

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
POSGRADO DE ODONTOLOGIA OPERATORIA Y ESTETICA

**APLICACIONES DE LA TECNOLOGIA LASER SOBRE LOS  
TEJIDOS DUROS DENTARIOS EN PROCEDIMIENTOS DE  
ODONTOLOGIA RESTAURADORA Y ESTETICA.**

Trabajo especial de grado  
presentado ante la ilustre  
Universidad Central de Venezuela  
por el odontólogo Enrique Paraco  
para optar al título de especialista  
en odontología operatoria y  
estética.

Caracas, noviembre de 2003

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
POSGRADO DE ODONTOLOGIA OPERATORIA Y ESTETICA

**APLICACIONES DE LA TECNOLOGIA LASER SOBRE LOS  
TEJIDOS DUROS DENTARIOS EN PROCEDIMIENTOS DE  
ODONTOLOGIA RESTAURADORA Y ESTETICA.**

Autor: Enrique Paraco

Tutor: Profesora Rebeca Balda Z.

Caracas, noviembre de 2003





## DEDICATORIA

A Carolina, Maria Fernanda,  
Paula Alejandra y Daniela,  
fuentes inagotables de mi  
amor y vida, puntos cardinales  
de mi ser...

## AGRADECIMIENTOS

A mi tutora, profesora Rebeca Balda Z. *magíster scientiarium*, en prostodoncia por su valiosa asesoría en la realización de esta monografía.

A mi profesora Olga Gonzalez B. *magíster scientiarium*, en prostodoncia, por su constante asesoría y colaboración en la puesta en marcha y posterior obtención de esta monografía.

## LISTA DE CONTENIDOS

	Página
Dedicatoria.....	IV
Agradecimientos.....	V
Lista de gráficos.....	VII
Resumen.....	X
I.Introducción.....	1
II.Revisión de la literatura.....	4
1.Definición de láser.....	4
2.Propiedades de los sistemas láser.....	21
2.1.Reflexión.....	22
2.2.Absorción.....	23
2.3.Transmisión.....	24
2.4.Dispersión.....	25
3.Clasificación de los sistemas láser.....	26
3.1.Láser suaves.....	26
3.2.Láser quirúrgico o duros.....	27
4.Aplicaciones clínicas de los sistemas láser sobre los tejidos duros dentarios.....	40
4.1.Diagnóstico de caries incipiente.....	40
4.2.Eliminación de caries y apertura de fosas y fisuras.....	46
4.3.Grabado de esmalte para técnicas adhesivas.....	49

4.4.Prevencción de la caries utilizando luz láser.....	56
4.5.Tratamiento de la hipersensibilidad dentaria.....	58
4.6.Blanqueamiento dentario.....	61
5.Efectos del láser sobre los tejidos duros dentarios.....	63
6.Precauciones en el uso del rayo láser.....	74
III.Discusión.....	85
IV.Conclusiones.....	89
V.Referencias.....	92

## LISTA DE GRÁFICOS

	Página
Gráfico 1.Longitud de onda.....	6
Grafico 2.Espectro electromagnético.....	7
Grafico 3.Longitudes de onda monocromática y policromatica.	11
Grafico 4.Comparación de los haces de luz de una fuente láser y una lámpara ordinaria.....	12
Grafico 5.Diferencias en los haces de luz entre una fuente láser y una lámpara ordinaria.....	13
Grafico 6.Emisión estimulada de la luz.....	15
Grafico 7.Componentes del láser.....	16
Grafico 8.Fibra óptica.....	18
Grafico 9.Modos de emisión de la energía láser.....	21
Grafico 10.Propiedades de la energía láser.....	22
Grafico 11.Láser dióxido de carbono.....	29
Grafico 12.Láser Nd:YAG.....	33
Grafico 13.Caries oclusal y proximal.....	50
Grafico 14.Eliminación de caries con energía láser.....	51
Grafico 15.Erosión cervical vistas frontal y lateral.....	54
Grafico 16.Grabado de superficie con energía láser.....	55
Grafico 17.Grabado de tejidos en preparación para carilla.....	55
Grafico 18.Cráteres en esmalte luego de irradiar con láser.....	67

Grafico 19.Foto al microscopio electrónico de un cráter en esmalte.....	68
Grafico 20.Imagen al microscopio electrónico de lesión térmica en cráter del esmalte producido por el láser.....	68
Grafico 21.Cráter en dentina imagen al microscopio electrónico.....	70
Grafico 22.Imagen al microscopio electrónico de lesión térmica en superficie interna de un cráter en dentina.....	70
Grafico 23.Lesión térmica en dentina.....	71
Grafico 24.Clasificación del rayo láser según el efecto que causan.....	74
Grafico 25.Efectos de los rayos láser sobre el ojo.....	77
Grafico 26.Ambiente de trabajo con normas de protección en procedimientos con láser.....	84

## RESUMEN

La palabra láser significa, amplificación de la luz mediante emisión estimulada de radiación. El láser está compuesto por tres componentes básicos: un activador, un medio y un resonador óptico. El activador es la fuente de energía y de quien recibe su nombre, por ejemplo un láser de CO<sub>2</sub> utiliza gas de CO<sub>2</sub>. La luz del láser es una energía electromagnética que es coherente, monocromática y colimada. Desde su desarrollo en 1962, el láser ha sido estudiado para su uso en odontología, muchos investigadores han evaluado los efectos del láser sobre los tejidos duros del diente y las aplicaciones de diferentes longitudes de ondas que están disponibles, de esto se ha desprendido que el nivel óptimo de longitud de onda no existe, sin embargo cada longitud de onda proporciona una ventaja diferente en cuanto a las distintas aplicaciones del láser en tratamientos sobre los tejidos duros. Las investigaciones básicas ofrecen nuevas posibilidades para el avance de la tecnología láser, algunas de estas técnicas ya han sido introducidas en la investigación clínica donde se consideran diferentes tratamientos, como son: vaporización de caries, eliminación de la hipersensibilidad dentinaria, medición y diagnóstico de caries incipiente, efectos analgésicos, y grabado del esmalte.



## **I.-INTRODUCCIÓN**

La odontología restauradora trata hoy más que nunca, de utilizar técnicas conservadoras y materiales actualizados para preservar la mayor cantidad de tejido sano, la introducción de nueva tecnología puede abrirnos un gran campo de futuros y nuevos tratamientos para brindar así soluciones a los problemas de nuestros pacientes.

Desde el desarrollo del láser de rubí en los primeros años de la década de los sesenta, se investiga continuamente para encontrar un modo de eliminación de la caries dental y tratar los tejidos duros del diente que evite los efectos negativos de las turbinas dentales, el ruido y la vibración logrando el proceso de eliminación de caries en un tiempo corto y dejando el consultorio los pacientes si haber sufrido dolor y sin haber utilizado anestesia.

Las investigaciones básicas ofrecen nuevas posibilidades para el avance de la tecnología láser. Algunas de estas técnicas son introducidas en la investigación clínica donde se consideran diferentes usos de la tecnología láser y sus diferentes formas aplicación en la actividad odontológica en



tratamientos, como son: vaporización de caries, eliminación de la hipersensibilidad dentinaria, medición y diagnóstico de caries incipiente, efectos analgésicos, cirugía, soldadura de prótesis dentales y grabado del esmalte.

Los recientes desarrollos en odontología láser han permitido un incremento en la aceptación de esta tecnología por parte del odontólogo y público en general. Considerando el interés en la tecnología, se puede asumir que las investigaciones continuarán acumulándose, permitiendo un uso clínico más extenso.

Basado en que el láser ofrece la posibilidad de reemplazar parcialmente a los medios mecánicos que son habituales para realizar algunos tratamientos en los tejidos duros dentarios y de su efectividad comprobada en estudios clínicos, se justifica la importancia de esta revisión de la bibliografía para conocer los principios de la tecnología láser, sus aplicaciones sobre los tejidos duros dentarios así como discernir que tipo de láser y longitud de onda son las más adecuadas para obtener resultados óptimos sobre los tejidos duros dentarios.

El objetivo de este trabajo será describir las aplicaciones de los sistemas láser sobre los tejidos duros dentarios en los diferentes procedimientos de odontología restauradora y estética.

## II.- REVISIÓN DE LA LITERATURA

### 1.-DEFINICIÓN DE LÁSER

La palabra láser se deriva del acrónimo, de amplificación de la luz mediante emisión estimulada de radiación (*light amplification by stimulated emission of radiation*). la descripción breve de cada de estas cinco palabras permite explicar las cualidades específicas de un instrumento láser y a su vez, sirve de base para el abordaje de las aplicaciones de los sistemas láser en odontología<sup>1,2</sup>.

Las últimas décadas han sido testigos del uso de métodos ópticos para diagnóstico y tratamiento médico. Por ejemplo la sangre se analiza por métodos espectroscópicos que involucran, absorción, reflexión y emisión de la luz. En las distintas terapias físicas, algunas veces se utilizan lámparas curativas especiales para aliviar el dolor. Las fuentes ordinarias de luz como lámparas incandescentes, fluorescentes y otras fuentes de luz especializada se utilizan en todas estas aplicaciones<sup>1,2</sup>.

En 1960, apareció una fuente de luz totalmente nueva, el láser la cual ya había sido referida con anterioridad en los escritos de Plinio, el famoso historiador del siglo I de nuestra era. Donde el láser se nombra entre los más milagrosos dones de la naturaleza y que por sí mismo conduce a una variedad de aplicaciones en general en el campo de la salud, este era una planta herbácea que crecía en las costas del mediterráneo y la misma fue utilizada por gran parte de los romanos para terapias medicinales<sup>1,2</sup>.

El estudio de la perforación dental con láser se inicio pocos años después de la invención del láser de rubí en los años 60, muchos investigadores en el campo odontológico han evaluado los efectos del láser sobre los tejidos duros y las diferentes aplicaciones de las diferentes longitudes de ondas que estaban disponibles<sup>3</sup>.

La luz, se refiere a la parte visible del espectro electromagnético y es una forma de energía electromagnética que viaja en forma de ondas, a una velocidad constante (grafico 1). La unidad básica de esta

energía radiante se denomina fotón o partícula de luz. Una onda de fotones se define por dos propiedades básicas. La primera es la amplitud, que se define como la altura total de la oscilación de la onda desde el vértice superior hasta el inferior. La segunda propiedad es la longitud de onda, que es la distancia comprendida entre dos puntos cualesquiera, equivalentes de la onda. Es una medida de las dimensiones físicas, que es importante en cuanto a la forma de liberación de la luz láser a la zona quirúrgica y en cuanto a cómo reacciona con el tejido<sup>1,2,3</sup>.

