



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
MAESTRÍA EN CIENCIAS ESTOMATOLÓGICAS EN ORTODONCIA

TESIS

**“ANÁLISIS DE LA TRASFERENCIA DE CALOR AL CEMENTAR
BRACKETS METÁLICOS, EMPLEANDO LUZ LED”**

**PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA EN CIENCIAS
ESTOMATOLÓGICAS EN ORTODONCIA**

PRESENTA

M. E. ZAIRA ELOINA MÉNDEZ MANCILLA

MAT.: 214450012

DIRECTOR DE TESIS:

DR. I. M. MARCO ANTONIO CRUZ GÓMEZ ID: 100301922

ASESOR METODOLÓGICO:

M. C. MAURO GARCÍA SOLANO ID: 100426011

PUEBLA, PUE.

NOVIEMBRE DE 2015



BUAP

Oficio No. FESIEP/120/2015

ZAIRA ELOINA MÉNDEZ MANCILLA MAT. 214450012
ALUMNA DE ORTODONCIA
P R E S E N T E.

El que suscribe, MTRO. ALEJANDRO DIB KANÁN, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la F.E.B.U.A.P., por este medio hago **CONSTAR** que el Protocolo de Tesis **"Análisis de la trasferencia de calor al cementar brackets metálicos, empleando luz LED, in vivo"**, quedo Registrado con el No. PROT-ORT/11062015.

Sin más por el momento, quedo de Usted.

ATENTAMENTE.
"PENSAR BIEN PARA VIVIR MEJOR"
H. PUEBLA DE Z., A 11 DE JUNIO DE 2015.

M.C. ALEJANDRO DIB KANÁN

C.c.p. Archivo
C.c.p. Minutario
M*ADK/tsr.





BUAP

Oficio No. FESIEP/242/2015

M.E. ZAIRA ELOINA MÉNDEZ MANCILLA
ID. 214450012
ALUMNA DE MAESTRIA EN ESTOMATOLOGÍA
CON TERMINAL EN ORTODONCIA
P R E S E N T E.

El que suscribe, MTRO. ALEJANDRO DIB KANÁN, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la F.E.B.U.A.P., por este medio me permito informar que esta Secretaría aprueba la impresión de su Tesis sobre el tema "ANÁLISIS DE LA TRASFERENCIA DE CALOR AL CEMENTAR BRACKETS METÁLICOS, EMPLENADO LUZ LED", a fin de que realice su examen profesional de grado.

Deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

ATENTAMENTE.

"PENSAR BIEN PARA VIVIR MEJOR"

H. PUEBLA DE Z., A 27 DE NOVIEMBRE DE 2015.

M. en C. ALEJANDRO DIB KANÁN
SECRETARIO DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO



Nota: Este documento tiene validez 90 días posteriores a la fecha.

C.c.p. Archivo

C.c.p. Minutario

Facultad
de Estomatología

31 poniente 1304, Col. Volcanes,
Puebla, Pue. C.P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6403

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

DATOS DEL SOLICITANTE: _____ No. DE REGISTRO _____
PASANTE: M. E. ZAIRA ELOINA MÉNDEZ MANCILLA ID: 21 4450012

Domicilio: Privada de Paricutín no. 2713. Col. Volcanes

Fecha de ingreso: 26 de Noviembre de 2013

Título de la Tesis: "ANÁLISIS DE LA TRASFERENCIA DE CALOR AL CEMENTAR BRACKETS METÁLICOS, EMPLEANDO LUZ LED"

PROTOCOLO (anexarlo en original)

DIRECTOR DE TESIS: DR. I. M. MARCO ANTONIO CRUZ GÓMEZ ID: 100301922

GRADO ACADÉMICO: DOCTORADO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA

LUGAR DE TRABAJO: FAC. DE INGENIERÍA DE LA B. U. A. P. TEL.: 22 23 83 66 74 DOM.: BLVD. VALSEQUILO

FECHA DE ACEPTACIÓN: _____ FIRMA _____

ASESOR METODOLÓGICO DE TESIS: M. C. MAURO GARCÍA SOLANO ID: 100426011

GRADO ACADÉMICO: MAESTRÍA EN CIENCIAS MÉDICAS E INVESTIGACIÓN ESPECIALIDAD: ORTODONCIA

LUGAR DE TRABAJO: F. E. B. U. A. P. TEL.: 2221 51 60 74 DOM.: 31PTE. NO. 1314. COL. VOLCANES

FECHA DE ACEPTACIÓN: _____ FIRMA: _____

Es responsabilidad del Director de la Tesis guiar al estudiante en la aplicación de la metodología científica de la investigación en relación al problema-objeto que se estudia. Aceptar las enmiendas consideradas necesarias por el Lector designado por la Academia. El Protocolo deberá autorizarlo el Presidente de Academia (Anexo 1).

REVISIÓN DE LA TESIS:

Al terminar la elaboración de la Tesis, el interesado deberá presentarla elaborada en computadora, a espacio y medio, firmada por el director de la tesis y, en su caso, el asesor.

NOMBRE Y FIRMA DIRECTOR DE TESIS:

DR. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez

ID **100301922**

NOMBRE Y FIRMA DE ASESOR METODOLÓGICO:

M. C. Mauro García Solano

ID **100426011**

NOMBRE Y FIRMA DEL LECTOR:

M. S. P. Rosendo Carrasco Gutiérrez

ID **100008655**

NOMBRE Y FIRMA DEL PRESIDENTE DE LA ACADEMIA:

M. O. FARID DIPP VELÁZQUEZ

Al final de estos trámites la Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado autorizará la impresión de la Tesis..

FIRMA

FECHA

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA



**REGISTRO DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN CON VICERRECTORIA
DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO**

FECHA DE ACEPTACIÓN DEL PROYECTO: 02 DE MARZO DE 2015.

TÍTULO DEL PROYECTO: “CARACTERIZACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE
FRICCIÓN EN ARCOS TERMO-ACTIVOS Cu NiTi – BRACKETS (DAMON
METÁLICOS) BAJO TRATAMIENTO ORTODÓNCICO EN HUMANOS”.

TÍTULO DE LA PRIMERA FASE DEL PROYECTO: “ANÁLISIS DE LA
TRASFERENCIA DE CALOR AL CEMENTAR BRACKETS METÁLICOS,
EMPLEANDO LUZ LED”

ID: 00261

NOMBRE DEL INVESTIGADOR RESPONSABLE: DR. I. M. MARCO ANTONIO
CRUZ GÓMEZ.

CARTA DE CESIÓN DE DERECHOS

En la ciudad de Puebla, el día 27 de noviembre de 2015. El que suscribe la M. E. Zaira Eloina Méndez Mancilla, alumna del Posgrado de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Ortodoncia, con matrícula 214450012; manifiesto que es autor intelectual y material del presente trabajo de Tesis, bajo dirección del Dr. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez, quien cede los derechos del trabajo titulado: “ANÁLISIS DE LA TRASFERENCIA DE CALOR AL CEMENTAR BRACKETS METÁLICOS, EMPLEANDO LUZ LED”, a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla para su difusión con fines académicos y de investigación.

Los usuarios que utilicen la información de esta investigación están obligados a no reproducir el contenido sin la autorización previa del autor. Esta puede ser obtenida escribiendo a la dirección electrónica zai_mm@hotmail.com. Si el permiso es otorgado, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar como fuente la misma.

M. E. Zaira Eloina Méndez Mancilla.

ÍNDICE

	Pág.
Agadecimientos	I
Índice de figuras	II
Índice de tablas	III
Índice de ecuaciones	IV
Índice de gráficos	V
Glosario	VI
Abreviaturas	VII
Resumen	VIII
Abstract	IX

Capítulo I

1. Transferencia de calor en órganos dentarios humanos	1
1.1 Estructura del órgano dentario humano	
1.2 ¿Qué induce la transferencia de calor en el órgano dentario?	
1.3 Comportamiento térmico de los órganos dentarios	
1.4 Daño por inducción térmica	
1.5 Aplicaciones de la HT en los órganos dentarios	

Capítulo II

2. Caracterización experimental de la HT en el órgano dentario	4
2.1 Medición de las TPs dentales	
2.2 Respuesta dentaria ante un estímulo de calor en función de la circulación sanguínea y el DFF	
2.3 Influencia de diferentes factores de la HT sobre el órgano dentario	
2.3.1 La temperatura dependiente de las TPs	
2.3.2 Geometría dental	

- 2.3.3 Influencia del espesor de la capa dentaria y el esmalte
- 2.3.4 Materiales de restauración dental
- 2.3.5 Transferencia de calor debido al PBF y el DFF

Capítulo III

3. Modelo matemático de HT dental 8

- 3.1 Análisis teórico
- 3.2 Simulación numérica
 - 3.2.1 Modelado de la distribución del calor en el órgano dentario bajo irradiación de LCUs
- 3.3 Limitaciones de modelos existentes

Capítulo IV

4. Diodos emisores de luz 11

- 4.1 Lámparas de fotopolimerización dental de tecnología LED
 - 4.1.1 Transferencia de calor generada por LEDs

Capítulo V

5. Marco Teórico 14

- 5.1 Planteamiento del problema
 - 5.1.1 Pregunta científica
- 5.2 Justificación
- 5.3 Objetivos
 - 5.3.1 General
 - 5.3.2 Específicos
- 5.4 Hipótesis

	Pág.
Capítulo VI	
6. Materiales y métodos	18
6.1 Diseño del estudio	
6.2 Ubicación espacio-temporal	
6.3 Población del estudio	
6.4 Tamaño de la muestra	
6.5 Criterios de selección	
6.5.1 Inclusión	
6.5.2 Exclusión	
6.5.3 Eliminación	
6.6 Definición de las variables y escalas de medición	
6.7 Recursos	
6.7.1 Humanos	
6.7.2 Materiales	
6.7.2.1 Especificaciones técnicas del equipo	
6.8 Procedimiento	
Capítulo VII	
7. Resultados	23
7.1 Análisis de resultados	
Discusión de resultados	32
Trabajo para futuras investigaciones	33
Conclusiones	34
Referencias	35
Anexos	43
Consentimiento informado	
Reconocimiento IV Golden Bracket Award México 2015	

AGRADECIMIENTOS

Centro de Salud Física Integral de la facultad de Cultura Física de la B. U. A. P.

Mtro. C. Benjamín Flores Chico y al Dr. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez, por facilitar el equipo de medición (cámara termográfica Flir i3) para realizar el estudio.

Dr. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez, por su constante apoyo, dedicación y trabajo dedicado para registrar el proyecto de investigación ante V. I. E. P.; así como la oportunidad que me brindó para trabajar a su lado, con gran experiencia profesional, ha influido de manera importante en mi formación.

M. C. Mauro García Solano, por la aportación de artículos relevantes.

M. S. P. Rosendo Carrasco Gutiérrez, por su trabajo y tiempo dedicado para el análisis de resultados del presente trabajo de investigación.

M. C. Alejandro Dib Kanán, por las reuniones realizadas con todos los participantes de este proyecto para vigilar el cumplimiento del conograma establecido.

Índice de figuras

		Pág.
Fig. 1	Lámpara de fotopolimerización de tecnología LED 3M ESPE Elipar TM	21
Fig. 2	Cámara termográfica Flir I3	21
Fig. 3	Emisión de luz LED al cementar un bracket metálico	22
	A) Fotografía intraoral	
	B) Termografía intraoral	
Fig. 4	A) Termografía con la sobre-posición de las temperaturas registradas (base de datos de 60x60)	23
	B) Base de datos de la medición registrada de una termografía obtenida de la cámara Flir I3	24
Fig. 5	Aislamiento de la base de datos del área de interés, que corresponde a la termografía donde se identificó la temperatura más alta de toda la muestra del estudio	25
Fig. 6	Sobre-posición de la termografía que mostró la temperatura más alta de la muestra con la caracterización de las ecuaciones	28

Índice de tablas

		Pág.
Tabla 1	Medición <i>in vivo</i> de temperatura intraoral y cálculo de temperaturas extremas durante el consumo de bebidas y alimentos calientes	1
Tabla 2	Propiedades termofísicas del órgano dentario humano	5
Tabla 3	Grupos de estudio por escala de colores	22
Tabla 4	Estadísticos descriptivos	23
Tabla 5	Temperaturas que comprenden al plano vertical y horizontal partiendo de la temperatura más alta registrada en la muestra del estudio	26
Tabla 6	Porcentajes en la escala de colores	29
Tabla 7	Diferencia entre los promedios de las termografías del segmento dental anterior y posterior	31
Tabla 8	Estadística descriptiva de los promedios del segmento dental anterior y posterior	31

Índice de ecuaciones

		Pág.
Ecuación 1	Ecuación que aproxima los cambios de temperatura dependientes de las propiedades termofísicas de los órganos dentarios	6
Ecuación 2	Ecuación de transferencia Pennes, transferencia de calor en los sistemas biológicos	8
Ecuación 3	Modelado de la distribución del calor en el órgano dentario bajo irradiación de unidades de curado por luz	9
Ecuación 4	Ecuación de sexto grado, obtenida a partir de las temperaturas de ambos planos	25
	A) Horizontal	
	B) Vertical	

Índice de gráficos

		Pág.
Gráfico 1	Ecuación de sexto grado y polinomio de tendencia para ambos planos	27
	A) Horizontal	
	B) Vertical	
Gráfico 2	Promedios de las temperaturas que contienen cada una de las termografías de los segmentos dentales	30
	A) Anterior	
	B) Posterior	

Glosario

Símbolos matemáticos	Descripción
Q	Flujo de calor.
ε	Emisividad térmica.
σ	$5.67 \text{ E-}8 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{K}^4)$ es la constante de Stefan-Boltzmann.
As	Área superficial del objeto.
T_s	Temperatura superficial del objeto.
$\dot{q}$	Flujo de calor (por unidad de tiempo y unidad de área).
∇T	Gradiente de temperatura.
λ	Constante de conductividad.

Abreviaturas

Símbolo	Designación
DEJ	Unión amelodentinaria.
DFD	Fluencia del fluido dentinal.
DRM	Materiales de restauración dental.
DTs	Túbulos dentinarios.
FEM	Método de elementos finitos.
HSHPs	Piezas de mano de alta velocidad.
HSP	Proteínas de choque térmico.
HT	Transferencia de calor.
IPTR	Aumento de la temperatura pulpar.
LCUs	Unidades de curado de luz.
PBF	Flujo sanguíneo pulpar.
TC	Conductividad térmica.
TD	Difusividad térmica
TP	Propiedades termofísicas.
TTP	Dolor térmico dental.
LEDs	Diodos emisores de luz.
CQ	Canforquinona.
LCUs	Unidades de curado por luz.
QTH	Halógena de cuarzo-tungsteno.

