

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

PROGRAMA DE ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA



**EVALUACIÓN DEL CAMBIO DE TEMPERATURA EN LA APLICACIÓN DE VIBRACIONES
ULTRASÓNICAS EN POSTES DE FIBRA DE VIDRIO: ESTUDIO IN VITRO**

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

PRESENTA

C.D. MARTHA MELINA PEÑA MONTOYA

PRESIDENTE

DR. JULIO CESAR GARCÍA BRIONES

SINODAL

(CO-DIRECTORA DEL PROYECTO)

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

SINODAL

(CO-DIRECTORA DEL PROYECTO)

DRA. MARÍA ELENA DE LOS ÁNGELES HOFMANN SALCEDO

SINODAL

(CO-DIRECTOR DEL PROYECTO)

M.C MARIO URIBE CAMPERO

TIJUANA, BAJA CALIFORNIA

JUNIO DEL 2019

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a Junio del 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DEL CAMBIO DE TEMPERATURA EN LA APLICACIÓN DE VIBRACIONES ULTRASÓNICAS EN POSTES DE FIBRA DE VIDRIO: ESTUDIO IN VITRO**

Propuesto por el **C.D. Martha Melina Peña Montoya**, 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. JULIO CESAR GARCÍA BRIONES

PRESIDENTE
(DIRECTOR DEL PROYECTO)

Ccp.- Archivo.

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, BC a Junio del 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DEL CAMBIO DE TEMPERATURA EN LA APLICACIÓN DE VIBRACIONES ULTRASÓNICAS EN POSTES DE FIBRA DE VIDRIO: ESTUDIO IN VITRO**

Propuesto por el **C.D. Martha Melina Peña Montoya**, 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 VÁRGUEZ

**SINODAL
(CO-DIRECTORA DEL PROYECTO)**

Ccp.- Archivo.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA

Tijuana, BC a Junio del 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DEL CAMBIO DE TEMPERATURA EN LA APLICACIÓN DE VIBRACIONES ULTRASÓNICAS EN POSTES DE FIBRA DE VIDRIO: ESTUDIO IN VITRO**

Propuesto por el **C.D. Martha Melina Peña Montoya**, 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. MARÍA ELENA DE LOS ÁNGELES HOFMANN SALCEDO

SINODAL
(CO-DIRECTORA DEL PROYECTO)

Ccp.- Archivo.

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
ESPECIALIDAD EN ENDODONCIA**

Tijuana, BC a Junio del 2019

AL COMITÉ DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Por medio del presente, me permito informar que el trabajo: **EVALUACIÓN DEL CAMBIO DE TEMPERATURA EN LA APLICACIÓN DE VIBRACIONES ULTRASÓNICAS EN POSTES DE FIBRA DE VIDRIO: ESTUDIO IN VITRO**

Propuesto por el **C.D. Martha Melina Peña Montoya**, 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

MC. MARIO URIBE CAMPERO

**SINODAL
(CO-DIRECTOR DEL PROYECTO)**

Ccp.- Archivo.

**EVALUACIÓN DEL CAMBIO DE TEMPERATURA EN LA
APLICACIÓN DE VIBRACIONES ULTRASÓNICAS EN POSTES DE
FIBRA DE VIDRIO: ESTUDIO IN VITRO**

PRESENTA

C.D. MARTHA MELINA PEÑA MONTOYA

**PRESIDENTE
(DIRECTOR DEL PROYECTO)**

DR. JULIO CESAR GARCÍA BRIONES

**SINODALES
(CO-DIRECTORES DEL PROYECTO)**

DRA. ANA GABRIELA CARRILLO VÁRGUEZ

DRA. MARÍA ELENA DE LOS ÁNGELES HOFMANN SALCEDO

MC. MARIO URIBE CAMPERO

Tijuana, Baja California, Junio del 2019

AGRADECIMIENTOS

Dedico este trabajo de tesis a mi familia, a mi padre, madre y hermanos. Por enseñarme que con trabajo constante todo es posible, por su amor y apoyo incondicional.

Agradezco a la Dra. Ana Gabriela Carrillo Vázquez, Co-directoria de esta tesis y coordinadora del posgrado, por creer en mí y darme la oportunidad de pertenecer a la especialidad.

Al Dr. Julio Cesar García Briones, Director de esta tesis, por su paciencia y apoyo incondicional en este trabajo.

Al M.C. Mario Uribe Campero, Co-director de esta tesis y autor intelectual de la misma, por su paciencia y apoyo incondicional.

Al Dr. Nestor Santillan Soto del Instituto de Investigación de Ingeniería en Mexicali por su apoyo en la ejecución de la experimentación.

También quiero agradecer a todos los docentes que fueron parte de mi formación como especialista.

A mis compañeros de posgrado por haber hecho más ameno este proceso.

Al CONACyT por la beca otorgada.

CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	i
ÍNDICE DE FIGURAS	iv
LISTA DE ABREVIATURAS.....	v
RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	2
Endodoncia	2
Complejo dentino-pulpar	3
Pulpa.....	3
Dentina.....	3
Cemento	4
Hueso alveolar	4
Ligamento periodontal.....	4
Restauración post endodóntica	5
Introducción del ultrasonido en odontología	6
Uso del ultrasonido en endodoncia	8
Uso de ultrasonido en retratamientos no quirúrgicos	8
Calor generado por el ultrasonido	10
Reacción de los tejidos a la aplicación de calor	12
Uso de refrigerantes.....	16
Cámara termográfica.....	18
JUSTIFICACIÓN	21
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	22
HIPÓTESIS	23

CONTENIDO

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
METODOLOGÍA.....	26
Materiales	26
Preparación de las muestras y obturación	26
Preparación del conducto y colocación del poste	28
Medición del cambio de temperatura con cámara termográfica.....	29
.....	32
ANÁLISIS ESTADÍSTICO	35
DISCUSIÓN	38
CONCLUSIONES.....	41
RECOMENDACIONES	42
BIBLIOGRAFÍA	43

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Conductimetría de las muestras.....	27
Figura 2. Conductimetría de las muestras.....	27
Figura 3. Trabajo biomecánico de las muestras.....	27
Figura 4. Prueba de condensación de las muestras.....	27
Figura 5. Estandarización de las muestras.....	28
Figura 6. Medición de las muestras.....	28
Figura 7. Campo de trabajo para la colocación de postes de fibra de vidrio.....	28
Figura 8. Radiografía con postes de fibra de vidrio sin cementar.....	29
Figura 9. Muestras con postes de fibra de vidrio cementados.....	29
Figura 10. Vista coronal de las muestras con poste de fibra de vidrio cementado...29	
Figura 11. Vista coronal de las muestras con poste de fibra de vidrio cementado...29	
Figura 12. Vista lateral izquierda del campo de trabajo anterior a la toma de imágenes termográficas.....	30
Figura 13. Vista frontal del campo de trabajo anterior a la toma de imágenes termográficas.....	30
Figura 14. Vista lateral derecha del campo de trabajo anterior a la toma de imágenes termográficas.....	30
Figura 15. Campo de trabajo para mediciones de temperatura de los grupos sin enfriamiento.....	31
Figura 16. Campo de trabajo para mediciones de temperatura de los grupos con aire.	32
Figura 17. Imagen termográfica de grupo 10 s sin enfriamiento.....	32
Figura 18. Imagen termográfica de grupo 20 s sin enfriamiento.....	33
Figura 19. Imagen termográfica de grupo 10 s con aire.....	33
Figura 20. Imagen termográfica de grupo 20 s con aire.....	34
Figura 21. Imagen de captación de temperaturas.....	34
Tabla 1. Promedios y desviación estándar de cada grupo.....	36
Tabla 2. Análisis de varianza de los grupos.....	36
Gráfica 1. Rangos de temperatura por grupo.....	37
Gráfica 2. Interacción de variables.....	37

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

1. °C	Grados centígrados
2. hrs.	Horas
3. kHz	Kilohertz
4. min	Minutos
5. ml	Mililitros
6. mm	Milímetros
7. mtr	Metro
8. no.	Número
9. OD.	Órgano Dentario

RESUMEN

En el presente estudio se realizaron mediciones de cambios de temperatura cuando se utilizaba energía ultrasónica con y sin aire a postes cementados de fibra de vidrio. Cuarenta premolares unirradiculares con anatomía y morfología similar se dividieron en cuatro grupos de la siguiente manera: 10 s sin enfriamiento, 10 s con aire, 20 s sin enfriamiento y 20 s con aire. Se estandarizaron, se instrumentaron, se obturaron y se cementaron los postes en los espacios creados. Se colocaron las muestras en un modelo que les permitía estar inmóviles y este mismo se colocó en un dispositivo que permitiera al modelo estar inmóvil y perpendicular a 1 m aproximadamente de la cámara termográfica. Se realizó el análisis de varianza ANOVA, donde encontramos que las variables enfriamiento y la interacción duración y enfriamiento no tienen influencia en el cambio de temperatura ($p>0.05$). Sin embargo, el tiempo fue la única variable que tuvo influencia en los cambios de temperatura ($p<0.05$).