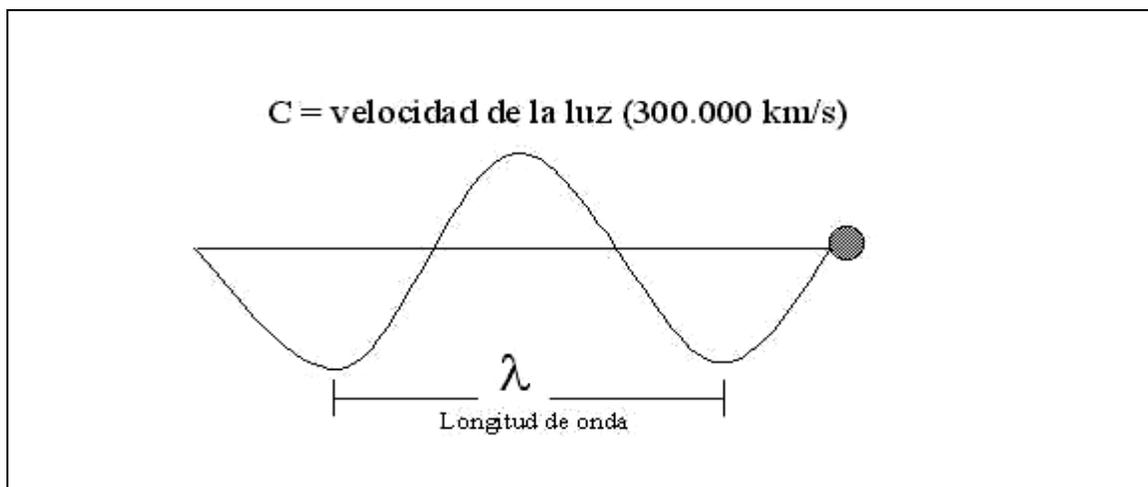


Grafico 1. Representación esquemática de la longitud de onda.  
*Tomado de Dederich 1994*

Los rayos gamma, los rayos X, ondas de radio y microondas son similares a la luz, pero tienen diferentes longitudes de onda. Las diferencias en el comportamiento de las variadas longitudes de onda se deben a las cantidades de energía conducidas por un fotón o partículas de energía radiante dentro de la onda. Estas cantidades diferentes de energía conllevan a las propiedades distintas de la onda como también a la habilidad única de que la luz visible sea percibida por el hombre. El espectro óptico es una pequeña porción del espectro electromagnético, el espectro visible ocupa menos del 0,1% del espectro óptico y sus riesgos varían considerablemente<sup>3</sup> (grafico 2).

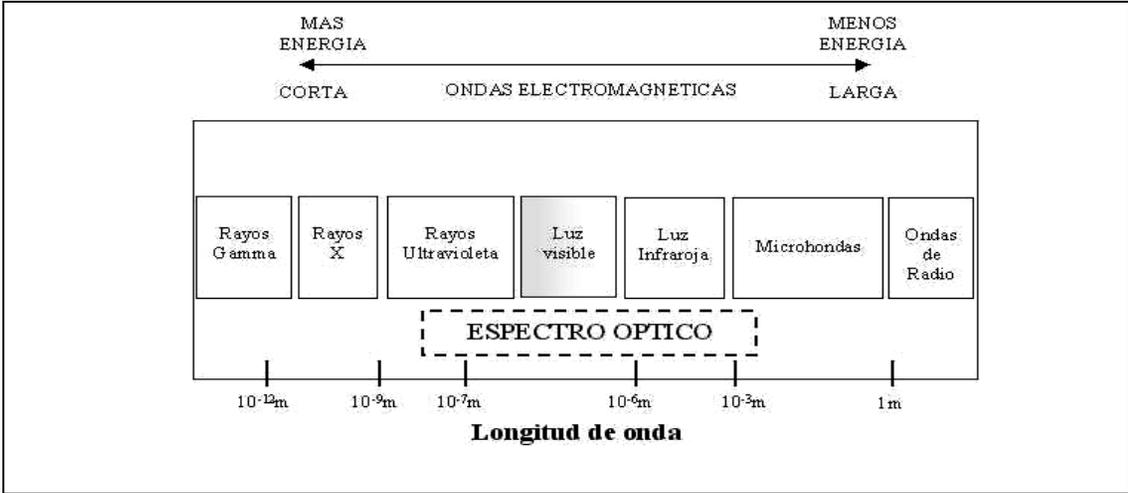


Grafico 2. Espectro electromagnético. Tomado de Dederich 1994.

Las ondas lumínicas producidas por el láser son una forma específica de energía electromagnética. El espectro electromagnético abarca toda la energía ondulatoria desde los rayos X, hasta las ondas de radio cuyas longitudes de onda pueden ser de varios miles de metros. Todos los sistemas de láser disponibles para odontología tienen longitudes de onda que se encuentran ubicadas en la parte visible o invisible no ionizante del espectro electromagnético<sup>1,2,3</sup>.

La longitud de onda se mide en metros; unidades menores de esta medida son las micras o los nanómetros. Una propiedad de las ondas que está relacionada con la longitud de onda es la frecuencia, que es la medida del número de oscilaciones de la onda por segundo. La frecuencia es inversamente proporcional a la longitud de onda, cuanto menor sea la longitud de onda, mayor es la frecuencia y viceversa<sup>1</sup>.

La luz ordinaria producida por una lámpara de mesa suele ser de una incandescencia blanca cálida. El color blanco visualizado por el ojo humano realmente es la

suma de muchos colores del espectro visible: rojo, amarillo, verde, azul y violeta. La luz ordinaria puede ser especificada en términos de ciertas propiedades como son la composición espectral o color, donde las fuentes de luz ordinaria tienen un rango limitado de longitudes de onda y parecen ser roja, azul o amarilla. Otras fuentes de luz emiten muchas longitudes de onda y parecen ser blancas, en este caso está involucrado un rango de longitudes de onda<sup>2,3</sup>.

Otra propiedad es la dirección, donde la luz de una lámpara ordinaria es emitida en todas las direcciones usualmente viene de un área moderadamente grande, tal como un filamento incandescente, o desde una lámpara fluorescente. Cuando las ondas son emitidas por una fuente de luz regular, en direcciones diferentes no hay correlación entre las diversas ondas y por lo tanto la fuente de luz es denominada incoherente<sup>2,3</sup>.

La potencia de la luz de salida de una fuente ordinaria es usualmente distribuida sobre la esfera completa alrededor de la lámpara. La relación entre la

potencia de luz emitida y el área iluminada se llama densidad de potencia, por ejemplo, para una lámpara de 500w, la densidad de potencia puede bien ser solamente de 1 miliwatio por centímetro cuadrado, a una distancia de la lámpara de 10cm, además solo puede reunirse una pequeña fracción de esta potencia, utilizando un lente de enfoque o un espejo y donde el punto focal no tiene un área pequeña, por lo tanto la iluminación de esta área de punto focal está caracterizado por una densidad de potencia baja<sup>2,3</sup>.

La luz producida por un láser tiene las propiedades contrarias. La luz de láser tiene un color específico una propiedad llamada monocromatismo (grafico 3). Un láser emite un color o más exactamente una estrecha longitud de ondas, tales colores considerados puros no se observan normalmente en la naturaleza<sup>2</sup>.

Aunque la luz de una lámpara o la luz del sol, que pase a través de un filtro de vidrio produce un color, este color corresponde a una relativamente banda amplia de longitudes ondas. Por contraste un láser emite

inherentemente luz monocromática con toda la potencia concentrada en una longitud de onda única y esta se presenta de manera enfocada. La precisión del haz monocromático se debe a dos características colimación y coherencia<sup>1,2</sup>.

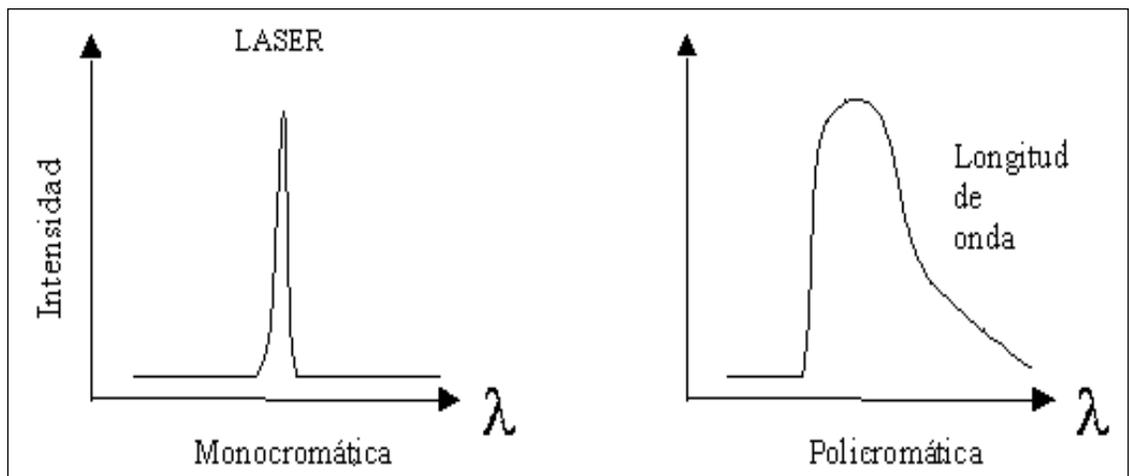


Grafico.3 Representación esquemática de las longitudes de onda monocromática y policromática. Tomado de Pick 1993.

La potencia emitida por los sistemas láser puede ser bastante alta, por ejemplo, de allí que la salida de potencia normalmente especificada y registrada en mediciones a nivel técnico en los rayos láser médicos puede ser de 100w o más<sup>2</sup>.

En cuanto a su dirección la luz láser es emitida en un haz bastante estrecho. Esta propiedad hace posible la emisión de un rayo láser a grandes distancias con una divergencia mínima, considerándose un rayo paralelo. La precisión del haz monocromático se debe a dos características colimación y coherencia (grafico 4). El término colimación se refiere a que el haz posee límites espaciales específicos. Estos límites garantizan la emisión de un haz de dimensiones y formas constantes desde la unidad láser. El haz de rayos X producido por una máquina de rayos X también se encuentra colimado<sup>1,2,3</sup>.

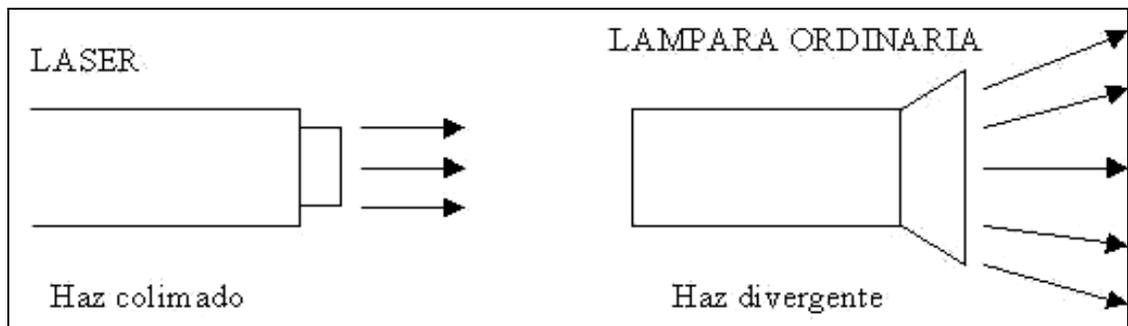


Grafico 4. comparación de los haces de luz de una fuente láser y una lámpara ordinaria. Tomado de Pick 1993.

