimensions of the pulp chamber. Nevertheless, micro-computed tomography (micro-CT) is regarded as the gold standard in approaching those topics. Here we have designed an algorithm that takes as input DICOM images from in vivo CB-CT of permanent molars to determine the accuracy CB-CT for evaluation of pulp chamber volume. The values were compared with those from in vivo CB-CT (rough and expert manipulated) and ex vivo micro-CT. The relative errors obtained with the volume calculated by the algorithm vs. the volume measured by micro-CT do not exceed 5.7%; also, no significant differences were found between algorithm volumes vs. manipulated CB-CT volumes while all volumes were different from those obtained with automatic CB-CT software. These data demonstrate that volume algorithm CB-CT based may be a reliable technique for evaluation of the pulp chamber volume in permanent molars and can be useful in the diagnosis of pulp diseases, as well as in the planning and monitoring of their treatments.

Keywords: Cone beam computed tomography; Computed micro-tomography; Dental pulp chamber volume; medical image; algorithm.

1. Introduction

Cone beam computed tomography (CB-CT) has been introduced successfully in daily clinical practice. Small-field CB-CT allows to obtain teeth three-dimensional images of good quality without overlapping neighboring anatomical structures. This, associated with low radiation levels, has made CB-CT an image technique routinely used in diagnosis and planning of dental treatments ([1], [2], [3]). One of the applications of CBCT is the measurement of the pulp chamber from DICOM images. However, the values acquired show slight discrepancies with those obtained by micro-computed tomography (micro-CT). Micro-CT is currently regarded as the gold standard technique for assessing pulp chamber volume ([4], [5], [6], [7], [8]). In addition, several factors limit the use of micro-CT in daily dental practice, including the high price of data analysis equipment and software, the time required for digital scanning and reconstruction, the volume limitations it can analyze, and the high doses of radiation needed ([1], [5], [9]).

Therefore, the availability of reliable tools to measure the volume of the pulp chamber from CBCT images, obtaining values as close as possible to those obtained by micro-CT, could be of great interest in daily clinical practice. Some studies are available that corroborate the accuracy and reproducibility of these comparative studies. ([10], [11]).

Therefore, the aim of this work was to design a simple algorithm capable of calculating the volume of the pulp chamber from DICOM images obtained with CB-CT. The results obtained show that its application allows to obtain values almost identical to the real values of micro-CT. This is a validation of a method, not a quantitative study of a large series of samples.

This study was designed to validate volume of the pulp chamber obtained using CB-CT in vivo (PromaxR 3D Max CBCT) by comparing it with those obtained using micro-CT ex vivo. Dental treatments involving dental chamber are becoming personalized and the same tooth differs from one patient to another ([12]). Thus, the exact knowledge of the anatomy a volume of the dental chamber is essential to achieve successful treatments.

2. Materials and Methods

Five permanent molars, corresponding to 5 subjects (3 females and 2 males), with ages ranging between 59 and 66 years, were analyzed. Teeth used in the study were programmed for exodontia due to different odontological treatments and were free of pulp chamber damage. This is the reason why the pulp chamber was intact and free of damage despite the age of the patients. It should be considered that teeth with caries suffer retraction of the pulp chamber, decreasing the volume of the pulp chamber. Likewise, restorations of decayed teeth produce artifacts in the images that prevent the volume from being correctly assessed.

Pieces were collected under written informed consent and obtained in accordance with Spanish legislation (RD 1301/2006; Law 14/2007; RD 1716/2011; Order ECC/1404/2013). Before exodontia CB-CT images were obtained using a tomographic

equipment ProMax3DMid ProFace, with a voltage of 120kV and a tube current of 5mA, except for the tooth identified as 5, which were 90kV and 10mA. For the analysis of DICOM (digital imaging and communication in medicine) images, the software used was Planmeca Romexis 6.2.1.25. Briefly, measurements were made as it follows: the axial and transverse axes were oriented according to the direction of the tooth. The tool "Measure a cube" was used to trace the area that covered the pulp chamber in the 3 visions: axial, panoramic and sagittal/orthoradial. Selecting a point inside the cube belonging to the pulp chamber as the reference density for the "3D Growth Region" tool with the preset "Root Cavity" adjusting the threshold favorably (Figure 1 a-d).

After exodontia teeth were preserved in physiological saline solution at 40 C until use for micro-CT study, which was carried out at Centro Nacional de Investigacion sobre la Evolucion Humana (CENIEH; Burgos, Spain). The images were obtained with V | Tome | X s 240 de GE Sensing Inspection Technologies Phoenix X-Ray and for the analysis of the images, the software Dragonfly was used. The pulp canal was deleted from the rest of the tooth by adjusting the histogram. Once the pulp canals were isolated, a box was defined that corresponded to the region of the pulp chamber (Figure 1e-i). The software itself has a function that directly provides the volume value of the selected region (connected components; Figure 1i).