Resumen

Las lámparas de fotopolimerización de tecnología LED a través de sus diferentes generaciones han demostrado ser las unidades de curado por luz (LCUs) más confiables para la pulpa dental. Se ha demostrado en diferentes estudios que si la velocidad de energía que recibe la pulpa dental es mayor a la que puede ser disipada durante el curado, se producirá un daño pulpar irreversible y que la estimulación de calor a 42°C disminuye la vitalidad pulpar.

El objetivo del trabajo de investigación fue determinar por medio de un modelado matemático la transferencia de calor generada por radiación al cementar brackets metálicos, empleando la lámpara de fotopolimerización LED, *in vivo*.

Se analizaron 64 imágenes termográficas al cementar brackets metálicos (Gemini de 3M Unitek; 0.022) con la lámpara de fotopolimerización LED Elipar (3M Unitek; 1,200 mW/cm²); la emisión de la guía de luz se ubicó a una distancia de 3 ±1 mm sobre el contacto interproximal, durante cinco segundos en mesial y cinco en distal, al mismo tiempo que se capturó la termografía con la cámara Flir i3 en ambas emisiones.

Se aisló el área de interés que contenía las temperaturas más altas y se calcularon las medidas de tendencia central para cada base de datos. La temperatura máxima registrada de toda la muestra del estudio fue de 39 °C, a partir de la cual se obtuvo una ecuación con las temperaturas del plano horizontal $y = 3E-07x^6 - 3E-05x^5 + 0,0009x^4 - 0,0122x^3 + 0,0784x^2 - 0,2476x + 37,47$; y con el vertical $x = 6E-07y^6 - 6E-05y^5 + 0,0021x^4 - 0,0363y^3 + 0,2682y^2 - 0,544y + 37,792$. Se aproximó un polinomio de tendencia de sexto grado, con el cual se comprobó que las ecuaciones son representativas para conocer la distribución de las temperaturas.

Este estudio demuestra que la temperatura superficial máxima registrada en las imágenes termográficas (39 °C), se verá disminuida por transferencia de calor hacia las capas intermedias entre el bracket y el tejido pulpar (resina, adhesivo, esmalte y dentina), por lo tanto, si se cumplen las especificaciones del fabricante, se descarta la probabilidad de daño pulpar.

El trabajo de investigación interdisciplinario permitió la obtención e interpretación de resultados desde diferentes puntos de vista y proporcionó una visión más amplia de los alcances que se pueden obtener.

Palabras clave: órgano dentario humano, cementado de brackets, transferencia de calor, lámpara de fotopolimerización LED, termografía.

Abstract

LED Curing light, through his different generations has proven that the light curing units (LCUs) are the most reliable for the dental pulp. It has been shown in several studies that if the rate of power supplied to the dental pulp is greater than that can be dissipated during curing, it will produce an irreversible pulp damage and heat stimulation decreases at 42 °C pulp vitality.

The objective of the research was to determine through a mathematical modeling the transfer of heat generated by radiation to cement metal brackets, using LED curing lamp, *in vivo*.

Were analyzed 64 thermographic images from a cementing metal brackets (3M Unitek Gemini 0.022) with Elipar LED curing light (3M Unitek, 1,200 mW / cm²); the emission of the light guide was located at a distance of 3 +1 mm on the interproximal contact for five seconds on mesial and five on distal, while the thermographic image was captured with the camera Flir i3.

Interest area which contained the highest temperatur was isolated and the the measures of central tendency for each database were calculated. The maximum temperature recorded throughout the study sample was 39 °C, from which an equation with temperatur^{as} in the horizontal plane was obtained $y = 3E-07x^6 - 3E-05x^5 + 0,0009x^4 - 0,0122x^3 + 0,0784x^2 - 0,2476x + 37,47$; and in the vertical plane $x = 6E-07y^6 - 6E-05y^5 + 0,0021x^4 - 0,0363y^3 + 0,2682y^2 - 0,544y + 37,792$. A sixth grade polynomial trend was approached in order to prove that the ecuation represent the temperature distribution.

This study shows that the maximum surface temperature in thermal images (39 °C), will be reduced by heat transfer to the intermediate layers between the bracket and the pulp tissue (resin adhesive, enamel and dentin), therefore, if the manufacturer's specifications are met, the probability of damage pulp is discarded.

Interdisciplinary research work allowed the gathering and interpretation of results from different points of view and provided a broader view of the scope that can be obtained.

Keywords: bonding orthodontic bracket, human tooth, heat transfer, LED Curing light, thermal imager.

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES GENERALES

CAPÍTULO I

1. TRANSFERENCIA DE CALOR EN ÓRGANOS DENTARIOS

La transferencia de calor (HT) en el órgano dentario humano es un fenómeno común en la vida diaria [1, 2] y en la clínica dental [3-6]. Con los avances en la odontología moderna, se han empleado instrumentos con diferentes fuentes de energía, como: láser dental [7, 8], unidades de curado por luz (LCUs) [9-11] y piezas de mano de alta velocidad (HSHPs) [12, 13]; los cuales causan por conducción térmica, daño en las diferentes capas que conforman al tejido dental (esmalte, dentina, cemento y pulpa) [2, 14-19], debido a la variación de temperaturas.

1.1 Estructura del órgano dentario humano.

El órgano dentario humano es un tejido duro compuesto por capas de geometría compleja [20]. La capa de esmalte tiene una composición mineralizada del 96%; el agua y el material orgánico complementan el 4% restante. La dentina es una capa mineralizada de tejido conectivo con una matriz orgánica de proteína colágena [21, 22], compuesta ~70% de material inorgánico, ~20% de material orgánico y ~10% de agua. Los túbulos dentinarios (DTs) se encuentran dirigidos de la cámara pulpar hacia el exterior del cemento o de la unión amelodentinaria (DEJ) [22]. La pulpa es un tejido conectivo que contiene fibras nerviosas de diámetros variables entre 1 a 10 μm [23] y terminaciones nerviosas sensibles en los DTs [24], las cuales penetran aproximadamente 100 a 150 μm dentro de los túbulos de la pared de la cámara pulpar [25]. Estas terminaciones nerviosas de la pulpa tienen un importante papel en la percepción de los estímulos térmicos [26].

1.2 ¿Que induce la transferencia de calor en el órgano dentario?

La transferencia de calor en el órgano dentario ocurre en la vida diaria y en procedimientos dentales con una variación de temperaturas entre -5 a 76.3 °C [2, 27], como se observa en la tabla 1.

Tabla 1. Medición *in vivo* de temperatura intraoral y cálculo de temperaturas extremas durante el consumo de bebidas y alimentos calientes [28].

Temperatura (°C)	Bebida caliente	Comida caliente
Máxima ^a	76.3	53.6
Media de la máxima ^b	46.4	41.6
Extrema calculado ^c	61.4	50.2

a. Temperatura más alta medida en un individuo entre los incisivos inferiores.

b. Media de la temperatura máxima, $\pm$ desviación estándar, para todos los individuos.

c. Temperatura máxima calculada + dos desviaciones estándar a la medición de la temperatura máxima en individuos.

Las LCUs han demostrado ser una tecnología útil en los tratamientos dentales [29]. Sin embargo, existe preocupación por el sobrecalentamiento del esmalte y la dentina durante la emisión de la luz de fotopolimerización hacia el órgano dentario, lo que provoca agrietamiento del esmalte y la dentina, así como la inflamación pulpar (hiperemia pulpar) [15, 16]. Durante los procedimientos de restauración dental, los órganos dentarios están expuestos a la radiación por la LCU y al experimentar un aumento sustancial de temperatura de 10 a 18°C en la resina y el órgano dentario adyacente [30-32]; 7.5 a 29 °C en la DEJ y 2 a 9 °C en la pared de la cámara pulpar [33].

Los tratamientos realizados con la HSHP generan calor por la fricción, dando como resultado un aumento de la temperatura pulpar (IPTR) [12, 13, 34]. Este aumento de la temperatura depende de la presión, de la velocidad de las piezas de mano [35] y los métodos de refrigeración empleados [12, 36].

1.3 Comportamiento térmico de los órganos dentarios.

La HT en el órgano dentario se basa en procesos de conducción y convección, como la fluencia del fluido dentinal (DFF) [37] y el sanguíneo pulpar (PBF) [30, 31]. Las propiedades termofísicas (TPs) de un órgano dentario varían entre sus diferentes capas [32] y de su microestructura [38]. La fluencia del fluido dentinal en los túbulos dentinarios después del calentamiento (o enfriamiento) puede también aumentar la HT en la pulpa. Además, la fluencia del fluido PBF aumenta cuando la temperatura intrapulpar sobrepasa los 42 °C [30] y decrece durante el enfriamiento [31]. La perfusión sanguínea tiene un importante papel en la termorregulación del tejido pulpar [30, 39], trabajando como un disipador o fuente de calor cuando se somete a enfriamiento.

1.4 Daño por inducción térmica.

Los cambios bruscos de temperatura pueden causar dolor dental, daños en los tejidos del órgano dentario [17-19, 40] y en la interface restaurativa (pérdida de unión entre el órgano dentario y el material de restauración dental, DRMs) [41, 42].

El esmalte y la dentina tienen diferentes propiedades térmicas y mecánicas. El esmalte tiene una difusión térmica (TD) de ~2.5 y un módulo de Young de ~4 veces mayor que la dentina [43, 44]. La diferencia en estas propiedades puede propiciar tensiones y formación de fisuras en el órgano dentario cuando se expone a estímulos térmicos [2, 14]. La pulpa dental, es vulnerable al calor, cuando la IPTR aumenta por arriba de ~5.5 °C, se induce un daño pulpar irreversible [18, 19]. No obstante, las células pulpares pueden sobrevivir a tales lesiones [45, 46]. Esto puede incrementar la síntesis de proteínas de choque térmico (HSPs) [47]. En un estudio se reportó que una estimulación de calor a 42 °C disminuye la viabilidad celular de la pulpa dental, mientras que la HSPs ayudan a recuperarla [48].

Las técnicas de restauración actuales se basan en las propiedades adhesivas de los DRMs [49], que funcionan normalmente en el rango de temperatura de -5 a 55 °C [27]. Las diferencias en las TPs entre órgano dentario y los DRMs facilitan el desarrollo de las tensiones térmicas [41, 50, 51], con la máxima tensión desarrollada en las interfaces de unión [52]; aunadas con las tensiones causadas por la masticación, estas pueden inducir degeneración de la interfaz de unión, causando reducción de la vida útil de las restauraciones dentales [45-53].

1.5 Aplicaciones de la HT en los órganos dentarios.

Una investigación *in vitro* de la HT en órganos dentarios bajo tratamientos dentales pueden proporcionar mejores enfoques para evaluar los procedimientos operatorios, reduciendo o previniendo daño dental. Con la finalidad de desarrollar una práctica dental menos empírica, en un adecuado diseño y elección de los DRMs con propiedades termomecánicas similares a las del órgano dentario, y así evitar las complicaciones postoperatorias.

Una mejor comprensión del fenómeno de la HT y la inducción térmica la DFF en los túbulos dentinarios ampliará el conocimiento de los mecanismos de dolor térmico dental (TTP) existentes y así los tratamientos para combatir el dolor dental serán más eficientes.

CAPÍTULO II

ANTECEDENTES GENERALES

CAPÍTULO II

2. CARACTERIZACIÓN DE LA HT EN EL ÓRGANO DENTARIO

Los modelos matemáticos pueden suplir estimaciones de información, mientras la caracterización experimental puede validar los modelos matemáticos y determinar las propiedades de diferentes materiales, necesitando de un modelado teórico.

2.1 Medición de las TPs dentales.

El conocimiento de las TPs dentales es crucial para la precisión de un modelado matemático y el análisis de la HT dental. Las propiedades más importantes en la HT dental, son: la geometría dental, la conductividad térmica (k , $\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$), calor específico (c_p , $\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$) y TD (α , $\text{m}^2 \text{s}^{-1}$). La conductividad térmica (TC) indica la capacidad de un material para conducir calor y se expresa como: $k = (\Delta Q / \Delta t) \times (L / A \Delta T)$; donde ΔQ (J) es la transmisión de calor durante el tiempo Δt (s) a través del espesor L (m), en la dirección normal para una superficie de área A (m^2), debido a la diferencia de temperatura ΔT (K). El calor específico es la energía requerida para incrementar una unidad de temperatura de una unidad cuantitativa de una substancia. La difusión térmica, es el radio de la TC para la capacidad de calor volumétrico, ρ (kg m^{-3}) que representa la densidad del material.

Los instrumentos y métodos tradicionales de HT que caracterizan las TPs de los componentes dentales, son: el termo par [14, 45, 54-58], la técnica de cámara infrarojo [58], el método de *flash laser* [39, 59, 60], la calorimetría de barrido diferencial (DSC) [38] y la taza de calorímetro tradicional [44, 61]. Los datos reportados en órganos dentarios humanos se resumen en la Tabla 2, la cual muestra diferencia significativa entre los resultados reportados, que se atribuyen a las técnicas de medición [62].

2.2 Respuesta dentaria ante un estímulo de calor en función de la circulación sanguínea y el DFF.

La pulpa es altamente vascularizada [25], por vasos arteriales que entran por el ápice radicular de los órganos dentarios, la microcirculación de la sangre juega un papel importante en el comportamiento térmico de los órganos dentarios, además de proporcionar nutrición a los tejidos periféricos. Estudios histofisiológicos revelan que la tasa de PBF es casi constante cuando el IPTR se encuentra dentro del rango de los 33 a 42 °C [63], aumenta significativamente cuando la temperatura es mayor a 42 °C [30], y disminuye por enfriamiento [31]. Esta característica contribuye significativamente a la termorregulación de tejido pulpar [30, 39]: el PBF actúa como disipador de calor y como fuente de calor, al exponerse a bajas temperaturas. Sin embargo, la influencia de PBF en la HT se considera insignificante en la práctica clínica debido al bajo volumen de sangre en la vasculatura pulpar [64]. Las tres teorías que se han propuesto para la activación de los nervios pulpares, son: la teoría neuronal, la teoría de la transducción

de odontoblastos y la teoría hidrodinámica [65]. La teoría neuronal asume que el estímulo térmico directo sobre los axones que se extienden a la DEJ son responsables de la sensación del TTP. Sin embargo, esta suposición se ha demostrado experimentalmente ser cuestionable, ya que la respuesta sensorial de los órganos dentarios a la inducción térmica se produjo antes de que se detectara un cambio de temperatura en la pared pulpar [66]. Basado en la observación de que los odontoblastos *in vitro* producen potenciales de acción [67], la teoría de la transducción propone que los odontoblastos pueden trabajar como células sensoriales que inician la transmisión del dolor dental; un fuerte argumento en contra de esta teoría es la observación de que la dentina queda sensible después de la destrucción local de los odontoblastos [68, 69]. En la actualidad, la teoría más aceptada es la teoría hidrodinámica [68, 70], la cual sugiere que las terminaciones nerviosas libres situadas en el interior de la dentina y alrededor de los odontoblastos se activan por la DFF, por inducción térmica [71].

