



**CENTRO DE INVESTIGACIONES
EN OPTICA, A.C.**

**“MODELADO MATEMÁTICO Y
VERIFICACIÓN DE LA ABLACIÓN
DE TEJIDO DENTAL”**

**Tesis como requisito para obtener el grado de
Maestro en Ciencias (Óptica)**

Presenta

Ing. Eduardo Alatorre Álvarez

Asesor

Dra. Marija Strojnik Pogacar

León, Guanajuato.

Agosto 2006

Agradecimientos

Agradezco a todas las personas que directa o indirectamente contribuyeron a la realización de este trabajo, especialmente a mis asesores: La Dra. Marija Strojnik y el Dr. Gonzalo Páez. Asimismo agradezco el gran apoyo brindado por mis compañeros del equipo de infrarrojo y de generación, a mis profesores, personal de la biblioteca, del laboratorio de maestría y de la DFA del CIO.

Un agradecimiento especial al CONACYT por el apoyo económica brindado durante la realización de mis estudios de maestría.

Índice

Introducción

Antecedentes	i
Objetivos	ii
Contenido	iii

Capítulo I: Ablación de tejido dental duro con láser

1.1. Introducción	1
1.2. Estructura y composición de los dientes	2
1.2.1. Anatomía dental humana	2
1.2.2. Tejidos de los dientes	6
1.2.2.1 Esmalte	6
1.2.2.2. Dentina	8
1.2.2.2.1 Causas de dolor en la dentina	10
1.2.2.3. Pulpa	11
1.2.2.4. Periodontio	12
1.2.3. Estructura de la Apatita	13
1.3. Enfermedad de la caries	15
1.4. Reacción del tejido dental en respuesta a un aumento de temperatura	18
1.5. Ablación láser de tejido dental duro	22
1.5.1. Ventajas	22
1.5.2. Propiedades ópticas en el infrarrojo medio del tejido dental	23
1.5.3. Condiciones para la ablación	27
1.5.4. Mecanismos de destrucción de tejido dental	29
1.5.4.1. Evaporación explosiva	30
1.5.4.2. Expulsión hidrodinámica	30
1.5.4.3. Ablación por explosión termomecánica	31
1.5.5. Velocidad, Razón y Eficiencia de corte	32
1.5.6. Láseres adecuados para la ablación de tejido dental duro	34

1.5.6.1. Láseres de Erblio. (2.69-2.94 μm)	34
1.5.6.2. Láseres de CO ₂ (9-11 μm)	35
1.5.7. Escudo de plasma	36
1.6. Resumen	36
REFERENCIAS DEL CAPÍTULO I	38

Capítulo II: Distribución de temperatura dentro del diente

2.1. Introducción	41
2.2. Difusión del calor en el tejido dental	42
2.2.1. Conducción de calor en sólidos	42
2.2.2. Propiedades térmicas del tejido dental duro	45
2.3. Modelos teóricos y simulaciones	47
2.3.1. Modelo de Yu et al.	47
2.3.2. Simulación de Uhrig et al.	51
2.3.3. Simulación de Foth y Luke	54
2.4. Experimentos y mediciones.	56
2.4.1. Experimento de Fried et al.	56
2.4.2. Experimento de Hibst y Keller	58
2.4.3. Mediciones de Neves et al.	60
2.4.4. Calor residual	61
2.5. Resumen	64
REFERENCIAS DEL CAPÍTULO II	66

Capítulo III: Efectos del cambio del coeficiente de absorción del agua en la ablación de tejido dental duro

3.1. Introducción	68
3.2. Coeficiente de absorción del agua dependiente de la energía absorbida	69
3.3. Dependencia del coeficiente de absorción del tejido dental duro con respecto a E_{vabs}	76

3.4. Simulación	82
3.5. Resultados de las simulaciones	87
3.6. Resumen y conclusiones	92
REFERENCIAS DEL CAPÍTULO III	94

Capítulo IV: Análisis de la viabilidad del uso de modelos a escala para predecir la distribución de temperaturas en dientes

4.1. Introducción	96
4.2. Expresión analítica de la respuesta térmica al impulso	97
4.3. Coeficientes de escalamiento para la respuesta al impulso	99
4.4. Condiciones para los coeficientes de escalamiento	103
4.5. Resumen y Conclusiones	111
REFERENCIAS DEL CAPÍTULO IV	112

Conclusiones	113
Trabajo a futuro	114
Índice de símbolos	115
Lista de figuras	118
Lista de tablas	121
Glosario	122

Introducción

Antecedentes

El progreso hecho en varios campos de la ciencia y la tecnología ha conducido al desarrollo de nuevas herramientas. Algunos de estos instrumentos tienen gran utilidad en aplicaciones médicas. Uno de estos casos es el desarrollo de los sistemas láser.

La radiación láser pulsada puede localizarse en un área que comprende unas cuantas micras cuadradas. Puede suministrar energía de manera que no exista contacto físico que produzca contaminación en las bioestructuras. El hecho de que la luz láser sea monocromática la hace un medio de acción selectivo, limitado tan solo por el ancho de las bandas de absorción de los diferentes tejidos o componentes biológicos. Se puede suministrar energía láser en diferentes magnitudes y su irradiancia puede ser variada en un amplio rango (10^{-3} W/cm²- 10^{11} W/cm²) ajustando la energía y duración del pulso. La combinación de estas capacidades hace del láser una herramienta útil en aplicaciones biomédicas.

Si se utiliza radiación láser pulsada de la longitud de onda adecuada es posible calentar un área localizada. Para que ocurra una fotoablación es necesario que el volumen de tejido irradiado sufra un sobrecalentamiento y posteriormente una vaporización en un intervalo de tiempo más corto que el requerido para que se difunda el calor.

Aun cuando se utilicen pulsos con características tales que el calor absorbido por el material se concentre solo en una pequeña región de la superficie irradiada, la aplicación repetida de una serie de pulsos de diferente amplitud, frecuencia y ciclo de trabajo produce una acumulación de calor. Este calor se difunde a través del tejido dental generando un incremento de temperatura. El tejido dental, como cualquier material vivo, es sensible a estos incrementos. Si dichos incrementos de temperatura no son controlados y mantenidos dentro de un límite es posible generar la muerte del tejido con sus consecuentes problemas.

Existe gran interés en predecir con precisión la distribución de temperatura en piezas dentales cuando una terapia que incluye la aplicación de radiación láser pulsada es utilizada. Para lograr esto se han utilizado modelos matemáticos que son simulados por computadora. En estas simulaciones se deben de considerar la mayor parte de los fenómenos que tienen lugar, sin embargo existen algunos que son difíciles de modelar en forma matemática.

Otro tipo de ayuda para predecir la distribución de temperaturas se obtiene de mediciones experimentales. A dientes extraídos se les aplican diferentes tipos de radiación pulsada y se obtienen mediciones de la temperatura en el interior de la pieza por diversos métodos (termopares, cámaras infrarrojas, etc.).

Objetivos

Bajo el contexto anterior, los objetivos de nuestro trabajo son:

- Evaluar el efecto que tiene el considerar un coeficiente de absorción dinámico del agua a $2.94 \mu\text{m}$ en los modelos que describen la ablación de tejido dental duro.
- Analizar la viabilidad de usar dientes a escala para predecir la distribución de temperaturas dentro de piezas dentales.

La metodología que emplearemos para lograr estos objetivos consistirá en:

- Obtener una expresión para el coeficiente de absorción del tejido dental como función de la energía que absorbe durante la aplicación de un pulso láser emitiendo a una longitud de onda de $2.94 \mu\text{m}$.
- Simular este fenómeno de forma numérica para describir la ablación de tejido dental con láser de Er:YAG.
- Desarrollar un modelo matemático que describa las propiedades requeridas en un material para construir con el un diente a escala. Este modelo matemático debe

establecer una relación entre las temperaturas medidas en la pieza escalada y las temperaturas esperadas en el diente real.

Al cumplir con nuestros objetivos habremos complementado los modelos matemáticos de tal forma que se podrá predecir con mayor precisión la distribución de temperatura dentro de dientes.

Contenido

En el capítulo I presentamos un marco de referencia sobre las principales características anatómicas de los dientes. Describimos los procesos de ablación con láseres que emiten en la región del espectro comprendida entre 2-12 μm . Presentamos las propiedades ópticas del tejido dental duro en estas longitudes de onda. Además abordamos los límites en incremento de temperatura que el tejido dental puede soportar sin sufrir daño.

En el capítulo II incluimos la teoría de conducción de calor. Presentamos las propiedades térmicas del tejido dental que han sido medidas y reportadas en diferentes publicaciones. Describimos varios modelos y experimentos hechos con la finalidad de predecir la distribución de temperaturas en dientes cuando radiación láser pulsada es aplicada.

En el capítulo III de la tesis presentamos los modelos utilizados para describir la propiedad dinámica del agua a 2,94 μm . Analizamos el efecto de esta propiedad sobre el tejido dental, el cual tiene al agua como uno de sus principales componentes. En este capítulo presentamos los resultados de una simulación numérica de la ablación de tejido dental con láser de Er:YAG en dos dimensiones. En esta simulación incluimos el efecto de considerar un coeficiente de absorción dinámico el tejido dental.

En el capítulo IV presentamos la ecuación que describe la distribución de temperaturas en un sólido semiinfinito cuando se le aplica una cantidad puntual e instantánea de calor. Aplicamos esta ecuación tanto a las características del cuerpo real, un diente, como de un

cuerpo simulado. De este análisis obtenemos las características térmicas necesarias en un material para construir una pieza dental escalada. Describimos el uso de cuatro factores de escala para poder estimar la temperatura de un diente real partiendo de mediciones hechas en un diente escalado.

Capítulo I: Ablación de tejido dental duro con láser

1.1. Introducción

En este capítulo exponemos las principales características anatómicas de los dientes humanos. Damos una descripción de los tejidos que forman los dientes, enfocándonos principalmente en la composición química y su función. Hacemos un resumen de la información recabada en la literatura que trata los procesos de ablación láser.

Presentamos algunas propiedades ópticas relevantes para el proceso de ablación y una descripción cualitativa de los fenómenos termo-mecánicos que tienen lugar al momento de la destrucción del tejido. Como toda aplicación médica en desarrollo, la ablación de tejido dental aún tiene ciertos obstáculos que salvar. Uno de ellos son los daños térmicos que puede provocar al tejido que no requiere ser removido.

Para evaluar lo anterior es necesario conocer los límites de temperatura a los que puede ser expuesto un diente sin producirle un daño. De esta manera presentamos la información obtenida de trabajos médicos que han tratado de obtener de manera experimental tales límites.

La finalidad de este capítulo es contar con los antecedentes necesarios del objeto de nuestro estudio: La ablación láser de tejido dental duro. De esta manera contaremos con información que nos permita profundizar en aspectos relacionados con este procedimiento. En nuestro caso, estamos interesados en conocer la forma como se distribuye el calor durante el tiempo en que este procedimiento tiene lugar.

1.2. Estructura y composición de los dientes

1.2.1. Anatomía dental humana

En el ser humano, el aparato dental realiza la función de masticación, contribuye al mecanismo del habla y sirve para conservar un aspecto físico agradable. Los dientes son los elementos principales en este aparato. Un diente es una estructura individual consistente de una capa externa de esmalte, una capa media más gruesa de dentina y una pulpa interna.

El esmalte es un material con una dureza Knoop media de $343 \pm 23 \text{ kg/mm}^2$ [1] (la dureza del acero al carbón común es de 200 kg/mm^2 y la del diamante es de entre 5500 y 7000 kg/mm^2). El material del que está compuesto el esmalte es casi totalmente inorgánico. La dentina es un material muy parecido al hueso en composición, tiene una dureza Knoop promedio de $68 \pm 3 \text{ kg/mm}^2$ [1]. La dentina contiene finos filamentos *protoplásmicos* de materia viva que tienen su origen en los odontoblastos. Los odontoblastos son células capaces de reparar y producir más dentina durante la vida del diente. Estas células se encuentran en una capa cercana a la pared interna de la dentina, en la cavidad de la pulpa.

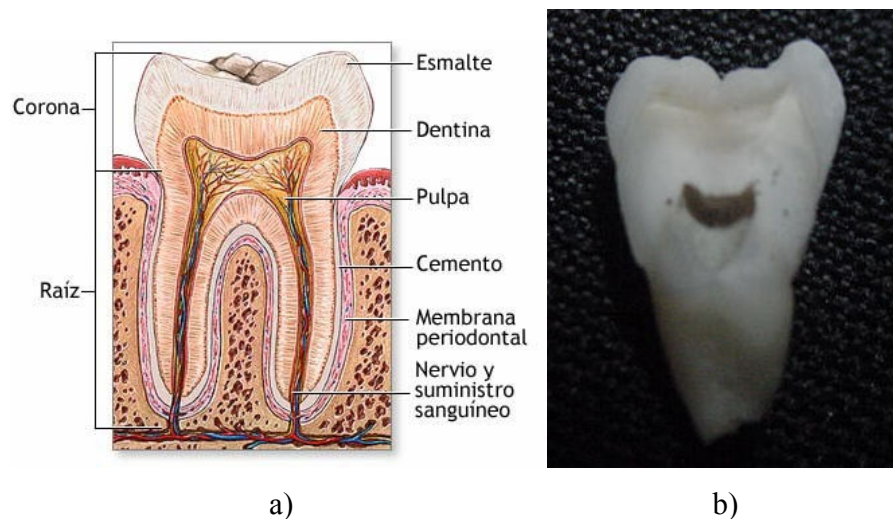


Fig. 1.1. a) Diagrama que muestra las partes de un molar [22]. b) Corte de un molar humano extraído.

La pulpa contiene *tejido conectivo*, vasos sanguíneos y nervios. La figura 1.1. muestra la estructura básica de un diente. Algunas de las partes que se muestran se han mencionado hasta ahora y otras serán descritas en los próximos párrafos.

La dentadura del hombre, al igual que en la mayoría de los mamíferos, está compuesta de cuatro clases de dientes: incisivos, caninos, premolares y molares. Éstos difieren marcadamente en su forma y se adaptan a funciones de masticación especializadas como incisión, prensión y trituración. Los seres humanos tienen una serie incompleta de dientes caducos o temporales y una serie secundaria permanente. Hay veinte dientes temporales y treinta y dos permanentes.

Los dientes de la dentadura permanente reciben los siguientes nombres, comenzando en la línea media que aparece en la figura 1.2.

- | | |
|---------------------|---------------------|
| 1. Incisivo central | 5. Segundo premolar |
| 2. Incisivo lateral | 6. Primer molar |
| 3. Canino | 7. Segundo molar |
| 4. Primer premolar | 8. Tercer molar |

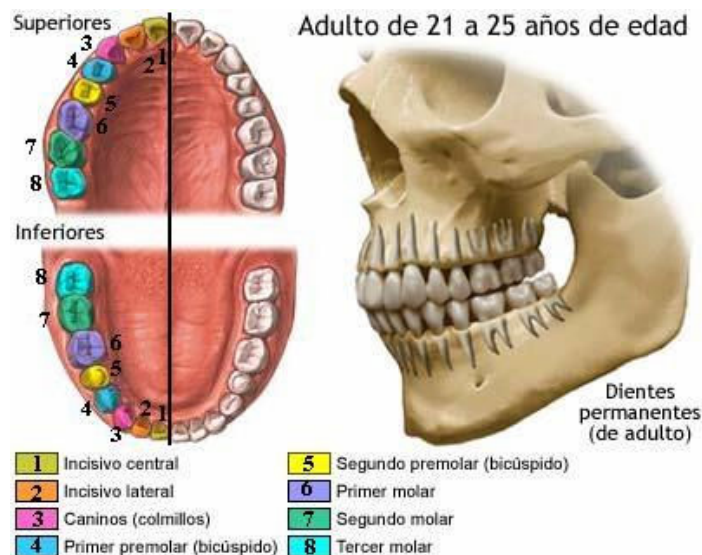


Fig. 1.2. Nomenclatura usada para designar los diferentes dientes humanos [22].

Los primeros tres tipos de dientes se denominan en conjunto dientes anteriores. A los que están después de los caninos se les llama posteriores. Para designar un diente en particular se anteponen los adjetivos temporal o permanente, superior o inferior, derecho o izquierdo.

Cada diente se divide anatómicamente en dos porciones: corona y raíz (figura 1.1.). La corona es la parte del diente cubierta por esmalte. La corona de un diente tiene cinco caras: Cara labia (dientes anteriores) o cara bucal (dientes posteriores); cara lingual; cara mesial; cara distal; y cara oclusal o borde incisal. Esta última cara o borde es la superficie que corta o mastica. Las otras cuatro caras solo tienen sentido al observar el lugar que ocupa la pieza dental en la dentadura como se muestra en la figura 1.3.

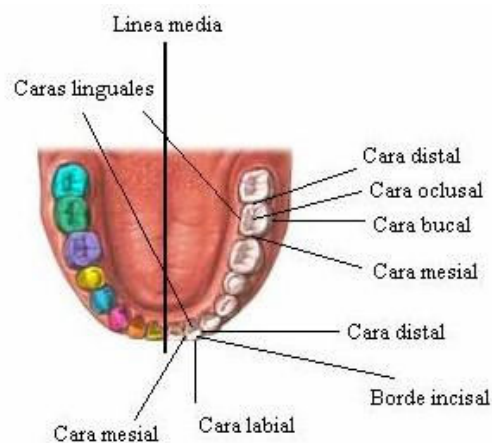


Fig. 1.3. Denominación de las caras de las coronas en los dientes [22].

Las dimensiones de la corona se especifican por medio de tres valores que se muestran en la figura 1.4. y son:

- Altura o longitud: Se mide desde la línea cervical hasta la cara incisal o hasta la cara oclusal
- Ancho o diámetro mesiodistal
- Grosor o diámetro labiolingual, en los dientes anteriores, o bucolingual, en los posteriores.

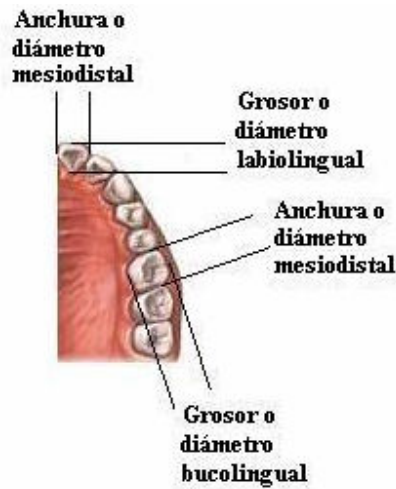


Fig. 1.4. Dimensiones de las coronas dentales [22].

La línea de unión entre la corona y la raíz se denomina cuello del diente. La raíz anatómica es la parte del diente cubierta por una clase de tejido similar al hueso llamado cemento. En los dientes anteriores y en la mayor parte de los premolares, en los cuales las coronas son pequeñas, se encuentra una sola raíz. En los molares que tienen coronas considerablemente más grandes hay por lo general dos o tres raíces.

La corona de un diente se divide para fines anatómicos en tercio oclusal (dientes posteriores) o tercio incisal (dientes anteriores), tercio medio y tercio cervical. La raíz también se puede dividir en ápice, cuerpo y cuello. La figura 1.5. Ilustra lo anterior.

En el ápice de la raíz se encuentra un pequeño agujero a través del cual se puede generar una comunicación con el aparato circulatorio y nervioso. Las cavidades del hueso dentro de las cuales están implantadas las raíces de los dientes se conocen con el nombre de alvéolos.

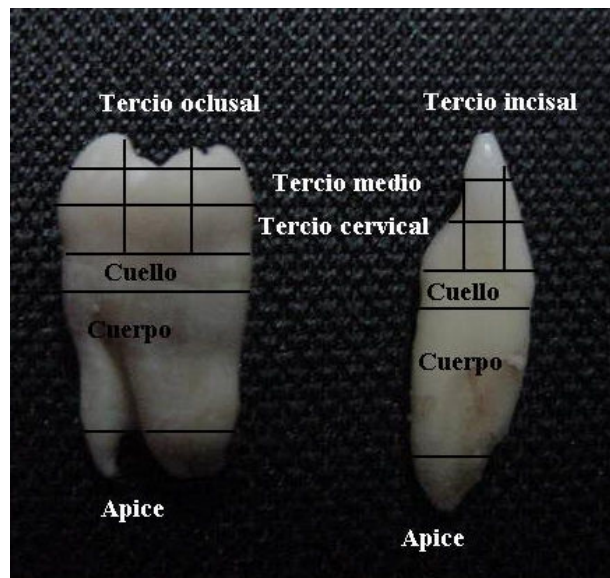


Fig. 1.5. División de la raíz y corona de un molar y un incisivo.

1.2.2. Tejidos de los dientes

Estructuralmente el diente se compone de cuatro tejidos [2]: Esmalte, dentina, pulpa y cemento. Cada uno de estos se describe enseguida. El cemento puede estudiarse dentro de un conjunto de tejidos conocidos como periodontio.

1.2.2.1 Esmalte

Después de la formación del esmalte, los cambios normales que ocurren en él no están bajo control celular. Las modificaciones naturales en el esmalte se deben a un proceso fisicoquímico durante el cual se realiza una absorción lenta y un intercambio de iones con la saliva [3]. El esmalte no posee la propiedad de repararse cuando padece algún daño.

El espesor del esmalte varía en diferentes regiones de la misma pieza y de un diente a otro. En los dientes anteriores permanentes, el esmalte tiene de 2 a 2.5 mm de grueso en la región incisal y en los dientes posteriores puede tener hasta 3 mm de grueso [2]. A partir de las regiones incisal u oclusal el esmalte se adelgaza gradualmente hasta la línea cervical en todas sus caras.

La tabla 1.1. [3] muestra la composición en peso y en volumen del esmalte humano. Los componentes orgánicos principales del esmalte en desarrollo y maduro son proteínas con características biológicas propias que en conjunto son llamadas amelogeninas. Existe una fracción de 2 % en volumen de carbohidratos y 1 % en volumen de lípidos [1].

	Peso %	Volumen %
<i>Inorgánico</i>	96	85
<i>Orgánico</i>	0.1	3
<i>Agua</i>	3.9	12
<i>Principal componente orgánico</i>	Amelogenina	
<i>Componente inorgánico</i>	Mineral de Apatita	
<i>Densidad [g/cm³]</i>	2.9-3	

Tabla 1.1. Composición promedio del esmalte humano [3].

Se ha demostrado por método de difracción de rayos X y de electrones que la parte inorgánica del esmalte es un fosfato de calcio de apatita [1]. El esmalte anatómicamente maduro consiste en una serie de prismas o barras de 4 a 6 μm de diámetro que corren de la unión dentina esmalte a la superficie externa. Con frecuencia no siguen un curso recto sino sinuoso. Los prismas están compuestos de cristalitos de apatito (figura 1.6.) en la matriz orgánica de proteínas y agua. Dichos cristalitos están alineados con sus ejes longitudinales aproximadamente paralelos al eje longitudinal del prisma. Tienen longitudes que varían entre 12 – 21 μm y anchuras que oscilan entre 30 a 40 nm [1].

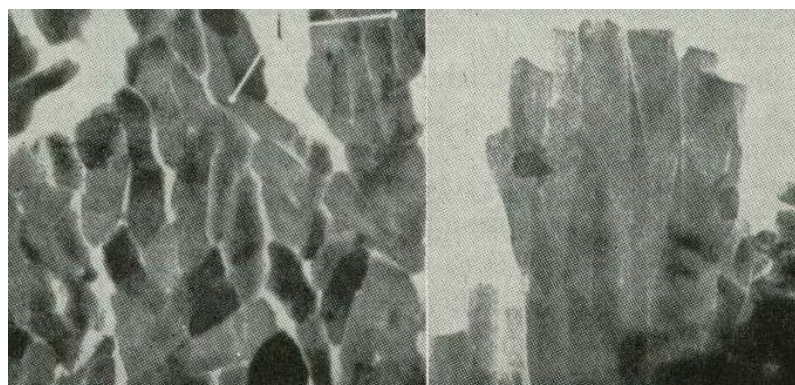


Fig. 1.6. Cristales de apatito en esmalte sano (X 166,666 aprox.) [1].

En el esmalte, el contenido de minerales disminuye desde la parte superficial hasta la unión con la dentina [3] tal como se muestra en la figura 1.7. En la fracción orgánica se encuentra una distribución inversa. El esmalte es muy quebradizo y su estabilidad mecánica depende de la dentina que es el tejido situado debajo de él.

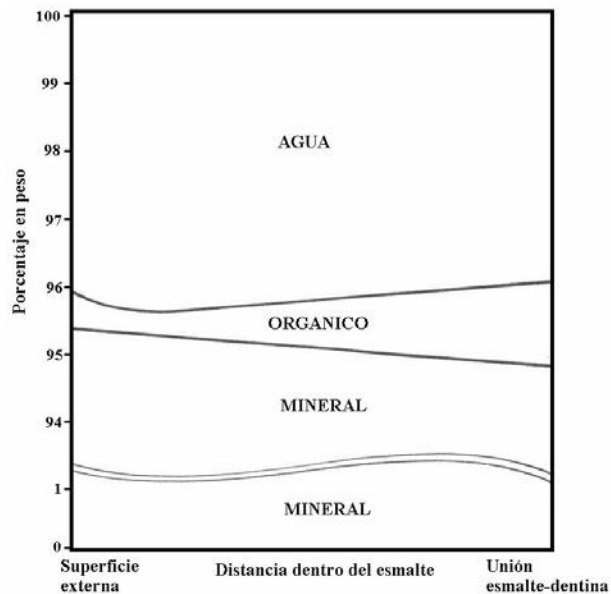


Fig. 1.7. Variación de la composición del esmalte desde la superficie a la unión esmalte-dentina [3].

1.2.2.2. Dentina

La dentina está mucho menos mineralizada que el esmalte, esto hace que sea un tanto comprimible. Al igual que en el esmalte, el mineral presente en la dentina es un fosfato de calcio de apatita cuyos cristales son más pequeños que los del esmalte [3]. El grueso aproximado es en promedio de 2 a 3.5 nm y sus longitudes son de ordinario de 2 a 3 μm [1]. Su principal componente orgánico es el colágeno. La composición química de la dentina presenta muchas similitudes con la del hueso como se observa en la tabla 1.2.

La dentina, a diferencia del esmalte, conserva una componente celular vital cuando madura: el odontoblasto. La dentina consiste primariamente de sustancia extracelular formada de una matriz colagenosa densamente mineralizada que encierra estructuras tubulares y una cantidad muy pequeña de material celular.

Constituyente	Hueso seco	
	sin grasa	Dentina
	Peso %	Peso %
<i>Inorgánico</i>	70	72
<i>Orgánico</i>	22	20
<i>Agua</i>	8	8
<i>Principal componente orgánico</i>	Colágeno	Colágeno
<i>Componente inorgánico</i>	Mineral de Apatita	Mineral de Apatita
<i>Densidad [g/cm³]</i>	2.01-2.05	2-2.3

Tabla 1.2. Comparación entre la composición del hueso y la dentina [3].

Los tubitos microscópicos dentro de la dentina, mostrados en la figura 1.8., suelen extenderse en dirección encorvada desde la pulpa hasta la unión de la dentina y el esmalte. Cada tubito tiene un diámetro de entre 1 y 3 μm y contiene una fibra protoplásmica. Esta fibrilla transmite la sensación. La dentina forma el cuerpo del diente, protege a la pulpa dental y proporciona una unión y apoyo al esmalte protector que recubre al diente.

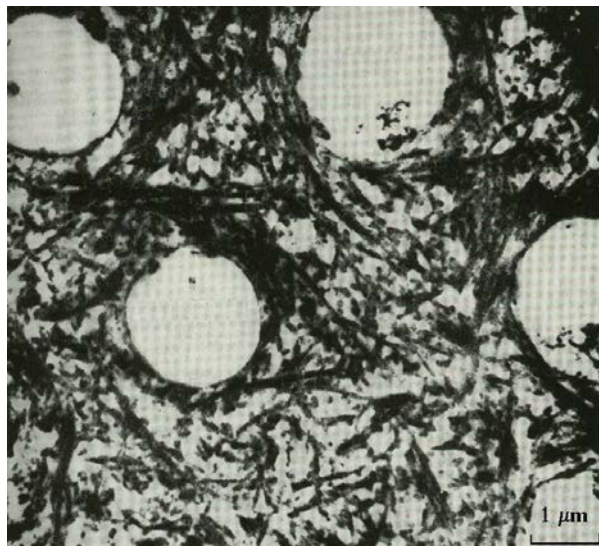


Fig. 1.8. Corte transversal de una muestra de dentina. Se observan los conductos dentinarios y las fibras de colágeno [1].

Con el tiempo aumenta la dureza de la dentina debido a la calcificación. Las fibrillas orgánicas pueden calcificarse también o sufrir degeneración y de esta manera se reduce considerablemente la sensibilidad del diente a los estímulos exteriores.

1.2.2.2.1 Causas de dolor en la dentina

Entre los estímulos que producen dolor en la dentina se encuentran [4]:

- Cambios térmicos.
- Estímulos osmóticos como los producidos por las sustancias dulces o amargas.
- Impulsos eléctricos.
- Presión, esto incluye el simple contacto o la presencia de aire en movimiento cuando la dentina esta expuesta.

Existen varias teorías que describen el mecanismo que causa el dolor en la dentina. Algunas de estas teorías afirma que este tejido esta parcialmente inervado lo cual la hace un receptor directo de los estímulos causantes de dolor. Otra teoría es que, en presencia de los estímulos, las células de la dentina y los odontoblastos liberan sustancias químicas que estimulan los nervios en la union dentina – pulpa lo cual produce la señal de dolor.

De acuerdo con la teoría del mecanismo hidrodinámico, el dolor en la dentina es producido por la exposición de los túbulos dentinarios. Esto puede ser producido por fracturas, caries, abrasiones, etc. Cada túbulo dentinario esta lleno de fluido. Éste fluido se expande o contrae en respuesta a los estímulos antes mencionados como se muestra en la figura 1.9. Esta reacción produce una distensión o compresión de las fibras nerviosas que se encuentran alrededor de los odontoblastos.

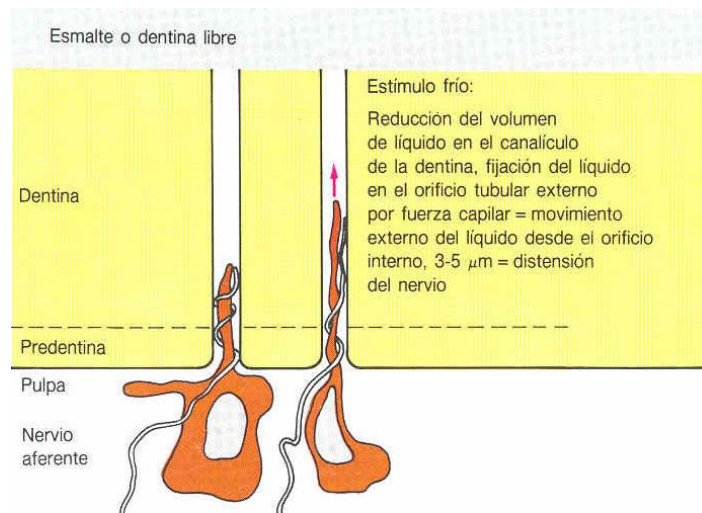


Fig. 1.9. Reacción de la dentina ante un estímulo térmico. La distensión del odontoblasto y el nervio a su alrededor producen la sensación de dolor [5].

1.2.2.3. Pulpa

La pulpa es un tejido líquido en estado dinámico. Contiene relativamente pocas células entre las cuales están dispersos elementos *vasculares*, nervios y canales linfáticos. Entre las células hay una red de fibras de colágeno. Todos estos elementos están en suspensión en una sustancia compuesta de líquido de origen *vascular*. La pulpa cumple las siguientes funciones:

- Arquitectónica: La elaboración de fibras de colágeno y de dentina.
- Nutritiva: Nutrición de las fibras nerviosas y dentina.
- Sensorial: Fuente de receptores de dolor
- Protectora: Por inflamación y por formación secundaria de dentina.

La capa periférica de la pulpa está formada de odontoblastos. La pulpa es notablemente sensible a su medio ambiente. Aunque parece estar bien aislada, es fácilmente influenciada y dañada por una sucesión constante de factores físicos y químicos. Los extremos de calor y de presión son transmitidos fácilmente a ella y pueden causar daños traumáticos y químicos por cambios iónicos y alteraciones moleculares [1].

1.2.2.4. Periodontio

El periodontio consiste en una serie de tejidos que revisten y sirven de soporte a los dientes. Estos tejidos comprenden las encías, la membrana periodontal o ligamento, el cemento y el hueso alveolar. La figura 1.10. muestra la unión entre el cemento y el alveolo por medio del ligamento. El cemento se puede considerar como tejido perteneciente a la pieza dental.