To calculate the pulp chamber volume, 300 DICOM images for each of the 5 samples, corresponding to different axial planes, were available. Nevertheless, only the images corresponding to the pulp chamber were selected, resulting in a reduction of 14/300 for sample 1, 16/300 for sample 2, 9/300 for sample 3, 16/300 for sample 4, and 12/300 for sample 5. The selection was based on a meticulous visual analysis of each image by two experts, who established the initial and final planes containing parts of the pulp chamber. The image chosen as the initial one was the closest to the pulp canals among those that contain the pulp chamber, and the rest were selected in an ascending order. On the other hand, the voxel size varied for each sample, with a side length of 0.25 mm for the first three samples, 0.2 mm for the fourth sample, and 0.15 mm for the fifth sample.

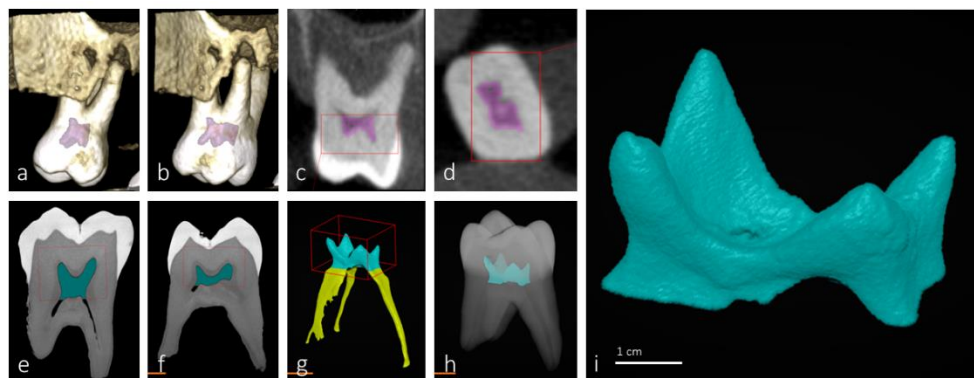


Figure 1.- CB-CT and micro-CT images of the molar identified as sample 2 (corresponding to a female 62 years old). CB-CT reconstruction (a,b) and sagittal (c) and axial (d) images. Micro-CT sagittal images (e,f) and pulp reconstructions (g,h). i corresponds to isolated and enlarged h.

3. Design of the algorithm

The effectiveness of image segmentation algorithms can vary depending on a range of factors, such as image complexity, image quality, the type of features being sought, noise present in the image, and the required accuracy for the specific task. In this case, a simple algorithm has been implemented to detect pixels belonging to the pulp chamber. Like any other image segmentation algorithm, it is based on the discontinuity or similarity between the gray levels of neighboring pixels, allowing it to locate changes in the gray level of adjacent pixels. This algorithm can find isolated pixels, detect edges, and divide the image into zones that have similar gray values based on a certain threshold.

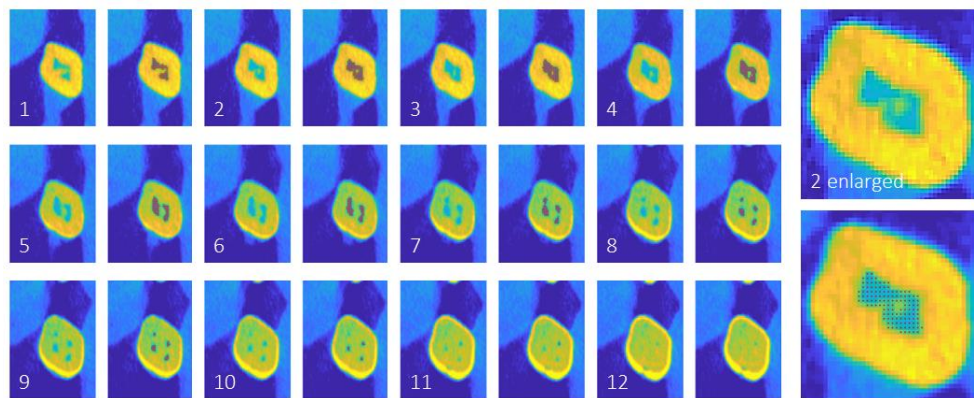


Figure 2. CB-CT images corresponding to the molar identified as sample 2. Axial images and area occupied by the pulp chamber (highlighted with red dots). In this sample the algorithm values match those of micro-CT.

3.1 Preliminaries

The images used in this study are matrices in which each element corresponds to a position in the image (pixel). The value of each matrix element is determined by the color of the corresponding pixel. Since the images being used are in gray scale, each image is determined by a single matrix. Once the images are uploaded, an automatic check is performed to determine if the image has borders, and if so, they are not considered in the execution of the algorithm. This way, unnecessary calculations are avoided without preprocessing the images in the dataset.