Tabla 2. Propiedades termofísicas del órgano dentario humano.

Característica	Componente dental	Valores (metodos)	Referencias
α Difusividad térmica [$\times 10^7 \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$]	Esmalte ^a	4.69 ^f	Brown et al.
	Esmalte	4.20 ^f	Braden
	Esmalte ^d	2.27 ^g	Panas et al.
	Dentina ^a	1.87 (^b) ^f	Brown et al.
		1.83 (^c)	
	Dentina ^a	1.99 (^b) ^g	Magalhães et al.
		2.04–2.65 (^c)	
	Dentina	2.58 ^f	Fukase et al.
	Dentina	2.60 ^f	Braden
	Dentina ^d	1.92 ^g	Panas et al.
	Pulpa ^e	1.5	De Vree et al.
	Valor mayor (enamel + detine)	3.49 (heating) ^h 2.78 (cooling)	Panas et al.
k Conductividad térmica [$\text{W m}^{-1} \text{ K}^{-1}$]	Esmalte ^a	0.93 ^f	Craig and Peyton
	Esmalte	0.92 ^f	Braden
	Dentina ^a	0.58 (^b) ^f	Craig y Peyton
		0.57 (^c)	
	Dentina	0.11 ^f	Johnson et al.
	Dentina	0.96 ^f	Lisanti and Zander
	Dentina	0.98 ^f	Simeral
	Dentina	0.88 ^f	Little et al.
	Dentina ^a	0.36 (^b) ^g	Magalhães et al.
		0.48–0.66 (^c)	
	Dentina	0.63 ^f	Braden
	Dentina	0.58 (^b) ^f	Craig y Peyton
		0.57 (^c)	
	Dentina	0.40 (Root ^c) ^f	Soyenkoff y Okun
		0.45 (Crown ^c)	
	Pulpa ^e	0.63	De Vree et al.
c_p Calor específico [$\times 10^{-3} \text{ J kg}^{-1} \text{ K}^{-1}$]	Esmalte ^a	0.71 ⁱ	Brown et al.
	Esmalte	0.75 ⁱ	Peyton y Simeral
	Dentina ^a	1.59 ⁱ	Brown et al.

Continuación de tabla 2. Propiedades termofísicas del órgano dentario humano.

Característica	Componente dental	Valores (metodos)	Referencias
	Dentina ^a	0.87 (^b) ^j	Magalhães et al.
		1.04–1.18 (^c)	
	Dentina	1.30 ⁱ	Fukase et al.
	Dentina	1.17 ⁱ	Peyton y Simeral
	Todos los dientes ^a	1.26 ⁱ	Brown et al.
	Pulpa ^e	4.2	De Vree et al.
ρ Densidad [$\times 10^{-3} \text{ kg m}^{-3}$]	Esmalte (deciduo)	2.95	Berghash et al.
	Esmalte(permanente)	2.97	Manly et al.
	Esmalte ^a	2.80	Brown et al.
	Dentina (deciduo)	2.18	Berghash et al.
	Dentina (permanente)	2.14	Manly et al.
	Dentina ^a	1.96	Brown et al.
	Dentina ^a	2.09–2.40	Magalhães et al.
	Cemento	2.03	Berghash et al.
	Todos los dietes ^a	2.20	Brown et al.
	Pulpa ^e	1.00	De Vree et al.

- a. De un tercer molar humano.
- b. Perpendiculares a los túbulos
- c. Paralelo a los túbulos.
- d. De un premolar humano.
- e. Valores tomados de agua de acuerdo con Veree et al. [62]
- f. Datos adquiridos usando un método de conexión térmica.
- g. Datos adquiridos usando un método *flash laser*.
- h. Los datos adquiridos mediante el método de calefacción monotónica.
- i. Los datos adquiridos mediante el método de la taza de calorímetro tradicional.
- j. Los datos adquiridos mediante el método DSC.

2.3 Influencia de diferentes factores en la HT sobre el órgano dentario.

La HT en el órgano dentario varía por numerosos factores, tal como, la temperatura dependiente de las TPs, la geometría de los componentes dentales, el tipo de DRMs, la circulación pulpar y la perfusión sanguínea.

2.3.1 La temperatura dependiente de las TPs.

Cuando los cambios de temperatura exceden los 10°C, es necesario considerar en el modelado matemático la temperatura dependiente de las TPs del órgano dentario. La dependencia de la TC y la TD del órgano dentario sobre la temperatura, podría aproximarse como lo expresa la ecuación 1: $k = k_0 + k_1 T$, $\alpha = \alpha_0 + \alpha_1 T$. Donde k_0 , k_1 , α_0 y α_1 , representan los valores de ajuste lineal para evaluar los datos. Sin embargo k_1 y α_1 por lo regular tiene valores cercanos a cero, lo que implica que k y α son solo poco influidos por la temperatura, especialmente cuando la temperatura es relativamente baja. Por tal motivo, existen estudios de HT [72-75] que asumen con frecuencia que las TPs son independientes de la temperatura para simplificar el análisis matemático.

2.3.2 Geometría dental.

El esmalte tiene una estructura única, conformada por la alineación de los prismas, los cuales corren aproximadamente perpendicular de la DEJ hacia la superficie dental [76]. Esta característica de la disposición de los prismas en el esmalte, tiene una influencia significativa en la excursión de calor en el órgano dentario. La porosidad de la dentina esta correlacionada con la presencia de Datos, la densidad y la TC [38]. La característica geométrica de la dentina, facilita una mejor HT hacia el tejido pulpar, por lo tanto, es concebible que el material dentinario sea adaptado para mejorar su resistencia ante alteraciones térmicas y para disipar el calor hacia el tejido pulpar [77].

2.3.3 Influencia del espesor de la capa dentinaria y el esmalte.

El esmalte y la dentina tienen relativamente bajos valores en TC y difusividad, lo que les permite proteger a la pulpa de una agitación térmica nociva. Los efectos de la simulación térmica sobre la DFF han sido investigados en órganos dentarios con exposición dentinal [78], y se reportó que responden de manera más rápida a simulación térmica que órganos dentarios intactos, debido a la transferencia directa de calor a la dentina en ausencia del esmalte.

2.3.4 Materiales de restauración dental.

La influencia de los DRMs sobre la HT dental ha sido estudiada extensamente debido a que es significativa en la aplicación clínica [33, 74, 75]. Esto ha establecido que el rendimiento térmico de la restauración dental difiere significativamente de los órganos dentarios intactos, debido a las diferentes TP's de los DRMs y el órgano dentario.

2.3.5 Trasferencia de calor debido al PBF y el DFF.

El índice del PBF en la cámara pulpar [79, 80], es correlacionado con la temperatura perimetral. Por ejemplo, el índice del PBF pulpar aumenta significativamente cuando el índice de la temperatura sobrepasa los 42°C [30] y decrece con el enfriamiento [31]. El intercambio de calor entre la perfusión sanguínea y el tejido periférico puede influir significativamente en el comportamiento térmico del tejido pulpar [30, 39]. Además, el calor también puede simular el DFF debido a la deformación térmica de los DTs y del fluido tisular. El exterior o interior bajo el estímulo del movimiento del fluido frío o caliente [37] causa la redistribución de la temperatura de la cámara pulpar.

CAPÍTULO III

ANTECEDENTES GENERALES

CAPÍTULO III

3. MODELO MATEMÁTICO DE HT DENTAL

La HT en órganos dentarios restaurados y no restaurados se ha estudiado extensamente, haciendo énfasis en la evaluación del inesperado IPTR durante los tratamientos dentales. La temperatura dental ha sido medida en numerosos estudios, en los cuales a pesar de que solo proporciona información de la temperatura tisular como puntos específicos [10, 37, 81]. El modelo matemático, en este aspecto, puede direccionar problemas en la predicción, distribución y evolución de la temperatura dentro del órgano dentario.

3.1 Análisis teórico.

Basado en la ecuación de transferencia Pennes'bioheat (HT en los sistemas biológicos), varios problemas de conducción de calor se han solucionado por el principal análisis que se ha presentado bajo límites de condiciones de diferencia térmica [82-83].

Modelo de Pennes [84], se expresa en la ecuación 2:

$$\rho c \partial T / \partial t = \Delta(k \Delta T) + \rho_b c_b \omega_b (T_a - T) + q_{\text{met}} + q_{\text{ext}}$$

Donde:

ρ (kg m ⁻³):	tejido dental.	Tejido dental
c (J kg ⁻¹ K ⁻¹)		Calor específico del tejido
k (W m ⁻¹ K ⁻¹)		Transferencia del calor al tejido
ρ_b (kg m ⁻³)		Densidad sanguínea
c_b (J kg ⁻¹ K ⁻¹)		Calor específico de la sangre
T_a (K)		Temperatura sanguínea
ω_b (ml s ⁻¹)		Velocidad de perfusión sanguínea
T (K)		Temperatura del tejido circundante
q_{met} (J)		Generación del metabolismo de calor
q_{ext} (J)		Calor generado por fuentes de calor externas

En la práctica clínica, la predicción de la distribución de calor en el órgano dentario es vital para optimizar parámetros de tratamientos dentales. Soluciones analíticas para la conducción de calor en la interacción de los LEDs con el material y tejidos biológicos han sido bien establecidos [85, 86]. Sin embargo la solución es comúnmente obtenida por la simplificación del problema (ej., el descuido de procesos de energía superficial, como la irradiación y la convección), el cual pone restricciones sobre el modelado de los perfiles espaciales y temporales del impulso causado.

3.2 Simulación numérica.

La HT en el órgano dentario depende de su geometría, propiedades y una función biológica *in vivo*. Debido a la complicación de la estructura topológica del órgano dentario, se introdujeron más de uno de sus componentes dentro de un modelo analítico que permitiera una solución. Métodos numéricos de elemento finito (FEM) y el de diferencia finita (FDM) ofrece una cercana aproximación [33, 87, 88, 89]. En el modelo matemático, el órgano dentario generalmente es simplificado como un sistema con aéreas geométricas contenidas únicamente en el esmalte, dentina y en los DRMs (en órganos dentarios restaurados), con HT entre la pared y el tejido pulpar [74]. Sin embargo, esta simplificación permite aproximar resultados [64], como la HT hacia la pulpa dental [33, 73, 90].

Basados en la ley de Fourier de conducción de calor, ha propuesto varios modelos con o sin la consideración del tejido pulpar, para la HT en órganos dentarios restaurados y no restaurados. La temperatura y los campos de tensión térmica han sido calculados cuantitativamente usando FEM 2D o 3D.

3.2.1 Modelado de la distribución del calor en el órgano dentario bajo irradiación de LCUs.

La rápida fotopolimerización de los composites dentales requiere de un aumento de la salida de energía de las LCUs, la cual puede dañar el tejido pulpar [10,11]. Tunc [33] y Preiskorn et al. [81] desarrollaron modelos para analizar el potencial de sobrecalentamiento pulpar, cuando el órgano dentario es irradiado con LCUs. Sin embargo, se asumió una constante de límite térmico de flujo de calor, lo que limita la aplicación universal del modelo matemático de un tipo de LCU a otro. Jakubinek et al., han desarrollado un modelo matemático que considera la intensidad de la LCU, en una sección transversal del material, dividido por el espesor.

Como se expresa en la ecuación 3: $Qn = \left\{ I_0/d (e^{-(n-1)d/x} - e^{-(nd/x)}) \right\}$, para $0 \leq t \leq t_L$

Donde:

t_L (s)	Duración del tiempo de exposición a la luz.
I_0 (W / m ²)	Es la intensidad de la luz en la superficie del órgano dentario.
$y \delta$ (m)	Profundidad de penetración de 1 / e.

Las predicciones numéricas de Jakubinek et al. [87] parecen estar de acuerdo con las mediciones experimentales.

3.3 Limitaciones con los modelos existentes.

Previas investigaciones que se han realizado hasta ahora siguen reportando discrepancia significativa entre las mediciones experimentales y de modelos matemáticos. Por ejemplo, Tunc [33] informó que la temperatura predicha por modelos numéricos existentes no podía utilizarse directamente como cambios de temperatura *in vivo* debido a que los modelos no consideran el efecto de enfriamiento de la perfusión sanguínea en la cámara pulpar y el DFF. La discrepancia indica que algunas de las suposiciones realizadas en el desarrollo de estos modelos no son realistas. Los factores que prohíben el desarrollo de un modelo matemático ideal, incluye: (1) las propiedades físicas de los órganos dentarios varían entre cada uno (incisivos, caninos, premolares y molares), incluyendo edad, sexo y raza. Incluso para un solo órgano dentario, sus propiedades físicas difieren de una capa a otra y son anisotrópicas, así como no homogéneas en cada capa [91, 92]. Mientras que, en los modelos existentes, los órganos dentarios son tratados como materiales estratificados y supone que es homogéneo, isotrópico y linealmente elástico en cada capa. Tales simplificaciones conducen a una presentación inexacta de la HT dental y, por tanto, se prohíben las predicciones para ser utilizadas como una guía para las aplicaciones clínicas. (2) Los modelos actuales suponen que la conducción de calor sólo se produce entre la pared de la cámara pulpar y la pulpa, sin considerar la influencia de la PBF y el DFF. (3) Las condiciones de las limitaciones térmicas dentales, especialmente por debajo de la encía es demasiado complejo para ser determinado. En los modelos existentes, estas condiciones limitantes han sido muy simplificadas (usando la temperatura oral como la temperatura constante) [33, 86].

CAPÍTULO IV

ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

CAPÍTULO IV

4. DIODOS EMISORES DE LUZ

Los diodos emisores de luz (LEDs) son dispositivos fotónicos, que convierten la energía eléctrica en radiación óptica cónica por electroluminiscencia [93]. Estos dispositivos sólidos se basan en la diferencia de energía de polarización directa (intervalo de banda) entre dos sustratos de semiconductores disímiles (banda de conducción de tipo n y la banda de valencia de tipo p), para determinar la longitud de onda de la luz emitida [94].

