

---

# SIMULACIÓN DEL GRADIENTE TÉRMICO EN LA DENTINA RADICULAR CON TERAPIA ENDODÓNTICA LÁSER GaAlAs UN ESTUDIO DE ESTADO ESTABLE

ALEJANDRO PELÁEZ V.\*, GABRIEL JAIME GALLEGOR.\*\*, JORGE EDUARDO POLANCO F.\*\*\*, PABLO ABAD M.\*\*\*\*

**RESUMEN.** El láser ha sido usado para una variedad de aplicaciones intraorales incluyendo la ablación de tejidos dentales y la esterilización de conductos en terapia endodóntica. La distribución del gradiente térmico en dentina radicular es poco conocida, se acepta en general que la dentina es un buen aislante térmico pero existen temores asociados a que un aumento en la temperatura de la superficie radicular externa podría afectar los tejidos de soporte.

*Objetivo.* El propósito del estudio fue evaluar los incrementos de temperatura en la superficie radicular externa por el método de elementos finitos con el uso intrarradicular de un láser diodo comercial de 810 nm desarrollado para terapia endodóntica.

*Materiales y métodos.* Se desarrollaron tres modelos tridimensionales de un corte transversal en una raíz de un incisivo inferior con paredes dentinales remanentes de 1,2, 2,4 y 3,6 mm. Como condiciones iniciales se utilizaron: 37 °C como temperatura en la superficie externa radicular y las temperaturas de excitación intrarradicular se obtuvieron experimentalmente.

*Resultados.* Con las limitaciones de una simulación en régimen de estado estable, se encontró mayor temperatura en la superficie externa radicular para los menores espesores críticos de la pared con las tres temperaturas de excitación evaluadas. Los resultados de la simulación asociados a 0,5 W de potencia de salida del láser presentan los incrementos en la temperatura de la superficie externa más compatibles biológicamente.

**Palabras clave:** láser, método de elementos finitos, gradiente térmico.

**ABSTRACT.** Laser therapy has been used for a variety of intraoral applications including sterilization of dental tissues and root canals in endodontic therapy. The distribution of the thermal gradient in root dentine is not very well known, but it is accepted that dentin provides good thermal insulation, however, there are still some concerns regarding the effect of the temperature on the supporting tissues of the teeth.

*Objective.* The purpose of the present study was to evaluate the increases in the temperature on the external surface of the roots of teeth, using a commercial Diode Laser of 810 nm.

*Methods and Materials.* The laser was applied to the internal surface of the root, and 3-D models with Finite Element Method (FEM) were created in order to evaluate the increases in temperature. The three models were created from a transversal cut of a lower incisor with different remnant dentinal walls. The initial conditions were 37 °C as the external temperature of the root, the excitation temperatures for the internal part of the root were obtained experimentally.

*Results.* With the limitations of a simulation in a stable state, a higher temperature was found in the external surface of the root for the thinner walls (1.2 mm) with the three temperatures of excitation evaluated. The results of the simulation associated to 0.5 W of the laser power presented the more biologically compatible increments for the external surface of the root.

**Key words:** laser, finite element analysis, thermal gradient.

- 
- \* Odontólogo. Especialista en Ingeniería Biomédica. Becario del Programa de Jóvenes Investigadores. Colciencias-Grupo de Cerámicos y Vítreos. Estudiante Maestría en Biotecnología. Universidad Nacional de Colombia, Sede Medellín. Profesor Asistente, CES. Profesor Posgrado, Universidad de Antioquia. Medellín, Colombia. Correo electrónico: alejopv@ces.edu.co.
  - \*\* Odontólogo. Profesor Instructor, CES. Medellín, Colombia. Correo electrónico: ggallego@ces.edu.co.
  - \*\*\* Ingeniero Civil. Profesor Jubilado. Facultad de Minas. Universidad Nacional de Colombia, Sede Medellín, Colombia. Correo electrónico: Jpolanco@epm.net.co.
  - \*\*\*\* Ingeniero Civil. M. Sc. Ph.D. Profesor Asociado. Grupo de Cerámicos y Vítreos. Facultad de Ciencias. Universidad Nacional de Colombia, Sede Medellín, Colombia. Correo electrónico: pdjabad@unalmed.edu.co.

Este proyecto fue financiado parcialmente por el Programa de Jóvenes Investigadores de Colciencias, Universidad Nacional de Colombia, Sede Medellín e Instituto de Ciencias de la Salud, CES. Agradecimiento a Oral Láser, Las Vegas, por facilitar el equipo utilizado en el proyecto.