La coherencia es una característica exclusiva de los sistemas láser. Las ondas de luz producidas por un

láser son una forma de energía electromagnética. El láser produce ondas de luz idénticas físicamente. Todas ellas están en fase entre sí; es decir, tienen una amplitud y frecuencia semejante (grafico 5). El láser produce un haz de energía lumínica monocromática, colimada y coherente, que puede hacer el trabajo de conseguir el objetivo terapéutico<sup>1</sup>.

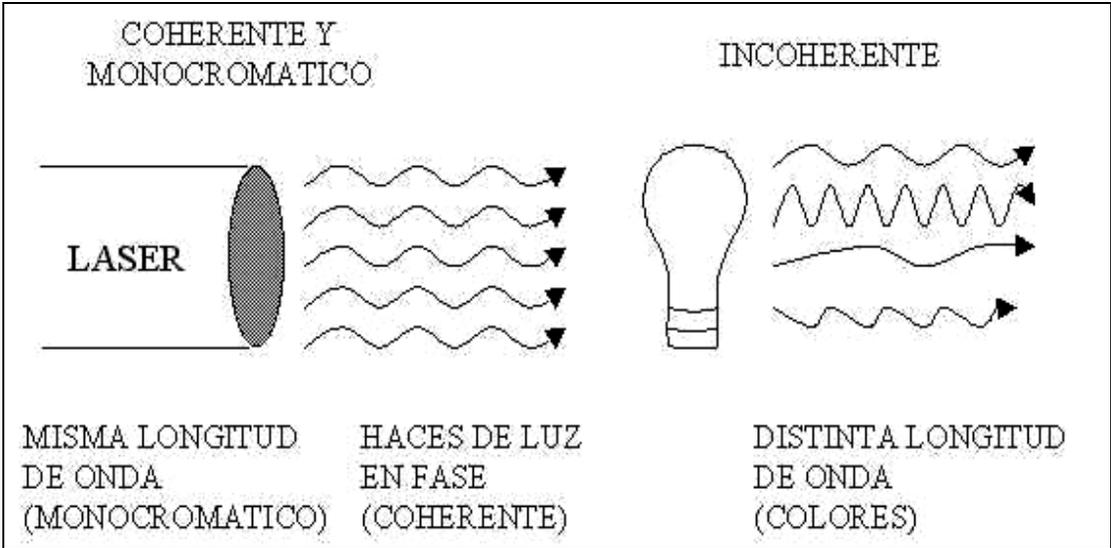


Grafico 5. Representación esquemática de las diferencias en los haces de luz entre una fuente láser y una lámpara ordinaria. Tomado de Pick 1993.

El término emisión estimulada de radiación se basa en la teoría cuántica de la física, postulada por primera

vez por el físico danés Bohr. Cuando un átomo libera la energía que ha absorbido, se libera un fotón, la unidad más pequeña de energía. Esto se denomina emisión espontánea. Einstein utilizó el concepto y elaboró la teoría de que el átomo ya excitado puede absorber energía cuántica adicional, lo que produciría la liberación de dos fotones<sup>2,3</sup>.

Esta energía se emite o irradia como fotones idénticos, desplazándose como una onda uniforme y coherente (grafico 6). A continuación estos fotones pueden excitar más átomos, de esta manera el resultado de la emisión estimulada es de dos fotones de idéntica longitud de onda que viajan en la misma dirección, estimulando la liberación de dos fotones más, estos cuatro conducirán a ocho, estos ocho llevaran a dieciséis y así sucesivamente, lo que da lugar a que en un pequeño espacio y a velocidad de la luz ocurra la amplificación de la energía lumínica por la reacción en cadena de los fotones con la producción de un haz de luz láser con resplandor intenso monocromático y coherente<sup>1</sup>.

Los sistemas láser consisten en tres componentes básicos: un activador medio, un mecanismo bombeador y un resonador óptico (grafico 7).

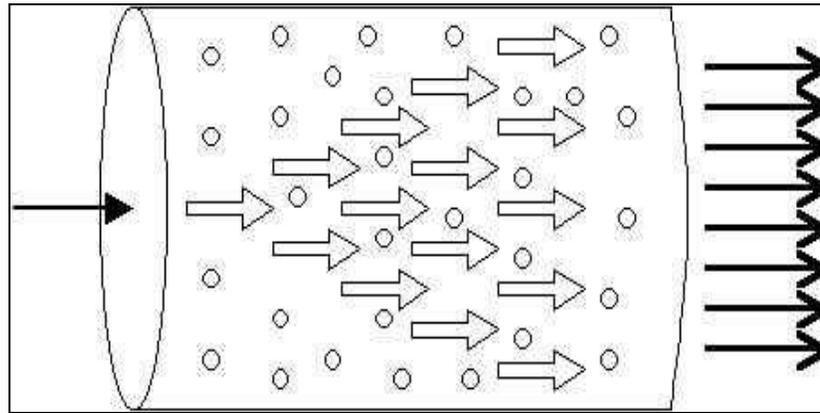


Grafico 6. Representación esquemática de la emisión estimulada de la luz. Tomado de Pick 1993.

El activador medio es la fuente de energía láser y el elemento de quien este recibe su nombre, son elementos químicos, moléculas o compuestos que constituyen o forman el núcleo y los cuales pueden ser de naturaleza sólida, líquida y gaseosa. Por ejemplo, un láser de  $\text{CO}_2$  utiliza gas de  $\text{CO}_2$  dentro de la cámara óptica resonadora y de allí recibirá su denominación<sup>1,2,3</sup>.

El mecanismo bombeador dirige la energía dentro del activador medio el cual emite un incremento exponencial de fotones por un proceso llamado emisión estimulada de radiación. Estos fotones entran en contacto con espejos ubicados en el medio activo y son dirigidos hacia atrás y adelante, del primer al segundo espejo en un proceso que continua indefinidamente, amplificando la energía a lo largo del eje mayor de la cámara, este conjunto de espejos, activador medio y cámara forman lo que se denomina el resonador óptico sitio por donde se transmite el haz de radiación<sup>2,4,5</sup>.

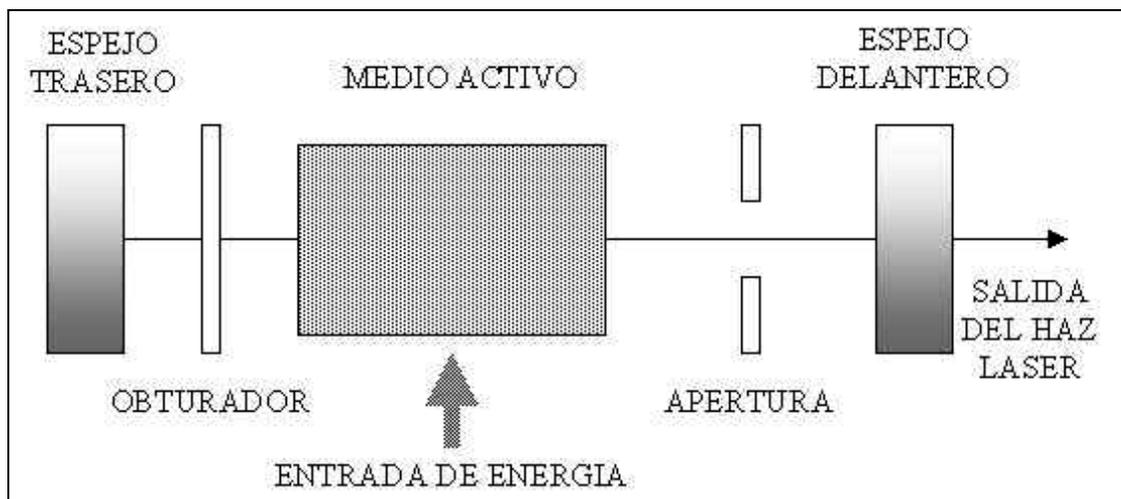


Grafico 7. Representación esquemática de los componentes del láser. Tomado de Pick 1993.

En los sistemas láser dentales se emplean dos sistemas de liberación. Uno es un guía ondas o tubo hueco flexible que tiene un acabado interno brillante. La energía láser se refleja a lo largo de este tubo y sale a través de un aplicador situado en el extremo quirúrgico, de forma que el haz barre el tejido sin contacto<sup>1,4,5</sup>.

El segundo sistema de liberación es un cable de fibra óptica de vidrio (grafico 8). Este cable es flexible y se presenta en varios diámetros. Aunque la fibra de vidrio está incluida es una cubierta resistente, presenta cierto grado de fragilidad y no puede doblarse para formar un ángulo agudo. La fibra se ajusta perfectamente al aplicador con prominencia del extremo descubierto o, en algunos casos, con una punta vítrea incorporada. Este sistema de fibra puede utilizarse con o sin contacto; sin embargo, en la mayoría de los casos se emplea con contacto tocando directamente la región a tratar<sup>1,2,3</sup>.

Toda la instrumentación dental convencional, manual o rotativa, debe establecer contacto físico con el tejido a tratar. Lo que proporciona información instantánea al

operador. Como se ha mencionado, los sistemas láser dentales pueden utilizarse con o sin contacto. Desde el punto de vista clínico, el láser que se aplica con contacto facilita el acceso a regiones tisulares difíciles de alcanzar. La punta de la fibra puede introducirse fácilmente en la bolsa periodontal para eliminar pequeñas cantidades de tejido de granulación<sup>1,4,5,6</sup>.

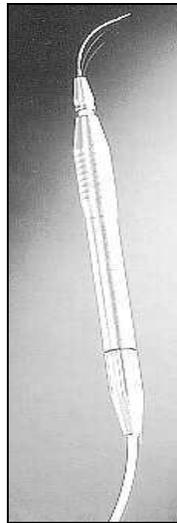


Grafico 8. Fibra óptica. *Tomado de Dederich 1994.*

Sin contacto, el haz se dirige al tejido a irradiar con cierta distancia de separación. Esta modalidad resulta útil para seguir varios contornos tisulares, pero la pérdida de sensación táctil exige que el cirujano preste

atención a la interacción del tejido con la energía láser. En cualquiera de las modalidades, el haz se enfoca mediante lentes dentro del propio láser<sup>2,3</sup>.

En los sistemas láser dotados de guías huecas, aparece una marca precisa donde la energía es máxima llamado punto focal, siendo la marca a utilizar para la cirugía de incisión y escisión. En los sistemas láser dotados de fibra óptica, el punto focal se localiza en la punta de la fibra o en sus proximidades<sup>1,4,5,6,7</sup>.