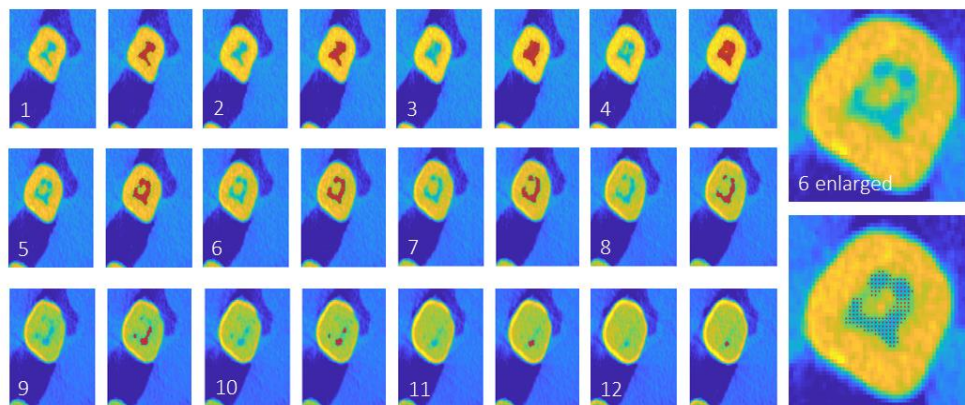


Figure 3. CB-CT images corresponding to the molar identified as sample 5. Axial images and area

occupied by the pulp chamber (highlighted with red dots). In this sample the algorithm values were very different from those of micro-CT.

Defining the application d as follows:

$$\begin{aligned} d &: \mathbf{Z}^2 \rightarrow \mathbf{R} \\ \mathbf{x}, \mathbf{y} &\rightarrow d(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = |x_1 - y_1| + |x_2 - y_2| \end{aligned} \quad (1)$$

where $\mathbf{x} = (x_1, x_2), \mathbf{y} = (y_1, y_2) \in \mathbf{Z}^2$, then (\mathbf{Z}^2, d) is a metric space.

Given $\alpha \in \mathbf{N}$, on a set $A \in M_{2 \times N}(\mathbf{Z})$, the equivalence relation \sim_α is defined:

$$\begin{aligned} \mathbf{x}, \mathbf{z} \in A \stackrel{\text{def}}{\Rightarrow} \mathbf{x} \sim_\alpha \mathbf{z} \stackrel{\text{def}}{\Leftrightarrow} \exists \{\mathbf{y}_k\}_{k=1, \dots, N} \in A / \begin{cases} d(\mathbf{x}, \mathbf{y}_1) \leq \alpha \\ d(\mathbf{y}_k, \mathbf{y}_{k-1}) \leq \alpha, \\ d(\mathbf{y}_N, \mathbf{z}) \leq \alpha \end{cases} \\ k = 1, \dots, N - 1 \end{aligned} \quad (2)$$

Given two elements $C_1, C_2 \in M_{2 \times N}(\mathbf{Z})$, the distance d_c between them is defined as:

$$\begin{aligned} d_c &: M_{2 \times N}(\mathbf{Z}) \times M_{2 \times N}(\mathbf{Z}) \rightarrow \mathbf{R} \\ C_1, C_2 &\rightarrow d_c(C_1, C_2) = \min(|x_1 - y_1| + |x_2 - y_2|) \end{aligned} \quad (3)$$

where $(x_1, x_2) \in C_1$ and $(y_1, y_2) \in C_2$.

3.2 Algorithm description

The main flowchart of the following algorithm is described in the Figure 4. It consists of three phases, which are explained below:

1. Input elements:

- Pixel matrix set: Each matrix corresponds to the image associated with a cross-section of the pulp chamber, in ascending order of height. It is understood that the first image corresponds to the first plane of the pulp chamber that does not include the molar canals.
- Pixel dimension: For each set of images, the unit of distance is the measurement of the pixel side. In turn, the inter-planar distance corresponds to the height of the pixel. For the sets considered, we work with cubic pixels (voxel).
- First surface point: To allow the detection of the pixels of the pulp chamber surface in the first matrix, it is necessary to consider a pixel belonging to it. If this pixel is not provided by the user, a pixel is taken automatically in the manner indicated below.
- Control parameter k (threshold): In the images considered, there is a color difference between pixels that belong to the bony surface of the tooth and those that do not. The control parameter k makes it possible to establish a prior separation between the elements of the pixel matrix that potentially belong to the pulp chamber and those that do not.