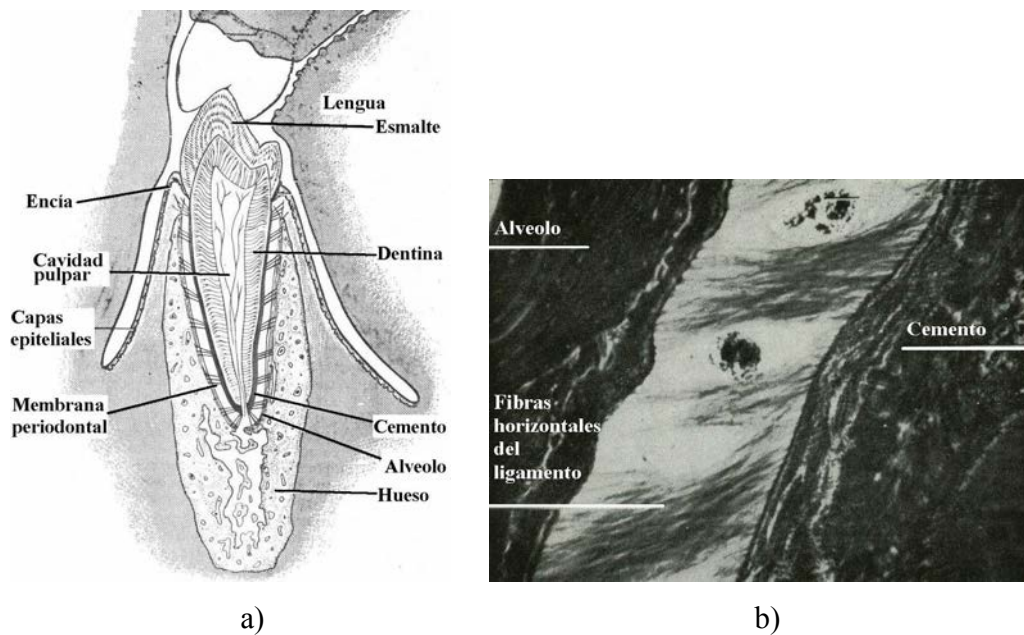


Fig. 1.10. a) Diagrama que muestra la ubicación de los tejidos periodontales [3]. b) Imagen vista en microscopio de la membrana periodontal y tejidos vecinos X 700 [1].

El cemento forma la estructura externa de la raíz de un diente. Es una continuación rígida del *tejido conectivo* de las encías. Es la capa calcificada que cubre la raíz del diente y contiene de 30 a 35 % de sustancia orgánica [1]. Debido a su contenido mineral, sirve como ancla para las fibras que unen los dientes al hueso alveolar. El cemento también funciona como órgano nutricional del diente y su importancia aumenta a medida que la pulpa del diente pierde tamaño. El cemento suele unirse al esmalte de la corona en una línea cervical continua. A veces, el cemento puede cubrir al esmalte en pequeñas áreas localizadas.

Las encías son las partes de la membrana mucosa y del *tejido conectivo* que cubren la porción empotrada de los dientes y sus prolongaciones alveolares. Consta de un número variable de capas de células con un espesor de una fracción de milímetro.

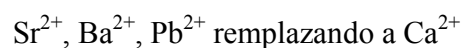
El ligamento es la parte del tejido conectivo que se encuentra entre el diente y el hueso alveolar. Proporciona acojinamiento para sentar firmemente los dientes y un camino de conducción para elementos *vasculares* y neurales. Contiene células que intervienen en la formación y reabsorción del hueso.

El hueso alveolar es la parte de la mandíbula y maxilar que forman los alvéolos de los dientes y es un material muy *vascular*. El hueso alveolar sirve como un depósito de reserva de calcio. Esta función permite la modificación del alveolo en respuesta a una tensión o compresión lo que posibilita la realineación de los dientes.

1.2.3. Estructura de la Apatita

El componente inorgánico presente en los tejidos dentales duros es un mineral de apatita. A continuación se da una breve descripción de este mineral.

Las apatitas tienen como fórmula general $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{X}_2$ donde X puede ser F u OH (fluoroapatita e hidroxiapatita respectivamente). Las apatitas son estructuras iónicas (excepto por los enlaces covalentes dentro del ion fosfato). Por lo tanto son sustancias bastante duras, refractarias con puntos de fusión casi siempre por arriba de los 1200°C . Otra propiedad de este tipo de compuestos es la sustitución parcial o total de iones de la malla por iones de tamaño similar. Aún con esta propiedad las apatitas son compuestos muy estables. Algunas de las muchas posibilidades para el reemplazo de iones en la hidroxiapatita son:



Si se realiza una simplificación aproximando cada ion fosfato a una esfera en vez de a una forma tetraédrica, como la mostrada en la figura 1.11. a, entonces el acomodo de estos iones esféricos en la red cristalina se aproxima a un arreglo hexagonal en estrecha disposición.

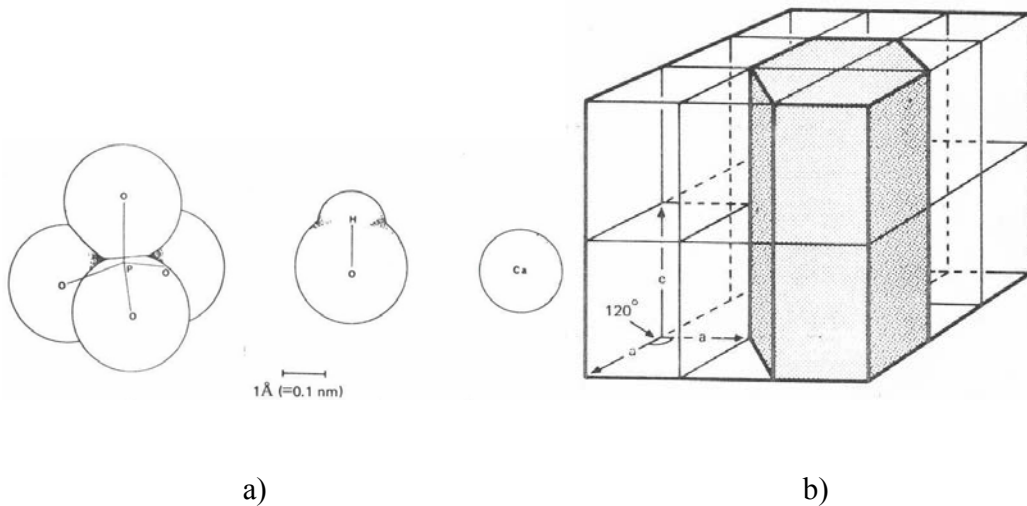


Fig. 1.11. a) Tamaño aproximado y forma de los iones fosfato, hidroxilo y calcio en la hidroxiapatita. b) Red hexagonal similar a la formada por los minerales de apatita. [3].

Las longitudes de los ejes de las celdas unitarias de la hidroxiapatita (Fig.1.10 b) son: $a=9.42 \text{ \AA}$, $c=6.88 \text{ \AA}$ [1].

No hay evidencias a partir de los experimentos de difracción de rayos X de alguna fase cristalina diferente a la apatita en los tejidos duros de los dientes. Sin embargo en la dentina la ausencia de intensidad de las líneas de apatita sugiere que parte del fosfato de calcio podría estar en una forma amorfa [3]. No hay evidencia de una forma amorfa en el esmalte.

La apatita es ópticamente uniaxial y birrefringente. El grado de birrefringencia es débil y negativo, -0.004 [1]. Los líquidos acuosos pueden introducirse en los espacios microscópicos, estos espacios pueden dar origen a una birrefringencia positiva.

1.3. Enfermedad de la caries

La caries es una enfermedad de origen bacteriano que afecta al tejido dental duro: esmalte y dentina [3]. Los sitios más comunes donde se inicia la lesión son en las diferentes caras de la corona cubierta por esmalte. También se pueden encontrar lesiones en la dentina, en la superficie de las raíces expuestas. La teoría aceptada hoy del mecanismo de las caries afirma que los microorganismos de la superficie del diente producen ácidos orgánicos que incluyen el ácido láctico fuerte. Estos desechos ácidos disuelve el mineral del diente.

La primera evidencia de caries en una superficie lisa es la formación de una mancha blanca ocasionada por el aumento de la porosidad y la dispersión óptica en la región del espectro visible. La porosidad origina la difusión de los ácidos hacia el interior. Una vez que el ataque llega a la unión esmalte-dentina la desmineralización ocurre más rápidamente de la dentina hacia la pulpa. La infección también se propaga en forma lateral por debajo del esmalte sano bajo la lesión inicial. Algunas veces, si no se ataca el proceso, la lesión llega hasta la cavidad de la pulpa y las bacterias la infectan.

En base a las imágenes obtenidas del proceso carioso en el esmalte (Figura 1.12.), se pueden identificar 4 zonas en la porción de tejido que padece esta enfermedad. Estas aparecen resumidas en la tabla 1.3.

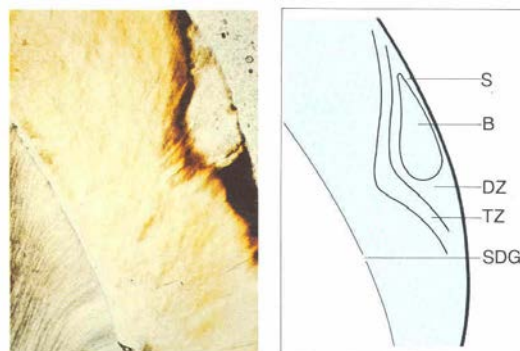


Fig. 1.12. Zonas de una caries en el esmalte. S: zona superficial, B: Cuerpo de la caries, DZ: zona oscura, TZ: zona translúcida, SDG: unión esmalte – dentina [5].

Parte de la lesión por caries	Descripción	Pérdida de mineral % Volumen
Zona superficial	40 a 50 μm de espesor en la superficie	10
Cuerpo de la lesión	Zona de mayor tamaño y porosidad	24
Zona oscura	Mayor porosidad que la zona translúcida	6.3
Zona translúcida	Parte más profunda, frente de avance de la lesión	1.2

Tabla 1.3. Características de las diferentes zonas en una lesión cariosa [3]

El tratamiento clásico para las lesiones producidas por caries consiste en tres pasos [6]:

- 1) Remover de manera quirúrgica el material que presenta la infección. La forma común de eliminar el material infectado es mediante una herramienta mecánica giratoria de alta velocidad (entre 200,000 y 500,000 r.p.m.) llamada fresa que mediante un mecanismo de abrasión retira el material (figura 1.13). durante este paso, los principales factores que causan reacciones perjudiciales en la pulpa y la dentina son la velocidad de la fresa, el nivel de desecación del tejido, el calor y la presión aplicada durante el corte.

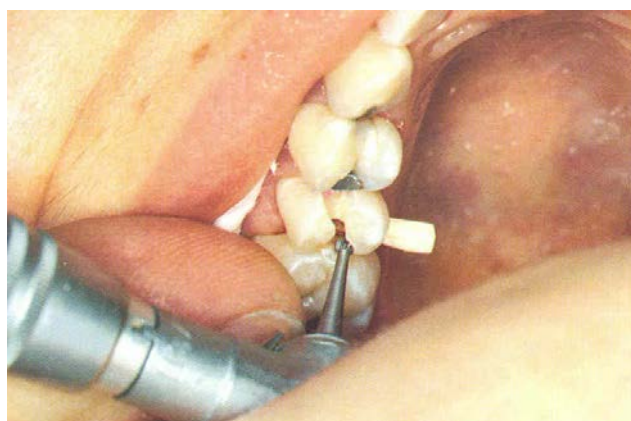


Fig. 1.13. Preparación de una cavidad en un molar utilizando una fresa mecánica [5].

- 2) Posterior a la eliminación del tejido infectado, sigue un proceso de limpieza. En esta etapa se busca destruir las bacterias presentes y eliminar los residuos orgánicos e inorgánicos producidos durante el corte. Estos residuos están en forma de lodo. Este lodo puede interferir con la adaptación de los materiales de obturación. La mejor forma de eliminar este residuo es mediante una solución de EDTA. Una vez terminado el proceso de limpieza la cavidad tiene un aspecto como el mostrado en la figura 1.14.

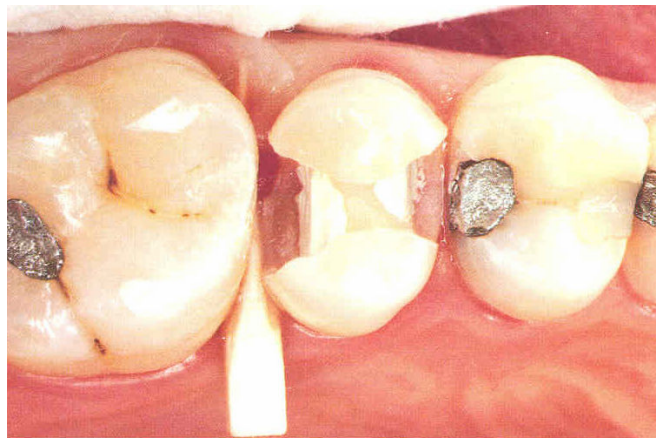


Fig. 1.14. Aspecto de una cavidad limpia, cubierta con una preparación de hidróxido de calcio [5].

- 3) Cuando se ha limpiado la cavidad se procede a rellenar ésta con un material inerte. Los materiales más usados para el relleno son las amalgamas (figura 1.15), otros metales como el oro, y las resinas poliméricas. Antes de aplicar el relleno generalmente se aplica una pasta o cemento de hidróxido de calcio o de óxido de zinc-eugenol. Estas sustancias ayudan a neutralizar las bacterias y estimula la formación de nueva dentina a la vez que forma una capa impermeable. En otros casos, después de la limpieza, el tejido dental es tratado con un ácido para producirle un cambio en la estructura fisicoquímica que ayuda a garantizar la retención mecánica del material de relleno.



Fig. 1.15. Aspecto final de una obturación con amalgama [5].

El cuidado en los procesos que se han descritos anteriormente es de gran importancia porque si llegasen a existir pequeños espacios entre las obturaciones y las paredes de la cavidad existiría la posibilidad de que penetraran los líquidos, iones, moléculas, bacterias o sus productos. Esta filtración produciría una infección secundaria difícil de detectar a simple vista por el odontólogo.

1.4. Reacción del tejido dental en respuesta a un aumento de temperatura

Ya desde la década de los 50s se realizaban estudios para observar el efecto que tenía un incremento de temperatura en la pulpa dental. En algunos estudios hechos en dientes de perros [7] se observó que la aplicación de calor para lograr una temperatura de 65.5° C durante 10 s en la base de una cavidad preparada, daba como resultado una separación de la capa odontoblástica, *edema*, *hiperemia* e inflamación de la pulpa en un lapso de 4 hrs. Una temperatura de 93.3° C sostenida por un minuto dio como resultado la destrucción de los odontoblastos en un lapso de 4 hrs así como una reacción inflamatoria en la pulpa.

En 1965 Zach y Cohen presentaron los resultados de sus experimentos hechos en monos macacos. Concluyeron que incrementos de 5.5 °C causaban una pulpitis irreversible en el 15 % de los casos. Si la temperatura se incrementaba a 11.1° C el porcentaje aumentaba a un 60 %. Estos autores establecieron un límite de seguridad de 6.1° C arriba de la temperatura normal de la unión pulpa-dentina para evitar daños severos en los dientes.

Baldissara, Catapano y Scotti, hicieron experimentos en vivo y en vitro en seres humanos en 1997. Sus resultados [8] discrepan a primera vista de los obtenidos en experimentos anteriores. Ellos lograron elevar la temperatura de la unión dentina-pulpa de 36° C a 43° C y mantener esta temperatura durante 180 s en un experimento en vivo sin observar síntomas ni daños *histológicos* en un periodo de hasta 91 días. El único efecto que lograron observar bajo estas condiciones fue el reporte de un dolor agudo al momento de la aplicación del pulso de calor. Sin embargo esta sensación desapareció sin mostrar efectos secundarios una vez eliminado el estímulo. En la figura 1.16 se muestran una de las gráficas de temperatura dentro de la pulpa contra tiempo obtenidas en estos experimentos.

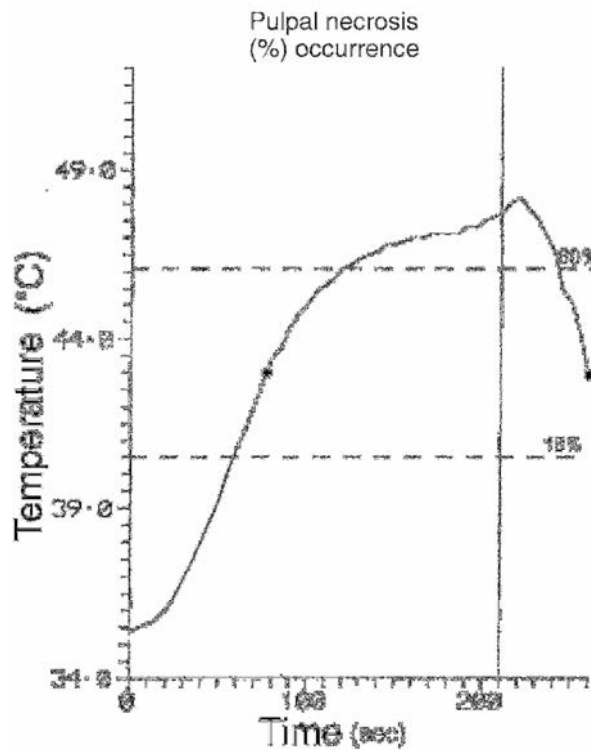


Fig. 1.16. Forma temporal del estímulo aplicado por Baldissara et. al. el cual rebasó la temperatura de 43° C por 180 s [8]. Las líneas punteadas representan los límites establecidos por Zach y Cohen para obtener necrosis en la pulpa. La línea vertical indica el momento en que la fuente de calor se apagó.

Baldissara et al. adjudican la discrepancia de sus datos a la forma en que ellos aplicaron el estímulo de calor. En su experimento ellos utilizaron un sistema que calentó el diente gradualmente (a menor velocidad que el estímulo aplicado por Zach y Cohen como se muestra en la figura 1.17). Usaron una fuente de calor con una temperatura relativamente baja distribuida sobre la totalidad de la cara oclusal. Estos autores sugieren la posibilidad de que exista un mecanismo biológico poco conocido que permite a las células de la pulpa adaptarse a las condiciones adversas y disipar el calor antes de que las células sean dañadas.

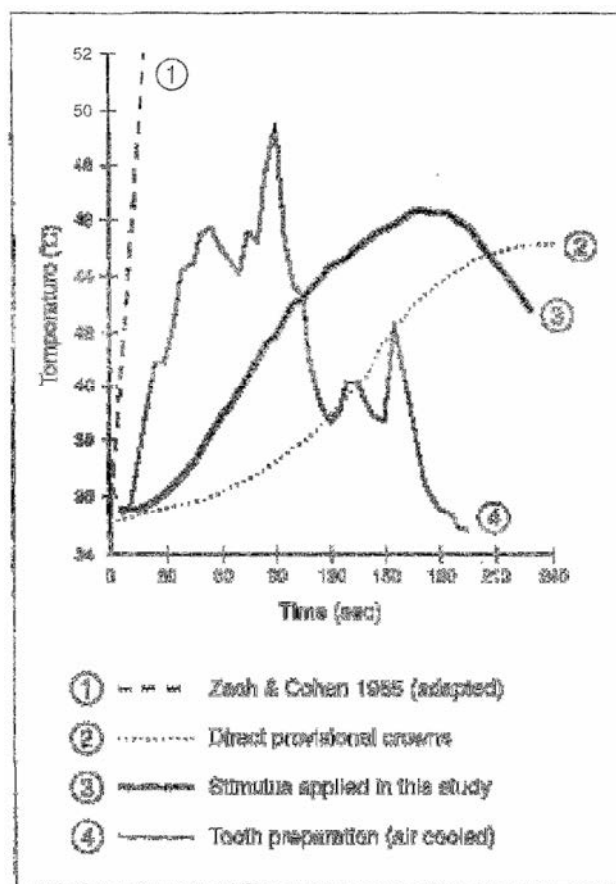


Fig. 1.17. Velocidades de incremento de temperaturas en: 1) Experimento de Zach y Cohen, 2) Experimento de Badissara, Catapano y Scotti. [8].

En su trabajo Baldissara et. al. concluyen que el principal factor en el daño térmico de la pulpa podría ser el daño en la dentina que esta en contigüidad fisiológica y funcional con la pulpa.

Los valores de temperatura obtenidos experimentalmente en los cuales se presenta un daño irreversible en la pulpa parecen no ser consistentes y depender de la situación experimental que se presenta. Para una primera estimación numérica del daño en la pulpa es posible utilizar la ecuación 1.1 [9].

$$\zeta = A \int_0^t \exp(-\Delta E / R_g T) dt \quad (1.1)$$

En esta ecuación A y ΔE son constantes con los valores siguientes $A=3.1 \times 10^{98} \text{ s}^{-1}$ y $\Delta E=628,020 \text{ J/mol}$. R_g es la constante universal de los gases: 8.314 J/(mol K) . T representa la temperatura. La variable ζ describe el daño dentro de los siguientes rangos:

$\zeta > 1$: Necrosis completa.

$1 > \zeta > 0.53$: Comienza a ocurrir un daño irreversible.

$\zeta < 0.53$: No se produce un daño irreversible.

La figura 1.18. muestra las gráficas de la ecuación 1.1 para dos casos en que la temperatura es función del tiempo. En el primero de ellos se ha hecho una aproximación lineal del estímulo aplicado por Baldissara et al. (figura 1.16.), de tal manera que $T=35+65t$ °C. En el segundo caso se ha utilizado una aproximación del estímulo aplicado en los experimentos de Zach y Cohen de tal forma que $T=36+1.07t$ °C.

En la figura 1.18 es posible observar el efecto que tiene la velocidad con que se incrementa la temperatura. Mientras que para el caso del estímulo usado por Baldissara, se esperaría un daño térmico después de los 280 s, Para el caso de Zach y Cohen el daño ocurriría, según el modelo representado por la ecuación 1.1, en un lapso de tiempo de entre 21 y 25 s. Los resultados dados por esta ecuación concuerdan con los resultados obtenidos experimentalmente.

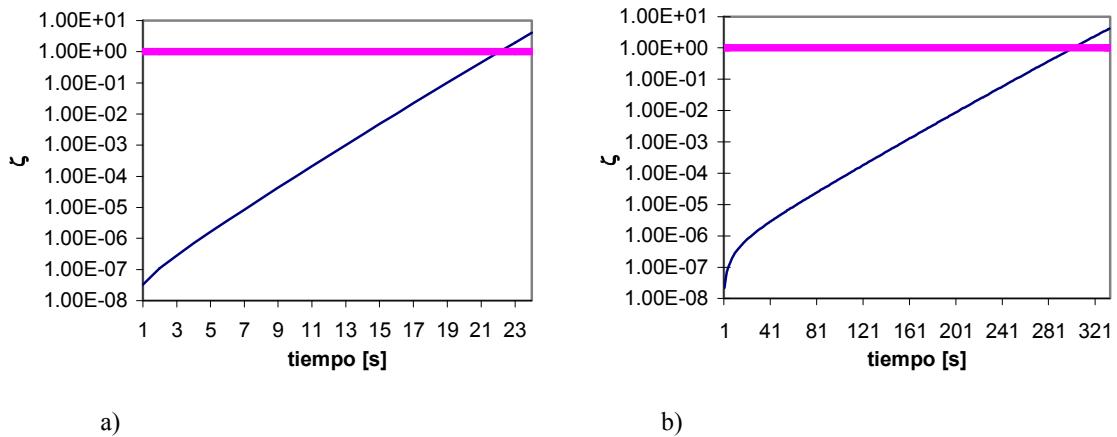


Fig. 1.18. Graficas de la ecuación 1.1. a) para una aproximación del estímulo aplicado por Zach y Cohen $T=36+1.07t$ °C. b) para una aproximación lineal del estímulo aplicado por Baldissara et al. $T=35+0.65t$ °C.

1.5. Ablación láser de tejido dental duro

1.5.1. Ventajas

La ablación o corte de tejido dental duro mediante el uso del láser ha sido estudiada desde hace 30 años. Las principales razones son las ventajas que ofrece sobre la fresa de corte de alta velocidad utilizada comúnmente por los dentistas [10], [11]. Entre estas ventajas destaca la reducción del dolor debido a la disminución de la vibración [12]. Además el tejido carioso se remueve con mayor facilidad debido a la volatilidad del agua y los lípidos que se presentan en mayor proporción que en el tejido sano.

Algunos estudios sugieren que la preparación de cavidad para restauración de caries por medio de la ablación láser inhibe el ataque posterior de los ácidos [13]. Lo anterior se debe a un cambio en la estructura química de las paredes de la cavidad. Otra ventaja de la ablación láser es que no se produce una capa de residuos dentro de la cavidad preparada. En el caso de la fresa, esta capa tiene que ser removida antes del proceso de sellado. En experimentos hechos con laseres de iones de Erbium se ha observado que después de la ablación láser el material de restauración puede ser aplicado directamente sin la necesidad de algún tipo de preparación [14].

Se han hecho experimentos con láseres en longitudes de onda en el rango ultravioleta, donde la absorción de los constituyentes orgánicos es dominante. También se han reportado trabajos que utilizan radiación en el infrarrojo cercano ($1\mu\text{m}$), donde la absorción del tejido dental es casi despreciable y donde ocurre un proceso de transferencia de calor mediado por plasma. En ambos casos la precisión de corte obtenida es mejor que la obtenida con una fresa de alta velocidad debido al tamaño del spot ($500\text{-}700\ \mu\text{m}$ de diámetro). La desventaja de utilizar éstas longitudes de onda es que las velocidades de corte son muy bajas comparadas con las velocidades típicas de una fresa ($0.1\text{-}1\ \text{mm}^3/\text{s}$).

Se han logrado obtener velocidad de corte que se aproximan a los valores típicos para fresas mecánicas y una mayor eficiencia en el proceso de ablación utilizando láseres con longitudes de onda en el rango de $2\ \text{a}\ 11\ \mu\text{m}$ [11].

1.5.2. Propiedades ópticas en el infrarrojo medio del tejido dental

El modelo más simple para describir la propagación de la luz en un medio es mediante la ecuación 1.2.

$$dI/dz = -(\gamma + \beta)I \quad [\text{W}/\text{cm}^2] \quad (1.2)$$

Donde I es la irradiancia [W/cm^2], z es la dirección de propagación de la luz [cm], γ es el coeficiente de absorción [cm^{-1}] y β es el coeficiente de esparcimiento [cm^{-1}]. En este caso la intensidad de la luz decrece e veces a la distancia $z_0 = (\gamma + \beta)^{-1}$. En el estudio del tejido dental es posible considerar tres casos especiales y su correspondiente rango en el espectro [15]:

- 1) El rango de baja absorción ($\gamma < \beta$): Este rango corresponde a la región comprendida entre 0.3 y $1.3\ \mu\text{m}$ para el esmalte y la dentina.
- 2) El rango de absorción fuerte ($\gamma > \beta$): Este rango se encuentra cerca de los picos de absorción de los principales componentes del esmalte y la dentina: la

hidroxiapatita y el agua. Estas regiones son: 3 μm , 6-7 μm , 10 μm y 15-20 μm esto también sucede a longitudes de onda menores a 0.3 μm

- 3) El rango de absorción intermedia, donde γ y β son comparables. Comprende todo el infrarrojo cercano dejando de lado los picos de absorción.

Para utilizar una fuente de luz como el láser como medio de remoción de tejido dental, es necesario hacer coincidir la longitud de onda de ésta con alguna banda de absorción fuerte del material. En estos casos el esparcimiento puede ser despreciable.

En la figura 1.19. se muestra un espectro de transmisión típico de la dentina humana entre los 2 y 12 μm . Dada la similitud en su composición, es de esperarse que el espectro de la dentina tenga los mismos picos de absorción, solo modificados por la presencia de colágeno. El colágeno, al igual que el agua, presenta una banda de absorción centrada en los 3 μm . Adicionalmente tiene otra banda de absorción en los 6 μm . El espectro de absorción de la dentina se muestra en la figura 1.20.

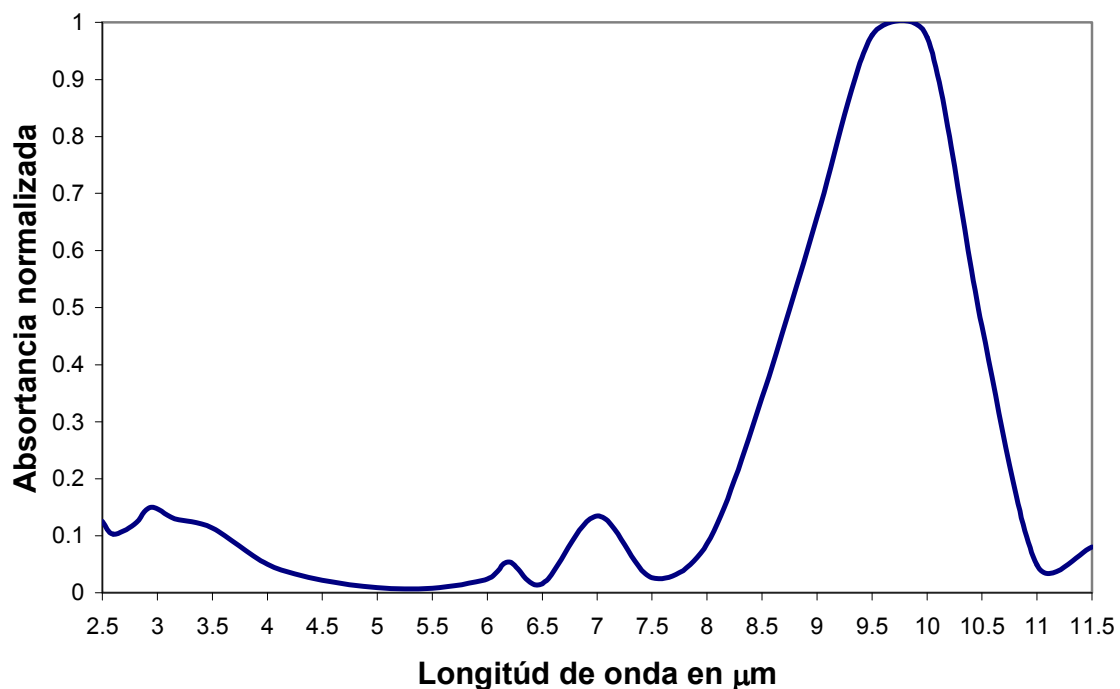


Fig. 1.19. Espectro de transmitancia del esmalte humano (con datos de [10]).

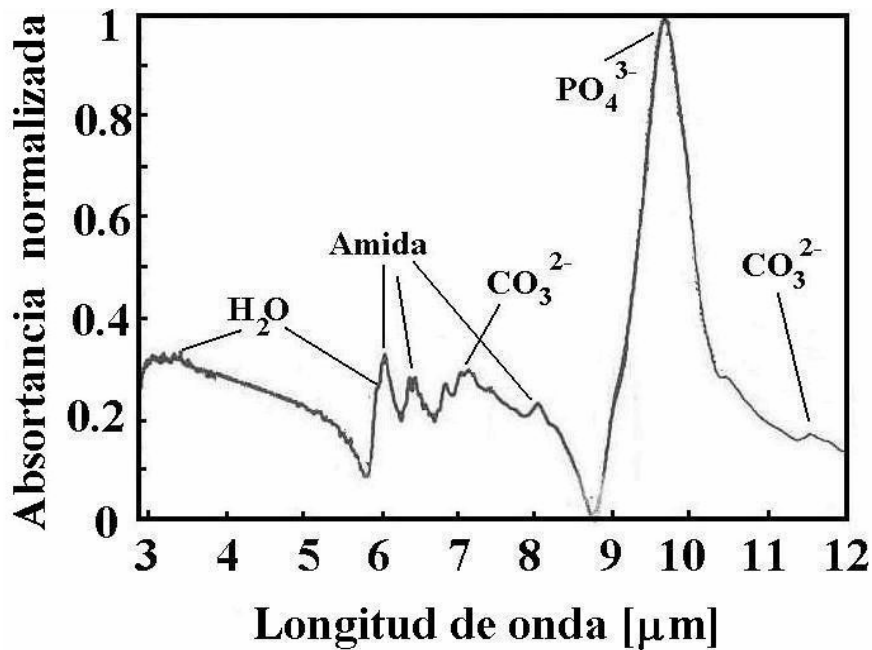


Fig 1.20. Espectro de absorción de la dentina humana [16].