Cuando el aplicador se separa del tejido y del punto focal, el haz se descentra o desenfoca y se hace más divergente. Con una pequeña divergencia, el haz puede cubrir un área más extensa, lo que resulta útil para lograr hemostasia. A mayor distancia el haz pierde su eficacia porque la energía se disipa<sup>1,4,5,6</sup>.

El sistema láser puede emitir la energía lumínica de tres modos distintos y básicos (grafico 9). El primero es en forma de onda continua donde el operario pisa un pedal y se emite continuamente un haz con un nivel de

energía determinado mientras el dispositivo esta activado<sup>3</sup>.

El segundo se denomina modo de pulsos conmutados y se caracteriza por la presencia de una alternativa y periódica de la energía láser, que se activa y desactiva de modo similar a luz intermitente. Este modo se consigue mediante la apertura y el cierre de un obturador mecánico situado delante de la trayectoria del haz de emisión de onda continua<sup>1,2</sup>.

El tercer modo se denomina modo pulsado asíncrono. Esta modalidad se caracteriza por la emisión de energía láser máxima durante un período extremadamente corto, seguido de un intervalo relativamente prolongado en el que el láser esta desactivado<sup>1,2,5,6,7</sup>.

Un principio importante de considerar en cualquier modo de emisión láser es aquel donde la energía lumínica barre al tejido durante un período determinado, en dicho tiempo se producirá una interacción térmica. Si se utiliza el láser en la modalidad de pulso, ya sea

conmutado o asíncrono, el tejido irradiado dispondrá de cierto tiempo para enfriarse de la radiación emitida antes de que se produzca el siguiente pulso de energía láser<sup>1,2,6</sup>.

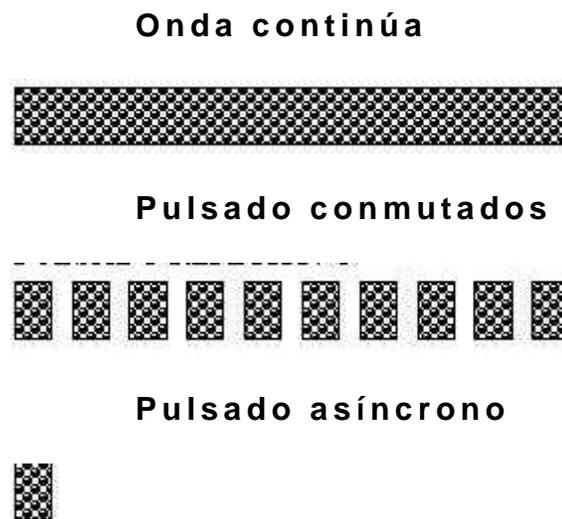


Grafico 9. Representación esquemática de los modos de emisión de la energía láser. Tomado de Dederich 1994..

## 2.-PROPIEDADES DE LOS SISTEMAS LÁSER

La energía lumínica de un láser puede ejercer cuatro interacciones diferentes con el tejido a impactar o diana, dependiendo de las propiedades ópticas del tejido y de la longitud onda utilizada (grafico 10). La luz del

láser enfocada en los tejidos puede ser reflejada, absorbida, transmitida y dispersa<sup>1,2,3,4</sup>.

## 2.1 Reflexión

La primera interacción es la reflexión, que simplemente es el reflejo del haz sobre sí mismo desde la superficie del tejido, lo que carece de efecto sobre el tejido diana. La luz reflejada puede mantener su colimación en un haz estrecho o pasar a ser más difusa<sup>1,2,3,4</sup>.

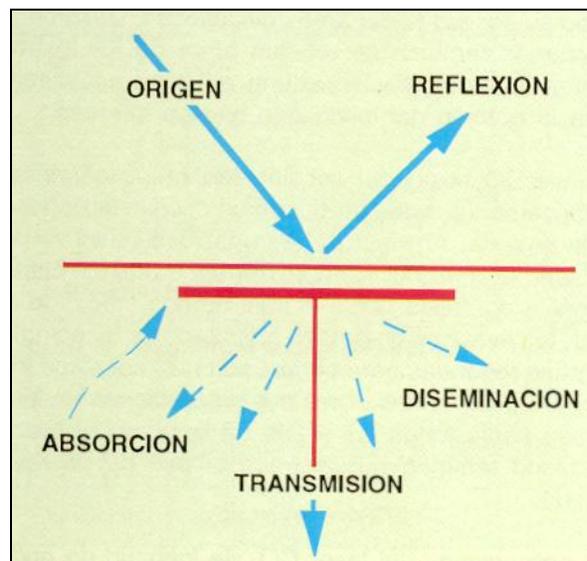


Grafico 10. Representación esquemática de las propiedades de la energía láser. Tomado de Kim, 1994.

Como se ha mencionado previamente, el haz del láser generalmente se hace más divergente a medida que aumenta la distancia desde el aplicador. No obstante, el haz de algunos sistemas láser puede conservar un nivel de energía adecuado a distancias superiores a los 3 metros, esta reflexión puede ser peligrosa porque la energía podría dirigirse a un objetivo imprevisto, como los ojos, lo que constituye un motivo de preocupación importante en las intervenciones con láser<sup>1,3,4</sup>.

## **2.2 Absorción**

La segunda interacción que se produce en la irradiación es la absorción de la energía láser por el tejido a irradiar. Este es el efecto que se espera conseguirse, la cantidad de energía absorbida por el tejido depende de las características tisulares como la pigmentación y el contenido acuoso, de la longitud de onda del sistema láser y el modo de emisión. La absorción de la energía en la superficie del tejido causa intentos de vaporización. La energía remanente es de otra manera distribuida afectando los tejidos cercanos<sup>1,3,4,6,7</sup>.

También pudiera ser definida como la conversión de la energía luminosa en energía térmica. El láser infrarrojo es utilizado en odontología, esto se traduce en un incremento de la temperatura dentro del tejido seleccionado varios son los factores que van a determinar el grado y la ubicación de la producción del calor estos incluyen el poder del láser, la duración a la exposición y el área sobre la cual la energía será ubicada<sup>2</sup>.

## **2.2 Transmisión**

La tercera interacción es la transmisión de la energía láser directamente a través del tejido, sin ningún efecto sobre el tejido a irradiar. La energía luminosa puede ir más allá de un límite establecido por el tejido irradiando al tejido circundante y esta misma debe ser cuantificada y sus efectos deben considerarse antes que los tratamientos con láser puedan ser justificados<sup>1,5,7</sup>.

La distancia de la transmisión de la energía en el tejido es llamada penetración profunda. Matemáticamente esta es una función de absorción y los coeficientes de

dispersión de una específica longitud de onda en el tejido. Simplemente la profundidad de penetración es el nivel de tejido expuesto por una longitud de onda particular<sup>4</sup>.

La profundidad de penetración no debe ser confundida con profundidad de coagulación o penetración térmica. La profundidad de coagulación es el nivel más profundo donde las alteraciones en el tejido pueden ocurrir debido a la energía de los sistemas láser. La profundidad de penetración se refiere a la distancia en que la energía láser se extiende en los tejidos subyacentes<sup>4,6,7</sup>.

## **2.4 Dispersión**

La cuarta interacción es la dispersión de la luz láser que puede ser definida como la distribución de la energía luminosa dentro del tejido seleccionado, esta ocurre cuando esta energía rebota de molécula a molécula dentro del tejido. Es afectada por el grado de absorción, de ser alta minimiza la dispersión. La dispersión distribuye la energía sobre un mayor volumen de tejido, disipando los efectos térmicos del láser<sup>2,5</sup>.

El debilitamiento de la energía y la posible producción de un efecto inútil. La dispersión del haz del láser podría transferir calor a los tejidos adyacentes a la zona quirúrgica, con aparición de una lesión térmica no deseada<sup>1</sup>.

El calor generado por la absorción de la energía del rayo láser en los tejidos vaporiza el área, pero no por la luz directamente. Algunos factores influyen en el efecto de esta energía térmica en los tejidos, incluyendo el tiempo de exposición, tipo de tejido, profundidad de la onda del láser y la habilidad del operador. Naturalmente, la temperatura y los efectos sobre los tejidos son grandes cerca del haz de luz y disminuye a medida que la profundidad de la luz se incrementa<sup>4,6,7</sup>.

### **3.-CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS LÁSER**

#### **3.1 Láser suave**

Dos tipos de láser son usados en la medicina y en odontología, láser suave y láser duro, la diferencia radica en sus niveles de energía, por lo general se les denomina de baja energía inclusive se les hace

referencia como fríos o atérmicos, considerados por algunos de estimular la actividad celular mejorando la cicatrización y la regeneración tisular; su efecto por lo general es foto térmico y los sistemas láser comúnmente utilizados para la estimulación biológica son el láser Helio-Neón y el láser Galio-Arsénico<sup>2,5</sup>.

### **3.2 Láser quirúrgico o duro**

El láser quirúrgico o duro es alto en energía, considerados calientes o térmicos, son utilizados en procedimientos quirúrgicos que involucren actos de cortar, coagular y vaporizar, son los principalmente utilizados sobre los tejidos duros dentarios y constituyen el principal enfoque de esta revisión bibliográfica<sup>2,3,7</sup>.

#### **3.2.1 Dióxido de carbono**

Los sistemas láser de Dióxido de carbono tienen una longitud de onda de 10.6 micrones, la cual es una luz invisible en el espectro infrarrojo. El uso de tecnología de ondas huecas permite el fácil y cómodo acceso y manejo a todas las áreas de la cavidad bucal<sup>1,2,7</sup>.

Todos los sistemas láser de Dióxido de Carbono trabajan con un modo de no contacto y pueden ser operados de forma no continua, pulsada y de forma programada o interrumpida (grafico 11). El tejido pigmentado y su estructura tienen un efecto mínimo, ya que su longitud de onda es bien absorbida por todos los tejidos biológicos<sup>1,2,7,8</sup>.

No hay dispersión significativa, reflexión o transmisión de la energía cuando es utilizado en la mucosa bucal. El efecto sobre el tejido está limitado a la superficie del mismo. Cuando es utilizado en el esmalte o la dentina, aproximadamente el 90 por ciento de la energía se absorbe en los primeros treinta micrones con toda la energía absorbida esencialmente en los primeros 100 micrones<sup>2,7,8</sup>.

El esmalte dental absorbe muy poca luz en su región visible, de manera que el uso de los sistemas láser de luz visible requieren de altas densidades de energía para crear un efecto. La razón por la cual la energía obtenida de un láser de Dióxido de Carbono es totalmente

absorbida por el esmalte se debe al hecho que la hidroxiapatita tiene bandas de absorción en la región infrarroja entre los 9 micrones y 11 micrones<sup>1,2,7,8</sup>.



