

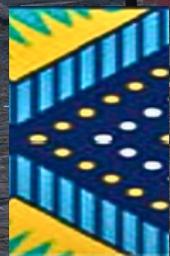
ENDO SELA

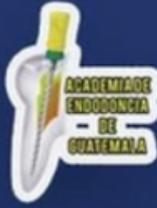
REVISTA I NÚMERO 01

NOVIEMBRE
2023



XIII CUMBRE
SELA
2,3 Y 4 NOV. 2023





XIII CUMBRE
SELA

XVI CONGRESO
INTERNACIONAL
DE ENDODONCIA

2, 3 y 4
DE NOVIEMBRE 2023

HOTEL BARCELÓ

7A. AVENIDA 15-45 ZONA 9
01009 CIUDAD DE GUATEMALA, GUATEMALA



NOVIEMBRE
2023

**ENDO
SELA**
REVISTA | NÚMERO 01

Contenido

Editorial	01
Efecto de la cinemática ultrasónica y rotatoria para la preparación de espacio para poste intrarradicular en la temperatura radicular externa medida por termografía infrarroja.	02
Solubilidad de 5 selladores endodónticos biocerámicos: Un modelo experimental.	09
Evaluación del ajuste y adaptación de 3 diferentes conos principales de gutapercha a sus respectivos sistemas de preparación.	16
Resistencia a la fractura en premolares con apertura ultraconservadora	23
Análisis de la morfología del conducto radicular y de la geometría del foramen fisiológico de incisivos inferiores con tomografía computarizada de haz cónico.	28

Editorial

Estimados miembros de la Sociedad de Endodoncia de Latinoamérica:

Es con gran entusiasmo y emoción que les presentamos el primer número de nuestra revista ENDOSELA, dedicada a la actualización del fascinante mundo de la endodoncia. Con el objetivo de brindar a la comunidad científica un espacio de divulgación y discusión, hemos trabajado arduamente para crear un medio que reúna los últimos avances, investigaciones y técnicas inherentes a esta rama de la odontología.

Creemos firmemente en el poder de compartir conocimientos y experiencias como una forma de impulsar el crecimiento y la evolución de nuestras respectivas disciplinas. Es por eso que nos embarcamos en esta aventura editorial, para proporcionar un espacio donde profesionales y expertos de la endodoncia puedan unirse, aprender y contribuir a través de trabajos científicos rigurosos y de calidad.

En cada número, nos esforzaremos por presentar una selección de artículos y estudios excepcionales que abarquen una amplia gama de temas en endodoncia. Desde la investigación básica hasta estudios clínicos, desde técnicas tradicionales hasta avances tecnológicos, buscamos ofrecer un abanico diverso de información clave para un mejor entendimiento y enfoque en el tratamiento de los problemas endodónticos.

Además, planeamos incluir secciones que atiendan a las preocupaciones y desafíos prácticos de los endodoncistas en su día a día. Entrevistas con expertos destacados, reseñas de libros y debates sobre temas candentes, todo ello contribuirá a un enriquecimiento adicional en nuestras páginas.

Queremos agradecer a todos los autores, que aceptaron nuestra invitación a publicar y han hecho posible este primer número. Su dedicación y apoyo han sido invaluable y esperamos seguir contando con sus contribuciones en el futuro. Tenemos muchos retos por delante, desde ya estamos trabajando con el objetivo de indexar nuestra revista, tendremos paralelamente la publicación en inglés de cada número para poder lograr un alcance global. Sus aportes y colaboración para alcanzar estos objetivos siempre serán bienvenidos.

Nos comprometemos a mantener altos estándares de calidad y rigor científico en nuestra selección editorial, asegurándonos de que solo se publiquen artículos originales y relevantes. Contaremos con un gran consejo editorial y una estricta revisión por pares que garantizará que cada estudio y cada investigación publicada cumplan con los criterios establecidos por nuestra comunidad científica.

Finalmente, extendemos una cálida invitación a todos los endodoncistas, investigadores y profesionales interesados a unirse a nuestra revista y formar parte de esta comunidad científica en crecimiento. Sus comentarios, aportaciones y sugerencias serán fundamentales para mejorar nuestra revista y garantizar su relevancia y utilidad en el campo de la endodoncia.

Sin más preámbulos, les presentamos con gran orgullo y gratitud nuestro primer número. Esperamos que disfruten su lectura tanto como nosotros hemos disfrutado de su creación.

Bienvenidos a la revista ENDOSELA.
Saludos cordiales,

Hugo Roberto Muñoz | *Editor*

Jenny Guerrero Ferrecio | *Presidente SELA 2020-2023*

Efecto de la cinemática ultrasónica y rotatoria para la preparación de espacio para poste intrarradicular en la temperatura radicular externa medida por termografía infrarroja

AUTORES

Jose Edgar Valdivia¹, Marco Antonio Castro¹, Daísa Lima Pereira², Denise Maria Zezell² y Manoel Eduardo de Lima Machado¹

1 Departamento de Odontología Restaurativa, Facultad de Odontología, Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil.

2 Laboratorio de biofotónica, Instituto de investigaciones Energéticas y Nucleares (IPEN), São Paulo, Brasil

RELEVANCIA CLÍNICA

La búsqueda de técnicas de preparación de espacio para postes intrarradiculares que generen el menor calentamiento de la dentina es importante para evitar daños a las células del ligamento periodontal y al tejido óseo, lo que podría favorecer menos dolor postoperatorio.

PALABRAS CLAVE

Endodoncia, preparación de espacio para poste intrarradicular, cambios de temperatura, termografía infrarroja.

CORRESPONDENCIA

Manoel Eduardo de Lima Machado, R. Guarará, 350 – apto 121 – Jd. Paulista, São Paulo – SP, 01425-000
E-mail: professormachado@hotmail.com

RESUMEN

Objetivo

Este estudio in vitro evaluó los aumentos de temperatura en la superficie radicular externa luego de la preparación de espacio para poste intrarradicular con diferentes cinemáticas ultrasónica y rotatoria con y sin irrigación.

Materiales y Métodos

Premolares unirradiculares fueron previamente instrumentados y obturados. Mediante CBCT se determinó el grosor dentinario de cada raíz. Luego, los especímenes fueron divididos aleatoriamente en cuatro grupos (n=10): grupos de preparación ultrasónica sin irrigación (USD) y con irrigación (USW), preparación rotatoria sin irrigación (WPD) y con irrigación (WPW). Los cambios de temperatura en la superficie radicular mesial externa fueron medidos en intervalos usando una cámara de imagen térmica infrarroja.

Resultados

Las temperaturas registradas en la superficie radicular externa fueron significativamente mayores en los canales preparados sin irrigación ($p < 0.0001$), sin diferencia estadística entre las dos cinemáticas. En los grupos de preparación con irrigación, se observó que los dientes preparados con ultrasonido registraron menores aumentos de temperatura comparados con los preparados rotatoriamente ($p < 0.0001$). Adicionalmente, el aumento máximo de temperatura se registró entre los 11 a 17 segundos durante la preparación.

Conclusión

Se concluye que las preparaciones de espacio para poste sin irrigación generan mayores aumentos de temperatura en la superficie radicular externa y que la irrigación reduce significativamente la temperatura durante la preparación ultrasónica.

INTRODUCCIÓN

La restauración de dientes endodónticamente tratados permite restablecer el elemento dental al sistema estomatognático y puede favorecer el éxito del tratamiento endodóntico (1-3). El enfoque restaurador del tratamiento endodóntico abarca la preparación del espacio y la cementación del poste intrarradicular siempre y cuando estén indicados (4-6). Diferentes técnicas e instrumentos han sido propuestos para la remoción parcial del material obturador y para la preparación del espacio para el poste intrarradicular. Esta preparación puede requerir la remoción de dentina radicular con la finalidad de encajar el poste en el espacio preparado, lo que podría debilitar la estructura radicular remanente (7-9). Por otra parte, algunos autores reportaron que durante la preparación del espacio para el poste intrarradicular hay un aumento de temperatura en la superficie radicular externa (10-15). En vista de eso, Eriksson y Albrektsson (16) demostraron que las alteraciones de temperatura intrarradiculares causan lesiones irreversibles en los tejidos óseos de conejos posterior a 1 minuto de exposición a 47°C. Otros estudios, confirmaron que el incremento de temperatura causa daños en las células del ligamento periodontal (17, 18) y en el tejido óseo (19-21). La fricción constante durante la rotación de las fresas para la preparación generan aumentos en los grados de temperatura sobre la dentina radicular, siendo el calor directamente proporcional a la velocidad. Weller et al. (11) evaluaron la temperatura en la superficie radicular externa en las preparaciones con fresas sin irrigación, variando la velocidad de rotación (fresas GPX a 6500, 8000, 9500, 11000 y 15000 rpm), concluyendo que los mayores aumentos de temperatura se registran a partir de las 8000 rpm. En un estudio mediante termografía infrarroja, Hussey et al. (14) evaluaron los aumentos de temperatura generados por instrumentos accionados a motor (Peeso 2, Peeso 3 y ParaPost) en rotación continua, encontrando variaciones de aumentos de temperatura entre 33.4 °C y 102.9 °C. El aumento más alto de temperatura fue observado cuando se utilizó la fresa Parapost, debido a una mayor fricción con la dentina. Evaluando el efecto de la irrigación, Lipski et al. (22) midieron los aumentos de temperatura en la superficie radicular externa durante la preparación del espacio para poste con fresas de cinemática rotacional. Concluyeron que se generan menores aumentos de temperatura (6.86 ± 1.18 °C) con las preparaciones para poste con irrigación en comparación con el grupo sin irrigación (53.75 ± 8.19 °C). Con foco en la cinemática de preparación para poste intrarradicular con irrigación, Kilic et al. (23) evaluarán aumentos de temperatura en

canales ovales después de la preparación con fresas de sección circular rotatoria y punta ultrasónica diamantada oval (Ellipson tip; RTD/Satelec, Merigcac, France), observando que en ambos sistemas se registraron aumentos de temperatura entre 63.5° C y 47.6° C respectivamente, siendo significativamente menores los valores de temperatura en preparaciones ultrasónicas y esa diferencia se atribuye a la cinemática. Todavía, su estudio tenía como albo canales ovales e insertos ultrasónicos diamantados ovales. Ninguno de estos estudios evaluó el aumento de temperatura en la superficie radicular externa variando la cinemática de preparación para poste intrarradicular con o sin irrigación. Por lo tanto, el objetivo de este estudio in vitro, fue medir el aumento de temperatura en la superficie radicular externa durante la preparación del espacio para poste intrarradicular empleando cinemática ultrasónica y rotatoria con o sin irrigación por medio de termografía infrarroja. La hipótesis nula fue que la cinemática de preparación no influye en el aumento de temperatura en la superficie radicular externa con o sin irrigación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Selección de la muestra

El presente trabajo contó con la aprobación de un comité de ética en investigación (Resolución 90164418.4.0000.0075). Premolares inferiores recién extraídos fueron radiografiados para una primera selección. En seguida, sometidos a un análisis tomográfico (Prexion 3D, TeraRecon, San Mateo, California, USA) evaluando el corte a 5 mm del ápice radicular (24). Los dientes que tuvieran 2 conductos o más en la proporción mesio-distal y vestibulo-lingual fueron excluidos de esta investigación (25). Para el cálculo de tamaño muestra, un test t de Student con un efecto muestra de Cohen $d=1.06$, nivel de significancia de 5% y un poder de 80%, resultaron en un tamaño de muestra de $n=10$ dientes en cada grupo. Finalmente seleccionados, cuarenta dientes fueron decoronados, estandarizados en 15 mm y almacenados en agua destilada a 37 °C (Quimis, Diadema, SP, Brazil).

Preparación y obturación del conducto radicular

La longitud de trabajo (LT) fue establecida a 1 mm del ápice anatómico, por lo que se estandarizó en 14 mm. Instrumentos del sistema Waveone Gold Primary (25/07; Dentsply Sirona) y Medium (35/06) fueron utilizados para la preparación. Las soluciones irrigadoras usadas fueron

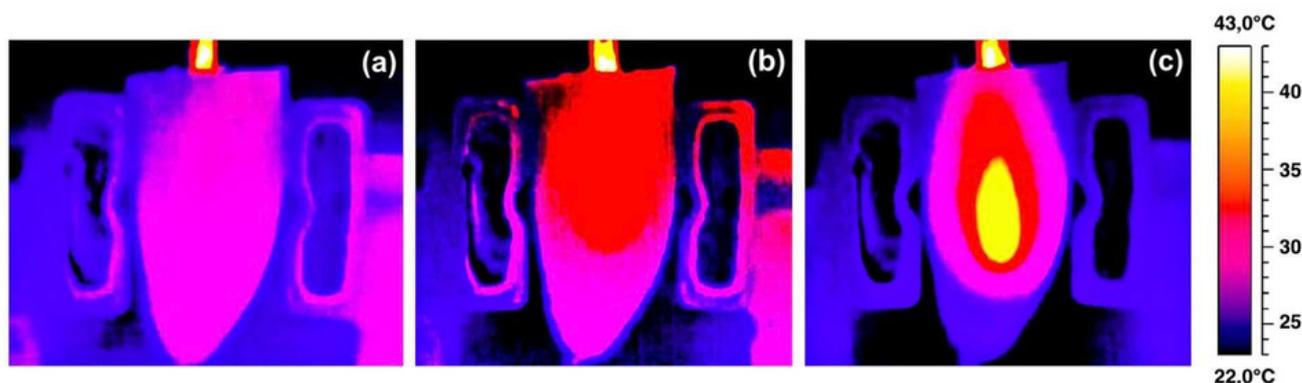


Figura 1. Evaluación termográfica de los especímenes durante la preparación de espacio para poste, donde los colores en la regla termográfica (derecha) representan el aumento de grados de temperatura (a) antes de la preparación; (b) inicio de la preparación, colores en rojo mostrando el aumento de temperatura durante la preparación (c) posterior a la preparación, colores en amarillo representan el aumento máximo de temperatura en la superficie radicular.

NaOCl 1% (Fórmula e Ação, São Paulo, SP, Brasil) y EDTA 17% (Fórmula e Ação) seguido de irrigación abundante con agua destilada. Los conductos fueron secados con puntas de papel y obturados con la técnica de cono único apical termoplastificado (26) utilizando solo los 4 mm apicales del cono de gutapercha Waveone Gold Medium (Dentsply, Sirona) con cemento AH Plus (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany). Finalmente, la entrada del conducto fue sellada con cemento de ionómero de vidrio (Maxxion R, FGM) y llevados a incubar a 37 °C en 100% de humedad. En seguida, un segundo análisis tomográfico fue realizado para estandarizar el grosor dentinario remanente después de la preparación, para poder medir en un mismo punto las diferencias térmicas durante la preparación del espacio para el poste intrarradicular.

Preparación del espacio para poste intrarradicular

Los dientes fueron aleatoriamente distribuidos en 4 grupos de 10 dientes cada uno (Tabla 1), estableciendo

en 10mm la distancia de preparación del espacio para poste (PSWL). Grupo USD (preparación ultrasónica sin irrigación): El inserto ultrasónico PostPrep DC 0.5 (Trinks, São Paulo, Brasil) montado en el dispositivo ultrasónico ENAC OE-5 (Osada Electric, Nakatsu, Japan) fue accionado en potencia media sin irrigación hasta alcanzar la PSWL. Grupo WPD (preparación rotatoria sin irrigación): La fresa WhitePost DC 0.5 (FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil) fue usada a una velocidad continua de 8000 rpm accionada sin irrigación en un motor para implante dental (Kavo Intrasept 905; Kavo, Amersham, Bucks, Reino Unido) hasta alcanzar la PSWL. Grupo USW (preparación ultrasónica con irrigación): La punta ultrasónica PostPrep DC 0.5 (Trinks) empleando los parámetros anteriormente descritos, fue accionada con irrigación continua (25 mL/min) hasta alcanzar el PSWL. Grupo WPW (preparación rotatoria con irrigación): La fresa WhitePost DC 0.5 (FGM) empleando los parámetros anteriormente descritos, fue accionada con irrigación continua (25 mL/min) hasta alcanzar el PSWL.