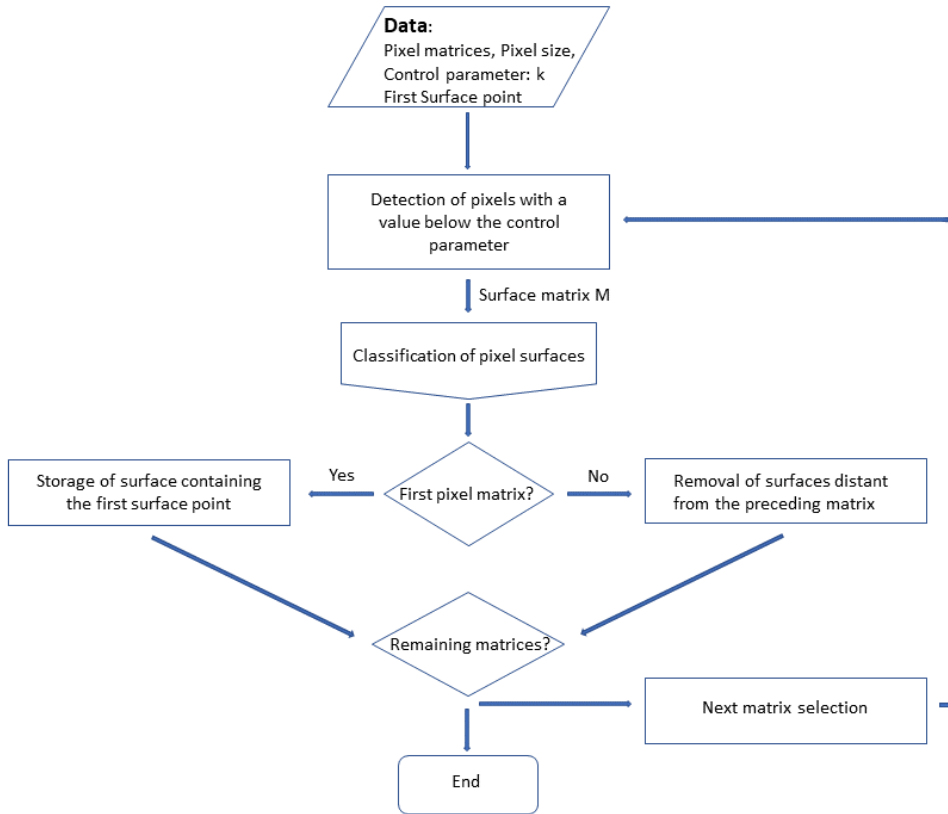


Figure 4. Main flowchart of the pulp chamber surface point detection algorithm.

2. Determination of the surface matrix:

Starting from the pixel matrix I of each plane, a new matrix M (surface matrix) is constructed such that:

$$M_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{if } I_{ij} \geq k \\ 0 & \text{if } I_{ij} < k \end{cases} \quad (4)$$

3. Calculation of pixel surfaces:

Given a non-zero element a of matrix M of coordinates (a_1, a_2) , we define the equivalence class with representative a as $\{M_{ij} \in M / (i, j) \sim_2 (a_1, a_2) \wedge M_{ij} \neq 0\}$. Each of the equivalence classes is called a surface.

In the first step of the algorithm a pixel of the pulp chamber is required. The first image, which is being worked with in the first step, is pointed out by an expert and is the closest to the molar canals. To pick up the pixel belonging to the pulp chamber automatically, a pixel from the center of the image is selected first. If the pixel value is greater than the threshold value, it is considered to belong to the pulp chamber and the algorithm is started. If the selected pixel does not exceed the threshold value, the next closest pixel to the center of the image, not previously considered, is taken and the process is repeated.

Since the first image is the one closest to the molar canals, we are under the assumption that all pixels in the pulp chamber, in that plane, belong to the same equivalence class.

To separate each of the equivalence classes, we start by taking a non-zero element in M (pixel), of coordinates \mathbf{P} , from which a set S is defined, and this element is equated to zero in M . Subsequently, it is checked if exists the elements in M whose coordinates \mathbf{P}' fulfill $d(\mathbf{P}, \mathbf{P}') \leq 2$ and verify that are not null. If so, they are introduced into S and the process is repeated for these new elements.

Once no more elements are added to S , the surface is considered complete and a new non-zero element is taken in M . The algorithm ends when there are no more non-zero elements in M to add to an equivalence class.

At the end of the process, we have a separation of M into its different surfaces. The flowchart for this phase is shown in Figure 5.

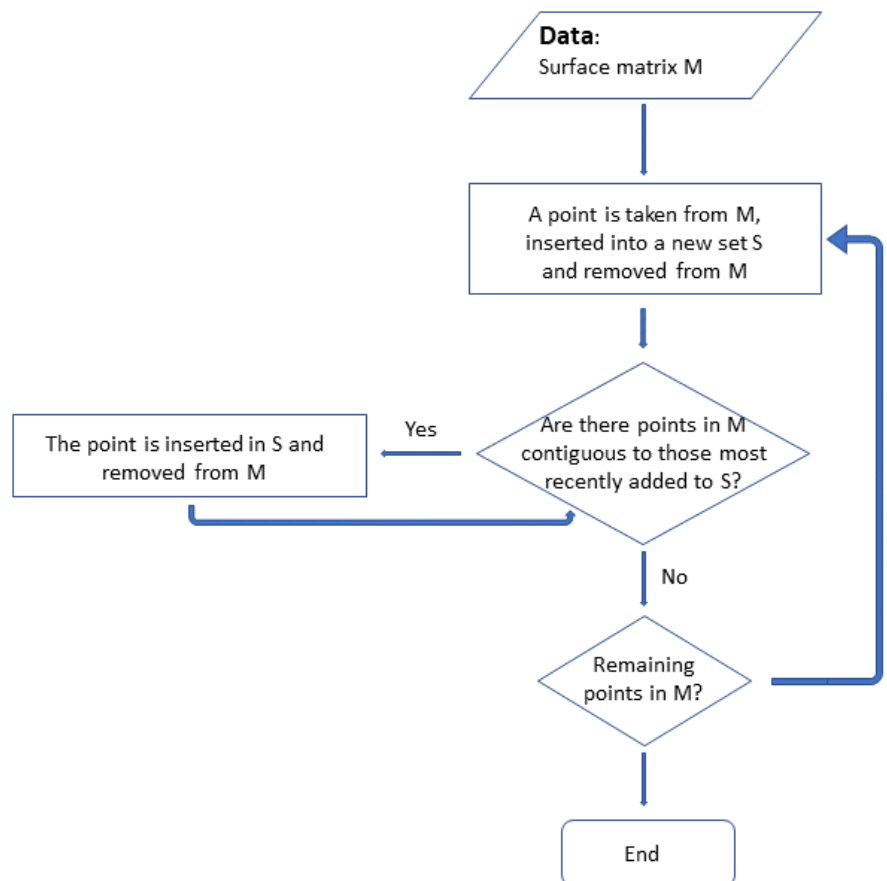


Figure 5. Main flowchart for calculation of pixel surfaces.