Es posible medir los coeficientes de absorción γ del esmalte y dentina en las longitudes de onda de 10.3 y 10.6 μm mediante el método de transmisión directa. Debido a que a 9.6 y 9.3 μm estos coeficientes son mucho mayores, no es posible utilizar dicha técnica. Se han podido obtener dichos valores mediante técnicas como la radiometría pulsada fototérmica [17]. Los resultados de estos experimentos arrojan los valores que se presentan en la tabla 1.4.

Longitud de onda [μm]	9.3	9.6	10.3	10.6
Coefficiente de absorción esmalte γ [cm^{-1}]	5500	8000	1125	825
Coefficiente de absorción dentina γ [cm^{-1}]	5000	6500	1198	813

Tabla 1.4. Coeficientes de absorción de esmalte [9] y dentina [8] a longitudes de onda correspondientes a la emisión del láser de CO_2 .

A temperatura ambiente los coeficientes de absorción del esmalte a 2.79 y 2.94 μm son de 400 y 800 cm^{-1} respectivamente. En la dentina estos valores son mayores: 1500 cm^{-1} a 2.79 μm y 2200 cm^{-1} a 2.94 μm . Estos coeficientes cambian de manera significativa

durante la aplicación de la radiación láser debido al cambio de las propiedades ópticas del agua con el incremento de temperatura [18].

A pesar de que a temperatura ambiente el coeficiente de absorción para el esmalte es dos veces mayor a 2.94 que a 2.79 μm , durante la irradiación láser puede ser mayor a 2.79 μm [15]. Lo anterior es de gran importancia ya que indicaría que la ley de Beer no es aplicable para modelar el corte de tejido dental con láseres de Erblio.

En el caso de la dentina existe una banda de absorción entre los 6.8 y 7 μm para la cual corresponde un coeficiente γ de 1800 cm^{-1} [16].

El índice de refracción complejo \tilde{n} en un material absorbente se puede expresar mediante la ecuación 1.3, donde n es el índice de refracción real y κ se denomina coeficiente de extinción. El coeficiente de absorción γ , el coeficiente de extinción κ y la longitud de onda, λ , se relacionan mediante la ecuación 1.4. Cerca de las bandas de absorción del carbonato de hidroxiapatita, los componentes imaginarios del índice de refracción se incrementen considerablemente [19]. La reflectancia de Fresnel dada por la ecuación 1.5 puede ser muy grande en el tejido dental en zonas con alta absorción.

$$\tilde{n}=n+i\kappa \quad (1.3)$$

$$\gamma=4\pi\kappa/\lambda \quad [\text{cm}^{-1}] \quad (1.4)$$

$$R = \frac{(n-1)^2 + \kappa^2}{(n+1)^2 + \kappa^2} \quad (1.5)$$

En el esmalte la reflectancia es de 37.7 % a 9.3 μm , 49.4 % a 9.6 μm , 15.8% a 10.3 μm y 13.2 % a 10.6 μm [10]. El fenómeno anterior no ocurre en las bandas de absorción del agua donde la reflectancia de Fresnel es de 5 % tanto a 2.79 μm como a 2.94 μm . En el caso de la dentina los valores de reflectancia de Fresnel en longitudes de onda de láser de

CO₂ son: 8.8% a 10.6 μm, 10.3% a 10.3 μm, 16.7 a 9.6 μm, y 8.6% a 9.3 μm [20]. Estos datos aparecen graficados en la figura 1.21.

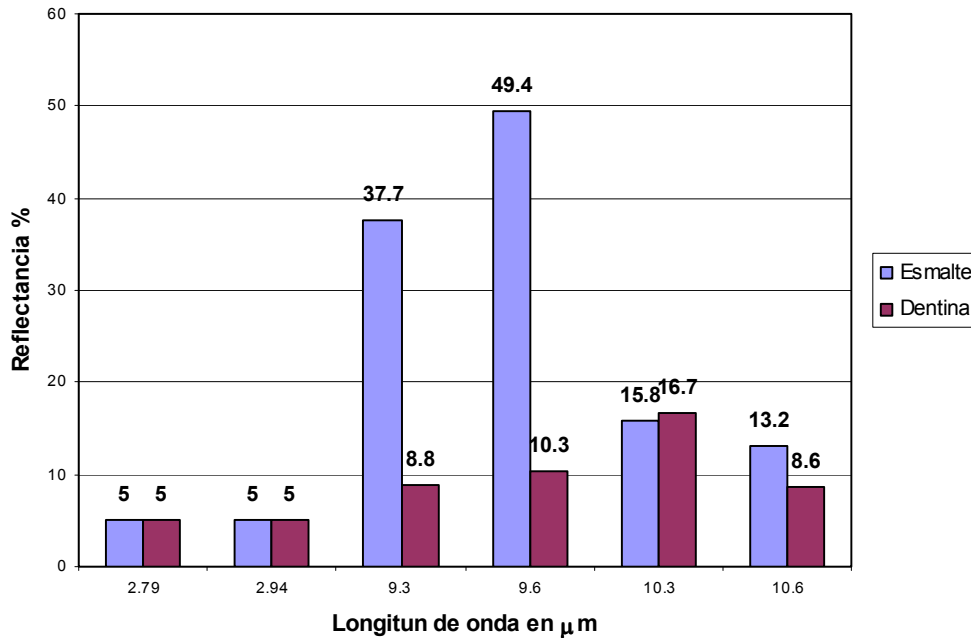


Fig. 1.21. Valores de Reflectancia de Fresnel del tejido dental duro para diferentes longitudes de onda en el IR [10], [20].

1.5.3. Condiciones para la ablación

Para cortar de manera eficiente tejido dental duro con un láser, es necesario comparar el tiempo de relajación térmica del material τ_{rel} [s] con la duración del pulso τ_{pul} [s]. El tiempo de relajación térmica es el tiempo que tarda en difundirse el calor dentro de un material reduciendo su temperatura superficial a la mitad [11]. Este proceso es gobernado por las ecuaciones de transporte de calor y se expresa mediante la ecuación 1.6.

$$\tau_{rel} = \frac{\Delta x^2}{4\alpha} \quad [s] \quad (1.6)$$

En esta ecuación α es la difusividad térmica [m^2/s] y Δx es la distancia de difusión térmica [m]. Para el caso de materiales en los que el coeficiente de absorción es mucho mayor que el coeficiente de esparcimiento, la distancia de difusión esta dada por la ecuación 1.7 [11].

$$\Delta x = \frac{1}{\gamma(\lambda)} \quad [\text{m}] \quad (1.7)$$

Donde $\gamma(\lambda)$ es el coeficiente de absorción del material el cual depende de la longitud de onda. Si el tiempo de duración del pulso es mucho mayor al tiempo de relajación térmica del material, se producirá una fotocoagulación (figura 1.22). Durante el tiempo que esta presente la irradiación láser existirá un fenómeno de difusión térmica dentro del diente lo que aumentara la zona afectada por el incremento de temperatura. Si el tiempo de relajación es grande comparado con la duración del pulso, el transporte térmico es despreciable durante la duración del pulso y la distribución de temperatura dependerá solo de la distribución de la energía depositada por el láser dentro del objeto. De acuerdo con las ecuaciones 6 y 7 mientras mayor sea γ menor será τ_{rel} .

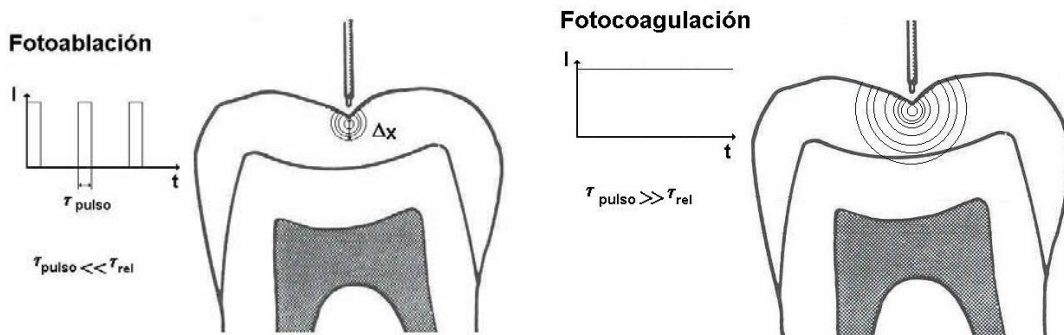


Fig. 1.22. Diferencia entre fotocoagulación y fotoablación.

Los dos rangos de longitudes de onda de mayor interés para la ablación de tejido dental con láser infrarrojo son: de 2.7-3 μm , correspondiente a la región de absorción del agua y los radicales OH^- de la hidroxiapatita, y de 9-11 μm región de alta absorción de los iones de fosfato del mineral.

En los casos en los que la ley de Beer se puede aplicar, la potencia absorbida por unidad de volumen en un volumen de control diferencial cualquiera como el mostrado en la figura 1.23. esta dada por la ecuación 1.8.

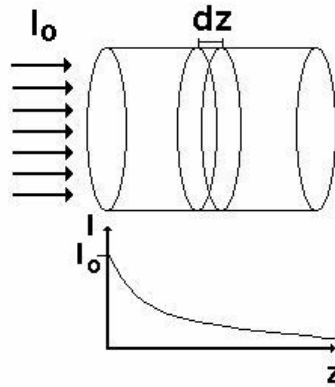


Fig. 1.23. Distribución de la irradiancia dentro de un material absorbente.

$$P_{\text{vgen}}(z) = I_0 \gamma \exp(-\gamma z) \quad [\text{W}/\text{cm}^3] \quad (1.8)$$

Donde:

$P_{\text{vgen}}(z)$ = potencia por unidad de volumen absorbida [W/m^3]

I_0 = Irradiancia en $z=0$ [W/m^2]

z = posición [m]

γ = Coeficiente de absorción [m^{-1}]

1.5.4. Mecanismos de destrucción de tejido dental

Los procesos de ablación láser en tejido dental duro ocurren aproximadamente entre 300-400° C para los láseres de Er:YAG, a 800° C para los láseres de Er:YSGG y 1200° C en el caso de los sistemas de CO₂ [10]. Los resultados anteriores se obtienen con pulsos de entre 100 y 300 μs y midiendo la temperatura por métodos radiométricos.

Los mecanismos de destrucción de tejido dental duro por medio del láser dependen fuertemente de las características del láser utilizado: longitud de onda y espectro. La duración y perfil temporal del pulso así como distribución espacial de la energía dentro del spot son de gran importancia. Dependiendo de estas características se pueden presentar diferentes fenómenos [10], [11]. La figura 1.24. presenta una descripción gráfica de dichos procesos.

1.5.4.1. Evaporación explosiva

A longitudes de onda de emisión del láser de CO₂, longitudes de onda que corresponden con las bandas de absorción del mineral de hidroxiapatita, y con pulsos de duración menor o igual a 10⁻³ s ocurre una vaporización del material y la expulsión de gotitas fundidas. Esto ocurre en la hidroxiapatita cuando el material alcanza temperaturas en el rango de 1200-2000° C.

La fusión es casi instantánea una vez que la temperatura crítica ha sido excedida. La vaporización ocurre solo en la interfaz durante el calentamiento rápido de un pulso láser. El tejido dental es poroso y una cantidad significativa de vaporización de material orgánico puede tener lugar dentro de estas pequeñas cavidades. El incremento de presión en los poros debido a la presencia de gases como el CO₂ puede exceder el límite de fractura del material provocando así una remoción de material por explosión.

1.5.4.2. Expulsión hidrodinámica

En este proceso la fusión del metal es tan rápido que se generan fuerzas de expansión debido al cambio de volumen. Debido a la microestructura del esmalte y la dentina, se produce un resquebrajamiento en la superficie. Estas porciones de material posteriormente se funden y son expulsadas. Este mecanismo se lleva a cabo predominantemente a longitudes de onda con alta absorción en 9.3 y 9.6 μm y con duración de pulso mayor a 10⁻³ s. Al igual que en el caso anterior, el intercambio de calor entre el mineral y las sustancias orgánicas puede provocar reacciones exotérmicas en estas últimas.

1.5.4.3. Ablación por explosión termomecánica

El calentamiento de agua confinada dentro del material es el mecanismo predominante en la ablación láser a longitudes de onda de 2.94 y 2.79 μm . Durante el calentamiento el vapor de agua confinado puede crear enormes presiones que pueden producir la remoción del material mineral que lo circula. Esto sucede a temperaturas por debajo del punto de fusión del mineral. Al aumentar el número de pulsos, el tejido se diseca por lo que el proceso se hace menos eficiente.

Morfológicamente el tipo de mecanismo que se lleva a cabo en el proceso, tiene un efecto significativo en la superficie generada. Mientras que la superficie atacada por un láser de Er:YAG parece gravada o rugosa, las regiones en las que se usa el láser de CO_2 tienen una característica suave y vidriosa indicativa de los procesos de fusión.

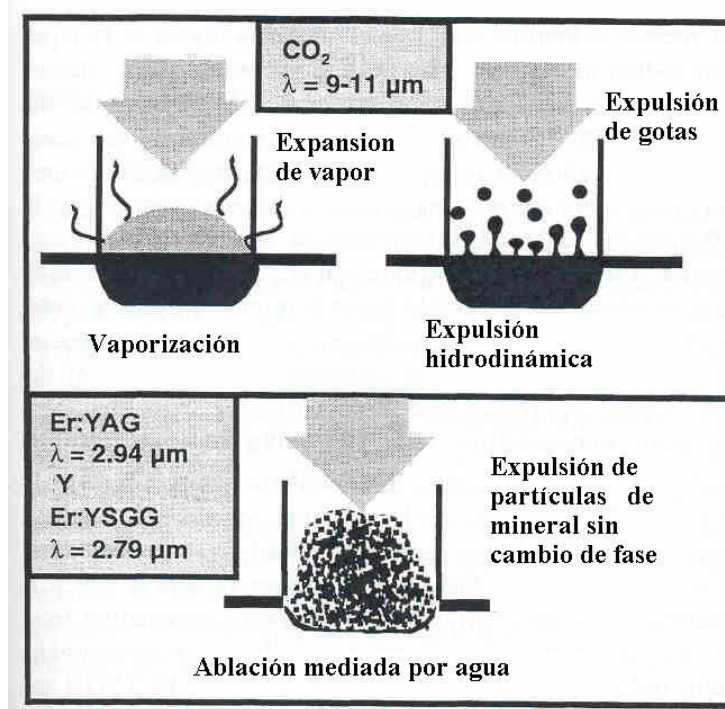


Fig. 1.24. Diferentes procesos de destrucción en el tejido dental duro y las longitudes de onda en las cuales ocurre [10].

1.5.5. Velocidad, Razón y Eficiencia de corte.

En la literatura que se refiere al corte de tejido dental con láser existe gran ambigüedad al tratar con los términos velocidad de corte, razón de corte y eficiencia de corte. Usando el punto de vista de Seka, Featherstone, Fried, Visuri y Walsh, [11] La velocidad de corte es el volumen de material removido por unidad de tiempo esto es:

$$\mathcal{C} = dV/dt \quad [\text{mm}^3/\text{s}] \quad (1.9)$$

Donde:

\mathcal{C} = Velocidad de corte [mm^3/s]

V = Volumen de material removido [mm^3]

t = Tiempo [s]

De la misma manera, es posible definir la razón de corte como aparece en la ecuación 1.10.

$$Rc = dV/dE_{T_{abs}} \quad [\text{mm}^3/\text{J}] \quad (1.10)$$

En esta ecuación:

Rc = Razon de corte [mm^3/J]

V = Volumen de material removido [mm^3]

$E_{T_{abs}}$ = Energía total absorbida por el diente [J]

La razón de corte suele presentarse también con unidades de mm^3/J . En este caso es necesario especificar el tamaño del spot con su correspondiente definición.

En el proceso de ablación láser la radiación total que absorbe el diente se distribuye en 3 tipos de energía como se muestra en la figura 1.25.

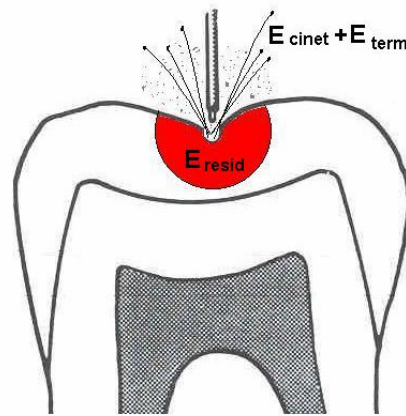


Fig. 1.25. Diagrama que muestra como se distribuye la energía total absorbida por el diente.

En base a este diagrama, es posible formular la ecuación 1.11.

$$E_{Tabs} = E_{cinet} + E_{term} + E_{resid} \quad [J] \quad (1.11)$$

Donde:

E_{Tabs} = Energía total absorbida por el diente en el proceso de ablación [J]

E_{cinet} = Energía cinética de las partículas y gases arrojados en el proceso de ablación [J]

E_{term} = Energía térmica de las partículas y gases arrojados en el proceso de ablación [J]

E_{resid} = Energía que queda en el diente después del proceso de ablación [J]

La eficiencia de corte se define como la fracción f de la energía total que es transformada en el proceso en energía cinética y térmica presente en el material removido.

$$f = (E_{cinet} + E_{term}) / E_{Tabs} \quad (1.12)$$

De esta manera una fracción $(1-f)$ quedara en forma de calor residual dentro del tejido. Las condiciones óptimas de operación de un láser usado para ablación son aquellas que maximizan la eficiencia a la vez que logran velocidades de corte similares a la de la fresa dental.

Convencionalmente se describe la razón de ablación en función del flujo incidente. El volumen de material removido por unidad de energía residual dejada en el diente tiene gran relevancia al comparar la eficiencia de varios sistemas. Lo anterior se debe a que el principal factor limitante de la razón de corte de tejido dental es el riesgo de la acumulación excesiva de calor.

Para ilustrar lo anterior podemos comparar dos sistemas láser: Un láser CO₂ operando a 9.6 μm y con una duración de pulsos de 5 μs y por otro lado un láser de Er:YAG operando con pulsos de entre 200-300 μs. Las razones típicas de ablación para ambos sistemas son muy similares, con valor cercano a 0.05 y 0.1 mm³/J. Al dividir este valor entre la energía residual y corrigiendo las pérdidas por reflectancia, la eficiencia y razón de corte con respecto a la energía residual resulta ser de 2 a 4 veces mayor para el láser de CO₂ descrito que para el de Er:YAG.

Los reportes de las razones y eficiencias de corte con láser en tejido vivo varían en la literatura y los artículos. Es por eso que es necesario especificar claramente las condiciones en las cuales éstas fueron medidas. Estas características dependen de la cantidad de energía incidente, del número de pulsos y del tamaño del spot.

1.5.6. Láseres adecuados para la ablación de tejido dental duro [10]

1.5.6.1. Láseres de Erblio. (2.69-2.94 μm)

En el proceso de ablación láser de tejido dental se han utilizado diferentes láseres con cristales dopados con Erblio: Er:YAG (2.94 μm), Er:YLF (2.81 μm), Er:YSGG (2.79 μm), Er:YAP (2.73 μm) y CTE:YAG (2.69 μm). Estos láseres puede ser operado ya sea en modo continuo en el cual la duración de los pulso puede variar de decenas de μs a casi ms. En modo de conmutación de Q, la duración de los pulsos puede variar de decenas a cientos de ns.

Estudios utilizando los laseres de Er:YAG y Er:YSGG en modo continuo y con duración de pulsos entre 190 y 250 μs, revelaron razones de corte promedio de 0.1 mm³/J.

Se ha demostrado también que existe un incremento considerable en la velocidad de ablación en el láser de Er:YAG cuando la duración del pulso se reduce a 30 μ s. Es posible obtener un incremento mayor en la razón de corte, operando el láser en modo de Qswitching con pulsos de aproximadamente 200 ns, sin embargo su implementación práctica está limitada por la posibilidad de daño del sistema óptico.

Algunos estudios sugieren que a longitudes de onda en las que operan los láseres de Er es posible utilizar agua para aumentar la razón de corte. A pesar de esto se requiere mayor investigación para determinar de forma precisa el mecanismo responsable de este incremento.

1.5.6.2. Láseres de CO₂ (9-11 μ m)

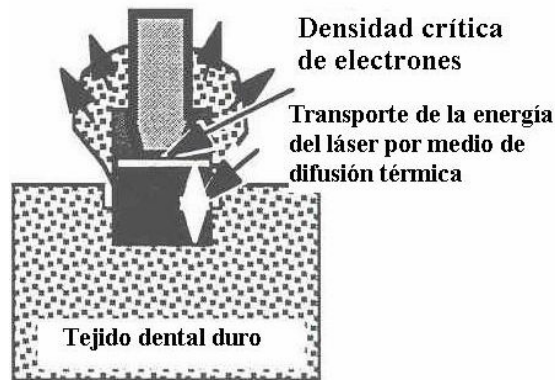
Los láseres de CO₂ tienen su mayor ganancia a 10.6 μ m. Los primeros experimentos hechos a esta longitud de onda fueron decepcionantes debido al grado de daño térmico provocado durante el proceso de ablación. Estudios posteriores demostraron que usando el láser en forma pulsada entre 100 y 200 ns no se obtenían los efectos adversos como el resquebrajamiento de la periferia. Con el paso del tiempo se pudo incrementar la razón de corte a la vez que se trabajaba con pulsos de mayor duración. Ya en la década de los noventa se podían obtener razones de corte de 0.1 mm³/J en esmalte usando láseres de CO₂ con duración del pulso de hasta 20 μ s. Además las velocidades de corte se aproximaban mucho a aquellas características de las fresas dentales: 0.1 – 1 mm³/s.

Se ha demostrado que la eficiencia de ablación en esmalte es mayor usando láseres de CO₂ trabajando en longitud de onda de 9.6 μ m que a 10.6 μ m [21] aún cuando los valores de reflectancia para estos dos casos es de 49 % y 13 % respectivamente. El umbral de corte para ambas longitudes de onda es de 0.5 J/cm² para 9.6 μ m y de 3 J/cm² para 10.6 μ m.

Trabajando con láser de CO₂ a 9.6 μ m con pulsos de 50 mJ y duración de 60 μ s [12] se ha logrado producir en el paciente un mínimo de dolor y velocidades de corte del 64 % de la velocidad de una fresa común.

1.5.7. Escudo de plasma

Un fenómeno que tiene gran importancia en la limitación de la velocidad y razón de corte con láser es la formación de un escudo de plasma [10, 11]. El plasma es una nube de electrones, el escudo de plasma se genera cuando la concentración de electrones sobrepasa un valor crítico (10^{17} electrones/cm³ para los láseres de CO₂ operando a 10.6 μm). Este punto se determina al graficar la razón de ablación contra la irradiancia. La intensidad a la cual la razón de corte cae marcadamente (entre 0.1 y 10 GW/cm²) es considerada el punto crítico. El escudo de plasma es generado fácilmente sobre la superficie durante el proceso de ablación IR con pulsos de duración menor a 20 μs. Un diagrama de dicho fenómeno se muestra en la figura 1.26.



1.26. Formación de plasma que evita que la radiación láser no penetre hasta la superficie [11].

1.6. Resumen

Después de presentar un resumen de la investigación documental que hemos realizado. Es claro que el tejido dental duro está compuesto de dos capas con propiedades ópticas: absorción y reflectancia, diferentes.

No existen modelos que describan de manera cuantitativa los procesos termomecánicos mediante los cuales tiene lugar la destrucción del material.

Son dos los láseres que por las longitudes de ondas a las que emiten son comúnmente usados en la ablación láser: los láseres de CO₂ y los láseres dopados con iones de Erblio. En el primer caso el mineral es el encargado de absorber la energía. En los láseres de Erblio la radiación es absorbida por el agua. Es evidente que los modelos con los que se desee describir estos procesos tendrán diferencias significativas.

A pesar de que los láseres de Erblio tienen una temperatura de ablación mucho menor que los láseres de CO₂ esto no implicaría que el calor residual fuese mayor en los primeros. Para afirmar lo anterior sería necesario utilizar modelos que describiesen de manera confiable los procesos o la utilización de mediciones experimentales.

La información referente al umbral de daño en tejido dental ocasionado por incrementos de temperatura se ha centrado en la temperatura que se alcanza en la cavidad pulpar. Los trabajos experimentales estudiados no llegan a una conclusión similar o definitiva sin embargo existe un modelo matemático que puede explicar los resultados de dichos experimentos. Los efectos del calor y la distribución de temperatura en los tejidos dentales parecen estar influenciados por la velocidad a la que ocurren estos cambios. Los efectos del incremento de temperatura en la dentina, en estrecha relación con la pulpa, no han sido abordados a pesar de que parecen ser de gran importancia.

En las referencias estudiadas se concuerda en que el proceso de ablación láser de tejido dental duro está limitado por el daño térmico hecho al tejido que rodea al tejido que se desea eliminar. Es necesario contar con modelos teóricos y trabajos experimentales que describan la forma como se transfiere el calor en los diferentes tejidos dentales. En el siguiente capítulo se abordan estos temas.

REFERENCIAS DEL CAPÍTULO I

- [1] E. P. Lazzari, *Bioquímica dental*, Ed. Interamericana, México, D.F. (1970).
- [2] D. Mosses, *Manual de anatomía dental*, Vol. I, Noriega Editores, México, D.F. (1993).
- [3] R. A. D. Williams y J. C. Elliott, *Bioquímica dental básica y aplicada*, Ed. El manual moderno, Mexico, D.F. (1982).
- [4] S. Seltzer, *Pain control in dentistry*, J. B. Lippincott Company, Philadelphia, U.S.A. (1978).
- [5] P. Riethe, *Atlas de profilaxis de la caries y tratamiento conservador*, Ed. Salvat, Barcelona, España (1990).
- [6] A. Thylstrup y O. Fejerskov, *Caries*, Ediciones Doyma, Barcelona, España, (1990).
- [7] W. G. Shafer, M. K. Hine y B. M. Levy, *Tratado de patología bucal*, 4ª ed., Ed. Interamericana, México D.F. (1986).
- [8] P. Baldissara, S. Catapano and R. Scotti, "Clinical and histological evaluation of thermal injury threshold in human teeth: a preliminary study," *J. Oral Rehab.*, **24**, 791- 801 (1997).
- [9] R. Hibst and U. Keller, "Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation," in *Laser surgery: advanced characterization, therapeutics and systems II*, Stephen N. Joffe, Katzuhiko Atsumi, Editors, Proc. SPIE 1200, 379-386 (1990).
- [10] D. Fried, "IR laser ablation of dental enamel," in *Lasers in dentistry VI*, John D. B. Featherstone, Peter Rechmann, Daniel Fried, Editors, Proc. SPIE 3910, 136-148 (2000).

[11] W. Seka, J. D. B. Featherstone, D. Fried, S. R. Visuri and J. T. Walsh, "Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation," in *Lasers in dentistry II*, Harvey A Wigdor, John D. B. Featherstone, Joel M. White, Joseph Neev, Editors, Proc. SPIE 2672, 144-158 (1996).

[12] H. W. Wigdor, J. T. Walsh Jr and R Mostofi, "The effect of the CO₂ laser (9.6 μm) on the dental pulp in humans," in *Lasers in dentistry VI*, John D. B. Featherstone, Peter Rechmann, Daniel Fried, Editors, Proc. SPIE 3910, 158-163 (2000).

[13] D. A. Young, D. Fried and J. D. B. Featherstone, "Treating occlusal pit and fissure surfaces by IR laser irradiation," in *Lasers in dentistry VI*, John D. B. Featherstone, Peter Rechmann, Daniel Fried, Editors, Proc. SPIE 3910, 247-253 (2000).

[14] S. R. Visuri, J. L. Gilbert and J. T. Walsh Jr., "Shear test of composite bonded to dentin: Er:YAG laser versus dental handpiece preparations," in *Lasers in dentistry*, Harvey A. Wigdor, John D. B. Featherstone, Joel M. White, Editors, Proc. SPIE 2394, 223-228 (1995).

[15] G. B. Altshuler, "Human tooth in a low and high fields," in *Medical applications of lasers II*, S. G. Bown, H. J. Geschwind, R. Hibst, F. Laffite, G. Maira, R. Pini, H. D. Reidenbach, H. H. S  ller y P. Spinelli, Editors, Proc. SPIE 2623, 68-87 (1995).

[16] D. Fried, M. J. Zuerlein, C. Q. Le and J. D. B. Featherstone, "Thermal and chemical modification of dentin by 9-11 μm CO₂ laser pulses of 5-100 μs duration," *Lasers in surgery and medicine*, **31**, 275-282 (2002).

[17] M. J. Zuerlein, D. Fried, J. D. B. Featherstones and W. Seka, "Optical properties of dental enamel in the mid-IR determined by pulsed photothermal radiometry," *I.E.E. J. selected topics in Quant. Elect.*, **5**(4), 1083-1089 (1999).

[18] J. P. Cummings and J. T. Walsh Jr., "Erbium laser ablation: The effect of dynamic optical properties," *Appl. Phys. Lett.*, **62**(16), 1988-1990 (1993).

[19] G. Duplain, R. Boulay and P. A. Belanger, "Complex index of refraction of dental enamel at CO₂ laser wavelengths," *Appl. Opt.*, **26**(20), 4447-4451 (1987).

[20] D. Fried, W. Seka, R. E. Glens and J. D. Featherstone, "Thermal response of hard dental tissues to 9 through 11 μm CO₂ laser irradiation," *Opt. Eng.*, **35**(7), 1976-1984 (1996).

[21] T. Ertl and G. Muller, "Hard tissue ablation with pulsed CO₂ laser," in *lasers in orthopedic, dental and veterinary medicine II*, Dov Gal, Stephen J O'Brian, C. T. Vangsness, Joel M. With, Harvey A. Wigdor, Editors, Proc. SPIE 1880, 176-181 (1993).

[22] Enciclopedia médica Medline Plus: www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/

[23] M. Lukac, F. Hocevar, S. Cenic, K. Nemes, U. Keller, R. Hibst, D. Sustercic, B. Gaspirc, U. Skaleric and N Funduk, "Effects of pulsed CO₂ and Er:YAG lasers on enamel and dentin," in *lasers in orthopedic, dental and veterinary medicine II*, Dov Gal, Stephen J O'Brian, C. T. Vangsness, Joel M. With, Harvey A. Wigdor, Editors, Proc. SPIE 1880, 176-181 (1993).

Capítulo II: Distribución de temperatura dentro del diente

2.1. Introducción

Durante la aplicación de pulsos láser al tejido dental duro es posible que el calor se acumule y llegue a niveles que pueden ser peligrosos. En la mayoría de las publicaciones utilizadas como referencia en el capítulo anterior los autores afirman que este fenómeno es la principal limitante tanto de la energía aplicada por pulso como de la frecuencia de éstos.

Se han estudiado ampliamente los efectos que la acción de la fresa dental, utilizada comúnmente por los odontólogos, tiene sobre el incremento de la temperatura interna de las piezas dentales [1]. De la misma manera existen numerosos estudios que describen la acumulación de calor en el tejido dental debido a la aplicación de diversos materiales para restauración de cavidades. En estos casos la aplicación de agua o aire como medio de enfriamiento es muy importante porque evita que la temperatura de la pulpa se incremente a niveles peligrosos.

El uso de radiación láser pulsada genera una cantidad de calor cuya distribución es afectada por diversos factores. Este fenómeno es estudiado por varios investigadores con la finalidad de implementar el proceso de ablación láser de forma segura.

Los incrementos de temperatura dentro del diente pueden generar daños directos por la destrucción de material orgánico como las proteínas. También puede causar daños indirectos al crear esfuerzos mecánicos que pueden causar fracturas en la superficie del esmalte o la dentina.

Iniciaremos este capítulo presentando una breve definición de las propiedades térmicas de importancia. Expondremos los resultados de trabajos en los que se han obtenido los valores numéricos de estas propiedades para el caso del tejido dental duro (esmalte y dentina). Posteriormente haremos un recuento de los trabajos que han estudiado la forma como se transfiere el calor dentro del tejido dental durante el proceso de ablación láser.

Estos trabajos abarcan montajes experimentales con sus respectivos resultados, así como modelos teóricos que intentan predecir el comportamiento térmico del diente.

Los estudios de transferencia de calor durante el proceso de ablación láser se centran en la utilización de los tipos de láseres que por sus longitudes de onda de emisión son los más adecuados para estos procedimientos. Estos láseres son los de CO₂ y los de materiales dopados con Erblio, en especial el láser de Er:YAG. En las referencias consultadas, el número de publicaciones que estudian la transferencia de calor al utilizar láseres de dióxido de carbono es mayor que las que se refieren a láseres de Erblio.

Con la información recabada en este capítulo tendremos un panorama amplio de los trabajos de investigación que servirán como base o antecedentes para el desarrollo del nuestro.