Grupos y dispositivos usados en la preparación		Diámetros de los dispositivos (mm)		Cinemática de preparación
Sin irrigación (D)	Con irrigación (W)	Cervical	Apical	
Grupo USD Inserto ultrasónico PostPrep DC 0.5 (Trinks).	Grupo USW Inserto ultrasónico PostPrep DC 0.5 (Trinks).	1.4	0.65	Ultrasónica
Grupo WPD Fresa WhitePost DC 0.5 (FGM)	Grupo WPW Fresa WhitePost DC 0.5 (FGM)	1.4	0.65	Rotación continua

Tabla 1. Grupos experimentales y características de los dispositivos usados durante la preparación del espacio para poste.

Medición térmica

Los cambios de temperatura durante la preparación del espacio para poste fueron medidos con una cámara de imagen térmica por infrarrojo (ThermaCAM SC3000, FLIR Thermal Infrared Camera Systems, USA). Durante la lectura de la temperatura, las coronas de los dientes fueron fijadas a un aparato que cubre toda la superficie radicular. La cámara fue posicionada en un soporte perpendicular a la superficie mesial de cada espécimen como descrito en la literatura (22, 23) y calibrada a una distancia de 15 cm del espécimen. Las condiciones ambientales también fueron controladas (temperatura ambiente ~25.0 °C, humedad del ambiente ~50%, flujo de aire <0.5 ms⁻¹). La emisividad de los tejidos fue calculada en 0,91 usando el método descrito por Kells et al. (27).

Los termogramas fueron iniciados 2 segundos antes de la preparación para poste y continuaron durante

intervalos de 2 segundos después de la preparación por un tiempo total de 90 segundos. Las imágenes térmicas fueron posteriormente analizadas en el programa ThermaCAM Research (FLIR Systems Inc) para determinar el aumento máximo de la temperatura (ΔT) en los tercios cervical y medio de la superficie radicular mesial de las muestras (Figura 1).

Análisis estadístico

Todos los conjuntos de datos fueron sometidos al test de normalidad de Shapiro-Wilk, encontrando que los datos tuvieron una distribución normal. Para la comparación estadística inter grupo se utilizaron el test de varianza unidireccional (ANOVA) y el test t para muestras apareadas con una significancia de 95%, además del test de Tukey como prueba post hoc (SPSS, SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Los análisis estadísticos fueron realizados usando el software SigmaPlot 12.0 (Systat Software, San Jose, CA).

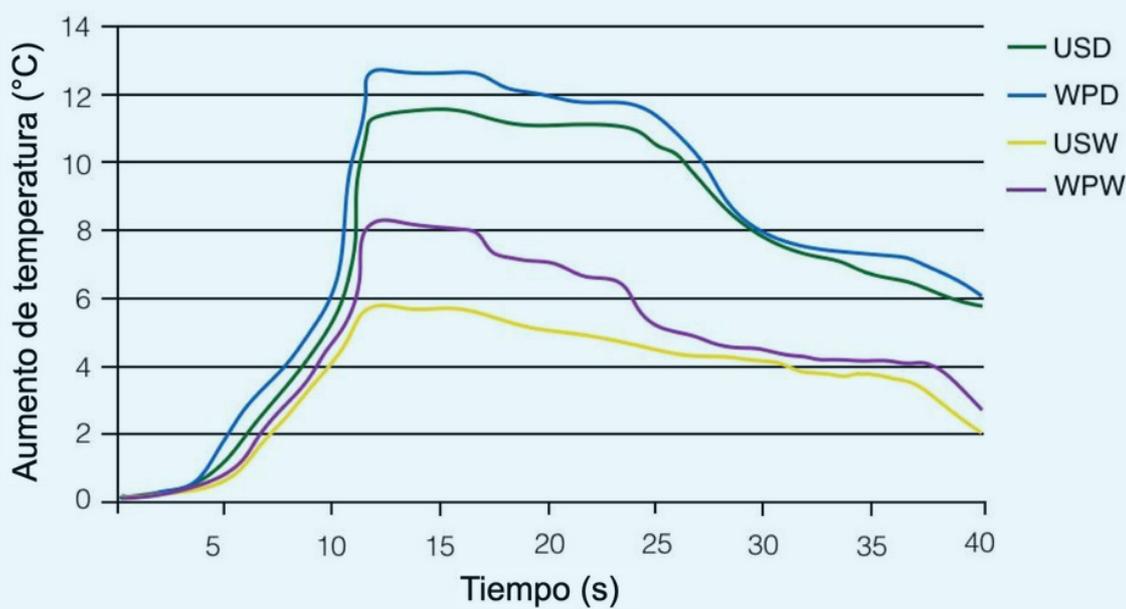


Figura 2. Curvas representativas de los aumentos medios de temperatura en relación con los períodos de tiempo en los diferentes grupos de preparación.

RESULTADOS

El análisis estadístico reveló diferencia en el aumento medio de la temperatura entre los grupos de preparación sin irrigación y con irrigación independiente de la cinemática de preparación. Los aumentos máximos de temperatura fueron observados en los grupos de preparación sin irrigación (USD e

WPD) sin diferencia entre sí, mientras que cuando fueron comparados con la preparación con irrigación (USW e WPW) sí hubo diferencia ($p < 0.001$). En el grupo ultrasónico (USW) el aumento medio de la temperatura fue significativamente menor en comparación con el grupo rotatorio (WPW), encontrado diferencias significativas entre ellos ($p < 0.001$).

Cinemática	Grupo sin irrigación			Grupo con irrigación			p
	Promedio ±SD	Med.	(min-max)	Promedio ±SD	Med.	(min-max)	
Preparación Ultrasónica	11.69±5.50 **	11.15	5.3-22.30	5.96±2.28 *a	6.10	2.1-9.1	< 0.0001
Preparación Rotatoria	12.35±5.06 **	11.35	7.1-21.70	8.23±1.63 *b	8.65	5.4-10.5	< 0.0001

*Diferentes letras y símbolos indican diferencia estadística entre columnas y filas respectivamente (p < 0,001). SD, desviación estándar; Med, mediana

Tabla 2. *Medía, desviación estándar, valored mínimo y máximo de temperatura de los grupos.*

Considerando el aumento medio de temperatura en relación a los intervalos de tiempo, independiente de la cinemática y el uso de refrigeración, no reveló diferencias significativas en el período de 0 a 4 segundos y fue observado que el aumento máximo y pico constante de temperatura para cada grupo fue registrado en el período de 11 a 17 segundos en comparación a otros períodos (p <0.001) observados en la Figura 2.

DISCUSIÓN

Independiente de la cinemática de preparación, sea ultrasónica o por rotación continua, estos instrumentos generan aumentos de temperatura durante la preparación del espacio para poste intrarradicular (10-15, 23). El calor generado por la fricción entre el instrumento con la superficie dentinaria, dependerá de la intensidad, de los tipos de instrumentos, velocidad de rotación y el tiempo de contacto entre ellos.

Otros estudios sugieren que el aumento de la temperatura por encima de 10 °C durante 1 minuto puede causar lesiones en los tejidos circundantes (16-21). Brown et al. (28) estudiaron la conductividad térmica (en relación a la temperatura y el tiempo) y difusividad térmica (entre el grosor dentinario y el tiempo) de la dentina y del esmalte, concluyendo que la dentina es un pésimo conductor y aislante térmico, por tanto, cuanto los aumentos en la superficie radicular externa durante la preparación para poste intrarradicular empleando la cinemática ultrasónica y rotatoria con y sin irrigación. Los resultados demostraron que independiente de la cinemática no había diferencia significativa en los aumentos de temperatura entre los grupos de preparación sin irrigación (USD e WPD). Estos resultados pueden ser explicados por la fricción de los instrumentos de preparación en contacto con la dentina radicular en un período de tiempo similar, lo cual ha sido corroborado por Hussey (14). Cuando se comparan los grupos de preparación sin irrigación (USD e WPD) con los

grupos con irrigación (USW e WPW) se registran valores menores de aumento de temperatura. Estos hallazgos refuerzan que el uso de irrigación durante la preparación influye en el aumento temperatura en la superficie radicular externa, lo cual también ha sido demostrado por Lipski et al. (22) que observaron que el aumento de temperatura fue más bajo cuando la preparación para el poste fue realizado con irrigación (6.86 ± 1.18 °C) en comparación con las preparaciones sin irrigación (53.75 ± 8.19 °C). Estos valores son similares a los hallazgos del presente estudio, en los grupos con irrigación (USW e WPW) el aumento fue inferior a 10 °C, entre 6.10 °C y 8.65 °C, mientras que en los grupos sin mayor es el grosor dentinario, menor el calor transferido para la superficie radicular externa. En el presente estudio se optó por el CBCT para obtener un grosor dentinario semejante entre los especímenes, resultando en una mayor precisión en la medición de temperatura.

Estudios empleando termocuplas han evaluado la temperatura durante la preparación del espacio para poste intrarradicular. Eriksson y Sundström (18) encontraron aumentos de temperatura entre 31°C a 57°C, por otro lado, Saunders y Saunders (10) registraron temperaturas de 5.13°C a 18.8°C, Tjan e Abbate (12) observaron variaciones de temperatura entre 2.3-15.5°C, en contraste con Weller et al. (11) de 0.66 a 4.81°C. Por tanto, esta metodología presenta limitaciones, no permitiendo registrar el cambio global de temperatura en toda la superficie radicular. La termografía infrarroja es capaz de producir imágenes precisas, permitiendo mediciones de alta resolución cuando la temperatura ambiente se mantiene constante y con parámetros previamente establecidos (20, 29). Las cámaras térmicas infrarrojas ofrecen una gran ventaja de visualización de flujo de calor espacio-tiempo y de la distribución de temperatura durante la preparación para el espacio del poste en tiempo real (14, 15, 22, 23). En este estudio, la termografía fue usada para analizar irrigación (USD e WPD) el

iaumento fue de 11.15°C y 11.35°C respectivamente (Tabla 1).

Considerando la cinemática de preparación para poste, Killic et al. (23) evaluaron los cambios de temperatura con insertos ultrasónicos ovales y fresas circulares con irrigación en canales ovales y observaron aumentos de 47°C, siendo significativamente menor en las preparaciones con el inserto ultrasónico oval. En el presente estudio, los aumentos de temperatura fueron significativamente menores para el grupo ultrasónico comparado con el grupo rotatorio ($p < 0,001$). Esto puede ser explicado posiblemente debido a la cinemática y acción cortante menos agresiva producida por el ultrasonido. Considerando el aumento medio de la temperatura en relación a los intervalos de tiempo, independiente de la cinemática y el uso de irrigación, no se detectaron diferencias significativas en período de 0 a 4 segundos y fue observado que el aumento máximo y pico constante de temperatura para cada grupo fue registrado en el período de 11 a 17 segundos en comparación a los otros períodos ($p < 0,001$) ilustrados en la Figura 2.

En el presente trabajo adicionalmente fue observado el aumento de temperatura en relación al intervalo de tiempo, en el período de 4 a 10 segundos durante la fase inicial de la preparación, hubo una elevación de temperatura (Figura 1), debido a que los instrumentos aun alcanzaban el PSQL.

A partir de los 11 hasta los 17 segundos se registro el máximo aumento constante de temperatura en los tercios cervical y medio, debido al mayor contacto del instrumento con la superficie dentinaria.

En seguida, un descenso significativo de temperatura después de la preparación. Estos aumentos de temperatura duraban apenas algunos segundos y estuvieron abajo del aumento crítico relatado por Eriksson y Albrektsson (16).

El presente trabajo in vitro presenta limitaciones, pese a los esfuerzos realizados para simular las condiciones clínicas, por lo que los hallazgos deben ser extrapolados con cautela. Fue demostrado que la preparación sin irrigación genera aumentos de temperatura relativamente altas en la superficie radicular externa. El uso de irrigación durante la preparación reduce significativamente estos aumentos. En este contexto, el riesgo de lesiones térmicas en el periodonto y hueso circundante son potencialmente minimizados cuando se utilizan instrumentos ultrasónicos.

CONCLUSIÓN

En las condiciones de este estudio in vitro, el análisis termográfico infrarrojo demostró que independientemente de la cinemática, las preparaciones de espacio para poste sin irrigación generan mayores aumentos de temperatura en la superficie radicular externa.

En tanto que, las preparaciones con instrumentos ultrasónicos con irrigación redujeron los aumentos de temperatura.

AGRADECIMIENTOS

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) (17/50332-0; 13/26113-6; 17/07519-2), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior/ Programa de Cooperação Acadêmica em Defesa Nacional (CAPES/PROCAD) (88881.068505/2014-01) y Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (INTC-465763/2014-6, PQ-309902/2017-7).

REFERENCIAS

1. Gillen BM, Looney SW, Gu LS, et al. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Endod* 2011;7:895-902.
2. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30:289-301.
3. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J* 1995;28: 12-8.
4. Carvalho MA, Lazari PC, Gresnigt M, Del Bel Cury AA, Magne P. Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. *Braz Oral Res* 2018;32(supl 1):e74.
5. Valdivia JE, Machado MEL. Concepts and current techniques in post space preparation for fiberglass posts. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2018;2:164-70.

6. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:77-83.
7. Souza EM, do Nascimento LM, Maia Filho EM, Alves CM. The impact of post preparation on the residual dentin thickness of maxillary molars. *J Prosthet Dent* 2011;3:184-190.
8. Kuttler S, McLean A, Dorn S, Fischzang A. The impact of post space preparation with Gates-Glidden drills on residual dentin thickness in distal roots of mandibular molars. *J Am Dent Assoc* 2004;135:903-9.
9. Katz A, Wasenstein-Kohn S, Tamse A, Zuckerman O. Residual dentin thickness in bifurcated maxillary premolars after root canal and dowel space preparation. *J Endod* 2006;32:202-5.
10. Saunders FM, Saunders WP. The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1989;22:169-73.
11. Weller RN, Kimbrough WF, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. *J Endod* 1996;22:304-6.
12. Tjan AH, Abbate MF. Temperature rise at root surface during post space preparation. *J Prosthet Dent* 1993;69:41-5.
13. Gokturk H, Ozkocak I, Taskan M M, Aytac F, Karaarslan E S. In vitro evaluation of temperature rise during different post space preparations. *Eur J Dent* 2015;04:535-41.
14. Hussey DL, Biagioni PA, Mc Cullagh JJP, Lamey PJ. Thermographic assessment of the heat generated on the root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1997;30:187-90.
15. Lipski M, Deboa D, Lichota D. Thermographic assessment of the temperature rise of the dental root surface during preparation of the post space in teeth filled with Thermanfil and laterally condensed gutta-percha. *Thermol Int* 2000;10:196-200.
16. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.
17. Sauk JJ, Norris K, Foster R, et al. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *J Oral Pathol* 1988;17:496-9.
18. Eriksson JH, Sundstrom F. Temperature rise during root canal preparation: a possible cause of damage to tooth and periodontal tissue. *Swed Dent* 1984;8:217-23.
19. Matthews LS, Hirsch C: Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am* 1972;54:297-308.
20. Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H: Ankylosis of teeth following thermal injury. *J Periodontal Res* 1971;6:159-67.
21. Kwon SJ, Park YJ, Jun SH, Ahn JS, Lee IB, Cho BH, et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod* 2013;38:105-12.
22. Lipski M, Mrozek J, Drozdziak A. Influence of water cooling on root surface temperature generated during post space preparation. *J Endod* 2010;36:713-6.
23. Kilic K, Er O, Kilinc HI, Aslan T, Bendes E, Sekerci AE, et al. Infrared thermographic comparison of temperature increases on the root surface during dowel space preparations using circular versus oval fiber dowel systems. *J Prosthodont* 2013;22:203-7.
24. Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:739-43.
25. Jou YT, Karabucak B, Levin J, Liu D. Endodontic working width: current concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 2004;48:323-35.
26. Valdivia JE, Machado MEL. Ultrasonic wave of obturation by segmented technique. *Full Dent. Sci* 2018;35:135-43.
27. Kells BE, Kennedy JG, Biagioni PA, Lamey PJ. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: part 1 a protocol for thermal imaging of human teeth. *Int Endod J* 2000;33:442-7.
28. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 1970;49:752-5.
29. Mc Cullagh JJ, Setchell DJ, Gulabivala K, Hussey DL, Biagioni P, Lamey PJ, et al. A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique. *Int Endod J* 2000;33:326-32.