4. Identification of the pulp chamber.

If it is the first image, only that surface containing the first surface point given as input parameter is retained. If it is a subsequent image, surfaces far from those obtained in the previous iteration are eliminated. If S_j^i denotes the j -th surface in the i image, then:

$$S_j^i \in \text{pulp chamber} \Leftrightarrow \exists S_k^{i-1} / d_c(S_j^i, S_k^{i-1}) \leq 2 \quad (5)$$

At the end of each iteration, if new pixels associated with the pulp chamber have been obtained and if there are still images of the input set to be evaluated, we proceed to work with the next matrix. Otherwise, the volume calculation is performed.

3.3 Volume calculation

The surface area of each pixel is the square of its side. Therefore, the value of the pulp chamber image area corresponding to each plane is the total number of pixels assigned to the pulp chamber multiplied by the individual surface area of the pixels.

For the calculation of the pulp chamber volume, two approaches are considered. In one case, the areas of the lower planes are taken and multiplied by the value of the distance between images (planes). In the other, the areas of the upper planes are multiplied by the distance between images.

Thus, considering a total of N images, in each case N - 1 volume values are obtained, one for each interplanar distance, the corresponding approximation being the sum of the calculated volumes. In this way, the two approximations of the volume are the extremes of an interval whose central value is the value of the volume considered, and the radius is the uncertainty in the measurement.

To attempt to estimate the algorithm's complexity, a study of its runtime was conducted under average conditions. For this purpose, the set of images associated with one of the samples is taken as representative and resized, while maintaining their aspect ratio, to sizes two, three, four, and five times the original size. To study the average runtime, one hundred measurements are taken for each group of images corresponding to a size. Through least-squares adjustment, cubic growth is obtained (Figure 6).

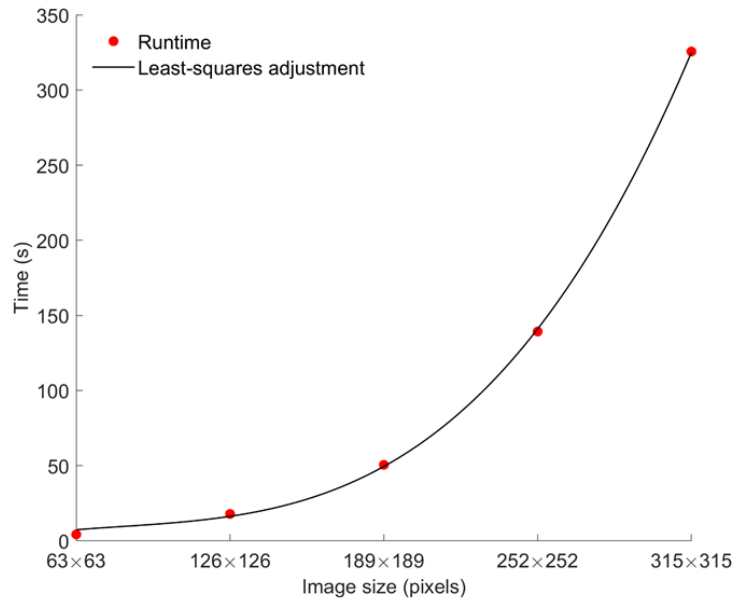


Figure 6. Average execution time as a function of the length of the image side.

Considering that the images processed in this case have a size smaller than 100x100 pixels, the average execution times obtained are just a few seconds. Thus, the functionality of the algorithm is proven as it does not require waiting times to verify if the result is satisfactory. On the other hand, the observed behavior with the increase in the number of pixels allows understanding the scalability of the algorithm to images with higher resolutions.

The average times were measured on a LAPTOP -AA7B78L5 Intel (R) Core (TM) i7-7500U CPU @ 2.70 GHz 2.90 GHz, with 8 GB RAM.

4. Results

The results with each method used in the study were obtained independently and by different analyzers and were supervised by two experts in the fields of dentistry and/or maxillofacial radiology, with extensive clinical experience to ensure the effectiveness of the procedure. The volumes of the pulp chamber according to the different methods used in the study are in Table 1. The data obtained with micro-CT were established as ideal and "true volumes", because to the high resolution of the images that were acquired due to the high dose of radiation used; those results were the most reliable.