---

PELÁEZ V. ALEJANDRO, GABRIEL JAIME GALLEGOR., JORGE EDUARDO POLANCO F., PABLO ABAD M. Simulación del gradiente térmico en la dentina radicular con terapia endodóntica láser GaAlAs. Un estudio de estado estable. Rev Fac Odont Univ Ant, 2003; 15 (1): 28-34.

RECIBIDO: JULIO 29/2003 - ACEPTADO: NOVIEMBRE 18/2003

## INTRODUCCIÓN

En la práctica clínica históricamente se han utilizado diferentes láser como el Er: YAG, Nd: YAG,<sup>1</sup> CO<sub>2</sub>,<sup>2</sup> diodo,<sup>3</sup> Ho: YAG<sup>4</sup> y Argón<sup>5</sup> para procedimientos en tejidos blandos y duros entre los que se destacan biopsias, reducción de bolsas periodontales, diagnóstico,<sup>6</sup> blanqueamiento dental, remoción de caries,<sup>7</sup> eliminación del barro dentinal y esterilización de conductos.<sup>8,9</sup>

Se acepta que los láseres presentan una alta energía que puede originar estrés térmico en el esmalte y la dentina, el cual puede promover la formación de microgrietas, microcráteres,<sup>2</sup> ablación de los tejidos duros<sup>10</sup> y un potencial aumento de temperatura que puede afectar los tejidos de soporte y la pulpa.

El daño biológico potencial que puede ocurrir en la pulpa y los tejidos blandos asociado a la elevación de temperatura ha sido estudiado in vivo en ratas<sup>11</sup> y monos<sup>12, 13</sup> pero debido a las consideraciones éticas asociadas, los métodos de estudio del gradiente térmico con seres vivos han entrado en desuso. Métodos in vitro basados en el uso de termocuplas han sido utilizados para evaluar los cambios de temperatura a nivel de la superficie radicular externa y la pulpa durante la exposición a un láser, con aumentos de temperatura hasta de 37 °C,<sup>14</sup> estos estudios muestran que los cambios de temperatura y los efectos bactericidas<sup>15</sup> están asociados a factores como el tipo de láser, el diámetro de la fibra óptica,<sup>4</sup> la distancia entre el bulbo de temperatura y la superficie dental, los métodos de enfriamiento,<sup>1, 16</sup> el espesor de la pared remanente,<sup>3</sup> la densidad de potencia del láser y el tiempo de exposición.

La utilización de métodos matemáticos de modelación permite el uso de las ecuaciones de transferencia de calor para calcular los gradientes de temperatura en los sólidos, pero debido a que la estructura dentaria se comporta como un material compuesto, la solución exacta por métodos analíticos no es posible y solo se pueden obtener soluciones aproximadas con el uso de métodos numéricos, como las diferencias finitas<sup>17, 18</sup> y los elementos finitos (FEM), que han sido ampliamente reportados en la literatura.<sup>19, 20</sup>

El presente estudio hace parte de un área de investigación enfocada a evaluar las ventajas y desventajas de la utilización del láser en la cavidad oral. El propósito de esta investigación fue simular la distribución de temperatura en la superficie radicular por el método de elementos finitos durante la terapia endodóntica con un láser diodo de 810 nm.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se desarrollaron tres etapas dirigidas a obtener un modelo matemático, un modelo computacional y la validación de los resultados de la simulación.

### Modelo matemático

El fenómeno físico de transferencia de calor en estado estable en un sólido ha sido explicado previamente por la ecuación de flujo de Fourier para la conducción de calor (Ec. 1):

$$\frac{\partial}{\partial X} \left[ K_x(\phi) \frac{\partial \phi}{\partial X} \right] + \frac{\partial}{\partial Y} \left[ K_y(\phi) \frac{\partial \phi}{\partial Y} \right] + \frac{\partial}{\partial Z} \left[ K_z(\phi) \frac{\partial \phi}{\partial Z} \right] + Q(\phi) = 0 \quad (\text{Ec. 1})$$

donde:  $K(\phi)$  = conductividad térmica

$Q(\phi)$  = variación por unidad de tiempo y unidad de volumen de generación interna de calor