Solubilidad de 5 selladores endodónticos biocerámicos: Un modelo experimental

AUTORES

Alejandro Leonhardt¹, Nicolás Paduli², Osvaldo Zmener³ y Miguel Chantiri²

1 Servicio de Endodoncia del Hospital José María Cullen de la ciudad de Santa Fe, Argentina.

2 Círculo Odontológico Santafesino, Santa Fe, Argentina

3 Carrera de Especialización en Endodoncia, Facultad de Ciencias Médicas, Escuela de Odontología, Universidad del Salvador, Argentina.

PALABRAS CLAVE

Endodoncia, Selladores biocerámicos, obturación, Solubilidad, Solución buffer.

CORRESPONDENCIA

Alejandro Leonhardt, 1 de mayo 2682, Santa Fé, Argentina.
e-mail: aleleon_1264@hotmail.com

RELEVANCIA

La reciente introducción de selladores biocerámicos en el mercado ha despertado un creciente interés por parte de los investigadores y clínicos. Los mismos deben ser evaluados meticulosamente para su uso en humanos. Los resultados sobre su solubilidad obtenidos en este estudio indican que pueden utilizarse con confianza en la clínica.

RESUMEN

Objetivo

Analizar la solubilidad de cinco selladores endodónticos biocerámicos y de un sellador a base de resina epoxi utilizado como control, utilizando solución búffer de fosfatos con dióxido de carbono (CO₂), para verificar si se ajustan a la norma UNE-EN ISO 6876:2012.

Materiales y métodos

Se comparó la solubilidad de AH Plus Biocerámico, MTA bio sealer Z polvo/líquido, MTA Bio Sealer Z premezclado (en jeringa), Bio Seal, Bio C sealer y AH Plus insertados en tubos de vidrio de 2.5 mm de diámetro interno y 15 mm de longitud sumergidos en un medio de solución buffer fosfato sintético al que se le incorporó dióxido de carbono (CO₂). La solubilidad fue determinada por el porcentaje de pérdida de masa de los materiales a las 24 horas y 30 días. Los resultados fueron analizados mediante análisis de varianza (Anova) y la prueba de comparación múltiple de Tukey. El nivel de significancia fue establecido en $p < 0.05$.

Resultados

Luego de 30 días de inmersión en el medio, el MTA bio sealer Z polvo/líquido fue el único que presentó un índice de solubilidad menor que AH Plus. Por el contrario, la solubilidad del resto de los materiales a base de silicato de calcio presentó una mayor solubilidad que AH Plus. El test de Anova mostró un efecto significativo de los factores material y tiempo, así como también la interacción entre ellos ($p < 0.01$).

Las diferencias entre tiempos de observación fueron significativas ($p < 0.05$) solo para MTA Bio Sealer z (polvo/líquido) y Bio C Sealer.

Conclusión

Luego de 30 días de inmersión en el medio, la solubilidad de los selladores fue progresivamente mayor en el siguiente orden: MTA Bio Sealer z Polvo/líquido, AH Plus, Bio C Sealer, MTA Bio Seal, MTA Bio Sealer z premezclado en jeringa y AH Plus Biocerámico, sin sobrepasar la solubilidad máxima establecida en la norma UNE-EN ISO 6876:2012.

INTRODUCCIÓN

La obturación del sistema de conductos radiculares tiene como objetivo el llenado del espacio previamente conformado del conducto con materiales inertes o antisépticos que permitan obtener un sellado estable y tridimensional y que al mismo tiempo estimulen o al menos no interfieran con el proceso de reparación de los tejidos perirradiculares. Para cumplir este objetivo, el uso de la gutapercha en combinación con un material sellador que pueda ocupar los espacios que quedan entre la gutapercha y las irregularidades de las paredes dentinarias continúa siendo el procedimiento de elección (1). Si bien hasta el momento se ha utilizado una importante variedad de materiales, la reciente introducción de selladores biocerámicos (SB) en el mercado ha despertado un creciente interés por parte de los investigadores y clínicos.

Los SB son materiales cerámicos no metálicos biocompatibles desarrollados y adecuados para su uso en humanos. Actualmente están constituidos por alúmina (óxido de aluminio), óxido de zirconio, cerámicas, vidrios bioactivos y silicatos de calcio (2-3). El mercado ofrece una serie de SB con diferentes presentaciones y composiciones químicas, pero incluyendo siempre en su formulación al silicato de calcio como componente activo, el cual no se contrae al endurecer y se expande ligeramente tras la finalización del proceso de fraguado, es biocompatible y bioactivo en contacto con los tejidos perirradiculares y forma un enlace químico de hidroxiapatita entre la dentina y el material (4-5). El AH Plus es un cemento sellador constituido por un polímero de epoxi-amina al cual se le atribuyen excelentes propiedades fisicoquímicas, buena capacidad de sellado, adhesión a las paredes dentinarias, acción antimicrobiana, de fácil preparación, buen corrimiento y relativa insolubilidad entre otras. Gracias a estas propiedades, se lo suele considerar como "Gold Standard" y se lo utiliza generalmente como

control en los ensayos experimentales cuando se comparan diferentes materiales entre sí (6-7-8). Los estudios de solubilidad de los SB realizados según norma UNE-EN ISO 6876:2012, suelen discrepar en cuanto a sus resultados, algunos de los cuales superan el porcentaje máximo del 3% de la masa requerido por la norma (9-10). La validez del uso de este estándar ha sido desarrollada para selladores (11) que no interactúan con el medio biológico en los que se encuentran, razón por la cual fue cuestionada (12).

El medio de prueba sugerido por la norma es agua. Se ha demostrado que las soluciones fisiológicas muestran valores diferentes y contrastantes de solubilidad, por tanto, los altos valores de solubilidad de los selladores endodónticos hidráulicos informados por algunos estudios pueden resultar exagerados (13-14). Por este motivo es necesario contar con un modelo experimental que permita reproducir mejor las condiciones en las que se encuentran sometidos los selladores endodónticos en la situación clínica. Con este propósito, se ha utilizado solución búffer de fosfatos incorporando dióxido de carbono (CO₂). El CO₂ es el producto final del metabolismo celular presente en los tejidos perirradiculares con los que los selladores suelen tomar contacto con mucha frecuencia.

Durante el desarrollo del modelo se ha observado por medio de microscopía electrónica de barrido, el depósito de carbonato de calcio en forma de cristales de calcita sobre el silicato de calcio (Leonhardt et al. 2023, datos no publicados). El objetivo del presente estudio fue analizar la solubilidad de cinco selladores endodónticos biocerámicos y del sellador a base de resina epoxi AH Plus utilizado como control, en un medio de solución búffer sintético al que se le incorporó dióxido de carbono CO₂.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para el ensayo se utilizaron 42 tubos de vidrio templado de 2.5 mm de diámetro interno y 15 mm de longitud (IVA 1/100, Buenos Aires, Argentina) los cuales fueron sellados en uno de sus extremos con ionómero de vidrio (Medicem, Neumünster, Germany, lote 2232342) y esmalte para uñas (Colorama, San Pablo- Brasil, lote 58U8019). Los tubos se dividieron aleatoriamente en 6 grupos de 7 ($n=7$) especímenes cada uno y se obturaron al ras del único extremo libre con los selladores endodónticos que figuran en la Tabla 1. Los selladores fueron preparados y manipulados de acuerdo con las indicaciones del fabricante.

Tabla 1. Selladores analizados

MATERIAL	FABRICANTE	LOTE	COMPOSICIÓN QUIMICA
Grupo 1: AH Plus Biocerámico	Denstply Sirona, South Korea.	KS220519	Dióxido de zirconio, silicato tricálcico, dimetilsulfóxido, carbonato de litio y agentes espesantes.
Grupo 2: MTA Bio Sealer Z provisto en jeringa	(Densell, Buenos Aires, Argentina)	WB0045	Silicato tricálcico, aluminato tricálcico, silicato dicálcico, óxido de zirconio, sulfato de calcio, polietilenglicol.
Grupo 3: MTA Bio Sealer Z polvo/ líquido	(Densell, Buenos Aires, Argentina)	VH0592	Silicato tricálcico, aluminato tricálcico, silicato dicálcico, óxido de zirconio, sulfato de calcio. Líquido: solución acuosa de alcohol polivinílico y cloruro de calcio.
Grupo 4: BioSeal	Itena, Francia	60263	Pasta base: resina salicilato, resina natural, tungstato de calcio, sílica nanoparticulada, pigmentos. Pasta catalizadora: resina diluyente, mineral trióxido agregado, sílica nanoparticulada, pigmentos.
Grupo 5: Bio C sealer	(A n g e l u s , Londrina, Brasil).	64464	Silicato de calcio, aluminato de calcio, óxido de calcio, óxido de hierro, dióxido de silicio y agente de dispersión (polietilenglicol).
Grupo 6: AH Plus	(Dentsply, Sirona, USA).	2210000544	Pasta A: Resina epoxi de Bisfenol-A, Resina epoxi de Bisfenol-F, Tungstenato de calcio, Óxido de zirconio, Sílice, Óxido de hierro. Pasta B: Dibenzil- diamina, aminoadamantino, triciclo-decano-diamina, tungstenato de calcio, óxido de zirconio, sílice.

Todos los tubos fueron introducidos en estufa a 37 °C y 95% de humedad relativa durante 24 horas para permitir su endurecimiento. Luego fueron secados a 100 °C durante 30 minutos para estabilizar el peso. Posteriormente, los tubos fueron pesados en una balanza de precisión Ohaus Pioneer PX 163 con 0.0001 g de precisión (OHAUS Corporation, EE. UU) para registrar el peso inicial de cada uno de los tubos. Los especímenes se ubicaron en frascos individuales sin tapa y fueron sumergidos en una cuba plástica durante 24 horas conteniendo 4 litros de solución buffer de fosfatos compuesta por 1.7g de fosfato de potasio monobásico (KH₂ PO₄), 11.8g de fosfato de sodio monobásico (NaHPO₄), 80g de cloruro de sodio (NaCl) y 2g de cloruro de potasio (KCl) (Cicarelli, Buenos Aires, Argentina), incluidos en 10 litros de agua destilada (Lafaro, Buenos Aires Argentina), con un pH 7.2 (15). El CO₂ se incorporó a través de un sistema de micro burbujeo, mediante un tubo de dióxido de carbono con presión regulada a 196 pascales en un sistema de recirculación mediante una micro bomba sumergible Sobo WP-3200 (Nanjing, China) complementados con un burbujeo de aire producido por un aireador Sobo SB-718 AC (Nanjing, China) para estabilizar el oxígeno de la solución.

Finalmente, los tubos de cada grupo fueron retirados de la cuba y secados en estufa a 100 °C durante 30 minutos para registrar nuevamente su peso luego de transcurrida las 24 h. El mismo procedimiento fue repetido a los

30 días registrando nuevamente el peso de los especímenes. Los datos de solubilidad registrados a las 24 horas y 30 días fueron expresados en porcentaje de modificación de la masa con respecto a la masa inicial de los selladores investigados. Los valores positivos indican pérdida de masa (solubilidad o desintegración) y los valores negativos indican ganancia de masa. Para cada variable analizada (material y tiempo) se calcularon los estadísticos descriptivos y se utilizó un análisis de varianza (Anova) de medidas repetidas para evaluar el efecto de las dos variables y la prueba posthoc de comparación múltiple de Tukey. El nivel de significancia fue establecido en $p < 0.05$. los casos).

RESULTADOS

Los estadísticos descriptivos de modificación de masa expresados en porcentajes con respecto a la masa inicial pueden observarse en la tabla 2. El test de Anova reveló el efecto significativo de ambas variables analizadas, así como también la interacción entre ellos ($p < 0.01$ en todos los casos).

Por este motivo las comparaciones múltiples se realizaron dentro de cada uno de los factores analizados.

DISCUSIÓN

Para el presente ensayo se utilizaron tubos de vidrio abierto solo en uno de sus extremos y una solución buffer de fosfatos saturando el medio de inmersión con CO₂, con el objetivo de simular en lo posible las condiciones clínicas y morfológicas de una pieza dentaria con ápice incompletamente desarrollado.

Considerando que el silicato tricálcico es un material químicamente dinámico, podría presentar diferencias con respecto a la norma UNE-EN ISO 6876:2012 respecto a su solubilidad cuando actúa bajo condiciones similares a lo que ocurre en los tejidos biológicos. AH Plus fue utilizado como control por sus propiedades fisicoquímicas y biológicas específicas (16-17-18-19), que permiten considerarlo como “gold standard” en comparación con otros materiales (20-21).

Los SB son materiales dinámicos en un medio tisular. En un estudio previo, Leonhardt y Paduli (22) se observó deposición de cristales de fosfatos de calcio sobre la superficie del silicato de calcio firmemente adheridos al material. Como se mencionó anteriormente (Leonhardt et al., 2023, datos no publicados) se visualizó que, saturando el CO₂ en una solución acuosa de hidróxido de calcio, precipitan cristales de calcita, lo cual fue comprobado mediante microscopía electrónica de barrido y un análisis elemental EDAX. Holland et al. (23) sugieren que el CO₂ participa en los procesos de calcificación provocados por la utilización del trióxido mineral. Los autores indican que el hidróxido de calcio liberado por el MTA en un medio acuoso se disocia en iones hidroxilo y iones cálcicos, que reaccionan con los dióxidos de carbono presentes en el tejido conectivo, precipitando carbonatos de calcio en forma de cristales de calcita, estimulando a los fibroblastos para que liberen fibronectina y activando de esta forma la función de las células productoras de tejido calcificado. De acuerdo a esta teoría, el trióxido mineral produciría carbonato de calcio en un medio tisular.

Según la norma actual UNE-EN ISO 6876:2012, la solubilidad de un

Tabla 2. Solubilidad de los diferentes selladores analizados expresados en porcentaje de modificación de la masa en dos diferentes periodos de tiempo.