INTRODUCCIÓN

Endodoncia

La endodoncia se define como una rama de la odontología relacionada con la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental humana y los tejidos perirradiculares. Su estudio y práctica abarcan las ciencias básicas y clínicas, incluida la biología de la pulpa normal, la etiología y el diagnóstico (1–3).

El alcance de la endodoncia incluye, pero no se limita a, el diagnóstico diferencial y tratamiento de dolor oral de origen pulpar o perirradicular, terapia pulpar vital como lo son los recubrimientos pulpaes y pulpotomías, tratamiento no quirúrgico del sistema de conductos con o sin origen patológico pulpar y la obturación del mismo, remoción quirúrgica selectiva de tejidos patológicos resultado de una patología pulpar, reimplantación intencional y reimplantación de dientes avulsionados, remoción quirúrgica de estructura dental como lo es la resección terminal de la raíz y retroobturbación, hemisección, resección radicular, blanqueamiento interno, retratamiento de dientes donde hubo fracaso endodóntico y procedimientos relacionados con restauraciones coronales como lo son los postes (2,3).

El complejo dentino-pulpar está envuelto en la corona, por esmalte, dentina, y en la raíz, por cemento, ligamento periodontal y hueso. La armonía del complejo puede ser comprometida si los tejidos circundantes sufren alguna forma de agresión, que puede llegar a la pulpa por el sistema de conductos radiculares y por el sistema de túbulos dentinarios. Por otro lado, las patologías pulpaes de naturaleza inflamatoria o degenerativa pueden comprometer sus tejidos circundantes (4).

Complejo dentino-pulpar

Pulpa

La pulpa es un tejido convectivo laxo que está encerrado en el interior de la cámara pulpar y de los conductos radiculares, lo que condiciona que su volumen vaya disminuyendo en el transcurso de los años por la continua formación de dentina.

La funciones de la pulpa consisten en la formación de dentina secundaria fisiológica o en situaciones patológicas dentina reparativa o terciaria, nutrir por medio de vasos sanguíneos existentes en su interior los cuales penetran por el foramen apical y finalmente mecanismo de sensibilidad (3).

En ocasiones la pulpa se puede ver afectada por múltiples factores de modo que la estimulación de la misma resulte incomoda. Cuando el factor etiológico no es removido y persiste, puede llegar a afectarla de tal manera que la única solución es su remoción completa del sistema de conductos (5).

Dentina

La dentina es un tejido mineralizado del diente rodeado por esmalte en la zona de la corona y por cemento en la zona radicular que delimita una cavidad -la cámara pulpar y los conductos radiculares- donde se encuentra el tejido pulpar. Está compuesta por un 70% de materia inorgánica, un 18% de materia orgánica un 12% de agua. Tiene un espesor variable y depende del diente y de la localización; oscila entre 1 y 3mm y varia durante toda la vida del individuo debido a su formación continua por condiciones fisiológicas y patológicas. Su color, blanco amarillento, depende del grado de mineralización, de la edad, del estado del tejido pulpar y de determinados pigmentos. Presenta menos translucidez, dureza y radioopacidad que el esmalte y es elástica y permeable (3).

La elasticidad de la dentina aporta flexibilidad al frágil esmalte suprayacente y permite que se produzca el impacto masticatorio sin fracturarlo (5).

Cemento

El cemento es un tejido mineralizado que cubre y protege la superficie externa radicular, carece de vascularización e inervación y está relacionado con el espacio y el ligamento periodontal. Está constituido por un 46% de materia inorgánica, un 22% materia orgánica y un 32% agua.

Tiene funciones como lo son el anclaje de las fibras cementosas del ligamento periodontal, control de la anchura del ligamento periodontal mediante la aposición o reabsorción de cemento manteniendo las fibras colágenas, transmisión de las fuerzas oclusales por el impacto masticatorio al ligamento periodontal, reparación de la superficie radicular cuando se produce fractura o reabsorción y compensación del desgaste del diente debido a la atricción produciendo formación de cemento para compensar la pérdida (3).

Hueso alveolar

El hueso alveolar consiste en hueso cortical, trabeculado esponjoso y hueso alveolar propiamente dicho. Contiene un 71% de materia inorgánica, un 21% de materia orgánica y un 8% de agua (3).

Realiza tres principales funciones las cuales consisten en protección, soporte y metabolismo cálcico (6).

Ligamento periodontal

El ligamento periodontal está constituido por un tejido conectivo fibroso, localizado en el espacio periodontal que ancla los dientes por medio del cemento al hueso alveolar (3).

El grosor del ligamento periodontal es más amplio a nivel apical y se estrecha a nivel medio. El promedio de grosor del ligamento periodontal es de .2 mm (6). Está constituido por materia orgánica, fundamentalmente fibras colágenas, además de fibras elásticas y de oxitalano y por sustancia fundamental (3).

Las funciones del ligamento consisten en proteger los vasos y nervios, transmitir fuerzas oclusales, fijación del diente al hueso y realización de funciones remodeladoras y formativas (6).

Restauración post endodóntica

El tratamiento endodóntico es comúnmente indicado en piezas extensamente dañadas con afectación pulpar. Los dientes tratados endodónticamente exhiben un gran riesgo de fallas biomecánicas como consecuencia de la destrucción debido a caries coronal/radicular, restauraciones extensas o preparaciones intraconducto para la colocación de postes (7). Si la pérdida es substancial, la estructura natural del diente no podrá soportar una restauración y será necesario un poste para mantener un núcleo artificial que podrá restaurar esa pérdida de estructura. La estructura remanente es el factor más importante para el éxito a largo plazo del diente tratado endodónticamente, independientemente del tipo de poste o altura del mismo. Un mínimo de 1 a 2 mm de estructura es necesario para la realización de una línea de terminado y creación de una férula adecuada. Esta férula mejorara la integridad de un diente tratado endodónticamente al contrarrestar las fuerzas de palanca, el efecto cuña de los postes cónicos y las fuerzas laterales durante la inserción del poste.

El rol del poste es limitado cuando se tiene más de 2 mm de remanente dental. Otros factores clínicos pueden ser la presencia circunferencial de estructura de la pieza, su localización, el grosor de la férula, el paralelismo de las paredes del remanente dental, el cemento de resina y el poste o núcleo utilizado.

Muchos sistemas de postes y núcleos se encuentran actualmente disponibles y difieren dependiendo del tipo de poste, diseño, textura, tamaño y material. Estudios que comparan varios tipos de postes han arrojado resultados controversiales favoreciendo a los postes de fibra reforzados, titanio, acero inoxidable o postes de otros tipos (8).

Los postes metálicos han sido extensamente utilizados como retenedores intrarradicales en dientes tratados endodónticamente sin importar la cantidad de tejido remanente dentario. Recientemente, estudios en odontología restauradora han indicado el uso de postes prefabricados para restaurar dientes tratados endodónticamente con severa destrucción coronal.

Los postes de fibra de vidrio son postes prefabricados a base de fibras de vidrio unidireccionadas o cuarzo embebido en una matriz polimérica de resina epóxica o sus derivados. Estos postes son menos rígidos y exhiben propiedades mecánicas que son similares a la dentina, lo que crea una formación más homogénea junto con la raíz que se encuentra rodeando al poste (7),(9,10).

Adicionalmente, los postes de fibra de vidrio exhiben una unión apropiada con cementos a base de resina y con la dentina, lo que permite una distribución de estrés más homogénea en raíces debilitadas comparado con los postes metálicos, resultando en una mejor distribución de cargas a lo largo del diente. Además, en contraste con los postes metálicos, los postes de fibra de vidrio también exhiben mejor estética, mejor biocompatibilidad, y falta de corrosión (7),(9,10).

Introducción del ultrasonido en odontología

El principio científico que permite la producción de vibraciones mecánicas en el rango de frecuencia ultrasónica es el efecto piezoeléctrico que fue descubierto en 1880 por Pierre y Jacques Curie. El termino piezoeléctrico significa “presión por electricidad”, un nombre creado por Wilhelm Hankel en 1881 para describir el fenómeno de generar carga eléctrica por la aplicación mecánica o energía de deformación sobre un material piezoeléctrico cristalino (11).

El beneficio de la tecnología ultrasónica en la práctica odontológica y endodoncia ocurre mayormente de la producción de movimientos vibratorios y no por la producción de electricidad. La energía mecánica es transferida a herramientas cortantes o puntas que producen movimientos microvibratorios en el rango de frecuencia ultrasónica. Las frecuencias ultrasónicas son ondas de presión de sonido oscilante, que se aproximan a los 20 kHz (kilohertz). El rango de frecuencia ultrasónica en odontología es usualmente utilizado de 25-42 kHz.

