

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROGRAMA DE ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA



EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA CON CÁMARA TERMOGRÁFICA INFRARROJA DE LA SUPERFICIE EXTERNA RADICULAR DE DIENTES EXTRAÍDOS DURANTE LA OBTURACIÓN CON GUTAPERCHA TERMOPLASTIFICADA CON LOS SISTEMAS CALAMUS Y ELEMENTS FREE

**TRABAJO TERMINAL QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

PRESENTA

C.D. DORTHY CORINA RAYGOZA LÓPEZ

PRESIDENTE

(DIRECTORA DEL PROYECTO)

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

SINODAL

(CO-DIRECTOR)

DR. MIGUEL ÁNGEL CADENA ALCÁNTAR

SINODAL

(CO-DIRECTOR)

C.D.E.E LUIS HERNÁN CARRILLO VÁRGUEZ

SINODAL

(CO-DIRECTORA)

DRA. MARIA DE LOS REMEDIOS SÁNCHEZ DÍAZ

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA

JUNIO 2019

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de mayo de 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA CON CÁMARA TERMOGRÁFICA INFRARROJA DE LA SUPERFICIE EXTERNA RADICULAR DE DIENTES EXTRAÍDOS DURANTE LA OBTURACIÓN CON GUTAPERCHA TERMOPLASTIFICADA CON LOS SISTEMAS CALAMUS Y ELEMENTS FREE**

Propuesto por el **C.D. Dorthy Corina Raygoza López**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez

PRESIDENTE

(DIRECTORA DEL PROYECTO)

Ccp.- Archivo.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de mayo de 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA CON CÁMARA TERMOGRÁFICA INFRARROJA DE LA SUPERFICIE EXTERNA RADICULAR DE DIENTES EXTRAÍDOS DURANTE LA OBTURACIÓN CON GUTAPERCHA TERMOPLASTIFICADA CON LOS SISTEMAS CALAMUS Y ELEMENTS FREE**

Propuesto por el **C.D. Dorthy Corina Raygoza López**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

Dr. Miguel Ángel Cadena Alcantar

SINODAL

(CO-DIRECTOR DEL PROYECTO)

Ccp.- Archivo

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de mayo de 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA CON CÁMARA TERMOGRÁFICA INFRARROJA DE LA SUPERFICIE EXTERNA RADICULAR DE DIENTES EXTRAÍDOS DURANTE LA OBTURACIÓN CON GUTAPERCHA TERMOPLASTIFICADA CON LOS SISTEMAS CALAMUS Y ELEMENTS FREE**

Propuesto por el **C.D. Dorthy Corina Raygoza López**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

C.D.E.E Luis Hernán Carrillo Vázquez

SINODAL

(CO-DIRECTOR DEL PROYECTO)

Ccp.- Archivo

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a 29 de mayo de 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA CON CÁMARA TERMOGRÁFICA INFRARROJA DE LA SUPERFICIE EXTERNA RADICULAR DE DIENTES EXTRAÍDOS DURANTE LA OBTURACIÓN CON GUTAPERCHA TERMOPLASTIFICADA CON LOS SISTEMAS CALAMUS Y ELEMENTS FREE**

Propuesto por el **C.D. Dorthy Corina Raygoza López**, fue revisado y ha sido aprobado para su impresión.

Por lo que el sustentante puede continuar con el proceso del examen recepcional.

A T E N T A M E N T E

Dra. Maria De Los Remedios Sánchez Díaz

SINODAL

(CO-DIRECTORA DEL PROYECTO)

Ccp.- Archivo

EVALUACIÓN DE LA TEMPERATURA CON CÁMARA TERMOGRÁFICA INFRARROJA DE LA SUPERFICIE EXTERNA RADICULAR DE DIENTES EXTRAÍDOS DURANTE LA OBTURACIÓN CON GUTAPERCHA TERMOPLASTIFICADA CON LOS SISTEMAS CALAMUS Y ELEMENTS FREE

PRESENTA

C.D. Dorthy Corina Raygoza López

PRESIDENTE

(DIRECTORA DEL PROYECTO)

Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez

SINODALES

(CO-DIRECTORES DEL PROYECTO)

Dra. Maria De Los Remedios Sánchez Díaz

Dr. Miguel Ángel Cadena Alcántar

C.D.E.E Luis Hernán Carrillo Vázquez

Tijuana, Baja California, 29 de mayo de 2019

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS

Agradezco infinitamente a mi mamá que me apoyo incondicionalmente y a quien dedico mi proyecto de tesis.

Agradezco a mis Co-Directores de tesis, el C.D.E.E. Luis Héran Carrillo Vázquez, por todo su apoyo, palabras de aliento y motivación, al Dr. Miguel Angel Cadena Alcántar y a la Dra. María De Los Remedios Sánchez Díaz, por su disposición y tiempo.

Un especial agradecimiento a la Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez, coordinadora de la Especialidad en Endodoncia, Directora de tesis y madrina de generación, por creer en mí y brindarme la oportunidad de crecer profesionalmente, por su apoyo siempre y su disposición para realizar este proyecto.

Al Dr. Luis Jesús Villarreal Gómez y Universidad Autónoma de Baja California campus Valle de las Palmas, CITEC por su asesoría y disposición en los experimentos.

Y a los estudiantes de ingeniería Valle de las Palmas CITEC, por su apoyo y conocimientos.

También quiero agradecer a todos los docentes que han participado en mi formación, tanto a mis maestros de licenciatura como de posgrado.

A CONACYT por la beca otorgada.

Quiero agradecer a mis compañeros de posgrado por todas las enseñanzas y por ser parte del camino.

Finalmente quiero agradecer a mis amigos y familia, por acompañarme durante todo el proceso.

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	I
TABLA DE CONTENIDO	II
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IV
LISTA DE ABREVIATURAS	V
RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	2
ENDODONCIA	2
TEJIDOS PERIRRADICULARES	3
Cemento.....	3
Funciones	3
Ligamento periodontal.....	4
Funciones	4
Hueso alveolar	4
OBTURACIÓN.....	5
Objetivos de la obturación.....	5
Objetivo técnico	5
Objetivo biológico.....	6
Gutapercha	6
Tipos de obturación en frío	7
Técnica de condensación o compactación lateral	7
Descripción de la técnica.....	8
Calibrado de la zona apical del conducto	8
Elección del espaciador.....	8
Elección de la punta principal.....	8
Secado del conducto	8
Introducción del sellador.....	8
Introducción de la punta principal.....	8
Condensación de puntas accesorias.....	8
TÉCNICAS DE INYECCIÓN TERMOPLÁSTICA	9
Condensación vertical de gutapercha caliente	9
Condensación lateral en caliente	10
Condensación termomecánica o termocompactación	10
Inyección de gutapercha plastificada por calor	11
Ventajas de los sistemas de obturación termoplástica	12
Desventajas de los sistemas de obturación termoplástica	13
SISTEMA DE OBTURACIÓN CALAMUS.....	13
SISTEMA DE OBTURACIÓN ELEMENTS FREE	13
REPERCUSIONES EN LOS TEJIDOS PERIRRADICULARES	15
Reabsorción radicular	15
Necrosis del ligamento periodontal	15
TERMOLOGÍA.....	16
Tipos de termografía	17

CONTENIDO

Aplicaciones de la termografía en el campo de la odontología	18
CÁMARA DE TERMOGRAFÍA INFRARROJA	19
Ventajas	19
Desventajas	19
JUSTIFICACIÓN	21
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	22
HIPÓTESIS	23
HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	23
HIPÓTESIS NULA.....	23
HIPÓTESIS ALTERNATIVA	23
OBJETIVOS.....	24
OBJETIVO GENERAL	24
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	24
VARIABLES	25
VARIABLES INDEPENDIENTES.....	25
VARIABLES DEPENDIENTES	25
OPERACIÓN DE VARIABLES.....	25
MATERIALES Y MÉTODOS	26
TIPO DE ESTUDIO	26
UNIVERSO DE ESTUDIO.....	26
METOLOGÍA.....	26
<i>Materiales</i>	26
<i>Preparación de las muestras</i>	27
<i>Grupo 1: Sistema de obturación Calamus (Dentsply).</i>	27
<i>Sistema de obturación: Elements Free (SybronEndo).</i>	28
<i>Análisis estadístico</i>	30
RESULTADOS	31
DISCUSIÓN	59
CONCLUSIONES	61
RECOMENDACIONES.....	62
REFERENCIAS	63

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Se observa tixtura con gancho envuelto de teflón y diente detenido.....	26
Figura 2. Cronómetro utilizado.....	27
Figura 3. Toma de distancia con cinta milimétrica.....	27
Figura 4. Sistema de obturación Calamus.....	28
Figura 5. Cámara de termografía infrarroja utilizada, se observa la toma de la temperatura inicial.....	28
Figura 6. Sistema Elements Free.....	29
Figura 7. Operador realizando la obturación con gutapercha mediante el Sistema de Obturación Elements Free.....	29
Figura 8. Gráfica de Sistema Calamus.....	31
Figura 9. Gráfica de Sistema Elements Free.....	32
Figura 10. Gráfica comparativa de los dos sistemas de obturación.....	33

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

EDTA	Ácido etilendiaminotetraacético
NaOCl	Hipoclorito de sodio

RESUMEN

La endodoncia, como conjunto de conocimientos metódicamente formado y ordenado, constituye una ciencia, integrada en el conjunto de las ciencias de la salud. Su objetivo es el estudio de la estructura, la morfología, la fisiología y la patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares. En su ámbito integra las ciencias básicas y clínicas que se ocupan de la biología de la pulpa, así como la etiopatogenia, el diagnóstico, la prevención y el tratamiento de las enfermedades y lesiones de la misma y de los tejidos perirradiculares asociados.

El objetivo final de los procedimientos endodónticos es la obturación tridimensional total del espacio del conducto radicular. Junto con los cementos selladores, la gutapercha se ha utilizado con éxito como material sólido de relleno del conducto radicular.

Este trabajo de investigación tuvo como objetivo evaluar el desarrollo de la temperatura de los sistemas de obturación de gutapercha termoplastificada: Calamus (DENTSPLY) y Elements Free (SYBRONENDO).

El registro de temperatura se llevó a cabo por medio de una cámara de termografía infrarroja, cronometrando el tiempo.

De acuerdo con los resultados obtenidos, el sistema Elements Free tuvo mayor aumento de temperatura que el sistema Calamus, con una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$).

INTRODUCCIÓN

Endodoncia

La palabra endodontología se deriva del griego y puede traducirse como el conocimiento de lo que se encuentra dentro del diente. Un sinónimo en idioma español utilizado con frecuencia es endodoncia, la cual se ocupa de los procesos que se llevan a cabo principalmente dentro de la cámara pulpa (1).

El ámbito de la endodoncia incluye el diagnóstico diferencial y el tratamiento del dolor bucofacial de origen pulpar y periapical; los tratamientos para mantener la vitalidad de la pulpa; los tratamientos de conductos radiculares cuando es inviable conservar su vitalidad o cuando existe necrosis de la misma, con o sin complicación periapical; los tratamientos quirúrgicos para eliminar los tejidos periapicales inflamatorios consecuencia de patología pulpar, así como la resección apical, la hemisección y la radicectomía; tratamiento de la afectación de la pulpa consecutiva a traumatismos, así como reimplante de dientes avulsionados; blanqueamiento de dientes con alteraciones del color; retratamiento de dientes que presentan un fracaso de un tratamiento endodóncico previo, y restauración de la corona dental mediante procedimientos que implican pernos y muñones situados en la zona antes ocupada por la pulpa. La Asociación Americana de Endodoncistas ha publicado una Guía de endodoncia clínica en la que establecen las consideraciones básicas para incrementar la calidad del diagnóstico y del tratamiento endodóncico (1,2).

El objetivo final de los procedimientos endodóncicos es la obturación tridimensional total del espacio del conducto radicular. Junto con los cementos selladores, la gutapercha se ha utilizado con éxito como material sólido de relleno del conducto radicular. Un método de obturación es rellenar los conos de gutapercha junto con cementos selladores mediante condensación lateral. Un método diferente es la técnica de condensación vertical caliente. En esta técnica, la gutapercha se calienta y se empaqueta con un plugger, y se cree que produce una masa de gutapercha homogénea y dimensionalmente estable. Sin embargo, surge la preocupación con respecto a la seguridad y la eficacia del ablandamiento clínico de la gutapercha con un instrumento calentado. Hand et al. informó que un instrumento calentado sobre una llama abierta

INTRODUCCIÓN

alcanzó una temperatura de 380 °C en el momento de la inserción en el conducto. Marlin y Schilder encontraron aumentos de temperatura de 4 ° a 12.5 °C dentro del conducto radicular utilizando la técnica de condensación vertical cálida. Barkhordar et al. reportó que, la temperatura registrada aumenta de 4 ° a 7 °C, 2 mm desde el foramen apical usando la técnica vertical cálida. Temperaturas > 45 °C en tejidos óseos se ha reportado que tienen consecuencias biológicas adversas (3).