2.2. Difusión del calor en el tejido dental

2.2.1. Conducción de calor en sólidos

La ecuación diferencial que gobierna la conducción de calor dentro de los sólidos es la ecuación 2.1.

$$\nabla \cdot (\bar{k} \nabla T) + P_{\text{vgen}} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad [\text{W/m}^3] \quad (2.1)$$

Donde:

$$\bar{k} = \begin{pmatrix} k_{xx} & k_{xy} & k_{xz} \\ k_{yx} & k_{yy} & k_{yz} \\ k_{zx} & k_{zy} & k_{zz} \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

En ambas expresiones se tienen las siguientes variables:

$T =$ Temperatura [K]

P_{vgen} = Potencia generada por unidad de volumen [W/m^3]

k_{ij} = Conductividad térmica [$\text{W}/(\text{m K})$]

ρ = Densidad [kg/m^3]

C_p = Calor específico [$\text{J}/(\text{kg K})$]

t = Tiempo [s]

x, y, z = Coordenadas cartesianas [m]

Las unidades que presentamos en el listado anterior están expresadas en el sistema MKS, sin embargo en la mayoría de las publicaciones consultadas son utilizadas unidades equivalentes.

Si el flujo de calor en cualquier dirección dentro del sólido solo depende del gradiente de temperatura en esa misma dirección, los únicos elementos diferentes de cero en el tensor de la ecuación 2.2 son los elementos de la diagonal principal. En ese caso la ecuación 2.1 se puede expresar como aparece en la ecuación 2.3.

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k_{xx} \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k_{yy} \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k_{zz} \frac{\partial T}{\partial z} \right) + P_{vgen} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad [\text{W}/\text{m}^3] \quad (2.3)$$

Para entender el significado de la ecuación 2.3 es necesario conocer el significado de las propiedades termofísicas k_{ii} y c_p . La conductividad k_{ii} es una constante de proporcionalidad que indica el flujo de calor (energía por unidad de tiempo y por unidad de área) a través de una superficie en la que existe un gradiente de temperatura dado. La ecuación 2.4 así como la figura 2.1. ilustran lo anterior.

$$k_{ii} = - \frac{\left(\frac{\partial P}{\partial A} \right)}{\left(\frac{\partial T}{\partial i} \right)} \quad i = x, y, z \quad [\text{W}/(\text{mK})] \quad (2.4)$$

En esta ecuación:

$dP/dA =$ Flujo de calor por unidad de area [W/m^2]

$dT/di =$ Gradiente de temperatura en la dirección i [K/m]

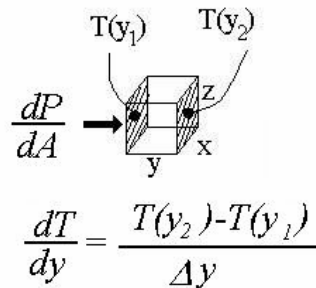


Fig. 2.1. Flujo de calor a través de una superficie A , perpendicular a y , y gradiente de temperatura en la dirección y . La conductividad k es la constante que relaciona ambas cantidades.

El calor específico, c_p , Indica la cantidad de calor necesaria para aumentar en una unidad de temperatura una masa unitaria de material. Esto se expresa mediante las ecuaciones 2.5 y 2.6 y la figura 2.2. El calor específico indica la capacidad de un material para almacenar energía térmica por unidad de masa cuando el material se mantiene a una presión constante.

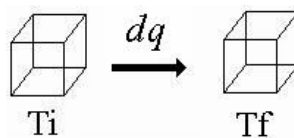


Fig. 2.2. Volumen con masa unitaria. Para cambiar su temperatura de T_i a T_f requiere una cantidad de calor igual a $c_p(T_f - T_i)$.

$$q = \frac{dQ}{dM} \quad [J/kg] \quad (2.5)$$

$$c_p = \frac{dq}{dT} \quad [J/(kgK)] \quad (2.6)$$

Donde:

Q = Cantidad de calor [J]

M = masa [kg]

dT = diferencia de temperatura [K ó °C]

Si la conductividad térmica es isotrópica en el material ($k_{xx}=k_{yy}=k_{zz}=k$) y constante, la ecuación 2.3 se puede simplificar para obtener la ecuación 2.7. En esta ecuación se observa que en un problema de transferencia de calor en estado transitorio de un material térmicamente isotrópico las propiedades térmicas se pueden agrupar en una sola. Esta propiedad es conocida como difusividad térmica, α [m²/s].

$$k\nabla^2 T + P_{\text{vgen}} = \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad [\text{W/m}^3] \quad (2.7)$$

Por definición la difusividad térmica es la razón entre la capacidad de un material para conducir el calor y la facilidad con que lo almacena. Esto es: $\alpha=k/\rho C_p$, α representa la facilidad que tiene el calor para difundirse o fluir dentro de un material dado.

2.2.2. Propiedades térmicas del tejido dental duro

Se han desarrollado varios trabajos con la finalidad de determinar los valores numéricos de las propiedades térmicas del tejido dental duro. En 1961 R. G. Craig y F. A. Peyton [3] presentaron los valores de conductividad del esmalte y la dentina obtenidos en sus experimentos. En el caso de la dentina registraron el valor de esta propiedad tanto para un flujo de calor perpendicular los tubulos, como para un flujo paralelo a éstos. Los resultados de su trabajo aparecen en la tabla 2.1.

	Conductividad térmica		Difusividad térmica
	cal/(s cm °C)	W/(cm °C)	cm ² /s
Esmalte	2.23X10 ⁻³	9.34X10 ⁻³	4.69X10 ⁻³
Dentina (perpendicular a los tubulos)	1.39X10 ⁻³	5.82X10 ⁻³	1.87X10 ⁻³
Dentina (paralela a los tubulos)	1.36X10 ⁻³	5.69X10 ⁻³	1.83X10 ⁻³

Tabla 2.1. Valores de conductividad y difusividad térmica del esmalte y la dentina [3,4].

W. S. Brown, W. A. Dewey y H. R. Jacobs [4] midieron la densidad y el calor específico del esmalte y la dentina. Utilizaron los resultados de su trabajo y los valores de conductividad obtenidos por Craig y Peyton para generar los valores de difusividad térmica de los tejidos.

Brown, Dewey y Jacobs. Trabajaron con dientes recién extraídos. Sus mediciones las obtuvieron en un lapso de 6 horas posteriores a la extracción de las piezas. Aplicaron el procedimiento recomendado por la ASTM en 1965 para la obtención del calor específico. Hicieron mediciones en cuatro grupos separados de dientes y cada diente fue probado al menos seis veces. Los valores promedio de sus mediciones aparecen en la tabla 2.2.

	Densidad	Calor específico	
	g/cm^3	$cal/(g\ ^\circ C)$	$J/(g\ ^\circ C)$
<i>Esmalte</i>	2.80	0.17	0.71
<i>Dentina</i>	1.96	0.28	1.17
<i>Diente completo</i>	2.20	0.30	1.26

Tabla 2.2. Densidad y calor específico del tejido dental duro [4].

Con estos resultados juntos con los mostrados en las primeras dos columnas de la tabla 2.1. se pueden generar los valores de difusividad térmica mostrados en la tercera columna de la misma tabla.

Los resultados de estos experimentos demuestran que existe una pequeña diferencia entre la conductividad térmica cuando se mide paralelamente a los tubulos dentinarios y cuando se mide perpendicular a éstos. Esta diferencia es tan pequeña, $0.03 \times 10^{-3} \text{ cal}/(\text{s cm } ^\circ\text{C})$, que incluso la desviación estándar del conjunto de muestras reportada en el trabajo de Craig y Peyton, $0.07 \times 10^{-3} \text{ cal}/(\text{s cm } ^\circ\text{C})$, es mayor. Por lo tanto en algunos casos es posible considerar el material como si fuese térmicamente isotrópico.

Los valores de la difusividad térmica obtenidos en los trabajos mencionados indican que el esmalte responde a mayor velocidad ante un cambio de temperatura que la dentina.

Entre los valores obtenidos para ambos materiales existe una diferencia del 250%. Este punto es de gran importancia ya que si la diferencia de temperatura entre el esmalte y la dentina es grande se pueden desarrollar esfuerzos mecánicos que a su vez conduzcan a la generación de fracturas en el diente.

2.3. Modelos teóricos y simulaciones

2.3.1. Modelo de Yu et al.

Al tener temperaturas de ablación mayores a los 400° C, los láseres de CO₂ han sido utilizados en investigaciones que confirmaron la posibilidad de utilizar este tipo de sistemas para disminuir la susceptibilidad del esmalte al ataque de los ácidos producidos por bacterias.

Se ha buscado obtener las condiciones de operación que permitan un incremento de temperatura localizado tan solo en una mínima región en la superficie del diente. Para lograr lo anterior algunos investigadores han generado modelos teóricos que buscan predecir el incremento de la temperatura en la superficie del diente al momento de que ésta es irradiada con un haz láser.

D. Yu, J. L. Fox, J Hsu, G. L. Powell y W. I. Higuchi [5] presentaron en 1993 un trabajo en el cual generaron un modelo analítico para el caso señalado. Para obtener su formulación matemática ellos simplificaron la estructura dental a una forma cilíndrica como la mostrada en la figura 2.3. Hicieron un análisis unidimensional de este modelo suponiendo que una de las caras es expuesta en su totalidad y en forma homogénea a la radiación láser.

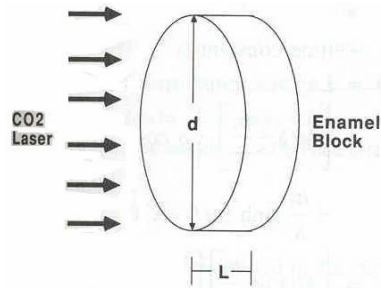


Fig. 2.3. Modelo cilíndrico utilizado para la formulación matemática de Yu, Fox, Hsu, Powell e Higuchi [5].

Partiendo de la ecuación de difusión de calor, mostrada en la ecuación 2.7, los autores de tal trabajo formularon la ecuación 2.8 y utilizaron las condiciones a la frontera presentadas en las ecuaciones 2.9 y 2.10.

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \beta \gamma(\lambda) I_o \exp[-\gamma(\lambda)x] \quad [^{\circ}\text{C}/\text{s}] \quad (2.8)$$

$$x = 0, \frac{\partial T}{\partial x} = \frac{h_1}{k} T \quad [^{\circ}\text{C}/\text{cm}] \quad (2.9)$$

$$x = L, \frac{\partial T}{\partial x} = -\frac{h_2}{k} T \quad [^{\circ}\text{C}/\text{cm}] \quad (2.10)$$

En estas ecuaciones los autores utilizaron las siguientes variables:

T = Temperatura [$^{\circ}\text{C}$]

α = Difusividad térmica [cm^2/s]

$\beta = 1/(\rho c_p)$

ρ = Densidad [g/cm^3]

c_p = Calor específico [$\text{cal}/(\text{g } ^{\circ}\text{C})$]

$\gamma(\lambda)$ = Coeficiente de absorción [cm^{-1}], dependiente de la longitud de onda, λ .

x = Coordenada [cm]

I_o = Irradiancia en la superficie [$\text{cal}/(\text{s } \text{cm}^2)$]

h = Coeficiente de transferencia de calor [$\text{cal}/(\text{s } ^{\circ}\text{C } \text{cm}^2)$]

Como se observa en la ecuación 2.8, en el trabajo de Yu la radiación láser no se introduce al modelo como una condición a la frontera, sino como una fuente de calor. Es claro también, al observar el segundo término del lado derecho de la ecuación, que en el modelo se supone la aplicabilidad de la ley de Beer.

El modelo toma en cuenta las pérdidas de calor por convección en ambas caras del cilindro, asignando valores a los coeficientes de convección h_1 y h_2 . El modelo descrito permite introducir el coeficiente de absorción como una variable dependiente de la longitud de onda.

Los autores utilizaron la técnica de la transformada de Laplace para resolver la ecuación 2.8 con sus respectivos valores a la frontera. Para obtener la transformada inversa de la función resultante, $\Theta(x,s) = \mathcal{L}\{T(x,t)\}$, utilizaron un algoritmo numérico que permitió generar valores de la temperatura en distintos puntos y en diferentes instantes, $T(x,t)$.

El objetivo principal del trabajo de Yu, et al. fue presentar resultados en los cuales se muestra la temperatura superficial de la pieza expuesta a la radiación. Con el mismo modelo es posible obtener la distribución de temperatura a lo largo de la profundidad o espesor de la pieza en diferentes instantes. La figura 2.4. Muestra una grafica de la variación de temperatura con respecto a la profundidad. Esta gráfica se generó al suponer como condición una radiación en la superficie del bloque de esmalte con una potencia de 50 W aplicada durante 2 segundos, y un área expuesta tal que el flujo incidente fuera de 65 J/cm^2 .

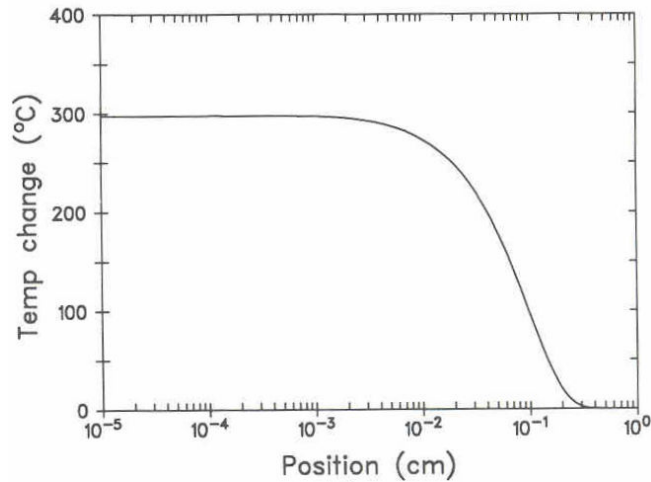


Fig. 2.4. Temperatura dependiente de la posición en el momento en que se alcanza una temperatura máxima en la superficie (50 W, 2 s, 65 J/cm²) [5].

Entre las aproximaciones hechas por los autores del trabajo mencionado y que tienen gran relevancia en el alcance del modelo destacan:

1. El considerar que toda la energía incidente se transforma en calor. Este supuesto sería válido solamente en el caso en que no existiera un proceso de ablación en el cual gran parte de la energía incidente se disipa en forma de energía cinética y térmica en las partículas expelidas.
2. El considerar un proceso de transferencia de calor unidimensional, dejando de lado las afectaciones radiales alrededor de la zona de incidencia del spot.
3. El considerar un modelo con una sola capa (esmalte en este caso). Cuando una cantidad significativa de calor es transportada entre la unión esmalte-dentina las propiedades físicas de las dos capas deben ser tomadas en cuenta. En tal caso un modelo monocapa resultaría de poca utilidad.

Yu et al. Afirman que este modelo es una primera aproximación y que los valores generados por éste no pueden ser un reemplazo para los experimentos, sin embargo resaltan

que el modelo por ellos generados provee información que no puede ser recabada de forma sencilla en un experimento y que la técnica de simulación empleada por ellos reduce el tiempo de los experimentos necesarios para optimizar los parámetros del láser.

2.3.2. Simulación de Uhrig et al.

En el año 2001 un grupo de investigadores alemanes formado por G. Uhrig, D. Meyer y H. J. Foth [6] presentaron los resultados obtenidos de su simulación utilizando el método del elemento finito.

El primer paso al realizar un modelo por el método del elemento finito es generar la representación geométrica del objeto por medio de una red de puntos. Cada uno de estos puntos se ubica mediante tres coordenadas y es descrito por sus propiedades térmicas y su temperatura dependiente del tiempo.

Los modelos geométricos utilizados por estos investigadores fueron 2: una rebanada delgada con dimensiones de 0.8 mm de alto, 0.5 mm de profundidad y 1 mm de espesor. A esta geometría se le aplicaron 4 pulsos. Además utilizaron otro modelo, un cilindro con radio de 1mm y una altura de 2mm (figura 2.5.). A esta geometría le aplicaron 20 pulsos. Para simular la cantidad de material removido en cada pulso. Los autores fijaron de antemano el volumen a eliminar de la malla en cada pulso: un volumen de forma cilíndrica con un radio de 100 μm y una profundidad 34 μm .

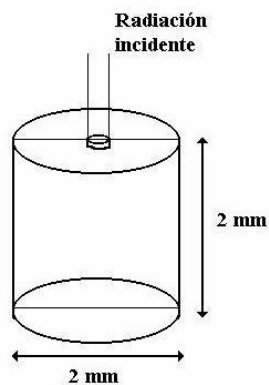


Fig. 2.5. Modelo geométrico utilizado para la simulación [6].

El perfil de los pulsos utilizados en esta simulación fue gaussiano con una duración FWHM de 80 μs . La distribución espacial de calor al aplicar un pulso fue determinada a partir de la ley de Beer en combinación con la capacidad térmica elegida para el material. La figura 2.6. muestra la distribución de temperaturas obtenida mediante esta simulación después de la aplicación de un pulso. En esta figura el eje vertical representa el eje de simetría, mientras que el eje horizontal representa el radio. Se puede observar también la región eliminada en el proceso de ablación. Para las condiciones dadas se obtuvo una temperatura máxima (1600° C) en el centro del cráter.

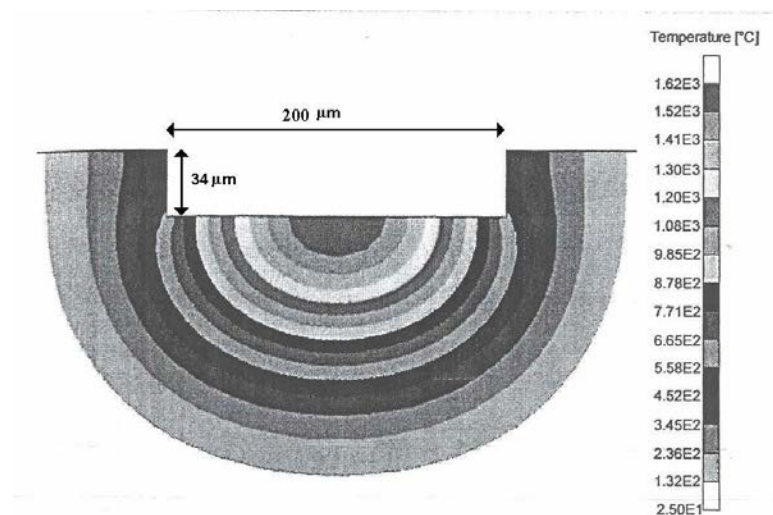


Fig. 2.6. Resultado de la simulación de Uhrig, Meyer y Foth. Se muestra la distribución de temperatura después de aplicar un solo pulso con un laser de CO₂ de 80 μs [6].

En la figura 2.7. se puede observar el incremento de la temperatura en el centro del cráter al momento en que el pulso láser interactúa con el material.

En este mismo trabajo, Uhrig et al. Utilizaron un modelo analítico para estudiar la influencia de la frecuencia de pulsado en la zona de afectación térmica. Determinaron que después de cierto número de pulsos la temperatura mínima alcanzada en el centro del cráter, después del enfriamiento entre cada pulso, tiende a un valor de saturación como se muestra en la figura 2.8.

Los autores de este trabajo soportaron sus resultados teóricos con experimentos hechos en materiales poliméricos como el plexiglás.

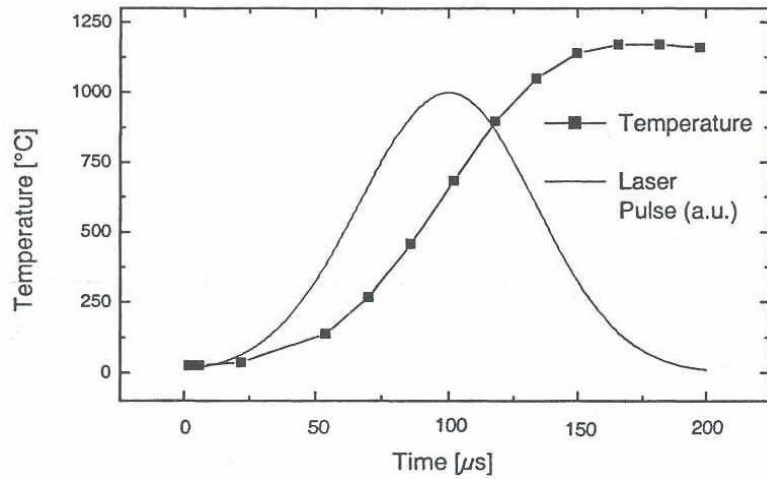


Fig. 2.7. Perfil temporal del incremento de temperatura en el centro del cráter. Se compara con el perfil del pulso láser aplicado [6].

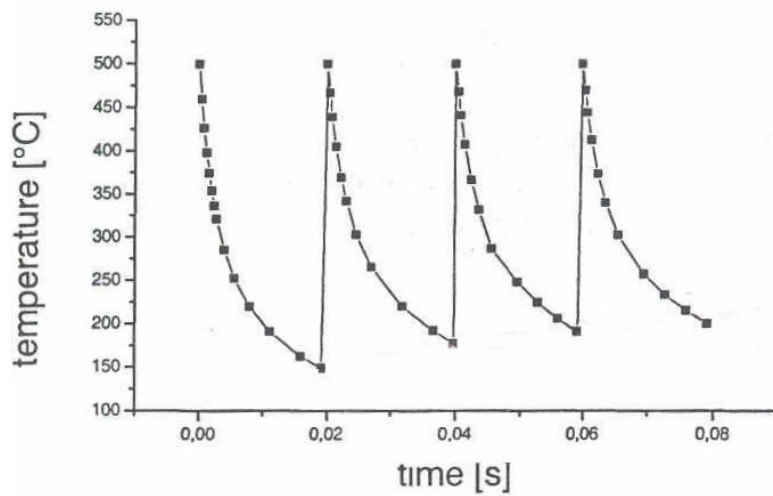


Fig.2.8. Comportamiento de la temperatura en el centro del cráter. Para esta simulación los autores supusieron que cada pulso calentaba la superficie a 500° C. Se observa un incremento en las temperaturas mínimas [6].

2.3.3. Simulación de Foth y Luke

Al igual que para el caso de ablación con láseres de CO₂, en el caso de los sistemas de Er:YAG también se han generado modelos de transferencia de calor por el método del elemento finito. Uno de tales modelos fue realizado por H. J. Foth y M. Luke. [7] Este modelo es muy similar al realizado por G. Uhrig, D. Meyer y H. J. Foth para el caso de ablación con láseres de bióxido de carbono.

En el modelo se ajustó el coeficiente de absorción del material a los valores para 2.94 μm. En lugar de utilizar una profundidad de ablación por pulso preseleccionada, los autores utilizaron un modelo en el que aquellos elementos que tuviesen una irradiancia mayor que la energía umbral de ablación eran removidos. Este modelo está expresado en la ecuación 2.11.

$$d = \frac{1}{\gamma} \ln \left[\frac{F_o}{F_T} \right] = \frac{1}{\gamma} \ln \left[\frac{\gamma F_o}{E_{vcrit}} \right] \quad [\text{cm}] \quad (2.11)$$

En esta ecuación:

d = profundidad de ablación [cm]

F_o = Densidad de energía por unidad de área en la superficie [J/cm²]

F_T = Densidad de energía por unidad de área umbral [J/cm²]

γ = coeficiente de absorción [cm⁻¹]

$E_{vcrit} = \gamma F_T$ = Umbral de energía de ablación por unidad de volumen [J/cm³]

Para su trabajo los autores utilizaron un valor de E_{vcrit} igual a 7.2 J/mm³ que corresponde a una densidad de energía por unidad de área, F_T , de 0.027 J/mm². En su simulación Foth y Luke utilizaron un perfil temporal de pulso plano. El perfil de la irradiancia del pulso, perpendicular al eje óptico, también se consideró plano.

Las características de los pulsos aplicados en la simulación fueron: duración del pulso: 250 μs , energía por pulso: 20 mJ, Frecuencia de pulsado 100 Hz, diámetro del haz: 0.2 mm. Los resultados de este trabajo se enfocaron en tres puntos:

- Obtener la distribución de temperatura a lo largo del tiempo en que interactúa el tejido con la radiación láser (Figura 2.9 a). Observaron que se alcanzaba una temperatura máxima de 503° C en el cráter generado por el láser.
- El proceso de enfriamiento entre cada pulso (Figura 2.9 b). Los autores observaron que la temperatura máxima disminuyó hasta a 50° C en el centro del cráter entre el pulso 9 y 10.
- El calor residual al final de cada pulso (figura 2.9 c). Concluyeron que la temperatura máxima en el centro del cráter llegaba a una saturación después de la aplicación de 4 pulsos.

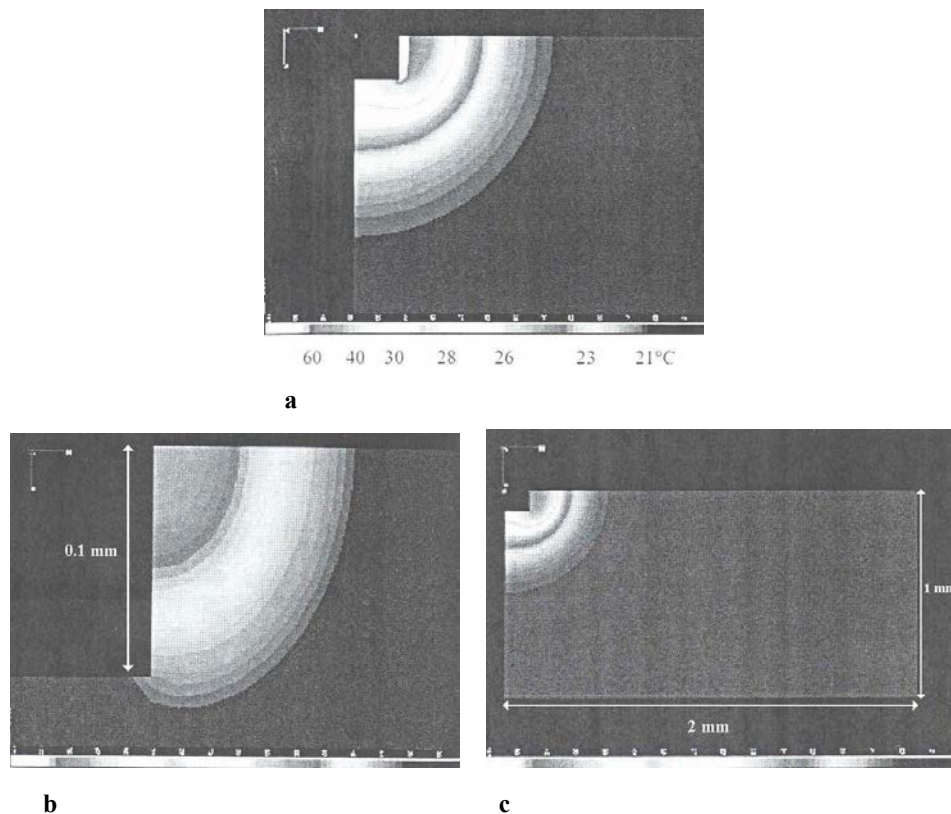


Fig. 2.9. Resultados de la simulación obtenidos por Foth y Luke [7]: a: Pulso 9, $t=50 \mu\text{s}$, $T_{\text{max}}=162^\circ \text{C}$, b: Pulso 9, $t=7.25 \mu\text{s}$, $T_{\text{max}}=55^\circ \text{C}$, c: Pulso 10, $t=0.25 \mu\text{s}$, $T_{\text{max}}=48^\circ$

El trabajo de Foth y Luke presenta un supuesto de gran relevancia, consideran la constante de absorción, γ , como una constante que no depende de la temperatura, algo que como se menciona en el capítulo anterior, es muy impreciso en el caso del agua.

2.4. Experimentos y mediciones.

2.4.1. Experimento de Fried et al.

En 1996 D. Fried, W. Seka, R. E. Glana y J. D. B. Featherstone [8] hicieron mediciones de la temperatura que alcanzaba el tejido dental a 2 mm por debajo de donde era aplicada la radiación láser.

Para lograr dichas mediciones, este grupo de investigadores utilizaron termopares con un tiempo de respuesta menor a 100 ms. Estos termopares se colocaron en muestras de dientes cortados a la mitad, a una distancia de 2 mm medida de forma colineal al haz irradiado por el láser como se observa en la figura 2.10.

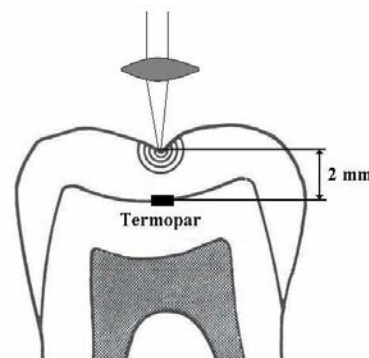


Fig. 2.10. Diagrama del experimento montado por Fried et al.

Fried et. al. desarrollaron este experimento en varios dientes y trabajaron con diversos frecuencias de pulsado. La figura 2.11. muestra el incremento de temperatura al aplicar 5, 25 y 100 pulsos láser a una frecuencia de 10 Hz. En sus experimentos estos autores utilizaron un láser de CO₂ emitiendo a 10.6 μm . Los pulsos contenían una energía de 200 mJ y con una concentración de energía por unida de área cercana a 10 J/cm². Ellos

observaron que el incremento de temperatura tenía una dependencia lineal con la energía total depositada en el diente (recuadro de la gráfica en la figura 2.11.).

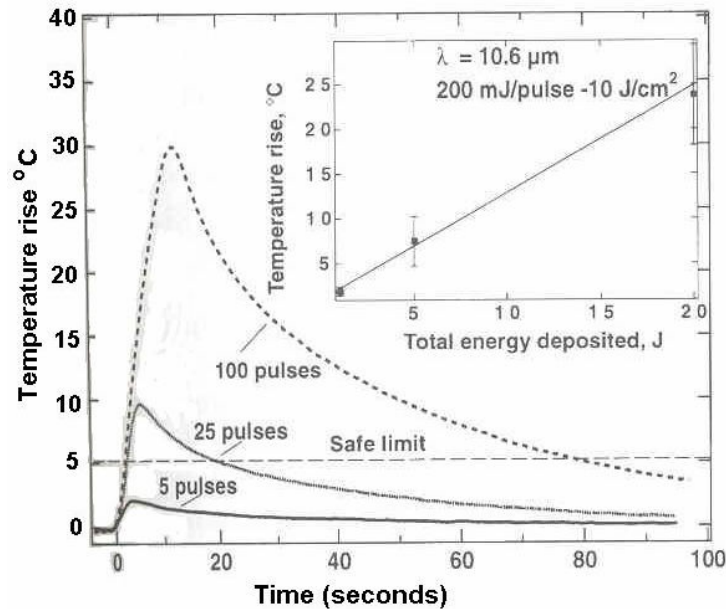


Fig. 2.11. Incremento de temperatura a 2 mm por debajo de la superficie de un molar irradiado con 5, 25 y 100 pulsos laser de CO₂ (200 mJ por pulso, 10 Hz, 10 J/cm²). En el recuadro aparece la gráfica de la energía total acumulada contra el incremento de temperatura [8].

Como parte de ese mismo experimento, sus autores obtuvieron la grafica que se muestra en la figura 2.12. En esta gráfica se muestra la dependencia que tiene el incremento de temperatura con respecto a la frecuencia de pulsado. Las diferentes graficas se generaron al aplicar la misma cantidad total de energía.

Se han hecho una gran cantidad de experimentos con la finalidad de medir el incremento de la temperatura en la cámara pulpar durante la ablación con láser de CO₂. En algunos de estos trabajos se ha estudiado el efecto que tiene el agua como refrigerante. En los diferentes trabajos reportados los parámetros con que se operó el láser son muy variados. En todos ellos existe una conclusión general: El agua ayuda a disipar el calor producido por el láser de forma eficiente.

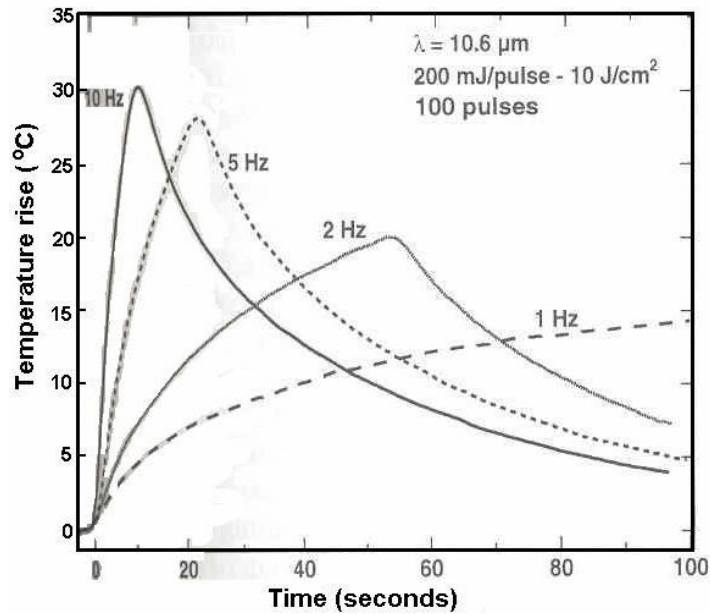


Fig. 2.12. Incremento de temperatura a 2mm por debajo de la superficie de un molar irradiado con 100 pulsos de 200 mJ, 10 J/cm², a diferentes frecuencias [8].