INTRODUCCIÓN

En 1951, Lewis Balamuth clasificó una serie de patentes relacionadas al desarrollo de un dispositivo de ultrasonido operado manualmente con herramientas cortantes que oscilaban a altas frecuencias y baja amplitud para el uso de corte de estructura dental para preparaciones cavitarias. Las vibraciones ultrasónicas en este aparato dental eran producidas por magnetostricción lo opuesto a la unidad de piezoeléctrico. La magnetostricción es otra manera de crear vibraciones ultrasónicas. El principio de la magnetostricción fue descubierto por James Joule en 1847, quien demostró que una barra de hierro puede incrementar en su longitud cuando es expuesta a un campo magnético. Las unidades de magnetostricción operan entre los 18-45 kHz, convirtiendo energía electromagnética a oscilación mecánica cuando un campo magnético alternante es aplicado a una pila de barras metálicas (11). También, la técnica recibió críticas favorables, sin embargo, jamás se convirtió popular, ya que debía competir con la pieza de alta velocidad que era mucho más conveniente y efectiva. Sin embargo, se introdujo una diferente aplicación en 1955, cuando Zinner reportó el uso del ultrasonido para remover depósitos de placa de la superficie del diente. Esto fue mejorado por Johnson y Wilson y el ultrasonido se convirtió en una herramienta establecida para la remoción de placa y cálculos dentales. El concepto de ultrasonido fue primeramente introducido por Richman en 1957, quien fue el primero en escribir de su aplicación para la terapia de conductos radiculares y resección radicular. No obstante, no fue hasta que Martin *et al.* demostraron la habilidad del ultrasonido para activar limas tipo K para cortar dentina que era comúnmente utilizada en la preparación de conductos antes de la obturación. Después de 20 años de la publicación de Richman, el termino endosónico fue inventado por Martin y Cunningham y fue definido como sistema sinérgico y ultrasónico para la instrumentación y desinfección del sistema de conductos radiculares (11,12).

En 1990 se formó un enfoque hacia el uso y posibles consecuencias de realizar retropreparaciones durante apicectomías después de la introducción comercial de las primeras puntas retropreparadoras diseñadas por el Dr. Gary Carr. A pesar de que algunos estudios endodónticos han usado ultrasonidos

magnetostrictivos, se considera al ultrasónico piezoeléctrico como la opción preferida entre clínicos para realizar trabajo endodóntico. Primero que nada, los aparatos magnetostrictivos generan más calor que los aparatos piezoeléctricos, lo cual es un efecto no deseable al momento de cortar hueso y estructuras cerca del hueso. Segundo, el movimiento elíptico que se le atribuye a los aparatos magnetostrictivos no es considerado ideal para uso endodóntico (11).

Uso del ultrasonido en endodoncia

Actualmente la unidad de ultrasonido es comúnmente utilizada en endodoncia. Varias técnicas han sido introducidas para hacer uso de sus características únicas. Algunas de estas son la activación de instrumentos para la preparación de conductos, agitación de los irrigantes para el debridamiento del sistema de conductos, compactación de gutapercha durante la obturación, remoción de dentina para la localización de conductos calcificados, retropreparaciones en cirugías apicales, colocación de MTA y remoción de postes durante procedimientos de retratamiento (11–15).

Uso de ultrasonido en retratamientos no quirúrgicos

El uso de energía ultrasónica se ha vuelto en un método altamente eficiente para la remoción de obstrucciones dentro del sistema de conductos cuando se planea un retratamiento o rehabilitación del mismo. Esto ha ocurrido debido a que uno de los objetivos principales es asegurar que el remanente dentinario se muestre sano y capaz de soportar estructuralmente una restauración subsecuente al retratamiento, así también proveer un complejo restaurador que sea sano funcionalmente. El uso de dispositivos ultrasónicos ha permitido a profesionales de la salud dental adoptar esta importante estrategia (16).

Ocasionalmente, un poste debe ser removido para permitir un retratamiento no quirúrgico debido al desarrollo o reaparición de una patología periapical (10), el fallo del complejo núcleo-poste y una falla estética la cual necesita reemplazo de un

poste metálico por uno no metálico. A menudo, una o más de estas condiciones justificaría la remoción de un poste para ganar acceso al sistema de conductos radiculares. Debido a que el retratamiento convencional es frecuentemente la primera opción antes del tratamiento quirúrgico, los dispositivos de ultrasonido se han vuelto indispensables en la práctica dental moderna (16).

Diferentes kits de fresas han sido propuestas para la remoción de postes de fibra, sin embargo, la necesidad de preservación de estructura radicular requiere el uso específico de ciertas puntas de ultrasonido y una adecuada magnificación (12). La disrupción de la estructura del composite mediante la acción de vibraciones ultrasónicas parece ser la técnica más efectiva para la remoción de postes de fibra (11,12). Los postes blancos estéticos son más difíciles de remover debido a que el color coincide con el de la dentina. La remoción es realizada en un campo seco utilizando continuo flujo del aire con visión directa de la punta ultrasónica y la porción coronal del poste, alternando con aire y flujo de agua para limpiar los remanentes de fibra y dentina. Debe ser removido todo el material composite, si la punta de ultrasonido deja rayones grisáceos es una indicación clara que hay resina presente dentro del conducto.

La necesidad de consumir el poste de fibra está basado en el hecho de la naturaleza viscoelástica de la resina, la cual modera las vibraciones y absorbe la energía. La conductancia de las fuerzas vibratorias mediante el poste es proporcional a la raíz cuadrada del módulo de elasticidad del material del poste, lo que nos indica que conduce menos eficiente las vibraciones. Combinando el bajo módulo de elasticidad de los materiales de postes con resina causa un cambio en la efectividad del ultrasonido como adyuvante en la remoción de postes (12).

Fue sugerido por Garrido *et al.* que la ausencia de un flujo de agua parecía incrementar la acción del ultrasonido cuando era aplicada a postes cementados con cementos resinosos, esto debido a que el calor generado por la fricción de la punta de ultrasonido en el poste deteriora la resina por su alto valor de expansión térmica

(12),(17,18). Esta es una información de gran ayuda, ya que ha sido observado que la capacidad de adhesión de un cemento de resina y consecuentemente la retención mecánica se reduce gradualmente con el número de ciclos térmicos (12). Sin embargo, una contra potencial de la utilización de sistemas de ultrasonido es la generación de calor (10),(12). El calor friccional generado entre las paredes dentinarias y la punta ultrasónica puede ser fácilmente transferido a la superficie radicular, ligamento periodontal, y el hueso alveolar. Aun así y debido al campo de visión limitado, en ocasiones el dispositivo de ultrasonido es utilizado sin un agente refrigerante lo cual es suficientemente peligroso para causar un daño permanente a los tejidos de soporte del diente (19).

Calor generado por el ultrasonido

El calor en el poste es producido o moderado por tres mecanismos diferentes. Primero, la fricción creada entre el poste y la punta ultrasónica y entre el poste y el medio cementante o el diente. El tipo de medio cementante puede jugar un papel importante. Después, la absorción de la energía ultrasónica acústica por el poste puede producir calor. Finalmente, a través de la temperatura del refrigerante que fluye a través de la pieza de mano (20). Aparte de esto, el tipo de poste, la extensión expuesta del poste, tipo de medio cementante, tipo de dispositivo de ultrasonido, el ajuste de potencia del ultrasonido, tipo de punta, grosor dentinario y configuración del conducto pueden afectar al aumento de temperatura durante la remoción del poste (19).

Varios operadores han mencionado su consternación a los potenciales efectos deteriorantes con el uso del ultrasonido. Una revisión de literatura ha demostrado el aumento del calor y sus efectos potenciales en el periodonto son de gran interés (13).

Algunos estudios han investigado la temperatura donde se inicia un daño al hueso. Sauk *et al.* encontraron que la exposición del ligamento periodontal a una temperatura de 43 °C dio como resultado una desnaturalización de proteínas y

explicó que puede desarrollarse anquilosis y reabsorción ósea (18),(21). Otras investigaciones han descubierto que puede existir daño tisular del hueso morfológicamente evidente por encima de los 47 °C (14),(20). La temperatura en donde puede ocurrir daño permanente al hueso se reporta en un rango entre 56-60 °C, coincidiendo con Matthews y Hirsch, los cuales estudiaron la inactivación in vitro de la fosfatasa alcalina a 56 °C y consideraron este el punto crítico de su desnaturalización (18). Eriksson y Albrektsson encontraron en su estudio donde ocasionaban calentamiento en el hueso de conejos que la aplicación de 47 °C por 1 minuto fue el límite para la supervivencia ósea. A este límite, la necrosis del hueso ocurría sin regeneración. Estos resultados sugirieron que una temperatura crítica para el daño óseo puede ser menos de 47 °C y es dependiente al tiempo. Este aumento de 10 °C es generalmente aceptado como el valor representativo del punto en el cual ocurre daño irreversible al hueso (11),(18–20),(22,23).

Dominici *et al.* encontraron que la vibración ultrasónica de postes sin irrigación en dientes extraídos de humanos sobrepasaba el límite de 10 °C después de los 15 s (18),(20),(24). Satterthwaite *et al.* encontraron que en dientes extraídos enfriados con agua, 46 muestras de 60 pasaron el límite de los 10 °C después de 5 min de vibración ultrasónica del poste (18),(20). Aun cuando se utilizaba un disipador de calor para simular los tejidos de soporte de un diente, Huttula *et al.* concluyeron que la vibración ultrasónica en seco de postes durante 4 min generaba suficiente calor en la superficie de la raíz para afectar potencialmente a los tejidos adyacentes al diente (20).