$\phi$  = temperatura

En el cual, la temperatura está aplicada a nodos individuales a partir de la expresión de flujo de calor a través de una superficie cualquiera (Ec. 2) definido como:

$$K_x(\phi) \frac{\partial \phi}{\partial Y} L_x + K_y(\phi) \frac{\partial \phi}{\partial Y} L_y + K_z(\phi) \frac{\partial \phi}{\partial Z} L_z = q + q_c(\phi) + q_r(\phi) \quad (\text{Ec. 2})$$

donde  $L_x, L_y, L_z$  son los cosenos directores entre el vector normal a la superficie y los ejes X, Y, Z, respectivamente.  $q$  es el flujo de calor impuesto por unidad de superficie,  $q_c$  es el flujo de calor por convección y  $q_r$  es el flujo de calor por radiación.

Donde el flujo de calor por convección ( $q_c$ ) y por radiación ( $q_r$ ) están gobernados por las Ec. 3 y 4 respectivamente.

$$q_c = h_c (\phi) (\phi - \phi_c) \quad (\text{Ec. 3})$$

$$q_r = h_r (\phi) (\phi^4 - \phi_c^4) \quad (\text{Ec. 4})$$

Donde  $h_c$  y  $h_r$  son los coeficientes de transferencia de calor por convección y por radiación, y  $\phi$  es la temperatura alrededor de los tejidos.

### Modelo computacional

Para la solución acoplada de las ecuaciones, la geometría del modelo fue discretizada con una malla regular de elementos finitos compuesta por 12.512 nodos y 2.000 elementos, construida con elementos hexahédricos por interpolación cúbica (figura 1), a partir de un *software* comercial (Lusas, Finite Element Analysis Ltd., UK).

Después de la discretización por el método de los elementos finitos, se obtiene un conjunto de ecuaciones lineales de la forma:

$$[K] \{\phi\} = \{R\} \quad (\text{Ec. 5})$$

Donde,

$[K]$  = Matriz que contiene los parámetros físicos del problema (coeficientes de conductividad, convectividad y radiación térmica).

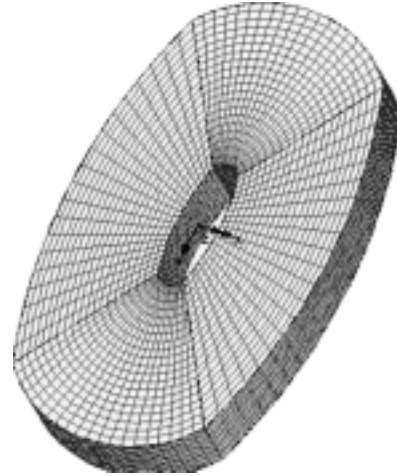
$\{\phi\}$  = Vector de las temperaturas en los nodos de los elementos finitos.

$\{R\}$  = Vector de producción interna de calor y flujo de calor superficial.

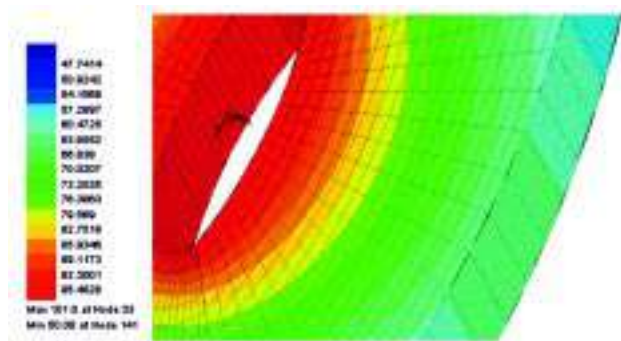
Se obtuvieron tres modelos tridimensionales de un corte transversal de la superficie radicular de un incisivo inferior (tabla 1), con un espesor de la pared remanente menor, similar a lo expuesto previamente en la literatura<sup>3</sup> (figura 1a).

Las propiedades térmicas isotrópicas de la dentina fueron tomadas de la literatura (tabla 2).