Tiempo	Sellador	MA	DS	Dif.	Int. Confianza (95 %)	
					LI	LS
24 horas	AH Plus Bioceramic	0,84	0,34	B	0,53	1,16
	MTA Biosealer Z Jeringa	1,01	0,39	B	0,65	1,37
	MTA Biosealer Z Polvo/Líquido	0,26	0,13	A	0,14	0,38
	MTA Bioseal	0,30	0,09	A	0,21	0,38
	Bio C Sealer	0,82	0,20	B	0,64	1,01
	AH Plus	0,13	0,03	A	0,11	0,16
30 días	AH Plus Bioceramic	0,87	0,88	C	0,05	1,68
	MTA Biosealer Z Jeringa	0,77	0,52	B, C	0,29	1,25
	MTA Biosealer Z Polvo/Líquido	-1,17	0,24	A	-1,39	-0,94
	MTA Bioseal	0,39	0,21	B, C	0,20	0,58
	Bio C Sealer	0,30	0,23	B, C	0,09	0,52
	AH Plus	0,12	0,02	B	0,10	0,14

MA: Media aritmética; DS: Desviación estándar; Dif: Diferencias estadísticamente significativas. LI: Limite inferior; LS: Limite superior. En la columna Dif igual letra dentro de un mismo tiempo de observación indica que las diferencias entre los materiales no son estadísticamente significativas (Tukey; p>0.05). Las diferencias entre tiempos de observación son estadísticamente significativas (p<0.05) excepto para MTA Bio Sealer z (polvo/líquido) y Bio C Sealer.

sellador endodóntico no debe exceder el 3% de fracción de masa después de su inmersión en agua destilada durante 24 horas. La norma se basa en la pérdida de masa de la muestra antes y después de la inmersión en agua destilada. Sin embargo, la solubilidad de los materiales a base de silicato de calcio en agua destilada no expresa el estado real de los materiales cuando son sometidos in vivo a las condiciones del medio (24). En ese sentido, Torres et al. (25) y Urban et al. (26) informaron que el índice de solubilidad se redujo cuando diferentes materiales a base de silicato de calcio se sumergieron en un fluido corporal simulado. Sin embargo, los resultados revelaron que incluso después de la inmersión, la solubilidad de los materiales permaneció por encima del nivel mínimo recomendado por la norma. Leonhardt y Paduli (27), en un estudio de solubilidad del sellador biocerámico MTA Endo Sealer, demostraron que el medio de inmersión utilizado influye en forma significativa sobre la variación de la masa. En agua destilada se produjo pérdida de masa, mientras que en solución buffer hubo un incremento progresivo de la masa en todas las muestras. Otra limitación de la norma se manifiesta en que los materiales con capacidad higroscópica pueden absorber agua del medio ambiente alterando su peso, lo cual constituye otro inconveniente que presentan las pruebas de solubilidad de la norma convencional (28). Por otra parte, la temperatura producida durante el secado del disco no se correlaciona con la situación clínica real in vivo, provocando una alteración de la estructura química del silicato de calcio y el AH Plus lo que a su vez puede alterar los resultados (29).

Considerando estas limitaciones, la elevada solubilidad informada en algunos estudios sobre selladores endodónticos hidráulicos según norma UNE-EN ISO 6876:2012 podría ser exagerada (30).

Bajo las condiciones del presente ensayo y luego de 24 h y 30 días de inmersión en la solución buffer fosfato, los selladores MTA Bio Sealer Z

polvo/ líquido y AH Plus presentaron los niveles de solubilidad más reducidos. A los 30 días MTA Bio Sealer Z polvo/líquido mostró un aumento en su masa, manifestando una diferencia significativa con el resto de los materiales estudiados. Esto se debería a la interacción del hidróxido de calcio con el fosfato de la solución, produciendo una precipitación de cristales de fosfato de calcio y además el CO₂ presente en la solución tisular sintética favoreció el depósito de cristales de carbonato de calcio en la superficie del MTA Bio Sealer Z polvo/líquido.

Es posible que esta reacción fisicoquímica sea la responsable del aumento de su masa arrojando una solubilidad negativa a los 30 días. Resulta importante considerar que estos resultados podrían deberse a la cantidad de silicato de calcio presente en la fórmula de los SB y a los diferentes vehículos utilizados para plastificarlos, que podrían demorar el endurecimiento alterando su índice de solubilidad. Por otra parte, también influye la forma de presentación y preparación, ya sea mediante previo espatulado o en el caso de los SB que se presentan contenidos en jeringas donde ya se encuentran premezclados.

Corroborando estas apreciaciones, Sarkar et al. (15) sugieren que el principal ion liberado por el MTA en una solución tisular sintética es el calcio, que se combinan con los iones fosfatos de la solución induciendo la precipitación de hidroxiapatita y señalan que el MTA es un material bioactivo en un medio tisular simulado, estimando que la capacidad de sellado, la biocompatibilidad y la actividad dentinogénica se deben a las reacciones fisicoquímicas mencionadas. Por su parte Bozeman et al. (31) también demostraron la formación de cristales de hidroxiapatita sobre la superficie del trióxido mineral en una solución de buffer fosfato. Esta reacción, favorecida por el pH del medio, se produce regularmente durante los procesos biológicos de calcificación.

Por la naturaleza porosa del MTA, es posible que esta precipitación de fosfato de calcio continúe internamente dentro de los poros y los canalículos dentinarios, produciendo de esta forma un cambio en su composición química en adyacencia a la solución, proporcionándole una mayor densidad. Esto podría explicar el aumento del peso de los especímenes estudiados.

Es importante aclarar que, de acuerdo con el protocolo propuesto en este estudio, la relación masa/diámetro del extremo abierto del tubo (2.5mm) es menor a lo que exige la norma UNE-EN ISO 6876:2012, por lo tanto, los

valores de solubilidad registrados disminuyen sensiblemente. A consecuencia de los resultados obtenidos mediante el uso de un modelo que simula la situación clínica in vivo, surge la interrogante acerca de si la norma UNE-EN ISO 6876:2012 resulta adecuada para analizar la solubilidad de los SB.

En ese sentido, se requieren nuevas investigaciones que permitan analizar las propiedades de los SB bajo condiciones que representen adecuadamente el medio biológico con el que frecuentemente se relacionan.

CONCLUSIÓN

Luego de 30 días de inmersión en el medio, la solubilidad de los selladores fue progresivamente mayor en el siguiente orden: MTA Bio Sealer z Polvo/líquido, AH Plus, Bio C Sealer, MTA Bio Seal, MTA Bio Sealer z premezclado en jeringa y AH Plus Biocerámico. Bajo las condiciones del presente ensayo todos los SB analizados presentan un índice de solubilidad menor al 3% requerido por la norma UNE-EN ISO 6876:2012.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al profesor Dr. Ricardo L. Macchi por su colaboración en el análisis estadístico.

REFERENCIAS

- 1 Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia. Técnica y fundamentos. 2a ed., Buenos Aires, Editorial Médica Panamericana, 2012, pp. 141.
- Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. Endod Top 2015;32:3–30.
- 3 Trope M, Bunes A, Debelian G. Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope?. Endod Top 2015;32:86–96.
- 4 Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. J Eur Ceram Soc 2008;28:1319–27.
- Koch KA, Brave DG. Bioceramics, part I: the clinician's viewpoint. Dent Today 2012;31:130–5.
- 6 Torabinejad M, Walton RE. Endodontics. Principles and practice. St. Louis, MO: Saunders Elsevier; 2009.

- 7 Bouillaguet S, Shaw L, Barthelemy J, Krejci I, Wataha JC. Longterm sealing ability of pulp canal sealer, AH-Plus, GuttaFlow and epiphany. *Int Endod J* 2008;41:219-26.
- 8 Poggio C, Arciola CR, Dagna A, Colombo M, Bianchi S, Visai L. Solubility of root canal sealers: a comparative study. *Int J Artif Organs* 2011;33:676-81.
- 9 Borges RP, Sousa-Neto MD, Versiani MA, Rached-Júnior FA, De-Deus G, Miranda CE, Pécora JD. Changes in the surface of four calcium silicate-containing endodontic materials and an epoxy resin-based sealer after a solubility test. *Int Endod J* 2012;45:419-28.
- 10 Faria-Júnior NB, Tanomaru-Filho M, Berbert FLCV, Guerreiro-Tanomaru JM. Antibiofilm activity, pH, and solubility of endodontic sealers. *Int Endod J* 2013;46:755-62.
- 11 Poggio C, Dagna A, Ceci M, Meravini MV, Colombo M, Pietrocola G. Solubility and pH of bioceramic root canal sealers: A comparative study. *J Clin Exp Dent* 2017;9:e1189-94.
- 12 Kebudi Benezra M, Schembri Wismayer P, Camilleri J. Influence of environment on testing of hydraulic sealers. *Sci Rep* 2017;7:17927.
- 13 Elyassi Y, Moinzadeh AT, Kleverlaan CJ. Characterization of leachates from 6 root canal sealers. *J Endod* 2019;45:623-7.
- 14 Torres FFE, Zordan-Bronzel CL, GuerreiroTanomaru JM, Chávez-Andrade GM, Pinto JC, Tanomaru-Filho M. Effect of immersion in distilled water or phosphate-buffered saline on the solubility, volumetric change, and presence of voids within new calcium silicate-based root canal sealers. *Int Endod J* 2020;53:385-91.
- 15Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I, Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod* 2005;31:97-100.
- 16 Azar NG, Heidari M, Bahrami ZS, Shokri F. In vitro cytotoxicity of a new epoxy resin root canal sealer. *J Endod* 2000;26:462-5.
- 17 Sevimay S, Dalat D. Evaluation of penetration and adaptation of three different sealers: a SEM study. *J Oral Rehabil* 2003;30:951-5.
- 18 Borges RP, Sousa-Neto MD, Versiani MA, Rached-Júnior FA, De-Deus G, Miranda CES, Pécora JD. Changes in the surface of four calcium silicate-containing endodontic materials and an epoxy resin-based sealer after a solubility test. *Int Endod J* 2012;45:419-28.
- 19 Borges AH, Orçati Dorileo MCG, Villa RD, Borba AM, Semenoff TADV, Guedes OA, et al. Physicochemical Properties and Surfaces Morphologies Evaluation of MTA FillApex and AH Plus. *Sci World J* 2014;2-6.
- 20 Garrido ADB, Lia RCC, França SC, Da Silva JF, Astolfi-Filho S, Sousa-Neto MD. Laboratory evaluation of the physicochemical properties of a new root canal sealer based on Copaifera multijuga oil-resin. *Int Endod J* 2010;43:283-91.
- 21 Scelza MZ, Linhares AB, Da Silva LE, Granjeiro J M, Alves GG. A multiparametric assay to compare the cytotoxicity of endodontic sealers with primary human osteoblasts. *Int Endod J* 2012;45:12-8.
- 22Leonhardt AM, Paduli NR. Comportamiento de un Sellador Endodóntico Experimental de Trióxido Mineral en un Medio Tisular Simulado. *Rev Canal Abierto* 2011;23:30-4.
- 23 Holland R, Souza V, Nery MJ, Filho JAO, Bernabé PFE, Dazan E. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *J Endod* 1999;25:161-6.
- 24Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG. Properties of Bio Root RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified whit povidone and polycarboxilate. *Int Endod J* 2017;50:120-36.
- 25 Torres FFE, Guerreiro-Tanomaru JM, Bosso-Martelo R, Chavez-Andrade GM, Tanomaru Filho M. Solubility, porosity and fluid uptake of calcium silicatebased cements. *J Appl Oral Sci* 2018;26:1-8.
- 26 Urban K, Neuhaus J, Donnermeyer D, Schäfer E, Dammaschke T. Solubility and pH Value of 3 Different Root Canal Sealers: A Long-term Investigation. *J Endod* 2018;44:1736-40.
- 27 Leonhardt AM, Paduli NR. Estudio de la solubilidad del nuevo sellador endodóntico MTA Endosealer Densell. *Rev Asoc Odontol Argent* 2017;105:148-51.

28 Viapiana R, Flumignan DL, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M. Physicochemical and mechanical properties of zirconium oxide and niobium oxide modified Portland cement-based endodontic sealers. *Int Endod J* 2014;47:437–48.

29 Antunes TBM, Janini ACP, Pelepenko LE, Abuna GF, Paiva EM, Sinhoreti MAC, Raimundo Jr IM, et al. Heating stability, physical and chemical analysis of calcium silicate-based endodontic sealers. *Int Endod J* 2021;54:1175-88.

30 Torres FFE, Zordan-Bronzel CL, Guerreiro-Tanomaru JM, Chavez-Andrade GM, Pinto JC, Tanomaru-Filho M. Effect of immersion in distilled water or phosphate-buffered saline on the solubility, volumetric change and presence of voids within new calcium silicate-based root canal sealers. *Int Endod J* 2020;53:385-91.

31 Bozeman B, Lemon R, Eleazer P. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod* 2006; 32(5):425-28.



Evaluación del ajuste y adaptación de 3 diferentes conos principales de gutapercha a sus respectivos sistemas de preparación

AUTORES

Pablo Rodríguez Pérez, Ciro Leonardo Quiroga Shraer, Alejandra Mabel Migueles, Francisco Somoza, Ariel Félix Gualtieri y Pablo Alejandro Rodríguez

(Cátedra de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina)

PALABRAS CLAVE

Obturación del conducto radicular, conos de gutapercha, endodoncia, sello apical, cono único, condensación lateral.

CORRESPONDENCIA

Alejandra Mabel Migueles, Universidad de Buenos Aires, Facultad de Odontología. Cátedra de Endodoncia. Marcelo T. de Alvear 2142, CABA, C1122AAH, Argentina. 1 de mayo 2682, Santa Fé, Argentina. e-mail: alejandra.migueles@odontologia.uba.ar

RELEVANCIA CLÍNICA

Este estudio resalta la necesidad clínica de una mejor estandarización los materiales de obturación, especialmente de los conos de gutapercha como elemento principal de obturación endodóntica. Idealmente, los conos maestros deben coincidir con el diámetro y la forma cónica de los instrumentos de modelado disponibles para aumentar la eficacia y optimización de cualquier técnica que utilice gutapercha como material principal.

RESUMEN

Objetivo.

Evaluar el ajuste y la adaptación apical de conos de gutapercha correspondientes a tres diferentes sistemas de instrumentación en canales curvos simulados.

Materiales y Métodos

Tres Bloques de Entrenamiento Endodóntico (ETB) de canales curvos se asignaron, cada uno, a un grupo para su instrumentación: A) HyFlex™ CM, B) Trunatomy™ y C) Race® Evo. Seguidamente, se estudió sobre ellos, el

ajuste y adaptación de 10 conos correspondientes al sistema utilizado. El ajuste se evaluó tomando la cabeza del cono maestro insertado en el canal con pinzas para algodón, elevando el conjunto cono-ETB hasta 10 cm de altura en línea recta hasta por 10 segundos. El desprendimiento del cono antes de este tiempo se consideró como falta de ajuste. La adaptación apical se evaluó mediante observación con magnificación (8.5X) de la porción apical, clasificando los casos como:

- 1) el cono alcanza la longitud de trabajo y se adapta a las paredes;
- 2) el cono alcanza la longitud de trabajo, pero no se adapta a las paredes,
- 3) el cono no alcanza la longitud de trabajo y
- 4) el cono excede la longitud de trabajo. Los datos se describieron estadísticamente mediante frecuencias absolutas y porcentajes.

Para determinar diferencias significativas entre grupos se utilizó la prueba exacta de Fisher ($p < 0.05$).

Resultados

Ninguno de los conos de los sistemas HyFlex™ CM y Trunatomy™ presentaron fallo durante la prueba de ajuste, mientras que 40% de los conos del sistema Race® Evo sufrieron desajuste ($p = 0.02$). En la prueba de adaptación, se clasificaron dentro de la categoría 1 todos los conos del sistema HyFlex™ CM, 6 del sistema Race® Evo y ninguno del sistema Trunatomy™.