Los primeros LEDs de luz visible tenían precios elevados (200 USD por unidad) y con pocas aplicaciones prácticas [95]. El primer LED visible de GaAsP emitía luz roja y tenía un rendimiento luminoso de 1,5 lúmenes/Watt de consumo de energía eléctrica (lm W⁻¹) [93]. Debido a que la longitud de onda del láser rojo es más larga que la azul, el tamaño del orificio a través del cual la luz tenía que pasar con el fin de crear una señal digital, también era grande. Con el desarrollo de la longitud de onda más corta, el LED azul proporcionó una mayor información almacenada en un tamaño menor [96].

En 1962, Holonyak y Bevacqua reportaron la emisión de luz coherente visible de uniones de fosfuro de arseniuro de galio (GaAsP) [97]. Este evento puede ser considerado como el nacimiento de LEDs que emiten luz visible. En la década de 1990, las emisiones azules desarrollaron el uso de sustratos de nitruro de galio-indio (InGaN) [98], lo que propició el primer LED en la historia de apariencia blanca [98, 99]. El rango de salida del nuevo LED azul desarrollado entró dentro de la máxima absorción de canforquinona (CQ), que es el único fotoiniciador en la mayoría de los composites comerciales, lo que permite la posibilidad de utilizar LEDs azules como fuente de luz de curado dental [94, 100]. Con la finalidad de permitir la polimerización de los materiales de restauración que utilizan CQ como iniciador, los fabricantes de LCUs recurrieron a proporcionar conjuntos de chips LEDs que emiten más de una longitud de onda [101]. La primera de estas unidades de LED azul, utiliza un chip central de 5W independiente, rodeado por cuatro LEDs violeta de baja potencia (aproximadamente 400 nm): Ultralume 5, productos Ultradent, South Jordan, UT. Por lo tanto, mediante la combinación de la salida de estas dos longitudes de onda, se proporcionó luz en longitudes de onda que eran eficaces no sólo para CQ, sino para el conjunto alternativo de iniciadores, así como, para crear el equivalente de una luz de curado "LED banda ancha". Otros fabricantes incorporan chips violetas situados junto a otros chips azules dentro de un solo elemento LED: LZ4-00D110, High Efficiency Dental Blue +UV LED Emitter, Led Engin, Inc. con 1 diodo UV emisor de 0,76 W y 3 diodos azules cada 3 W emitidos. Esta capacidad de generar múltiples longitudes de onda de una sola luz LED llevó una "tercera generación" de las luces LED de curado dental. Por lo general, estas unidades utilizan NiMH o la tecnología de baterías de ion-litio. Un fabricante en la actualidad incorpora tres diferentes chips de longitud de onda: Valo, Productos Ultradent. Las unidades de esta generación son muy eficaces en proveer la suficiente

radiación a longitudes de onda apropiadas, para ser capaz de polimerizar cualquier tipo de DRM [102].

4.1 Lámparas de fotopolimerización dental de tecnología LED.

En la tecnología odontológica las Locus que se han desarrollado a través de diferentes tipos de fuentes de luz, son: la luz ultravioleta, luz de halógena de cuarzo-tungsteno (QTH), láser de argón ionizado, luz de arco de plasma, luz QTH de alta intensidad y los LED, la cual ha resultado ser la más eficiente para la fotopolimerización de composites dentales. A principios del siglo XXI, el proceso de fotopolimerización basado en LEDs, se ha convertido en el estándar de oro en el curado de composites dentales [103], principalmente por tres factores: invención de los LEDs visibles hace 52 años; por la introducción en 1994 de la alta luminosidad de luz azul que emiten los LED GaN (nitruro de galio); la creación de la primera LCU LED azul para la fotopolimerización de los biomateriales orales.

El principal objetivo ha sido el desarrollo de una luz que permita un curado de los biomateriales dentales con mayor velocidad y una menor generación de calor. La intensidad de la salida de luz de curado depende de la condición de la bombilla, filtros y guía de luz; diseño de la guía de luz; fuente de energía; y la distancia de la emisión de luz a la superficie de la resina [104-107]. Los LED tienen longevidad superior a la de los sistemas de halógeno, poca atenuación en intensidad con el tiempo y alta intensidad de emisión, hasta de 1600 mW [108]. Se ha comprobado por medio una cámara infrarrojo de alta resolución (HRIR), que los composites fotocurados por LCUs QTH alcanzan significativamente mayores temperaturas en comparación con los curados mediante LCUs LED. Los materiales de tonos más claros alcanzaron mayor temperatura que los de tonos más oscuros cuando se curan con LCUs LED; la propagación del calor fue más lento y la penetración de calor fue menor en composites expuestos a la LCUs LED, en comparación con los curados con LCUs QTH.

4.1.1 Tráferencia de calor generada por LEDs.

Debido a que el gradiente de temperatura ($\Delta T/\Delta x$) es significativamente más pequeño en los composites expuestos a la LCUs LED, el flujo de calor resultante es más pequeño en comparación con composites curados con LCUs QTH. Las propiedades térmicas de las LCUs LED, han mostrado ser las más confiables con la pulpa dental, sin tener que comprometer en las propiedades mecánicas resultantes de los composites dentales [109].

Un aspecto importante que se ha estudiado es la potencia de la fotopolimerización, en la cual el diámetro de la punta de la guía de luz tiene un papel importante. Al extender el tiempo de exposición puede compensar una menor radiación al usar un mayor diámetro en la punta de la guía de luz [110].

El tejido pulpar del órgano dentario es sensible a la velocidad del cambio de temperaturas [111] generadas por la energía absorbida de la LCU LED, por la reacción exotérmica de la polimerización [104] y por el aumento de calor resultante de una mayor potencia en la emisión de la LCU LED [112, 113]. Si la velocidad de la energía que recibe la pulpa dental es mayor a la que puede ser disipada durante el curado, se producirá un daño pulpar irreversible por el aumento de la temperatura generada [114]. Las temperaturas se correlacionan directamente con los niveles de densidad de potencia y las diferencias en los espectros de emisión de luz de fotocurado [115]. La fuente de luz determina en gran medida el aumento de la temperatura durante el curado, este efecto de calentamiento depende también del tipo de unidad de curado, la calidad de filtro de luz, la intensidad de salida y el tiempo de irradiación [113, 116]. Existe una correlación exponencial fundamental entre la longitud de la onda de la luz y la penetración en el biomaterial dental. La dispersión de la luz S es inversamente proporcional a su longitud de onda [117]: $S \propto (1/\lambda^4)$.

Es importante considerar que el tiempo de exposición de luz de curado recomendado por el fabricante puede diferir del indicado por el fabricante de la resina compuesta [118, 119]. La cantidad de luz que llega a las capas inferiores de la resina compuesta puede ser disminuida en gran medida cuando la distancia es aumentada [120]. Diversos estudios han demostrado que la intensidad de la luz se reduce a medida que aumenta la distancia [107, 120-124], tanto para lámparas de fotocurado de luz halógena de tungsteno y LED. Generalmente se acepta que la intensidad de la luz disminuye con una mayor distancia de manera exponencial [120, 122], muchos investigadores han encontrado que la relación sea casi lineal [125, 126] para algunas LCUs. Teóricamente, la intensidad de una fuente de luz será proporcional a la inversa de la distancia al cuadrado. Sin embargo, esta teoría se aplica sólo cuando la luz se emite desde una fuente puntual no coherente y cuando se mide la distancia a partir de la fuente de la luz. Dependiendo del tipo de guía y la disposición de las fibras ópticas, el haz de luz se dispersa a diferentes grados cuando sale de la guía. Las diferencias en la dispersión de la luz varía de la cantidad de luz que llega al detector, lo que resulta en diversas relaciones entre la intensidad y la distancia para diferentes luces. La relación entre intensidad y distancia depende de las características individuales de las luces [127].

Estudios previos han investigado el aumento de temperatura *in vitro* durante la fotopolimerización de materiales compuestos de resina mediante el uso de termopares, calorimetría diferencial de barrido, o análisis térmico diferencial [128-132].

CAPÍTULO V

MARCO TEÓRICO

CAPÍTULO V

5. MARCO TEÓRICO

5.1 Planteamiento del problema.

El tejido pulpar del órgano dentario es sensible a la velocidad del cambio de temperaturas generadas por la energía absorbida de la lámpara de fotopolimerización dental de tecnología LED, por la reacción exotérmica de la polimerización y por el aumento de calor resultante de una mayor potencia en la emisión de la luz LED. Si la velocidad de la energía que recibe la pulpa dental es mayor a la que puede ser disipada durante el curado, se producirá un daño pulpar irreversible por el aumento de la temperatura generada; cuando el aumento de la temperatura pulpar es por arriba de ~5.5 °C, se induce un daño pulpar irreversible, no obstante, las células pulpares pueden sobrevivir a tales lesiones.

Se ha reportado que una estimulación de calor a 42 °C disminuye la viabilidad celular de la pulpa dental, mientras que las proteínas de choque térmico pueden ayudarla a recuperarla.

La seguridad térmica es una consideración primordial en la práctica clínica y existe la preocupación del sobrecalentamiento del órgano dentario al emitir la luz LED en la práctica ortodóncica.

5.1.1 Pregunta científica.

¿La transferencia de calor generada por la lámpara de fotopolimerización LED, al cementar brackets metálicos, alcanza temperaturas superficiales mayores a los 42 °C que por transferencia de calor puedan aumentar la probabilidad de un daño pulpar?

5.2 Justificación.

Previas investigaciones que se han realizado hasta ahora siguen reportando discrepancia significativa entre las mediciones experimentales y de modelos matemáticos. Los factores que prohíben el desarrollo de un modelo matemático ideal, incluye: (1) las propiedades físicas de los órganos dentarios varían entre cada uno (incisivos, caninos, premolares y molares), incluyendo edad, sexo y raza. Incluso para un solo órgano dentario, sus propiedades físicas difieren de una capa a otra y son anisotrópicas, así como no homogéneas en cada capa. Mientras que, en los modelos existentes, los órganos dentarios son tratados como materiales estratificados y supone que es homogéneo, isotrópico y linealmente elástico en cada capa. Tales simplificaciones conducen a una presentación inexacta de la transferencia de calor dental y, por tanto, se prohíben las predicciones para ser utilizadas como una guía para las aplicaciones clínicas. (2) Los modelos actuales suponen que la conducción de calor sólo se produce entre la pared de la cámara pulpar y la pulpa, sin considerar la influencia del flujo sanguíneo pulpar y del fluido dentinal. (3) Las condiciones de las limitaciones térmicas dentales, especialmente por debajo de la encía es demasiado complejo para ser determinado. En los modelos existentes, estas condiciones limitantes han sido muy simplificadas (usando la temperatura oral como la temperatura constante).

En la literatura consultada no se encontró información sobre la distribución de calor al emitir la luz LED en la práctica ortodóncica, usando como herramienta de medición una cámara termográfica.

Una investigación de transferencia de calor en órganos dentarios bajo la emisión de luz LED, puede proporcionar:

- Mejores enfoques para evaluar los procedimientos operatorios.
- Prevenir el daño pulpar.
- Optimizar el funcionamiento del equipo.

5.3 Objetivos.

5.3.1 General.

- Cuantificar la transferencia de calor generada por radiación al cementar brackets metálicos, empleando la lámpara de fotopolimerización LED.

5.3.2 Específicos.

- Identificar y los intervalos de temperaturas que existen en la escala de colores de la termografía.
- Cuantificar la temperatura más alta de toda la muestra del estudio.
- Caracterizar por medio de un modelado matemático la distribución de calor al cementar brackets metálicos empleando tecnología LED en pacientes de la clínica del posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P.
- Determinar el intervalo de temperaturas que se presentó con un mayor porcentaje en la muestra del estudio.
- Cuantificar las temperaturas capturadas por la cámara termográfica al cementar brackets metálicos en el segmento anterior y posterior de la arcada dental, empleando la lámpara de fotopolimerización LED.

5.4 Hipótesis.

Hi: El calor generado por la luz LED al cementar brackets metálicos empleando una metodología estandarizada, no alcanza temperaturas superficiales mayores a los 42 °C que por transferencia de calor puedan aumentar la probabilidad de un daño pulpar humano.

Ho: El calor generado por la luz LED al cementar brackets metálicos empleando una metodología estandarizada, alcanza temperaturas superficiales mayores a los 42 °C que por transferencia de calor puedan aumentar la probabilidad de un daño pulpar humano.

CAPÍTULO VI

MATERIALES Y MÉTODOS

CAPÍTULO VI

6. MATERIALES Y MÉTODOS

6.1 Diseño del estudio.

Transversal, prospectivo, observacional, descriptivo.

6.2 Ubicación espacio- temporal.

Clínica del posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P.

6.3 Población del estudio.

Termografías al cementar brackets metálicos con luz LED en pacientes de la clínica del posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P.

6.4 Tamaño de la muestra.

Sesenta y cuatro termografías al cementar brackets metálicos con luz LED en pacientes de la clínica del posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P.

6.5 Criterios de selección.

6.5.1 Inclusión.

- Termografía al cementar brackets metálicos (Gemini de 3M Unitek; 0.022) con la lámpara de fotopolimerización LED Elipar (3M Unitek; 1,200 mW/cm²).
- Termografía nítida donde la emisión de la guía de luz esté ubicada a una distancia de 3 ± 1 mm sobre el contacto interproximal (de acuerdo a las indicaciones del fabricante, 3M).

6.5.2 Exclusión.

- Termografías en pacientes con apiñamiento severo que no permitiera colocar la guía de luz como lo especifica el fabricante.

6.5.3 Eliminación.

- Termografías mal enfocadas.

6.6 Definición de variables y escalas de medición.

■ Variables dependientes.

	Tipo	Conceptual	Operacional
Temperatura	Dimensional	Magnitud escalar relacionada con la energía interna de un sistema termodinámico, definida por el principio cero de la termodinámica (0 K ó -273,15 °C). Su unidad en el Sistema Internacional es el <i>Kelvin</i> (K).	Cámara termográfica I3

■ Variables independientes.