Grafico 11. Láser de dióxido de carbono . *Tomado de Padros 1998.*

### 3.2.2 Láser de Argón

Los sistemas láser de argón tienen como medio activo un gas de argón que se aplica mediante fibra óptica en las modalidades de onda continua y pulsos conmutados. Este láser tiene dos longitudes de onda de emisión y ambas son visibles para el ojo humano, 488 nanómetros de color azul y 514 nanómetros que es azul verdosa<sup>1,2,6,7</sup>.

La emisión de 488 nanómetros es exactamente la longitud de onda necesaria para activar la canforoquinona, el fotoiniciador utilizado con más frecuencia que produce la fotopolimerización de la resina que polimerizan mediante la luz<sup>1,8,9</sup>.

La emisión de 514 nanómetros tiene su absorción máxima en el pigmento rojo. Los tejidos que contienen hemoglobina, hemosiderina y melanina interactúan fácilmente con este láser; es un láser quirúrgico útil con capacidades hemostáticas excelentes. Cuando se emplea estableciendo contacto con el tejido, el láser de argón constituye el tratamiento ideal de la enfermedad periodontal inflamatoria aguda y de lesiones muy vascularizadas como los hemangiomas<sup>1,2,8</sup>.

Ambas longitudes de onda no son bien absorbidas por los tejidos duros dentales y en escasa medida por el agua. La absorción escasa por el esmalte y la dentina representa una ventaja cuando se utiliza este láser para cortar y esculpir los tejidos gingivales debido a que no se producen ni interacciones, ni lesiones en la superficie

dental durante estos procedimientos. Ambas longitudes de onda pueden utilizarse como medida adyuvante en la detección de caries, procedimientos de unión al esmalte y la dentina, terapias endodónticas y procedimientos dentales preventivos<sup>1,2,7</sup>.

### 3.2.3 Láser Nd: YAG

El láser de Nd: YAG tiene un medio activo sólido, un cristal de itrio-aluminio-granate al que se le ha añadido neodimio, aplicándose mediante fibra óptica en el modo pulsado asíncrono en la mayoría de los casos en contacto con el tejido (grafico 12). Fue el primer láser diseñado para odontología y por lo tanto posee la mayor cuota de mercado<sup>1,2,9,10,11</sup>.

La longitud de onda de emisión es de 1064 nanómetros, situada en la parte próxima al infrarrojo, invisible y no ionizante del espectro. Se absorbe en gran medida por el tejido pigmentado y aproximadamente 10.000 veces más por el agua que el láser de argón. Al utilizar potencias máximas con una emisión pulsada asíncrona y un tiempo de enfriamiento tisular

relativamente prolongado, las aplicaciones clínicas más comunes son el corte y la coagulación de tejidos blandos dentales con una capacidad hemostática adecuada<sup>1,2,8</sup>.

El modo pulsado asíncrono permite al clínico tratar tejidos delgados o frágiles con reducción de la acumulación de calor en la zona adyacente. El tejido duro dental absorbe poco la energía del láser Nd: YAG, con escaso grado de interacción con la estructura dental sana, lo que hace que la cirugía tisular en las proximidades del diente sea segura y precisa, donde se ha demostrado el control eficaz de la enfermedad periodontal, otra aplicación clínica útil es la vaporización de las lesiones cariadas pigmentadas superficiales sin eliminación de esmalte sano circundante<sup>1,2,6,7</sup>.

La fibra que se utiliza habitualmente tiene un extremo descubierto, en contacto con el tejido. Durante su utilización, es necesario dividir y limpiar el extremo de la fibra; en caso contrario, la luz láser pierde su efectividad rápidamente. Si se utiliza sin contacto, en la modalidad desenfocada, esta longitud de onda puede penetrar

varios milímetros en el interior del tejido blando, lo que puede utilizarse ventajosamente para la aplicación de la energía láser a la superficie interior, por ejemplo de una lesión ulcerada<sup>1,4,5,7</sup>.



Grafico 12. Láser Nd:YAG . Tomado de Padros, 1998.

#### 3.2.4 Láser Ho:YAG

El láser de Ho:YAG tiene un medio activo sólido, un cristal de itrio-aluminio-granate al que se le ha añadido holmio y se aplica mediante fibra óptica en contacto con el tejido en el modo pulsado asíncrono<sup>1,9,11,12</sup>.

La longitud de onda producida por este láser es de 2120 nanómetros, ubicado en la parte próxima al infrarrojo, invisible y no ionizante del espectro. Su

absorción por el agua es 100 veces superior al la del láser Nd:YAG y tiene muchas aplicaciones quirúrgicas en tejidos blandos. Como el tejido contiene una cantidad importante de agua, este láser elimina estas estructuras tisulares rápidamente, además que la fibra óptica proporciona un buen acceso, precisión e información táctil. Como este láser se absorbe bien por el agua y se produce en el modo pulsado, la ablación tisular en el espacio quirúrgico pueden realizarse a una velocidad eficaz, evitando tensión térmica colateral<sup>1,2,3</sup>.

La frecuencia o la cantidad de pulsos de energía láser por segundo es relativamente baja comparada con un láser Nd:YAG y las incisiones resultantes pueden presentar unos bordes ligeramente dentados. Desde el punto de vista clínico, esta superficie rugosa sólo se manifiesta en el tejido más fibroso, aunque el resultado de la cicatrización sigue siendo aceptable<sup>1,2</sup>.

La fibra óptica se debe limpiar y dividir periódicamente durante la intervención quirúrgica. El láser de holmio tiene escasa afinidad por el tejido

pigmentado. Su capacidad hemostática es menor debido a la escasa absorción por la hemoglobina y otros pigmentos similares. La absorción del láser por la estructura dental es escasa lo que permite realizar intervenciones en las proximidades al esmalte, la dentina y cemento con seguridad. El láser de holmio se utiliza con frecuencia en la cirugía artroscópica de la articulación temporomandibular<sup>1,2</sup>.

### 3.2.5 Láser Diódico

Los sistemas láser diódicos poseen un medio activo sólido, es un láser semiconductor en estado sólido que utiliza alguna combinación de aluminio, galio y arsénico para transformar la energía eléctrica en energía lumínica. Las longitudes de onda disponibles para uso dental están comprendidas entre 800 y 980 nanómetros, situándose al comienzo de la parte invisible infrarroja no ionizada del espectro<sup>1,2,3</sup>.

Los equipos aplican la energía láser mediante fibra óptica en las modalidades de onda continua y de pulsos conmutados, habitualmente se establece contacto con

los tejidos. Es necesario dividir y preparar la fibra óptica antes de la primera aplicación y a veces durante los procedimientos prolongados para garantizar el funcionamiento correcto del láser. El espectro de longitudes de onda sitúa este láser en la porción de la radiación invisible infrarroja no ionizante del espectro electromagnético<sup>1,2,3</sup>.

Todas las longitudes de onda diódicas, al igual que las de argón, se absorben muy bien por el tejido pigmentado, aunque la hemostasia no es tan rápida como la obtenida con el láser de argón. Estos sistemas láser son absorbidos relativamente mal por la estructura dental. Por lo que la cirugía de tejidos blandos puede realizarse con seguridad en estrecha proximidad al esmalte, la dentina y el cemento<sup>1,2,3</sup>.

El láser diódico resulta excelente para técnicas quirúrgicas en tejidos blandos, por lo que está indicado para la sección y coagulación de la encía y la mucosa, para el legrado de tejidos blandos y el desbridamiento sulcular. Se deben tomar precauciones cuando se utilice

en la modalidad de emisión continua debido al aumento rápido de la temperatura del tejido diana<sup>1</sup>.

La ventaja principal de los sistemas láser diódicos es el manejo de un instrumento de dimensiones reducidas. Las unidades son portátiles y compactas se trasladan fácilmente con un tiempo de ajuste mínimo y son los sistemas láser más económicos actualmente disponibles<sup>1,2</sup>.

### 3.2.6 Láser de Er,Cr:YSGG y Er: YAG

EL láser de Er,Cr:YSGG tiene como medio activo un cristal sólido de itrio-escandio-galio-granate al que se le ha añadido erbio y cromo, posee una longitud de onda de 2790 nanómetros. El láser de Er:YAG tiene como medio activo un cristal sólido de itrio-aluminio-granate al que se le ha añadido erbio y posee una longitud de onda de 2940 nanómetros encontrándose ambas ubicadas cercanas al límite de la porción próxima al infrarrojo e infrarrojo, invisible y no ionizante del espectro<sup>3,4</sup>.

Estos dos sistemas láser, se comentaran juntos

porque presentan propiedades similares ambos se aplican con fibra óptica en el modo pulsado asíncrono. Las fibras se enfrían con aire y posee un diámetro mayor al de los demás sistemas láser, lo que confiere menor flexibilidad al sistema aplicación. En el extremo de la fibra, el aplicador y las puntas vítreas de pequeño tamaño concentran la energía láser en un área quirúrgica adecuada, aproximadamente de 0,5 micrones<sup>1,3,4,5</sup>.

Estas dos longitudes de onda tienen la absorción más alta en agua de todas las longitudes de onda dentales, con gran afinidad por la hidroxiapatita aunque el láser de erbio supera en un 20% al de erbio y cromo en este sentido. Una parte de la energía láser se acopla al radical hidroxilo del cristal de apatita. El agua que se une a las estructuras cristalinas del diente absorbe la luz láser rápida y fácilmente. La vaporización del agua contenida en el sustrato mineral produce una expansión masiva del volumen y dicha expansión, la explosión literal del material circundante<sup>1,2,3</sup>.

Estos sistemas láser son ideales para la eliminación de caries y la preparación de los dientes cuando se utilizan con un pulverizador de agua. La estructura dental sana se conserva mejor durante la ablación del material cariado. El mayor contenido agua de la caries dental permite que el láser interactúe preferiblemente con el tejido dental cariado<sup>1,4,7</sup>.

La superficie de esmalte sano se puede modificar para aumentar la adhesión al material de restauración si se expone a la energía láser. La indicación actual de empleo de estos sistemas láser especifica que no debe utilizarse para la remoción de amalgama<sup>2,3</sup>.

Ambos sistemas láser producen rápidamente la ablación del tejido blando debido a su contenido acuoso, pero poseen una capacidad hemostática limitada, la ventaja de estos sistemas láser en odontología restauradora es que permiten el tratamiento de una caries próxima a la encía y la remodelación del tejido blando con el mismo instrumental<sup>1,2,3</sup>.

## **4. APLICACIONES CLÍNICAS DE LOS SISTEMAS LÁSER SOBRE LOS TEJIDOS DUROS DENTARIOS**

### **4.1. Diagnóstico de caries incipiente**

Es muy bien conocido que el proceso carioso disuelve y remueve los minerales del esmalte. Por lo tanto, la rápida detección de la caries dental, es un hecho importante, dado que pudiera permitir al clínico el uso de un acercamiento preventivo más que uno restaurador. El examen clínico y las técnicas de microrradiografías son los métodos más frecuentes para identificar la caries<sup>9,10</sup>.