Conclusión

Los conos del sistema HyFlex™ CM tuvieron una adaptación y ajuste aceptable al conducto curvo simulado, mientras que los conos del sistema Trunatomy™ tuvieron buen ajuste pero mala adaptación, y los conos del sistema Race® Evo mostraron resultados intermedios en ambas pruebas.

INTRODUCCIÓN

El tratamiento de endodoncia tiene como objetivo abordar y prevenir infecciones dentro del complejo pulpodental y los tejidos periapicales (1). El sellado adecuado de los conductos radiculares es un paso crítico para prevenir la supervivencia de microorganismos persistentes dentro del espacio endodóntico y minimizar su penetración. Para lograr un sellado eficaz es necesario cerrar meticulosamente todas las vías de comunicación viables con el periodonto y el medio oral. La obturación del conducto radicular es especialmente crítica en el tercio apical, donde se encuentra la anatomía más compleja (2). Un sellado óptimo debe exhibir integridad tridimensional, buena compactación, extensión hasta la longitud de trabajo, sin excederla, y adaptación estrecha a las paredes dentinarias.

Los principales materiales empleados para este fin son puntas de gutapercha y cementos selladores.

La técnica de condensación lateral implica la utilización de un cono maestro de gutapercha junto con numerosos conos accesorios. Aunque se emplea ampliamente, esta técnica exige una importante inversión de tiempo y esfuerzo, especialmente cuando se trata de conductos radiculares amplios. Tras el establecimiento de requisitos estandarizados para los materiales de obturación, los fabricantes comenzaron a producir conos de gutapercha caracterizados por un calibre y una conicidad idénticos a sistemas de instrumentación específicos (3). En consecuencia, surge la técnica de cono único, que requiere únicamente la implementación del cono maestro apropiado al instrumento de conformación correspondiente y sellador endodóntico, para lograr la obturación del conducto radicular. Sin embargo, esta maniobra ha generado controversia debido a las disparidades reportadas en la fabricación entre sistemas de conformación y conos, a pesar de los intentos de estandarización (4,5). De igual forma, es importante recordar que los conductos no tienen un contorno circular como los conos de gutapercha, lo que hace aun más evidente la falta de adaptación del cono a la forma del conducto. A pesar de ello, el empleo de menos materiales, la simplicidad del procedimiento y el tiempo de trabajo reducido hacen de esta técnica una alternativa comúnmente utilizada (6-8). Todas las técnicas de obturación de conductos radiculares que utilizan gutapercha como material de obturación principal deben garantizar que el cono maestro presente un ajuste y adaptación adecuados.

En este contexto, el ajuste se refiere a una resistencia sutil a la remoción resultante del contacto con las paredes dentinarias apicales. La adaptación, por el contrario, significa la ocupación óptima de la sección transversal del canal a la longitud de trabajo (LT) establecida (9). El uso de diferentes aleaciones metálicas y tratamientos superficiales en los sistemas de instrumentación se actualiza constantemente. En el mercado existe una amplia variedad de sistemas de preparación que acompañan sus correspondientes conos de gutapercha.

Actualmente, es necesario profundizar en el estudio de las técnicas de obturación orientadas a la simplicidad y optimización de la práctica. El estudio de la calidad de los conos de gutapercha disponibles es relevante, ya que constituyen el material principal de las técnicas de obturación más utilizadas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se utilizaron tres bloques de entrenamiento endodóntico (ETB) (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) con canales curvos simulados (CCS) de conicidad continua del 2%, tamaño ISO de 15, 16 mm de longitud y una curvatura de 40°, uno para cada sistema de conformación. Cada ETB se montó sobre un mini tornillo de banco C216 (Extra Power SA, Buenos Aires, Argentina) con una base fija de 50 mm. A la salida de cada canal se adaptó un tope metálico hecho a medida, fijando la longitud de trabajo (LT) en 16 mm para todos los bloques (Figura 1). Esto se logró utilizando una lima ISO 10 tipo K (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) y un microscopio clínico operatorio (Carl Zeiss OPMI Pico Surgical, Oberkochen,

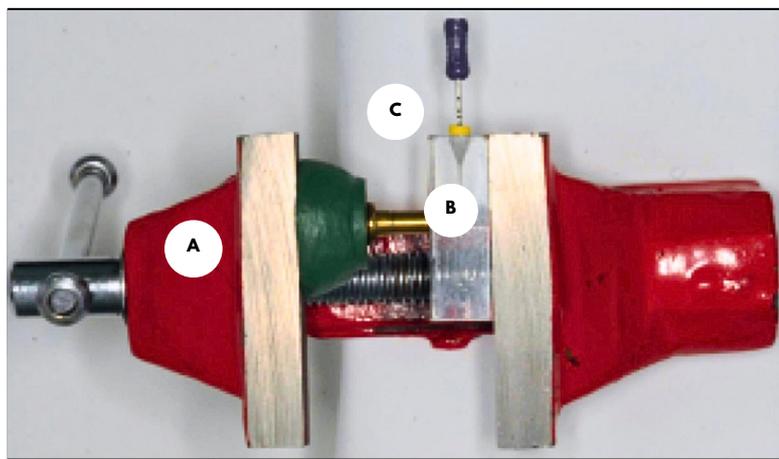


Figura 1. Imagen de un tornillo de banco (A) sosteniendo el bloque de entrenamiento ETB (B) y el tope metálico en posición (C)

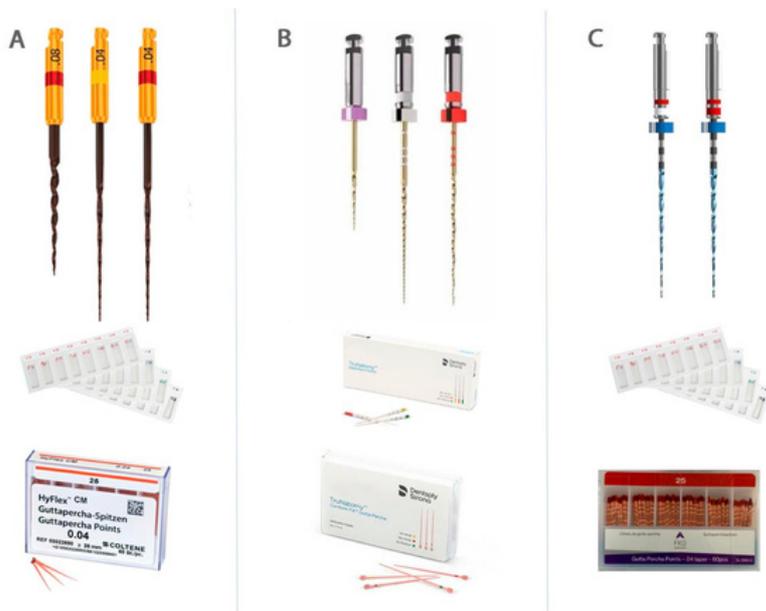


Figura 2

Grupos:

A) Sistema HyFlex™CM; conos de papel Meta Biomed, conos de gutapercha HyFlex™CM;

B) Sistema Trunatomy™, conos de papel Trunatomy™, conos de gutapercha Trunatomy™ Comform Fit;

C) Sistema Race® Evo, conos de papel Meta Biomed, conos de gutapercha FKG.

Alemania) con un aumento de 8.5X, ajustando el tope de la lima en la entrada del canal. Para la instrumentación se utilizó un motor endodóntico X-Smart Plus (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza), siguiendo las especificaciones del fabricante para cada instrumento de conformación.

La irrigación con agua destilada se realizó durante toda la instrumentación y al final del procedimiento, utilizando agujas 30G Max-I-Probe (Dentsply Rinn, Elgin, IL, EE. UU.). Posteriormente se aplicó el protocolo de trabajo de cada sistema (Figura 2):

Grupo A) HyFlex CM (Coltene/Whaledent AG, Altstätten, Suiza): Preparación del acceso con lima moldeadora 25/0.08, instrumentación con limas 20/0.04 y 25/0.04 hasta LT, secado con puntas de papel absorbente 25/0.04 (Meta Biomed CO, Cheonju, Corea del Sur), retirada del tapón metálico apical e introducción alternada de 10 conos de gutapercha HyFlex CM 25/0.04 (Coltene Whaledent, Alemania) sometidos a pruebas de ajuste y evaluación de calidad de adaptación.

Grupo B) Trunatomy (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza): Preparación del acceso con lima perfiladora Orifice Modifier 20/0.08, instrumentación con lima Glider 17/0.02 hasta LT, acabado con lima Prime 26/0.04 y secado con puntas de papel Prime Trunatomy (Dentsply Sirona, Suiza). Se retiró el tapón metálico apical y se introdujeron alternativamente 10 conos de gutapercha Trunatomy Comform Fit Prime 25/0.06 (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suiza) que se sometieron a pruebas de ajuste y evaluación de calidad de adaptación.

Grupo C) Race Evo (FKG Dentaire SA, La Chaux de Fonds, Suiza): Preparación de acceso con lima de modelado Pre-Race, instrumentación con RE 1 (15/0.04) para permeabilidad y RE 2 (25/0.04) para modelado hasta WL, secado con conos de papel 25/0.04 (Meta Biomed CO, Cheonju, Corea del Sur), retirada del tapón metálico apical e introducción alternada de 10 conos de gutapercha FKG Dentaire 25/0.04 (FKG Dentaire, Le Chaux-de-Fonds, Suiza) y se sometieron a pruebas de ajuste y evaluación de calidad de adaptación.

Los conos de gutapercha utilizados fueron seleccionados aleatoriamente de su embalaje original y prenumerados para su posterior identificación. Todo el proceso, desde la instrumentación hasta las pruebas de ajuste y la evaluación de la calidad de la adaptación, fue realizado por el mismo operador para eliminar posibles sesgos.

Prueba de ajuste:

Esto se realizó agarrando la cabeza del cono con pinzas para algodón, levantando el conjunto de cono-ETB a una altura de 10 cm en línea recta y manteniéndolo en el aire durante 10 segundos. La separación del conjunto antes de este tiempo se consideró falta de ajuste.

Evaluación de la calidad de adaptación:

La calidad de la adaptación apical se evaluó mediante un microscopio clínico operatorio (Carl Zeiss OPMI Pico Surgical) con un aumento de 8.5X, siguiendo la clasificación expresada en la Tabla 1: 1) El cono alcanza la LT y se adapta a las paredes, 2) El cono alcanza la LT, pero no se adapta a las paredes, 3) El cono de

gutapercha no llega a la LT (se adapta a una longitud más corta), y 4) El cono de gutapercha supera la LT. Se consideró adaptación cuando toda la circunferencia del cono estaba en contacto con las paredes del canal.

CATEGORIA	DESCRIPCION
1	El cono alcanza la LT y adapta a las paredes dentinarias
2	El cono alcanza la LT pero no adapta
3	El cono no alcanza la LT (Adapta a una longitud menor)
4	El cono sobrepasa la LT

Tabla 1.
Clasificación de la adaptación apical de los conos en 4 categorías.

Análisis Estadístico:

Los datos se describieron mediante frecuencias absolutas (n) y porcentajes. La comparación de frecuencias se realizó mediante la prueba exacta de Fisher. Se consideró significativo un valor de $p < 0.05$. El análisis se realizó utilizando R versión 4.2.310 (10), junto con el paquete DescTools11 (11) y ggplot212 (12).

RESULTADOS

Prueba de ajuste:

Los grupos A y B mostraron ambos un ajuste correcto en los 10 conos (100%). Por el contrario, el grupo C mostró un ajuste adecuado en 6 conos (60%) y ningún ajuste en 4 conos (40%) (Figura 3). La prueba exacta de Fisher demostró diferencias entre el grupo C y los otros dos grupos ($p = 0.02$).

Evaluación de la calidad de adaptación:

Para el grupo HyFlex CM, los 10 conos de gutapercha (100 %) alcanzaron y se adaptaron a la longitud de trabajo (categoría 1). Por el contrario, con Trunatomy, los 10 conos (100 %) no alcanzaron la LT (categoría 3) (Figura 4). Race Evo obtuvo resultados más heterogéneos: cinco conos (50 %) se ubicaron en la categoría 1, un cono (10 %) en la categoría 2 y cuatro conos (40 %) en la categoría 3.

Se encontraron diferencias significativas entre el sistema de instrumentación utilizado y la calidad de adaptación del cono (prueba exacta de Fisher: $p < 0.01$).

Además, se encontraron diferencias significativas entre el sistema de instrumentación utilizado y el alcance de la LT (prueba exacta de Fisher: $p < 0.01$). Cuando se utilizó HyFlex CM, los 10 conos (100%) de gutapercha alcanzaron la LT ; Cuando se utilizó Trunatomy, ninguno de los conos (0 %) alcanzó la LT; Con Race Evo 6 conos (60%) alcanzaron la LT . Los resultados se muestran en la tabla 2.

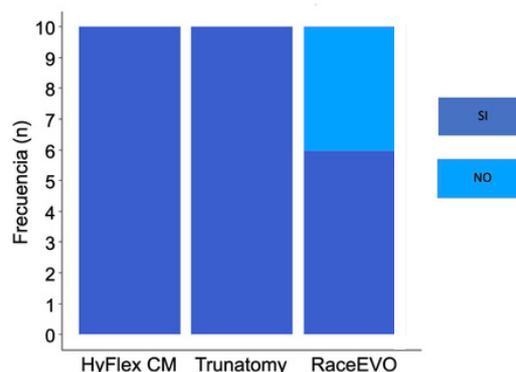


Figura 3
Resultados del test de ajuste de acuerdo al Sistema utilizado. SI: El conjunto de cono-ETB alcanza a sostenerse 10 segundos en el aire. NO: El conjunto cono-ETB no alcanza a sostenerse 10 segundos en el aire (Prueba exacta de Fisher $p = 0.02$).

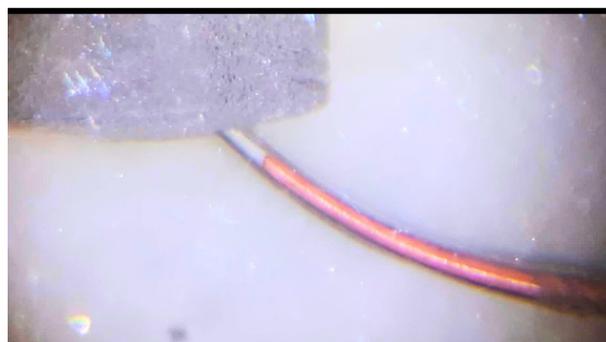


Figura 4
Grupo B. Vista sagital del ETB que muestra que el cono no alcanza la LT.

	1 Alcanza la LT y adapta	2 Alcanza la LT y no adapta	3 No alcanza la LT	4 Sobrepasa la LT	Total
A: HyFlex CM	10 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	10 (100%)
B: Trunatomy	0 (0%)	0 (0%)	10 (100%)	0 (0%)	10 (100%)
C: Race Evo	5 (50%)	1 (10%)	4 (40%)	0 (0%)	10 (100%)
Total	15 (50%)	1 (3.33%)	14 (46.67%)	0 (0%)	30 (100%)

Prueba exacta de Fisher $p < 0.01$

Tabla 2. *Frecuencia absoluta y porcentajes de conos según adaptación apical.*

DISCUSIÓN

La obturación tridimensional del conducto radicular tiene como objetivo crear un ambiente inhóspito para la supervivencia de los microorganismos residuales después de la preparación. Esta condición es crucial para mantener o restaurar la salud de los tejidos periapicales, especialmente en el tercio apical del espacio endodóntico (13). En la práctica clínica, la anatomía variable del conducto radicular en sus diferentes tercios complica el ajuste y adaptación de la obturación con solo un cono de gutapercha. Actualmente, los sistemas de conformación utilizan conos específicos del mismo fabricante para lograr una mejor adaptación del cono maestro a las paredes del canal, particularmente en la región apical. En este contexto, Manfré y Goldberg realizaron un estudio ex vivo sobre la calidad del ajuste y adaptación en canales instrumentados con ProTaper Universal, concluyendo que la técnica de cono único es ineficiente para asegurar el sellado tridimensional (14).