Tejidos perirradiculares

Estos tejidos comprenden cemento, ligamento periodontal y el hueso alveolar.

Cemento

El cemento que recubre la dentina radicular sustenta el esmalte en un 30% del diente, se solapa con el mismo en un 60% y esta separado del mismo por un resquicio en un 10% lo que podría explicar la sensibilidad de los dientes jóvenes que no han sufrido ninguna abrasión. El cemento es fundamentalmente un tejido inorgánico y es más insensible que la dentina (4).

El cemento celular contiene cementocitos, que se comunican entre sí a través de unos canalículos y también se comunican con la dentina. Habitualmente se localiza en la región apical y la bifurcación de los dientes (1-4).

El cemento acelular forma la capa más interna del cemento y carece de elementos celulares. Recubre casi toda la superficie radicular en una fina capa hialina que presenta líneas de incremento paralelas a la superficie radicular. Contiene fibras periodontales mineralizadas densamente comprimidas (1-5).

El cemento intermedio se localiza en la unión cementodentina, y comparte las características del cemento y la dentina. Cerca del esmalte puede presentar algunas características del esmalte aprismático (1-5).

Funciones

El cemento sirve de inserción para las fibras del ligamento periodontal que suspenden el diente del hueso alveolar. Se va depositando a lo largo de la vida para compensar la pérdida de sustancia oclusal dental y tiene un papel fisiológico fundamental

INTRODUCCIÓN

en la reparación del cemento y la dentina reabsorbidos. El deterioro de este mecanismo normal puede provocar una reabsorción radicular externa que puede llegar a manifestarse clínicamente si es lo bastante extensa. Se cree que la formación de cemento alrededor del agujero apical es una consecuencia de la cicatrización efectiva que se observa tras el tratamiento endodóntico (1-5).

Ligamento periodontal

El ligamento periodontal es un tejido conjuntivo fibroso y denso que sustenta el diente y lo fija a su alveolo. Su principal componente es el colágeno, que está incluido en una matriz similar a un gel. Las fibras se organizan en grupos específicos con funciones concretas: fibras gingivales transeptales, de la cresta alveolar, horizontales, oblicuas y apicales. Otro componente importante es la fibra de oxitalán. En la amplia zona conocida como plexo intermedio se puede producir una adaptación funcional. Las células principales del ligamento son los fibroblastos, con algunas células defensivas (1-6).

Funciones

El ligamento tiene una función propioceptora y actúa como un colchón viscoelástico gracias a sus sistemas fibroso e hidráulico (los vasos sanguíneos y sus comunicaciones con los reservorios vasculares de la médula ósea y el líquido intersticial del ligamento). El ligamento tiene una gran capacidad de adaptación; responde a las sobrecargas funcionales ensanchándose para aliviar la carga sobre el diente (1-4).

Hueso alveolar

El hueso alveolar sustenta los dientes formando la otra inserción para las fibras del ligamento periodontal. Consta de dos placas de hueso cortical separadas por hueso esponjoso. En algunas zonas el hueso alveolar es más fino y no posee hueso esponjoso. El hueso alveolar y las placas corticales son más gruesas en el maxilar inferior. Los espacios existentes entre las trabéculas de hueso esponjoso están llenos de médula ósea, formada por tejido hematopoyético en los primeros momentos de la vida y por tejido adiposo más tarde. La forma y la estructura de las trabéculas reflejan las condiciones de carga que soporta cada zona. Las superficies de las partes inorgánicas del hueso están recubiertas por osteoblastos encargados de la formación ósea: aquellos que están incluidos en el seno del tejido mineral se denominan osteocitos y mantienen contacto

INTRODUCCIÓN

entre sí por medio de unos canalículos; los osteoclastos se encargan de la reabsorción ósea y pueden verse en las lagunas de Howship. El hueso cortical contiguo al ligamento tiene el aspecto radiológico de una línea blanca densa próxima a la línea oscura del ligamento. El hueso es un tejido dinámico que se está formando y reabsorbiendo continuamente en respuesta a las necesidades funcionales. Además de esa respuesta local a las necesidades, el metabolismo óseo está sometido al control hormonal. Es fácilmente reabsorbido por mediadores inflamatorios, a nivel periapical o de la inserción marginal. En condiciones normales la cresta alveolar se encuentra unos 2 mm apical a la unión cemento-esmalte, pero en caso de enfermedad periodontal puede acercarse mucho más al ápice radicular (6).

Obturación

La obturación de los conductos radiculares constituye la última fase del tratamiento de conductos radiculares. Aunque se le debe otorgar la misma importancia que todas las otras fases, se le había concedido un papel relevante. En un estudio realizado se consideró que la causa principal de fracaso de los tratamientos endodónticos era una obturación deficiente de los conductos radiculares. Como es lógico, cuando se evalúa en las radiografías un tratamiento que ha fracasado, lo único que puede juzgarse es la calidad de la obturación, ya que la calidad de la preparación del conducto radicular es mucho más difícil de valorar (2,7).

Objetivos de la obturación

La calidad básica de la obturación de los conductos radiculares consiste en aislarlos por completo del resto del organismo, para mantener los resultados de su preparación (5-7).

Objetivo técnico

Consiste en rellenar, de la manera más hermética posible, la totalidad del sistema de conductos radiculares con un material que sea estable y que se mantenga de forma permanente en él, sin sobrepasar sus límites, es decir, sin alcanzar el periodonto. Se establece un concepto, el de sellado coronoapical, en el que se pone el énfasis en la importancia de que la estanqueidad de la obturación tenga la misma calidad a lo largo de toda la extensión del conducto, ya que la posibilidad de penetración de fluidos y

INTRODUCCIÓN

bacterias hacia el interior del conducto pues es tanto más elevada desde la cavidad bucal que desde el periodonto (5-7).

El sellado apical es importante, ya que junto al orificio apical pueden existir bacterias que pueden penetrar de nuevo en un conducto mal obturado y reanudar la inflamación. También pueden quedar bacterias en la zona coronal del conducto, y entonces su crecimiento es estimulado por la llegada de fluidos periapicales que les suministran el sustrato necesario para desarrollarse (5-7).

No hay que olvidar la necesidad de un sellado lateral, a lo largo de todas las paredes del conducto, por la posible existencia de conductos laterales, factor aún más importante en los dientes que presentan enfermedad periodontal (5-7).

Objetivo biológico

Al no llegar productos tóxicos al periápice, se dan las condiciones apropiadas para la reparación periapical. Los propios medios de defensa del organismo podrán, por lo general, eliminar las bacterias, componentes antigénicos y restos hísticos necróticos que hayan quedado junto al ápice y completar la reparación hística (5-7).

Muchas veces se considera suficiente que el material de obturación que queda en contacto con el tejido periapical sea inerte. El material ideal debería, además de sellar el conducto, favorecer la reparación del tejido periapical y la aposición de cemento en las zonas reabsorbidas del ápice. Aunque la aposición de cemento es un fenómeno comprobado en la reparación apical, raras veces se oblitera totalmente el orificio apical. Varios materiales se han propuesto con esta finalidad; sin embargo, los resultados son aún poco consistentes (5-7).

Gutapercha

La gutapercha es el principal material usado para la obturación de los conductos radiculares desde su introducción por Bowman en 1867. Se trata de un polímero orgánico natural (poli- isopreno). Las diferentes formas estereoquímicas de la gutapercha le confieren propiedades distintas, aunque su composición química sea la misma. De las distintas formas existentes, en endodoncia se utilizan la beta y la alfa (8).

INTRODUCCIÓN

Según Goldberg, si la gutapercha alfa (estado natural de la misma) se somete a la temperatura de fusión, 65 °C, se transforma en una gutapercha amorfa que, al ser enfriada a temperatura ambiente y de modo espontáneo, adopta la forma cristalina beta. Por el contrario, si el enfriamiento se produce de forma lenta, se produce una recristalización en la forma alfa (8).

Los preparados comerciales de gutapercha la presentan en combinación con otros productos, fundamentalmente con óxido de zinc. Para mejorar sus propiedades físicas se adicionan ceras, resinas y sulfatos metálicos, que le confieren radioopacidad. La proporción entre los componentes orgánicos (gutapercha, ceras, resinas) y los inorgánicos (óxido de zinc, sulfatos metálicos, colorantes y antioxidantes) se mantiene aproximadamente constante en un rango de 14.5-20.4% y 66.5-84.3%, respectivamente, de lo que se deduce que el principal componente de los preparados comerciales de gutapercha es el óxido de zinc (8,9).

Los preparados comerciales de gutapercha beta son más viscosos, densos y sin adherencia a la dentina, mientras que los de gutapercha alfa se plastifican con mayor facilidad, fluyendo mejor por los conductos radiculares y con un cierto grado de adhesividad (8-10).

Tipos de obturación en frío

Técnica de condensación o compactación lateral

La técnica de la condensación lateral de puntas de gutapercha en frío es la más empleada por la mayoría de profesionales. Su eficacia comprobada, su relativa sencillez, el control del límite apical de la obturación y el uso de un instrumental simple han determinado la preferencia en su elección. Se considera una técnica patrón, cuya eficacia se compara con otras técnicas más novedosas (10).

Su eficacia en obliterar el espacio del conducto supera las técnicas de punta o cono único utilizadas hasta finales de la pasada década de los sesenta. Muchos conductos presentan una sección oval, imposible de rellenar con una sola punta. Incluso en la zona próxima a la constricción apical, en la que es factible obtener en los conductos

INTRODUCCIÓN

estrechos una sección circular, la punta redondeada de las puntas de gutapercha es difícil que ajuste por sí misma a las paredes del conducto (10).

Descripción de la técnica

1. Calibrado de la zona apical del conducto

La lima apical maestra indica el calibre de la zona más apical del conducto.

2. Elección del espaciador

Al finalizar la preparación del conducto, se selecciona el espaciador que nos parezca más adecuado. Ha de alcanzar una longitud 1-2 mm menos que la longitud de trabajo para poder ser eficaz en la zona apical.

3. Elección de la punta principal

Se selecciona una punta del mismo calibre que la lima apical maestra.

4. Secado del conducto

Se efectúa con puntas de papel estandarizadas hasta conseguir extraerlas completamente secas.

5. Introducción del sellador

El sellador se prepara siguiendo las instrucciones del fabricante. Se introduce en el conducto embadurnando la lima apical maestra hasta alcanzar la longitud de trabajo; entonces se gira la lima en sentido antihorario, para que impregne las paredes del conducto, y se retira del mismo. También se puede introducir el sellador recubriendo la punta de gutapercha con él.

6. Introducción de la punta principal

La punta principal se impregna ligeramente con sellador y se introduce en el conducto hasta alcanzar la longitud seleccionada en la prueba de la misma, de forma lenta para permitir la salida del aire que hay en el interior del conducto.

7. Condensación de puntas accesorias

Se introduce el espaciador seleccionado, ejerciendo una fuerza enérgica hacia el límite apical, pero que no sea excesiva. Ello es suficiente para que la punta principal

INTRODUCCIÓN

alcance la constricción y ajuste bien en la zona final del conducto. Se debe dejar el espaciador en esta posición durante un 1-2 segundos para asegurar la deformación producida en la gutapercha. Para retirarlo, se ejerce un movimiento de rotación horaria y antihoraria inferior a 180°, de modo que el espaciador queda libre y se puede extraer. A continuación se introduce la punta accesoria seleccionada, preferentemente la de menor calibre posible, y se repite la secuencia hasta que el espaciador no pueda penetrar más de 1-2 mm en el conducto. El último elemento que debe introducirse en el conducto es una punta accesoria. Se recortan las puntas que sobresalen con un instrumento al rojo vivo, 1 mm en el interior del conducto, y se condensan verticalmente con un condensador (9-11).

8. Se toma una radiografía para comprobar el límite apical y la calidad de la obturación. Si existe algún defecto, se retiran parcial o totalmente las puntas y se repite la obturación (9-11).

Técnicas de inyección termoplástica

El reblandecimiento de la gutapercha mediante calor tiene como finalidad mejorar su adaptación a las irregularidades de la anatomía interna del diente para conseguir una obliteración más completa del sistema de conductos radiculares. Existen muchas técnicas para plastificar la gutapercha con calor. No obstante, todas ellas precisan el recurso de un cemento para sellar la interfase entre las paredes del conducto y la gutapercha (1,3,11).

El calentamiento de la gutapercha fuera del diente, seguida por inyección del material en el conducto, es una variación adicional de las técnicas termoplásticas. Encontramos ejemplos en los sistemas Obtura III y Calamus, Elements, HotShot y Ultrafil 3D (1,3,11).