The values obtained for samples 1, 2 and 4 were quite similar (Figure 2), while those for samples 3 and 5 were almost double (Figure 3). The range of the values was completely suitable and normal and was independent of the maxilla and place. From the CB-CT images manipulated by the specialist (CB-CT set threshold) the values were like those obtained by micro-CT except for samples 4 and 5 which were considerably lower. However, the volumes

obtained with CB-CT automatic threshold were always much lower than those of micro-CT and CB-CT set threshold, except for sample 3. The volumes generated by the mathematical formula resulted reliable in 4 of the 5 samples analyzed, with an error of 3.65 % on average, and matched those obtained with micro-CT. Only in the sample number 5 the results calculated by algorithm clearly differed from those obtained with micro-CT.

From the point of view of the algorithm, it can only be said that the method of detection of the pulp chamber is performed automatically using as data the distance between planes, the initial plane, and the control parameter k. For the algorithm to work, it is also necessary to know the location of a pixel belonging to the pulp chamber of the first image, which can be given by the user or, otherwise, the central value of the image is taken. Based on this data, the pulp chamber is automatically detected, in the planes where it exists, and the corresponding volume. Therefore, from the perspective of the algorithm, there are no differences between sample 5 and the others (Figure 3), so it does not allow to justify the discrepancy between the volume provided by the micro-CT and the calculated.

Several authors have calculated the pulp chamber volume for different reasons and using different methods: measuring the volume of the pulp cavity from cone beam computed tomography (CBCT) images by comparing them with the micro-CT reference standard, using the results of different radiological units and comparing the 3D reconstructions using statistical methods ([13]); understanding internal anatomy relationships before undertaking endodontic therapy using artificial intelligence techniques by training the U-Net network for automatic pulp segmentation ([14], [15]); for the estimation of human age by statistical methods ([16], [17]). The results obtained by the segmentation algorithm developed in this work, from the axial CT images, are comparable to those obtained in other works and easily reproducible, the only condition being that the first plane containing parts of the pulp cavity must be pointed out by an expert.

	Micro-CT (mm ³)	CB-CT Viewer (mm ³) Set Threshold	CB-CT Viewer (mm ³) Automatic threshold	CB-CT Algorithm
Sample 1 2MU	11.13	11	7	11.76±0.6
Sample 2 1MU	11.79	13	8	12.4±0.78
Sample 3 2ML	24.36	25	21	23.36±1.26
Sample 4 1MU	14.1	9	4	14.36±0.38
Sample 5	21.4	14	5	4.67±0.22

2MU				
-----	--	--	--	--

Table 1. Comparative volumes obtained with the different used methods. 1: first; 2: second; M: molar. U: upper maxillary; L: lower maxillary. Software automatic threshold: 300.

5. Discussion

The anatomy of teeth has been extensively studied and is globally well known. However, some aspects warrant re-analysis considering recent advancements in dental technology. One such aspect is the pulp chamber, as precisely understanding its anatomy and dimensions (particularly its volume) is crucial for accurate diagnosis, treatment planning, and monitoring ([18]).

This study was designed to validate the use of CBCT for evaluating human pulp chamber volume using molars as a model. We compared in vivo CBCT images—both raw and after manipulation by two trained experts and an algorithm—with ex vivo micro-CT images. Molars were chosen due to their large pulp chamber size ([19]). The anatomy and dimensions of the pulp chamber are of interest in several dental fields, including endodontics ([20], [21]), age estimation ([22], [23]), dental pulp tissue engineering ([24]), and preclinical teaching and training of endodontic postgraduates ([25], [26]).

An algorithm was developed to automatically calculate pulp chamber volume based on DICOM CBCT images commonly used in dental clinics. The results demonstrate that the volumes obtained from in vivo CBCT images differ from those obtained from ex vivo micro-CT images of the same teeth. However, the volumes were very similar when using the CBCT viewer-set threshold and almost identical when processed with the algorithm, with relative errors not exceeding 5.7%. Therefore, the results suggest that in vivo CBCT achieves high precision and reproducibility for evaluating pulp chamber volume when using the viewer-set threshold. The discrepancies between in vivo CBCT and ex vivo micro-CT measurements may be partly due to the imprecision of CBCT volumetric measurements caused by superimposed structures ([2]). It should be noted that the measurements were obtained using only the Promax 3D Max CBCT unit, and results could vary with other brands. Additionally, the Romexis Planmeca software offers a tool for pulp volume measurement, and the data obtained were included in the study.

The automatic volumes generated by the viewer with an automatic threshold differed significantly from those obtained by trained experts adjusting the threshold. Data obtained by threshold adjustment were much closer to the micro-CT data, indicating that the Romexis Planmeca viewer's automatic tool is not initially reliable for calculating dental pulp volume.

For samples 1 to 4, a voltage of 120 kV and a current of 5 mA were used, while for sample 5, 90 kV and 10 mA were used due to different scanner specifications. The voxel size also varied from 0.25 mm in the first three samples to 0.2 mm in the fourth sample and 0.15 mm in the fifth sample. These variations could explain

significant differences between the volume results obtained by micro-CT and other methods ([27], [28]).

The volumes obtained by adjusting the CBCT image threshold closely matched those of the micro-CT, showing that dental pulp volume measurements are operator dependent. Despite keeping all parameters unchanged, notable discrepancies were found between the algorithm and micro-CT results in sample 5, possibly due to differing kV and mA settings and multiple pulp calcifications observed in the micro-CT images.