2.4.2. Experimento de Hibst y Keller

En 1990 R Hibst y U. Keller [9] presentaron los resultados de sus experimentos realizados con un láser de Er:YAG. Para obtener sus mediciones, este grupo de investigadores alemanes utilizaron una cámara térmica y un termopar. El diagrama del experimento que montaron aparece en la figura 2.13.

La duración de los pulsos utilizados en este experimento fue de 200 μs. La energía de los pulsos utilizados varió de 50 a 500 μJ a una frecuencia de pulsado de 0.5 a 2 Hz. Como se observa en la figura 2.13. la distribución de temperatura en el plano medio del diente después del pulso era muestreada con la cámara infrarroja cada 0.05 segundos. En su experimento Hibst y Keller utilizaron 0.97 como el valor de la emitancia para la dentina y esmalte. El termopar fue utilizado para medir la temperatura dentro de diferentes puntos en la dentina.

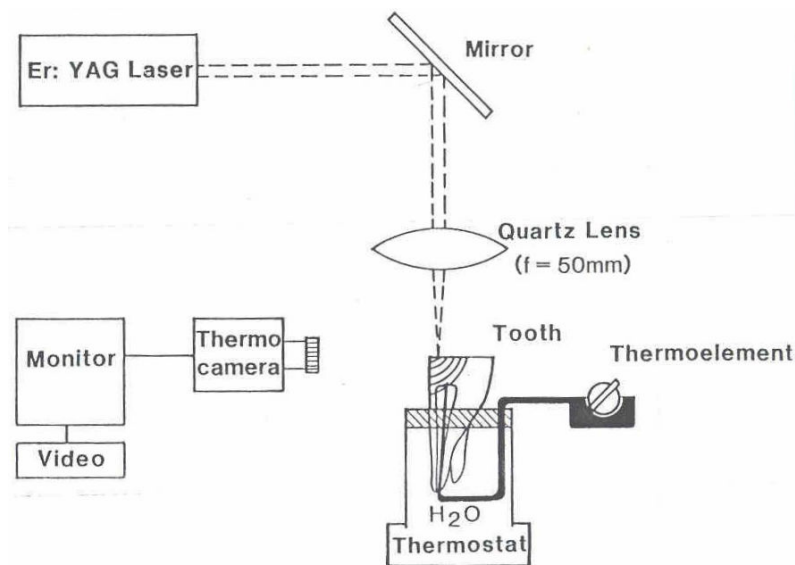


Fig. 2.13. Montaje experimental utilizado por Hibst y Keller para obtener la distribución de temperaturas en un diente expuesto a pulsos con un láser de Er:YAG [9].

Con estos experimentos fue posible obtener las imágenes de la distribución de temperaturas, después de 30 y 50 pulsos de 250 mJ cada uno, a una frecuencia de 1 Hz. Los autores observaron que las temperaturas promedio eran mayores al momento de cortar el esmalte que cuando se cortaba dentina. Observaron que la isoterma de mayor área tenía una temperatura cercana a los 40° C. En ambos casos se alcanzaba un estado estable hasta después de la aplicación de 30 pulsos.

Con las mediciones obtenidas de los termopares, Hibst y Keller concluyeron que el efecto de la frecuencia de pulsado es mucho mayor que el efecto del incremento de la energía incidente (figura 2.14). Mientras que un incremento en la energía incidente de 100 μ J a 300 μ J producía un cambio de temperatura máxima de 13 K, Una variación en la frecuencia de pulsado de 1 Hz a 3 Hz produjo un incremento de entre 11 y 25 K.

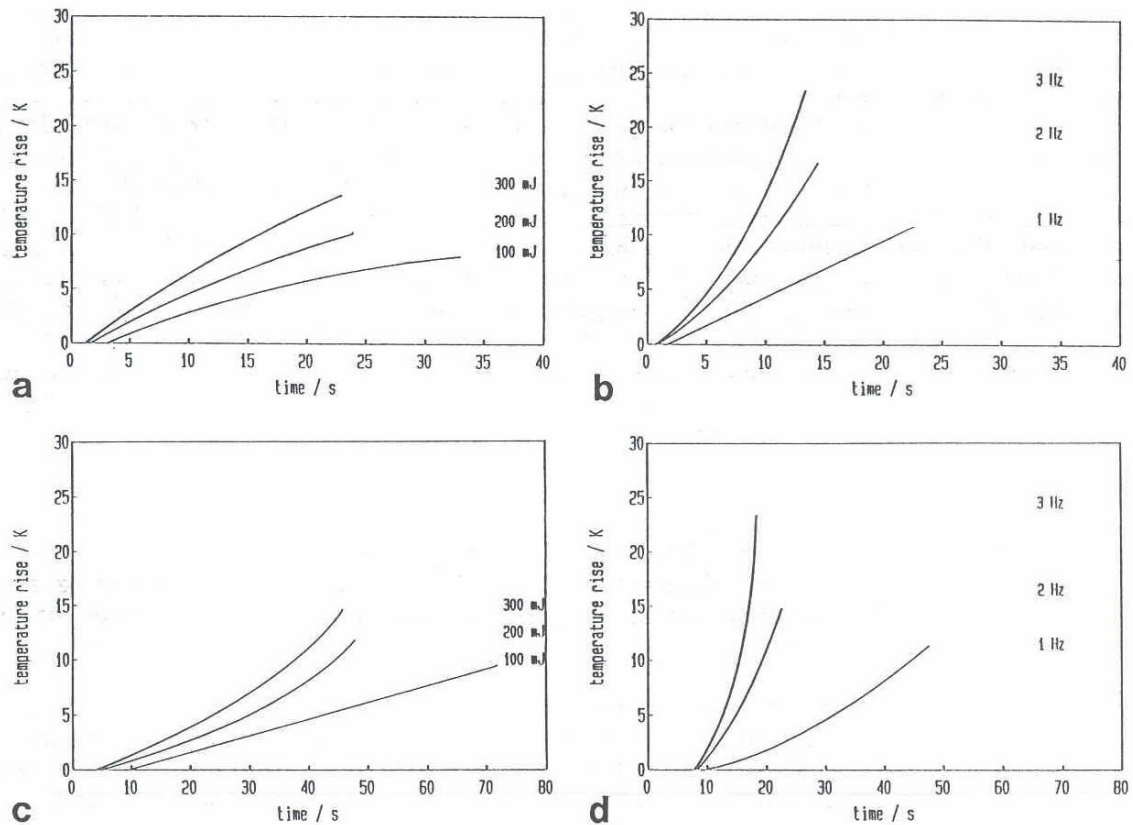


Fig. 2.14. Temperatura de la dentina durante la aplicación de pulsos láser de Er:YAG [9]:

- a: espesor de la muestra: 2mm, frecuencia de pulsado: 1 Hz.
- b: espesor de la muestra: 2 mm, energía por pulso 200 mJ.
- c: espesor de la muestra: 4mm, frecuencia de pulsado: 1 Hz.
- d: espesor de la muestra: 4 mm, energía por pulso 200 mJ.

En este trabajo se soportó la hipótesis que afirma que el origen del calor residual en los dientes durante la ablación láser es la porción de energía radiante que está por debajo del umbral de ablación. Todo ajuste en los parámetros que produzcan un aumento en dicha porción provocará un incremento en la energía residual dentro del diente.

2.4.3. Mediciones de Neves et al.

Se han hecho un gran número de mediciones del incremento de la temperatura dentro de la pulpa al momento de aplicar pulsos con láser de Er:YAG. Uno de esos experimentos fue reportado por B. Neves, J. L. Lage-Marques y S. Mello [10]. Este grupo de investigadores

comparó el efecto térmico de la operación de una fresa y de un láser de Er:YAG durante la preparación de una cavidad de 2 mm de profundidad. Ambos procesos se realizaron en un lapso de 3 minutos cada uno y se utilizó enfriamiento con agua mientras se ejecutaba el corte. El diagrama del montaje del experimento se muestra en la figura 2.15.

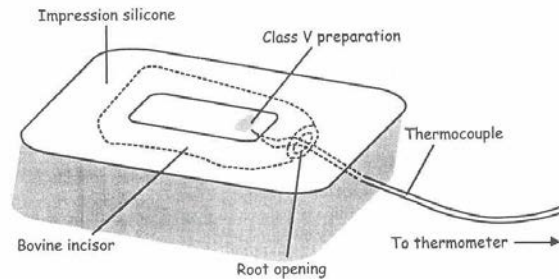


Fig.2.15. Diagrama del experimento montado por Neves et al [10].

Los parámetros del láser utilizado fueron: una potencia de 3.5 W, con una energía por pulso de 350 mJ y una duración de pulso de 250 μ s. La frecuencia de pulsado fue de 10 Hz. Usaron termopares para medir la temperatura dentro del diente.

Como resultado, Neves et al. obtuvieron que al trabajar con la fresa se generaba un incremento de temperatura máximo de 0.96° C dentro de la pulpa. Al utilizar un láser de Er:YAG dicho incremento era de 2.69° C. El incremento de temperatura al utilizar una fresa sin el enfriamiento con agua fue de 11.6° C.

2.4.4. Calor residual

Los trabajos mencionados anteriormente se centran en obtener, de manera experimental o teórica, la distribución de temperatura dentro de un diente al momento en que se hace incidir radiación láser con la finalidad de ocasionar un corte. Otro tipo de trabajos se enfoca en estimar la fracción de calor o energía depositada por el láser que se mantiene en el diente después de la ablación.

Usando el principio que establece que mientras no se produzca un proceso de ablación toda la energía incidente en el diente se transformará en calor, D. Fried, J. Ragadio y A. Champion [11] diseñaron un experimento en el que trabajaron con pequeños bloques de esmalte y dentina bovina. De un lado de estos bloques hicieron incidir la radiación láser, por el otro midieron la temperatura alcanzada utilizando termopares. La figura 2.16. muestra lo anterior.

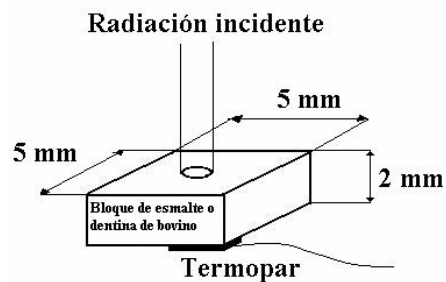


Fig. 2.16. Diagrama del experimento montado para medir el calor residual.

Este experimento lo hicieron bajo dos condiciones: sin y con la generación de ablación. La razón de las temperaturas máximas obtenidas en la cara posterior de los bloques bajo estas dos condiciones se consideró como la fracción de energía depositada o residual. En la figura 2.17. se muestran ejemplos de las gráficas de temperatura obtenida en estas dos condiciones.

Para lograr obtener las dos condiciones mencionadas, se manipulo la potencia del pulso. Se ajustó la frecuencia de pulsado, el numero total de pulsos y la energía de éstos. La energía total suministrada por el láser se mantuvo constante.

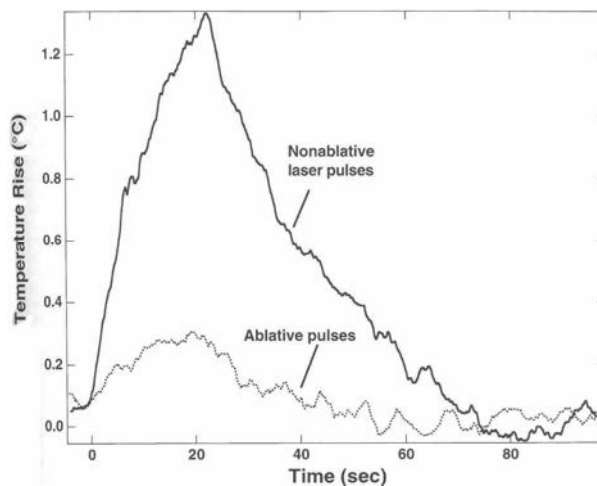


Fig. 2.17. Incremento de temperatura en la parte trasera de un bloque de esmalte bobino al ser irradiado por 5 pulsos ablativos (0.25 Hz, 15 J/cm²) y 200 pulsos no ablativos (10 Hz 0.375 J/cm²). La energía residual se obtiene al dividir las temperaturas pico de cada gráfica [11].

En la tabla 2.3. se muestran algunos de los resultados obtenidos en este experimento. En su trabajo los autores afirman que trabajar con láseres de CO₂ a longitudes de onda de 9.6 μm es mucho más eficiente que trabajar a 10.6 μm. En las graficas presentadas en la figuras 2.18. se observa la forma como varía la cantidad de energía residual en los dientes que con respecto a la concentración de energía utilizada para la ablación.

Longitud de onda	Duración del pulso	Energía por unidad de área [J/cm²]	% calor residual
2.79 μm	150 ns	80	39
	150 μs	100-200	58
2.94 μm	150 ns	80	45
	150 μs	260	61
9.6 μm	5 μs	15	24
	20-30 μs	50	33
	100 μs	57	56
10.6 μm	5 μs	40	33

Tabla 2.3: Calor residual medido al aplicar diversos tipos de radiación láser al tejido dental [11].

En este trabajo también se estudió el efecto que tiene añadir agua en el proceso de ablación con láser de Er:YAG. Los autores obtuvieron como resultado que al añadir 15 μl de agua en forma de gotas el calor residual depositado disminuía a la mitad. Este resultado se obtuvo al aplicar una serie de 5 pulsos con una densidad de energía de 100 J/cm^2 . Observaron también que la profundidad del cráter generado bajo ambas condiciones no variaba significativamente. De una profundidad de $202 \pm 34 \mu\text{m}$, sin aplicar agua a $240 \pm 35 \mu\text{m}$ con la gota.

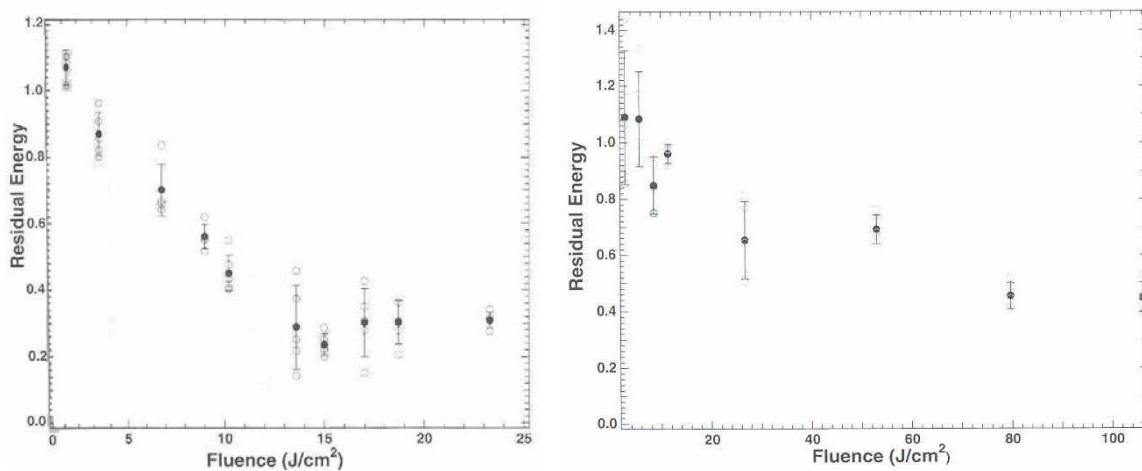


Fig.2.18. Calor o energía residual obtenida a varias concentraciones de energía por unidad de área para: a: laser de CO_2 operando a $9.6 \mu\text{m}$ y con pulsos de $5 \mu\text{s}$. B: laser de Er:YAG con pulsos de 150 ns [11].

2.5. Resumen

El aumento de la temperatura interna de un diente expuesto a radiación láser pulsada esta determinada por la velocidad a la que se deposita la energía, la distancia del spot al lugar de la medición y la velocidad a la que se disipa el calor del diente (conveccion y radiación).

Las mediciones hechas hasta hoy se han limitado en gran parte a la utilización de termistores y termopares. Los estudios hechos con cámaras infrarrojas solo han sido

utilizados para definir regiones isotermas y temperaturas máximas alcanzadas. El potencial de los instrumentos de este tipo en la actualidad, así como el manejo digital de las imágenes generadas, permitiría obtener una mayor cantidad de información como serían los gradientes de temperatura, integrales de las temperaturas con respecto al tiempo en diferentes zonas, etc.

Al utilizar los modelos teóricos se dejan de lado las variaciones propias de los tejidos biológicos y se observan con claridad los efectos que tienen los cambios en los parámetros láser. En los modelos teóricos que presentamos en este capítulo no existen puntos de comparación o de evaluación de alcances, es decir no se han comparado con mediciones experimentales bajo las mismas condiciones.

En el caso de la utilización de láseres de CO₂ existen modelos matemáticos que permiten lograr predicciones de la distribución de temperaturas dentro del diente. En el caso de los láseres de Er:YAG, el modelo teórico presentado en este capítulo supone que el coeficiente de absorción es constante e invariable con respecto a la temperatura. En la sección 1.5.2. de esta tesis hemos expuesto que esta afirmación no puede ser considerada verdadera en el caso de la ablación láser. En el próximo capítulo generaremos un modelo matemático que tome en cuenta las variaciones en el coeficiente de absorción del agua a longitudes de onda cercanas a la 3 μm .

REFERENCIAS DEL CAPÍTULO II

[1] J. Carson, T. Rider and D. Nash, "A thermographic study of heat distribution during ultra-speed cavity preparation," *J. Dent. Res.*, **58**(7), 1681-1684 (1979).

[2] F. P. Incropera y D. P. DeWitt, *Fundamentos de transferencia de calor*, Ed. Prentice hall, México D. F. (1999).

[3] R. G. Craig and F. A. Peyton, "Thermal conductivity of teeth structures, dentin cements, and amalgam," *J. Dent. Res.* **40**(3), 411-418 (1961).

[4] W. S. Brown, W. A. Dewey and H. R. Jacobs, "Thermal properties of teeth," *J. Dent. Res.*, **49**(4), 752-755 (1970).

[5] D. Yu, J. L. Fox, J. Hsu, G. L. Powell and W. I. Higuchi, "Computer simulation of surface temperature profiles during CO₂ laser irradiation of human enamel," *Opt. Eng.*, **32**(2), 298-304 (1993).

[6] G. Uhrig, D. Meyer H. J. Foth, "Transient FEM calculation of the spatial heat distribution in hard dental tissue during and after IR laser ablation," in *Laser in dentistry VII*, Peter Rechmann, Daniel Fried, Thomas Hennig, Editors, Proc. SPIE 4249, 61-71 (2001).

[7] H. J. Foth and M Luke, "Transient FEM calculation of the ablation of hard dental tissue induced by Er:YAG laser radiation," in *Laser in dentistry VIII*, Peter Rechmann, Daniel Fried, Thomas Hennig, Editors, Proc. SPIE 4610, 59-66 (2002).

[8] D. Fried, W. Seka, R. E. Glena and J. D. Featherstone, "Thermal response of hard dental tissues to 9 through 11 μm CO₂ laser irradiation," *Opt. Eng.*, **35**(7), 1976-1984 (1996).

[9] R. Hibst and U. Keller, "Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation," in *Laser surgery: advanced characterization, therapeutics and systems II*, Stephen N. Joffe, Kazuhiko Atsumi, Editors, Proc. SPIE 1200, 379-386 (1990).

[10] B. Neves Cavalcanti, J. L. Lage-Marques and S. Mello Rode, "Pulpal temperature increase with Er:YAG laser and high-speed handpieces," *Journal of prosthetic dentistry*, **90**(5), 447-451 (2003).

[11] D. Fried, J. Ragadio and A. Champion, "Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6 and 10.6 μm ," *Lasers in surgery and medicine*, **29**, 221-229 (2001).

Capítulo III: Efectos del cambio del coeficiente de absorción del agua en la ablación de tejido dental duro

3.1. Introducción

En el capítulo anterior presentamos algunos trabajos de diferentes investigadores hechos con la finalidad de conocer la manera como se propaga el calor en un diente durante la ablación con láser infrarrojo. Dentro de estos trabajos, las simulaciones y modelos teóricos son útiles porque permiten estudiar el efecto que tiene la variación de las condiciones en las que opera el láser sin tener que recurrir a un gran número de experimentos.

En el caso de la ablación de tejido dental con láseres de Er:YAG, que emite en $2.94 \mu\text{m}$, la simulación en tres dimensiones hecha por Foth y Luke [1] resultaría de gran utilidad al momento de evaluar los posibles daños térmicos que se provocarían a la pieza dental que es cortada.

El coeficiente de absorción del agua depende de la temperatura y presión (energía) de ésta. En fenómenos en los que estas variables se mantienen dentro de un rango pequeño de variación, este coeficiente puede ser considerado como una constante. El modelo de Foth y Luke no considera el coeficiente de absorción del tejido como una variable. Esta consideración la hacen a pesar de describir un fenómeno en el que la temperatura del agua presente en el tejido dental tiene incrementos de hasta 500°C .

Iniciaremos este capítulo presentado el modelo matemático que describe el comportamiento del coeficiente de absorción del agua como función de la energía que es absorbida. Posteriormente haremos un análisis del efecto que tiene esta variación del coeficiente de absorción del agua sobre el coeficiente de absorción del tejido dental.

Una vez que hayamos obtenido la dependencia del coeficiente de absorción del tejido dental duro con respecto a la energía que ha absorbido, haremos una simulación

unidimensional del proceso de ablación con láser de Er:YAG. Con esta simulación observaremos como se distribuye la temperatura dentro del diente y la profundidad de corte obtenida durante la aplicación de un solo pulso.

Con el trabajo que presentamos en este capítulo tendremos información para evaluar bajo qué condiciones es necesario tomar en cuenta el coeficiente de absorción del tejido dental como una variable dependiente de la energía que se absorbe.

3.2. Coeficiente de absorción del agua dependiente de la energía absorbida

En el agua, la influencia de la temperatura en la banda de absorción centrada en los 3 μm se puede observar comparando dicha banda en las fases sólida, líquida y gaseosa [2]. A temperatura ambiente, el agua líquida tiene un máximo de absorción en 2.86 μm (3490 cm^{-1}). Esta banda tiene un ancho medio de 0.32 μm (400 cm^{-1}) y una intensidad máxima de 13000 cm^{-1} . La misma banda en hielo tiene su máximo en 3.12 μm (3200 cm^{-1}), es más delgada y más intensa. En el vapor, la intensidad máxima decrece en un factor de 10 o más comparado con el máximo en estado líquido, además la banda se divide en dos, cada una centrada en 2.73 y 2.66 μm (3657 y 3756 cm^{-1}). Se puede decir que con el incremento de temperatura la banda de absorción se corre hacia longitudes de onda más cortas y disminuye su intensidad (figura 3.1.).

La presión es otro factor que modifica el coeficiente de absorción del agua cerca de los 3 μm . El efecto que tiene un incremento de presión sobre la banda de absorción es inverso al efecto que tiene un incremento de temperatura. Cuando existe absorción de concentraciones altas de energía, el incremento de temperatura es acompañado por un incremento en la presión. De tal forma que el efecto combinado de ambos factores se puede establecer mediante la medición de la energía que ha absorbido el material.

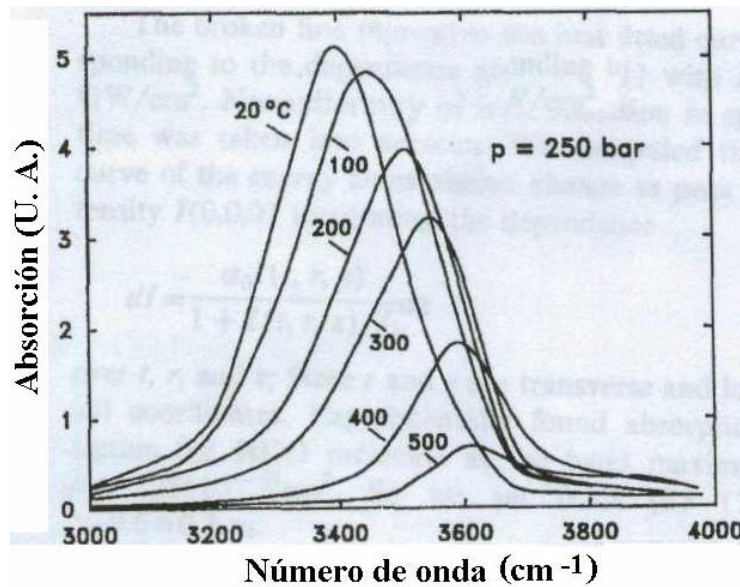


Fig. 3.1. Cambio en la banda de absorción del agua cercana a los $3 \mu\text{m}$ (3400 cm^{-1}) debido al cambio de temperatura bajo una presión constante de 250 bar [3].

La forma, posición e intensidad de las bandas de absorción de cualquier material son un reflejo de la estructura intramolecular. En el caso del agua, los fenómenos descritos en los párrafos anteriores son atribuidos al debilitamiento de los enlaces de hidrógeno debido al incremento de la energía cinética en las moléculas de agua.

En 1991 Vodopyanov [3] realizó una serie de experimentos en los que demostró que la transmitancia del agua a $2.94 \mu\text{m}$ se incrementaba al aumentar la energía depositada en ella. En su experimento, Vodopyanov utilizó agua pura depositada en celdas de cuarzo (figura 3.2.). Los espesores de las películas de agua depositadas fueron de entre 1 a $10 \mu\text{m}$. Utilizó un láser de Er:YAG para generar dos clases de excitación: Un tren de pulsos y pulsos únicos. En el tren de pulsos, cada uno de ellos tenía una duración de $110 \pm 10 \text{ ps}$ separados por intervalos de 7 ns. La envolvente de los pulsos tenía una duración de 130 a 150 ns. En cada tren de pulsos se generaba una energía de entre 10 y 20 mJ. Los pulsos únicos utilizados en el experimento tenían una duración de $110 \pm 10 \text{ ps}$ y contenían una energía de 2mJ.

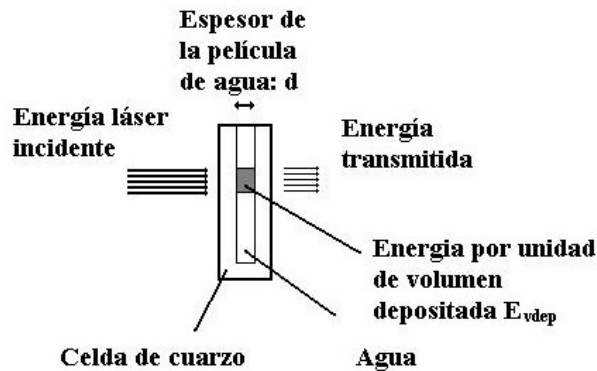


Fig. 3.2. Diagrama del experimento de Vodopyanov [3].

Vodopyanov midió la relación entre energía incidente y la energía transmitida. Esto lo hizo aplicando diferentes tamaños de spot láser a los diferentes espesores de película de agua. De esta manera fue posible conocer la energía promedio absorbida al pasar por el espesor total de la película de agua (E_{vdep} [J/cm^3]). Vodopyanov observó que la dependencia obtenida tanto para el tren de pulsos como para los pulsos únicos era la misma. Debido a que la duración efectiva de ambos estímulos difería en tres órdenes de magnitud concluyó que la transmitancia era función de la energía absorbida más que de la irradiancia incidente.

La figura 3.3. muestra la dependencia del cambio relativo de la densidad óptica con respecto a la energía absorbida. En esa gráfica las unidades del eje de las ordenadas están definidas en la ecuación 3.1.

$$-\frac{\Delta D}{D_0} = \frac{\ln(\Theta - \Theta_o)}{\ln(1 - \Theta_o)} \quad (3.1)$$

$$D = -\ln \Theta \quad (3.2)$$

Donde:

D es la densidad óptica.

Θ es la transmitancia, la razón entre la energía transmitida y la incidente.

Θ_o es la transmitancia obtenida al aplicar concentraciones pequeñas de energía.

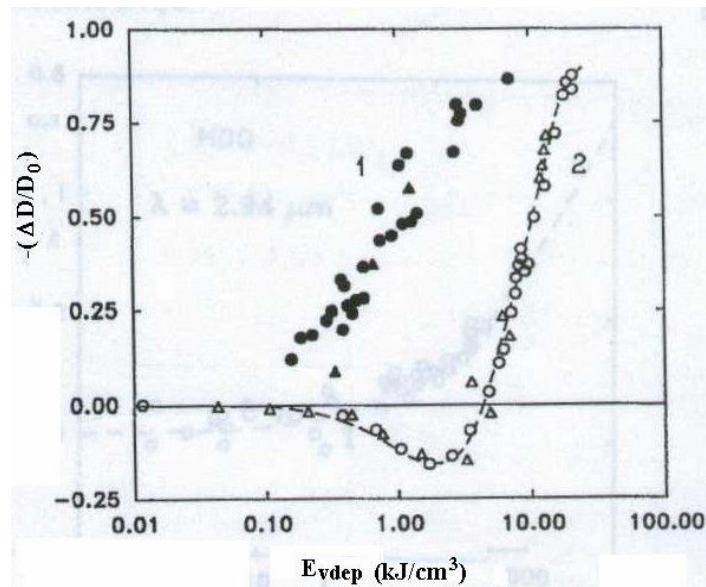


Fig. 3.3. Cambio de la densidad óptica del agua debido a la energía depositada 1) para una longitud de onda de 2.94 μm 2) a una longitud de onda de 2.79 μm [3].

Cummings y Walsh [2] usaron los datos obtenidos por Vodopyanov y generaron un modelo de ablación para tejido suave en el que el coeficiente de absorción del agua cambiaba con el incremento de la energía incidente.

El modelo utilizado por estos autores para describir el comportamiento del coeficiente de absorción del agua es una aproximación de primer orden como la mostrada gráficamente en la figura 3.4. Dicho modelo era válido en un rango pequeño de valores de energía ya que para el caso en que E_{vdep} tendía a cero, los autores utilizaban el valor $\gamma_{\text{agua}}(0) = 13,000 \text{ cm}^{-1}$. De forma similar para valores mayores a 10 kJ/cm^3 el modelo tendía a un valor $\gamma_{\text{agua}}(E_{\text{vdep}} \geq 10 \text{ kJ/cm}^3) = 0 \text{ cm}^{-1}$.

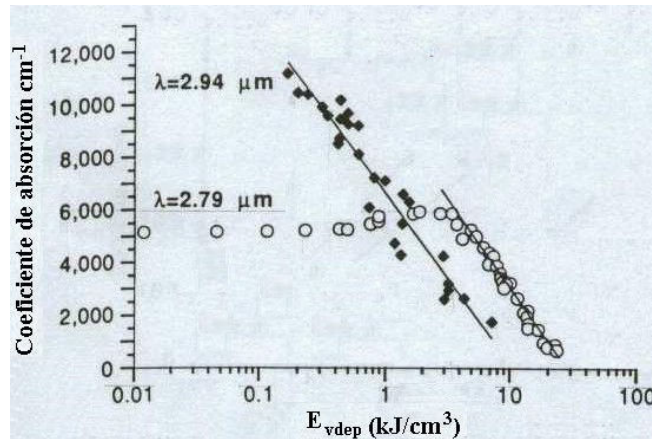


Fig. 3.4. Coeficiente de absorción del agua como función de la energía depositada. Las líneas rectas son las aproximaciones utilizadas por Cummings y Walsh en su modelo [3].

Shori et al. [4] también obtuvieron mediciones de la transmitancia a través de películas de agua de entre 2 y 5 μm de espesor. Ellos utilizaron un láser de Er:YAG y generaron pulsos de 100 ± 2 mJ de energía y de entre 105 y 107 ns de duración. Sus experimentos abarcaron concentraciones de energía de entre 0.005 y 2.5 J/cm^2 .

Con sus mediciones Shori et al. Generaron un modelo que describe el comportamiento del coeficiente de absorción del agua. Este modelo fue generado por medio del método de diferencias finitas y puede utilizarse sobre un rango de datos más amplio que el modelo utilizado por Cummings y Walsh.

En su trabajo, Shori et al. Hicieron notar la diferencia entre el coeficiente de absorción efectivo del agua $\gamma_{\text{agua_eff}}$ y el coeficiente de absorción instantáneo $\gamma_{\text{agua_inst}}$. El primero se trata de una propiedad macroscópica definida por los autores mediante la ecuación 3.3.

$$\gamma_{\text{agua_eff}} = -\frac{1}{d} \ln(\Theta) \quad [\text{cm}^{-1}] \quad (3.3)$$

Donde:

d es el espesor total de la película de agua [cm].