	Tipo	Conceptual	Operacional
Tiempo	Dimensional	Magnitud física con la que medimos la duración o separación de acontecimientos, sujetos a cambio, de los sistemas sujetos a observación (s)	Temporizador propio de la lámpara de fotopolimerización LED
Emisividad térmica	Dimensional	El coeficiente de emisividad (ϵ), es un número adimensional que relaciona la habilidad de un objeto real para irradiar energía térmica	$\dot{Q}_{emitida} = \epsilon \cdot \sigma \cdot A_s \cdot T_s^4$ Q = flujo de calor. ϵ = emisividad. $\sigma = 5.67 \text{ E-8 W/(m}^2\text{K}^4\text{)}$ es la constante de Stefan-Boltzmann. A_s = área superficial del objeto T_s = temperatura superficial del objeto
Distancia	Dimensional	Es una magnitud escalar que se expresa en unidades de longitud (mm)	Sin instrumento de medición. Distancia 3 ± 1 mm, sobre el contacto interproximal (indicaciones del fabricante)
Constante de conductividad (λ)	Dimensional	Propiedad física de los materiales que mide la capacidad de conducción de calor	$\lambda = \frac{\dot{q}}{ \nabla T }$ $\dot{q}$, es el flujo de calor (por unidad de tiempo y unidad de área). ∇T, es el gradiente de temperatura

6.7 Recursos.

6.7.1 Humanos.

- M. E. Zaira Eloina Méndez Mancilla, alumna del Posgrado de la Maestría en Ciencias Estomatológicas en Ortodoncia de la B.U.A.P.
- Dr. I. M. Marco Antonio Cruz Gómez, docente de la Facultad de Ingeniería de la B.U.A.P.
- M. C. Mauro García Solano, docente de la Facultad de Estomatología de la B.U.A.P.

6.7.2 Materiales.

- Lámpara de fotopolimerización dental 3M ESPE Elipar LED™, 1,200 mW/cm².
- Cámara fotográfica Nikon D3200.
- La cámara termográfica FLIR i3.
- Brackets metálicos Gemini de 3M Unitek, slot 0.022.
- Resina y adhesivo Transbond™ XT 3M Unitek.

5.7.2.1 Especificaciones técnicas del equipo.

- **Cámara termográfica FLIR i3.**
Calidad de la imagen térmica: 60x60 píxeles.
Campo visual: 12.5° (H) x 12.5° (V).
Sensibilidad térmica (N.E.T.D): 0.15°C.
Rango de error ±2°C.
Máxima medición de temperatura: 250°C.
Detecta diferencias de temperatura de 0,10°C.
- **Lámpara de fotopolimerización dental de tecnología LED 3M ESPE Elipar.**
Gama de longitud de onda de luz útil: 430-480 nm.
Punta de la longitud de onda: 455 nm +/- 10nm.
Intensidad de la luz: 1200 mW/ cm² - 10% + 20%.

6.8 Procedimiento.

1. Consentimiento informado autorizado por pacientes de la clínica del posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P., para participar en el estudio.
2. Se constató por medio de un radiómetro que la lámpara de fotopolimerización LED 3M Espe Elipar empleada para realizar el estudio, contara con la intensidad lumínica (mW/cm²) especificada por el fabricante (5 LEDs iluminados= 100% de intensidad).

3. Se siguieron las especificaciones del fabricante de la resina y adhesivo Transbond XT 3M Unitek para la colocación de brackets metálicos Gemini de 3M Unitek, slot 0.022.
4. Se llevó el bracket a su correcta posición en los órganos dentarios previamente acondicionados para la cementación de los mismos.
5. Emisión de la luz de la lámpara de fotopolimerización dental 3M ESPE Elipar LED ($1,200 \text{ mW/cm}^2$) a una distancia de $3 \pm 1 \text{ mm}$ sobre el contacto interproximal durante cinco segundos en mesial y cinco en distal, al mismo tiempo que se colocó la cámara Flir i3 a un lado del protector antirreflejos de la lámpara de fotopolimerización (a una distancia aproximada de $10 \pm 2 \text{ mm}$) y se capturó una termografía por cada emisión de luz LED. Ver figura 1, 2 y 3.



Fig.1. Lámpara de fotopolimerización de tecnología LED 3M ESPE Elipar TM.

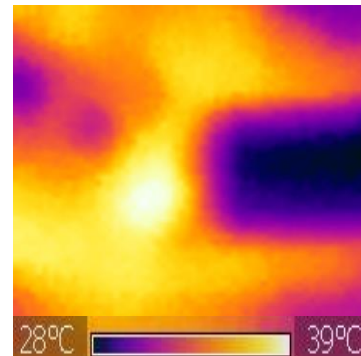


Fig. 2. Cámara termográfica Flir I3.

Fig. 3. Emisión de luz LED a una distancia de 3 ± 1 mm sobre el contacto interproximal durante 5 seg. en mesial + 5 seg. en distal.



A) Fotografía intraoral, al cementar un bracket metálico.



B) Termografía intraoral, al cementar un bracket metálico.

6. Cada termografía generó un intervalo de temperaturas donde se observó que el color blanco es la temperatura más alta y la tendencia a colores oscuros representa temperaturas frías, figura 4.
7. La muestra del estudio se conformó por diez y seis termografías que cumplieron con los criterios de inclusión, se descargaron con el software Tools Flir para obtener una base de datos de 60x60 temperaturas registradas por cada termografía.
8. Se capturaron las 3,600 temperaturas registradas por cada una de las termografías en una hoja de Microsoft Office Excel 2013. Se obtuvo un total de 57,600 lecturas de temperaturas que corresponden a las diez y seis termografías que conformaron la muestra total del estudio.
9. En la base de datos del grupo de estudio, se identificó el rango de temperaturas (25.8 - 39 °C), a partir del cual se agruparon en intervalos que correspondían a los tonos azules, rosas, amarillos y blanco de la escala de colores de la termografía, como se observa en la tabla 3.

Tabla 3. Grupos del estudio por escala de colores.

Tonos	Intervalo (°C)
Azules	25-29.9
Rosas	30-34.9
Amarillos	35-36.9
Blanco	37-39

CAPÍTULO VII

RESULTADOS

CAPÍTULO VII

7. RESULTADOS

La base de datos se conformó de 3,600 temperaturas registradas por cada una de las diez y seis termografías que conformaron la muestra del estudio, donde se obtuvo un total de 57,600 lecturas de temperaturas; en la tabla 4 se muestran los estadísticos descriptivos del grupo de estudio, obtenidos con el programa estadístico SPSS versión 22.

Tabla 4. Estadísticos descriptivos.

N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	E.E.M.	D.E.
57, 600	13.2	25.8 °C	39.0 °C	34.1°C	.01	2.4

En la figura 4, se observa como se realizó la sobre-posición cada termografía con su base de datos correspondiente (capturadas en un documento de Microsoft Office Excel 2013), para poder identificar y aislar las temperaturas más altas (zona blanca). Las figuras 4 y 6 corresponden a la termografía en la cual se identificó la temperatura más alta de la muestra del estudio.

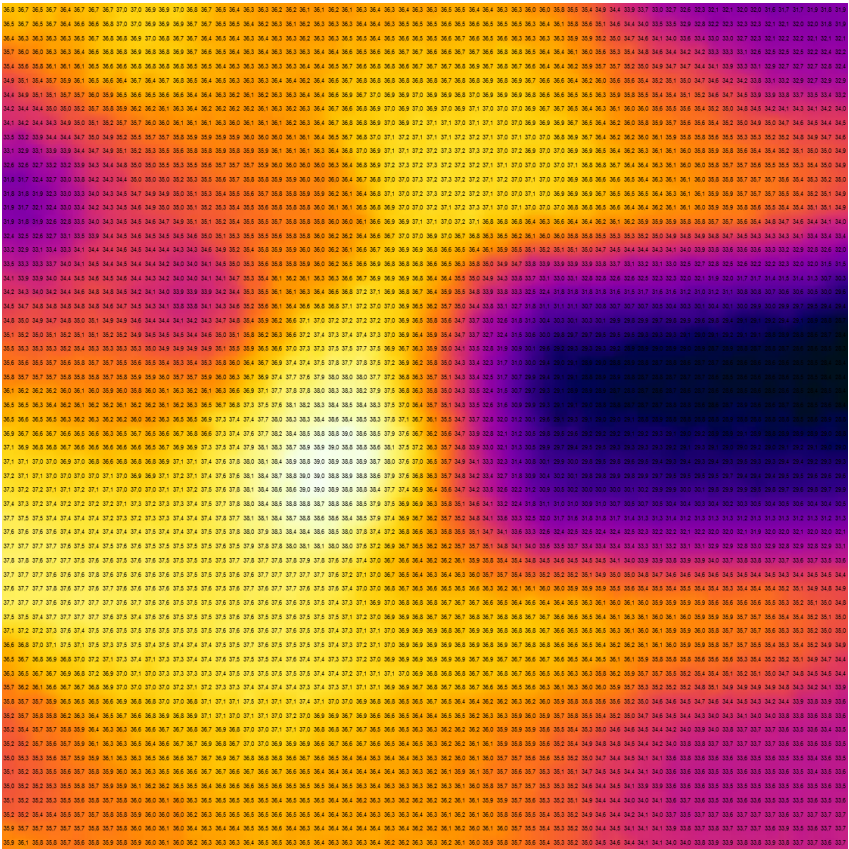


Fig.4. A) Termografía con la sobre-posición de las temperaturas registradas (base de datos de 60x60).

24

Fig.4. B) Base de datos de la medición registrada de una termografía obtenida de la cámara Flir I3; el cuadro rojo selecciona las temperaturas más altas identificadas en la base de datos (área de interés); y en amarillo un plano vertical y otro horizontal que se obtuvieron a partir de la temperatura más alta de toda la muestra del estudio (39°C).

35,635,635,535,735,635,835,735,735,535,635,535,435,335,435,335,8	36	36,436,736,937,437,437,537,837,737,837,537,236,9																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																				
35,835,735,735,735,835,835,835,735,835,935,9	36	35,735,735,9	36	36,336,736,937,437,737,637,9	38	38	38	37,737,236,8																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
36,136,236,236,2	36	36,1	36	35,9	36	35,8	36	36,136,336,236,1	36,336,636,937,137,737,837,8	38	38,338,338,237,937,536,8																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																											
36,536,536,336,436,236,1	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236,2	36	236,236

Fig.5. Aislamiento de la base de datos del área de interés, que corresponde a la termografía donde se identificó la temperatura más alta de toda la muestra del estudio (39°C), a partir de esta temperatura se obtuvo una ecuación con las temperaturas del plano horizontal y con el vertical (resaltadas de color blanco).

Se identificó la sumatoria mayor de cada una de las columnas y filas que conforman la base de datos de cada una de las termografías. La figura y la tabla 5 muestran la base de datos con la columna y la fila que presentan la sumatoria mayor; a partir de las temperaturas que conforman un plano x (horizontal), un plano y (vertical) y el punto de cruce donde se identifica la temperatura más alta (39 °C), se obtuvieron ecuaciones de sexto grado.

Ecuación 4. Ecuaciones de sexto grado, obtenidas a partir de las temperaturas del plano horizontal (A) y vertical (B), respectivamente. Donde $y = f(x)$, $x = f(y)$, por lo tanto $x = y$.

A. Horizontal. $y = 3E-07x^6 - 3E-05x^5 + 0,0009x^4 - 0,0122x^3 + 0,0784x^2 - 0,2476x + 37,47$

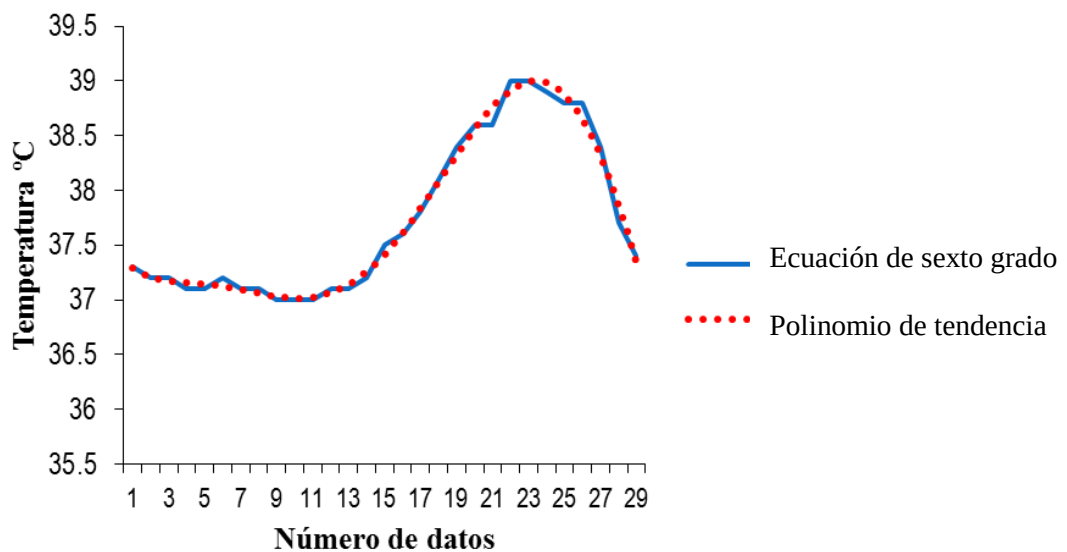
B. Vertical. $x = 6E-07y^6 - 6E-05y^5 + 0,0021y^4 - 0,0363y^3 + 0,2682y^2 - 0,544y + 37,792$

Tabla 5. Temperaturas que corresponden al plano vertical y horizontal partiendo de la temperatura más alta registrada en la muestra del estudio (39 °C).

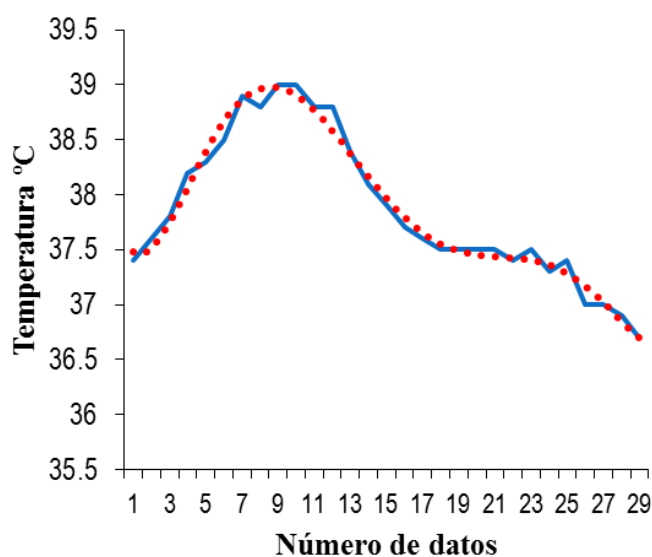
Temperaturas del plano horizontal °C	Temperaturas del plano vertical °C
37,3	37,4
37,2	37,6
37,2	37,8
37,1	38,2
37,1	38,3
37,2	38,5
37,1	38,9
37,1	38,8
37	39
37	39
37	38,8
37,1	38,8
37,1	38,4
37,2	38,1
37,5	37,9
37,6	37,7
37,8	37,6
38,1	37,5
38,4	37,5
38,6	37,5
38,6	37,5
39	37,4
39	37,5
38,9	37,3
38,8	37,4
38,8	37
38,4	37
37,7	36,9
3,4	36,7

En un documento de Microsoft Office Excel 2013, se aproximaron polinomios de tendencia de primer a sexto grado a la ecuación obtenida del plano vertical y horizontal. Después de verificar ecuaciones polinómicas de diferentes grados logarítmicos en base diez, naturales y exponenciales, el de sexto grado fue el que presentó menor número de error. La caracterización de las ecuaciones comprueban ser representativas para conocer la distribución de las temperaturas (ver gráficos 1 y figura 6).