Condensación vertical de gutapercha caliente

Esta técnica fue descrita en 1967 por Schilder. En esencia consiste en seleccionar una punta accesoria que se aproxime a la longitud de trabajo. Se recorta 1 mm su extremo apical; luego se selecciona un transportador de calor que alcance la proximidad de la longitud de trabajo y condensadores de varios calibres; mediante él o un espaciador

INTRODUCCIÓN

calentado por electricidad, como el Touch'n Heat, que puede llegar a una temperatura de 800 °C, se reblandece la punta de gutapercha al introducirlo en el interior del conducto; se retira con rapidez el transportador y se condensa verticalmente la gutapercha hacia apical; luego se introducen pequeños fragmentos de gutapercha que se reblandecen y condensan de forma semejante hasta rellenar la totalidad del conducto. Para compensar la contracción tras el enfriamiento, cuando la gutapercha se ha plasticado por el calor, se debe mantener una presión constante con un condensador hasta que se enfríe (11).

Con esta técnica se consigue obturar más conductos laterales y accesorios que con la condensación lateral, aunque el significado clínico de este hallazgo es poco relevante para muchos autores. Como es lógico, con esta técnica se producen numerosas sobreobturaciones, sobre todo cuando el diámetro apical es superior a 20130. Los estudios en cuanto a la calidad del sellado no son coincidentes, ya que en algunos se hallan diferencias significativas a favor de la condensación vertical, y en otros no. Se trata de una técnica difícil y laboriosa, que no está al alcance de la mayoría de clínicos y que tampoco ha podido demostrar una significativa mejoría de los resultados clínicos (3,11).

Condensación lateral en caliente

Fue presentada por Martin en 1986, quien diseñó un dispositivo con baterías recargables, el Endotec, provisto de varios espaciadores que se pueden calentar hasta una temperatura de 300 °C. La técnica es similar a la de la condensación lateral. El espaciador caliente reblandece las puntas de gutapercha y facilita su adaptación a las paredes del conducto. El sellado apical conseguido es similar al obtenido mediante la condensación lateral en frío. Liewehr y cols. compararon la densidad de la gutapercha condensada con el Endotec y en frío, y fue ligeramente superior con la primera técnica (11).

Condensación termomecánica o termocompactación

Fue expuesta por McSpadden en 1979. Se selecciona un compactador cuyo calibre esté en consonancia con el del conducto. La punta principal debe quedar a unos 2 mm de la constricción. La velocidad de giro del compactador es de 10.000 rpm, con lo que se genera calor en el interior de los conductos radiculares, la gutapercha se

INTRODUCCIÓN

reblandece y es compactada hacia apical. Los compactadores de níquel-titanio PAC MAC (conicidad del 4%) calibres 25, 45 y 55 permiten aplicar esta técnica en conductos curvos preparados con instrumental rotatorio de níquel-titanio, por lo que disminuye el riesgo de fractura de los instrumentos y aumenta su eficacia. Kerekes y Rowe obtuvieron con esta técnica mejor resultado que con la de la condensación lateral para adaptar la gutapercha a las paredes de conductos irregulares (10,11).

Para evitar las frecuentes sobreobturaciones que se producen con la termocompactación, se emplea desde hace años, una técnica híbrida propuesta en 1984 por Tagger, combinada con la condensación lateral. La técnica se inicia de forma similar a la de la condensación lateral. Tras introducir 2 o 3 puntas accesorias mediante el recurso de un espaciador, se utilizan compactadores de calibres progresivamente crecientes para reblandecer y condensar hacia apical la gutapercha en la totalidad del conducto. Es una técnica simple, que evita el riesgo de sobreobturaciones (11).

Otra modificación de la técnica consiste en emplear una punta principal e impregnar el compactador con gutapercha alfa, contenida en una jeringa y reblandecida previamente. Tagger y cols. comprobaron que el sellado apical obtenido con esta técnica no presentaba diferencias con el conseguido mediante la condensación lateral (11).

Inyección de gutapercha plastificada por calor

Yee y cols. presentaron en 1977 un dispositivo para reblandecer la gutapercha fuera del conducto e inyectarla posteriormente en él a través de una aguja. Este sistema ha ido mejorando con el tiempo hasta llegar al dispositivo Obtura II (3).

Actualmente existen 2 sistemas con amplia difusión: de alta temperatura de fusión, el sistema Obtura II, que reblandece la gutapercha a unos 165 °C; y de baja temperatura de fusión, el sistema Ultra I (Hygenic), que la plastifica a unos 70 °C. Ambas técnicas, como todas las que plastifican la gutapercha con calor, necesitan una preparación del conducto con una conicidad elevada y una constricción apical definida, con la zona apical del conducto de pequeño calibre. El sellador debe afectarse poco con el calor (3).

El sistema Obtura II consiste en una unidad que controla la temperatura de la gutapercha calentada eléctricamente, una jeringa en forma de pistola, unos pequeños

INTRODUCCIÓN

cilindros de gutapercha y unas agujas de plata de distinto calibre para inyectar el material. Este sistema permite mantener la temperatura idónea para la gutapercha el tiempo que sea preciso (3).

La técnica de obturación es parecida. Sin embargo, debido a la mayor fluidez de este tipo de gutapercha, el fabricante recomienda la obturación de la gutapercha inyectada en un solo tiempo, introduciendo la aguja a unos 6 mm de la constricción, sin necesidad de utilizar condensadores. Si se retarda el tiempo de inyección, la gutapercha contenida en las cánulas pierde fluidez y puede llegar a endurecer. Posteriormente se introdujo una modificación en la técnica, denominándola Trifecta. Consiste en introducir en la zona apical, mediante una lima, una pequeña porción de gutapercha tipo a contenida en una jeringa denominada Success I; se condensa en dirección apical mediante condensadores, y el resto del conducto se obtura con la jeringa Ultra I (3,7,9).

Mediante ambos sistemas de inyección se puede conseguir un buen sellado del conducto, sin diferencias significativas con el que se obtiene mediante la técnica de condensación lateral. En ausencia de capa residual, la gutapercha inyectada penetra en la luz de los túbulos dentinarios (1,7,12).

Ventajas de los sistemas de obturación termoplástica

- ✓ Aumento de la densidad de la gutapercha en la región apical.
- ✓ Mayor fluidez en los conductos laterales.
- ✓ Disminución de vacíos.
- ✓ Mejor replicación de la superficie radicular que con la técnica de condensación lateral.
- ✓ Producción de una masa homogénea.
- ✓ Mayor adaptación a la dentina.
- ✓ Disminuyen el estrés aplicado a la raíz.
- ✓ Los sistemas inyectables de gutapercha termoplastificada de alta y baja temperatura, muestran mejores resultados que la condensación lateral.
- ✓ Menor tiempo de trabajo (1).

Desventajas de los sistemas de obturación termoplástica

- ✚ Propensión a la extravasación del material obturador a través del agujero apical.
- ✚ Aumento en la temperatura de la superficie radicular durante la obturación.
- ✚ Mayor incidencia de extrusión que con condensación lateral. Algunas técnicas de gutapercha termoplastificada inyectable, requieren de muy altas temperaturas, 160 °C, para permitir su flujo en las paredes del conducto radicular (1).

Sistema de obturación Calamus

El sistema de liberación de flujo de obturación Calamus (DENTSPLY Tulsa Dental Specialties) es un dispositivo termoplástico equipado con un sistema de cartuchos con agujas de calibre 20 y 23. La unidad permite controlar la temperatura y también la velocidad de flujo. También pueden utilizarse atacadores con el sistema. El interruptor de activación de 360° permite una gran sensación táctil durante el uso (1).

Sistema de obturación Elements Free

La unidad de obturación Elements (SybronEndo) consta de una fuente de calor System B y un atacador, además de pistola para liberar gutapercha termoplástica o RealSeal de un cartucho desechable. Los cartuchos van acompañados de agujas de calibre 20, 23 y 25 para gutapercha y de calibre 20 y 23 para RealSeal (1).

Eriksson y Albrektsson cuantificaron la temperatura crítica que causa el daño óseo irreversible. Llegaron a la conclusión de que el rango de temperatura para calentar el hueso sin una lesión sustancial o una disminución en su capacidad de regeneración era de 44 °C a 47 °C durante 1 minuto de tiempo de calentamiento. Este es un aumento aproximado de 10 °C en la temperatura de la superficie de la raíz. Se cree que temperaturas más altas en la superficie de la raíz dañan el aparato de fijación periodontal del diente (13-15).

La obturación del conducto radicular con gutapercha termoplastificada también ha generado preocupación por la inyección de material altamente caliente en el sistema del conducto radicular. Esta técnica también tiene el potencial de calor excesivo en el

INTRODUCCIÓN

sistema del conducto que puede producir daño celular en los tejidos de soporte adyacentes. Recientemente, se introdujo una modificación de la técnica de gutapercha caliente utilizando el Modelo de Fuente de Calor del Sistema B 1005 (Analytic Technology, Redmond, WA). La fuente de calor del Sistema B proporciona un aparato de calentamiento cónico que monitorea continuamente la temperatura en la punta. El fabricante afirma que la temperatura ideal de funcionamiento es de 200 °C. La cantidad de calor transferido a la superficie de la raíz y el periodonto lateral no se ha informado utilizando esta fuente de calor continua dentro del conducto de la raíz. Es posible que el calor generado por este sistema no solo se conduzca a través del cono de gutapercha, sino también a través del aparato de dentina y de fijación (14,16).

Se ha demostrado que la obturación del conducto radicular con gutapercha termoplastificada causan un aumento de la temperatura en la superficie radicular externa. Esto puede provocar un daño potencial en el cemento radicular, el ligamento periodontal y el hueso alveolar. Molyvdas *et al.* mostraron histológicamente en perros beagle una reacción inflamatoria periapical después de la inyección de gutapercha termoplastificada a alta temperatura (1608 °C) en el conducto radicular. Sin embargo, la destrucción de los tejidos se localizó en el área alrededor del foramen apical, mientras que el ligamento periodontal en el lado de las superficies radiculares se mantuvo normal (17,18).

Hand *et al.* evaluaron el efecto potencial de la lesión térmica en el periodonto de cerdos en miniatura durante la compactación vertical caliente y observaron que, a las 4 horas del tratamiento, solo presentaban respuestas inflamatorias leves (18).

Otro estudio in vivo realizado por Gutmann *et al.* en un perro mestizo, no se observó una destrucción aparente de los tejidos periodontales después de la inyección de gutapercha termoplastificada a alta temperatura (Obtura, 160 °C) en el conducto radicular. En el estudio citado, también se registraron los cambios en la temperatura de la superficie externa del hueso que recubren las raíces obturadas con gutapercha termoplastificada y se encontró que la elevación de temperatura máxima durante 60 s fue de 1.1 °C (16,19).

INTRODUCCIÓN

Varios estudios *in vitro* han examinado la temperatura producida en la superficie radicular externa durante la inyección de gutapercha termoplastizada a alta temperatura en el conducto radicular. Sweatman *et al.* reportaron los cambios de temperatura medidos en la superficie radicular externa a 2, 4 y 6 mm desde el ápice de la raíz y encontraron que la temperatura aumenta de 5.27 a 6.23 °C, y Barkhordar *et al.* usaron un termopar único para analizar la temperatura en la parte central de la raíz y encontraron una media máxima *in vitro* del aumento de temperatura de 4.72 °C. En otro estudio *in vitro*, Hardie midió los aumentos de temperatura de la superficie de la raíz exterior en los tercios medio y apical con dos termopares y encontró que los valores promedio eran de 5,98 °C y 9,57 °C, respectivamente. Weller y Koch evaluaron las temperaturas de la superficie de la raíz externa cuando la gutapercha se calentó a 160, 185 y 200 °C y se inyectó en el espacio del conducto radicular (Obtura II). A medida que la temperatura de la gutapercha inyectada aumentó de 160 a 200 °C, también hubo un aumento general de las temperaturas registradas (18,19).

Repercusiones en los tejidos perirradiculares

Reabsorción radicular

La pérdida de la estructura del tejido dentario puede conducir a la fractura. El pronóstico para dientes afectados por reabsorciones internas es bueno. El proceso puede detenerse con la extracción de la pulpa y suponiendo que el tejido dentario remanente sea lo suficientemente fuerte, el diente puede conservarse. El tratamiento de la reabsorción que proviene de la superficie externa de la raíz es menos predecible. La reabsorción externa inflamatoria puede tratarse y responde al tratamiento del conducto radicular. El tratamiento de otros tipos de reabsorciones externas es impredecible, Los defectos pueden repararse quirúrgicamente y también hacerse supragingivales; sin embargo, este tipo de reabsorción externa tiene tendencia a continuar (5).