Θ es la transmitancia.

En cambio el coeficiente instantáneo describe la absorción en una localización particular de la celda y en un instante determinado. $\gamma_{agua\ inst}$ puede variar tanto espacial como temporalmente e influye en la irradiancia $I(z,t)$ de acuerdo con la ecuación 3.4.

$$\frac{dI(z,t)}{dz} = -\gamma_{agua_inst}(z,t)I(z,t) \quad [\text{W/cm}^3] \quad (3.4)$$

Donde:

z es la coordenada longitudinal [cm].

t es el tiempo [s].

$I(z,t)$ es la irradiancia [W/cm^2].

En su trabajo, Shori et al. Destacan también la diferencia entre E_{vdep} y E_{vabs} . Mientras que E_{vdep} es un parámetro promediado en el tiempo y espacio, E_{vabs} es un parámetro microscópico y es de esperarse que varíe con el tiempo y la posición dentro de la celda. La figura 3.5. muestra las diferencias señaladas.

Los autores utilizaron estas definiciones para generar un modelo por el método de diferencias finitas. Utilizaron la ecuación 3.5 para describir la variación de $\gamma_{agua\ inst}$ y la ecuación 3.6 para obtener los valores de E_{vabs} en cada uno de los volúmenes de control producidos por la discretización.

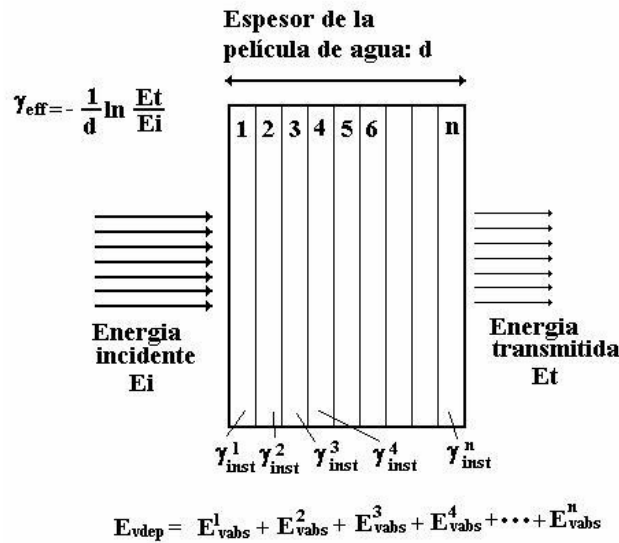


Figura 3.5. Diagrama que muestra las diferencias entre E_{vdep} y E_{vabs} , $\gamma_{\text{agua eff}}$ y $\gamma_{\text{agua inst}}$ mediante una discretización del espesor total de la película de agua.

$$\gamma_{\text{agua_inst}}(z, t) = \frac{\gamma_{\text{agua0}}}{1 + \frac{E_{\text{vabs}}(z, t)}{E_{\text{vsat}}}} \quad [\text{cm}^{-1}] \quad (3.5)$$

$$\frac{\partial E_{\text{vabs}}(z, t)}{\partial t} = \gamma_{\text{agua_inst}}(z, t) I(z, t) \quad [\text{W}/(\text{cm}^3 \text{ s})] \quad (3.6)$$

En estas ecuaciones:

γ_{agua0} es el coeficiente de absorción del agua a temperatura ambiente, shori et al. Utilizaron el valor de $13,300 \text{ cm}^{-1}$.

E_{vsat} es la energía por unidad de volumen de saturación [J/cm^3].

t es el tiempo [s].

Shori et al. utilizaron un valor de E_{vsat} que permitiera el mejor ajuste entre sus mediciones y la gráfica generada, este valor fue: $0.45 \text{ kJ}/\text{cm}^3$. Con esto obtuvieron

resultados que se aproximan a los valores medidos para concentraciones de energía en el rango de 0.005 y 2.5 J/cm².

Con este modelo fue posible predecir la transmitancia efectiva a través del espesor total de la película de agua, y por lo tanto obtener el valor de $\gamma_{\text{agua eff}}$ tomando en cuenta los cambios de $\gamma_{\text{agua inst}}$ a lo largo del espesor de la película. La figura 3.6. muestra la comparación entre los datos obtenidos experimentalmente y las predicciones teóricas obtenidas con el modelo por diferencias finitas.

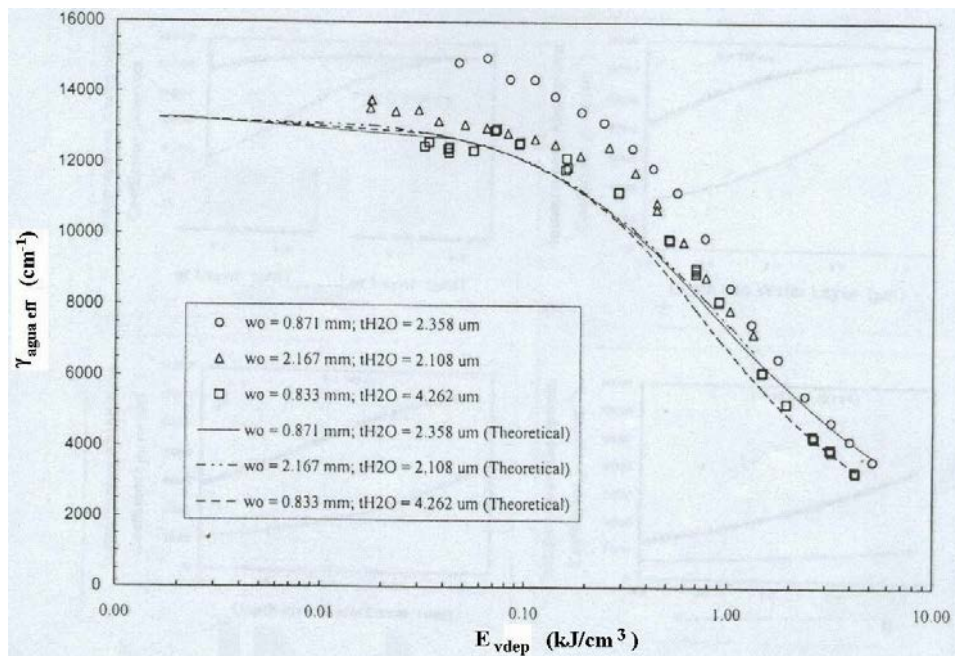


Fig. 3.6. Cambios en el coeficiente de absorción del agua a 2.94 μm obtenidos por Shori et al. w_0 indica el diámetro del haz incidente y t_{H_2O} indica el espesor de la película de agua estudiada [4].

3.3. Dependencia del coeficiente de absorción del tejido dental duro con respecto a E_{vabs}

En los tejidos suaves, no mineralizados, como los músculos, la piel, etc. el porcentaje de agua presente es de entre 70 y 80%. En estos casos es evidente que las variaciones del coeficiente de absorción del agua cerca a los 3 μm deberán ser tomadas en cuenta cuando

se realizan modelos y simulaciones que describan un proceso de ablación con láser. De hecho, trabajos como los de Cummings y Walsh surgieron para disminuir las diferencias que existían entre los efectos térmicos predichos y los que se presentaban en la práctica.

En el caso del tejido dental duro, esmalte y dentina, la proporción de agua presente en el tejido no es mayor al 8% en peso. Dado que en un proceso de ablación esta en juego la integridad de organismos vivos, es necesario conocer si el tomar en cuenta las variaciones del coeficiente de absorción del agua producirá modelos que describan de mejor manera los efectos termomecánicos generados.

Es posible expresar la dependencia del coeficiente de absorción del tejido dental, γ_{dent} , con respecto a la energía absorbida E_{vabs} mediante un desarrollo en series de Maclaurin tal como aparece en la ecuación 3.7.

$$\gamma_{dent}(E_{vabs}) = \gamma_{dent}(0) + E_{vabs} \gamma'_{dent}(0) + \frac{E_{vabs}^2}{2!} \gamma''_{dent}(0) + \dots + \frac{E_{vabs}^n}{n!} \gamma^n_{dent}(0) + \dots \quad [\text{cm}^{-1}] \quad (3.7)$$

Donde:

E_{vabs} es la energía absorbida por unidad de volumen [J/cm^3].

$\gamma^n_{dent}(0)$ representa la n -ésima derivada de la función $\gamma_{dent}(E_{vdep})$ evaluada en $E_{vdep}=0$.

La dependencia que tiene γ_{dent} con respecto a E_{vabs} surge del comportamiento del coeficiente de absorción del agua, γ_{agua} , estudiado en el apartado anterior. Es necesario encontrar alguna ecuación que relacione γ_{dent} con γ_{agua} . Dicha relación puede ser obtenida al analizar la estructura del esmalte y la dentina estudiada en el capítulo I de este trabajo. Como se mencionó la dentina y el esmalte están formados por cristales de hidroxiapatita rodeados por una matriz de compuestos orgánicos y agua. La figura 3.7. muestra un diagrama simplificado de la estructura de estos tejidos.

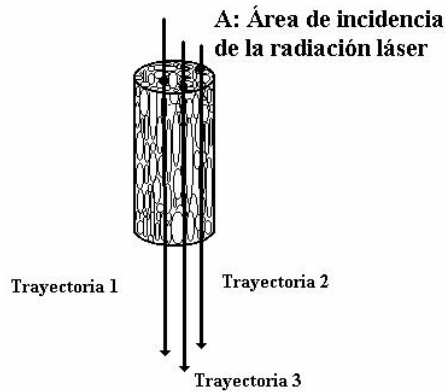


Fig. 3.7. Diagrama simplificado de la estructura del tejido dental duro formado por cristales de mineral rodeados por una matriz de agua y sustancias orgánicas.

Supondremos que para cualquier trayectoria lineal perpendicular al área de incidencia A de la muestra, representada en la figura 3.7., la luz atravesara por una misma proporción de agua, X_{agua} , mineral, X_{min} , y material orgánico, X_{org} , de tal forma que la suma de las tres sea la unidad (ecuación 3.8.). Bajo este supuesto será entonces posible proponer un modelo de capas alternadas como el mostrado en la figura 3.8.

$$X_{agua} + X_{min} + X_{org} = 1 \quad (3.8)$$

Donde:

X_{agua} = Espesor total de agua atravesado/Espesor total de la muestra.

X_{min} = Espesor total de mineral atravesado/Espesor total de la muestra.

X_{org} = Espesor total de material orgánico atravesado/Espesor total de la muestra.

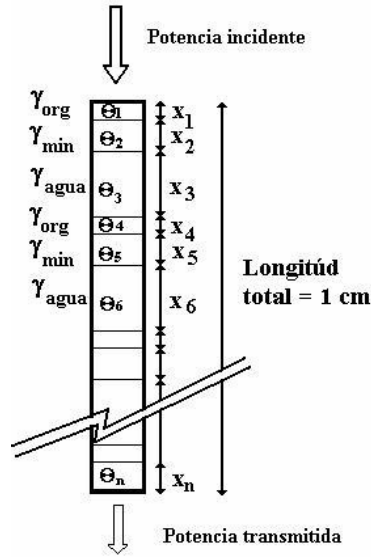


Fig. 3.8. Modelo de capas alternadas usado para describir la estructura del tejido dental duro.

En este modelo la transmitancia en una longitud unitaria del material dental τ_{dent} se puede expresar mediante la ecuación 3.9.

$$\tau_{dent} = \Theta_1 \Theta_2 \Theta_3 \Theta_4 \Theta_5 \Theta_6 \dots n$$

$$\tau_{dent} = \exp(-\gamma_{agua}x_1) \exp(-\gamma_{org}x_2) \exp(-\gamma_{min}x_3) \exp(-\gamma_{agua}x_4) \exp(-\gamma_{org}x_5) \exp(-\gamma_{min}x_6) \dots$$

$$\tau_{dent} = \exp[-\gamma_{agua}(x_1+x_4+\dots) - \gamma_{org}(x_2+x_5+\dots) - \gamma_{min}(x_3+x_6+\dots)] \quad (3.9)$$

Donde:

Θ_n es la transmitancia de la n ésima capa de material.

x_n es el espesor de la n ésima capa de material [cm].

γ_{agua} es el coeficiente de absorción del agua [cm^{-1}].

γ_{org} es el coeficiente de absorción de los materiales orgánicos presentes en el tejido [cm^{-1}].

γ_{min} es el coeficiente de absorción del mineral (hidroxiapatita) [cm^{-1}].

Ya que se ha supuesto una muestra de material con una longitud unitaria ($x_1+x_2+x_3+x_4+\dots+x_n=1$), utilizando la ecuación 3.8 sería posible escribir la relación 3.10. de la cual es posible obtener una ecuación que relaciona los coeficientes de absorción del tejido dental, agua, mineral y compuestos orgánicos: γ_{dent} , γ_{agua} , γ_{min} y γ_{org} respectivamente (ecuación 3.11).

$$\tau_{dent} = \exp[-X_{agu}\gamma_{agua} - X_{org}\gamma_{org} - X_{min}\gamma_{min}] \quad (3.10)$$

$$\gamma_{dent} = -\ln\{\exp[-X_{agu}\gamma_{agua} - X_{org}\gamma_{org} - X_{min}\gamma_{min}]\} = X_{agu}\gamma_{agua} + X_{org}\gamma_{org} + X_{min}\gamma_{min} \quad [\text{cm}^{-1}] \quad (3.11)$$

Suponiendo que la variación de los coeficientes de absorción del mineral y los compuestos orgánicos con respecto a la energía depositada es despreciable la enésima derivada de la ecuación 3.11 se puede expresar como aparece en la relación 3.12.

$$\gamma^n_{dent} = \frac{\partial^n \gamma_{dent}}{\partial E_{vabs}^n} = X_{agua} \frac{\partial^n \gamma_{agua}}{\partial E_{vabs}^n} \quad (3.12)$$

La derivada del coeficiente de absorción del agua con respecto a la energía por unidad de volumen depositada se obtiene del modelo utilizado por Shori et al. Es decir de la ecuación 3.5. La enésima derivada de dicha ecuación se puede escribir como aparece en la ecuación 3.13

$$\frac{\partial^n \gamma_{agua}}{\partial E_{vabs}^n} = (-1)^n n! \frac{\gamma_{agua0} E_{vsat}}{(E_{vsat} + E_{vabs})^{n+1}} \quad (3.13)$$

Donde:

γ_{agua0} es el coeficiente de absorción del agua a temperatura ambiente [cm^{-1}].

E_{vsat} es la energía de saturación por unidad de volumen [J/cm^3].

Al sustituir las derivadas de la relación 3.13, evaluadas en $E_{vabs}=0$, en la ecuación 3.12, y ésta a su vez en 3.7, se obtiene la relación buscada (ecuación 3.14). Haciendo uso de la serie que aparece en la ecuación 3.15, la relación 3.14 se puede escribir como aparece en 3.16.

$$\gamma_{dent}(E_{vabs}) = \gamma_{dent}(0) + X_{agua} \gamma_{agua0} \left[-\frac{E_{vabs}}{E_{vsat}} + \left(\frac{E_{vabs}}{E_{vsat}}\right)^2 - \left(\frac{E_{vabs}}{E_{vsat}}\right)^3 + \left(\frac{E_{vabs}}{E_{vsat}}\right)^4 - \dots \right] [cm^{-1}] \quad (3.14)$$

$$\sum_{n=1}^{\infty} (-\varepsilon)^n = -\frac{\varepsilon}{1 + \varepsilon} \quad (3.15)$$

$$\gamma_{dent}(E_{vabs}) = \gamma_{dent}(0) - X_{agua} \gamma_{agua0} \frac{E_{vdep}}{E_{vsat} + E_{vabs}} \quad (3.16)$$

La figura 3.9 muestra la gráfica de esta ecuación para diferentes valores de X_{agua} , considerando $\gamma_{dent}(0) = 2200 \text{ cm}^{-1}$, $\gamma_{agua0} = 13300 \text{ cm}^{-1}$ y $E_{vsat} = 450 \text{ J/cm}^3$.

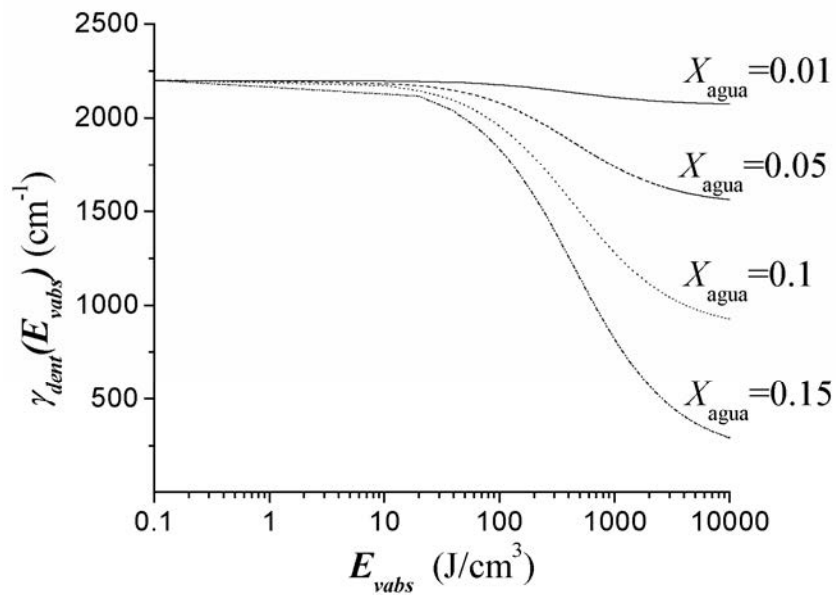


Fig. 3.9. Gráfica de la ecuación 3.16 para diferentes valores de X_{agua} .

3.4. Simulación

Generamos una simulación por el método de diferencias finitas. Primero consideramos el coeficiente de absorción del tejido dental como una constante, posteriormente tomamos en cuenta la ecuación 3.16. La geometría utilizada como base para nuestra simulación se muestra en la figura 3.10. Se trata de un cilindro con un diámetro de $600 \mu\text{m}$ y un espesor de $80 \mu\text{m}$.

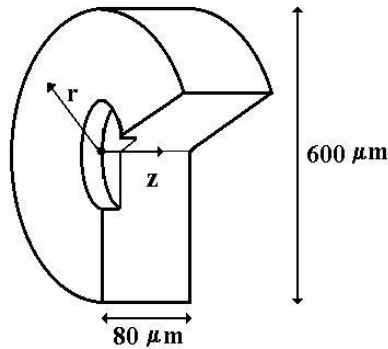


Fig. 3.10. Geometría utilizada para la simulación.

El modelo matemático que utilizamos para generar la simulación se encuentra expresado en las ecuaciones 3.17 a 3.22. La primera de dichas expresiones es la ecuación de difusión de calor en coordenadas cilíndricas considerando simetría radial y generación interna de calor.

Las ecuaciones 3.18 a 3.20 expresan las condiciones a la frontera que hemos establecido. Consideramos aislamiento térmico en la cara posterior de la pieza así como en la cara de la circunferencia. En la cara donde incide la radiación y donde ocurrirá la ablación consideramos transferencia de calor por convección.

$$\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{1}{k} P_{vgen} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad [^{\circ}\text{C}/\text{cm}^2] \quad (3.17)$$

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial z} \right|_{z=0} = h [T_{\infty} - T(0, t)] \quad [\text{W}/\text{cm}^2] \quad (3.18)$$

$$\left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=300\mu m} = 0 \quad [^{\circ}\text{C}/\text{cm}] \quad (3.19)$$

$$\left. \frac{\partial T}{\partial z} \right|_{z=80\mu m} = 0 \quad [^{\circ}\text{C}/\text{cm}] \quad (3.20)$$

$$P_{vgen} = I_o \gamma_{dent} \exp[-\gamma_{dent} z] \quad [\text{W}/\text{cm}^3] \quad (3.21)$$

En estas ecuaciones:

T es la temperatura [$^{\circ}\text{C}$]

k es la conductividad del material [$\text{W}/(\text{cm } ^{\circ}\text{C})$]

P_{vgen} es la potencia generada por unidad de volumen [W/cm^3]

α es la difusividad térmica del material [cm^2/s]

h es el coeficiente de transferencia de calor por convección [$\text{W}/(\text{cm}^2 \text{ } ^{\circ}\text{C})$]

I_o es la irradiancia en la superficie [W/cm^2]

γ_{dent} es el coeficiente de absorción del tejido dental [cm^{-1}]

T_{oo} es la temperatura del aire que rodea la cara donde incide la radiación [$^{\circ}\text{C}$]

z es la coordenada de profundidad [cm]

r es la coordenada radial [cm]

t es el tiempo [s]

Consideramos que el total de la energía absorbida por el material se transforma en calor de tal manera que la potencia por unidad de volumen generada dentro del material esta dada por la derivada de la ecuación de Beer (ecuación 3.21.).

En la simulación utilizamos un único pulso cuadrado con una duración t_{puls} . El perfil del haz incidente es de forma gaussiana con simetría radial como el mostrado en la figura 3.11, con un radio de cintura, w , de $125 \mu\text{m}$. De esta manera la energía que se genera dentro del material dependerá no solo de la profundidad o coordenada z sino de la coordenada radial r .

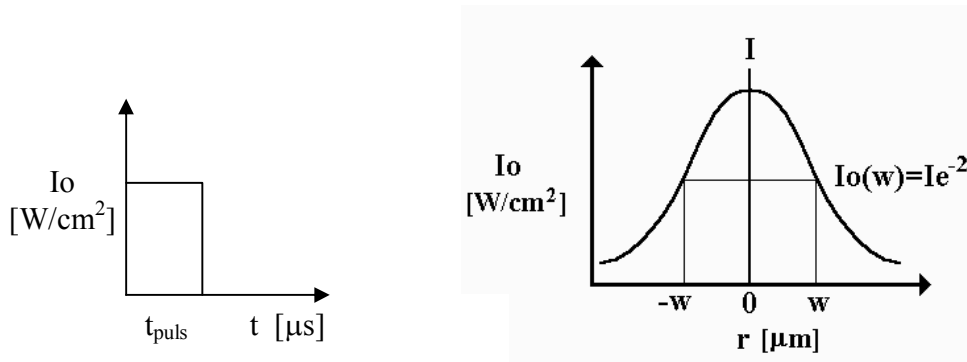


Fig. 3.11. Perfil temporal y espacial del pulso incidente en la muestra de material.

La geometría mostrada en la figura 3.12 se discretizó en 6000 nodos (150×40) con una separación radial, Δr , y de profundidad, Δz , igual a 2μ . Para discretizar el tiempo se consideraron pasos de 100 ns. De esta manera el sistema discretizado estuvo compuesto de volúmenes de control en forma de anillos, excepto los nodos correspondientes a $r = 0$ en donde los volúmenes de control consisten en pequeños cilindros.

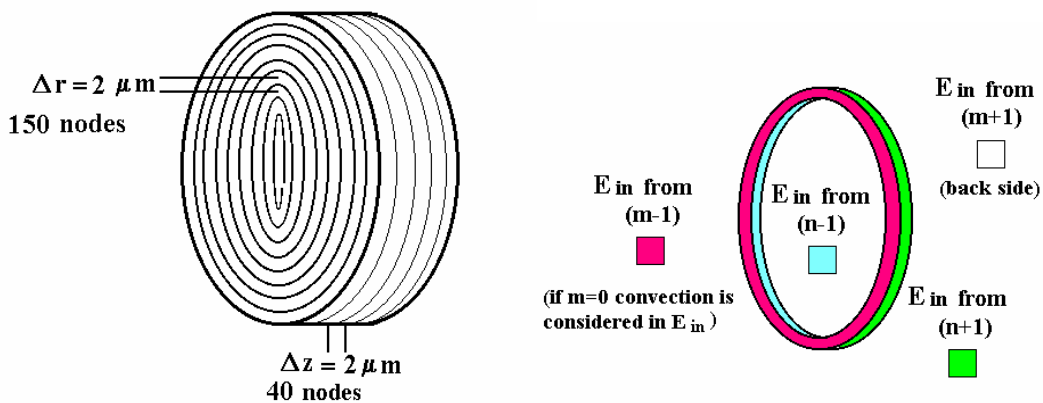


Fig. 3.12 Discretización de la geometría y volumen de control generado.

El modelo matemático general utilizada para actualizar los valores de temperatura de cada volumen de control entre cada intervalo de tiempo es la ecuación 3.22. Esta es una ecuación de recurrencia donde la temperatura en el instante actual de cierto volumen de control depende de la temperatura de instantes anteriores de los volúmenes de control que rodean al nodo y del nodo mismo.

$$T(m, n, p + 1) - T(m, n, p) = \frac{\sum [E_{in}(m, n, p)]_p^{p+1} + P_{vgen}(m, n, p)\Delta t \Delta V}{\rho c_p \Delta V} \quad [\text{oC}] \quad (3.22)$$

En esta ecuación:

E_{in} es la energía que entra en el nodo proveniente de los nodos vecinos [J]

$z = \mathbf{m}(\Delta Z)$ donde m sirve para designar la posición discreta del nodo [cm]

$r = \mathbf{n}(\Delta r)$ donde n sirve para designar la posición discreta del nodo [cm]

$t = \mathbf{p}(\Delta t)$ donde p sirve para designar el tiempo discretizado [cm]

En total se utilizaron 9 ecuaciones de recurrencia. Eso se debe a las diferentes condiciones a la frontera de cada volumen de control. Por ejemplo la ecuación 3.23 fue usada para describir el cambio de temperatura del volumen de control en la posición $n=0$, $r=0$, mientras que la ecuación 3.24 se utilizo para los nodos comprendidos en el domino $0 < n < 150$ y $0 < m < 40$.

$$T(0,0,p+1) = \frac{k\Delta t}{\rho c_p} \left[\frac{4T(0,1,p)}{(\Delta r)^2} + \frac{2T(1,0,p)}{(\Delta z)^2} \right] + \frac{2h\Delta t}{\rho c_p \Delta z} T_\infty + \frac{P_{vgen}(0,0,p)\Delta t}{\rho c_p} + \dots$$

$$\dots T(0,0,p) \left[1 - \frac{4k\Delta t}{\rho c_p (\Delta r)^2} - \frac{2k\Delta t}{\rho c_p (\Delta z)^2} \right] \quad [\text{oC}] \quad (3.23)$$

$$T(m,n,p+1) = \frac{k\Delta t}{\rho c_p} \left[\frac{1}{(\Delta r)^2} [(1-1/2n)T(m,n-1,p) + (1+1/2n)T(m,n+1,p)] + \dots \right.$$

$$\dots \frac{1}{(\Delta z)^2} [T(m-1,n,p) + T(m+1,n,p)] \left. \right] + \frac{P_{vgen}(m,n,p)\Delta t}{\rho c_p} + \dots$$

$$\dots T(m,n,p) \left[1 - \frac{2k\Delta t}{\rho c_p (\Delta r)^2} - \frac{2k\Delta t}{\rho c_p (\Delta z)^2} \right] \quad [\text{oC}] \quad (3.24)$$

En estas ecuaciones:

ρ es la densidad del térmica del material [$\text{kg}/(\text{cm}^3)$].

c_p es el calor específico del material [$\text{J}/(\text{kg } ^\circ\text{C})$]

La simulación obtenida describe la variación de la temperatura con respecto al tiempo en cada uno de los 600 nodos. Esta variación se estudia durante la aplicación de pulsos que contienen diferente energía y duración. Se consideró que todos los nodos tenían una temperatura inicial de 35° C. El efecto de ablación se modeló haciendo desaparecer del modelo aquellos nodos que alcanzaran el 50% del calor de vaporización del agua, esto es 1.2 kJ/cm³ [4].

Otras propiedades y condiciones que se tomaron en cuenta en las simulaciones se presentan en la tabla 3.1.

	Simbolo	Valor usado	Unidades
Conductividad	k	5.7×10^{-3}	W/(cm °C)
Densidad	ρ	1.96	g/cm ³
Calor específico	c_p	1.2	J/(g °C)
Difusividad térmica	α	1.83×10^{-3}	cm ² /s
Temperatura ambiente	T_{oo}	25	°C
Temperatura inicial	T_o	35	°C
Coeficiente convección	h	0.002	W/(cm ² °C)
Longitud de onda	λ	2.94	μm
Coef. De absorción del agua a temp ambiente	γ_{agua0}	13300	cm ⁻¹
Energía de saturación del agua	E_{vsat}	450	J/cm ³
Coef. De absorción de la dentina a baja intensidad de radiación	$\gamma_{dent}(0)$	220	cm ⁻¹
Proporción de agua	X_{agua}	0.1	
Energía crítica	E_{vcrit}	1200	J/cm ³
Duración del pulso	t_{puls}	250, 150, 50	μs
Energía del pulso	E_{puls}	5, 12, 25	mJ

Tabla 3.1. Constantes utilizadas para las simulaciones.

3.5. Resultados de las simulaciones

Las figuras 3.13 y 3.14. muestran la distribución de temperaturas en un corte del cuerpo analizado en el instante en que termina un pulso que contiene una energía de 5 mJ y una duración de 250 μ s. La imagen de la figura 3.13. se generó con los resultados de la simulación en la que γ_{dent} se consideró constante mientras que la figura 3.14 se obtuvo de los resultados de la simulación en la que se utilizó la ecuación 3.16. considerando $X_{agua} = 0.1$.

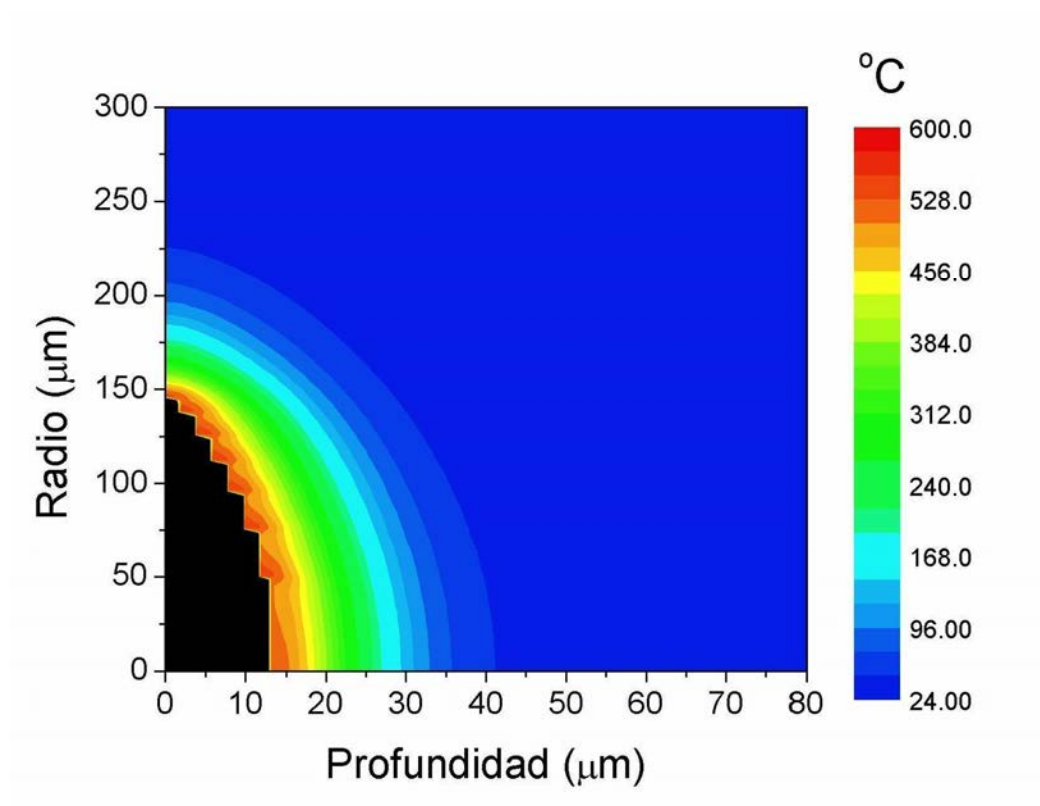


Fig 3.13. Mapa de temperaturas de tejido dental después de la aplicación de un pulso ($E_{puls}=5mJ$, $t_{puls}=250 \mu s$) considerando γ_{dent} como constante.