When calculating pulp chamber volume for sample 5 with the proposed algorithm and a voxel size of 0.2 mm, a volume of $11.06 \pm 0.52 \text{ mm}^3$ was obtained. However, using a voxel size of 0.25 mm resulted in a volume of $21.61 \pm 1.01 \text{ mm}^3$, highlighting the substantial influence of voxel size on measurements. While sample 5 showed discrepancies, similar calcifications in sample 3 did not affect alignment between micro-CT and algorithm results, indicating an unclear cause for these differences.

To our knowledge, this is the first study applying an algorithm with in vivo CBCT to calculate dental pulp chamber volume and comparing it with ex vivo micro-CT results. However, the results should be interpreted cautiously due to the small sample size and differences between maxillary and mandibular molars ([19]). Further studies are needed to explore other CBCT brands and dental groups. Ongoing studies in our laboratory aim to validate CBCT for volume measurements in different teeth using various CBCT devices.

Conclusions

The study successfully demonstrates the efficacy of a simple algorithm for accurately measuring dental pulp chamber volume using DICOM images from Cone-Beam Computed Tomography (CB-CT). The algorithm's results closely matched those obtained using the gold standard micro-CT, with relative errors not exceeding 5.7%. This algorithm offers a reliable, less invasive, and more accessible alternative for clinical dental practices, especially given the limitations of micro-CT such as high costs, longer processing times, and higher radiation doses.

The findings validate that this algorithm can serve as a dependable tool for diagnosing and planning dental treatments involving the pulp chamber. It effectively bridges the gap between the convenience of CB-CT and the precision of micro-CT, thereby enhancing clinical decision-making and patient outcomes. Further research with larger sample sizes and diverse dental conditions could solidify these findings and expand the algorithm's applicability across various clinical scenarios.

Note: Once the paper has been accepted, the algorithm's software will be available to the entire scientific community.

References

1. Domark, J.D., Hatton, J.F., Benison, R.P., Hildebolt, C.F. An ex vivo comparison of digital radiography and cone-beam and micro computed tomography in the detection of the number of canals in the mesiobuccal roots of maxillary molars. *J. Endod.* **2013**, *39*, 901–905. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.01.010>.
2. Fokas, G., Vaughn, V.M., Scarfe, W.C., Bornstein, M.M. Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review. *Clin Oral Impl Res.* **2018**, *29* (16), 393–415. doi: 10.1111/clr.13142.
3. Asif, A., Jeevanandan, G., Govindaraju, L., Vignesh, R., G. Subramanian, E.M. Comparative Evaluation of Extrusion of Apical Debris in Primary Anterior Teeth using Two Different Rotary Systems and Hand Files: An In Vitro Study. *Contemporary Clinical Dentistry* **2019**, *10* (3), 512–516. doi: 10.4103/ccd.ccd88418.
4. Nielsen, R.B., Alyassin, A.M., Peters, D.D., Carnes, D.L., Lancaster, J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J. Endod.* **1995**, *21*, 561–568. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80986-6](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80986-6).
5. Rhodes, J.S., Ford, T.R., Lynch, J.A., Liepins, P.J., Curtis, R.V. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J.* **1999**, *32*, 165–70. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.1999.00204.x>.
6. Park, J.W., Lee, J.K., Ha, B.H., Choi, J.H., Perinpanayagam, H. Three-dimensional analysis of maxillary first molar mesiobuccal root canal configuration and curvature using microcomputed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* **2009**, *108*, 437–42. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.01.022>.
7. Barsness, S.A., Bowles, W.R., Fok, A., McClanahan, S.B., Harris, S.P. An anatomical investigation of the mandibular second molar using micro-computed tomography. *Surg Radiol Anat.* **2015**, *37*, 267–72. doi: 10.1007/s00276-014-1364-9.
8. De-Deus, G., Belladonna, F.G., Cavalcante, D.M., Simoes-Carvalho, M., Silva, E.J.N.L., Carvalho, J.C.A., Zamolyi, R.Q., Lopes, R.T., Versiani, M.A., Dummer, P.M.H., Zehnder, M. Contrast-enhanced micro-CT to assess dental pulp tissue debridement in root canals of extracted teeth: a series of cascading experiments towards method validation. *Int Endod J.* **2021**, *54* (2), 279–293. doi: 10.1111/iej.13408.
9. Michetti, J., Maret, D., Mallet, J.P., Diemer, F. Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *J. Endod.* **2010**, *36*, 1187–1190. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.03.029>.
10. Maddalone, M., Cittrio, C., Pellegatta, A., Gagliani, M., Karanxha, L., Del Fabbro, M. Cone-beam computed tomography accuracy in pulp chamber size evaluation: An ex vivo study. *Aust Endod J.* **2020**, *46*, 88–93. <https://doi.org/10.1111/aej.12378>.
11. Barbosa, M.G., Franco, A., de Oliveira, R.D.B., Mamani, M.P., Junqueira, J.L.C., Soares M.Q.S. Pulp volume quantification methods in cone-beam computed tomography for age estimation: A critical review and meta-analysis. *J Forensic Sci.* **2023**, *68*, 743–56. doi: 10.1111/1556-4029.15248.
12. Schwendicke, F., Samek, W., Krois, J. Artificial Intelligence in Dentistry: Chances and Challenges. *J. Dent. Res.* **2020**, *99* (7), 769–74.
13. Esteves Carneiro, A.L., Spin-Neto, R., Rabelo Mina Zambrana, N.R., Rabelo Mina Zambrana, J., Richarte de Andrade Salgado, D.M., Costa, C. Quantitative and qualitative comparisons of pulp cavity volumes produced by cone beam computed tomography and micro-computed tomography through semiautomatic segmentation: An ex vivo investigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **2023**, *135* (3), 433–443.
14. Duan, W., Chen, Y., Zhang, Q., Lin, X., Yang, X. Refined tooth and pulp segmentation using U-Net in CBCT image. *Dentomaxillofac. Radiol.* **2021**, *50* (6), 20200251.
15. Lin, X., Fu, Y., Ren, G., Yang, X., Duan, W., Chen, Y., Zhang, Q. Micro-Computed Tomography-Guided Artificial Intelligence for Pulp Cavity and Tooth Segmentation on Cone-beam Computed Tomography. *J Endod.* **2021**, *47* (12), 1933–1941. doi: 10.1016/j.joen.2021.09.001. 229.
16. Ge, Z.P., Ma, R.H., Li, G., Zhang, J.Z., Ma, X.C. Age estimation based on pulp chamber volume of first molars from cone-beam computed tomography images. *Forensic Sci Int.* **2015**, *253*:133, e1–7. doi: 10.1016/j.forsciint.2015.05.004. 231.