Necrosis del ligamento periodontal

Los sistemas de suministro de calor endodóntico son populares entre los clínicos. Se utilizan para cortar el exceso de material de obturación del núcleo en la cámara pulpar, y para la condensación apical en la "técnica de onda continua de condensación", 1 o protocolos similares. Por lo tanto, el calor del material de relleno de la raíz y / o la fuente

INTRODUCCIÓN

de calor, si se produce un contacto directo, pueden transferirse a la raíz y posteriormente a los tejidos perirradiculares, con efectos potencialmente dañinos en este último. Del mismo modo, la transferencia de calor puede ocurrir a través de restauraciones intra o extracoronales (3,5).

La literatura acerca de los efectos del calor excesivo utilizando fuentes de calor endodónticas es escasa. Un estudio in vitro encontró que la técnica tradicional de condensación vertical estaba asociada con aumentos de temperatura insignificantes en la superficie de la raíz (5).

Hay literatura limitada que discute el efecto de calor en tejidos blandos gingivales. La necrosis ósea sería posterior a un calentamiento excesivo. De hecho, la literatura sobre implantes dentales ha demostrado en estudios seminales que calentar el hueso a temperaturas superiores a 47 ° C durante 1 minuto o más tiene un efecto negativo los tejidos perirradiculares. Vale la pena señalar que la temperatura perirradicular de los tejidos durante las técnicas de obturación con calor sufren cambios menores debido a la presencia de gutapercha, 3 selladores, 2 circulación sanguínea y tejidos dentinarios. Además, la fuente de calor se activa solo durante unos segundos. Por lo tanto, incluso si se pueden alcanzar temperaturas superiores a 430 °C en la punta de la fuente de calor, el uso de dispositivos de suministro de calor debe considerarse seguro; sin embargo, se debe plantear la necesidad de cautela. La pérdida de dientes, junto con una grave necrosis ósea, relacionada con el sobrecalentamiento debido al uso de un dispositivo endodóntico ultrasónico se ha informado previamente. Esto puede explicarse por una exposición prolongada al calor excesivo, así como a posibles temperaturas más altas en comparación con el presente caso (3).

Termología

La termología es el estudio y la aplicación del proceso biotérmico para evaluar la salud o la enfermedad, mientras que la termografía es una técnica de medición de la distribución de la temperatura de la piel en el cuerpo durante un período de tiempo determinado. Es un método no invasivo y sin contacto que utiliza el calor de un objeto para detectar, mostrar y registrar los patrones y la temperatura térmica en toda la superficie del objeto y emplea imágenes y evalúa visualmente los cambios térmicos. El

INTRODUCCIÓN

principio de la termografía se basa en la cantidad de circulación de la sangre en diferentes capas de la piel, ya que varía, la temperatura también cambia en consecuencia. En consecuencia, los trastornos que afectan el flujo sanguíneo también producen anomalías en la distribución de la temperatura y, cuando se evalúan, brindarán información diagnóstica válida. La termografía se utiliza para detectar diversas afecciones patológicas en el campo médico y dental. Diversas afecciones orofaciales en las que se puede usar la termografía son dolor crónico orofacial, trastornos de la articulación temporomandibular, cuantificación de lesiones térmicas en la pulpa, evaluación del déficit del nervio alveolar inferior y detección del herpes labial en la fase prodrómica (20,21).

Tipos de termografía

Según el método de aplicación, la termografía se puede clasificar en los siguientes tipos:

Método de contacto semicuantitativo: termografía de cristal líquido.

Métodos cuantitativos de detección de infrarrojos sin contacto que se clasifican de la siguiente manera:

- Teletermografía infrarroja
- Teletermografía dinámica
- Teletermografía facial.
- Termografía de cristal líquido

Teletermografía infrarroja (termografía infrarroja, teletermografía, teletermometría, termografía electrónica o imagen teletermográfica infrarroja digital).

Es un método de medición de temperatura sin contacto donde el detector se mantiene de forma remota en un solo lugar. Este método consiste en un detector de infrarrojos, un amplificador-digitalizador, un microordenador y una pantalla de video. Los detectores de infrarrojos utilizados aquí son de diferentes tipos de la siguiente manera:

- Detector infrarrojo de un solo elemento
- Detectores infrarrojos de matriz lineal

- Detectores de matrices bidimensionales.

Los detectores de infrarrojos de un solo elemento consisten en un conjunto de espejos que giran rápidamente y una lente de germanio que enfoca el flujo infrarrojo. Cuando el IR emitido por la cara ingresa a la lente de germanio, pasa a través de los espejos que se colocan perpendiculares entre sí. Estos conjuntos de espejos giran rápidamente en un eje vertical y horizontal simultáneamente para que cada punto en el campo de visión se escanee y se refleje en el detector que los convierte en señales eléctricas. Un amplificador luego convierte estas señales eléctricas en valores digitales que luego se envían a una computadora que reconstruye una imagen térmica digitalizada (21).

Los detectores infrarrojos de matriz lineal consisten en una cámara infrarroja con una matriz lineal de detectores que requieren solo un espejo. El espejo generalmente gira alrededor de un eje vertical para escanear el campo de visión y, por lo tanto, su resolución vertical es limitada (20).

Aplicaciones de la termografía en el campo de la odontología

- Cuantificación del daño térmico a la pulpa.
- Dolor oro facial crónico
- Articulación temporomandibular
- Evaluación del déficit del nervio alveolar inferior
- Detección de herpes labial en fase prodrómica

Otras aplicaciones:

- ◇ Evaluación de los trastornos craneomandibulares.
- ◇ Detección de la enfermedad oclusal carotídea.
- ◇ Cuantificación de los efectos de la inflamación posquirúrgica.
- ◇ Cuantificación de los efectos de analgésicos, antiinflamatorios, etc.
- ◇ En el diagnóstico de los síntomas miofasciales.
- ◇ En el diagnóstico de trastornos nerviosos y óseos.
- ◇ Dolores articulares, artrosis, artritis reumatoide

- ◇ Reacciones de dolor muscular hipo o tónico
- ◇ Los tratamientos de endodoncia pueden ser monitoreados.
- ◇ Evaluar la reacción del tejido a un nuevo material dental.
- ◇ Diagnóstico de cualquier tipo de inflamación orofacial.
- ◇ Periodontitis aguda y crónica.
- ◇ Sinusitis
- ◇ Cánceres en región orofacial.
- ◇ Síndrome de disfunción del dolor miofacial.

Cámara de termografía infrarroja

Una cámara termográfica es un dispositivo para medir la temperatura sin necesidad de contacto. Las cámaras termográficas detectan la energía infrarroja emitida, transmitida o reflejada por todos los materiales a temperaturas superiores al cero absoluto (0° Kelvin) y convierten el factor de energía en una lectura de temperatura o termograma. Un termograma es la imagen térmica del objeto que está emitiendo, transmitiendo o reflejando la energía infrarroja, mostrada por la cámara (22,23).

Ventajas

- ✓ Técnica no invasiva
- ✓ Examen de asiento fácil
- ✓ Tiempo mínimo de examen (2–3 min)
- ✓ Diferencia obvia en los cambios de color (gradiente: $-0.05\text{ }^{\circ}\text{C}$)
- ✓ Su aplicación en tiempo real permite el escaneo muy rápido de objetivos estacionarios y la captura de patrones térmicos cambiantes
- ✓ Para almacenar termogramas, podemos usar muchos métodos: Impresión en papel, papel Xerox o recubierto con un material que cambia de color al calentarse; esta es la impresión térmica. También dispositivos magnéticos (disco compacto [CD] o archivo de base de datos de computadora).

Desventajas

- Las cámaras de calidad suelen tener un alto precio.

INTRODUCCIÓN

- Las imágenes son difíciles de interpretar con precisión cuando se basan en ciertos objetos, específicamente objetos con temperaturas erráticas
- La mayoría de las cámaras tienen una precisión de $\pm 2\%$ o peor en la medición
- No se puede detectar la temperatura interior si el medio está separado por material de vidrio / polietileno, etc. Solo es capaz de detectar temperaturas en la superficie.
- Debe haber una diferencia de temperatura para ciertas encuestas
- La sensibilidad y la resolución se reducen con la distancia y el ángulo de visión.
- Entrenar y dominar es lento.

En odontología, la termografía puede convertirse en una herramienta de diagnóstico importante, debido a la medición precisa de la temperatura regional y la diferenciación de la diferencia de temperatura menor con o sin ningún compromiso invasivo del procedimiento (diferencia de $0.05\text{ }^{\circ}\text{C}$) (24-27). La termografía puede ser útil para elaborar un diagnóstico correcto de una reacción inflamatoria del territorio maxilofacial. Después del tratamiento, los termogramas pueden dar una reacción importante sobre los métodos de tratamiento y su eficiencia. Los termogramas se pueden guardar en una base de datos, en un CD o imprimir en un papel especial o regular. Es un método que utiliza las imágenes térmicas para detectar, mostrar y registrar el patrón térmico y la temperatura en la superficie del objeto (28).

JUSTIFICACIÓN

Existen en el mercado diferentes sistemas de obturación de gutapercha termoplástica utilizados en endodoncia que han sido aceptados y demostrado su eficacia. No obstante, la temperatura que alcanzan los sistemas de obturación no es constante y tiende a tener repercusiones en los tejidos periodontales del órgano dentario en el que se utiliza. Causando daños como necrosis en el ligamento periodontal, reabsorción externa y necrosis ósea.

Por lo tanto, teniendo como objetivo generar conocimiento para entender y predecir algún efecto secundario que pueda suceder posterior a la utilización de estos sistemas, el presente estudio se enfocará en medir la temperatura de la raíz externa de órganos dentarios utilizando los sistemas de obturación Calamus y Elements Free.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una amplia selección de sistemas de termoplastificación de gutapercha está disponible actualmente para la obturación de los conductos radiculares con complejidad de la anatomía radicular y reducir el tiempo en esta fase del tratamiento de conductos.

Se ha demostrado en investigaciones de la gutapercha termoplastificada que tiene una excelente obturación. Sin embargo, los estudios también han demostrado que el calor utilizado para plastificar la gutapercha promueve un aumento de la temperatura en la superficie de la raíz externa. Un aumento de hasta 10 °C, continuando durante 1 minuto, no es perjudicial, lo que es compatible con la reparación ósea normal, pero las temperaturas más altas o los tiempos de aplicación más largos pueden dañar el ligamento periodontal y causar necrosis ósea.

Por lo que nos planteamos la siguiente pregunta:

¿Cuál de los dos sistemas de obturación genera mayor temperatura en la superficie radicular?

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS DE TRABAJO

La temperatura de los dos sistemas de obturación de gutapercha termoplastificada: Calamus y Elements Free no causa daño en la superficie externa de la raíz al mantener su temperatura constante.

HIPÓTESIS NULA

La temperatura que alcanza la superficie externa de la raíz de los órganos dentarios con el sistema Camalus es mayor a la temperatura que alcanza el sistema Elements Free.

HIPÓTESIS ALTERNATIVA

La temperatura que alcanza la superficie externa de la raíz de los órganos dentarios con el sistema Camalus es menor a la temperatura que alcanza el sistema Elements Free.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Comparar *in vitro* la temperatura de los sistemas de obturación termoplastificada: Calamus y Elements Free.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Medir la temperatura de la superficie externa de la raíz con cámara infrarroja con el Sistema de obturación termoplastificada Calamus.
2. Medir la temperatura de la superficie externa de la raíz con cámara con el Sistema de obturación termoplastificada Elements Free.

VARIABLES

VARIABLES INDEPENDIENTES

1. Sistemas de obturación termoplastificada: Calamus
2. Sistema de obturación termoplastificada: Elements Free.

VARIABLES DEPENDIENTES

1. Elevación de temperatura de la superficie externa de los dientes.

OPERACIÓN DE VARIABLES

El calentamiento que genera la gutapercha en la parte externa del diente, seguida por inyección del material en el conducto, es una variación adicional de las técnicas termoplásticas.

La obturación de gutapercha termoplastificada es la inyección de gutapercha en fase alfa por medio de un sistema de inyección, el cual nos permite con un solo aparato conseguir un sellado tridimensional de los tercios coronal, medio y apical, de una manera rápida y precisa por el corrimiento de la gutapercha sobre la complejidad del sistema de conductos.

MATERIALES Y MÉTODOS

TIPO DE ESTUDIO

Observacional

UNIVERSO DE ESTUDIO

Sistemas de obturación de gutapercha termoplastificada: Calamus y Elements Free.

METOLÓGÍA

Materiales

Veinte premolares unirradiculares extraídos con formación completa de la raíz, sin reabsorciones, que se extrajeron por motivos ortodónticos o periodontales, fueron seleccionados para este estudio. Los tejidos blandos y el cálculo se eliminaron de los dientes con ayuda de un ultrasonido NSK. Para estandarizar las muestras, se cortaron los dientes con un freson 710 y una pieza de baja velocidad. Se determinó la longitud de trabajo: 1 mm más corta desde el foramen apical y se estandarizó la longitud de trabajo a 15 mm con limas K (Dentsply).