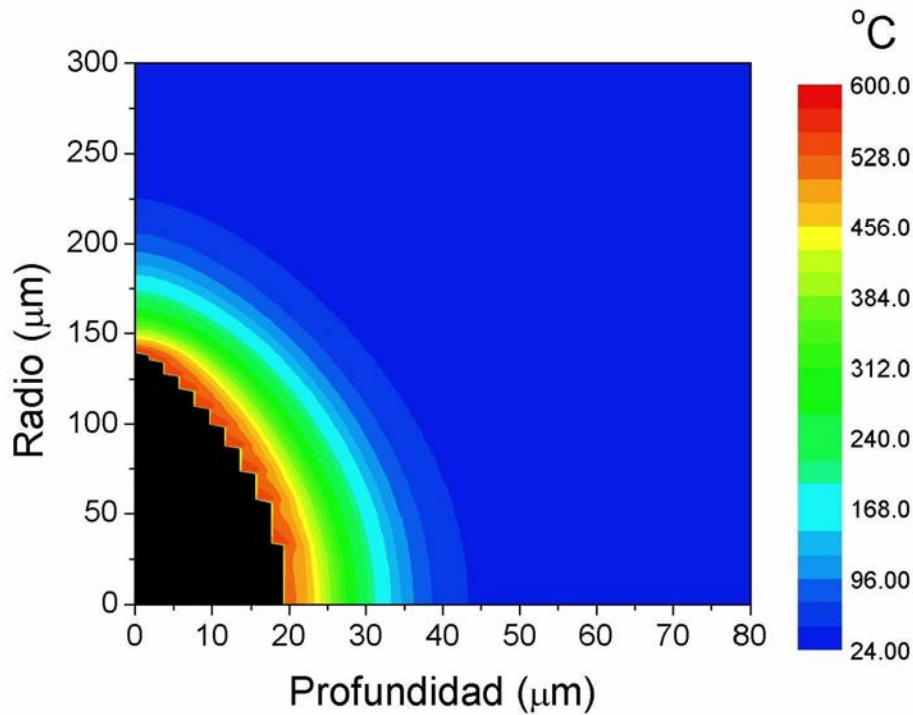


Fig 3.14. Mapa de temperaturas de tejido dental después de la aplicación de un pulso ($E_{puls}=5mJ$, $t_{puls}=250 \mu s$) utilizando la ecuación 3.16 para calcular el valor de γ_{dent} .

El efecto más notable al tomar en cuenta la variación del coeficiente de absorción es la profundidad del cráter generado. Esto se observa claramente en la figura 3.15. Mientras que la profundidad del cráter en $r=0$ es de $12 \mu m$ al considerar γ_{dent} como constante, el valor se incrementa a $18 \mu m$ si se toma en cuenta la ecuación 3.16. Estos resultados muestran la misma tendencia que las mediciones y predicciones hechas para tejido con alto contenido de agua [2].

La evolución temporal de la profundidad del cráter durante el tiempo en que interacciona la radiación láser con el tejido dental se muestra en la figura 3.16. Al considerar γ_{dent} como una variable dependiente de E_{vdep} el proceso de ablación inicia más tarde que si se considerara γ_{dent} constante, sin embargo, la velocidad a la que se retira el material es mayor.

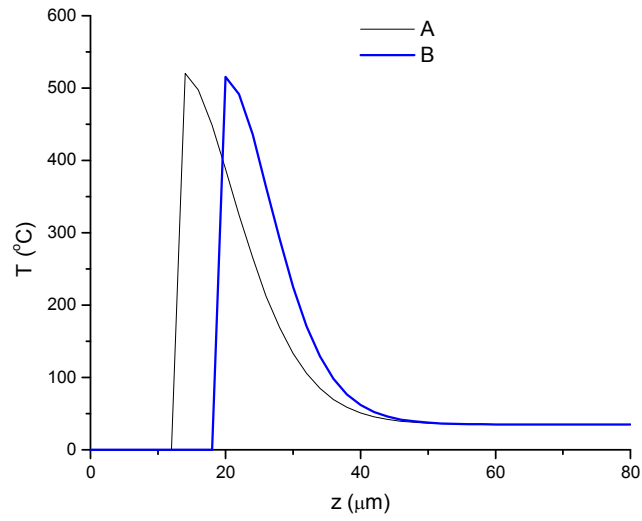


Fig 3.15. Distribución de temperatura en $r=0$. A: Considerando γ_{dent} constante. B: considerando γ_{dent} dinámica.

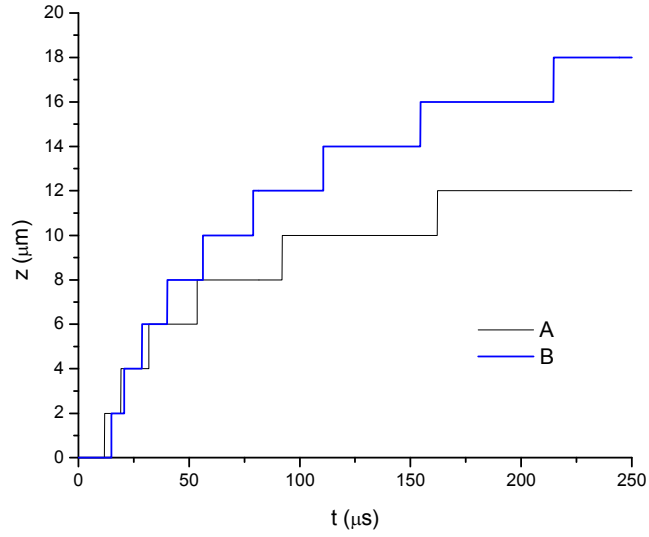


Fig. 3.16. Profundidad del cráter en $r=0$ como función del tiempo transcurrido para A: γ_{dent} constante. B: γ_{dent} dinámica.

El tomar en cuenta las propiedades dinámicas del agua no implica un cambio significativo en las predicciones de la temperatura máxima alcanzada durante la ablación. Lo anterior se observa en la figura 3.17. En esta gráfica se observa que al considerar el coeficiente de absorción del tejido dental como constante la temperatura máxima del crater se incrementa a mayor velocidad.

Tanto al considerar γ_{dent} constante o γ_{dent} como variable se tiene un valor de temperatura máxima del crater limite alrededor de 550 °C. Este valor límite esta determinado principalmente por la energía umbral de ablación E_{verit} , y es muy cercano a la temperatura medida experimentalmente en otros trabajos [6].

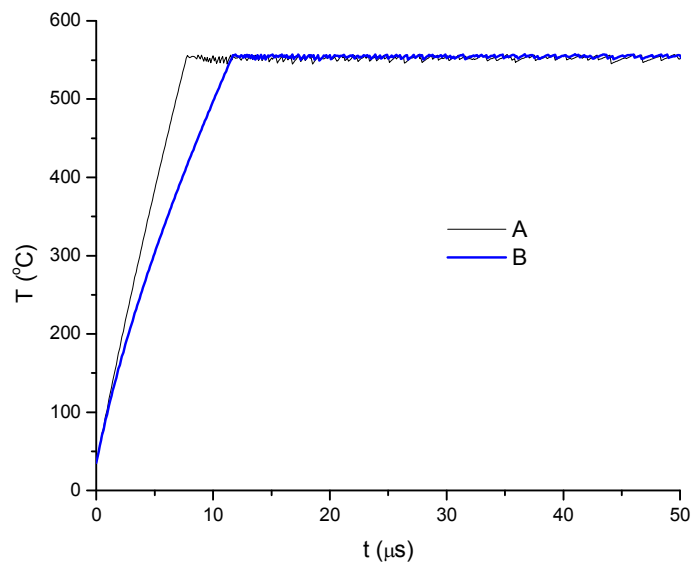


Fig. 3.17. Temperatura máxima alcanzada en el cráter como función del tiempo para A: γ_{dent} constante. B: γ_{dent} dinámica.

El diámetro del cráter generado durante la ablación pasó de 140 μm al considerar γ_{dent} como constante, a 146 μm al considerar esta propiedad como una función de E_{vabs} . Esto se observa en la figura 3.12.

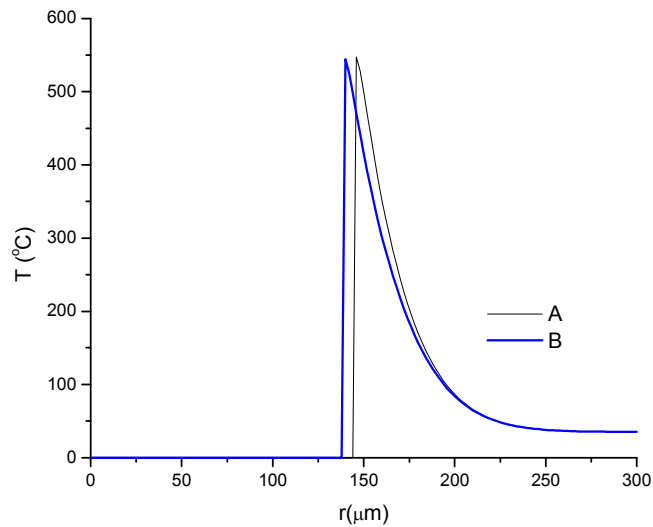


Fig. 3.18. Distribución de temperatura radial en $z=0$ al considerar γ_{dent} como constante (A) y considerando la variación del coeficiente de absorción de la dentina (B).

Otra variable que no sufrió variación al considerar γ_{dent} como función de E_{abs} fue la eficiencia de corte f tal como aparece definida en la ecuación 1.12. Cuando γ_{dent} se considero constante, la eficiencia fue del 75.2%, mientras que cuando se utilizó la ecuación 3.16 dicho valor fue de 75.4%.

Se han reportado mediciones experimentales de la profundidad de cráter obtenida al aplicar un pulso láser de Er:YAG. Experimentalmente se ha obtenido que la profundidad del cráter aumenta a medida que se incrementa la concentración de energía por unidad de área (*Fluence* en ingles) [J/cm²].

Lukac et al. [7] Obtuvieron una gráfica de este comportamiento al utilizar pulsos láser de Er:YAG con una duración de 200 μ s y una área del spot de 0.8 mm². Nosotros simulamos estas mismas características y variamos la energía del pulso de tal forma que pudiésemos comparar nuestros resultados teóricos con los experimentales de Lukac et al.

En la figura 3.19 se observa que al considerar γ_{dent} como una constante se predice una profundidad de cráter mucho menor a la obtenida experimentalmente. Si se considera γ_{dent} como función de E_{vabs} y se supone una fracción lineal de agua $X_{agua}=0.2$ en el tejido dental (dentina) se obtiene una buena correspondencia entre los resultados predichos por la simulación y los resultados experimentales reportados.

Como se observa, la profundidad de corte tiende a una saturación para concentraciones de energía muy grades. Este comportamiento simulado está en buena correspondencia con mediciones hechas experimentalmente por otros autores [7].

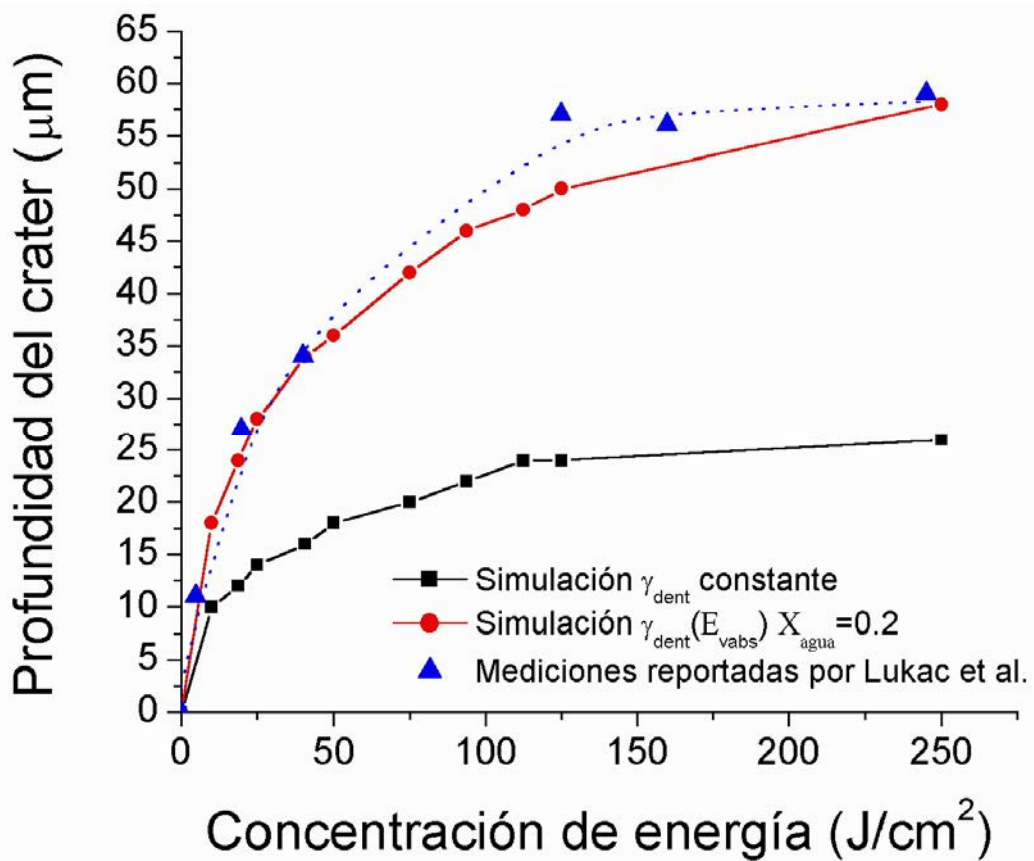


Fig. 3.19. Profundidad de corte en $r=0$ como función de la concentración de energía por unidad de área.

3.6. Resumen y conclusiones

En este capítulo hemos encontrado una relación que expresa la dependencia, con respecto a la energía absorbida, del coeficiente de absorción del tejido dental. Como se observa en la ecuación 3.16 y en la figura 3.4, esta dependencia es influenciada por la proporción lineal de agua X_{agua} que atraviesa la luz al pasar por el tejido dental. Mientras mayor sea este valor, el coeficiente de absorción disminuirá a mayor razón cuando la energía absorbida supera los 10 J/cm³.

Son necesarias mediciones experimentales para elegir el valor de X_{agua} que mejor describiese los procesos de ablación en los diferentes tipos de tejido dental. Es posible suponer que en la dentina y en tejido carioso, donde la proporción volumétrica de agua es mayor al 10 %, la dependencia aquí descrita debe ser tomada en cuenta.

Los resultados que hemos obtenido de la simulación para un solo pulso indican que el principal efecto que tiene el considerar el coeficiente de absorción dinámico del agua a 2.94 μm es la cantidad de material que se remueve por unidad de tiempo (velocidad de corte) y por unidad de energía (razón de corte).

Extender las simulaciones aquí hechas a la aplicación de una serie de pulsos de diferentes características permitiría comparar las predicciones hechas con trabajos experimentales que miden el calor residual depositado [8], la distribución de temperaturas [9] y la profundidad del cráter alcanzado [10] durante el proceso de ablación.

REFERENCIAS DEL CAPÍTULO III

[1] H. J. Foth and M. Luke, "Transient FEM calculation of the ablation of hard dental tissue induced by Er:YAG laser radiation," in *Laser in dentistry VIII*, Peter Rechmann, Daniel Fried, Thomas Hennig, Editors, Proc. SPIE 4610, 59-66 (2002).

[2] J.P. Cummings and J. T. Walsh Jr., "Erbium laser ablation: The effect of dynamic optical properties," *Appl. Phys. Lett.*, **62**(16), 1988-1990 (1993).

[3] K. L. Vodopyanov, "Saturation studies of H₂O and HDO near 3400 cm⁻¹ using intense picoseconds laser pulses," *J. Chem. Phys.* **94**(8), 5389-5393 (1991).

[4] R. K. Shori, A. A. Walston, O. M. Stasudd, D. Fried and J. Walsh Jr., "Quantification and modeling of dynamic changes in the absorption coefficient of water at $\lambda=2.94 \mu\text{m}$," *I.E.E.E. J. selected topics in Quant. Elect.*, **7**(6), 959-970 (2001).

[5] M. N. Ozisik, *Boundary value problems of heat conduction*, Chapter 9, Dover Phoenix Editions, Mineola, N. Y. (1968).

[6] W. Seka, J. D. B. Featherstone, S. Fried, S. R. Visuri and J. T. Walsh, "Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma mediated ablation," in *Lasers in dentistry II*, Harvey A. Wigdor, John D. B. Featherstone, Joel : White, Joseph Neev, Editors, Proc. SPIE 2672, 144-158 (1996).

[7] M. Lukac, F. Hocevar, S. Cenic K. Nemes, U. Keller and R. Hibst, "Effects of pulsed CO₂ and Er:YAG lasers on enamel and dentin" in *Lasers in orthopedic, dental, and veterinary medicine II*, Dov Gal, Stephen J. O'Brien, C. T. Vangsness, Joel M. White and Harvey A. Wigdor , Editors, Proc. SPIE 1880, 169-175 (1993).

[8] D. Fried, J. Ragadio and A. Champion, "Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6 and 10.6 μm ," *Lasers in surgery and medicine*, **29**, 221-229 (2001).

[9] R. Hibst and U. Keller, "Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation," in *Laser surgery: advanced, characterization, therapeutics and systems II*, Stephen N. Joffe, Kazuhiko Atsumi, Editors, Proc. SPIE 1200, 379-386 (1990).

[10] M. L. Miron, "Mathematical model of the influence of laser parameters on the ablation rate of dental hard tissue," *Timisoara medical journal*, **54**(4), 417-423 (2004).

Capítulo IV: Análisis de la viabilidad del uso de modelos a escala para predecir la distribución de temperaturas en dientes

4.1. Introducción

En el capítulo anterior realizamos una simulación numérica de la ablación de tejido dental tomado en cuenta el efecto del coeficiente de absorción dinámico del agua a $2.94\ \mu\text{m}$. Esta simulación se realizó considerando un único pulso. En este caso la región del tejido dental donde el incremento de temperatura fue mayor a $6\ ^\circ\text{C}$ fue muy pequeña y cercana al lugar donde se produce la ablación.

Para observar el efecto que tiene una serie de pulsos con cierta amplitud y frecuencia es necesario utilizar algoritmos más complejos y que requieren de mayor número de recursos computacionales que el utilizado en el capítulo anterior. En esta parte de la tesis proponemos una manera novedosa de predecir la distribución de temperatura en un diente utilizando mediciones hechas sobre una pieza escalada.

Nos proponemos encontrar las propiedades térmicas necesarias en un material, para fabricar con él un modelo físico del diente escalado espacialmente. De la misma manera buscamos encontrar las expresiones que permitan establecer una relación entre la temperatura como función de la posición y tiempo en el cuerpo real y el cuerpo escalado.

En este análisis se deja de lado el efecto de ablación o retiro de material. Consideraremos que cierta cantidad de calor ha sido depositada en forma puntual, tanto espacial como temporalmente en la superficie de una pieza dental y nos proponemos encontrar o predecir la forma como se distribuirá este calor. Este supuesto es válido solo cuando la profundidad de la ablación sea pequeña comparada con la distancia entre el punto donde se genera el calor al punto donde se desea obtener información de la temperatura.

De esta manera, si se desea simular un sistema donde existe ablación la energía depositada será solo aquella que quede en forma residual en el diente después de que el proceso de ablación ha tenido lugar.

4.2. Expresión analítica de la respuesta térmica al impulso

Para hacer una simulación a escala de un cuerpo original, es necesario que el perfil de temperaturas después de la aplicación del pulso sea el mismo tanto en el cuerpo simulado como el original. De esta manera, es necesario contar con una expresión que describa la temperatura como función del tiempo y la posición de un punto en ambos cuerpos.

$$\Delta T(x, y, z, t) = \frac{Q}{8(\pi t)^{3/2} \alpha^{1/2} k} \exp\left(-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}{4\alpha t}\right) \quad [^{\circ}\text{C}] \quad (4.1)$$

En esta ecuación:

ΔT = Incremento de temperatura [$^{\circ}\text{C}$]

Q = Energía total del pulso [J]

t = Tiempo [s]

α = Difusividad térmica del material [cm^2/s]

k = conductividad térmica del material [$\text{J}/(^{\circ}\text{C cm s})$]

x, y, z = Coordenadas de cualquier punto[cm]

x', y', z' = Coordenadas de la ubicación del punto donde se genera un pulso de calor [cm]

La ecuación 4.1 tiene tres características que la hacen muy importante en el área de transferencia de calor:

1. Satisface la ecuación diferencial de conducción de calor:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad [^{\circ}\text{C}/\text{cm}^2] \quad (4.2)$$

2. La cantidad total de calor en cualquier instante es:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho c_p T(x, y, z) dx dy dz = \quad [J] \quad (4.3)$$

$$\frac{Q \rho c_p}{8(\pi t)^{3/2} \alpha^{1/2} k} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-(x-x')^2/(4\alpha t)} dx \int_{-\infty}^{\infty} e^{-(y-y')^2/(4\alpha t)} dy \int_{-\infty}^{\infty} e^{-(z-z')^2/(4\alpha t)} dz = Q$$

Q es igual a E_{tabs} si el total de la energía suministrada por el láser se transforma en calor.

3. Cuando t tiende a cero, la temperatura tiende a cero en cualquier posición excepto en el punto (x', y', z') donde la temperatura se vuelve infinita.

Debido a estas características la ecuación 4.1 puede ser interpretada como la respuesta al impulso del sistema. Es la relación que describe la distribución de temperatura en un sólido infinito debido a la aplicación de una cantidad de energía instantáneamente generada en $t=0$ en el punto (x', y', z') [1].

Es posible hacer una simplificación a la ecuación 4.1 utilizando el siguiente cambio de variable:

$$(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2 = R^2 \quad [cm^2] \quad (4.4)$$

En este caso R es la distancia del punto donde se aplica el pulso de calor al punto en el que se mide la temperatura, tal como se aprecia en la figura 4.1.

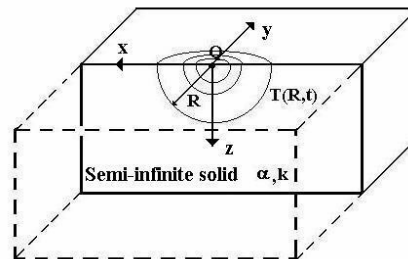


Fig. 4.1. Diagrama de sólido semiinfinito al cual se le aplica un pulso de energía.

Utilizaremos la expresión 4.1 para describir de manera aproximada el perfil espacio-temporal de la temperatura de un diente que es expuesto a un pulso de calor y a su vez de un modelo escalado al cual se le aplica también un pulso de calor con características diferentes.

4.3. Coeficientes de escalamiento para la respuesta al impulso

Al momento de hacer mediciones en un cuerpo simulado, es posible que el perfil de temperaturas esté escalado espacialmente con respecto a las mediciones que se obtendrían de un cuerpo original (Figura 4.2). En este caso la posición en el cuerpo original R_r estará relacionada con la posición en el cuerpo simulado R_s mediante el factor Φ .

$$R_s = \Phi R_r \quad [\text{cm}] \quad (4.5)$$

Donde:

R_s es la distancia al punto donde se aplica el pulso de calor en el cuerpo simulado [cm].

R_r es la distancia al punto donde se aplica el pulso de calor en el cuerpo original [cm].

Φ es el factor de escala espacial.

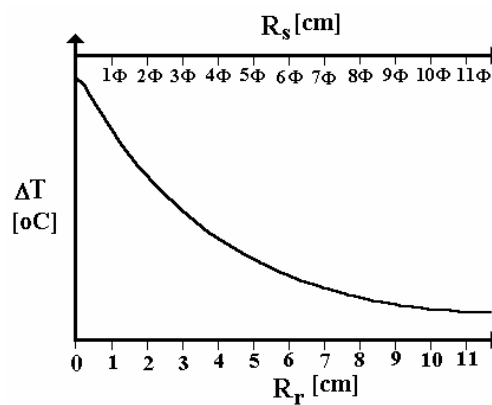


Fig. 4.2. Escalamiento espacial de la distribución de temperatura a lo largo de una línea.

De igual forma es posible un escalamiento de la energía total del pulso absorbida en el cuerpo simulado. Es decir la energía total aplicada a la pieza dental puede ser diferente a la energía total aplicada en el cuerpo simulado. Esto se expresaría mediante la ecuación 4.6. Además también se puede considerar que el perfil de temperaturas en el cuerpo simulado evoluciona a mayor o menor velocidad que en el cuerpo original (Figura 4.3). En este caso sería necesario tomar en cuenta un factor de escala temporal Ω tal como aparece en la ecuación 4.7.

$$Q_s = \Psi Q_r \quad [\text{J}] \quad (4.6)$$

$$t_s = \Omega t_r \quad [\text{s}] \quad (4.7)$$

En estas ecuaciones:

Q_s es el total de la energía depositada en el cuerpo simulado [J].

Q_r es el total de la energía depositada en el cuerpo original [J].

Ψ es el factor de escala energético.

t_s es el tiempo transcurrido en el sistema de observación del cuerpo simulado [s].

t_r es el tiempo transcurrido en el sistema de observación del cuerpo original [s].

Ω es el factor de escala temporal.

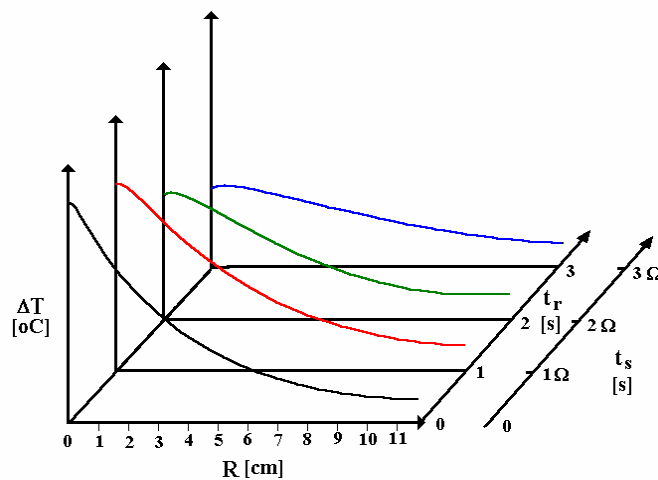


Fig. 4.3. Evolución temporal del perfil de temperaturas.

Las ecuaciones 4.8 y 4.9 representan la distribución espacio-temporal de la temperatura en el cuerpo original, denotado por el subíndice r, y simulado, denotado por el subíndice s.

$$\Delta T_r(R_r, t_r) = \frac{Q_r}{8(\pi t_r)^{3/2} \alpha_r^{1/2} k_r} \exp\left(-\frac{R_r^2}{4\alpha_r t_r}\right) \quad [^\circ\text{C}] \quad (4.8)$$

$$\Delta T_s(R_s, t_s) = \frac{Q_s}{8(\pi t_s)^{3/2} \alpha_s^{1/2} k_s} \exp\left(-\frac{R_s^2}{4\alpha_s t_s}\right) \quad [^\circ\text{C}] \quad (4.9)$$

Para lograr fabricar un modelo escala con un comportamiento térmico similar al de una pieza original es necesario que las propiedades, α_s y k_s , de los materiales del que esté fabricado el cuerpo simulado sean tales que las ecuaciones 4.8 y 4.9 sean iguales.

Hemos mencionado que los perfiles temporales pueden tener un escalamiento espacial y pueden evolucionar a una velocidad diferente. Además es posible que los perfiles tengan un escalamiento en su amplitud (figura 4.4). En este caso es necesario utilizar de nuevo un factor de escala, en este caso Λ . De esta manera es posible formular la ecuación 4.10.

$$\Delta T_s(R_s, t_s) = \Lambda \Delta T_r(R_r, T_r) \quad [^\circ\text{C}] \quad (4.10)$$

ΔT_s es el incremento de temperatura medida en el cuerpo simulado [°C].

ΔT_r es el incremento de temperatura estimada en el cuerpo original [°C].

Λ es el factor de escalamiento de amplitud.

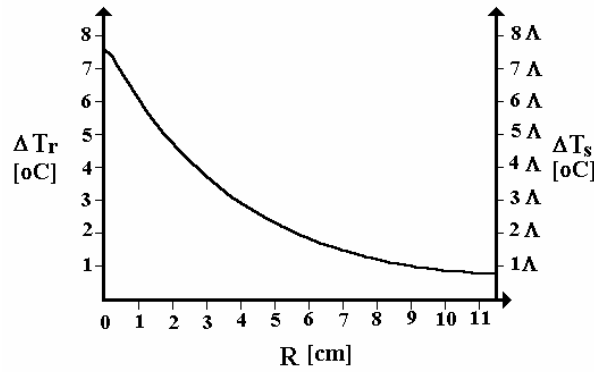


Fig. 4.4. Escalamiento de la amplitud de un perfil de temperaturas.

Sustituyendo las relaciones 4.5, 4.6 y 4.7 en la igualdad 4.9 es posible formular la siguiente expresión:

$$\Delta T_s(R_r, t_r) = \frac{Q_r \Psi}{8(\pi_r \Omega)^{3/2} \alpha_s^{1/2} k_s} \exp\left(-\frac{\Phi^2 R_r^2}{4\alpha_s t_r \Omega}\right) \quad [^\circ\text{C}] \quad (4.11)$$

Al sustituir 4.11 y 4.8 en la ecuación 4.10 se obtiene:

$$\frac{Q_r \Psi}{8(\pi_r \Omega)^{3/2} \alpha_s^{1/2} k_s} \exp\left(-\frac{\Phi^2 R_r^2}{4\alpha_s t_r \Omega}\right) = \Lambda \frac{Q_r}{8(\pi_r)^{3/2} \alpha_r^{1/2} k_r} \exp\left(-\frac{R_r^2}{4\alpha_r t_r}\right) \quad [^\circ\text{C}] \quad (4.12)$$

La igualdad 4.12 se mantendrá en todo instante y toda posición siempre y cuando se cumplan las condiciones expresadas en las ecuaciones 4.13 y 4.14.

$$\frac{\Psi}{\Omega^{3/2} \alpha_s^{1/2} k_s} = \frac{\Lambda}{\alpha_r^{1/2} k_r} \quad [(\text{s}^{5/2}\text{K})/(\text{m}^2\text{J})] \quad (4.13)$$

$$\frac{\Phi^2}{\alpha_s \Omega} = \frac{1}{\alpha_r} \quad [\text{s}/\text{m}^2] \quad (4.14)$$

De estas ecuaciones surgen las propiedades térmicas necesarias que debe tener el material del cuerpo simulado para que tenga un comportamiento térmico similar al del cuerpo real. Estas condiciones son:

$$\alpha_s = \alpha_r \frac{\Phi^2}{\Omega} \quad [\text{m}^2/\text{s}] \quad (4.15)$$

$$k_s = k_r \frac{\Psi}{\Phi\Omega\Lambda} \quad [\text{J}/(\text{s m } ^\circ\text{C})] \quad (4.16)$$

4.4. Condiciones para los coeficientes de escalamiento

De las ecuaciones 4.15 y 4.16 solo se conocen las propiedades térmicas del material original, es decir: k_r y α_r . Hasta este punto del análisis hemos obtenido un sistema de dos ecuaciones con 6 incógnitas. En la práctica resulta difícil seleccionar un conjunto de factores de escala dados y obtener como resultado de las ecuaciones 4.16 y 4.16 propiedades térmicas que se cumplan en algún material.

Es por lo anterior que para lograr cumplir con las igualdades 4.15 y 4.16 elegiremos un material de simulación cualquiera, asignaremos diferentes valores al factor de escala espacial Φ y observaremos el comportamiento de los factores restantes. Si estos factores cumplen ciertas características que describiremos enseguida, será posible utilizar el material elegido para construir la pieza dental simulada.

Pretendemos fabricar un modelo a escala de una pieza dental, dicho modelo debe ser de mayor tamaño que un diente de tal forma que se facilite su manipulación. Por tal motivo es necesario limitar el factor de escalamiento espacial, Φ , a valores mayores a 1, esto es:

$$\Phi > 1 \quad (4.17)$$

El objetivo de nuestro estudio es reconocer las zonas de un diente que han sido afectadas térmicamente durante la aplicación de una serie de pulsos láser. El límite de daño producido por el incremento de temperatura fue discutido en la sección 1.4 de esta tesis. Zach y Cohen establecieron que un incremento de 6 °C puede producir daños irreversibles en el diente. De esta forma poder distinguir una diferencia de temperatura de 1 °C en el cuerpo original permitiría localizar las regiones en las que se ha producido daño térmico. Llamaremos ΔT_{min} al cambio mínimo de temperatura que deseamos estimar en el cuerpo original.