Budd *et al.* utilizaron termografía infrarroja para determinar el aumento de temperatura en la superficie radicular causada por la remoción de postes con ultrasonido utilizando dispositivos piezoeléctricos y magnetostrictivos y cuatro agentes refrigerantes. Encontraron diferencias significativas en el aumento de temperatura relacionado al dispositivo ultrasónico, localización del diente y métodos de enfriamiento utilizados (18),(25). El diseño del estudio no contaba con la capacidad disipadora de calor de la vascularización del periodonto. Fors *et al.*

sugirieron que los cambios de temperatura que ocurren en la superficie radicular durante los estudios in vitro pueden ser menos pronunciadas in vivo debido a la vascularización del ligamento periodontal (18),(26).

Reacción de los tejidos a la aplicación de calor

En el estudio anteriormente mencionado por Eriksson y Albrektsson realizaron una observación de la reacción de los tejidos a la aplicación de calor. Los hallazgos en el estudio indicaban que el tejido óseo es más susceptible a lesiones por calor. A una temperatura de 50 °C aplicada por 1 min, fue observado un patrón consistente de lesión tisular. Las reacciones agudas vasculares durante el calentamiento consistieron en dilatación vascular y un incremento del flujo sanguíneo. El incremento de flujo sanguíneo fue observado a temperaturas de 40 °C a 41 °C.

No se observó un incremento de permeabilidad vascular. En su experimentación encontraron que en algunos pequeños vasos después del aumento de temperatura a 50 °C existía arresto circulatorio, lo que implica que este es el límite para la supervivencia vascular.

No se observó morfológicamente lesión al tejido conectivo durante la fase aguda de la aplicación de calor o durante las siguientes 2 hrs. Los efectos a largo plazo en los tejidos conectivos fueron estudiados en un periodo de 40 a 60 días después de inducir calor. El primer signo de lesión al tejido conectivo fue un obscurecimiento de las células grasas, regularmente observado de 2 a 5 días después de la aplicación de calor. Las células grasas se volvían largas, y seguido de resorción del tejido graso. El pico de resorción ocurría a las 2 semanas después de la aplicación de calor independientemente de la temperatura aplicada. Sin embargo, a una temperatura de 50 °C por 1 min y 47 °C por 5 min, las células grasas desaparecían más rápido que en el caso de los 47 °C por 1 min. Después de la resorción inicial de células grasas había una invasión de células grasa en los animales donde se aplicó 50 °C por 1 min o 47 °C por 5 min. En el grupo de 47 °C por 1 min no hubo invasión de células grasa.

En las temperaturas estudiadas no hubo remodelación del hueso durante los primeros 20 días después de la aplicación de calor. En los primeros grupos (50 °C por 1 min y 47 °C por 5 min) se observaron los primeros signos de resorción después de los 20 a 30 días siguientes de la aplicación de calor. Los bordes del trabeculado ósea empezaron a notarse menos nítidos y difusos. La superficie del hueso externo parecía rugosa y mostraba una apariencia ondulada. Entre los 30 y 40 días después de la lesión térmica, el dominio de la fase de resorción ósea continuaba y para el término del periodo había en muchos casos del 30% a 40% menor cantidad de hueso comparado con el que se observó antes de la aplicación de calor. Cuando ocurría la fase de resorción ósea, después de los 30 días de la aplicación de calor, había un incremento simultaneo en las células grasa. Cuarenta días o más después de la aplicación de calor, había más del 150% a 200% más células grasas comparado con lo que se vio antes de la aplicación de calor. Este incremento de células grasa solo se vio junto con la resorción ósea, y consideraron que era un signo de una degeneración de células grasa del tejido. El hueso que pertenecía a un subgrupo de tejido conectivo fue gradualmente reemplazado por células grasa representando otro tipo de célula de tejido conectivo. Esto indicó que el tejido óseo diferenciado fue en gran medida sustituido por un tejido dominado por células grasa.

En el último grupo (47 °C por 1 min), ocurrió una reacción ósea similar a la descrita anteriormente en 2 de los 5 animales. Sin embargo, ninguna invasión de células grasas reemplazó a las células grasas iniciales y el nivel de resorción ósea fue menor. Alrededor del 10% del hueso original observado desapareció después de un periodo de 30 días. En los 3 animales restantes solo hubo una menor resorción ósea, la cual fue difícil de separar del proceso de remodelado óseo normal. Se creyó que el nivel de 47 °C por 1 min es el límite de supervivencia ósea (22).

Existen pocos reportes de caso sobre lesión a los tejidos circundantes por remoción de postes bajo uso de ultrasonido, sin embargo, uno de ellos fue reportado por Walters JD y Rawal SY., donde describen el daño periodontal provocado por un dispositivo de ultrasonido.

INTRODUCCIÓN

Un paciente femenino de 42 años de edad fue referida a evaluación por un defecto gingival severo en el OD. 21. Excepto por una historia de 20 años de fumar media cajetilla de cigarros al día, su historia médica no tenía relevancia. La paciente mencionó que el defecto fue resultado de una lesión que ocurrió con su dentista general hace 7 semanas atrás. Durante una cita de colocación de poste en el OD. 21, el cemento endureció antes de la colocación correcta del poste, por consiguiente, el dentista trató de remover con un aparato de ultrasonido el cemento. Comenzó a sentir una incomodidad aguda después de varios minutos de tratamiento con el dispositivo, por lo cual le informa al dentista que la molestia era bastante para seguir con el procedimiento. Aun habiendo terminado el procedimiento ese día el dolor persistía y ella observó que se miraba la encía más blanquecina en la zona del OD. 21 en comparación con los otros dientes. La molestia en la zona anterior del maxilar no desistía, así que regreso con su dentista 2 días después. El dentista observó que había cambios degenerativos en los tejidos, y fue entonces cuando la paciente fue referida a un periodoncista para su evaluación. Para el tiempo de su cita que fue 2 semanas después, el tejido blanquecino ya se había desprendido.

Aproximadamente 5 semanas después de la lesión, acudió a una universidad en Ohio donde fue revisada y a las pruebas realizadas presentó sensibilidad a la percusión que no era evidente o diferente a los dientes vecinos de la zona maxilar. La zona vestibular del OD. 21 se encontraba totalmente desnuda sin tejido que la cubriera y presentaban movilidad grado II. Cuatro días antes de la visita de la paciente a la escuela de Ohio, había visitado a su médico por dolor persistente nasal y descarga purulenta. No tenía historia previa de algún desorden de los senos paranasales. A la examinación de la cavidad nasal izquierda reveló una descarga purulenta por debajo del cornete medio. Se le prescribió antibiótico.

En la primera cita de la paciente después de las 7 semanas de la lesión a los tejidos, se le tomaron radiografías a la zona anterior del maxilar la cual reveló severa pérdida de hueso alrededor de los incisivos y con mucha proximidad entre las raíces de OD 21 y 11. El OD. 21 presentaba radiolúcidez y ensanchamiento del ligamento periodontal en la zona distal de OD. 21 y mesial de OD. 11. El defecto vestibular del

OD. 21 fue de 8 mm de ancho en la unión cemento-esmalte. El tejido alrededor se encontraba eritematoso. Seguía sintiendo la paciente molestia, pero era menos intensa que al inicio. El diente estaba menos sensible a la masticación que antes, pero no le gustaba la apariencia. Se le dio terapia periodontal y se le pidió a la paciente no fumar. A las 2 semanas regresó y el diente presentaba movilidad I y la sensibilidad a la percusión seguía. El hueso alveolar se encontraba expuesto y el defecto no había cambiado a la visita pasada. La descarga nasal que tenía en la fosa nasal izquierda se había reducido.

Se le dio otra cita a la paciente por 3 semanas más. Durante esas 3 semanas la paciente refirió fuertes dolores de cabeza. Cuando la paciente regresó a su cita no había signos de resorción ósea sin embargo el margen gingival había migrado coronalmente. Después de días de dolores de cabeza y noches sin dormir, la paciente autorizó a un dentista de su localidad extraer los OD. 12-22 y reemplazarlos por una parcial removible. Aproximadamente después de los 45 días después de las extracciones, contacto a los dentistas de la universidad de Ohio y expresó su consternación de la zona eritematosa donde había ocurrido el daño. Regresó a los 10 meses para seguimiento, en donde se pudo observar hueso expuesto en zona de OD. 21, a la examinación se observó un defecto óseo persistente. Durante el proceso de cicatrización, el tejido blando falló en cubrir el alveolo, la mucosa se invagino dentro del defecto óseo. Un pequeño secuestro óseo fue removido del sitio. La paciente rechazó cualquier tratamiento quirúrgico para corregir este defecto (23).

Un artículo elaborado por Alan H. Gluskin *et al.* hacen mención de 3 reportes de caso sobre alteraciones a los tejidos provocado por uso de ultrasonido en remoción de postes, sin embargo, no dan muchas especificaciones de cada una de las situaciones clínicas ocurridas como fue descrito el caso anterior. Por otro lado, cabe mencionar que la resolución a los 3 casos de lesión a los tejidos fue la exodoncia de las piezas dentales (16).

Uso de refrigerantes

El uso de energía mecánica vibratoria ha sido utilizado por endodoncistas como un método altamente eficiente para dislocar y remover poste del cemento o la interface creada en las paredes del conducto.