Los bloques de entrenamiento endodóntico (ETB) son bloques de resina que se utilizan comúnmente en estudios in vitro, ya que su producción estandarizada elimina posibles sesgos de la variabilidad anatómica (15-19). Además, considerando que los conductos simulados tienen una sección transversal circular, similar a los conos, en teoría se debería favorecer la calidad de la obturación. García Reyes et al. evaluó la capacidad de ajuste y adaptación de conos de gutapercha de cuatro sistemas diferentes de instrumentación y obturación en conductos curvos simulados similares al del presente estudio, concluyendo que ninguno de ellos garantizaba una adaptación o ajuste aceptable del conducto radicular a nivel apical. (15)

En la aplicación clínica, la anatomía interna variable del diente puede provocar discrepancias con los resultados provenientes de conductos simulados.

Numerosos autores también han puesto en relieve los fallos en la estandarización de instrumentos y conos (20-24). La variación de calibre aceptada en la producción de conos de gutapercha es de ± 0.05 mm, mientras que para los sistemas de limas es de ± 0.02 mm. Esta discrepancia se traduce en una diferencia de hasta 0.07 mm entre los tamaños de las limas y los conos (25). Esta realidad complica la obturación, lo que resulta en un desperdicio de tiempo profesional y materiales, y al mismo tiempo no garantiza resultados predecibles. A pesar de los esfuerzos por estandarizar, muchos fabricantes no cumplen con las expectativas de los clínicos (26).

La literatura actual es insuficiente para garantizar la eficacia de la técnica de cono único, a pesar de su conveniencia. Goldberg y Soares observaron discrepancias significativas entre conos de gutapercha del mismo tamaño y marca (23). En este estudio, el sistema HyFlex CM demostró una correlación adecuada entre limas y conos, Race Evo mostró una correlación parcial y Trunatomy no mostró correlación, incluso se mantuvo por debajo de la LT en todos los casos. En un estudio anterior publicado en 2018 (18), un grupo instrumentado con ProTaper Gold exhibió una sobre extensión del cono de gutapercha en el límite apical de la preparación en dos casos, a pesar de asegurar la LT de manera idéntica a este estudio. Por otra parte, Gordon et al. compararon la técnica de obturación por condensación lateral con la técnica de cono único utilizando el sistema ProFile en bloque de resina con conductos curvos simulados y en raíces mesiobucles ex vivo de molares superiores, concluyendo que la técnica de cono único fue eficiente para este sistema (25).

Un control estable de la LT, durante y después de la instrumentación, facilita el ajuste del cono maestro (26-28). En este estudio, se utilizó un tope metálico fijo para bloquear la salida del conducto curvo simulado, evitando la sobre preparación y la posterior variación del tamaño apical.

Si bien la incorporación de sellador en la obturación compensa la falta de adaptación del cono, diversos autores destacan la importancia de ocupar el canal preparado con la máxima masa de gutapercha posible debido a la solubilidad y tendencia a la desintegración de ciertos selladores endodónticos (29-33).

En un escenario ideal, con una producción de material estandarizada, los conos de gutapercha deberían correlacionarse estrechamente con el instrumento de su sistema, permitiendo alcanzar la LT con suficiente ajuste y adaptación en el tercio apical. Esto simplificaría la obturación del conducto radicular y permitiría la aplicación de la técnica de cono único con riesgo reducido.

Desafortunadamente, la literatura demuestra que la mayoría de los sistemas no cumplen con esta expectativa. Sería deseable ampliar la investigación a otros sistemas para encontrar la mejor alternativa para un sellado apical eficiente y fomentar el desarrollo o la mejora de las técnicas existentes.

CONCLUSIÓN

Los conos del sistema HyFlex™ CM tuvieron una adaptación y ajuste aceptable al conducto curvo simulado, mientras que los conos del sistema Trunatomy tuvieron buen ajuste pero mala adaptación, y los conos del sistema Race® Evo mostraron resultados intermedios en ambas pruebas.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Fernando Goldberg.

REFERENCIAS

1. Galler KM, Weber M, Korkmaz Y, Widbiller M, Feuerer M. Inflammatory response mechanisms of the dentine–pulp complex and the periapical tissues. *Int J Mol Sci* 2021;22:1-23.
2. Kim S, Pecora G, Rubistein R. Atlas De Microcirugía En Endodoncia. Ed. Ripano; 2009.
3. Ingle JI, Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. Grossman LI (editor): Transactions of the Second International Conference on Endodontics. Philadelphia, 1958, University of Pennsylvania, p. 123-143.
4. Cunningham KP, Walker MP, Kulild JC, Lask JT. Variability of the diameter and taper of size #30, 0.04 gutta-percha cones. *J Endod* 2006;32:1081-4.
5. Chesler MB, Tordik PA, Imamura GM, Goodell GG. Intramanufacturer diameter and taper variability of rotary instruments and their corresponding gutta-percha cones. *J Endod* 2013;39:538-41.
6. Suero Baez A, Olano Dextre TL, Ramos Pinheiro C, Kenji Nishiyama C. Ventajas y desventajas de la técnica de cono único. *Revista ADM* 2016;73:170-4.
7. Monticelli F, Sadek FT, Schuster GS, Volkman KR, Looney SW, Ferrari M, et al. Efficacy of two contemporary single-cone filling techniques in preventing bacterial leakage. *J Endod* 2007;33:310-3.
8. Monticelli F, Sword J, Martin RL, Schuster GS, Weller RN, Ferrari M, et al. Sealing properties of two contemporary single-cone obturation systems. *Int Endod J* 2007;40:374-85.
9. Soares IJ, Goldberg F. Endodoncia. Técnica y fundamentos. 2a ed., Buenos Aires, Editorial Médica Panamericana, 2012, p. 228.
10. R Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. 2023; URL <https://www.R-project.org/>.
11. Signorell A, Aho K, Alfons A, Anderegg N, Aragon T, Arachchige C, et al. DescTools: Tools for descriptive statistics. 2021; R package version 0.99.42.
12. Wickham H. ggplot2: Elegant Graphics for Data Analysis. Springer-Verlag New York. 2016.
13. Hilú RE, Scavo R. Confiabilidad de los conos de gutapercha estandarizados para la utilización como conos principales. *Rev Asoc Odontol Argent* 1998;86:340-4.
14. Manfré S, Goldberg F. Evaluación del ajuste y adaptación de los conos de gutapercha ProTaper al conducto radicular instrumentado con el sistema ProTaper Universal. *Endodoncia* 2010;28:135-40.
15. García Reyes ED, Hernández Méndez JO, Santiago López A, Aragón Calvo LF. Evaluación ex vivo del ajuste y adaptación de los conos de gutapercha de los sistemas ProTaper, Mtwo, WaveOne y Reciproc en conductos preparados en Endo Training-Blocs. *Rev Endod Actual* 2016;11:16-24.
16. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G, Pasqualini D. Use of nickel-titanium rotary Pathfile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod* 2009;35:408-12.
17. Shi L, Wagle S. Comparing the centering ability of different pathfinding systems and their effect on the final instrumentation by HyFlex™ CM. *J Endod* 2017;43:1868-71.
18. Pérez Rodríguez P, Quiroga C, Grillone LA, Migueles A, Pinasco L, Goldberg F. Evaluación del ajuste apical y la adaptación de los conos de gutapercha ProTaper Next, ProTaper Gold, WaveOne Gold y Reciproc Blue en conductos simulados instrumentados con estos sistemas. *Rev Asoc Odontol Arg* 2018;106:44-50.
19. Mayne JR, Shapiro S, Abramson II. An evaluation of standardized gutta-percha points. Part 1. Reliability and validity of standardization. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1971;31:250-7.

20. Goldberg F, Gurfinkel J, Spielberg C. Microscopic study of standardized gutta-percha points. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1979;47:275-6.
21. Kerekes K. Evaluation of standardized root canal instruments and obturating points. *J Endod* 1979;5:145-50.
22. Uribe Echeverría N, Badanelli Marcano P, Martínez Bernal A, Uribe Echeverría J. Variaciones físicas, diámetro y grado de conicidad en conos de gutapercha y limas tipo K. *Rev Esp Endodoncia* 1983;1:155-71.
23. Goldberg F, Soares IJ. Evaluación microscópica de la correspondencia de forma y calibre entre conos de gutapercha de la misma marca. *Rev Asoc Odontol Argent* 1995;83:17-9.
24. Suero Baez A, Olano Dextre TL, Ramos Pinheiro C, Kenji Nishiyama C. Ventajas y desventajas de la técnica de cono único. *Revista ADM* 2016;73:170-4. 20.
25. Gordon MPJ, Love RM, Chandler NP. An evaluation of .06 tapered gutta-percha cones for filling of .06 taper prepared curved root canals. *Int Endod J* 2005;38:87-96.
26. Davis RD, Marshal JG, Baumgartner JC. Effect of early coronal flaring on the working length change in curved canals using rotary nickel-titanium versus stainless steel instruments. *J Endod* 2002;28:438-42.
27. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, et al. Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating files. *J Endod* 2011;37:1687-90.
28. Melchor ML, Guzmán Martínez JA, Rodríguez Matus M, Rodríguez Ortega ZN, Valdivieso Álvarez X. Evaluación ex vivo de la longitud de trabajo electrónica obtenida durante diferentes etapas del procedimiento endodóntico en conductos radiculares rectos y curvos. *Rev Endod Actual* 2015;10:6-11.
29. Langeland K. Root canal sealant and pastes. *Dent Clin North Am* 1974;18:309-27.
30. Grosman LI. Solubility of root canal cements. *J Dent Res* 1978;57:927.
31. Peters DD. Two-year in vitro solubility evaluation of four gutta-percha sealer obturation techniques. *J Endod* 1986;12:139-45.
32. Kaplan AE, Goldberg F, Artaza LP, De Silvio A, Macchi RL. Disintegration of endodontic cements in water. *J Endod* 1997;23:439-41.
33. Tay FR, Pashley DH, Loushine RJ, Kuttler S, García-Godoy F, King NM, et al. Susceptibility of a polycaprolactone-base canal filling material to degradation. Evidence of biodegradation from a simulated field test. *Am J Dent* 2007;20:365-9.

Resistencia a la fractura en premolares con apertura ultraconservadora

AUTORES

Nelly Orozco, Kerstin Gianina Ramos Andrade y Jenny Delia Guerrero Ferrecio
(Postgrado de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil)

PALABRAS CLAVE

Fractura, fuerza, apertura ultraconservadora, acceso endodóntico, premolares.

CORRESPONDENCIA

Jenny Guerrero Ferrecio, Postgrado de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Ecuador.
e-mail: jenny.guerrero01@cu.ucsg.edu.ec

RELEVANCIA CLÍNICA

La fractura de los dientes tratados endodónticamente es uno de las causas de fracaso endodóntico. Esta menor resistencia a la fractura se ha atribuido en parte a la pérdida estructural del diente por caries y/o restauraciones anteriores, y particularmente por la cavidad de apertura. Las aperturas ultraconservadoras se presentan como una alternativa para reducir el riesgo de fractura postendodóntica.

RESUMEN

Objetivo

Evaluar la resistencia a la fractura, el tiempo requerido para la fractura y el tipo de fractura de premolares a los que se realizó una apertura ultraconservadora versus tradicional, al ser sometidos a una prueba de fuerza.

Materiales y Métodos

Cuarenta y cinco premolares superiores e inferiores sanos, sin caries, sin fisuras, sin fracturas, con ápices cerrados. recientemente extraídos con fines ortodónticos, mantenidos en formalina al 10% hasta el momento del estudio, se dividieron en tres grupos: Apertura tradicional (AT, n=20), apertura ultraconservadora (AUC, n=20) y grupo control (n=5). Se realizó tratamiento de conductos a los grupos AT y AUC, mientras que el grupo control se dejaron las piezas intactas. A todas las premolares se les expuso a una prueba de fuerza hasta que se fracturaran, con la finalidad de medir la fuerza necesaria para producir la fractura, el tiempo requerido para fracturar la pieza y el tipo de fractura ocasionada.

Resultados

La fuerza promedio para provocar la fractura en los dientes con AUC fue de 910N, mientras que para los dientes con AT fue de 906N. El tiempo requerido para

generar la fractura osciló entre los 14.89s y los 106s.

La fractura coronaria parcial ocurrió en el 70% de los dientes del grupo AUC y en el 50% de las piezas del grupo AT.

Conclusión

El tipo de cavidad de apertura coronal no influye significativamente en la resistencia a la fractura, el tiempo requerido para la fractura y el tipo de fracturas de dientes tratados endodónticamente.

INTRODUCCIÓN

La cavidad de acceso constituye una parte fundamental de la terapia endodóntica, ya que permitirá realizar el resto de los procedimientos clínicos de forma correcta, sin obstrucciones y lograr una adecuada conformación, desinfección y obturación del sistema de conductos. Por lo que un acceso correcto es crítico para el éxito de técnica de instrumentación a emplear en el paciente, sea manual o mecanizada (1).

El tipo de acceso endodóntico puede ser un factor que altere la cantidad de estructura dental sana remanente (2), pero a su vez también es importante considerar la pérdida de paredes dentarias por caries (3) o restauraciones previas. La pérdida de estructura dental como las cúspides y el techo de cámara pueden

contribuir a una fractura coronal o radicular causando pérdida del diente (4).

Una apertura tradicional debe permitir una entrada recta y directa al conducto, removiendo todo el techo de la cámara pulpar. Actualmente se ha propuesto realizar accesos mínimamente invasivos, que minimizan la pérdida de estructura del diente, aduciendo menor cantidad de fracturas en piezas con tratamiento endodóntico. Este tipo de cavidades ultraconservadoras se logran con fresas de pequeños calibres para conservar mayor estructura, pero a su vez representan mayores desafíos al momento de la limpieza y conformación (5).

El presente estudio plantea la hipótesis nula que ambas cavidades de acceso presentan el mismo porcentaje de resistencia a la fractura. Con la finalidad de probar la hipótesis planteada se diseñó un estudio que pretende evaluar y comparar la fuerza requerida para la fractura, el tiempo requerido para la fractura y el tipo de fractura que se produce en aperturas tradicionales versus ultraconservadoras. Esta información contribuirá a mostrar que tipo de apertura tiene mayores probabilidades de preservar en boca una pieza tratada endodónticamente sin presentar fracturas, favoreciendo el éxito del tratamiento endodóntico para beneficio de los pacientes.

MATERIALES Y MÉTODOS

El estudio se realizó en 45 premolares superiores e inferiores con aperturas tradicionales y ultraconservadoras, extraídos por fines ortodóntico entre el año 2021 y 2022 en consultorios privados en la ciudad de Guayaquil. Las piezas fueron conservadas en formalina al 10% hasta el momento del estudio. Todos los premolares estaban sanos, libres de caries, sin fisuras, sin fracturas y con ápices cerrados.