**Figura 1**  
Modelo de elementos finitos de un corte transversal de un incisivo inferior



a) Sección transversal de un incisivo inferior, modelo enmallado



b) Resultados de la simulación del gradiente térmico para una sección del modelo

**Tabla 1**  
Características geométricas de los tres modelos construidos

	ESPESOR MÍNIMO DE LA PARED REMANENTE [MM]	TERCIO RADICULAR	ALTURA ÁPICO-CORONAL [MM]
Modelo 1	1,2	Apical	1
Modelo 2	2,4	Medio	1
Modelo 3	3,6	Coronal	1

**Tabla 2**  
Propiedades térmicas isotrópicas de la dentina humana

PROPIEDAD	DENTINA
Conductividad térmica <sup>26</sup>	0,96 x 10 <sup>-3</sup> [cal/s cm °C]
Calor específico <sup>22</sup>	0,38 [cal/s cm <sup>2</sup> ]
Coefficiente convectivo <sup>17</sup>	310 [W/cm <sup>2</sup> °C]

Como condiciones iniciales se utilizaron la temperatura de los tejidos blandos adyacentes a la superficie radicular (37 °C) y la temperatura máxima irradiada por el láser sobre la superficie intrarradicular que fue determinada experimentalmente. Para este fin se utilizó un láser diodo de 810 nm GaAlAs (Denlaser 800, CAO Group. USA) con una fibra óptica de 500 micrones que funciona en modo pulsado o continuo, conectado a una fuente con una potencia de salida entre 0,1 y 5 W. Buscando tener datos extremos de la temperatura se utilizó el modo de onda continua (0 Hz) a 0,5, 1,5 y 2,5 W.

Para obtener los registros de la temperatura irradiada por el láser se empleó una termocupla tipo K a una distancia estándar de 1 mm conectada a una tarjeta de adquisición de datos DAQ-Card 1200 (National Instruments Inc, Tx) de 12 bits controlada por un aplicativo de *software* desarrollado por los autores en LabView 5.1 (National Instruments Inc, Tx), los datos fueron obtenidos a una frecuencia de muestreo de 100 Hz durante un periodo de 120 s. Las temperaturas máximas encontradas fueron utilizadas durante la simulación basada en un análisis de estado de equilibrio (figura 1b).

### Validación de la simulación

Se hace para obtener una aproximación al error de los resultados de la simulación con el modelo computacional.

El modelo experimental consistió de un incisivo inferior extraído por razones periodontales, al cual se le tomo una radiografía periapical para buscar una zona con un espesor de 1,2 mm de pared dentinal remanente, a este incisivo le fue cortada la corona y se le realizó una pulpectomía, después se hizo una preparación del conducto y se introdujo la fibra óptica en el canal radicular, la temperatura en la superficie externa fue evaluada con un método reportado en la literatura previamente y modificado utilizando hipoclorito de sodio al 5% en el canal radicular, todo el experimento se realizó a una temperatura ambiental controlada a 22 °C.<sup>3</sup>

Posteriormente se calculó el error relativo (Ec. 6) de los resultados de una simulación variando las condiciones iniciales de 37 a 22 °C y estos datos

fueron comparados a los datos de temperatura registrados en el modelo experimental.

$$e = \left| \frac{\text{experimental} - \text{simulado}}{\text{experimental}} \right| \times 100 \quad (\text{Ec. 6})$$

## RESULTADOS

Los resultados de la máxima temperatura irradiada por el bulbo de la fibra óptica del láser a una distancia de 1 mm fueron 48, 101 y 160 °C para una potencia de salida de 0,5, 1,5 y 2,5 W, respectivamente.

La tabla 3 muestra los datos máximos obtenidos durante la simulación en las tres condiciones de excitación del láser y el error respecto a los datos experimentales para un espesor crítico de la pared remanente de 1,2 mm.

Los resultados del mayor incremento de la temperatura en la pared externa radicular de los modelos son presentados a continuación (figura 2).

**Tabla 3**  
*Resultados de la validación de la simulación respecto al modelo experimental a 22 °C*

TEMPERATURA ENTRADA [°C]	TEMPERATURA PERIRRADICULAR EXPERIMENTAL [°C]	TEMPERATURA PERIRRADICULAR SIMULAR [°C]	% ERROR RELATIVO MODELO EXPERIMENTAL
48,00	31,00	31,70	2,21
101,00	60,00	57,20	4,60
160,00	90,00	81,51	9,40

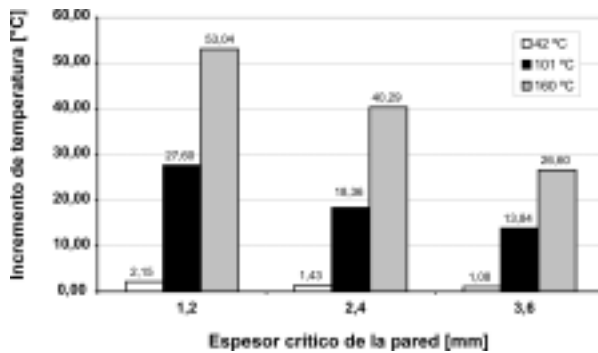
La respuesta del modelo 1, presenta los mayores incrementos de la temperatura relacionados con un menor espesor de la pared remanente cuando se excita con temperaturas como 101 y 160 °C. Los modelos 2 y 3, presentan mayores espesores en la pared dentinal remanente y se observan menores incrementos de temperatura en la superficie externa radicular.