Graficos 1. Gráficas que representan con una línea azul la ecuación de sexto grado y con una línea punteada roja el polinomio de tendencia que se aproximó, para el plano horizontal (A) y vertical (B).



A) Horizontal.



B) Vertical.

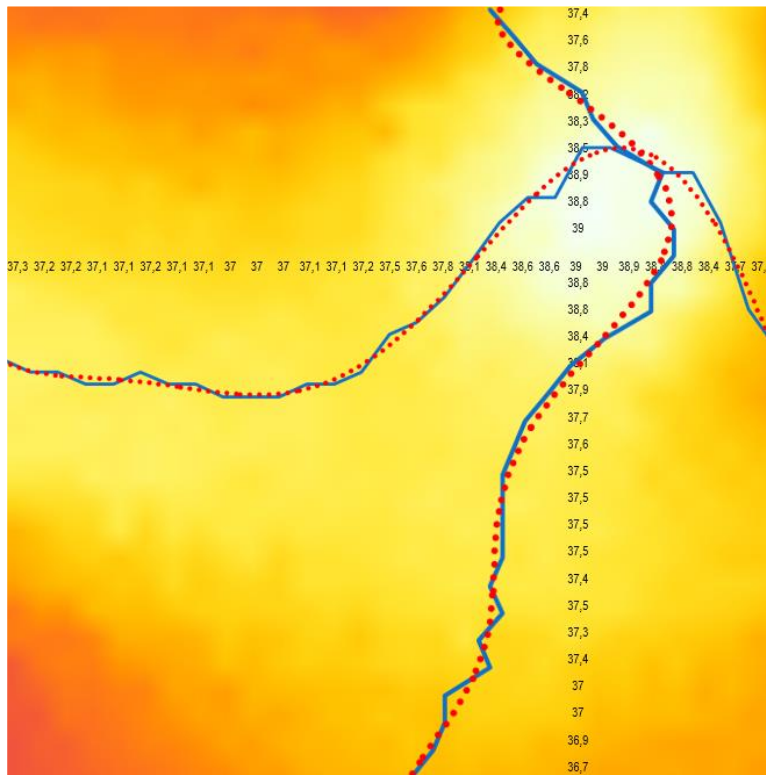


Figura 6. Sobre-posición de la termografía que mostró la temperatura más alta de la muestra (39 °C) con la caracterización de las ecuaciones.

7.1 Análisis de resultados.

Se determinó la diferencia entre los grupos de estudio realizados en base a los intervalos de temperaturas que corresponden a los tonos azules, rosas, amarillos y blanco de la escala de colores de la termografía, a través de la prueba Anova con un valor de $p=0.000$, por lo tanto las diferencias fueron estadísticamente significativas.

En la tabla 6, se observa que la zona con tonalidades rosa (30-34.9 °C) en las termografías presentó el porcentaje más alto (46.8%) y el porcentaje más bajo se encontró en la zona blanca (37-39 °C) con el 4.4%. Entre la zona con tonalidades rosas y amarillas se destaca poca diferencia, donde ambas representarán el 86.2% del grupo de estudio.

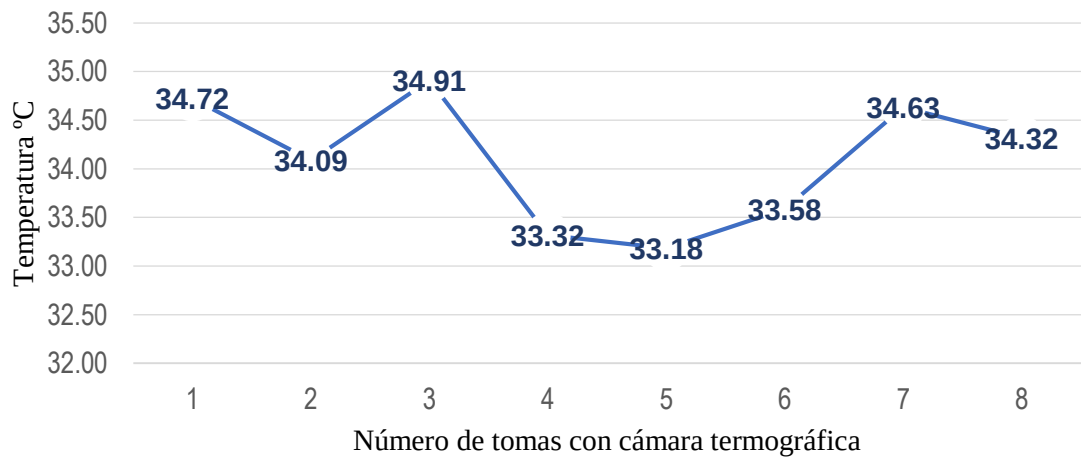
Tabla 6. Porcentajes en la escala de colores.

Escala de colores		
Tonos	Frecuencia	Porcentaje
Azules	5374	9.3%
Rosas	26933	46.8%
Amarillos	22674	39.4%
Blanco	2537	4.4%
Total	57600	100%

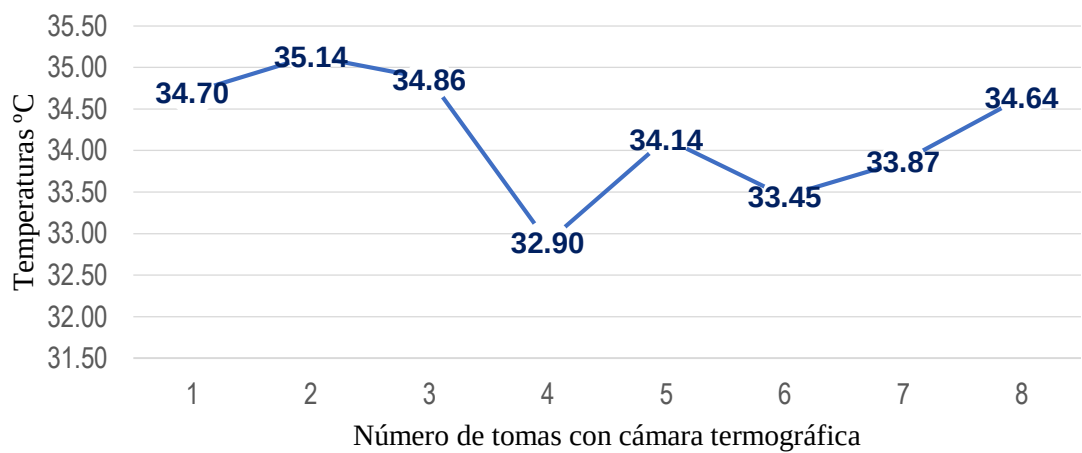
Se realizó un gráfico para conocer el comportamiento de los promedios de las temperaturas capturadas al cementar los brackets metálicos en el segmento dental anterior, donde observó el promedio más alto de 34.9 °C localizado en la segunda toma termográfica y el más bajo de 33.1 °C en la cuarta toma (gráfico 2 A); y el gráfico 2 B representa el segmento dental posterior en donde el promedio más alto fue 35.1 °C en la tercera toma y en la quinta toma se localizó el promedio más bajo, 32.9 °C.

La prueba t de Student para grupos independientes, se utilizó para determinar la diferencia entre los grupos de las termografías anterior y posterior con un valor de $p=0.74$, por lo tanto las diferencias no son estadísticamente significativas (tabla 7). La tabla 8, contiene la estadística descriptiva de los promedios de los grupos de estudio anterior y posterior.

Graficos 2. Promedios de las temperaturas que contienen cada una de las termografías del segmento dental anterior (A) y posterior (B).



A) Segmento dental anterior.



B) Segmento dental posterior.

Tabla 7. Diferencia entre los promedios de las termografías del segmento dental anterior y posterior.

	Anterior °C	Posterior °C
Toma 1	34.72	34.70
Toma 2	34.09	35.14
Toma 3	34.91	34.86
Toma 4	33.32	32.90
Toma 5	33.18	34.14
Toma 6	33.58	33.45
Toma 7	34.63	33.87
Toma 8	34.32	34.64
Promedio	34.09	34.21
<i>t</i> Student grupos independientes <i>p</i> = 0.74		

Tabla 8. Estadística descriptiva de los promedios del segmento dental anterior y posterior.

	Anterior °C	Posterior °C
Recuento (N)	8	8
Promedio	34.09	34.21
Desviación Estándar	0.66	0.76
Coeficiente de Variación	1.95%	2.24%
Mínimo	33.18	32.90
Máximo	34.91	35.13
Rango	1.73	2.23
<i>p</i> = > 0.05		

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

De todas las LCU que se han usado en la historia la luz LED a través de sus diferentes generaciones ha demostrado ser más eficaz en la fotopolimerización y la más confiable con la pulpa dental [29]. Se ha demostrado que los factores que determinan el aumento de la temperatura durante el curado de composites dentales son: una mayor potencia de la fotopolimerización [110, 112, 113], la fuente de luz, el tipo de unidad de curado, la calidad de filtro de luz, la intensidad de salida y el tiempo de irradiación [113, 116]. En el presente trabajo de investigación, la distancia de la emisión de la luz LED al bracket metálico, fue determinada por el contacto interproximal de los órganos dentarios (3 ± 1 mm.); el tiempo de exposición de la luz LED se controló con el temporizador de la lámpara de fotopolimerización; y una función interna de la cámara termográfica realizó la corrección de la emisividad térmica.

Völkel et al., reportaron que si la velocidad de la energía que recibe la pulpa dental es mayor a la que puede ser disipada durante el curado, se producirá un daño pulpar irreversible [114]; y en el 2006 T. Amano et al., comprobaron que la estimulación de calor a 42°C disminuye la vitalidad pulpar, mientras que el incremento de la síntesis de proteínas de choque térmico (HSPs) pueden ayudar a recuperarla [48]. En el presente estudio el valor de la constante de conductividad de cada elemento expuesto (mucosa oral, bracket metálico, resina, adhesivo y esmalte dental) a la luz LED no fue considerado, por lo cual no se calculó la transferencia del calor hacia la pulpa dental, pero teniendo conocimiento de que la temperatura superficial máxima registrada en las termografías fue de 39°C y que ésta será disminuida por transferencia de calor hacia las capas intermedias entre el bracket y el tejido pulpar (resina, adhesivo, esmalte y dentina), se descarta la probabilidad de un daño pulpar.

En diferentes especialidades médicas se están realizando trabajos de investigación, empleando como herramienta de medición la cámara termográfica. Sergeev SV et al., en Rusia en el 2014, reportaron que la aplicación combinada de termometría y termografía no sólo mejora la calidad del diagnóstico de la sinusitis aguda, sino que también facilita la valoración de la eficacia del tratamiento [133]; en otro trabajo de investigación Siah CJ et al., detectaron la infección de heridas, ya que el calor es un signo y síntoma de la infección en una herida quirúrgica [134].

En la literatura consultada no se encontró información sobre la distribución de calor al emitir la luz LED en la práctica ortodóncica, in vivo, usando como herramienta de medición una cámara termográfica. Debido a que la seguridad térmica es una consideración primordial en la práctica clínica, existe la preocupación sobre el sobrecalentamiento del órgano dentario en la práctica de diferentes especialidades estomatológicas, lo que ha llevado a realizar estudios sobre la transferencia de calor empleando la cámara termográfica. Gontijo IT, Navarro RS et al., en el 2008 realizaron un estudio in vitro sobre la variación del color y de la temperatura superficial durante el blanqueamiento de los dientes humanos desvitalizadas [135]; Baldini A et al., en el presente año reportaron un estudio piloto en pacientes diagnosticados con bruxismo, en

cual analizaron la distribución de la temperatura en los músculos masticatorios [136] y en otro trabajo de investigación Ulusoy ÖI et al., evaluaron el aumento de la temperatura de la superficie radicular al utilizar diferentes técnicas de obturación radicular en tratamientos de endodoncia [137].

TRABAJO PARA FUTURAS INVESTIGACIONES

La caracterización de la HT a través de los órganos dentarios es de gran importancia, para contribuir a una variedad de aplicaciones estomatológicas, así como la comprensión fundamental del dolor térmico dental.

En este sentido, se identificaron los siguientes temas para futuras investigaciones: la falta de datos fiables y completos relativos a los TPs dentales provoca grandes dificultades en el modelado matemático de la HT dental y a su vez impide el desarrollo de los sistemas de DRMs. Por tanto, es de gran importancia reevaluar sistemáticamente los PT dentales, donde un número de factores deben ser considerados adecuadamente, incluyendo el género, edad, el tipo de órgano dentario (incisivo, canino premolar y molar), *etc.*

Cuando se estudia el comportamiento térmico de tejido biológico, el acoplamiento termomecánico debe ser tomado en cuenta como cargas mecánicas que a menudo acompañan a los estímulos térmicos [82, 138]. Por ejemplo, la transferencia de calor excesiva en los órganos dentarios causará deformación térmica dental [139, 140] y en la DFF [37], las cuales son críticas para el estudio de los mecanismos del TTP [84, 141].

Los modelos matemáticos actuales, aunque son de gran utilidad, es necesario que sean mejorados. Los modelos anteriores [36, 38, 85, 86] han asumido que cada capa dental es de un material isotrópico, y han descuidado sus características biológicas (estructural y funcional), tales como: (1) la organización biológica de los prismas del esmalte que van desde la DEJ al esmalte superficial; (2) el sistema organizado de DTs llenos de fluido tisular que se disponen de forma compleja a través del tejido; y (3) el efecto de enfriamiento / calentamiento del PBF en la capilaridad. El perfeccionamiento del modelado con la consideración de los factores antes mencionados debe proporcionar una predicción más precisa de la HT dental que, con el tiempo, puede ser utilizado prácticamente como guía para aplicaciones clínicas. Además, se necesitan medidas experimentales para comprobar la validez de las predicciones del modelo.