Se les realizó acceso con fresas bola #5 y con EndoZeta utilizando una pieza de alta velocidad (NSK). Se localizaron los conductos con un explorador DG 16 (Hu Friley).

La preparación biomecánica se realizó utilizando el sistema Protaper Gold (Dentsply Maillefer, Alemania) con un motor eléctrico X Smart Plus (Dentsply) a 400 rpm con un torque de 4 en movimiento rotatorio. Los conductos radiculares se ampliaron hasta el tamaño 40/06. El irrigante utilizado fue NaOCl al 5% de aproximadamente 20 ml por cada conducto radicular y de irrigante final fue EDTA al 17%. Luego, se secaron los conductos radiculares con puntos de papel absorbente de tamaño 35 (SybronEndo).



Figura 1. Se observa tixtura con gancho envuelto de teflón y el diente detenido.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se colocó el diente en el gancho de una fixtura, alrededor del gancho se le colocó teflón, para evitar el aumento de calor, como se observa en la figura 1.

Se manipuló el sellador AH Plus (Dentsply, York, PA) de acuerdo con las instrucciones del fabricante, colocado con puntas de papel absorbente (SybronEndo).

Se utilizó un cronómetro (como se observa en la figura 2) para registrar los segundos y la temperatura que correspondía.

Se obturaron los conductos con el Sistema de obturación Calamus (Dentsply) y Elements Free (SybronEndo). Se fue tomando la temperatura de las muestras con la cámara termográfica intrarroja (Therma Cam P640) a una distancia de 30 cm medida con una cinta milimétrica, como se observa en la figura 3.

Preparación de las muestras

Las 20 muestras se utilizaron, primero para el sistema : Calamus (Dentsply) y después para el sistema: Elements Free(SybronEndo). Se enumeraron las muestras del 1 al 20.

Grupo 1: Sistema de obturación Calamus, Dentsply (Figura 4).

Primero, se midió la distancia del diente a la cámara de termografía infrarroja con una cinta milimétrica, a 30 cm y se registro en un cuaderno la temperatura inicial del diente que arrojó la cámara de termografía infrarroja (figura 5).

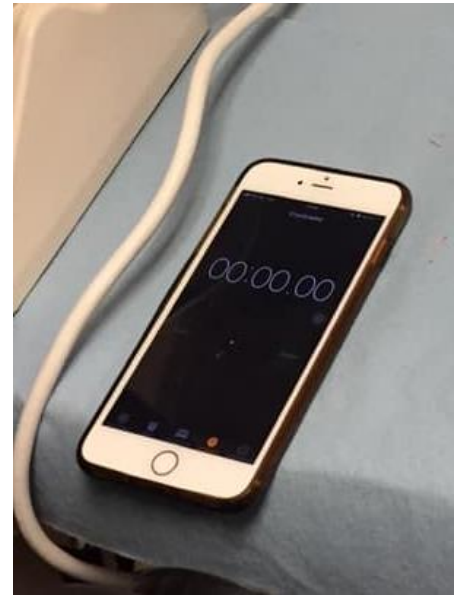


Figura 2. Cronómetro utilizado.

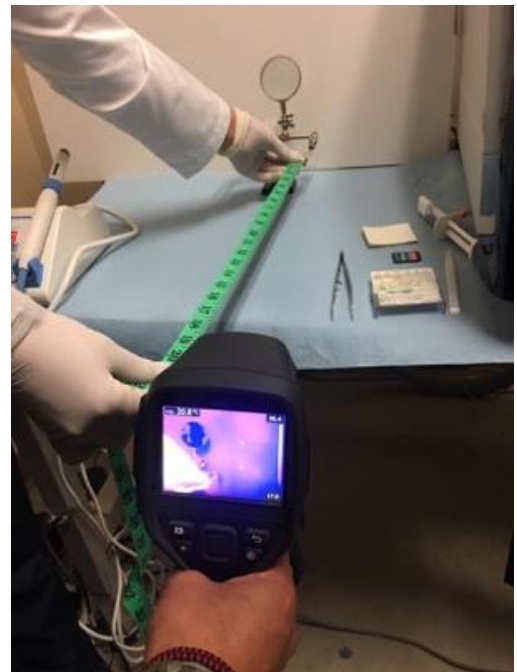


Figura 3. Toma de distancia con cinta milimétrica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Y se recubrió la pared del conducto con una capa delgada de sellador endodóntico hasta la longitud de trabajo con una punta de papel.

Después, se llevo al conducto la cánula del sistema inyectando desde apical, hacia coronal, empujando la gutapercha hacia fuera la cánula, registrando el tiempo y al mismo tiempo tomando la temperatura externa de la raíz con una cámara infrarroja. Se registran las temperaturas de las 20 muestras. Una vez finalizado la obturación, se realizó una condensación vertical suave con un obturador de mano frío para absorber cualquier contracción que pudiera haber ocurrido al enfriar.

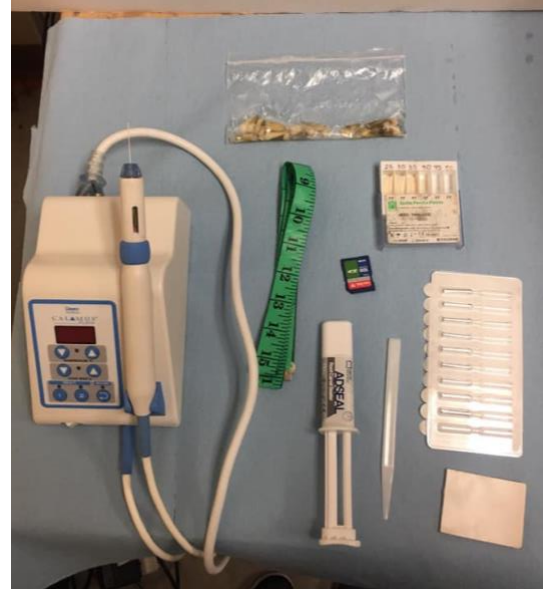


Figura 4. Sistema Calamus.

Se desobturaron las muestras después de utilizarlas con el primer sistema, con el último instrumento rotatorio Protaper Gold (Dentsplay) utilizado: 40/06.



Figura 5. Cámara de termografía infrarroja utilizada, se observa la toma de la temperatura inicial.

Sistema de obturación: Elements Free, SybronEndo (Figura 6).

Igual que el primer grupo se tomó la distancia a 30 cm del diente a la cámara de termografía infrarroja y se registró la temperatura inicial en el cuaderno.

Luego se impregnó en la pared del conducto una capa delgada de sellador endodóntico AH Plus hasta la longitud de trabajo con una punta de papel. Después, se llevó al conducto la cánula del sistema inyectando desde apical, hacia coronal, empujando la gutapercha hacia fuera la cánula y al mismo tiempo tomando la temperatura de la de la raíz externa, registrando el tiempo y la temperatura con una cámara de termografía infrarroja.

Se registran las temperaturas anotándose en un cuaderno de las 20 muestras. Una vez finalizado el llenado, se realizó una condensación vertical suave con un obturador de mano frío para absorber cualquier contracción que pudiera haber ocurrido al enfriar. Finalmente se grafican los datos obtenidos.



Figura 6. Sistema Elements Free.



Figura 7. Operador realizando la obturación de gutapercha con el Sistema de Obturación Elements

MATERIALES Y MÉTODOS

Análisis de los cambios de calor en la superficie de la raíz externa

Análisis estadístico

Se realiza un ANOVA de diseño mixto con el programa SPSS Statistics, versión 25.

RESULTADOS

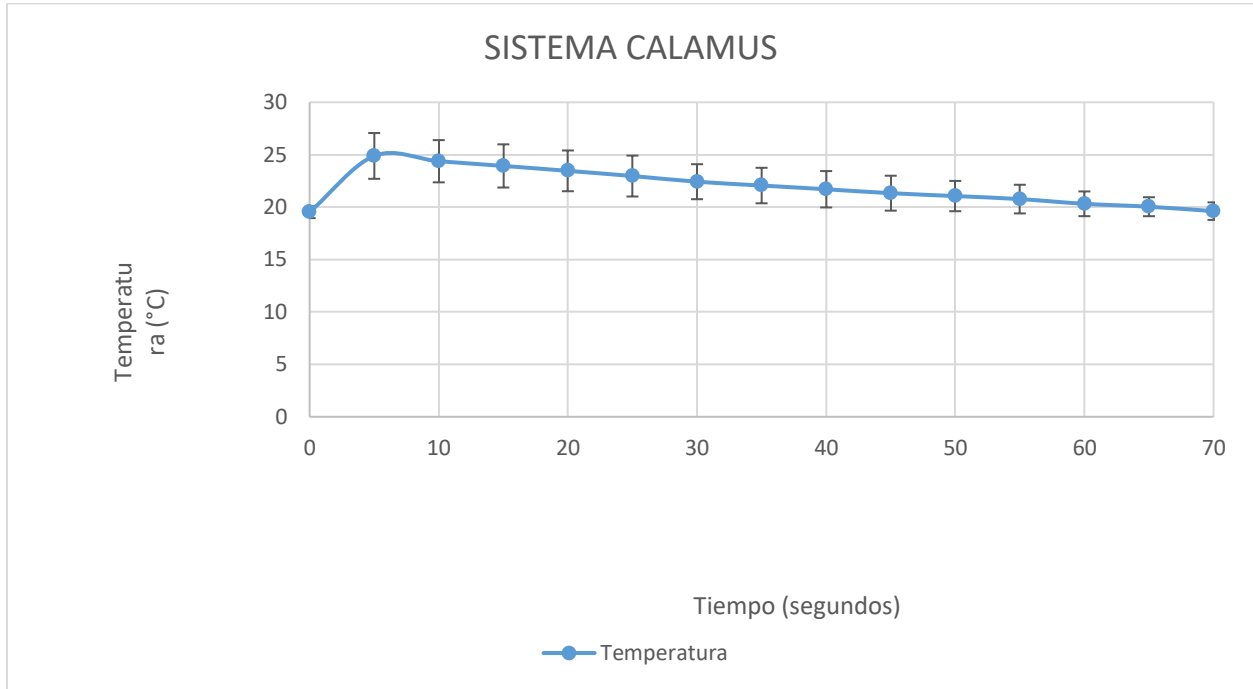


Figura 8. Se muestra el promedio de las temperaturas registradas y el tiempo que tardan en segundos en volver a su temperatura inicial. La temperatura promedio inicial del total de las muestras fue de 19.52 °C y la temperatura promedio máxima alcanzada fue 24.88 °C. El tiempo promedio que tardo en regresar a la temperatura inicial fue de 66.5 segundos.