Como lo demuestra la evidencia acumulada en la literatura existe un aumento considerable y transferencia del mismo durante la vibración ultrasónica en la remoción de postes, un gran número de estudios durante los últimos años han advertido al operador la necesidad de un agente enfriante para contrarrestar el aumento de calor (13).

Se había recomendado la instrumentación ultrasónica sin irrigación para la remoción de obstrucciones del conducto. Garrido *et al.* establecieron que el uso de refrigerantes durante la remoción ultrasónica de postes interfería en la disrupción del adhesivo o cementos a base de resina. Para la remoción de postes, era recomendado ser realizado en seco para optimizar la visión. Sin embargo, recientemente, ha sido recomendado que cuando se lleven a cabo procedimientos con ultrasonido por periodos extendidos de tiempo, el campo debe ser irrigado frecuentemente con agua para evitar el incremento de temperatura y la transferencia de calor peligrosa para los tejidos circundantes (18).

En un estudio in vitro realizado por Stephen Davis *et al.* donde evaluaron la eficacia de agentes refrigerantes en la remoción de postes metálicos con ultrasonido, se concluyó que en cortos ciclos de instrumentación con la utilización de agentes refrigerantes, eran más efectivos en la reducción de probabilidad de daño a los tejidos que cuando los dientes eran instrumentados en seco (13), por otra parte, un estudio realizado por Andrew S. Huttula *et al.* donde midieron los cambios de temperatura en la superficie radicular bajo la utilización de vibración ultrasónica con y sin irrigación aplicada a postes cementados concluyeron que la irrigación durante la remoción de postes utilizando instrumentación ultrasónica tiene

un impacto significativo en el aumento de temperatura en la superficie externa radicular (20).

Un estudio más reciente realizado por Lorenza Capriotti *et al.* se evaluaron los cambios de temperatura generados en la remoción de dos tipos de postes de fibra con ultrasonido bajo el uso de imágenes termográficas, donde se mostró que había una disminución considerable de calor cuando se utilizaban agentes refrigerantes como aire y agua (27). Entonces se determina que, el riesgo de lesiones causadas por aumento de temperatura al periodonto circundante y hueso es potencialmente minimizada cuando los instrumentos ultrasónicos son utilizados con agentes refrigerantes (13),(20).

La utilización de ciclos cortos de instrumentación ultrasónica en conjunto con procedimientos refrigerantes como lo es la irrigación con agua (15 ml/min y 30 ml/min han sido recomendados por ciertos estudios) puede prevenir un daño. Una torunda de algodón saturada con Endo Ice también ha sido mostrada como un método efectivo al igual que la irrigación copiosa con agua. El flujo de aire también ha mostrado tener efectividad, pero la conductividad del agua y su habilidad de transferir el calor fuera es mejor que el aire (11); sin embargo, como se ha dicho anteriormente, varios estudios han mencionado la importancia de la ausencia de agua como refrigerante en la remoción de postes de fibra de vidrio o postes colocados con cemento a base de resina (12),(17).

Hay mucho menos evidencia de cómo lograr con fiabilidad todas estas técnicas a la realidad clínica ya que muchos de los operadores usan la energía vibratoria ultrasónica durante varios períodos de tiempo sin ningún refrigerante. Los estudios reconocen consistentemente que las temperaturas pueden elevarse en períodos muy cortos de tiempo en ausencia de un adecuado y suficiente refrigerante (13).

Cámara termográfica

La termología es el estudio y aplicación de procesos biotérmicos para la evaluación de la salud o enfermedad y la palabra termografía emplea imagenología y evaluación visual de esos cambios térmicos. Desde la antigüedad el calor corporal es considerado como un indicador importante de bienestar y la aplicación de medición de temperatura e imagenología térmica ha continuado su evolución (28–30).

La relevancia de la medición de la temperatura parte del hecho de como la cantidad de circulación de la sangre difiere en varias partes de la piel, en consecuencia, la temperatura también muestra un cambio en concordancia. Por lo tanto, las enfermedades afectan el flujo de la sangre lo que resulta en irregularidades de distribución de la temperatura y cuando estas son evaluadas, mostraran datos diagnósticos genuinos (29).

Sobre el paso de los años, varios dispositivos como lo son los termómetros, termisores, termopares y sistemas de imagenología de cristal líquido han sido empleados para medir la temperatura corporal. Recientemente, con el avance de la tecnología las herramientas termográficas han progresado como un dispositivo de beneficio en el diagnóstico (28–30).

La evaluación de la temperatura corporal data desde la medicina griega pre-hipocrático y desde entonces es considerada como un signo de diagnóstico médico. Hipócrates en su libro de pronóstico también menciona la evaluación de la temperatura en diferentes órganos y asimetrías visibles en la distribución de temperatura puede ayudar en el diagnóstico y pronóstico de desórdenes médicos. Hipócrates también medía la temperatura de la piel de sus pacientes utilizando su mano derecha (28,29). Galen enfatizó que el calor del cuerpo fue creado debido a la biocombustión de la comida. Además, revisó un concepto sobre la retroalimentación entre los nervios sensoriales y motores, que hoy se conoce como el mecanismo principal de la termorregulación (29).

INTRODUCCIÓN

En 1592, Galileo invento un termómetro de aire semicuantitativo llamado Termoscopio de Galileo, el cual demostraba cambios de temperatura. En 1611, Sanctorious Santorio modificó el termoscopio e invento un termómetro, el cual demostraba la variación de temperatura en humanos en la salud y enfermedad. En 1911, Wunderlich introdujo la medición de la fiebre como un procedimiento diagnóstico clínico rutinario. La era moderna de la teletermometría fue iniciada en 1931 por Hardy, quien describió el rol psicológico de la emisión infrarroja de la piel humana y su importancia potencial en el diagnóstico. En 1986, la Academia Americana de Termografía Neuro-Muscular publicó pautas para la realización de exámenes termográficos faciales.

Basados en los métodos de aplicación de la termografía se pueden clasificar en los siguientes tipos, un método de contacto semi cuantitativo que utiliza cristales líquidos llamado termografía de cristal líquido (método de contacto), un método de detección infrarroja cuantitativo conocido como teletermografía infrarroja y teletermometría de área dinámica (métodos de no contacto).

La termografía infrarroja, teletermografía, teletermometría, termografía electrónica o imagenología termográfica infrarroja digital es un método para medir temperatura sin contacto donde el detector se mantiene remoto en un punto único. Consiste en un detector infrarrojo, amplificador-digitalizador, un microordenador y visualización de video. Los detectores infrarrojos utilizados son de diferentes tipos e incluyen, un detector infrarrojo de un solo elemento, detectores infrarrojos de matriz lineal y detectores de matriz duodimensional.

Dentro de las aplicaciones clínicas de la termografía se encuentran su utilización en pacientes con dolor orofacial crónico, disfunciones temporomandibulares, cuantificación de temperaturas que agredan a la pulpa dental, evaluación del déficit del nervio alveolar inferior, evaluación cualitativa de concentraciones de óxido nitroso, detección de herpes labial en fase prodromal, evaluación de desórdenes cráneo mandibulares, detección la enfermedad oclusal

carótidea, cuantificación de los efectos de la inflamación post-quirúrgica, cuantificación de los efectos de analgésicos, antiinflamatorios, etc, diagnóstico en síntomas miofaciales, en el diagnóstico de síntomas miofaciales y desordenes de nervios y huesos, dolores articulares, osteoartritis y artritis reumatoide, reacciones dolorosas musculares hiper o hipotónicas, tratamientos endodónticos, diagnóstico de cualquier inflamación orofacial, periodontitis aguda y crónica, sinusitis, cánceres en la región orofacial y síndrome de disfunción de dolor miofacial y para la evaluación de la reacción de los tejidos a nuevos materiales dentales (28–30)

En la actualidad, las imágenes térmicas han sido utilizadas para demostrar que los dispositivos ultrasónicos piezoeléctricos, así como las unidades ultrasónicas magnetostrictivas, producen calor cuando entran en contacto con las estructuras del diente o materiales dentales debido a la fricción (11).

La termografía ayuda en la evaluación y escenificación de varias disfunciones de la región de cabeza y cuello. El significado único de la termografía es la evaluación cualitativa y cuantitativa lo cual ayuda en la estimación de la progresión de enfermedades de una manera sistemática. Con la innovación de novedosos equipos e instalaciones de primer nivel, la termografía en un futuro cercano sin duda volverá a surgir como una herramienta de investigación única en la odontología (28).

JUSTIFICACIÓN

En la actualidad la remoción de postes de fibra de vidrio ha sido realizada con la ayuda de ultrasonido debido al mínimo desgaste que este proporciona a las paredes dentinarias, sin embargo, la falta de algún agente disipador de calor en dicho sistema causa un aumento de temperatura en el periodonto transmitido mediante las paredes del conducto.

La literatura menciona que un aumento mayor a 47 °C es capaz de provocar necrosis tisular. Por lo tanto, se pretende evaluar los cambios de temperatura bajo la aplicación de vibraciones ultrasónicas en postes de fibra de vidrio.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Se alcanzan temperaturas mayores a los 47 °C en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio con ultrasonido?

HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo

La cámara termográfica nos permitirá observar cambios de temperatura (si es que los hay) en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio con el uso de ultrasonido.

Hipótesis nula

Posterior al uso de ultrasonido en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio, no existe diferencia en el cambio de temperatura entre los grupos.

Hipótesis alternativa

Posterior al uso de ultrasonido en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio, existe diferencia en el cambio de temperatura en alguno de los grupos.

OBJETIVOS

Objetivo general

Evaluar los cambios de temperatura provocados por el uso de ultrasonido en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio.

Objetivos específicos

Evaluar cambios de temperatura durante la utilización de ultrasonido en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio con aire y en seco.

VARIABLES

Variables independientes

1. Tiempo de aplicación de punta ultrasónica en poste de fibra de vidrio.
2. Utilización de aire en aplicación de vibraciones ultrasónicas a poste de fibra de vidrio.

Variables dependientes

1. Cambio de temperatura resultante de la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio.

Operación de variables

Se evaluará el cambio de temperatura resultante de la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio con ultrasonido, de esta manera se podrá determinar si el ultrasonido provoca temperaturas de 47 °C o superiores y si el uso de refrigerantes ayuda en el descenso o control de temperatura.

MATERIALES Y MÉTODOS

Tipo de estudio

Experimental

Universo de estudio

En la presente investigación se utilizaron 40 dientes unirradiculares (premolares) con morfología radicular y dimensiones similares.

METODOLOGÍA

Materiales

Se tomaron radiografías de dientes de humano extraídos y se colocaron en solución fisiológica. Fueron seleccionados 40 premolares de un solo conducto con dimensiones y morfología radicular similar. Cada diente fue seleccionado con una forma paralela en sus dimensiones mesio-distal y buco-lingual del conducto para facilitar la retención de FibreKor Fiber Post de 1.0 mm (Pentron).

Preparación de las muestras y obturación

Se accedieron en todos los dientes con una fresa bola #4 y se utilizó una lima calibre 10 hasta verse fuera del foramen (Figuras 1 y 2). La longitud de trabajo se determinó a .5 mm del ápice anatómico. Todos los dientes fueron instrumentados con el sistema EdgeSequel Sapphire (EdgeEndo) finalizando en el instrumento (35/.04) (Figura 3). Se irrigaron los conductos con Viarizoni-T al 2% (Viardent) durante la instrumentación. Se obturaron los conductos con cemento Sealapex (SybronEndo) y puntas de gutapercha Hygienic (Coltene) utilizando la técnica de cono único (Figura 4). Se estandarizaron las medidas de los dientes de 19 a 20 mm, cortando con baja velocidad el término coronal, perpendicular al eje longitudinal del diente (Figuras 5 y 6).



Figuras 1 y 2. Muestra lima calibre 10 fuera de ápice anatómico.

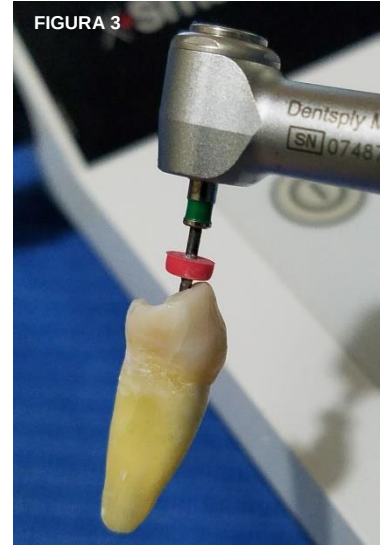


Figura 3. Muestra trabajo biomecánico con instrumento EdgeSequel Sapphire calibre 35/.04.



Figura 4. Muestra premolares en prueba de condensación con cono de gutapercha Hygienic 35/.04 a longitud de trabajo.



Figuras 5 y 6. Muestra corte de corona con baja velocidad y disco de diamante hasta estandarizar a 20 mm.

Preparación del conducto y colocación del poste

Los espacios para el poste fueron preparados a 15 mm en profundidad con fresa Peeso no.3 y se preparó el conducto como lo menciona el fabricante. Anterior a su colocación, se tomó una radiografía para verificar que estuvieran en contacto con la gutapercha (Figura 8). Una vez terminado el protocolo, fueron cementados con Automix Dual Cure Luting Cement (Prime Dental) (Figura 9). El exceso coronal fue removido con una fresa de diamante (Figura 10 y 11).



Figura 7. Muestra campo de trabajo para cementación de postes.



Figura 8. Muestra radiografía con poste sin cementar.



Figura 9. Muestra premolares con postes cementados.



Figuras 10 y 11. Muestra vista coronal de premolares sin segmento coronal del poste.



Medición del cambio de temperatura con cámara termográfica

Se colocó la cámara termográfica FLIR (modelo T620) en una habitación de 6x6 m a una distancia aproximada de 1 mtr de las muestras. Se colocaron las muestras sobre un tipodonto el cual fue sujetado por un dispositivo que quedara perpendicular a la cámara (Figuras 12, 13 Y 14). Las mediciones de temperatura se llevaron a los 10 y 20 s de utilizar la punta de ultrasonido E7 (NSK) con el dispositivo de ultrasonido Varios 370 (NSK) a una velocidad intermedia (E5) en las aplicaciones de vibraciones ultrasónicas al poste de fibra de vidrio.

FIGURA 12



FIGURA 13

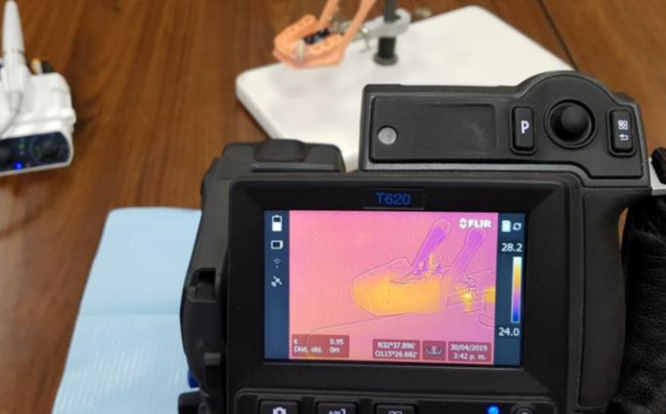


FIGURA 14



Se comenzó con la aplicación de la punta de ultrasonido a cada diente con poste de fibra de vidrio a temperatura ambiente de 25 °C aproximadamente de la siguiente manera (Figuras 15 y 16):

Grupo 1: colocación de punta ultrasónica en poste de fibra durante 10s en seco (Figura 17).

Grupo 2: colocación de punta ultrasónica en poste de fibra durante 20s en seco (Figura 18).

Grupo 3: colocación de punta ultrasónica en poste de fibra durante 10s con aire (Figura 19).

Grupo 4: colocación de punta ultrasónica en poste de fibra durante 20s con aire (Figura 20).



Figura 15. Muestra campo de trabajo para mediciones de temperatura sin enfriamiento.



Figura 16. Muestra campo de trabajo para mediciones de temperatura con enfriamiento.



Figura 17. Muestra imagen termográfica donde se realiza protocolo 10 s sin enfriamiento.



Figura 18. Muestra imagen termográfica donde se realiza protocolo 20 s sin enfriamiento.



Figura 19. Muestra imagen termográfica donde se realiza protocolo 10 s con aire.

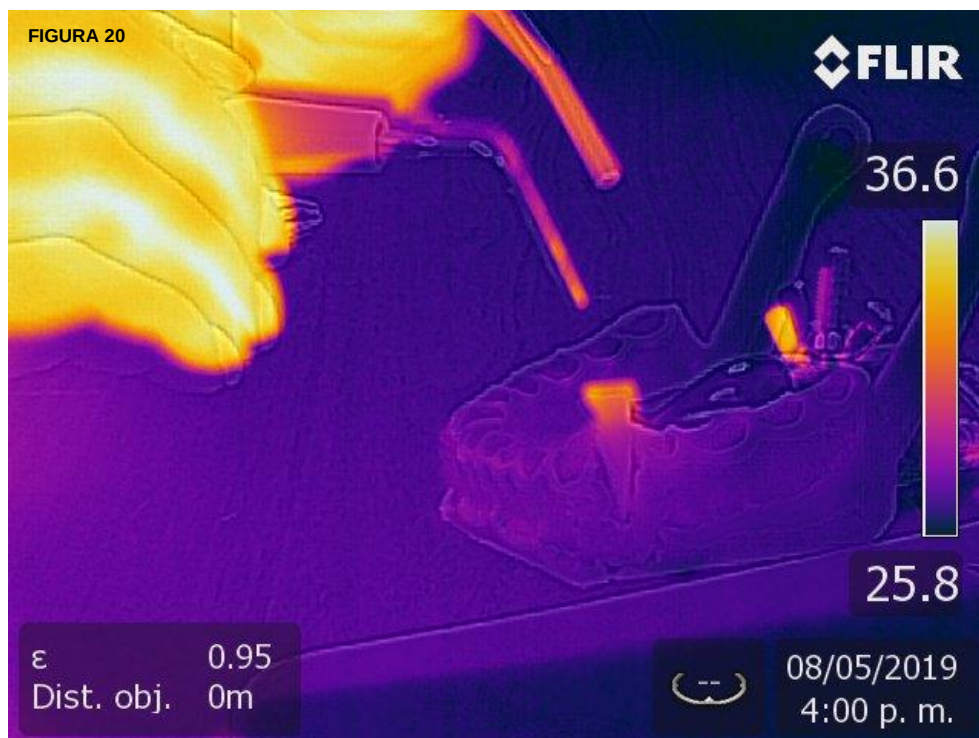


Figura 20. Muestra imagen termográfica donde se realiza protocolo 20 s con aire.