Debido a la presencia de los canales iónicos mecanosensitivos sobre las neuronas pulpaes [142], la fuerza de cizalladura inducida por el DFF puede ser responsable de la activación de los canales de hierro y por consiguiente inducir la sensación de dolor dental [22, 142]. Un modelo matemático integral capaz de describir los complicados procesos de calor que estimulan la sensación de dolor en el tejido biológico, se ha establecido [143, 144] que pueden ser aplicables en el estudio del TTP.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

- Se demuestra la hipótesis científica. La temperatura superficial máxima registrada en las termografías fue de 39 °C, la cual se verá disminuida por transferencia de calor hacia las capas intermedias entre el bracket y el tejido pulpar (resina, adhesivo, esmalte y dentina).
- Las temperaturas en el intervalo de 30-36.9 °C, que corresponden a los tonos rosas y amarillos de la escala de colores de las termografías, se encontró en el 86.2% de la muestra del estudio. Existe diferencia estadísticamente significativa entre los intervalos de temperaturas que corresponden a la escala de colores ($p= 0.000$).
- Entre los promedios de las temperaturas obtenidas al cementar brackets metálicos en el segmento anterior y posterior, se determinó que no existen diferencias estadísticamente significativas ($p= 0.74$).
- Si se cumplen las especificaciones del fabricante de la lámpara de fotopolimerización dental de tecnología LED 3M ESPE Elipar, se descarta la probabilidad de daño pulpar.
- El trabajo de investigación interdisciplinario permitió la obtención e interpretación de resultados desde diferentes puntos de vista y proporcionó una visión más amplia de los alcances que se pueden obtener.

REFERENCIAS

REFERENCIAS

- [1] R.F. Boehm, Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res*, 51 (1972), pp. 75–78
- [2] H.R. Jacobs, R.E. Thompson, W.S. Brown, Heat transfer in teeth. *J Dent Res*, 52 (1973), pp. 248–252
- [3] P.A. Ana, A. Blay, W. Miyakawa, D.M. Zezell, Thermal analysis of teeth irradiated with Er, Cr YSGG at low fluences. *Laser Phys Lett*, 4 (2007), pp. 827–834
- [4] A. Uhl, A. Volpel, B.W. Sigusch, Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent*, 34 (2006), pp. 298–306
- [5] G.R. Martins, B.N. Cavalcanti, S.M. Rode, Increases in intrapulpal temperature during polymerization of composite resin. *J Prosthet Dent*, 96 (2006), pp. 328–331
- [6] A.D. Vanderlei, A.L.S. Borges, B.N. Cavalcanti, S.M. Rode, Ultrasonic versus high-speed cavity preparation: analysis of increases in pulpal temperature and time to complete preparation. *J Prosthet Dent*, 100 (2008), pp. 107–109
- [7] M. Fahey, O. Onyejekwe, H. Lawrence Mason, K. Mitra, Precise dental ablation using ultra-short-pulsed 1552 nm laser. *Int J Heat Mass Trans*, 51 (2008), pp. 5732–5739
- [8] S.D. Spitz, Lasers in prosthodontics: clinical realities of a dental laser in a prosthodontic practice. *Alpha Omegan*, 101 (2008), pp. 188–194
- [9] A. Uhl, R.W. Mills, K.D. Jandt, Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, 24 (2003), pp. 1809–1820
- [10] M. Hannig, B. Bott, In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*, 15 (1999), pp. 275–281
- [11] S. Bouillaguet, G. Caillot, J. Forchelet, M. Cattani-Lorente, J.C. Wataha, I. Krejci, Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater*, 72B (2005), pp. 260–267
- [12] B.N. Cavalcanti, C. Otani, S.M. Rode, High-speed cavity preparation techniques with different water flows. *J Prosthet Dent*, 87 (2002), pp. 158–161
- [13] B.N. Cavalcanti, J.L. Lage-Marques, S.M. Rode, Pulpal temperature increases with Er: YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent*, 90 (2003), pp. 447–451
- [14] W.S. Brown, H.R. Jacobs, R.E. Thompson, Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*, 51 (1972), pp. 461–467
- [15] H.A. Wigdor, J.T. Walsh, J.D.B. Featherstone, S.R. Visuri, D. Fried, J.L. Waldvogel, Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med*, 16 (1995), pp. 103–133
- [16] M. Frentzen, H.J. Koort. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?. *Int Dent J*, 40 (1990), pp. 323–332
- [17] M. Sulieman, J.S. Rees, M. Addy, Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J*, 200 (2006), pp. 631–634
- [18] M. Pohto, A. Scheinin, Microscopic observations on living dental pulp. II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odontol Scand*, 16 (1958), pp. 315–327

- [19] L. Zach, G. Cohen, Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19 (1965), pp. 515–530
- [20] D.A. Sumikawa, G.W. Marshall, L. Gee, S.J. Marshall, Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent*, 21 (1999), pp. 439–444
- [21] C. Carda, A. Peydro, Ultrastructural patterns of human dentinal tubules, odontoblasts processes and nerve fibres. *Tissue Cell*, 38 (2006), pp. 141–150
- [22] D.H. Pashley, Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7 (1996), pp. 104–133
- [23] W. Graf, G. Bjorlin, Diameters of nerve fibers in human tooth pulps. *J Am Dent Assoc*, 43 (1951), pp. 186–193
- [24] R.M. Frank, Ultrastructure of human dentine 40 years ago: progress and perspectives. *Arch Oral Biol*, 44 (1999), pp. 979–984
- [25] C. Hildebrand, K. Fried, F. Tuisku, C.S. Johansson, Teeth and tooth nerves. *Prog Neurobiol*, 45 (1995), pp. 165–167
- [26] D.J. Anderson, A.G. Hannam, B. Matthews, Sensory mechanisms in mammalian teeth and their supporting structures. *Physiol Rev*, 50 (1970), pp. 171–195
- [27] H. Haskan, T. Boyraz, M.A. Kilicarslan, Investigation of thermal stresses in dental restoration by mathematical method. *J Eur Ceram Soc*, 27 (2007), pp. 899–902
- [28] F. Osnat, Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. *Clin Oral Implants Res*, 19 (2008), pp. 629–633
- [29] Stahl F, Ashworth S, Jandt KD, Mills RW. Light emitting diode (LED) polymerisation of composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 2 (2000), pp. 1379–85
- [30] W.H. Raab, Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc*, 88 (Suppl. 1) (1992), pp. 469–479
- [31] H.E. Goodis, V. Winthrop, J.M. White, Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *J Endod*, 26 (2000), pp. 263–267
- [32] A. Kishen, U. Ramamurty, A. Asundi, Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. *J Biomed Mater Res A*, 51 (2000), pp. 650–659
- [33] E.P. Tunc, Finite element analysis of heat generation from different light-polymerization sources during cementation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 97 (2007), pp. 366–374
- [34] B. Ozturk, A. Usumez, A.N. Ozturk, F. Ozer, In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent*, 91 (2004), pp. 436–440
- [35] J.F. Hatton, D.J. Holtzmann, P.J. Ferrillo, G.P. Stewart, Effect of handpiece pressure and speed on intrapulpal temperature rise. *Am J Dent*, 7 (1994), pp. 108–110
- [36] B.A. Lloyd, J.A. Rich, W.S. Brown, Effect of cooling techniques on temperature control and cutting rate for high-speed dental drills. *J Dent Res*, 57 (1978), pp. 675–684
- [37] P. Linsuwanont, J.E.A. Palamara, H.H. Messer, An investigation of thermal stimulation in intact teeth. *Arch Oral Biol*, 52 (2007), pp. 218–227

- [38] M.F. Magalhães, R.A.N. Ferreira, P.A. Grossi, R.M. Andrade, Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. *J Dent*, 36 (2008), pp. 588–594
- [39] W.H. Raab, H. Muller, Temperature-dependent changes in the microcirculation of the dental pulp. *Dtsch Zahnarztl Z*, 44 (1989), pp. 496–497
- [40] B.A. Llyod, M.B. McGinley, W.S. Brown, Thermal stress in teeth. *J Dent Res*, 57 (1978), pp. 571–582
- [41] H. Li, M.F. Burrow, M.J. Tyas, The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18 (2002), pp. 189–196
- [42] S.Y. Lee, H.-C. Chiang, H.-M. Huang, Y.-H. Shih, H.-C. Chen, D.-R. Dong et al., Thermo-debonding mechanisms in dentin bonding systems using finite element analysis. *Biomaterials*, 22 (2001), pp. 113–123
- [43] W.S. Brown, W.A. Dewey, H.R. Jacobs, Thermal properties of teeth. *J Dent Res*, 49 (1970), pp. 752–755
- [44] H.H. Xu, D.T. Smith, S. Jahanmir, E. Romberg, J.R. Kelly, V.P. Thompson et al., Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*, 77 (1998), pp. 472–480
- [45] D. Arola, M.P. Huang, The influence of simultaneous mechanical and thermal loads on the stress distribution in molars with amalgam restorations. *J Mater Sci: Mater Med*, 11 (2000), pp. 133–140
- [46] T. Nikaido, K.H. Kunzelmann, H. Chen, M. Ogata, N. Harada, S. Yamaguchi et al., Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18 (2002), pp. 269–275
- [47] Z. Szymanska, M. Zylicz, Mathematical modeling of heat shock protein synthesis in response to temperature change. *J Theor Biol*, 259 (2009), pp. 562–569
- [48] T. Amano, T. Muramatsu, K. Amemiya, K. Kubo, M. Shimono, Responses of rat pulp cells to heat stress in vitro. *J Dent Res*, 85 (2006), pp. 432–435
- [49] J. De Munck, K. Van Landuyt, M. Peumans, A. Poitevin, P. Lambrechts, M. Braem et al., A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84 (2005), pp. 118–132
- [50] S.K. Sidhu, T.E. Carrick, J.F. McCabe, Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. *Dent Mater*, 20 (2004), pp. 435–440
- [51] I. Sideridou, D.S. Achilias, E. Kyrikou, Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials*, 25 (2004), pp. 3087–3097
- [52] R.B. Price, T. Derand, P. Andreou, D. Murphy, The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials*, 24 (2003), pp. 1013–1021
- [53] P.E. Cardoso, E. Placido, S.K. Moura, Microleakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent*, 15 (2002), pp. 164–168
- [54] M. Braden, Heat conduction in teeth and the effect of lining materials. *J Dent Res*, 43 (1964), pp. 315–322

- [55] V.F. Lisanti, H.A. Zander, Thermal conductivity of dentin. *J Dent Res*, 29 (1950), pp. 493–497
- [56] R. Phillips, R.H. Reinking, L.J. Phillips, Thermal conductivity of dental cement-a method and determinations for three commercial materials. *J Dent Res*, 33 (1954), pp. 511–518
- [57] V.R. Tibbetts, R.J. Schnell, M.L. Swartz, R.W. Phillips, Thermal diffusion through amalgam and cement bases: comparison of in vitro and in vivo measurements. *J Dent Res*, 55 (1976), pp. 441–451
- [58] A.J. Panas, M. Preiskorn, M. Dabrowski, S. Zmuda, Validation of hard tooth tissue thermal diffusivity measurements applying an infrared camera. *Infrared Phys Technol*, 49 (2007), pp. 302–305
- [59] W.J. Parker, R.J. Jenkins, C.P. Butler, G.L. Abbott, Flash method of determining thermal diffusivity, heat capacity and thermal conductivity. *J Appl Phys*, 32 (1961), pp. 1679–1684
- [60] A.J. Panas, S. Zmuda, J. Terpiłowski, M. Preiskorn, Investigation of the thermal diffusivity of human tooth hard tissue. *Int J Thermophys*, 24 (2003), pp. 837–848
- [61] F.A. Peyton, Simeral WG, The specific heat of tooth structure. *University of Michigan School of Dentistry, Alumni Bull* (1954), p. 33
- [62] Min Lin, Feng Xu, et al. A review of heat transfer in human tooth- Experimental characterization and mathematical modeling. *Dental Materials* 26 (2010); 501 – 513.
- [63] A.V. Newton, J.M. Mumford, Thermal flow through human teeth. *Dent Pract Dent Rec*, 21 (1970), pp. 84–86
- [64] J.C. Chang, P. Wilder-Smith, Laser-induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. *Lasers Surg Med* (1998), p. 22
- [65] B.J. Sessle, Invited review: the neurobiology of facial and dental pain: present knowledge, future directions. *J Dent Res*, 66 (1987), pp. 962–981
- [66] H.O. Trowbridge, M. Franks, E. Korostoff, R. Emling, Sensory response to thermal stimulation in human teeth. *J Endod*, 6 (1980), pp. 405–412
- [67] B. Allard, H. Magloire, M.L. Couble, J.C. Maurin, F. Bleicher, Voltage-gated sodium channels confer excitability to human odontoblasts: possible role in tooth pain transmission. *J Biol Chem*, 281 (2006), pp. 29002–29010
- [68] M. Brännström, The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod*, 12 (1986), pp. 453–457
- [69] T.J. Hirvonen, M.V. Narhi, The effect of dentinal stimulation on pulp nerve function and pulp morphology in the dog. *J Dent Res*, 65 (1986), pp. 1290–1293
- [70] M. Brännström, L.A. Linden, A. Astrom, The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity. *Caries Res*, 1 (1967), pp. 310–317
- [71] P. Linsuwanont, A. Versluis, J.E. Palamara, H.H. Messer. Thermal stimulation causes tooth deformation: a possible alternative to the hydrodynamic theory?. *Arch Oral Biol*, 53 (2008), pp. 261–272