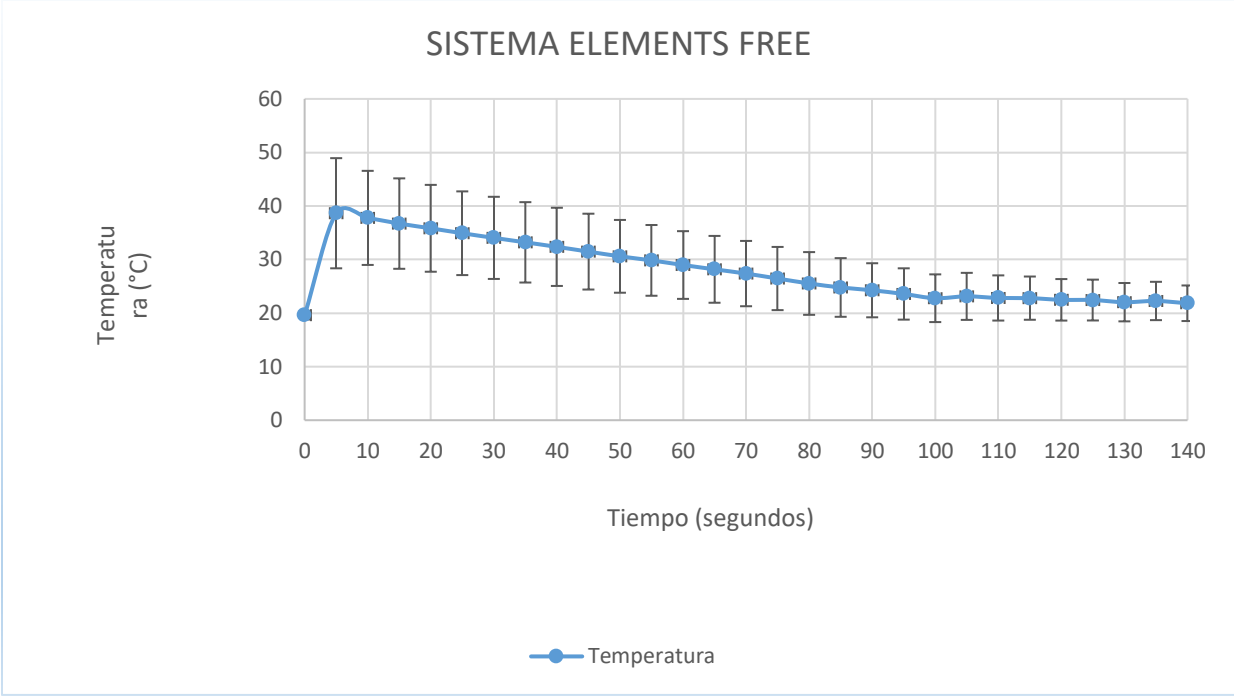
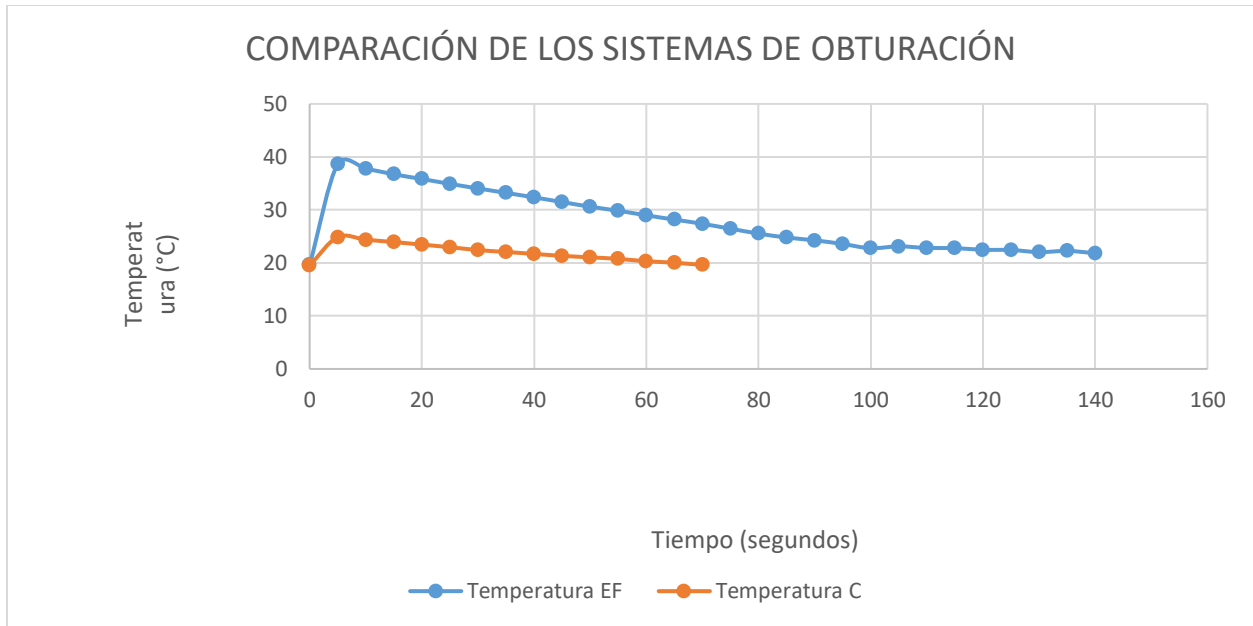


Figura 9. Se muestra el promedio de las temperaturas registradas y el tiempo que tardan en segundos en volver a su temperatura inicial. La temperatura promedio inicial del total de las muestras fue de 19.52 °C y la temperatura promedio máxima alcanzada fue 38.65 °C. El tiempo promedio que tardo en regresar a la temperatura inicial fue de 135.25 segundos.



Gráfica 10. Se muestra la diferencia en tiempo y temperatura de los sistemas de obturación. El color naranja corresponde al sistema de obturación Calamus y el color azul corresponde al sistema de obturación Elements Free. Por lo que se observa que tuvo mayor tiempo y mayor aumento de temperatura el sistema Elements Free comparado con el Sistema Calamus, por lo que su línea es más corta que el segundo sistema.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Factores intra-sujetos

Medida:

MEASURE_1

TIEMP Variable
O dependiente

TIEMP	Variable dependiente
1	T0
2	T5
3	T10
4	T15
5	T20
6	T25
7	T30
8	T35
9	T40
10	T45
11	T50
12	T55
13	T60
14	T65
15	T70
16	T75
17	T80
18	T85

RESULTADOS

19	T90
20	T95
21	T100
22	T105
23	T110
24	T115
25	T120
26	T125
27	T130
28	T135
29	T140
30	T145
31	T150
32	T155
33	T160

Factores inter-sujetos

		Etiqueta de valor	N
SISTEM A	1.00	ELEMENTS	20
	2.00	CALAMUS	20

Estadísticos descriptivos

	SISTEMA	Media	Desv. Desviación	N
T0	ELEMEN TS	19.6150	.80738	20
	CALAMU S	19.5250	.56928	20
	Total	19.5700	.69104	40
T5	ELEMEN TS	38.6500	10.28578	20
	CALAMU S	24.8850	2.18350	20
	Total	31.7675	10.12168	40
T10	ELEMEN TS	37.7800	8.78657	20
	CALAMU S	24.3800	2.01327	20
	Total	31.0800	9.25353	40
T15	ELEMEN TS	36.7150	8.44364	20
	CALAMU S	23.9300	2.05941	20
	Total	30.3225	8.87195	40
T20	ELEMEN TS	35.8350	8.10927	20

RESULTADOS

	CALAMUS	23.4600	1.94433	20
	Total	29.6475	8.55252	40
T25	ELEMENTS	34.9150	7.81680	20
	CALAMUS	22.9650	1.95132	20
	Total	28.9400	8.26068	40
T30	ELEMENTS	34.0500	7.67048	20
	CALAMUS	22.4250	1.67045	20
	Total	28.2375	8.04206	40
T35	ELEMENTS	33.2150	7.50482	20
	CALAMUS	22.0600	1.69314	20
	Total	27.6375	7.79371	40
T40	ELEMENTS	32.3700	7.30012	20
	CALAMUS	21.7050	1.73493	20
	Total	27.0375	7.52288	40
T45	ELEMENTS	31.4800	7.08100	20
	CALAMUS	21.3300	1.66610	20
	Total	26.4050	7.22467	40

RESULTADOS

T50	ELEMEN TS	30.6000	6.79458	20
	CALAMU S	20.9100	1.43963	20
	Total	25.7550	6.89760	40
T55	ELEMEN TS	29.8450	6.60426	20
	CALAMU S	20.6500	1.34262	20
	Total	25.2475	6.61862	40
T60	ELEMEN TS	28.9800	6.32211	20
	CALAMU S	20.2100	1.08526	20
	Total	24.5950	6.30612	40
T65	ELEMEN TS	28.1750	6.23959	20
	CALAMU S	19.8950	.77831	20
	Total	24.0350	6.06970	40
T70	ELEMEN TS	27.3800	6.09690	20
	CALAMU S	19.6800	.67011	20
	Total	23.5300	5.79058	40
T75	ELEMEN TS	26.4550	5.90241	20

RESULTADOS

	CALAMUS	19.6050	.54432	20
	Total	23.0300	5.39892	40
T80	ELEMENTS	25.5350	5.85790	20
	CALAMUS	19.5200	.56903	20
	Total	22.5275	5.11393	40
T85	ELEMENTS	24.7900	5.47789	20
	CALAMUS	19.5200	.56903	20
	Total	22.1550	4.67952	40
T90	ELEMENTS	24.0300	5.02112	20
	CALAMUS	19.5200	.56903	20
	Total	21.7750	4.20188	40
T95	ELEMENTS	23.3750	4.74673	20
	CALAMUS	19.5200	.56903	20
	Total	21.4475	3.86589	40
T100	ELEMENTS	22.6200	4.39528	20
	CALAMUS	19.5200	.56903	20
	Total	21.0700	3.46892	40

RESULTADOS

T105	ELEMEN TS	22.3800	4.19368	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.9500	3.28984	40
T110	ELEMEN TS	22.1400	4.00518	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.8300	3.11976	40
T115	ELEMEN TS	21.9050	3.81503	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.7125	2.95074	40
T120	ELEMEN TS	21.6700	3.63305	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.5950	2.78807	40
T125	ELEMEN TS	21.4100	3.37169	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.4650	2.57140	40
T130	ELEMEN TS	21.1500	3.12317	20

RESULTADOS

	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.3350	2.36454	40
T135	ELEMEN TS	20.9375	2.85154	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.2288	2.15275	40
T140	ELEMEN TS	20.7250	2.59552	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	20.1225	1.95245	40
T145	ELEMEN TS	20.3300	1.62362	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	19.9250	1.26896	40
T150	ELEMEN TS	19.9350	.96969	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	19.7275	.81240	40
T155	ELEMEN TS	19.7950	.85884	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	19.6575	.73245	40

RESULTADOS

T160	ELEMEN TS	19.6550	.80031	20
	CALAMU S	19.5200	.56903	20
	Total	19.5875	.68881	40

Pruebas multivariante

Efecto		Valor	F	gl de hipótesis	gl de error	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro o sin centralidad	Potencia observada
TIEMPO	Traza de Pillai	1.932	.000	27.000	12.000	1.000	1.932	.	.
	Lambda de Wilks	.001	648.241	27.000	12.000	.000	.999	17502.500	1.000
	Traza de Hotelling	101.295	45.020	27.000	12.000	.000	.990	1215.538	1.000
	Raíz mayor de Roy	85.455	37.980	27.000	12.000	.000	.988	1025.454	1.000
TIEMPO SISTEMA *	Traza de Pillai	2.194	.000	27.000	12.000	1.000	2.194	.	.
	Lambda de Wilks	.001	426.817	27.000	12.000	.000	.999	11524.064	1.000
	Traza de Hotelling	63.000	28.000	27.000	12.000	.000	.984	755.999	1.000
	Raíz mayor de Roy	49.750	22.111	27.000	12.000	.000	.980	596.995	1.000

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: MEASURE_1

Efecto intra- sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi- cuadrado	gl	Sig.	Épsilon		
					Greenhou- se- Geisser	Huynh- Feldt	Límite inferior
TIEMPO	.000	.	527	.	.046	.048	.031

No se puede realizar la prueba de esfericidad de Mauchly debido a que sólo hay 2 niveles en uno de los factores (Sistema).

Pruebas de efectos intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

Origen		Tipo III de suma de cuadrado s	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetr o sin centralida d	Potencia observad a
TIEMPO	Esfericidad asumida	18771.85 6	32	586.620	110.50 6	.000	.744	3536.184	1.000
	Greenhouse- Geisser	18771.85 6	1.462	12836.53 6	110.50 6	.000	.744	161.601	1.000
	Huynh-Feldt	18771.85 6	1.546	12140.50 8	110.50 6	.000	.744	170.866	1.000
	Límite inferior	18771.85 6	1.000	18771.85 6	110.50 6	.000	.744	110.506	1.000
TIEMPO SISTEMA	* Esfericidad asumida	6797.619	32	212.426	40.016	.000	.513	1280.515	1.000

RESULTADOS

	Greenhouse-Geisser	6797.619	1.462	4648.336	40.016	.000	.513	58.519	1.000
	Huynh-Feldt	6797.619	1.546	4396.291	40.016	.000	.513	61.874	1.000
	Límite inferior	6797.619	1.000	6797.619	40.016	.000	.513	40.016	1.000
Error(TIEMPO)	Esfericidad asumida	6455.143	1216	5.309					
	Greenhouse-Geisser	6455.143	55.70	116.162					
	Huynh-Feldt	6455.143	58.756	109.863					
	Límite inferior	6455.143	38.000	169.872					

Existe una interacción significativa de los factores tiempo x sistema en la variable temperatura $F(32,1216) = 40.016$, $p < 0.05$, $\eta^2 = 0.513$; es decir, el 51% de la varianza se explica por la interacción de los 2 factores.

Pruebas de efectos inter-sujetos

Medida: MEASURE_1

Variable transformada: Promedio

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro o sin centralidad	Potencia observada
Intersección	735468.067	1	735468.067	1887.294	.000	.980	1887.294	1.000
SISTEMA	11998.796	1	11998.796	30.790	.000	.448	30.790	1.000

RESULTADOS

Error	14808.387	38	389.694					
-------	-----------	----	---------	--	--	--	--	--

Existe un efecto principal significativo del sistema en el cambio de temperatura $F(1,38)=1887.294$, $p<0.05$, $\eta^2=0.98$; es decir, el 98% de las varianzas se explica por la diferencia entre sistemas sin tener en cuenta el resto de las variables.