Los dientes fueron aleatoriamente divididos en dos grupos de 20 premolares cada uno, y un grupo control de 5 premolares. En el primer grupo se realizó el tratamiento endodóntico con apertura ultraconservadora (Grupo AUC) y en el segundo grupo se realizó tratamiento endodóntico con apertura tradicional (Grupo AT). Las cavidades de acceso endodóntico y el resto del tratamiento endodóntico fue realizado por una sola operadora para evitar sesgos. Todo el procedimiento se realizó bajo magnificación con la ayuda de microscopio electrónico en la clínica de Postgrado de Endodoncia de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil. Al grupo control no se le realizó cavidad de acceso ni tratamiento endodóntico.

Procedimientos Clínicos

Acceso:

Para el grupo AUC, la cavidad de acceso fue realizada con una fresa redonda de diamante #2, con la cual se accedía a cámara pulpar a través de la fosa central del diente y se extendía solo apicalmente en dirección a la embocadura del conducto, manteniendo una considerable parte de techo de la cámara pulpar.

Para el grupo AC las cavidades de acceso se realizaron con fresa redonda de diamante #2 y luego con fresa EndoZ (Dentsply Sirona, Suiza) se eliminó el techo

de la cámara pulpar obteniendo una entrada recta y directa a la embocadura de los conductos. Los conductos fueron ubicados con la ayuda de un explorador endodóntico DG 16 (Figura 1).

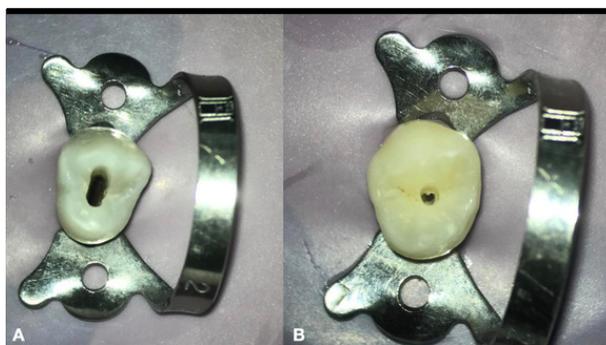


Figura 1
Apertura Tradicional (A), Apertura ultraconservadora (B).

Acceso:

Para el grupo AUC, la cavidad de acceso fue realizada con una fresa redonda de diamante #2, con la cual se accedía a cámara pulpar a través de la fosa central del diente y se extendía solo apicalmente en dirección a la embocadura del conducto, manteniendo una considerable parte de techo de la cámara pulpar.

Para el grupo AC las cavidades de acceso se realizaron con fresa redonda de diamante #2 y luego con fresa EndoZ (Dentsply Sirona, Suiza) se eliminó el techo de la cámara pulpar obteniendo una entrada recta y directa a la embocadura de los conductos. Los conductos fueron ubicados con la ayuda de un explorador endodóntico DG 16 (Figura 1).

Instrumentación:

Luego de la apertura se procedió con el tratamiento endodóntico, instrumentando los conductos con limas WaveOne Gold (WOG) Small y Primary a longitud de trabajo, irrigando con 30ml de hipoclorito de sodio al 2.5% con la ayuda de una punta de irrigación Navitip

amarilla 30G (Ultradent, USA) insertada a 3mm menos de la longitud de trabajo. Se secan los conductos con puntas de papel WOG Primary (Dentsply Sirona).

Obturación:

Los conductos fueron obturados con conos de gutapercha WOG Primary (Dentsply Sirona) con cemento AH Plus (Dentsply Sirona), utilizando la técnica de condensación vertical, con la ayuda de la punta transportadora de calor Downpack del sistema Calamus (Dentsply Sirona) se corta el cono de gutapercha a 4mm de la longitud de trabajo y se condensa con la ayuda de un condensador de Machtou (Dentsply Sirona). Finalmente, con técnica de Backfill (Calamus, Dentsply Sirona) se inyectó gutapercha termoplastificada por incrementos hasta llenar todo el conducto. Con una bolita de algodón empapada en alcohol al 70% se limpió la cámara pulpar de todas las piezas tratadas con el fin de eliminar el cemento que quedó en las paredes.

Restauración:

Las cavidades de acceso se llenaron de ácido grabador 37% (Scotchbond 3M ESPE, Alemania), se enjuagó con agua, se secó con aire y se colocó una capa de bonding (Single bond 2, 3M ESPE) y se fotocuró por 20 seg. Posteriormente, se aplicó resina fluida Bulk (3M™ Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative, 3M ESPE) hasta sellar completamente la cavidad de apertura.

Prueba Mecánica

Luego de realizados los tratamientos de conductos, se procedió a preparar las muestras para realizar el estudio de fuerza sobre ellas. Para simular el ligamento periodontal y el hueso alveolar se sumergió las raíces de los dientes en cera para formar una capa de aproximadamente 0.2mm (Figura 2). Luego en un molde cilíndrico con la forma del acople se introdujeron las raíces y se colocó resina acrílica autopolimerizable (Veracril®, Opti-Cryl® DPFTPT-020). Una vez fraguada se retiraron los dientes para poder eliminar toda la capa de cera y en lugar de esta se inyectó material de



Figura 3
Modelo para test de fuerza.

impresión a base de silicona (Express™ XT Light body, 3M ESPE).

Todas las muestras se colocaron en una máquina de compresión con anillo de carga (Humboldt H 4454-100). Los dientes se montaron en un adaptador de fuerza angulado a 30° con respecto al eje longitudinal del diente (Figura 3) para ejercer fuerza de compresión continua utilizando cabezal circular de acero para transmisión de fuerza con un extremo de punta redondeada de 4mm hasta que se dio la falla de forma audible o visible, registrando la fuerza en N aplicada al momento de la fractura, el tiempo requerido para la fractura y el tipo de fractura provocada.



Figura 2
Premolares con las raíces recubiertas con cera rosada para simular el ligamento periodontal.

Análisis Estadístico

Los datos obtenidos fueron verificados e ingresados en una hoja de cálculo Excel y luego analizados con el programa estadístico IBM SPSS Versión 26 para el cálculo de los estadísticos descriptivos (media, valores mínimo y máximo) y la correspondiente prueba para la inferencia de diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de apertura.

RESULTADOS

Fuerza:

La fuerza media requerida para fracturar los dientes del grupo AUC fue de 910N, con valores que oscilaron entre 622N a 1777N, mientras que para los dientes del grupo AT la fuerza media requerida para fracturar los dientes fue de 906N, con valores que van de 533N a 1510N. Para el grupo control, la fuerza media requerida para la fractura fue de 1136.20N, con valores que oscilaron de 880N a 1600N. El test de Anova mostró diferencias entre los grupos ($p < 0.05$) y el test post-hoc de Tukey mostró diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y los dos grupos de aperturas ($p < 0.05$), pero no se observaron diferencias estadísticamente significativas con relación a la fuerza requerida para la fractura de los dientes en ambos tipos de acceso ($p > 0.05$).

Tiempo:

El tiempo promedio en que se fracturaron los dientes fue de 30.67s, con valores que oscilaron entre 14.89s a 106.00s, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de acceso ($p > 0.05$).

Fractura:

Con relación al tipo de fractura generada, se observó que el 70% de los dientes del grupo AUC sufrieron fractura coronaria parcial, seguido de un 15% de dientes que sufrieron fracturas coronarias totales y un 15% de dientes que mostraron fracturas radiculares. Para el grupo AT, el 50% de los dientes sufrieron una fractura coronaria parcial, seguido de 35% de dientes con fractura radicular y un 15% de dientes con fracturas coronarias totales. Finalmente, el 100% de los dientes del grupo control sufrieron fracturas coronarias parciales. La prueba Chi cuadrado no mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de acceso ($p > 0.05$).

DISCUSIÓN

Los dientes durante la masticación reciben fuerzas oclusales, las cuales se distribuyen a través del ligamento periodontal, hueso alveolar y a las estructuras de soporte de los maxilares. Normalmente, esta fuerza localizada sobre los dientes maxilares alcanzaría a distribuirse a todos los componentes faciales sin concentración de tensión excesiva en el hueso alveolar. Las fuerzas máximas se dan en mayor proporción en molares que en incisivos (6). Sultana et al. informaron que la fuerza oclusal en la zona de molares es de 431N y en la zona de incisivos es de 32.5N (7). Al comparar estos hallazgos con los resultados obtenidos en el presente estudio, se observa que los valores requeridos para la fractura tanto de los dientes intactos del grupo control como los de ambos grupos de aperturas es mucho mayor a la reportada como fuerza oclusal normal.

El principio básico de las cavidades de apertura es lograr acceso en línea recta (4), para mejorar la eficacia de la instrumentación, eliminar todo tejido pulpar coronal (vital o necrótico) (8) y evitar complicaciones operatorias (9). Normalmente, el acceso endodóntico requiere la eliminación de caries o restauraciones existentes, respetando tejido que se encuentre sano. El acceso tradicional está definido principalmente por la forma de la cámara pulpar de la pieza a tratar, el techo es retirado en su totalidad para poder ingresar de forma recta, directa sin obstáculos a los conductos, se elimina dentina pericervical (DPC) y se ensanchan los conductos. Este tipo de apertura permite examinar el piso de la cámara, lo que es fundamental, nos ayuda a revelar pistas sobre la localización de ubicación de entrada de conductos y el tipo de sistema de conductos (8).

Este tipo de aperturas nos ayuda a prevenir complicaciones iatrogénicas como transportación de conductos alterando su trayectoria original, fractura de instrumentos entre otras. Sin embargo, se ha afirmado que este tipo de acceso da lugar a la pérdida de estructura resultando en una disminución a la resistencia a la fractura (10). El eliminar tejido duro provoca una disminución de la solidez estructural de los dientes y aumenta la flexión de las cúspides sometidas a cargas oclusales (11).

Por otro lado, las cavidades de apertura ultraconservadoras minimizan la eliminación de estructura dental. Se fundamenta en conceptos

CONCLUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos se concluye que no hay diferencias en cuanto a la fuerza requerida para la fractura, el tiempo, y el tipo de fractura observado, entre los dientes con tratamientos endodónticos realizados con apertura ultraconservadora comparado con los realizados con apertura tradicional.

REFERENCIAS

- 1.Krapež J, Fidler A. Location and dimensions of access cavity in permanent incisors, canines, and premolars. *J Conserv Dent* 2013;16:404-7.
- 2.Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, et al. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs. *J Endod* 2017;43:995–1000.
- 3.Özyürek T, Ülker Ö, Demiryürek EÖ, Yılmaz F. The Effects of Endodontic Access Cavity Preparation Design on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth: Traditional Versus Conservative Preparation. *J Endod* 2018;44(5):800-5.
- 4.Silva AA, Belladonna FG, Rover G, Lopes RT, Moreira E JL, De-Deus G, et al. Does ultraconservative access affect the efficacy of root canal treatment and the fracture resistance of two-rooted maxillary premolars? *Int Endod J* 2020;53:265–75.
- 5.Krishan R, Paqué F, Ossareh A, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of conservative endodontic cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *J Endod* 2014;40:1160-6.
- 6.Choi DS, Cha BK, Jang I, Kang KH, Kim SC. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod* 2013;83:204-11.
- 7.Choi YJ, Chung CJ, Kim KH. Changes in occlusal force and occlusal contact area after orthodontic treatment. *Korean J Orthod* 2010;40:176–83.
- 8.Cohen. Instructions for online access. *Cohen's Pathway of The Pulp*. 2014;
- 9.Xia J, Wang W, Li Z, Lin B, Zhang Q, Jiang Q, et al. Impacts of contracted endodontic cavities compared to traditional endodontic cavities in premolars. *BMC Oral Health* 2020;20:250.
- 10.Silva EJNL, Rover G, Belladonna FG, De-Deus G, da Silveira Teixeira C, da Silva Fidalgo TK. Impact of contracted endodontic cavities on fracture resistance of endodontically treated teeth: a systematic review of in vitro studies. *Clin Oral Investig* 2018;22:109-18.
- 11.Corsentino G, Pedullà E, Castelli L, Liguori M, Spicciarelli V, Martignoni M, et al. Influence of Access Cavity Preparation and Remaining Tooth Substance on Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth. *J Endod* 2018;44:1416-1421.
- 12.Lin CY, Lin D, He WH. Impacts of 3 Different Endodontic Access Cavity Designs on Dentin Removal and Point of Entry in 3-dimensional Digital Models. *J Endod* 2020;46:524–30.

Análisis de la morfología del conducto radicular y de la geometría del foramen fisiológico de incisivos inferiores con tomografía computarizada de haz cónico

AUTORES

Kristel Lídice Miranda Robles, Kerstin Gianina Ramos Andrade y Jenny Delia Guerrero Ferrecio
(Postgrado de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.)

RELEVANCIA CLÍNICA

El conocimiento de la morfología del conducto radicular y del foramen es requisito indispensable para un abordaje exitoso de la terapia endodóntica. La mayoría de estudios de morfología de incisivos mandibulares han sido realizados en poblaciones europeas y asiáticas; sin embargo, hay muy poca información disponible sobre la morfología de estos dientes en población ecuatoriana y latinoamericana en general.

PALABRAS CLAVE

Foramen fisiológico, CBCT, incisivos mandibulares, morfología del conducto.

CORRESPONDENCIA

Jenny Guerrero Ferrecio, Postgrado de Endodoncia, Facultad de Odontología, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Ecuador.

e-mail: jenny.guerrero01@cu.ucsg.edu.ec

RESUMEN

Objetivo

Describir la morfología del conducto radicular y geometría del foramen fisiológico de incisivos mandibulares usando evaluación de tomografías computarizadas de haz cónico (CBCT).

Materiales y Métodos

Sesenta y siete incisivos mandibulares extraídos de consultorios particulares de Guayaquil fueron sometidos a evaluación por CBCT y así describir la morfología del conducto radicular clasificándolos según la nomenclatura de Vertucci. La geometría del foramen fisiológico, la ubicación del foramen y los diámetros mayores y menores también fueron registradas.

Resultados

La configuración más común según la clasificación de Vertucci fue el tipo I en los incisivos mandibulares con un 93%. La geometría del foramen fisiológico con mayor prevalencia fue redonda con 70%, tornándose oval a 1mm del foramen en un 54%. Se observó que en 60% los incisivos mandibulares tienen la salida de foramen a nivel central.

Conclusión

La morfología de los conductos radiculares más frecuentemente observada en CBCT de incisivos inferiores en la población ecuatoriana es el tipo I de Vertucci, con foramen fisiológico redondo que se torna oval 1 mm por encima del foramen.

INTRODUCCIÓN

El conocimiento de la morfología del conducto radicular de los incisivos mandibulares en sus tres dimensiones va a contribuir de manera positiva para que la terapia endodóntica sea exitosa (1), permitiendo realizar una planificación previa del tratamiento en la elección del diseño de apertura (2), protocolo de instrumentación y tipo de obturación más conveniente según la morfología del conducto especialmente a nivel apical, lo cual ayudaría a proteger y disminuir casos de iatrogenias durante el procedimiento como perforaciones, escalones o sobre instrumentación (3).

Investigaciones sobre la morfología de los conductos se han realizados durante muchos años usando radiografías que brindan imágenes bidimensionales y actualmente se ofrecen imágenes tridimensionales que se pueden lograr gracias a la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), microtomografía computarizada (mCT) u otras herramientas como microscopía de barrido que han sido útil durante este tipo de estudios brindando una alta fiabilidad en sus resultados (4).