- [72] I. Motawea 3-D finite element analysis of transient heat transfer and thermal stress in a crowned mandibular first molar tooth. 2007 international conference on thermal issues in emerging technologies – theory and applications (2007), pp. 131–135
- [73] M. Toparli, H. Aykul, S. Sasaki, Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*, 30 (2003), pp. 99–105
- [74] M. Toparli, S. Sasaki, Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *J Oral Rehabil*, 30 (2003), pp. 921–926
- [75] M.A. Gungor, M. Kucuk, M. Dundar, C. Karaoglu, C. Artunc, Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 31 (2004), pp. 172–178
- [76] R. Hoffman, L.E.O. Gross, Microstructure of dental enamel. I. Organization and contour of prisms. *J Dent Res*, 46 (1967), pp. 1444–1455
- [77] A. Kishen, A. Asundi, Investigations of thermal property gradients in the human dentine. *J Biomed Mater Res*, 55 (2001), pp. 121–130
- [78] W. Chidchuangchai, N. Vongsavan, B. Matthews, Sensory transduction mechanisms responsible for pain caused by cold stimulation of dentine in man. *Arch Oral Biol*, 52 (2007), pp. 154–160
- [79] C.C. Boyer, C.M. Neptune, Patterns of blood supply to teeth and adjacent tissues. *J Dent Res*, 41 (1962), pp. 158–171
- [80] D.V. Provenza, The blood vascular supply of the dental pulp with emphasis on capillary circulation. *Circ Res*, 6 (1958), pp. 213–218
- [81] M. Preiskorn, S. Zmuda, J. Trykowski, In vitro investigations of the heat transfer phenomena in human tooth. *Acta Bioeng Biomech*, 5 (2003), pp. 23–36
- [82] F. Xu, T.J. Lu, K.A. Seffen, Biothermomechanics of skin tissues. *J Mech Phys Solids*, 56 (2008), pp. 1852–1884
- [83] F. Xu, K.A. Seffen, T.J. Lu, Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics. *Int J Heat Mass Trans*, 51 (2008), pp. 2237–2259
- [84] H.H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol*, 1 (1948), pp. 93–122
- [85] J.H. Bechtel, Heating of solid targets with laser pulses. *J Appl Phys*, 46 (1975), pp. 1585–1593
- [86] A.L. McKenzie, Physics of thermal processes in laser-tissue interaction. *Phys Med Biol*, 35 (1990), pp. 1175–1209
- [87] P.A. Ana, W.F. Velloso, D.M. Zezell, Three-dimensional finite element thermal analysis of dental tissues irradiated with Er, Cr: YSGG laser. *Rev Sci Instrum*, 79 (2008), p. 9
- [88] S.A. Romeed, S.L. Fok, N.A. Wilson, Comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 33 (2006), pp. 209–215
- [89] E.H. Moriyama, R.A. Zangaro, P.D.d.C. Lobo, A.G.J.B. Villaverde, I.-S. Watanabe, M.T.T. Pacheco et al., Mathematical simulation of the thermal diffusion in dentine irradiated

with Nd: YAG laser using finite difference method. Lasers in dentistry VIII, SPIE, San Jose, CA, USA (2002)

[90] T.A. Spierings, J.H. de Vree, M.C. Peters, A.J. Plasschaert, The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. *J Dent Res*, 63 (1984), pp. 1096–1100

[91] W. Grayson, J. Marshall, Dentin: microstructure and characterization. *Quintmence Int*, 24 (1993), pp. 606–617

[92] T. Sakae, Variations in dental enamel crystallites and micro structure. *J Oral Biosci*, 48 (2006), pp. 85–93

[93] Sze SM, Ng KK. Physics of semiconductor devices. 3rd ed. Hoboken: John Wiley & Sons, (2007), pp. 608–620.

[94] Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Comp Cont Educ Dent*, 20 (1999), pp. S4–15

[95] Schubert EF. Light-emitting diodes. Cambridge: Cambridge University Press, (2003), pp. 7

[96] Zorpette G. Blue chip. *Sci Am*, 283 (2000), pp. 30–1.

[97] Holonyak Jr N, Bevacqua SF. Coherent (visible) light emission from Ga (As_{1-x}P_x) junctions. *Applied Physics Letters*, 1 (1962), pp. 82–3

[98] Krames M. Light-emitting diode technology for solid-state lighting. In: National academy of engineering: US frontiers of engineering symposium (2009)

[99] Craford M, Holonyak N, Kish F. In pursuit of the ultimate lamp. *Sci Am*, 284 (2001), pp. 62–7

[100] Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights—what’s new? *Comp Cont Educ Dent*, 26 (2005), pp. 581–90

[101] Cao D, Inventor. Cao Group, Inc., assignee: Light for use in activating light-activated materials, the light having a plurality of light emitting semiconductor chips emitting light of differing peak wavelengths to provide a wide light spectrum profile. United States Patent US, (2002), A1 0190659

[102] Frederick A. Rueggeberg. State-of-the-art: Dental photocuring—A review. *Dental Materials*, 27 (2011), pp. 39–52

[103] Klaus D. Jandt, Robin W. Mills. Review. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29 (2013), pp. 605–17

[104] Friedman J. Variability of lamp characteristics in dental curing lights. *J Esthet Dent*, 6 (1989), pp. 189–90

[105] Dugan WT, Hartleb JH. Influence of a gluteraldehyde disinfecting solution on curing light effectiveness. *Gen Dent*, 37 (1989), pp. 40–3

[106] Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Stanford JW. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J Am Dent Assoc*, 115 (1987), pp. 442–5

[107] Felix CA, Price RB. The effect of distance from light source on light intensity from curing lights. *J Adhes Dent*, 4 (2003), pp. 283–91.

- [108] Padhraig S. Fleming, Theodore Eliades, Christos Katsaros and Nikolaos Pandis. Curing lights for orthodontic bonding: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 143 (2013), pp. S92-103
- [109] Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerisation and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, 24 (2003), pp. 1809–20
- [110] Nitta K. Effect of light guide diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dental Materials*, 21 (2005), pp. 217–23
- [111] Mumford JM. Toothache and related pain. London, UK: Churchill Livingstone, (1973)
- [112] Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*, 19 (1965), pp. 515–30
- [113] Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15 (1999), pp. 275–81
- [114] Völkel T. Bluephase® family scientific documentation, IvoclarVivadent AG, Bendererstr. 2, FL 9494 Schaan, Principality of Liechtenstein, (2009)
- [115] Wandewalle, K.S., Roberts, H.W., Tiba, A., Charlton, D.G., Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper. Dent.*, 30 (2005), pp. 257–264
- [116] Daronch, M., Rueggeberg, F.A., Hall, G., De Goes, M.F., 2007. Effect of composite temperature on in vitro intra pulpal temperature rise. *Dent. Mater.* 23 (2007), pp. 1283–1288
- [117] Driscoll WG, Vaughan W. Handbook of optics. New York, USA: McGraw-Hill Book Company, (1978), pp. 11–4
- [118] Miyazaki M, Ohida Y, Moore BK, Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent Mater*, 12 (1996), pp. 328–32
- [119] Suh BI, Cripe CA, Cincionne F. Shrinkage stress relaxation using pulsed curing. *J Dent Res*, 77 (1998), pp. 280
- [120] Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent*, 12 (2000), pp. 320–7
- [121] Meyer GR, Ernst C, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent*, 3 (2002), pp. 197–204
- [122] Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent*, 12 (1999), pp. 231–4
- [123] Moseley H, Strang R, Stephen KW. An assessment of visible-light polymerizing sources. *J Oral Rehabil*, 13 (1986), pp. 215–24
- [124] Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent*, 20 (1992), pp. 183–8
- [125] Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont*, 6 (1993), pp. 364–70
- [126] Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*, 20 (2004), pp. 72–9

- [127] Krishna Aravamudhana, Duane Rakowskib, P.L. Fanc. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dental materials*, 22 (2006), pp. 988– 994
- [128] McCabe, J.F., Cure performance of light-activated-composites by differential thermal analysis (DTA), *Dent. Mater. J.* 1, (1985), pp. 231–234
- [129] Goodis, H.E., White, J.M., Gamm, B., Watanabe, L., Pulp chamber temperature changes with visible-light cured composites in vitro. *Dent. Mater. J.*, 6 (1990), pp. 99–102
- [130] Vaidyanathan, J., Vaidyanathan, T.K., Computer-controlled differential calorimetry of dental composites. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 131 (1991), pp. 319–325
- [131] Peutzfeldt, A., Sahari, A., Asmussen, E., Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent. Mater.*, 16 (2000), pp. 330–336
- [132] Al-Qudah, A.A., Mitchell, C.A., Biagioni, P.A., Hussey, P.L., Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J. Dent.*, 33 (2005), pp. 593–602
- [133] Sergeev SV, Grigor'kina ES, Smogunov VV, Kuz'min AV, Volkova NA. The combined application of thermography and local thermometry for diagnostics, prognostication, modeling, and evaluation of the effectiveness of the treatment of acute sinusitis. *Vestn Otorinolaringol*, 5 (2014), pp. 52-4
- [134] Siah CJ, Childs C. Thermographic mapping of the abdomen in healthy subjects and patients after enterostoma. *J Wound Care*, 24 (2015), pp. 114-20
- [135] Gontijo IT, Navarro RS, Ciamponi AL, Miyakawa W, Zezell DM. *J Dent Child (Chic)*, 75 (2008), pp. 229-34
- [136] Baldini A, Nota A, Cioffi C, Ballanti F, Cozza P. *Aerosp Med Hum Perform*, 86 (2015), pp. 374-8
- [137] Ulusoy ÖI, Yılmazoğlu MZ, Görgül G. *Int Endod J.*, 48 (2015), pp. 171-6
- [138] F. Xu, T. Wen, T.J. Lu, K.A. Seffen, Skin biothermomechanics for medical treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*, 1 (2008), pp. 172–187
- [139] A.F. Paghdwala, T.K. Vaidyanathan, M.F. Paghdwala, Evaluation of erbium: YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth cuts and structural effects. *Scanning Microsc*, 7 (1993), pp. 989–997
- [140] A. Kishen, V.M. Murukeshan, V. Krishnakumar, A. Asundi, Analysis on the nature of thermally induced deformation in human dentine by electronic speckle pattern interferometry (ESPI). *J Dent*, 29 (2001), pp. 531–537
- [141] N. Vongsavan, B. Matthews, The relationship between the discharge of intradental nerves and the rate of fluid flow through dentine in the cat. *Arch Oral Biol*, 52 (2007), pp. 640–647
- [142] Z. Fuss, H.O. Trowbridge, I.B. Bender, B. Rickoff, S. Sorin, Assessment of reliability of electrical and thermal pulp testing agents. *J Endod*, 12 (1986), pp. 301–305
- [143] F. Xu, T. Wen, T.J. Lu, K.A. Seffen, Modeling of skin thermal pain: a preliminary study. *J Appl Math Comput*, 205 (2008), pp. 37–46
- [144] F. Xu, T. Wen, T.J. Lu, K.A. Seffen, Modelling of nociceptor transduction in skin thermal pain sensation. *J Biomech Eng*, 130 (2008), pp. 1–13

ANEXOS

1. Consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN UN ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA.

Título del trabajo de investigación: ANÁLISIS DE LA TRASFERENCIA DE CALOR AL CEMENTAR BRACKETS METÁLICOS, EMPLEANDO LUZ LED, *in vivo*.

Investigador (es): M.E. Zaira Eloina Méndez Mancilla, DR. I.M. Marco Antonio Cruz Gómez, M.C. Mauro García Solano.

Lugar donde se realizará el estudio: Clínica del Posgrado de la Maestría en Ciencias Estomatológicas, en la terminal de Ortodoncia, de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

Nombre del paciente: _____.

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación clínica. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento, de la cual se le entregará una copia firmada y fechada.

I. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Es de gran importancia para el ortodoncista conocer los cambios de temperatura al cementar la aparatología ortodóncica (brackets metálicos). En la literatura consultada no se encontró información sobre la distribución de calor al emitir la luz LED en la práctica ortodóncica, *in vivo*, usando como herramienta de medición una cámara termográfica.

Este trabajo de investigación que se realizará *in vivo*, nos permitirá conocer la transferencia de calor en los dientes al emitir la luz LED, con la finalidad de proporcionar mejores enfoques para evaluar los procedimientos operatorios, prevenir el daño pulpar y optimizar el funcionamiento del equipo.

II. OBJETIVO DEL ESTUDIO.

Determinar la transferencia de calor generada por radiación al cementar brackets metálicos, empleando la lámpara de fotopolimerización LED, *in vivo*.

III. PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO

1. Consentimiento informado autorizado por pacientes de la clínica del posgrado de la Maestría de Ortodoncia de la B.U.A.P., para participar en el estudio.
2. Se seguirán las especificaciones del fabricante de la resina y adhesivo Transbond XT 3M Unitek para la colocación de brackets metálicos Gemini de 3M Unitek, slot 0.022.
3. Se llevará el bracket a su corriente posición en los órganos dentarios previamente acondicionados para la cementación de los mismos.
4. Emisión de la luz de la lámpara de fotopolimerización dental 3M ESPE Elipar LED ($1,200 \text{ mW/cm}^2$) a una distancia de $3 \pm 1 \text{ mm}$ sobre el contacto interproximal durante cinco segundos en mesial y cinco en distal (especificaciones del fabricante); y al mismo tiempo se va a capturar una termografía con la cámara Flir i3.
5. Cada termografía genera un rango de temperaturas donde se podrá observar que el color blanco es la temperatura más alta y la tendencia a colores oscuros representará temperaturas frías.
6. Las termografías se descargarán con el software Tools Flir para obtener una base de datos de 60×60 temperaturas por cada una.

IV. RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO

Nulo. La cámara termográfica, es un dispositivo utilizado para capturar termografías, sin que cause ningún efecto adverso hacia su estado de salud.

V. ACLARACIONES

- Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
- No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted, en caso de no aceptar la invitación.
- Si decide participar en el estudio puede retirarse en el momento que lo desee, pudiendo informar o no, las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
- No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
- No recibirá pago por su participación.
- En el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable.
- La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada paciente, será mantenida con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores.
- Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación, puede, si así lo desea, firmar esta carta de Consentimiento Informado.

VI. CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas se respondieron de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en participar en este estudio de investigación. Recibiré una copia firmada y fechada de esta forma de consentimiento.

Firma del participante o del padre o tutor.

Fecha: _____.

Testigo: _____.

Fecha: _____.

INVESTIGADOR

Yo, M. E. Zaira Eloina Méndez Mancilla, he explicado al paciente _____ la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica su participación. He contestado a las preguntas y descartado que exista alguna duda de la investigación a realizar. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apegó a ella. Una vez concluida la sesión de preguntas y respuestas, procedo a firmar el presente documento.

Firma del investigador, M. E. Zaira Eloina Méndez Mancilla.

Fecha: _____.

NORMA Oficial Mexicana NOM-012-SSA3-2012, Que establece los criterios para la ejecución de proyectos de investigación para la salud en seres humanos.

3M Unitek

Otorga el presente reconocimiento

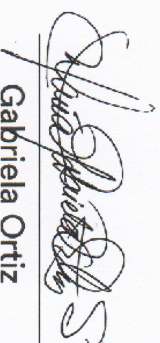
Zaira Eloina Méndez Mancilla

**Participación Trabajo de Investigación
4° Golden Bracket Award México**

Celebrado el día 25 de Mayo 2015 en el centro de Innovación de 3M México



Marlene López
Oral Care Business Manager



Gabriela Ortiz
3M Unitek Professional Service



Bruno Ochoa
3M Unitek Business Leader