El examen clínico es más efectivo para los casos de caries bien desarrolladas y en esencia son los métodos visuales, táctiles utilizando el explorador de acero inoxidable de sujeción normal y las radiografías que son satisfactorias para las lesiones interproximales y con la llegada de la radiografía digital, ahora es posible seguir la progresión de la lesión o su inversión en el tiempo<sup>11,12,13</sup>.

Las lesiones de las superficies oclusal de los dientes posteriores son difíciles de detectar con radiografías,

porque hay mucho tejido sano que atenúa el haz. Estas lesiones ocultas son uno de los principales problemas de la odontología hoy en día, el explorador es una herramienta de detección tosca e imprecisa<sup>14</sup>.

Si se pueden detectar caries lo suficientemente precoces, sin importar su posición en el diente, pueden aplicarse métodos de intervención, tales como el tratamiento antibacteriano, el tratamiento con fluoruro, las restauraciones conservadoras, los selladores, el tratamiento con láser o combinaciones de estos. La combinación de la detección precoz, los nuevos métodos de intervención y el tratamiento de la caries mediante una evaluación de riesgo será la odontología preferida en el futuro<sup>13</sup>.

La diferencia entre diagnósticos puede estar relacionada con muchos factores, algunos de los cuales son la experiencia clínica, necesidades financieras, el diámetro de la punta del explorador y la filosofía de la escuela de odontología donde el odontólogo fue educado<sup>14</sup>.

La inducción del láser fluorescente ha mostrado potencial como una técnica alternativa para la detección y cuantificación de características físicas y químicas asociadas con el proceso carioso. La técnica de luminiscencia del láser ha sido usado para detectar lesiones cariosas tempranas<sup>13,14</sup>.

La fluorescencia es un fenómeno bien conocido en ciencia y tecnología, en términos simples, la luz de una longitud de onda de excitación es absorbida por un tejido y se emite una con una segunda longitud de onda más larga longitud de onda de emisión. El fenómeno se produce sólo cuando hay una sustancia específica que se excita por una longitud de onda específica de la luz<sup>11,12</sup>.

Se ha desarrollado un sistema informático que recoge imágenes de las lesiones basados en la excitación a 488 nanómetros con un láser de argón, basado en una fuente de luz azul filtrada y que se denomina QLF, fluorescencia cuantitativa inducida por luz, siendo útil esta técnica para lesiones superficiales lisas. La luz azul se utiliza para irradiar la superficie del diente con una pieza de

mano de diseño especial y la imagen fluorescente es capturada por una computadora. Se utiliza un filtro para eliminar las longitudes de onda de excitación de la luz emitida, de forma que solo detecte la fluorescencia<sup>12,13</sup>.

Las lesiones aparecen como imágenes poco definidas contra el fondo fluorescente brillante del esmalte sano, esta imagen se puede almacenar, medir y cuantificar en términos de forma y área. Se pueden tomar imágenes similares posteriormente y por sustracción, el odontólogo puede decidir sobre la inversión o progresión de la lesión<sup>12,13</sup>.

Bjelkhagen *et al.*<sup>9</sup> en 1982, usando los dientes iluminados por un rayo láser argón de luz visible de 488 nanómetros y estos eran capaces de observar las áreas de desmineralización natural y artificial incipiente en etapas tempranas antes de poder observarse en radiografías coronales. Las lesiones de caries incipientes así como desarrolladas en el esmalte eran claramente visibles como áreas oscuras en contraste con los alrededores luminiscentes. También se reportó que la

luminiscencia entre la estructura de dientes cariados y sanos estaba más lejos en la dentina, donde esta era escasamente perceptible.

Van de Rijke y Ten Bosch<sup>10</sup> desarrollaron un método experimental para medir la intensidad de la fluorescencia en tinciones introducidas en lesiones tipo cariosas *in vitro*. Los autores consiguieron una correlación lineal entre la señal fluorescente y la pérdida de calcio y concluyeron que esta técnica sea usada *in vivo* sin embargo se debe asegurar que las tinciones puedan ser removidas.

En otro estudio un láser de Pfizer de dióxido de carbono, se aplicó sobre 50 molares y premolares extraídos. Las superficies sobre las que se aplicó el láser fueron examinadas, donde se encontraron zonas negras, estas fueron comparadas con zonas cariosas previamente encontradas en los mismos dientes, mediante la determinación con el explorador, haciendo notar que el láser y el explorador dieron diagnósticos diferentes de zonas cariosas. El mecanismo de la

determinación de caries se basa en el hecho que el esmalte tiene un bajo contenido de carbón, un bajo contenido de agua y un alto contenido mineral, debido a que la energía del dióxido de carbono es absorbida selectivamente por el agua, el esmalte es menos afectado por el dióxido de carbono, vaporizando el agua y dejando un residuo carbonizado<sup>11,12,15</sup>.

Durante la década de los noventa investigadores observaron que la luz roja producía fluorescencia en la región cercana a los infrarrojos, debido a estos trabajos se culmina en el desarrollo de un equipo comercial Diagnodent®, Kavo, Biberach, Alemania, utilizándose en varios países a nivel mundial. La luz roja de diodo de láser se dirige a la superficie oclusal mediante la punta de una sonda especialmente diseñada y la señal de fluorescencia se filtra de la luz incidente y vuelve al detector a través del mismo instrumento<sup>15,16</sup>.

La señal se muestra en el instrumento en una escala de 0 a 99, cuanto más alto sea el número, más caries hay debajo. Aunque el sistema no ofrece una imagen

bidimensional ni tridimensional, es un gran paso hacia delante comparado con las exploraciones visuales o táctiles actuales<sup>15,16,17</sup>.

El componente que emite la fluorescencia no se ha establecido todavía por completo, pero es un producto bacteriano, otras tinciones extrínsecas pueden interferir en la señal, y este es un problema que queda por resolver. Como con otras herramientas se debe utilizar con otras observaciones clínicas y el sentido común, todavía existen limitaciones respecto a este sistema pero se muestra como un instrumento prometedor. El sistema no puede detectar caries secundaria adyacente a reconstrucciones, y no parece posible utilizarlo con este propósito por problemas técnicos<sup>11,13,15,18,19</sup>.

#### **4.2 Eliminación de caries**

La oficina de administración de drogas y alimentos de Estados Unidos aprobó en 1997 el uso de un láser de Er:YAG para la eliminación de caries y la preparación de cavidades en los dientes (grafico 13). Ya en la actualidad

se han aprobado un segundo láser de Er:YAG y un láser de Er:YSGG para un uso similar en los tejidos duros dentarios<sup>20,21,22</sup>.

Es necesario establecer unos parámetros de láser diferentes para la ablación del esmalte, la dentina y la caries debido al mayor contenido acuoso, en orden creciente, del esmalte, la dentina y la caries. Como la longitud de onda del erbio tiene afinidad por el contenido acuoso del tejido duro, se requiere menos energía para la ablación de la caries que de esmalte o dentina debido a su mayor hidratación<sup>23,24</sup>.

El láser aporta una información doble al operador táctil y auditiva. La información táctil se debe al contacto suave que establece la punta con la superficie del diente. La radiación de corte procede solo del extremo distal de la punta, la corriente de agua aire se dirige a la punta de corte y hacia el tejido a irradiar<sup>25,26</sup>.

El empleo del láser para tejidos duros se asocia con menor necesidad de anestesia. Si el paciente se siente

incómodo durante el procedimiento, se debe intentar reducir los pulsos por segundo, reducir la energía o mover la punta de corte de la modalidad de contacto a la modalidad sin contacto<sup>3,7,22,23,24,25,26,27,28</sup>.

Para realizar cortes profundos, la punta se mueve hacia arriba y hacia abajo a modo de bombeo. El operador también puede detectar las diferentes estructuras dentales escuchando el sonido de la ablación que es similar al sonido de un chasquido, que se diferencia por el tipo de tejido<sup>28,29,30</sup>.

Durante la preparación interproximal del diente, los dientes adyacentes también se pueden aislar y proteger con el uso de un dique de goma o una matriz de metal aplicándose la energía láser al tejido utilizando filamentos de fibra óptica o guías<sup>23,24,25,26</sup>.

Las puntas de corte desechables o reutilizables de diferentes diámetros se acoplan al extremo distal del sistema de aplicación, se utilizan con o sin contacto con el tejido<sup>24,25,26,27,30,31</sup>.

El láser es capaz de destruir el tejido cariado y preparar la cavidad de modo que se produzca una superficie irregular lo que es ideal para una restauración con resina compuesta o vidrio ionómero. En la odontología contemporánea se insiste en la conservación de la estructura dentaria a diferencia de las preparaciones de Black (grafico14). Esta precisión mejorada supone un procedimiento mínimamente cruento con escasa alteración de la estructura dental sana, conservando la resistencia del diente<sup>25,26,27,28,30,31</sup>.

#### **4.3 Grabado de esmalte y dentina para técnicas adhesivas**

Los estudios en la unión son utilizados para evaluar la fuerza de ésta entre los materiales restauradores y la estructura dentaria, por ejemplo, el esmalte y la dentina. Dado que la retención de muchas restauraciones ahora depende, principalmente, de la unión creada por el grabado ácido en el esmalte y la dentina con el material de restauración empleado es necesario que esas superficies sean consistentes y efectivamente grabadas,

el láser argón, el láser de dióxido de carbono y Nd:YAG también han sido utilizados para grabar al esmalte y dentina en la preparación de los procesos de unión utilizando resinas compuestas<sup>32,33,34</sup>.



Grafico 13. Caries oclusal y proximal . Tomado de *Botella*, 1998.



Grafico 14. Eliminación de caries con energía láser. *Tomado de Botella, 1998.*

El grabado con el láser es un proceso de vaporización continua y de microexplosiones debida a la evaporación del agua atrapada dentro de la matriz de hidroxiapatita (gráficos 15,16,17). En general se remueve más material por las microexplosiones del agua atrapada que por la vaporización directa de los cristales de hidroxiapatita. Sin embargo el grado de rugosidad de la superficie será dependiente, dentro del sistema usado y de la longitud de onda del láser<sup>34,35,36</sup>.

Varios estudios han mostrado que los cambios en la morfología de las superficies del esmalte y la dentina a causa de la energía láser son similares a aquellos producidos en especímenes grabados con ácido. Siendo utilizados de forma importante el láser de dióxido de carbono y en Nd:YAG<sup>32,33</sup>.

Liberman *et al.*<sup>34</sup> utilizando el láser de dióxido de carbono, irradiaron la superficie del esmalte creando una superficie áspera que resultó en una mayor fuerza en la unión del material resinoso similar a la obtenida posterior al grabado ácido.

MacDonal *et al.*<sup>35</sup> compararon las fuerzas de unión del grabado con láser de dióxido de carbono, con el grabado con ácido, los autores reportaron resultados comparables con reconocimiento entre las fuerzas de ruptura entre el esmalte grabado con ácido y el esmalte grabado con el láser.