Para la captación de las temperaturas obtenidas en la experimentación se utilizó el software FLIR Tools donde se creaba un recuadro alrededor de la muestra y se obtenía la mínima y máxima temperatura alcanzada (Figura 21):



Figura 21. Muestra cómo se obtuvieron las temperaturas máximas alcanzadas con software FLIR Tools.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se utilizó el análisis de varianza ANOVA en el software Minitab.

El análisis de las medias a través de la prueba ANOVA factorial arrojó diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo ($F(1,40)=5.277$, $p=.028$). Por otro lado, el mismo análisis identificó que no hubo diferencias significativas entre el uso de enfriamiento ($F(1,40)=4.08$, $p=.051$), tal como se muestra en la tabla. El estadístico F correspondiente al efecto *tiempo-enfriamiento* lleva asociado un nivel crítico de 0.339, lo cual indica que la interacción *tiempo-enfriamiento* no posee un efecto significativo sobre la temperatura ($F(1,40)=.938$, $p=.339$).

RESULTADOS

Utilizando el software Minitab, se ingresaron todos los datos obtenidos en la experimentación y se obtuvieron los siguientes resultados expresados en las tablas 1 y 2:

TABLA 1
Rows: Duracion / Enfriamiento

		Resultado Mean	Resultado StDev	Count
10	Aire	30.87	2.64	10
	Seco	35.44	10.06	10
20	Aire	36.65	11.25	10
	Seco	49.65	22.86	10
All	All	38.15	14.99	40

Tabla 1. Muestra los promedios de los cuatro grupos y la desviación estándar de cada uno. En el 1er grupo de 10 s con aire se obtuvo un promedio de 30.87 con una desviación estándar de 2.64, por otra parte, en el grupo de los 10 s sin aire se obtuvo un promedio de 35.44 y desviación estándar de 10.06. En los grupos de 20 s con aire se obtuvo un promedio de 36.65 con una desviación estándar de 11.25, mientras que en el grupo sin aire se obtuvo un promedio de 49.65 y desviación estándar de 22.86.

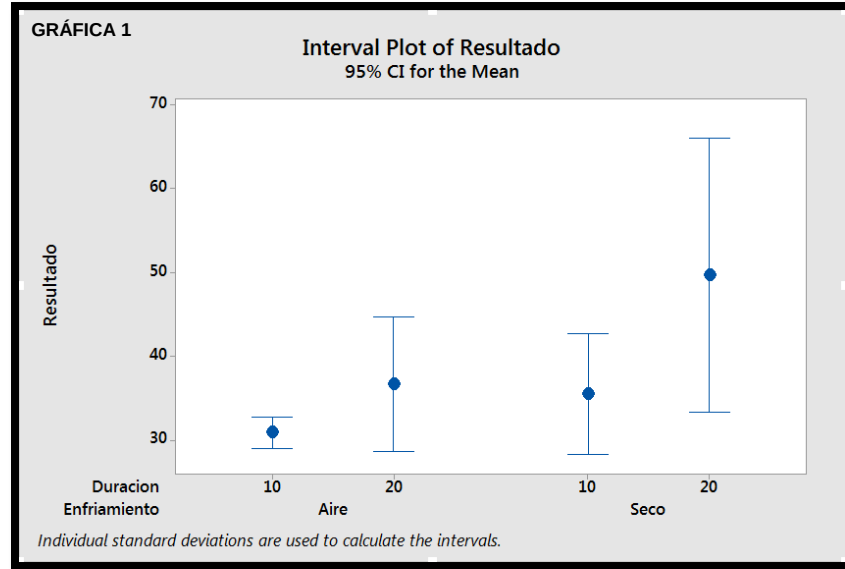
TABLA 2
Analysis of Variance for Resultado

Source	DF	SS	MS	F	P
Duracion	1	999.0	999.0	5.28	0.028
Enfriamiento	1	771.8	771.8	4.08	0.051
Duracion*Enfriamiento	1	177.7	177.7	0.94	0.339
Error	36	6815.6	189.3		
Total	39	8764.0			

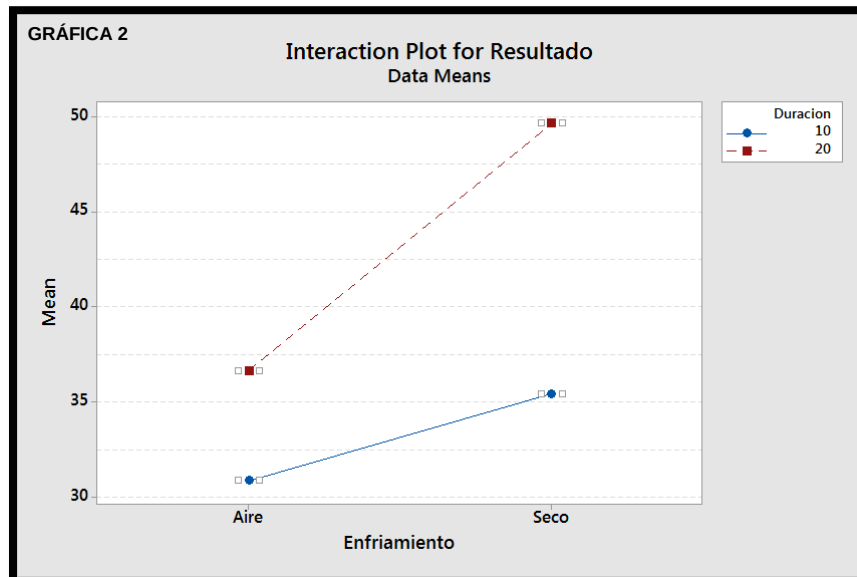
Tabla 2. Muestra el p-value de cada variable utilizada en la experimentación. La variable de duración fue la única en obtener un $p < 0.05$ (0.028). Por otro lado, las variables de enfriamiento e interacción de duración y enfriamiento obtuvieron un $p > 0.05$ de 0.051 y 0.339 respectivamente.

RESULTADOS

Utilizando el software Minitab, se ingresaron todos los datos obtenidos en la experimentación y se obtuvieron los siguientes resultados expresados en las gráficas 1 y 2:



Gráfica 1. Muestra gráfica de rangos de temperatura donde en el eje de las “X” se encuentran variables de duración y enfriamiento y en el eje de las “Y” el rango de las temperaturas alcanzadas en cada grupo y sus promedios.



Gráfica 2. Muestra gráfica de interacción de variables donde en el eje de las “X” se encuentran las variables de enfriamiento, y en el eje de las “Y” los promedios de temperatura alcanzados en cada grupo.

DISCUSIÓN

Queda claro que en los casos donde ha sido indicado el retratamiento y la pieza posee un poste de fibra de vidrio, el ultrasonido es la herramienta idónea para este tipo de situaciones clínicas, sin embargo, como ha sido demostrado por varios estudios, éste causa un aumento considerable de temperatura en el diente el cual puede ser transferible a los tejidos circundantes provocando daños irreversibles en los mismos (22).

En la presente investigación evaluamos los cambios de temperatura efectuados por el dispositivo de ultrasonido en la aplicación de vibraciones ultrasónicas a postes de fibra de vidrio de un solo tipo a los 10 y 20 s con y sin enfriamiento en 40 premolares unirradiculares a una velocidad media, donde se encontraron las mayores temperaturas en el grupo de 20 s sin enfriamiento con un promedio de 49.65 °C y una desviación estándar de 22.86; similar a lo encontrado en un estudio realizado por Stephen Davis *et al.* (13) donde buscaban analizar el aumento de temperatura y el uso de refrigerantes en la remoción de postes metálicos a los 10, 15 y 20 s. En este estudio concluyeron que con 20 s de aplicación de energía ultrasónica continua sin agente disipador de calor puede existir un aumento de temperatura que contribuya a un resultado clínico perjudicial. Por otro lado, un estudio con protocolo similar al realizado en la presente investigación de Lorenza Capriotti *et al.* (27), evaluaron el aumento de temperatura bajo imágenes termográficas en la remoción de dos tipos de postes de fibra de vidrio encontrando las mayores temperaturas en el grupo donde se aplicó vibración ultrasónica por 25 s continuos sin agentes refrigerantes.

En un estudio realizado por Huttula *et al.* (18) donde buscaban medir los aumentos de temperatura que existían en la remoción de postes metálicos; para asimilar la temperatura del cuerpo humano que se aproxima a los 37 °C, colocaron las muestras en un dispositivo el cual permitía que la temperatura durante toda la experimentación fuera de 37 °C, similar al protocolo realizado en el estudio ya mencionado de Stephen Davis *et al.* (13).