## DISCUSIÓN

Los estudios que evalúan in vitro los cambios en la temperatura asociados a la irradiación con láser de

**Figura 2**

*Resultados de la simulación por FEM en estado estable para una condición inicial de 37 °C*



Incrementos de temperatura en la superficie radicular externa de modelos FEM con espesores críticos de 1,2, 2,4 y 3,6 mm, como respuesta a temperaturas de excitación intraradicular de 48, 101 y 160 °C

la estructura dentaria presentan importantes diferencias en los resultados asociados a las metodologías utilizadas para medir la temperatura, el tipo de diente, su geometría, y a las propiedades inherentes a la utilización de los láseres como son el modo de operación, la longitud de onda, el espesor de la pared remanente, el tiempo de la irradiación, la potencia de salida y la presencia o no de irrigación.<sup>1, 14, 27, 28</sup>

Los resultados obtenidos en el modelo real utilizado en este proyecto presentaron resultados similares a los obtenidos previamente por Kreisler y col.,<sup>3</sup> para 0,5 W, sin embargo los resultados obtenidos para 1,5 y 2,5 W difieren de una manera importante, en el presente estudio se utilizó un incisivo inferior extraído dos horas antes de la evaluación para prevenir su desecación.

Resultados poco consistentes se han reportado previamente cuando se estudian las características térmicas de los tejidos duros especialmente la dentina, cuya conductividad térmica fluctúa en diferentes estudios entre  $0,96 \times 10^{-3}$  y  $2,29 \times 10^{-3}$  cal/s cm °C. Esto ha sido atribuido a las diferencias en la instrumentación y a las condiciones de almacenamiento de los especímenes.<sup>21, 22</sup>

Diferentes métodos numéricos han sido utilizados en estudios previos para simular el daño térmico en tejidos duros, de estas experiencias se ha concluido que la simulación computacional permite la predicción del daño térmico a nivel pulpar y la generación

de estrés térmico que se manifiesta como microgrietas y microfracturas a nivel del esmalte y la dentina.<sup>17, 18, 20, 23</sup> Los resultados de la validación del modelo utilizado en el presente estudio mostraron un error máximo de 9,40% en la predicción del gradiente térmico en la superficie externa radicular, este error puede estar asociado a que una de las generalizaciones utilizadas en el proceso fue que las propiedades térmicas de la dentina y el cemento radicular son similares.

Al evaluar las diferencias entre el aumento de temperatura en la pared externa de los modelos de 1,2, 2,4 y 3,6 mm de espesor de pared se observó una importante disminución en la difusividad térmica con el aumento del espesor de la pared remanente, resultados que podrían relacionarse con la dependencia de la difusividad térmica de cementos dentales con el espesor total de la capa al cuadrado.<sup>24</sup>

Estudios in vivo en monos muestran que los estímulos mecánicos que produzcan aumentos de temperatura superiores a 5,5 °C durante un periodo entre 5 a 20 s provocan una destrucción de los odontoblastos que conduce a una inflamación pulpar irreversible, y aumentos superiores a 16,5 °C provocan daños histológicos que conducen a una necrosis pulpar.<sup>12</sup>

Se ha reportado en un estudio en conejos, que el hueso es sensible a estímulos térmicos superiores a 47 °C y que aumentos de temperatura de 60 °C o más inducen una necrosis ósea.<sup>25</sup> Respecto a la necrosis de tejidos de soporte existe evidencia de que un láser de cristal de Ruby con una potencia de 55 J provoca inflamación gingival con necrosis epitelial, así como una disminución de la actividad osteoblástica en el margen del septum interdental del hueso alveolar,<sup>11</sup> pero estos hallazgos no son extrapolables a otras técnicas debido a que ese tipo de láser entró en desuso.