Cooper *et al.*<sup>36</sup> irradiaron la dentina con energía láser de dióxido de carbono, para evaluar el efecto en la

fuerza del corte del láser en dentina previamente tratada con sistemas de unión, los resultados mostraron un incremento en la fuerza de unión, comparados con la dentina no tratada con láser.

En un estudio realizado por White *et al.*<sup>37</sup> donde evaluaron las fuerzas de unión con resistencia al corte de la dentina tratada con láser Nd:YAG, encontraron resultados donde se mostró que la dentina tratada con láser tenía una mayor fuerza de unión que la dentina no tratada.

La habilidad del láser de afectar la fuerza de unión en los materiales restauradores de resina compuesta pudiera variar con la tecnología de resina usada, por ejemplo, el cambio en el uso de resinas hidrofóbicas por el uso de resinas hidrofílicas pueden negar alguna extensión del valor del láser en el incremento de la unión<sup>38,39,40,41,42</sup>.

Sin embargo el grabado del esmalte y los intentos de incrementar la resistencia a la caries pueden ofrecer

utilidad significativa para el uso del láser, asumiendo que los niveles de exposición sean efectivo<sup>41,42,43,44</sup>.

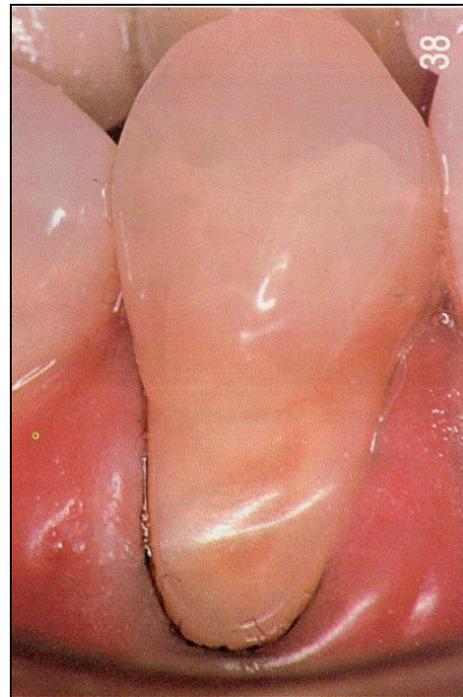


Grafico 15. Erosión cervical visión frontal y lateral. *Tomado de Botella, 1998.*



Grafico 16. Grabado de la superficie con energía láser. *Tomado de Botella, 1998.*



Grafico 17. Grabado de tejido en preparación para carilla directa. *Tomado de Botella, 1998.*

#### **4.4 Prevención de la caries utilizando la luz de láser**

Actuales estudios han mostrado que la reactividad ácida del esmalte dental puede alterarse con irradiaciones con láser. Utilizando sistemas láser a niveles de energía altos se ha demostrado la posibilidad de fundir el esmalte y hacerlo resistente al ácido, pero son necesarias intensidades de irradiación enormes para hacerlo aproximadamente  $1\text{GW}/\text{cm}^2$  <sup>45,46</sup> .

Todo esto basado en hipótesis subyacentes para la prevención de la caries, una de ellas es que existen grupos específicos de condiciones de radiación para luz de láser que interactúan de forma más eficaz y eficiente con los tejidos duros dentales, otra hipótesis sería la conversión de la luz en calor a medida que la luz láser se absorbe da lugar a una mayor resistencia del mineral dental a su disolución por el ácido <sup>46,47</sup> .

Varios estudios han demostrado que el tratamiento del esmalte dental con el láser de dióxido de carbono puede inhibir la progresión posterior de la caries en el laboratorio hasta un 85%. El grado de protección frente a

la progresión de la caries proporcionado por el tratamiento inicial con láser en un solo tiempo en este modelo fue comparable al del tratamiento diario efectuado con un dentífrico fluorado en el mismo modelo<sup>46,47</sup>.

Para explicar el mecanismo de la inhibición de la progresión de la caries, se habla que el carbonato se pierde de la apatita carbonatada del diente durante la irradiación específica con láser. La irradiación con láser de dióxido de carbono pulsado interactúa con los grupos fosfatos del mineral dental, se absorbe de forma preferente, se transforma de forma eficaz en calor y puede aumentar la temperatura a niveles que arrancan el carbonato utilizando energías bajas, los efectos dependen de la longitud de onda y las características del pulso<sup>47,48</sup>.

Ajustando las características del láser, puede obtenerse un tratamiento óptimo de la superficie, mientras se mantiene el aumento de la temperatura en la pulpa hasta un nivel seguro de menos de 4°C. Desde un

punto de vista mecánico, lo que ocurre es que la hidroxiapatita carbonatada en la superficie y en la subsuperficie inmediata del esmalte se calienta a temperaturas mayores de 400°C, lo que descompone el carbonato y deja por debajo un mineral de tipo hidroxiapatita que es mucho menos soluble que el original<sup>48</sup>.

#### **4.5 Tratamiento de la hipersensibilidad**

La hipersensibilidad dentinaria se describe clínicamente como una respuesta exagerada a estímulos sensoriales no nocivos. La condición se debe a dentina expuesta que despierta sensibilidad de los túbulos dentinarios como consecuencia del cepillado o de condiciones cambiantes del ambiente bucal<sup>49,50,51,52,53</sup>.

La abrasión, atrición, erosión y la retracción gingival contribuyen a la pérdida del esmalte y el cemento. Las estimaciones sobre la prevalencia de la hipersensibilidad dentinaria varían considerablemente del 8% al 30% en la población adulta; sin embargo estas cifras probablemente son inferiores a las cifras reales, ya que no todos los

pacientes afectados acuden a consulta. Además muchos individuos pueden verse afectados en un momento u otro, particularmente los que han recibido procedimientos periodontales quirúrgicos los portadores de prótesis parciales con retenedores y ocasionalmente, los pacientes con prótesis fijas y provisionales<sup>51,52,53</sup>.

El tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria comprende una gran variedad de regímenes incluyendo algunos aplicados por el odontólogo en el consultorio y otros aplicados por el paciente. Actualmente el uso del rayo láser para el tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria esta abriendo nuevas dimensiones para el tratamiento de esta entidad<sup>49,50</sup>.

Featherstone *et al.*<sup>24</sup> reportaron en estudios que la irradiación con un láser de dióxido de carbono sobre dientes incremento la resistencia de la dentina a influencias químicas y físicas.

Pashley *et al.*<sup>53</sup> reportaron que el uso del láser de dióxido de carbono produce una fusión de la dentina

trayendo como consecuencia la reducción de la hipersensibilidad dentinaria, esto debido al logro de un sellado total o parcial de los túbulos dentinarios disminuyendo de esta manera la conducción del estímulo hacia las fibras nerviosas.

En un estudio realizado por Zhang *et al.*<sup>49</sup> demostraron la efectividad de la terapia con el láser de dióxido de carbono en la reducción y eliminación de la hipersensibilidad dentinaria. Donde luego del tratamiento con láser todos los pacientes se mostraron libres de sensibilidad y después de tres meses del tratamiento con el láser los pacientes mostraron una disminución de la sensibilidad al aire hasta en un 50% sin presentar daños o alteraciones pulpares.

Cheng Liu *et al.*<sup>52</sup> lograron reducir la hipersensibilidad y permeabilidad dentinaria luego de aplicación de un láser Nd:YAG, observando posteriormente al microscopio electrónico de barrido la fusión de los orificios de los túbulos expuestos a la irradiación sin producir lesiones térmicas o grietas a la dentina, además lograron reducir

la sensibilidad al aire hasta en un 58% y a los estímulos mecánicos en un 61% luego de la irradiación del tejido con un láser de Nd:YAG el cual causo fusión de la dentina logrando con esto el sellado de los túbulos dentinarios.

#### **4.6 Blanqueamiento dentario**

Desde tiempos remotos ha existido la motivación por el blanqueamiento de dientes, pero los avances más revolucionarios son de data reciente, donde existen diversas técnicas para realizarlo. El último avance del blanqueamiento acelerado ofrece agentes blanqueadores fáciles de utilizar, basados esencialmente en el uso de peróxido de hidrógeno muy concentrado mezclado con agentes más amortiguadores, catalizadores o colorantes<sup>3,7,8,54</sup>.

La fuente de energía puede ser una lámpara halógena de color azul para fotocurado, lámparas de plasma de arco eléctrico, sistemas láser de dióxido de carbono infrarrojos, láser argón. El objetivo del blanqueamiento acelerado es blanquear con eficacia mediante el aumento

controlado de la temperatura del peróxido de hidrógeno en la superficie dental o el vertido de fotones de energía para bombear las moléculas de peróxido de hidrógeno hasta un estado intrínseco de intensa vibración de los agentes blanqueadores. Esto último acelera las reacciones químicas de reducción y oxidación del proceso de blanqueamientos aplicados a la superficie del diente<sup>54</sup>.

El objetivo del blanqueamiento con láser es conseguir un proceso más efectivo utilizando una fuente de energía eficaz y evitando cualquier efecto adverso. El láser argón de 488 nanómetros como fuente de energía para excitar la molécula de peróxido de hidrógeno ofrece más ventaja que otros instrumentos de calor<sup>54</sup>.

Los sistemas láser de argón emiten longitudes de onda bastante cortas de 488 nanómetros con fotones de mayor energía, por el contrario la lámparas de arco de plasma, las lámparas halógenas y otras lámparas de calor emiten longitudes onda corta, así como longitudes onda térmicas más grandes situadas en el infrarrojo

invisible 750 nanómetros a 1 milímetro con fotones de menor energía y un gran efecto térmico previsible con respuestas pulpares desfavorables<sup>4,5,754</sup>.

El láser argón excita y reactiva rápidamente la ya inestable molécula de peróxido de hidrógeno, a continuación la energía se absorbe en todos los enlaces intramoleculares e intermoleculares y alcanza la proporción de vibraciones intrínsecas. La molécula de peróxido de hidrógeno se disgrega en distintos fragmentos iónicos extremadamente reactivos que se combinan rápidamente con la estructura cromófila de las moléculas orgánicas, alterándolas y produciendo cadenas químicas más sencillas. El resultado es el blanqueamiento visible de la superficie dental<sup>54</sup>.

## **5. EFECTOS DEL LÁSER SOBRE LOS TEJIDOS DUROS DENTARIOS**

Para determinar los efectos biológicos de la energía lumínica del láser sobre el tejido dental, se deben considerar muchos factores. La biofísica del láser para tejidos duros que incluye la longitud de onda, densidad

de la energía y la duración del pulso de la radiación láser así como las propiedades del tejido, como absorción, reflexión, transmisión y dispersión<sup>55,56</sup>.

La absorción y la transmisión dependen principalmente de la longitud de onda. En la región media del infrarrojo del espectro lumínico, las propiedades de absorción del agua y la hidroxiapatita varían en función de la longitud. Se produce una absorción baja a 2 micrones comparada con la absorción elevada que se obtiene a 3 micrones y 10 micrones. La absorción en agua e hidroxiapatita a 1 micrón es aproximadamente 10.000 veces menor que a 3 micrones<sup>55,56,57,58</sup>.