17. Elgazzar, F.M., Elboraey, M.O., El-Sarnagawy, G.N. The accuracy of age estimation from pulp chamber/crown volume ratio of canines obtained by cone beam computed tomography images: an Egyptian study. *Egypt J Forensic Sci* **2020**, *10* (40). doi.org/10.1186/s41935020002124.
18. Liu, Y., Olszewski, R., Alexandroni, E.S., Enciso, R., Xu, T., Mah, J.K. The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod.* **2010**, *80*, 160-166. https://doi.org/10.2319/121608-639.1.
19. Dieguez-Perez, M., Ticona-Flores, J.M. Three-Dimensional Analysis of the Pulp Chamber and Coronal Tooth of Primary Molars: An In Vitro Study. *Int J Environ Res Public Health* **2022**, *19*(15), 9279. doi: 10.3390/ijerph19159279.
20. Van der Meer, W.J., Vissink, A., Ng, Y.L., Gulabivala, K. 3D Computer aided treatment planning in endodontics. *J. Dent.*, **45**, 67-72. doi: 10.1016/j.jdent.2015.11.007.
21. Ahmed, H.M.A., Ibrahim, N., Mohamad, N.S., Nambiar, P., Muhammad, R.F., Yusoff, M., Dummer, P.M.H. Application of a new system for classifying root and canal anatomy in studies involving micro-computed tomography and cone beam computed tomography: Explanation and elaboration. *Int Endod J.*, **2021** *54*, 1056-1082. doi.org/10.1111/iej.13486.
22. Molina, A., Bravo, M., Fonseca, G.M., Marquez-Grant, N., Martin de Las Heras, S. Dental age estimation based on pulp chamber/crown volume ratio measured on CBCT images in a Spanish population. *Int. J. Legal Med.*, **2021** *135*(1), 359-364. Doi: 10.1007/s00414-020-02377-y.
23. Zheng, Q., Ge, Z., Du, H., Li G., 2021. Age estimation based on 3D pulp chamber segmentation of first molars from cone-beam- computed tomography by integrated deep learning and level set. *Int. J. Legal Med.*, **2021** *135*, 365-373. doi: 10.1007/s00414-020- 02459-x.
24. Hadjichristou, C., About, I., Koidis, P., Bakopoulou, A. Advanced in Vitro Experimental Models for Tissue Engineering-based Reconstruction of a 3D Dentin/pulp Complex: A Literature Review. *Stem Cell Rev. Rep.*, **2021** *17*, 785-802. doi:10.1007/s12015-020-10069-8.
25. Hohne, C., Schmitter, M., 2019. 3D Printed Teeth for the Preclinical Education of Dental Students. *J. Dent. Educ.*, **2019** *83* (9), 1100-6. doi: 10.21815/JDE.019.103.
26. Hohne, C., Schwarzbauer, R., Schmitter, M., 2020. Introduction of a new teaching concept for crown preparation with 3D printed teeth. *Eur J Dent Educ.*, **2020** *24* (3), 526-534. doi: 0.1111/eje.12532.
27. Maret, D., Telmon, N., Peters, O.A., Lepage, B., Treil, J., Inglese, J.M., Peyre, A., Kahn, J.L., Sixou, M. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.*, **2012** *41*, 649-655. doi: 10.1259/dmf/81804525.
28. Maret, D., Peters, O.A., Galibourg, A. Dumoncel, J., Esclassan, R., Kahn, J.L., Sixou, M., Telmon, N. Comparison of the accuracy of 3-dimensional cone-beam computed tomography and micro-computed tomography reconstructions by using different voxel sizes. *J Endod.*, **2014** *40*, 1321-1326. doi: 10.1016/j.joen.2014.04.014.

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.