Pruebas multivariante

	Valor	F	gl de hipótesis	gl de error	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro sin centralidad	Potencia observada
Traza de Pillai	.983	28.673	26.000	13.000	.000	.983	745.506	1.000
Lambda de Wilks	.017	28.673	26.000	13.000	.000	.983	745.506	1.000
Traza de Hotelling	57.347	28.673	26.000	13.000	.000	.983	745.506	1.000
Raíz mayor de Roy	57.347	28.673	26.000	13.000	.000	.983	745.506	1.000

2. SISTEMA * TIEMPO

Estimaciones

Medida: MEASURE_1

SISTEMA	TIEMPO	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95%	
				Límite inferior	Límite superior
ELEMENTOS	1	19.615	.156	19.299	19.931
	2	38.650	1.663	35.284	42.016
	3	37.780	1.425	34.895	40.665
	4	36.715	1.374	33.933	39.497
	5	35.835	1.319	33.166	38.504
	6	34.915	1.274	32.336	37.494
	7	34.050	1.241	31.537	36.563
	8	33.215	1.216	30.752	35.678
	9	32.370	1.186	29.968	34.772
	10	31.480	1.150	29.152	33.808
	11	30.600	1.098	28.377	32.823
	12	29.845	1.066	27.688	32.002
	13	28.980	1.014	26.927	31.033
	14	28.175	.994	26.162	30.188
	15	27.380	.970	25.417	29.343
	16	26.455	.937	24.558	28.352
	17	25.535	.931	23.651	27.419

RESULTADOS

	18	24.790	.871	23.027	26.553
	19	24.030	.799	22.413	25.647
	20	23.375	.756	21.845	24.905
	21	22.620	.701	21.201	24.039
	22	22.380	.669	21.025	23.735
	23	22.140	.640	20.845	23.435
	24	21.905	.610	20.670	23.140
	25	21.670	.581	20.493	22.847
	26	21.410	.541	20.316	22.504
	27	21.150	.502	20.134	22.166
	28	20.938	.460	20.007	21.868
	29	20.725	.420	19.874	21.576
	30	20.330	.272	19.779	20.881
	31	19.935	.178	19.575	20.295
	32	19.795	.163	19.465	20.125
	33	19.655	.155	19.341	19.969
CALAMUS	1	19.525	.156	19.209	19.841
	2	24.885	1.663	21.519	28.251
	3	24.380	1.425	21.495	27.265
	4	23.930	1.374	21.148	26.712
	5	23.460	1.319	20.791	26.129
	6	22.965	1.274	20.386	25.544
	7	22.425	1.241	19.912	24.938

RESULTADOS

8	22.060	1.216	19.597	24.523
9	21.705	1.186	19.303	24.107
10	21.330	1.150	19.002	23.658
11	20.910	1.098	18.687	23.133
12	20.650	1.066	18.493	22.807
13	20.210	1.014	18.157	22.263
14	19.895	.994	17.882	21.908
15	19.680	.970	17.717	21.643
16	19.605	.937	17.708	21.502
17	19.520	.931	17.636	21.404
18	19.520	.871	17.757	21.283
19	19.520	.799	17.903	21.137
20	19.520	.756	17.990	21.050
21	19.520	.701	18.101	20.939
22	19.520	.669	18.165	20.875
23	19.520	.640	18.225	20.815
24	19.520	.610	18.285	20.755
25	19.520	.581	18.343	20.697
26	19.520	.541	18.426	20.614
27	19.520	.502	18.504	20.536
28	19.520	.460	18.589	20.451
29	19.520	.420	18.669	20.371
30	19.520	.272	18.969	20.071

RESULTADOS

31	19.520	.178	19.160	19.880
32	19.520	.163	19.190	19.850
33	19.520	.155	19.206	19.834

Comparaciones por parejas

Medida: MEASURE_1

TIEM PO	(I) SISTEM A	(J) SISTEM A	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	95% de intervalo de confianza para diferencia	
						Límite inferior	Límite superior
1	ELEME NTS	CALAM US	.090	.221	.686	-.357	.537
	CALAM US	ELEME NTS	-.090	.221	.686	-.537	.357
2	ELEME NTS	CALAM US	13.765	2.351	.000	9.005	18.525
	CALAM US	ELEME NTS	-13.765	2.351	.000	-18.525	-9.005
3	ELEME NTS	CALAM US	13.400	2.016	.000	9.320	17.480
	CALAM US	ELEME NTS	-13.400	2.016	.000	-17.480	-9.320
4	ELEME NTS	CALAM US	12.785	1.943	.000	8.851	16.719
	CALAM US	ELEME NTS	-12.785	1.943	.000	-16.719	-8.851

RESULTADOS

5	ELEME NTS	CALAM US	12.375	1.865	.000	8.600	16.150
	CALAM US	ELEME NTS	-12.375	1.865	.000	-16.150	-8.600
6	ELEME NTS	CALAM US	11.950	1.802	.000	8.303	15.597
	CALAM US	ELEME NTS	-11.950	1.802	.000	-15.597	-8.303
7	ELEME NTS	CALAM US	11.625	1.755	.000	8.071	15.179
	CALAM US	ELEME NTS	-11.625	1.755	.000	-15.179	-8.071
8	ELEME NTS	CALAM US	11.155	1.720	.000	7.672	14.638
	CALAM US	ELEME NTS	-11.155	1.720	.000	-14.638	-7.672
9	ELEME NTS	CALAM US	10.665	1.678	.000	7.268	14.062
	CALAM US	ELEME NTS	-10.665	1.678	.000	-14.062	-7.268
10	ELEME NTS	CALAM US	10.150	1.627	.000	6.857	13.443
	CALAM US	ELEME NTS	-10.150	1.627	.000	-13.443	-6.857
11	ELEME NTS	CALAM US	9.690	1.553	.000	6.546	12.834
	CALAM US	ELEME NTS	-9.690	1.553	.000	-12.834	-6.546
12	ELEME NTS	CALAM US	9.195	1.507	.000	6.144	12.246

RESULTADOS

	CALAM US	ELEME NTS	-9.195	1.507	.000	-12.246	-6.144
13	ELEME NTS	CALAM US	8.770	1.434	.000	5.866	11.674
	CALAM US	ELEME NTS	-8.770	1.434	.000	-11.674	-5.866
14	ELEME NTS	CALAM US	8.280	1.406	.000	5.434	11.126
	CALAM US	ELEME NTS	-8.280	1.406	.000	-11.126	-5.434
15	ELEME NTS	CALAM US	7.700	1.372	.000	4.924	10.476
	CALAM US	ELEME NTS	-7.700	1.372	.000	-10.476	-4.924
16	ELEME NTS	CALAM US	6.850	1.325	.000	4.167	9.533
	CALAM US	ELEME NTS	-6.850	1.325	.000	-9.533	-4.167
17	ELEME NTS	CALAM US	6.015	1.316	.000	3.351	8.679
	CALAM US	ELEME NTS	-6.015	1.316	.000	-8.679	-3.351
18	ELEME NTS	CALAM US	5.270	1.231	.000	2.777	7.763
	CALAM US	ELEME NTS	-5.270	1.231	.000	-7.763	-2.777
19	ELEME NTS	CALAM US	4.510	1.130	.000	2.223	6.797
	CALAM US	ELEME NTS	-4.510	1.130	.000	-6.797	-2.223

RESULTADOS

20	ELEME NTS	CALAM US	3.855	1.069	.001	1.691	6.019
	CALAM US	ELEME NTS	-3.855	1.069	.001	-6.019	-1.691
21	ELEME NTS	CALAM US	3.100	.991	.003	1.094	5.106
	CALAM US	ELEME NTS	-3.100	.991	.003	-5.106	-1.094
22	ELEME NTS	CALAM US	2.860	.946	.004	.944	4.776
	CALAM US	ELEME NTS	-2.860	.946	.004	-4.776	-.944
23	ELEME NTS	CALAM US	2.620	.905	.006	.789	4.451
	CALAM US	ELEME NTS	-2.620	.905	.006	-4.451	-.789
24	ELEME NTS	CALAM US	2.385	.863	.009	.639	4.131
	CALAM US	ELEME NTS	-2.385	.863	.009	-4.131	-.639
25	ELEME NTS	CALAM US	2.150	.822	.013	.485	3.815
	CALAM US	ELEME NTS	-2.150	.822	.013	-3.815	-.485
26	ELEME NTS	CALAM US	1.890	.765	.018	.342	3.438
	CALAM US	ELEME NTS	-1.890	.765	.018	-3.438	-.342
27	ELEME NTS	CALAM US	1.630	.710	.027	.193	3.067

RESULTADOS

	CALAM US	ELEME NTS	-1.630	.710	.027	-3.067	-.193
28	ELEME NTS	CALAM US	1.417	.650	.036	.101	2.734
	CALAM US	ELEME NTS	-1.417	.650	.036	-2.734	-.101
29	ELEME NTS	CALAM US	1.205	.594	.050	.002	2.408
	CALAM US	ELEME NTS	-1.205	.594	.050	-2.408	-.002
30	ELEME NTS	CALAM US	.810	.385	.042	.031	1.589
	CALAM US	ELEME NTS	-.810	.385	.042	-1.589	-.031
31	ELEME NTS	CALAM US	.415	.251	.107	-.094	.924
	CALAM US	ELEME NTS	-.415	.251	.107	-.924	.094
32	ELEME NTS	CALAM US	.275	.230	.240	-.191	.741
	CALAM US	ELEME NTS	-.275	.230	.240	-.741	.191
33	ELEME NTS	CALAM US	.135	.220	.542	-.310	.580
	CALAM US	ELEME NTS	-.135	.220	.542	-.580	.310

Se realiza prueba de Bonferroni para comparaciones múltiples (inter-grupos), sugiriendo que existe diferencia estadísticamente significativa entre

RESULTADOS

ambos sistemas partiendo de los 5 segundos hasta los 145 segundos ($p < 0.05$). A partir de los 150 segundos, no existe diferencia estadísticamente significativa ($p > 0.05$).

Pruebas univariadas

Medida: MEASURE_1

TIEMPO		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Parámetro sin centralidad	Potencia observada
1	Contraste	.081	1	.081	.166	.686	.004	.166	.068
	Error	18.543	38	.488					
2	Contraste	1894.752	1	1894.752	34.274	.000	.474	34.274	1.000
	Error	2100.736	38	55.283					
3	Contraste	1795.600	1	1795.600	44.196	.000	.538	44.196	1.000
	Error	1543.884	38	40.629					
4	Contraste	1634.562	1	1634.562	43.279	.000	.532	43.279	1.000
	Error	1435.187	38	37.768					
5	Contraste	1531.406	1	1531.406	44.043	.000	.537	44.043	1.000
	Error	1321.274	38	34.770					
6	Contraste	1428.025	1	1428.025	44.000	.000	.537	44.000	1.000
	Error	1233.291	38	32.455					

RESULTADOS

7	Contra	1351.406	1	1351.406	43.85	.000	.536	43.858	1.000
	ste				8				
	Error	1170.908	38	30.813					
8	Contra	1244.340	1	1244.340	42.04	.000	.525	42.046	1.000
	ste				6				
	Error	1124.594	38	29.595					
9	Contra	1137.422	1	1137.422	40.40	.000	.515	40.405	1.000
	ste				5				
	Error	1069.731	38	28.151					
10	Contra	1030.225	1	1030.225	38.93	.000	.506	38.938	1.000
	ste				8				
	Error	1005.414	38	26.458					
11	Contra	938.961	1	938.961	38.93	.000	.506	38.930	1.000
	ste				0				
	Error	916.538	38	24.119					
12	Contra	845.480	1	845.480	37.23	.000	.495	37.230	1.000
	ste				0				
	Error	862.959	38	22.709					
13	Contra	769.129	1	769.129	37.38	.000	.496	37.385	1.000
	ste				5				
	Error	781.790	38	20.573					
14	Contra	685.584	1	685.584	34.68	.000	.477	34.680	1.000
	ste				0				
	Error	751.227	38	19.769					
15	Contra	592.900	1	592.900	31.51	.000	.453	31.519	1.000
	ste				9				
	Error	714.804	38	18.811					