Con las limitaciones del presente estudio se puede especular que un láser de 810 nm GaAlAs puede ser utilizado con alto grado de seguridad biológica en terapia endodóntica a 0,5 W independientemente del grosor de la pared y el tiempo de exposición, y podría utilizarse a 1,5 W condicionado por el espe-

sor de la pared remanente y el tiempo de exposición. Para poder especular sobre el uso de una potencia de 2,5 W se debe realizar una simulación en estado transitorio.

## CORRESPONDENCIA

Alejandro Peláez V.  
Facultad de Odontología  
Instituto de Ciencias de la Salud, CES.  
Calle 10A N.º 22-04  
Teléfono 288 18 72

## REFERENCIAS

1. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod.* 2000;26(3):138-41.
2. Malmstrom HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JD. Effect of CO<sub>2</sub> laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent.* 2001;29(8):521-9.
3. Kreisler M, Al-Haj H, D'Hoedt B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(6):730-5.
4. Cohen BI, Deutsch AS, Musikant BL, Pagnillo MK. Effect of power settings versus temperature change at the root surface when using multiple fiber sizes with a Holmium YAG laser while enlarging a root canal. *J Endod.* 1998;24(12):802-6.
5. Anic I, Segovic S, Katanec D, Prskalo K, Najzar-Fleger D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO<sub>2</sub>, and Nd:YAG laser. *J Endod.* 1998;24(2):77-81.
6. Alwas-Danowska HM, Plasschaert AJ, Suliborski S, Verdonschot EH. Reliability and validity issues of laser fluorescence measurements in occlusal caries diagnosis. *J Dent.* 2002;30(4):129-34.
7. Manfred W. Laser in caries therapy: A report on clinical experience. *J Oral Appl.* 2001;1(2): 125-132.
8. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod.* 1998;24(8):548-51.
9. Folwaczny M, Liesenhoff T, Lehn N, Horch HH. Bactericidal action of 308 nm excimer-laser radiation: an in vitro investigation. *J Endod.* 1998;24(12):781-5.
10. Courrul LC, Zezell DM, Samad RE, Gomes L. Spectroscopic study of ejected dental tissue after Er:YAG laser ablation. *J Lumin.* 2003;102(1): 96-100.
11. Taylor R, Shklar G, Roeber F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1965; 19(6):786-795.
12. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19(4):515-30.
13. Adrian J. Pulp effects of neodymium laser. A preliminary report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1977;44(2):301-5.
14. Turkmen C, Gunday M, Karacorlu M, Basaran B. Effect of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. *J Endod.* 2000;26(11):644-8.
15. Seal GJ, Ng YL, Spratt D, Bhatti M, Gulabivala K. An in vitro comparison of the bactericidal efficacy of lethal photosensitization or sodium hypochlorite irrigation on *Streptococcus intermedius* biofilms in root canals. *Int Endod J.* 2002;35(3):268-74.
16. Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Kinoshita J, Ogata Y, Matsumoto K. Root surface temperature increase during Er:YAG laser irradiation of root canals. *J Endod.* 2002;28(2):76-8.
17. Sagi A, Segal T, Dagan J. A numerical model for temperature distribution and thermal damage calculations in teeth exposed to a CO<sub>2</sub> laser. *Math Biosc.* 1984;71(1):1-17.
18. Brown WS, Christensen DO, Lloyd BA. Numerical and experimental evaluation of energy inputs, temperature gradients, and thermal stresses during restorative procedures. *J Am Dent Assoc.* 1978;96(3):451-8.
19. Peláez A., Mejía, S. Conceptos básicos de modelación matemática y simulación computacional de sistemas biológicos. *Rev CES Odont.* 2000;13:51-4.
20. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *J Dent Res.* 1978;57(4):571-582.
21. Craig RG, Peyton FA. Thermal conductivity of tooth structure, dental cements, and amalgam. *J Dent Res.* 1961;40(3):411-8.
22. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res.* 1970; 49(4):752-5.
23. Boehm R. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res.* 1972;51(1):75-8.
24. Braden M. Heat conduction in teeth and the effect of lining materials. *J Dent Res.* 1964;43(3):315-322.
25. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-7.
26. Soyenkoff BC, Okun JH. Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. *J Am Dent Assoc.* 1958; 57(6):23-30.
27. White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol.* 1994;65(3):255-9.
28. Anic I, Vidovic D, Luic M, Tudja M. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.* 1992;26(3):165-9.