ΔT_{res} es la mínima diferencia de temperatura que puede detectar el instrumento de medición. Esta diferencia podrá ser medida en el modelo a escala, sin embargo no representaría la misma diferencia en la pieza original, sino que estaría afectada por el factor de escalamiento de amplitud, Λ . Tomando en cuenta la resolución del instrumento, el límite ΔT_{min} para el incremento de temperatura que deseamos estimar, y la ecuación 4.10. es posible establecer un límite para el factor Λ , este es:

$$\Lambda > \Delta T_{res} / \Delta T_{min} \quad (4.18)$$

Es posible expresar la potencia absorbida por el cuerpo simulado como función de la potencia absorbida por el cuerpo real:

$$P_s = \Psi / \Omega P_r \quad [\text{J/s}] \quad (4.19)$$

Donde:

$P_r = Q_r / t_{pr}$ La potencia de la fuente puntual de calor en el cuerpo original [J/s]

$P_s = Q_s / t_{ps}$ La potencia de la fuente puntual de calor en el cuerpo simulado [J/s]

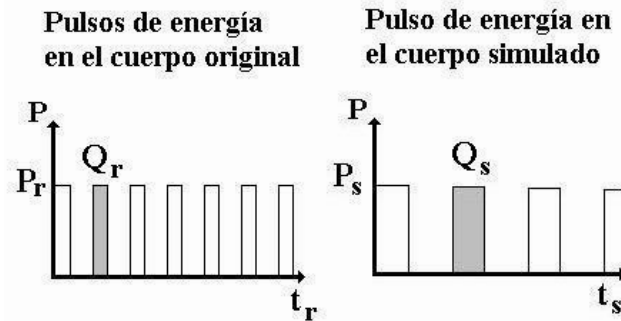


Fig. 4.5. Relaciones entre las potencias de los pulsos en el sistema original y el sistema escalado.

Estamos interesados en estudiar la distribución de temperaturas en un diente cuando se le aplican pulsos láser. Una de las propiedades del láser es su capacidad para lograr altos valores de potencia durante lapsos de tiempo cortos. Difícilmente será posible encontrar fuentes de energía que provean una mayor potencia que un láser. De esta forma es necesario limitar el escalamiento de la potencia a valores menores que 1. Expresado de otra manera, dado que todos los factores de escala son positivos, el factor de escalamiento de la fuente de energía, Ψ debe ser mayor al escalamiento temporal, Ω .

$$\Psi/\Omega < 1 \tag{4.20}$$

Es posible obtener expresiones para los factores Ψ y Ω que dependan de las variables hasta ahora limitadas y definidas. De la ecuación 4.15 es posible despejar Ω como aparece en la ecuación 4.21.

$$\Omega = \Phi^2 (\alpha_r / \alpha_s) \tag{4.21}$$

Sustituyendo 4.21 en 4.16 y despejando Ψ se obtiene:

$$\Psi = (k_s / k_r) (\alpha_r / \alpha_s) \Phi^3 \Lambda \tag{4.22}$$

Al sustituir 4.21 y 4.22 en 4.20 se obtiene una condición para la conductividad del material de simulación, esta condición es:

$$ks < kr / (\Phi \Lambda) \quad (4.23)$$

Si se supone una frecuencia de pulsado láser en el cuerpo original igual a F_p , y se desea obtener información de la temperatura N_m veces entre cada pulso, el tiempo que transcurrirá entre cada muestreo es $1/N_m F_p$ (Figura 4.5.). El instrumento de medición a utilizar en el cuerpo simulado tiene una frecuencia de muestreo F_s por lo que el tiempo transcurrido será de $1/F_m$. Utilizando la ecuación 4.7 es posible llegar a la expresión 4.24 que relaciona el factor de escalamiento temporal con las variables descritas en este párrafo.

$$\Omega = N_m F_p / F_m \quad (4.24)$$

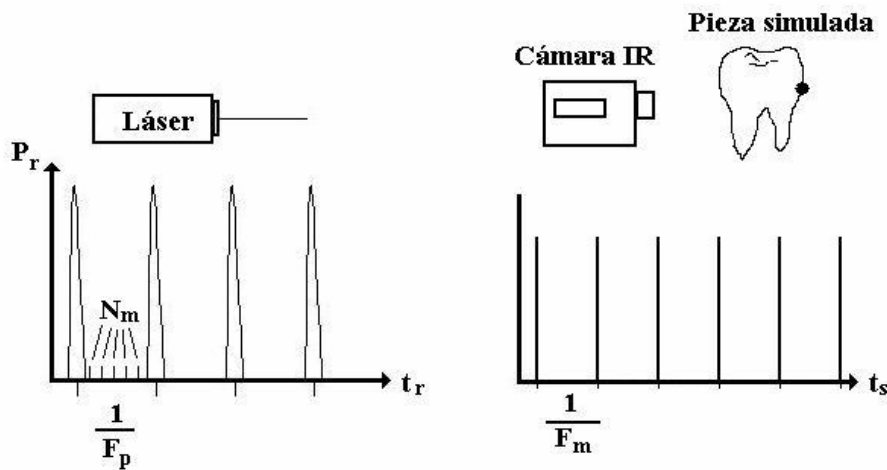


Fig. 4.6. Relación entre la frecuencia de muestreo del instrumento de medición y el número de valores de temperatura que se podrán estimar entre cada pulso láser.

Pretendemos hacer mediciones de temperatura en diversos cortes de la pieza dental simulada utilizando una cámara infrarroja marca CEDIP modelo JADE 3/III LWIR con un

arreglo de detectores de MCT de 320X240 píxeles. El programa de calibración utilizado en esta cámara permite una resolución de 0.1 °C. Con la cámara es posible muestrear la distribución de temperatura de una superficie a una frecuencia de 60 Hz.

Con los datos anteriores y dado que deseamos estimar incrementos de temperatura que sean mayores a 1 °C en la pieza original, es posible obtener, mediante la ecuación 15, el valor de Λ . este es:

$$\Lambda > \Delta T_{res} / \Delta T_{min} = 0.1 / 1 = 0.1 \quad (4.25)$$

Con este valor y teniendo en cuenta las relaciones 4.17 y 4.23, es posible desechar como materiales para simulación todos aquellos con una conductividad menor a $10k_r$, esto es:

$$k_s < 10k_r \quad (4.26)$$

Tomando k_r como el valor de la conductividad de la dentina: 5.7×10^{-3} J/(s cm °C). El universo de los materiales posibles se reduce a aquellos con conductancia menor a 57×10^{-3} °C. De esta manera es posible descartar los materiales conductores como los metales ya que tienen conductividades de 1 o 2 órdenes de magnitud mayores al límite establecido.

Existen varios materiales cuya conductividad es menor a 57×10^{-3} por ejemplo: El oxido de silicio, el carbón, el azufre, los plásticos, maderas y algunos materiales compuestos. Un grupo de materiales conocidos por su facilidad para moldearse y facilidad de preparación son aquellos usados en la industria de la construcción: en especial el cemento y el yeso. Las propiedades de estos materiales varían dependiendo de las proporciones de agua y otros agregados por lo que utilizar un valor reportado en tablas resultaría en una incertidumbre muy grande.

En el mercado existen modelos a escala, hechos con yeso, de todos los tipos de piezas dentales. Algunos ejemplos de estos modelos se muestran en la figura 4.7. De uno de estas

piezas de yeso se tomaron muestras de diferentes formas y tamaños con la finalidad de obtener sus propiedades térmicas.



Fig 4.7. Piezas a escala hechas con yeso y muestras son las que se obtuvieron sus propiedades térmicas. Comparación de tamaño con dientes humanos reales.

La densidad del material se obtuvo midiendo su peso y el volumen desplazado cuando se sumergía en agua. Con este método se pudo estimar que la densidad del material era: $1.07 \times 10^{-3} \pm 0.07 \times 10^{-3} \text{ kg/cm}^3$.

Utilizamos un calorímetro de aluminio para obtener el calor específico del yeso. La muestra de material de masa conocida y con una temperatura inicial uniforme de $96 \text{ }^\circ\text{C}$, se sumergió en agua dentro del calorímetro. Después de dar tiempo a que el equilibrio térmico se alcanzara, se midió la temperatura final dentro del sistema. Usando este procedimiento obtuvimos un valor de $890 \pm 70 \text{ J/(kg }^\circ\text{C)}$.

La difusividad térmica se obtuvo de la curva de enfriamiento del centro de una muestra de forma esférica del material. La muestra a una temperatura inicial uniforme de $95 \text{ }^\circ\text{C}$ se colocó suspendida en un ambiente donde las condiciones de transferencia de calor por convección fueran constantes. Mediante la teoría de la sección 9.5 de la referencia [1] se pudo obtener un valor de $300 \times 10^{-6} \pm 40 \times 10^{-6} \text{ cm}^2/\text{s}$.

Con el calor específico, la densidad y la difusividad térmica conocidas, se calculó el valor correspondiente de la conductividad. Dicho valor fue de $290 \times 10^{-6} \pm 80 \times 10^{-6} \text{ J/(s cm}$

°C). Los valores medios de las propiedades térmicas del yeso estudiado aparecen comparados con las propiedades térmicas de la dentina en la tabla 1.

	<i>Dentina</i>	<i>Yeso</i>
α [cm ² /s]	1.85X10 ⁻³	0.3X10 ⁻³
k [J/(s cm °C)]	5.7X10 ⁻³	0.29X10 ⁻³
C_p [J/(kg oC)]	1170	890
ρ [kg/cm ³]	1960	1070

Tabla 4.1. Comparación entre las propiedades térmicas de la dentina y el yeso.

En el caso específico del yeso analizado, las razones entre las propiedades térmicas del material original y el material de simulación son:

$$\alpha_s/\alpha_r=0.162 \quad (4.27)$$

$$k_s/k_r= 0.051 \quad (4.28)$$

Tomando en cuenta estos valores, en la figura 4.8. se observa el comportamiento de los coeficientes de escalamiento energético y temporal como función del coeficiente de escalamiento espacial. La figura 4.9. se obtiene al graficar la función que resulta de dividir la ecuación 4.22 entre la 4.21. Esta grafica muestra el factor de escalamiento de potencia como función del factor de escala espacial. Lo que indica esta figura es que mientras mayor sea el tamaño de la pieza simulada se requerirá una fuente de calor más potente.

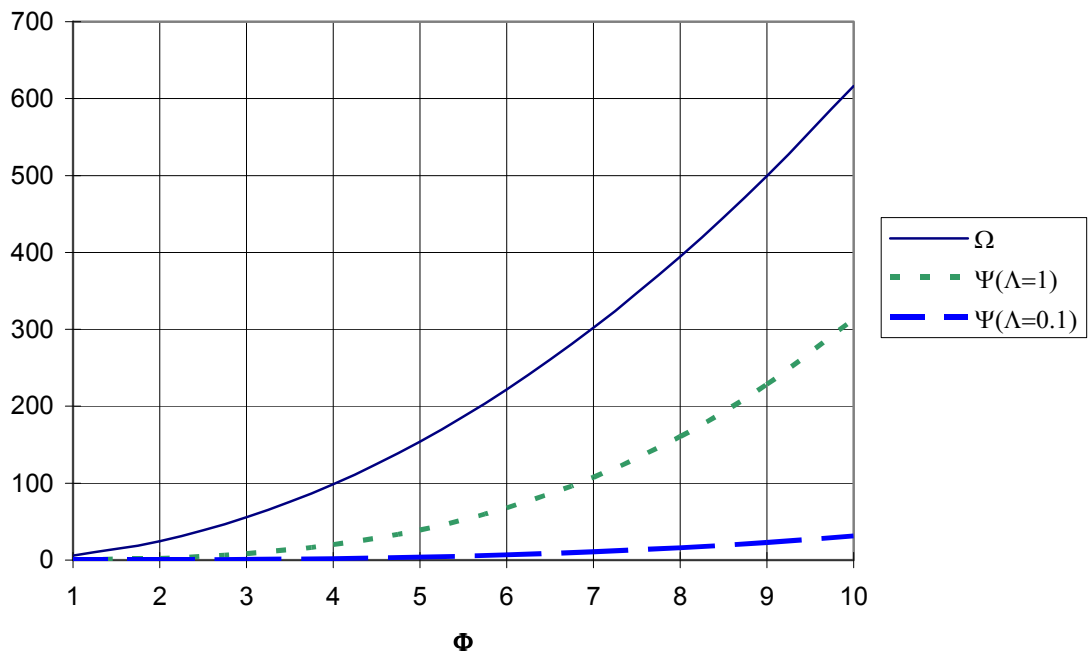


Fig. 4.8. Coeficientes de escalamiento espacial, temporal y energético necesarios para hacer del yeso un material de simulación de la dentina

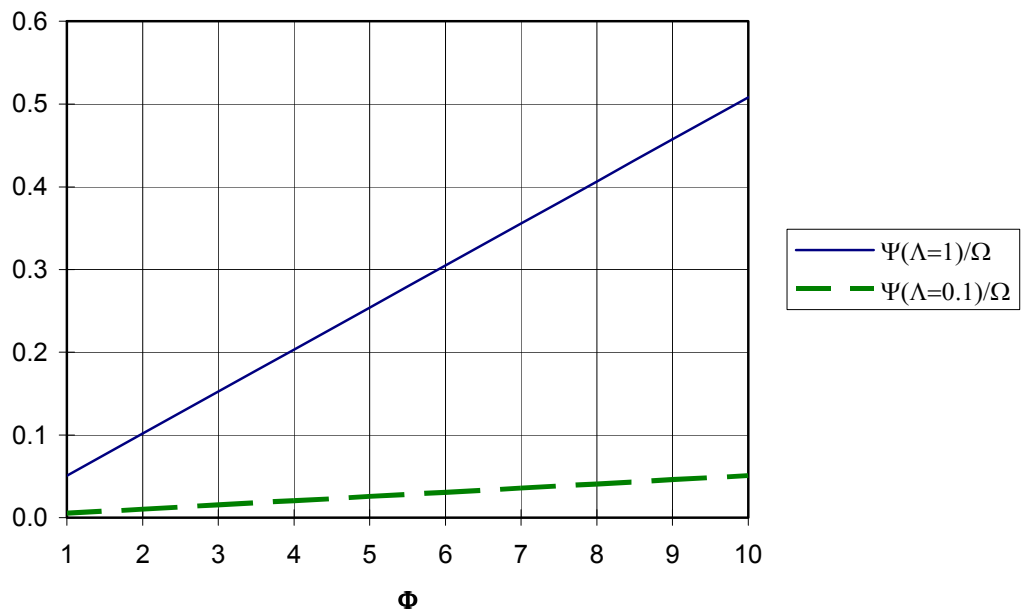


Fig. 4.9. Coeficiente de escalamiento de la potencia como función del coeficiente de escalamiento espacial para el caso en que se utiliza el yeso como material para simular la dentina.

La forma de un tipo específico de diente, por ejemplo un molar, varía dentro de un individuo y de un individuo a otro. En especial la cara oclusal contiene valles y crestas que la hacen difícil de reproducir a escala. Aún con lo anterior es posible tomar como base para el escalamiento medidas definidas ya por los odontólogos y que se describieron en la sección 1.2.1. de esta tesis. Se trata de la altura o longitud, El ancho o diámetro mesiodistal y el grosor o diámetro labiolingual. Hemos usado estas dimensiones para obtener el factor de escala espacial que relacione la posición en un diente real y uno simulado.

4.5. Resumen y Conclusiones

Hemos demostrado la viabilidad del uso de modelos a escala de dientes para predecir la distribución de temperatura después de la aplicación de radiación láser pulsada. Generamos un modelo que toma en cuenta cuatro factores de escala, y con el cual es posible establecer una relación entre las mediciones de temperatura hechas en un modelo a escala de una pieza dental y un diente real. Propusimos una serie de límites y restricciones a dichos factores de escala.

Bajo estos criterios establecidos para los factores de escala, obtuvimos una relación que especifica un límite para la conductividad térmica del material con que se desea fabricar el modelo a escala. Dedujimos que el yeso es un material adecuado para fabricar un modelo a escala de una pieza compuesta de dentina.

Las gráficas obtenidas de los factores de escala temporal y energético como función del factor de escala espacial permiten observar hasta qué tamaño es posible aumentar las dimensiones originales de un diente sin tener que utilizar fuentes de mayor poder para aplicar al sistema escalado.

Como trabajo a futuro proponemos correlacionar mediciones experimentales, hechas tanto en un diente real como en un modelo escalado, con los resultados numéricos obtenidos en esta parte de la tesis.

REFERENCIAS DEL CAPÍTULO IV

- [1] H. S. Carslaw and J. C.- Jaeger *Conduction of heat in solids*, 2nd edition, Oxford University Press, Oxford (1959).
- [2] M. S. Scholl, Tesis doctoral, Capítulo 3, “Time dependant heat transfer,” Universidad de Arizona, Tucson, AZ (1979)
- [3] M. N. Ozisik, *Boundary value problems of heat conduction*, Dover Phoenix Editions, Mineola, N. Y. (1968).

Conclusiones

En este trabajo hemos obtenido una expresión que describe el comportamiento del coeficiente de absorción del tejido dental duro como función de la energía que absorbe durante la aplicación de un pulso. Según este modelo matemático el coeficiente de absorción caerá a una razón mayor a medida que el agua este presente en mayor proporción en el tejido.

Hemos complementamos el modelo matemático que describe la ablación de tejido dental con láser de Er:YAG y la distribución de temperaturas en un diente durante este procedimiento. Este complemento consistió en considerar el coeficiente de absorción del tejido dental a esta longitud de onda no como una constante sino como una función de la energía absorbida durante el pulso.

Los resultados de nuestra simulación predicen que durante la aplicación de un único pulso. El material removido y la profundidad de corte son mayores al considerar un coeficiente de absorción dinámico, de igual forma se predice una velocidad de corte mayor. La eficiencia de corte predicha tanto al considerar el coeficiente de absorción constante y dinámico es básicamente la misma bajo todo el rango de concentración de energía por unidad de área en el que efectuamos la simulación. De igual manera el diámetro del cráter o hueco generado se predice del mismo tamaño bajo las dos condiciones.

Demostramos que es teóricamente posible utilizar modelos a escala para predecir la distribución de temperaturas en un diente después de que se ha aplicado un pulso láser en su superficie. Propusimos cuatro factores de escala para correlacionar las mediciones de temperatura hechas en el diente simulado con las temperaturas que se esperarían obtener en la pieza real.

El trabajo aquí desarrollado representa una aportación a los modelos que buscan predecir con precisión la forma como se distribuye la temperatura en dientes durante la aplicación de terapias que incluyen radiación láser pulsada.

Trabajo a futuro

Pretendemos extender la simulación aquí desarrollada en la que se considero el efecto de el coeficiente absorción dinámico del agua a $2.94 \mu\text{m}$. Esta simulación se pretende realizar considerando una serie de pulsos con diferente duración, amplitud y ciclo de trabajo. De esta forma podremos comparar los resultados de estas simulaciones con resultados experimentales reportados.

En un futuro evaluaremos la aplicación transformaciones no lineales al modelo que describe el escalamiento de piezas dentales con la finalidad de poder hacer estimaciones no solo de la temperatura en dientes reales sino poder contar con estimaciones de variables energéticas como la irradiancia.

Correlacionaremos mediciones experimentales que haremos tanto en dientes reales como en dientes escalados, con los resultados numéricos obtenidos en este trabajo.

Índice de símbolos

A	Constantes con el valor $3.1 \times 10^{98} \text{ s}^{-1}$
c_p	Calor específico [cal/(kg°C)]
D	Densidad óptica.
d	Profundidad de ablación [cm] (Cap. II) y Espesor total de película de agua (Cap. III)
E_{cinet}	Energía cinética de las partículas y gases arrojados en el proceso de ablación [J]
E_{in}	Energía que entra en el nodo proveniente de los nodos vecinos [J]
E_{resid}	Energía que queda en el diente después del proceso de ablación [J]
E_{Tabs}	Energía total absorbida por el diente en el proceso de ablación [J]
E_{term}	Energía térmica de las partículas y gases arrojados en el proceso de ablación [J]
E_{vabs}	Energía absorbida por unidad de volumen [J/cm ³]
E_{vcrit}	Umbral de energía de ablación por volumen [J/cm ³]
E_{vsat}	Energía por unidad de volumen de saturación del agua [J/cm ³]
f	Eficiencia de corte
F_o	Densidad de energía por unidad de área en la superficie [J/cm ²]
F_p	Frecuencia de pulsado láser en el cuerpo original igual a
F_s	Frecuencia de muestreo
F_T	Densidad de energía por unidad de área umbral [J/cm ²]
h	Coefficiente de transferencia de calor por convección [cal/(s cm ²)]
I	Irradiancia [W/cm ²]
I_o	Irradiancia en $z=0$ [W/m ²]
k_{ij}	Elementos del tensor de conductividad térmica [W/(m K)]
$\mathcal{A}\{\}$	Transformada de Laplace
M	Masa [kg]
n	Índice de refracción real (Cap. I) y subíndice de discretización para designar la posición en r (Cap. III)
N_m	Numero de puntos con información de la temperatura
\tilde{n}	Índice de refracción complejo
p	Subíndice de discretización para designar el tiempo
$P(z)$	Potencia por unidad de volumen absorbida [W/m ³]

P_{vgen}	Potencia generada por unidad de volumen [W/m^3]
Q	Cantidad de calor (energía) [J]
Q_r	Total de calor (energía) depositada en el cuerpo original [J]
Q_s	Total de calor (energía) depositada en el cuerpo simulado [J]
r	Coordenada radial [cm]
R	Reflectancia de Fresnel
Rc	Razón de corte [mm^3/J]
R_g	Constante universal e los gases
R_r	Distancia al punto donde se aplica el pulso de calor en el cuerpo original [cm]
R_s	Distancia al punto donde se aplica el pulso de calor en el cuerpo simulado [cm]
t	Tiempo [s]
T	Temperatura [$^{\circ}C$]
T_{oo}	Temperatura del aire que rodea la cara donde incide la radiación [$^{\circ}C$]
t_r	Tiempo transcurrido en el sistema de observación del cuerpo original [s]
T_r	Temperatura estimada en el cuerpo original [$^{\circ}C$]
t_s	Tiempo transcurrido en el sistema de observación del cuerpo simulado [s]
T_s	Temperatura medida en el cuerpo simulado [$^{\circ}C$]
V	Volumen de material removido [mm^3]
\mathcal{V}	Velocidad de corte [mm^3/s]
x, y, z	Coordenadas cartesianas [cm]
x', y', z'	Coordenadas de la ubicación del punto donde se genera un pulso de calor [cm]
X_{agua}	Espesor total de agua atravesado/Espesor total de la muestra.
X_{min}	Espesor total de mineral atravesado/Espesor total de la muestra
x_n	Espesor de la n -ésima capa de material en el tejido dental [cm]
X_{org}	Espesor total de material orgánico atravesado/Espesor total de la muestra
Ω	Factor de escalamiento temporal
τ_{puls}	Duración de un pulso
ΔE	Constante con el valor 628020 J/mol
ΔT_{min}	Cambio mínimo de temperatura que deseamos estimar en el cuerpo original
ΔT_{res}	Mínima diferencia de temperatura que puede detectar un instrumento de medición.
Δx	Distancia de difusión térmica [m]

Φ	Factor de escala espacial.
Λ	Factor de escalamiento de temperatura
Θ	Transmitancia, la razón entre la energía transmitida y la incidente.
$\Theta(x,s) = \mathcal{L}\{T(x,t)\}$	
Θ_n	Transmitancia de la n -ésima capa de material.
Θ_o	Transmitancia obtenida al aplicar concentraciones pequeñas de energía
Ψ	Factor de escala energético.
α	Difusividad térmica [cm^2/s]
β	Coeficiente de esparcimiento [cm^{-1}] (Cap. I) y en el modelo de Yu et al la propiedad térmica definida por $1/(\rho c_p)$ (Cap. II)
γ	Coeficiente de absorción [cm^{-1}]
γ_{agua}	Coeficiente de absorción del agua [cm^{-1}]
$\gamma_{\text{agua eff}}$	Coeficiente de absorción efectivo del agua, propiedad macroscópica
$\gamma_{\text{agua inst.}}$	Coeficiente de absorción instantáneo, describe la absorción en una localización particular y en un instante determinado
$\gamma_{\text{agua}0}$	Coeficiente de absorción del agua a temperatura ambiente
γ_{min}	Coeficiente de absorción del mineral (hidroxiapatita) [cm^{-1}]
$\gamma_{\text{dent}}^n(0)$	n -ésima derivada de la función $\gamma_{\text{dent}}(E_{\text{vdep}})$ evaluada en $E_{\text{vdep}}=0$
γ_{org}	Coeficiente de absorción de los materiales orgánicos presentes en el tejido dental [cm^{-1}].
κ	Coeficiente de extinción
λ	Longitud de onda
ρ	Densidad [kg/m^3]
ζ	Variable que describe el daño térmico
τ_{dent}	Transmitancia unitaria de tejido dental
τ_{rel}	Tiempo de relajación térmica de un material

Lista de figuras

- Fig. 1.1.** Partes y corte de un molar
- Fig. 1.2.** Nomenclatura usada para designar los diferentes dientes humanos
- Fig. 1.3.** Denominación de las caras de las coronas en los dientes
- Fig. 1.4.** Dimensiones de las coronas dentales
- Fig. 1.5.** División de la raíz y corona de un molar y un incisivo
- Fig. 1.6.** Cristales de apatito en esmalte sano
- Fig. 1.7.** Variación de la composición del esmalte desde la superficie a la unión esmalte-dentina
- Fig. 1.8.** Corte transversal de una muestra de dentina.
- Fig. 1.9.** Reacción de la dentina ante un estímulo térmico
- Fig. 1.10.** Ubicación de los tejidos periodontales e imagen de la membrana periodontal y tejidos vecinos
- Fig. 1.11.** Forma de los iones fosfato, hidroxilo y calcio en la hidroxiapatita.
- Fig. 1.12.** Zonas de un a caries en el esmalte
- Fig. 1.13.** Preparación de una cavidad en un molar utilizando una fresa mecánica
- Fig. 1.14.** Aspecto de una cavidad limpia, cubierta con una preparación de hidróxido de calcio
- Fig. 1.15.** Aspecto final de una obturación con amalgama
- Fig. 1.16.** Forma temporal del estímulo aplicado por Baldissara et. al.
- Fig. 1.17.** Velocidades de incremento de temperaturas aplicada en diferentes experimentos in vivo
- Fig. 1.18.** Graficas de la ecuación 1.1.
- Fig. 1.19.** Espectro de transmitancia del esmalte humano
- Fig. 1.20.** Espectro de absortancia de la dentina humana
- Fig. 1.21.** Valores de Reflectancia de Fresnel del tejido dental duro para diferentes longitudes de onda en el IR
- Fig. 1.22.** Diferencia entre fotocoagulación y fotoablación
- Fig. 1.23.** Distribución de la irradiancia dentro de un material absorbente.
- Fig. 1.24.** Diferentes procesos de destrucción en el tejido dental duro y las longitudes de onda en las cuales ocurre

- Fig. 1.25.** Distribución de la energía total absorbida por el diente.
- Fig. 1.26.** Formación de plasma
- Fig. 2.1.** Flujo de calor a través de una superficie A , perpendicular a y
- Fig. 2.2.** Volumen con masa unitaria.
- Fig. 2.3.** Modelo cilíndrico utilizado para la formulación matemática de Yu et al.
- Fig. 2.4.** Temperatura dependiente de la posición en el momento en que se alcanza una temperatura máxima en la superficie (Yu et al.)
- Fig. 2.5.** Modelo geométrico utilizado para la simulación de Uhrig et al.
- Fig. 2.6.** Resultado de la simulación de Uhrig et al.
- Fig. 2.7.** Perfil temporal del incremento de temperatura en el centro del cráter (Uhrig et al.)
- Fig. 2.8.** Comportamiento de la temperatura en el centro del cráter (Uhrig et al.)
- Fig. 2.9.** Resultados de la simulación obtenidos por Foth y Luke
- Fig. 2.10.** Diagrama del experimento montado por Fried et al.
- Fig. 2.11.** Incremento de temperatura a 2 mm por debajo de la superficie de un molar
- Fig. 2.12.** Incremento de temperatura a 2 mm por debajo de la superficie de un molar
- Fig. 2.13.** Montaje experimental utilizado por Hibst y Keller
- Fig. 2.14.** Temperatura de la dentina durante la aplicación de pulsos láser de Er:YAG
- Fig. 2.15.** Diagrama del experimento montado por Neves et al.
- Fig. 2.16.** Diagrama del experimento montado para medir el calor residual.
- Fig. 2.17.** Incremento de temperatura en la parte trasera de un bloque de esmalte bovino
- Fig. 2.18.** Calor o energía residual obtenida a varias concentraciones de energía por unidad de área para
- Fig. 3.1.** Cambio en la banda de absorción del agua cercana a los $3 \mu\text{m}$ (3400 cm^{-1})
- Fig. 3.2.** Diagrama del experimento de Vodopyanov
- Fig. 3.3.** Cambio de la densidad óptica del agua debido a la energía depositada
- Fig. 3.4.** Coeficiente de absorción del agua como función de la energía depositada
- Fig. 3.5.** Diagrama que muestra las diferencias entre E_{vdep} y E_{vabs} , $\gamma_{\text{agua eff}}$ y $\gamma_{\text{agua inst}}$
- Fig. 3.6.** Cambios en el coeficiente de absorción del agua a $2.94 \mu\text{m}$ obtenidos por Shori
- Fig. 3.7.** Diagrama simplificado de la estructura del tejido dental duro
- Fig. 3.8.** Modelo de capas alternadas del tejido dental duro.
- Fig. 3.9.** Gráfica de la ecuación 3.16 para diferentes valores de X_{agua} .

Fig. 3.10. Geometría utilizada para la simulación.

Fig. 3.11. Perfil temporal y espacial del pulso incidente en la muestra de material

Fig. 3.12 Discretización de la geometría y volumen de control generado.

Fig. 3.13. Mapa de temperaturas de tejido dental después de la aplicación de un pulso (γ_{dent} constante)

Fig. 3.14. Mapa de temperaturas de tejido dental después de la aplicación de un pulso ($\gamma_{dent}(E_{vabs})$)

Fig. 3.15. Distribución de temperatura en $r=0$.

Fig. 3.16. Profundidad del cráter en $r=0$

Fig. 3.17. Temperatura máxima alcanzada en el cráter como función del tiempo

Fig. 3.18. Distribución de temperatura radial en $z=0$ al considerar γ_{dent} como constante y considerando la variación del coeficiente de absorción de la dentina

Fig. 3.19. Profundidad de corte en $r=0$ como función de la concentración de energía por unidad de área.

Fig. 4.1. Diagrama de sólido semiinfinito al cual se le aplica un pulso de energía

Fig. 4.2. Escalamiento espacial de la distribución de temperatura a lo largo de una línea

Fig. 4.3. Evolución temporal del perfil de temperaturas

Fig. 4.4. Escalamiento de la amplitud de un perfil de temperaturas

Fig. 4.5. Relaciones entre las potencias de los pulsos en el sistema original y el sistema escalado

Fig. 4.6. Relación entre la frecuencia de muestreo del instrumento de medición y el número de valores de temperatura que se podrán estimar entre cada pulso láser

Fig. 4.7. Piezas a escala hechas con yeso

Fig. 4.8. Coeficientes de escalamiento espacial, temporal y energético necesarios para hacer del yeso un material de simulación de la dentina

Fig. 4.9. Coeficiente de escalamiento de la potencia como función del coeficiente de escalamiento espacial para el caso en que se utiliza el yeso como material para simular la dentina.

Lista de tablas

Tabla 1.1. Composición promedio del esmalte humano

Tabla 1.2. Comparación entre la composición del hueso y la dentina

Tabla 1.3. Características de las diferentes zonas en una lesión cariosa

Tabla 1.4. Coeficientes de absorción de esmalte y dentina a longitudes de onda correspondientes a la emisión del láser de CO₂

Tabla 2.1. Valores de conductividad y difusividad térmica del esmalte y la dentina

Tabla 2.2. Densidad y calor específico del tejido dental duro

Tabla 2.3. Calor residual medido al aplicar diversos tipos de radiación láser al tejido dental

Tabla 3.1. Constantes utilizadas para las simulaciones

Tabla 4.1. Comparación entre las propiedades térmicas de la dentina y el yeso

GLOSARIO

- *Edema*: Retención excesiva de líquidos en los tejidos, principalmente los conjuntivos.
- *Hiperemia*: Acumulación de sangre en un órgano. Puede ser producida de forma activa por aumento del flujo arterial, o pasiva por la dificultad en el retorno de la sangre venosa.
- *Histológico*: Perteneciente o relativo a la histología. *Histología*: Estudio de la composición y estructura microscópica de los tejidos orgánicos.
- *Protoplásmico*: Referente al protoplasma. *Protoplasma*: material coloidal organizado presente en las células vivientes y que es el asiento de las funciones vitales. El protoplasma contiene agua, compuestos orgánicos y sales inorgánicas
- *Tejido conectivo*: Tejido formado por células de diversos aspectos, en su mayoría laminar y de forma de estrella. El tejido conectivo protege y brinda soporte al cuerpo y a sus órganos. Además almacena energía.
- *Vascular*: Relativo a los vasos sanguíneos. El sistema vascular está formado por los conductos que abastecen la totalidad de la sangre de una región u órgano.