RESULTADOS

16	Contra	469.225	1	469.225	26.71	.000	.413	26.710	.999
	ste				0				
	Error	667.559	38	17.567					
17	Contra	361.802	1	361.802	20.89	.000	.355	20.890	.994
	ste				0				
	Error	658.138	38	17.319					
18	Contra	277.729	1	277.729	18.31	.000	.325	18.313	.986
	ste				3				
	Error	576.290	38	15.166					
19	Contra	203.401	1	203.401	15.93	.000	.295	15.931	.973
	ste				1				
	Error	485.174	38	12.768					
20	Contra	148.610	1	148.610	13.00	.001	.255	13.004	.940
	ste				4				
	Error	434.249	38	11.428					
21	Contra	96.100	1	96.100	9.785	.003	.205	9.785	.862
	ste								
	Error	373.204	38	9.821					
22	Contra	81.796	1	81.796	9.134	.004	.194	9.134	.838
	ste								
	Error	340.304	38	8.955					
23	Contra	68.644	1	68.644	8.389	.006	.181	8.389	.806
	ste								
	Error	310.940	38	8.183					
24	Contra	56.882	1	56.882	7.646	.009	.168	7.646	.769
	ste								
	Error	282.687	38	7.439					

RESULTADOS

25	Contra ste	46.225	1	46.225	6.837	.013	.152	6.837	.722
	Error	256.934	38	6.761					
26	Contra ste	35.721	1	35.721	6.110	.018	.139	6.110	.673
	Error	222.150	38	5.846					
27	Contra ste	26.569	1	26.569	5.273	.027	.122	5.273	.609
	Error	191.482	38	5.039					
28	Contra ste	20.093	1	20.093	4.753	.036	.111	4.753	.565
	Error	160.646	38	4.228					
29	Contra ste	14.520	1	14.520	4.113	.050	.098	4.113	.507
	Error	134.150	38	3.530					
30	Contra ste	6.561	1	6.561	4.433	.042	.104	4.433	.537
	Error	56.239	38	1.480					
31	Contra ste	1.722	1	1.722	2.725	.107	.067	2.725	.363
	Error	24.017	38	.632					
32	Contra ste	.756	1	.756	1.425	.240	.036	1.425	.214
	Error	20.166	38	.531					
33	Contra ste	.182	1	.182	.378	.542	.010	.378	.092
	Error	18.321	38	.482					

RESULTADOS

Existe un efecto principal significativo del sistema en el cambio de temperatura $F(1,38)=1887.294$, $p<0.05$, $\eta^2=0.98$; es decir, el 98% de las varianzas se explica por la diferencia entre sistemas sin tener en cuenta el resto de las variables.

Se realiza prueba de Bonferroni para comparaciones múltiples (comparación inter-grupos), sugiriendo que existe diferencia estadísticamente significativa entre ambos sistemas partiendo de los 5 segundos hasta los 145 segundos ($p<0.05$). A partir de los 150 segundos, no existe diferencia estadísticamente significativa ($p>0.05$).

Se realiza prueba Bonferroni para comparaciones múltiples (comparación intra-grupos):

Para el sistema Elements, existe una diferencia estadísticamente significativa entre la temperatura a los 0 segundos y la temperatura a los 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90, 95, 100 segundos ($p<0.05$).

Para el sistema Calamus, no existe una diferencia estadísticamente significativa entre la temperatura a los 0 segundos y la temperatura a lo largo de la prueba ($p>0.05$).

DISCUSIÓN

Este estudio *in vitro* investigó los aumentos de la temperatura de la superficie externa de la raíz de dientes, durante la obturación del conducto radicular con dos diferentes sistemas de obturación de gutapercha inyectable termo-plastificada a alta temperatura. Las temperaturas se midieron utilizando una cámara infrarroja de imagen térmica en la superficie de la raíz externa de los dientes. Mostró temperaturas iniciales de 19.52 °C en ambos sistemas de obturación. Los aumentos de temperatura para el sistema Calamus fue un promedio de 24.88 °C y con un tiempo promedio de 66.5 segundos para volver a la temperatura inicial (se muestra en la gráfica 1.), en cambio para el sistema Elements Free la temperatura promedio fue de 38.65 °C y el tiempo promedio para regresar a la temperatura inicial fue de 135.25 segundos (se muestra en la gráfica 2.).

Por lo que coincidiendo con las investigaciones de Weller y Koch, ambos trabajos utilizan los sistemas de obturación que calientan la gutapercha a 200 °C (Obtura II) y los aumentos de temperatura oscilan entre 24 y 36 °C de la superficie externa de la raíz (13-15).

Eriksson y Albrektsson, quienes llegaron a la conclusión de que el rango de temperatura para calentar el hueso sin una lesión sustancial o una disminución en su capacidad de regeneración era de 44 °C a 47 °C durante 1 minuto de tiempo de calentamiento, en la presente investigación demuestra que hay aumento de esta temperatura pero no durante un minuto seguido. Así como aumenta la temperatura, disminuye gradualmente (15,16).

Otro estudio *in vivo* realizado por Gutmann *et al.* en un perro mestizo, no se observó una destrucción aparente de los tejidos periodontales después de la inyección de gutapercha termoplastificada a alta temperatura (Obtura, 160 °C) en el conducto radicular. En el estudio citado, también se registraron los cambios en la temperatura de la superficie externa del hueso que recubren las raíces obturadas con gutapercha termoplastificada y se encontró que la elevación de temperatura máxima durante 60 s

fue de 1.1 °C (15-17). En nuestra investigación la temperatura máxima durante 60 segundos fue de 19.52 °C.

Por otra parte, los resultados mostrados en este trabajo no concuerdan con los mostrados con Sweatman *et al.* en que los cambios de temperatura medidos en la superficie radicular externa de la raíz la temperatura aumenta de 5.27 a 6.23 °C, utilizando el System B (18,19). La temperatura inicial promedio de nuestras muestras fue de 19.52 °C y aumento hasta 38.65 °C utilizando los sistemas Calamus y Elements Free, por lo que es mayor la temperatura registrada en el presente estudio. Se podría deber a la marca de la cámara de termografía infrarroja utilizada, a la temperatura ambiente del lugar donde se tomaron las temperaturas y a los dientes utilizados en cada estudio, por el grosor dentinal de la superficie externa de la raíces de los dientes.

Respecto a la investigación de Barkhordar *et al.* en su estudio *in vitro* menciona que el aumento de temperatura fue 4.72 ° C (19), a diferencia del estudio aquí presentado, las temperaturas iniciales sobrepasaron su aumento de temperatura hasta 15 °C.

En otro estudio *in vitro*, Hardie midió los aumentos de temperatura de la superficie de la raíz exterior encontró que los valores promedio eran de 5,98 ° C y 9,57 ° C, utilizando la técnica de termocompactación vertical (20), a diferencia en este estudio se utilizó inyección de la gutapercha, en el cual se observa mayor aumento de temperatura.

CONCLUSIONES

Se llevó a cabo el registro de las temperaturas durante la obturación con los sistemas Calamus y Elements free, tomando en cuenta el tiempo. Las conclusiones se enlistan a continuación:

Se afirma la hipótesis alternativa, la cual es que la temperatura que alcanza la superficie externa de la raíz de los órganos dentarios con el sistema Calamus es menor a la temperatura que alcanza el sistema Elements Free.

El sistema de obturación Elements Free produjo mayores aumentos de temperatura que alcanzo 46 °C, los cuales fueron disminuyendo en mayor tiempo, a diferencia del sistema de obturación Calamus, que alcanzo 26 °C.

De acuerdo con estos resultados, el sistema Elements Free tuvo mayor aumento de temperatura que el sistema Calamus, con una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$).

Sin embargo, el estudio es *in vitro*, por lo que los dientes no contaban con tejidos de soporte que ayudan a disipar el calor de los sistemas de obturación.

Pero todos los órganos dentarios contaban con cemento endodóntico, para disminuir el aumento de temperatura.

RECOMENDACIONES

La medición del aumento de temperatura en la superficie de la raíz *in vitro* es necesaria para sugerir si puede producir un daño térmico irreversible en las estructuras periodontales de soporte cuando las técnicas evaluadas se aplican *in vivo*. El presente trabajo se realizó *in vitro*; Debido a esto, existen algunas limitaciones inherentes a este tipo de estudio, pero los datos obtenidos guían el uso de técnicas de obturación más seguras en relación con el aumento de temperatura.

Este tipo de estudio *in vitro* es muy importante para sugerir que el calentamiento en la superficie de la raíz externa puede ocurrir *in vivo*. Esta investigación puede promover una mayor exploración de otros investigadores para desarrollar nuevas metodologías *in vivo* o la evaluación de una serie de casos en los que se utilizaron técnicas termoplásticas de obturación y se estudia su relación con patologías como la reabsorción radicular y el dolor posoperatorio crónico en dientes tratados endodónticamente.

Los resultados obtenidos en este estudio *in vitro* sugieren que se deben realizar posteriores investigaciones, principalmente en dientes de gran diámetro apical y paredes dentinales delgadas. También se recomienda ampliar las muestras por analizar y realizar estudio *in vivo*.

El efecto del grosor de la dentina residual requiere estudios *in vivo* adicionales.

Así como, realizar la medición por tercios apical, medio y cervical de la temperatura de las raíces de los dientes.

REFERENCIAS

1. Cohen S, Burns RC. Endodoncia : los caminos de la pulpa: México, D. F. : Médica Panamericana; 1994.
2. Seltzer S. Endodoncia : consideraciones biológicas en los procedimientos endodónticos: Argentina : Mundi Prensa; 1979.
3. Leonardo MR. Endodoncia : tratamiento de conductos radiculares : principios técnicos y biológicos: São Paulo : Artes Médicas; 2005.
4. Canalda Sahli C, Brau Agudé E. Endodoncia : técnicas clínicas y bases científicas: Barcelona , España : Masson; 2014.
5. Soares IJ, Goldberg F, González M. Endodoncia : técnica y fundamentos: Buenos Aires, Argentina : Médica Panamericana; 2012.
6. Hand RE, Hugel EF, Tsaknis PJ. Effects of a warm gutta-percha technique on the lateral periodontium. Oral Surg 1976;42:395-401.
7. Marlin J, Schilder H. Physical properties of gutta-percha when subjected to heat and vertical condensation. Oral Surg 1973;36:872-9.
8. Barkhordar RA, Goodis HE, Watanabe L, Koumdjian J. Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. Quint Int 1990;21:585-8.
9. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. Int J OraeSurg 1982; 11:115-21.
10. Lundskog J. Heat and bone tissue. Scand J Plast Reconstr Surg 1972; 9:5-75.
11. Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H. Ankylosis of teeth following thermal injury. J Periodontol Res 1971;6:159-67.
12. Eriksson AR, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration. Oral Surg 1984;42:705-11.
13. 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.

REFERENCIAS

14. Fors U, Jonasson E, Bergquist A, Berg JO. Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro. *Int Endod J* 1985;18:199-202.
15. Hardie EM. Heat transmission to the outer surface of the tooth during the thermo-mechanical compaction technique of root canal obturation. *Int Endod J* 1986;19:73-7.
16. Craig RG, Peyton FA. Thermal conductivity of teeth structures, dentin cements, and amalgam. *J Dent Res* 1961;40:411-8.
17. Poison AM, Kennedy JE, Zander HA. Trauma and progression of marginal periodontitis in squirrel monkeys. *J Periodontol Res* 1973;9:100-7. 14. Analytical Technology. Instruction guidelines for the Touch 'n Heat model 5004. Redmond, WA: Analytical Technology, 1996.
18. Jurcak JJ, Weller RN, Kulild JC, Donley DL. In vitro intracanal temperatures produced during warm lateral condensation of gutta-percha. *J Endodon* 1992;18:1-3.
19. Goodman A, Schilder H, Aldrich W. The thermo-mechanical properties of gutta-percha. Part IV. Thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure. *Oral Surg* 1981;51:544-51.
20. Gutmann JL, Rakusin H, Powe R, Bowles WH. Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha. Part II. In vivo response to heat levels generated. *J Endodon* 1987;13:441-8.
21. Weller RN, Koch KA. In vitro radicular temperatures produced by injectable thermoplasticized gutta-percha. *Int Endod J* 1995;28:86-90.
22. Weller RN, Kimbrough WF, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. *J Endodon* 1996;22:304-7.
23. Lee FS, Van Cura JE, BeGole E. A comparison of root surface temperatures using different obturation heat sources. *J Endod* 1998;24:617-20.
24. Romero AD, Green DB, Wucherpfennig AL. Heat Transfer to the periodontal ligament during root obturation procedures using an in vitro model. *J Endod* 2000; 26:85-7.

REFERENCIAS

25. Sweatman TL, Baumgartner JC, Sakaguchi RL. Radicular temperatures associated with thermoplasticized gutta-percha. *J Endod* 2001;27:512–5.
26. Venturi M, Pasquantonio G, Falconi M, et al. Temperature change within guttapercha induced by the System-B Heat Source. *Int Endod J* 2002;35:740–6.
27. Floren JW, Weller RN, Pashley DH, et al. Changes in root surface temperatures with in vitro use of the system B HeatSource. *J Endod* 1999;25:593–5.
28. Blumm J, Lindemann A, Meyer M, et al. Characterization of PTFE using advanced thermal analysis techniques. *Int J Thermophys* 2010;31:1919–27.