En el presente estudio no existió un protocolo que mantuviera a cierta temperatura las muestras durante toda la experimentación, sin embargo, al inicio de cada medición de temperatura se estableció una temperatura inicial de aproximadamente 25 °C. Es bien sabido que los cambios de temperatura que ocurran en los estudios in vitro siempre van a ser exponencialmente más altos, esto debido a que existe ausencia tejidos de soporte capaces de disipar el calor generado, como lo ocurre en la vida real (26).

También se pudo observar, que el protocolo más adecuado de los cuatro grupos evaluados en la presente investigación fue el de los 10 s con aire, obteniendo un promedio de 30.87 °C con una desviación estándar de 2.64, en comparación con el grupo de 20 s con aire con un promedio de 36.65 °C y desviación estándar de 11.25, sin embargo, este último no se diferencia mucho del grupo de 10 s sin enfriamiento, con un promedio de 35.44 °C y una desviación estándar de 10.06. Citando nuevamente el estudio de Stephen Davis *et al.*(13), donde al igual que en el presente estudio, se encontró mayor control de temperatura en los grupos donde se utilizaron agentes refrigerantes.

En este estudio no se utilizó agua como agente refrigerante debido al lodo dentinario y desechos de la desintegración del poste que se genera en el campo operatorio, con esto acercándonos más a una realidad clínica. Sin embargo, cabe destacar que en varias investigaciones (12),(17,18) ha sido citada la importancia de la ausencia de agua en la remoción de postes colocados con cementos resinosos bajo uso de ultrasonido, ya que se requiere más ciclos térmicos y con el uso de agua se disiparía el calor requerido.

Un artículo publicado por Alan H. Gluskin *et al.* (16) hacen referencia sobre tres reportes de caso en pacientes donde hubo daños permanentes a los tejidos de soporte después de haber realizado remoción de postes por un tiempo prolongado sin ningún agente disipador de calor. En el primer reporte de caso buscaban

remover un poste metálico de un central superior izquierdo; aun cuando el poste era metálico y por lo tanto más visible que un poste estético; hacen mención que la duración del tratamiento fue por aproximadamente una hora. Ahora, comparándolo con los hallazgos obtenidos en la presente investigación, podemos sugerir que el tiempo de aplicación de energía ultrasónica juega un papel de vital importancia en el aumento de temperatura. Sin embargo, existen un sinnúmero de factores que pueden influir en el ascenso de calor, como lo es el diente, su grosor, el tipo material del poste, medio cementante, el largo del poste, tipo de dispositivo utilizado, la magnitud de energía generada por el dispositivo de ultrasonido, tipo de punta, entre otros (11).

En la presente investigación, se eligieron únicamente premolares unirradiculares con morfología radicular y dimensiones vestibulo-lingual y mesio-distal similares. Se utilizó únicamente un tipo de poste de fibra colocado con cemento resinoso, de un largo de entre 14 a 15 mm. La aplicación de energía ultrasónica se realizó a una velocidad intermedia (E5); el instructivo del dispositivo de ultrasonido no especificaba cuanta energía se aplicaba en ese punto de velocidad; sin embargo, se aplicó la misma intensidad a todas las muestras. La punta utilizada fue una punta lisa, hoy en día utilizada con más frecuencia para la remoción de postes de fibra de vidrio. Estas medidas fueron tomadas para minimizar todas estas variables de nuestra experimentación.

CONCLUSIONES

Mediante las condiciones de este estudio, al realizar el análisis de varianza se encontró que el enfriamiento y la interacción duración y enfriamiento obtuvieron $p > 0.05$, lo que indica que no tienen influencia sobre los cambios de temperatura, sin embargo, el tiempo presentó $p < 0.05$, por lo tanto, se determina que estadísticamente existe una relación entre el cambio de temperatura y la duración de aplicación de vibraciones ultrasónicas.

RECOMENDACIONES

- Se deben establecer protocolos no mayores de 10 s continuos, acompañados o no de enfriamiento.
- Realizar nuevas investigaciones donde se evalúen más agentes de enfriamiento.
- Continuar con la búsqueda de dispositivos similares a un entorno lo más parecido posible a cavidad oral, para tener una mejor aproximación a la vida real.
- Evaluar la utilización de diferentes frecuencias en el dispositivo de ultrasonido.
- Experimentar en diferentes tipos de dientes para observar las diferencias obtenidas.

BIBLIOGRAFÍA

1. American Association of Endodontist. Glossary of Endodontic Terms, Ninth Edition. 2016;
2. Baumgartner IB. Ingle's ENDODONTIC6. Inc., BC Decker; 2008. Capítulo 1, Pg. 3.
3. Canalda. C, Brau E. Endodoncia. Técnicas Clínicas Y Bases Científicas. 3era edici. Elsevier España, S.L.; 2006. Capítulo 7.
4. Estrela C. Ciencia Endodóntica. Editoras Artes Médicas Ltda.; 2005. Capítulo 1, Pág. 2.
5. Hargreaves KM, Cohen S. Vías de la PULPA. Elsevier; 2011.
6. Deborah A. Termeie D. PERIODONTAL REVIEW, Q&A A STUDY GUIDE. Quintessence Publishing Co, INC; 2013. Capítulo 2, Pág 10-11.
7. Gomes ÉA, Gueleri B, Corrêa R. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. J Prosthet Dent. 2000;1–7.
8. Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED. Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores : An in vitro study. J Prosthet Dent. 2012;1–8.
9. Franco ÉB, Lúcia A, Fraga P, Rubo JH, Pereira JR, Paulo S, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. J Prosthet Dent. 111(1):30–4.
10. Scotti N, Bergantin E, Alovisei M, Pasqualini D. Evaluation of a Simplified Fiber Post Removal System. J Endod. 2013;39(11):1431–4.
11. Park E. Ultrasonics in endodontics. Endod Top. 2013;29(1):125–59.
12. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM. Ultrasonics in Endodontics : A Review of the Literature. 2007;33(2):81–95.
13. Davis S, Gluskin AH, Livingood PM, Chambers DW. Analysis of Temperature Rise and the Use of Coolants in the Dissipation of Ultrasonic Heat Buildup During Post Removal. J Endod. 2010;36(11):1892–6.
14. Ettrich CA, Pitts DL, Johnson JD. An Investigation of the Heat Induced during

- Ultrasonic Post Removal. 2007;33(10):1222–6.
15. Ansar A, HarishsShetty k. Uses of Ultrasonics in Endodontics, a Review. *Int J Adv Res.* 2019;6(12):1448–59.
 16. GLUSKIN AH, RUDDLE DDS. CJ, D.D.S.; EDWIN J. ZINMAN, D.D.S. JD. Thermal injury through intraradicular heat transfer using ultrasonic devices, Precautions and practical preventive strategies. *JADA.* 2005;136.
 17. Sluis L Van Der. Ultrasound in endodontics. *Ultrasound.* 2007;1(1):29–36.
 18. Huttula AS, Tordik PA, Imamura G, Eichmiller FC, Mcclanahan SB. The Effect of Ultrasonic Post Instrumentation on Root Surface Temperature. 2006;32(11):1085–7.
 19. Kwon S-J, Park Y-J, Jun S-H, Ahn J-S, Lee I-B, Cho B-H, et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):105.
 20. Horan BB, Tordik PA, Imamura G. Effect of Dentin Thickness on Root Surface Temperature of Teeth Undergoing Ultrasonic Removal of Posts. 2008;34(4):453–5.
 21. Sauk JJ, Norris K, Foster RA, Moehring JM, Somerman MJ. Expression of heat stress proteins by human periodontal ligament cells. *J Oral Pathol Med.* 1988;17(9–10):496–8.
 22. 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(1):101–7.
 23. Walters JD, Rawal SY. Severe periodontal damage by an ultrasonic endodontic device: A case report. *Dent Traumatol.* 2007;23(2):123–7.
 24. Dominici JT, Clark S, Scheetz J, Eleazer PD. Analysis of heat generation using ultrasonic vibration for post removal. *J Endod.* 2005;31(4):301–3.
 25. Budd JC, Gekelman D, White JM. Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonic post removal. *Int Endod J.* 2005;38(10):705–11.
 26. FORS U, JONASSON E, BERGQUIST A, BERG J -O. Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro.

- Int Endod J. 1985;18(3):199–202.
27. Capriotti L, Greco K, Paolone G, Sberna MT, Cantatore G. Removal of fiber posts during endodontic retreatments using ultrasonic tips: A comparison between two different endodontic fiber posts. *G Ital Endod* [Internet]. 2018;32(1):47–50. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gien.2018.04.002>
 28. Mouli PEC, Manoj CS, Senthil B, Parthiban S, Malarvizhi AE, Karthik R. Application of Thermography in Dentistry-A Review. 2012;1(1):39–43.
 29. Bhat S, Castelino R, Shetty SR, Gogineni SB. Arşiv Kaynak Tarama Dergisi Archives Medical Review Journal Dental Applications of Thermography Termografinin Diş Hekimliğindeki Uygulamaları. 2015;(July).
 30. Harshavardhan T, Vijayalaxmi N, Mudavath M, Meesala D. Thermography : A Newer Diagnostic Assessment Tool in Dentistry. 2017;87–92.