Estudios previos en diversas poblaciones han estudiado la morfología interna de los incisivos mandibulares utilizando la clasificación de Vertucci (5), Weine (6), Briseño (3), observando la presencia de conductos redondos, ovalados e irregulares en los cortes transversales de estas piezas encontrando que la clasificación de Vertucci I y III son las más comunes, presentando conductos ovales en 75% y 16% respectivamente en los 3 mm apicales del conducto (7). También se ha medido las longitudes entre los diámetros menor y mayor (Mesio-distal y vestibulo-lingualmente) aportando información del grosor radicular en estas dimensiones (7, 8). Otros estudios en incisivos mandibulares de una población europea demostraron que los forámenes fisiológicos principales cuando presentan uno, dos y tres conductos pueden trabajarse con una lima al menos de calibre ISO 35, 30 y 25 respectivamente para no debilitar el tejido dentario (9).

Sin embargo, hay poca información publicada sobre la morfología radicular de incisivos inferiores y geometría del foramen apical en poblaciones latinoamericanas. Por lo que el propósito de este estudio fue describir la morfología del conducto radicular y geometría del foramen fisiológico de incisivos mandibulares usando evaluación de tomografías computarizadas de haz cónico (CBCT).

MATERIALES Y METODOS

El presente estudio tiene un diseño de tipo observacional, descriptivo y transversal para establecer prevalencia de las variables morfológicas a analizar.

Población de estudio

Un total de 74 incisivos mandibulares permanentes extraídos de consultorios particulares de Guayaquil – Ecuador fueron extraídos por razones que no están relacionadas a este estudio con sus respectivos consentimientos informados y colocados en un frasco con formalina al 10%. Los dientes seleccionados cumplieron con los siguientes criterios de inclusión: Raíz completamente desarrollada, sin fractura o fisura a nivel de la raíz, sin reabsorción radicular y sin tratamiento endodóntico.

Los criterios de exclusión fueron: Piezas que presentan reabsorción radicular, tratamiento endodóntico previo, ápices abiertos y dientes con calcificación.

Selección de dientes

Previo a realizar el análisis de las piezas, los cálculos y tejido blando fueron limpiados de los incisivos con una punta ultrasónica. De los 74 incisivos mandibulares, se descartaron 7 por los criterios de exclusión, quedando 67 piezas dentales para incluir en el estudio (44 centrales y 23 laterales).

Las piezas seleccionadas fueron colocadas en un baño ultrasónico de 3% de peróxido de hidrógeno por 1 hora y almacenados en 70% alcohol (9). Luego fueron colocadas en un fantoma para simular el ligamento periodontal (LPD), las raíces se revistieron con una capa de cera de 0.2 mm de espesor utilizando el método de inmersión hasta el nivel de la unión cemento-esmalte. Finalmente, se montaron en un molde de cera en forma de arco mandibular, y se fijaron con una mezcla de yeso y aserrín (mayor cantidad de aserrín que yeso) (10).

Análisis con tomografía computarizada de haz cónico

Se realizó el escaneo con CBCT del molde obteniendo cortes sagitales, transversales y axiales, los cuales se realizarán colocando el modelo en un vaso plástico con agua para simular el espesor de mucosa, músculo y piel. (Figura 1)

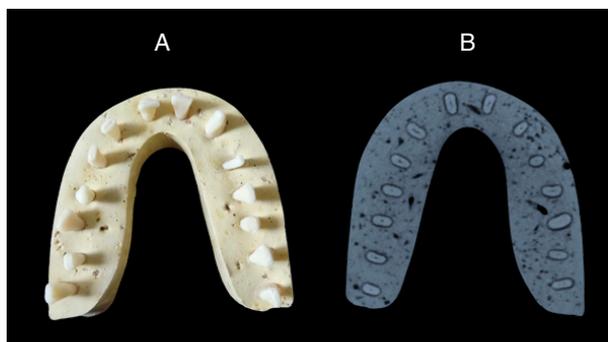


Figura 1
A. Modelo de yeso con los incisivos mandibulares, B. Tomografía computarizada de haz cónico (corte axial).

Todas las tomografías fueron realizadas con un tomógrafo marca Myray modelo hyperion x9, con el software iRYS con visor de nnt viewer versión 11.5 en tomas de 8x8 hD. Se realizaron mediciones tanto mesiodistales y vestibulolinguales del foramen fisiológico de los incisivos mandibulares. El foramen fisiológico se le consideró al que medía 0.20mm o más y denominando forámenes accesorios a los de diámetros más pequeños (9, 11).

Las variables analizadas fueron: a) La clasificación de conductos de acuerdo con la nomenclatura de Vertucci; b) La geometría del foramen fisiológico; c) La geometría del conducto 1mm antes del foramen fisiológico; d) La ubicación del foramen fisiológico con relación al ápice; y e) Los diámetros bucolingual y mesiodistal del foramen fisiológico y 1mm antes del foramen fisiológico.(Figura 2)

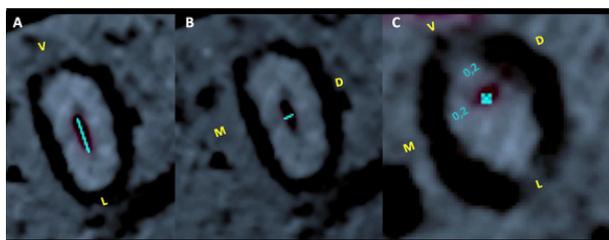


Figura 2
Tomografía computarizada de haz cónico de incisivo mandibulares (Corte Axial). A. Diámetro mayor, B. Diámetro menor, C. Foramen Fisiológico

Análisis Estadístico

El análisis de los datos se realizó utilizando el programa jamovi versión 2.3.19. Los datos se expresaron como frecuencias y porcentajes para cada una de las variables cualitativas analizadas y con medidas de tendencia central (promedio) y de dispersión (desviación estándar, valores máximos y mínimos) para las variables cuantitativas.

RESULTADOS

La configuración de Vertucci más frecuentemente encontrada fue la tipo I en un 93% para el incisivo central y en un 91% para el incisivo lateral, seguido de la configuración tipo III con un 7% para el incisivo central y un 4% para el incisivo lateral. Únicamente fue encontrado un incisivo lateral con configuración tipo V . (Figura 3) que corresponde al 4% (Tabla 1).

La geometría del foramen fisiológico más frecuente fue redonda en un 66% para el incisivo central y un 78% para el incisivo lateral, mientras que la configuración oval se encontró en 34% de los incisivos centrales y en 22% de los incisivos laterales (Tabla 2).

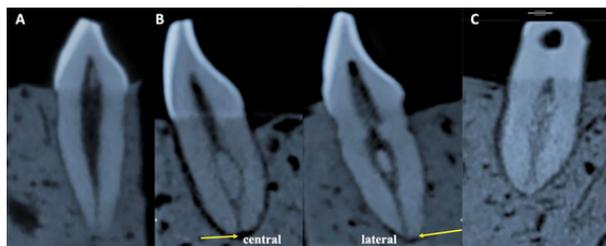


Figura 3
Tomografía computarizada de haz cónico de incisivo mandibulares (Corte Sagital). A. Clasificación de Vertucci tipo I, B. Clasificación de Vertucci tipo III, Ubicación del foramen fisiológico (Central y Lateral), C. Clasificación de Vertucci tipo V

Clasificación de Vertucci	Incisivo Central	Incisivo Lateral
Tipo I	41 (93%)	21 (92%)
Tipo III	3 (7%)	1 (4%)
Tipo V	0 (0%)	1 (4%)
Total	44 (100%)	23 (100%)

Tabla 1
Clasificación de Vertucci en incisivos inferiores centrales y laterales.

Geometría del Foramen	Incisivo Central	Incisivo Lateral
Redonda	29 (66%)	18 (78%)
Ovalada	15 (34%)	5 (22%)
Total	44 (100%)	23 (100%)

Tabla 2
Geometría del foramen fisiológico en incisivos inferiores centrales y laterales.

Geometría del Conducto	Incisivo Central	Incisivo Lateral
Redonda	21 (48%)	10 (43%)
Ovalada	23 (52%)	13 (57%)
Total	44 (100%)	23 (100%)

Tabla 3
Geometría del conducto 1 mm antes del foramen en incisivos inferiores centrales y laterales.

La geometría del conducto 1 mm antes del foramen fisiológico más frecuente fue ovalada con un 52% para el incisivo central y un 57% para el incisivo lateral. Los demás conductos presentaron una geometría redonda 1 mm antes del foramen fisiológico con un 48% para los incisivos centrales y un 43% para los incisivos laterales (Tabla 3).

Ubicación del Foramen	Incisivo Central	Incisivo Lateral
Centrada	24 (55%)	16 (70%)
Lateral	20 (45%)	7 (30%)
Total	44 (100%)	23 (100%)

Tabla 4
Ubicación del foramen fisiológico con relación al ápice anatómico en incisivos inferiores centrales y laterales.

El foramen apical se encontró en una posición centrada con relación al ápice en un 55% de los incisivos centrales y en un 70% de los incisivos laterales. El resto de dientes presentaron una posición del foramen lateral al ápice, con un 45% para los centrales superiores y un 30% para los laterales inferiores (Tabla 4).

Finalmente, la tabla 5 muestra que el diámetro bucolingual promedio del foramen fisiológico de los incisivos inferiores fue de 0.35mm (DE 0.09, mínimo 0.20, máximo 0.35), mientras que el diámetro mesiodistal promedio del foramen fisiológico de los incisivos inferiores fue de 0.25mm (DE 0.07, mínimo 0.20, máximo 0.30). El diámetro bucolingual promedio del conducto 1 mm antes del foramen fue de 0.45mm (DE 0.10, mínimo 0.20, máximo 0.70), mientras que el diámetro mesiodistal promedio fue de 0.35mm (DE 0.07, mínimo 0.20, máximo 0.50) (Tabla 5).

DISCUSIÓN

El conocimiento de la anatomía de las piezas dentales es importante para poder realizar una correcta conformación y desinfección del conducto radicular, lo que favorecerá el éxito del tratamiento endodóntico (12, 13). Diversos métodos han sido aplicados para el estudio de la anatomía de los incisivos mandibulares como el uso de radiografías (2), diafanización (14), microscopía de barrido (4), CBCT (15) y Micro CT (8), concluyendo que la clasificación más frecuentemente observada en los incisivos inferiores es el tipo I de Vertucci, seguido del tipo III, lo cual también fue observado en el presente estudio.

La metodología para analizar la geometría del foramen apical se basó en estudios previos (3, 4, 7, 8, 9, 11, 16), los cuales definen que si la diferencia entre el diámetro mayor y menor es igual o mayor a 0.02mm se considera una geometría ovalada y si es menor a 0.02mm se considera redonda. La mayor parte de estudios concluye que la forma más prevalente a nivel apical es la ovalada, con la excepción del estudio de una población israelí, donde un 96.2% de incisivos centrales y un 95.8% de incisivos laterales presentaron forma redonda.

El presente estudio en población ecuatoriana también

Diámetros	Foramen Fisiológico	1 mm antes del foramen
Buco-lingual	0.35 (0.09)	0.45 (0.10)
Mesio-distal	0.25 (0.04)	0.35 (0.07)

Tabla 5
Diámetros promedio (desviación estándar entre paréntesis) del foramen fisiológico y del conducto 1 mm antes del foramen en incisivos inferiores.

mostró una mayor incidencia de forámenes fisiológicos redondos que ovals aunque en menor proporción que la población israelí (15). Sin embargo, 1mm por encima del foramen fisiológico, la geometría ovalada fue la más prevalente que la redonda. Estos resultados reafirman que los incisivos mandibulares la forma oval y ovals largos se van a presentar en los diferentes tercios de la raíz, incluyendo el tercio apical.

El uso de CBCT para la toma de dimensiones y elección de la lima apical maestra, es una herramienta que actualmente es utilizada en la conformación del conducto para reducir el desgaste excesivo y evitar debilitar la pieza dentaria como lo demuestra Pacheco et al.(17), donde realizaban la elección de la lima maestra luego de analizar los 4mm apicales, obteniendo un 90% de contacto de la lima maestra con las paredes.

CONCLUSIÓN

La configuración más común según la clasificación de Vertucci en incisivos inferiores de población ecuatoriana es el tipo I. La geometría del foramen fisiológico con mayor prevalencia es redonda, tornándose ovalada 1mm por encima del foramen. La mayoría de los incisivos inferiores presentan el foramen en una posición centrada con el ápice anatómico.

REFERENCIAS

- Hargreaves K. Cohen's Pathways of the pulp. 11th ed. Hargreaves KBL, editor, 2015.
- Paes da Silva Ramos Fernandes LM, Rice D, Ordinola-Zapata R, Alvares Capelozza AL, Bramante CM, Jaramillo D, et al. Detection of various anatomic patterns of root canals in mandibular incisors using digital periapical radiography, 3 cone-beam computed tomographic scanners, and micro-computed tomographic imaging. J Endod 2014;40:42-5.

3. Briseño-Marroquín B, Paqué F, Maier K, Willershausen B, Wolf TG. Root Canal Morphology and Configuration of 179 Maxillary First Molars by Means of Micro-computed Tomography: An Ex Vivo Study. *J Endod*. 2015;41:2008–13.
4. Morfis A, Sylaras SN, Georgopoulou M, Kernani M, Proutzos F. Study of the apices of human permanent teeth with the use of a scanning electron microscope. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;77:172–6.
5. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984;58:589–99.
6. Weine FS, Healey HJ, Gerstein H, Evanson L. Canal configuration in the mesiobuccal root of the maxillary first molar and its endodontic significance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969;28:419–25.
7. Wu MK, R'oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:739–43.
8. Milanezi De Almeida M, Bernardineli N, Ordinola-Zapata R, Villas-Bôas MH, Amoroso-Silva PA, Brandão CG, et al. Micro-computed tomography analysis of the root canal anatomy and prevalence of oval canals in mandibular incisors. *J Endod* 2013;39:1529–33.
9. Wolf TG, Stiebritz M, Boemke N, Elsayed I, Paqué F, Wierichs RJ, et al. 3-dimensional Analysis and Literature Review of the Root Canal Morphology and Physiological Foramen Geometry of 125 Mandibular Incisors by Means of Micro-Computed Tomography in a German Population. *J Endod* 2020;46:184–91.
10. Nikneshan S, Valizadeh S, Javanmard A, Alibakhshi L. Effect of Voxel size on detection of external root resorption defects using cone beam computed tomography. *Iran J Radiol* 2016;13.
11. Marroquín BB, El-Sayed MAA, Willershausen-Zönnchen B. Morphology of the physiological foramen: I. Maxillary and mandibular molars. *J Endod* 2004;30:321–8.
12. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the mandibular anterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1974;89:369–71.
13. Çalişkan MK, Pehlivan Y, Sepetçioğlu F, Türkün M, Tuncer SŞ. Root canal morphology of human permanent teeth in a Turkish population. *J Endod* 1995;21:200–4.
14. Al-Qudah AA, Awawdeh LA. Root canal morphology of mandibular incisors in a Jordanian population. *Int Endod J* 2006;39:873–7.
15. Shemesh A, Kavalierchik E, Levin A, Ben Itzhak J, Levinson O, Lvovsky A, et al. Root Canal Morphology Evaluation of Central and Lateral Mandibular Incisors Using Cone-beam Computed Tomography in an Israeli Population. *J Endod* 2018;44:51–5.
16. Leoni GB, Versiani MA, Pécora JD, Damião De Sousa-Neto M. Micro-computed tomographic analysis of the root canal morphology of mandibular incisors. *J Endod* 2014;40:710–6.
17. Pacheco-Yanes J, Gazzaneo I, Campello AF, Marceliano-Alves MF, Estrela C, Bueno MR, et al. Planned Apical Preparation Using Cone-Beam Computed Tomographic Measures: A Micro-Computed Tomographic Proof of Concept in Human Cadavers. *J Endod* 2022;48:280–6.

ENDO SELA



WWW.ENDOSELA.COM/REVISTAENDOSELA