Los sistemas láser autorizados por la federación de drogas y alimentos de Norteamérica, el Er:YAG, Er,Cr:YSGG, pueden clasificarse dentro de los que poseen efectos fototérmico. La luz láser de mucha energía y administrada en pulsos cortos produce el calentamiento rápido del tejido dental en un área reducida<sup>59,60</sup>.

Asumiendo que la absorción ha ocurrido los efectos resultantes del calor serán, la coagulación donde el calentamiento del tejido capaz de desnaturalizar las proteínas ocurre aproximadamente a 65°C. Otro efecto sería la vaporización donde el calentamiento rápido es suficiente para causar la ebullición del agua intracelular a los 100°C resultando en la combustión de los elementos orgánicos celulares que traen como consecuencia la pérdida de elementos anatómicos y de volumen del tejido<sup>61,62</sup>.

Se crea una onda de choque rápida cuando la energía es disipada explosivamente a medida que se produce la expansión volumétrica del agua en el tejido duro. Este proceso se denomina cavitación, todos los tejidos duros dentales contienen diversas cantidades y concentraciones de agua. Las moléculas de agua presentes en el diente a tratar se sobrecalientan y estas explotan de tal forma que destruyen la estructura dental y al tejido cariado<sup>64,65</sup>.

Se produce también un efecto bactericida, típico de la interacción entre el láser y el tejido. Las ondas de choque mecánicas que aparecen se deben a la fotovaporización rápida del agua, que produce un cambio de estado volumétrico del agua líquida contenida en el diente, este cambio crea presiones importantes, eliminando y destruyendo áreas selectivas del tejido adyacente<sup>55,56,59</sup>.

El efecto fotóacústico es característico de un tiempo de interacción corto y de una densidad de energía alta. La energía láser incidente es absorbida por una capa superficial delgada, el agua, la hidroxiapatita y el colágeno tienen afinidad por esta energía láser. El vaporizador de agua del aplicador del láser acelera este efecto mostrando, que la eliminación tisular explosiva mediada por agua es la forma más eficaz de eliminar tejido, con transferencia de una cantidad mínima de calor al resto del diente<sup>55,56,57</sup>.

La morfología estructural del diente no muestra ningún signo de agrietamiento, fisura o carbonización. La

dentina presenta unos túbulos abiertos. Se destruye el material orgánico y no se modifican los componentes inorgánicos del diente<sup>58,63,64,65</sup>.

En numerosos trabajos realizados con el microscopio óptico y electrónico se describe la acción del láser sobre el esmalte, observándose cráteres irregulares de bordes bien definidos, sin imágenes de lesión térmica, las paredes de los cráteres son rugosas, con imágenes blanquecinas en forma de copos o escamas denominados copos de ablación, no observándose cambios en la disposición y estructura de los cristales de hidroxiapatita<sup>55,56</sup> (grafico 18).



Grafico 18. Cráteres en esmalte luego de la irradiación con láser. Tomado de Botella 1998.



Grafico 19. Foto al microscopio electrónico de un cráter en esmalte. *Tomado de Botella, 1998.*

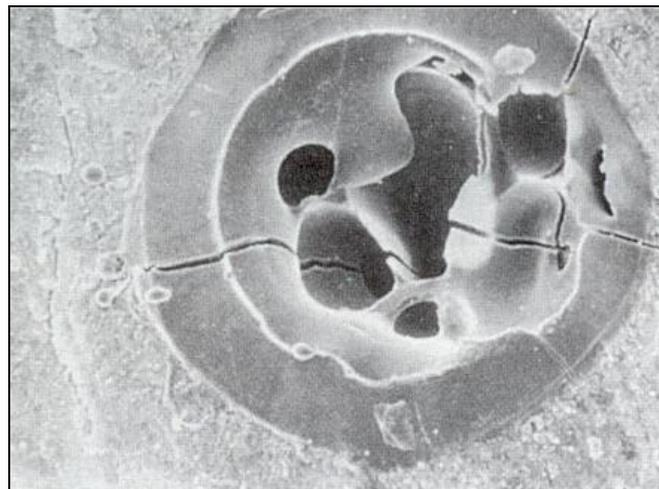


Grafico 20. Imagen de microscopio electrónico de lesión térmica en cráter en el esmalte producido por el láser. *Tomado de Botella, 1998.*

En diversos artículos científicos *in vitro*, en donde se han realizado observaciones a través del microscopio óptico y electrónico y en los cuales se describen los efectos de la energía láser sobre la dentina, se observa la producción de cráteres, con bordes nítidos, paredes rugosas, sin signos de lesión térmica (grafico 22), sin alteración de la estructura dentinaria y con imágenes de arrancamiento del tejido por el mecanismo de ablación<sup>55,56,57.58</sup> (grafico 21).

La mayoría de los túbulos dentinarios se encuentran abiertos, la dentina intertubular está erosionada y la dentina peritubular forma una pared lisa en la luz de los canaliculos<sup>55,56</sup>.

En la dentina cuando esta es irradiada con el láser no se produce la capa de desecho o *smear layer* que aparece con los procedimientos mecánicos, demostrándose además la esterilización de los túbulos dentinarios, tras la irradiación con el láser<sup>56,57</sup> (grafico 22).

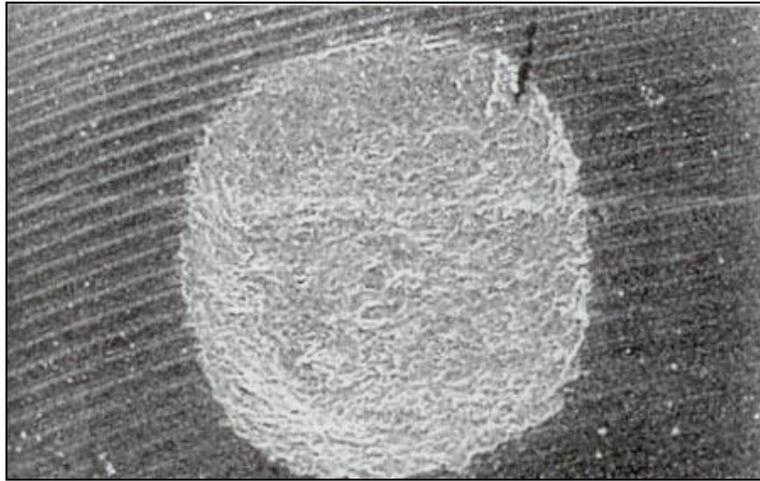


Grafico 21. Cráter en dentina imagen al microscopio electrónico.  
*Tomado de Botella 1998.*

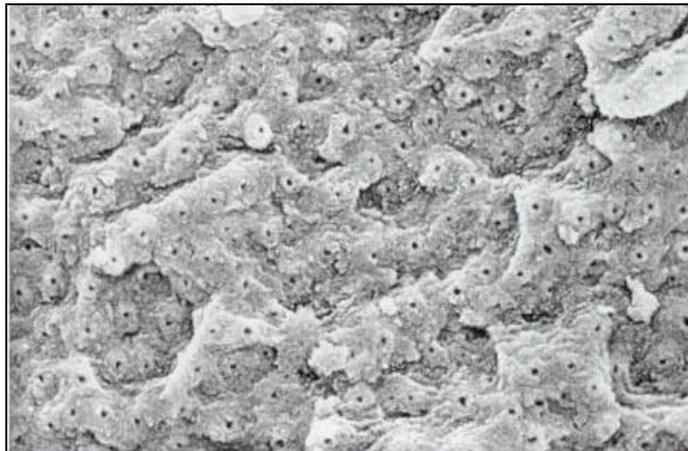


Grafico 22. Imagen al microscopio electrónico de la superficie interna de un cráter en dentina. *Tomado de Botella 1998.*



Grafico 23.imagen al microscopio electrónico de lesión térmica en dentina. *Tomado de Botella 1998.*

Diversos artículos han estudiado la respuesta pulpar después del tratamiento con láser de los tejidos adyacentes, como ya se ha mencionado el tratamiento de los tejidos duros involucra la conversión de energía luminosa a energía térmica. La producción de calor originada de cualquier fuente posee el potencial de causar daño a la pulpa dental; un incremento en la temperatura como mínimo de 10°F origina la pérdida de vitalidad en algunos dientes<sup>57,58</sup>.

Por lo tanto la producción de calor asociada a la terapia con láser es un problema crítico, en la prevención del daño iatrogénico al tejido pulpar. Cuando

el diente está expuesto al rayo láser, cierta cantidad de calor pudiera alcanzar la pulpa, el cual está controlado por el poder del láser, su longitud de onda, la duración a la exposición, el área sobre la cual la energía es aplicada y la ubicación de la producción del calor<sup>56,57,58</sup>.

Zakariasen *et al.*<sup>57</sup> reportaron los resultados de un estudio conducido para investigar los cambios de temperatura que ocurren a lo largo de los diferentes espesores de dentina, estando expuestos a simples y múltiples pulsos de energía del láser de dióxido de carbono. Los resultados indican que la energía del láser puede ser usada en procedimientos preventivos y grabado sin causar daño a la pulpa.

Anic *et al.*<sup>58</sup> realizaron un estudio para determinar el efecto de un láser de dióxido de carbono de onda continua en el esmalte y dentina de molares humanas en el piso pulpar de preparaciones clase I. Potencias de 0,5 y 1w, distancias del punto de 1,5 mm y 10 segundos de exposición vaporizan y carbonizan el tejido dentinario en el piso pulpar de las cavidades, también fue investigada

la temperatura de las cámaras pulpares. Los resultados mostraron una elevación de la temperatura de 4°C, indicando que era improbable el daño térmico a la pulpa.

Diversos artículos han estudiado la acción del láser Er:YAG sobre el tejido pulpar, si se realiza ablación de esmalte y dentina lejana a la pulpa no se produce ninguna reacción pulpar, no se observa hiperemia, dilatación de vasos, o formación de nueva dentina<sup>60,61</sup>.

En cambio si se lleva a cabo la ablación cercana a la cámara pulpar, se produce la siguiente reacción en donde se observan fenómenos de hiperemia y dilatación de vascular, si se lesionan a los odontoblastos las células mesenquimatosas indiferenciadas se diferencian en nuevos odontoblastos, no se observa la presencia células inflamatorias, a las 4 o 6 semanas comienza la formación de nueva dentina, a las 8 semanas se ha formado una zona de de 200 micrones de espesor de la nueva dentina con ausencia total de fenómenos inflamatorios<sup>60,61,62,63,64,65</sup>.

## 6. PRECAUCIONES EN EL USO DEL RAYO LÁSER

Los productos láser se agrupan en cuatro clases generales para las que se especifican los límites de emisión admisibles como se especifican en la siguiente tabla<sup>66</sup>.

	<b>Láser</b>	<b>Daño</b>	<b>Riesgo</b>	<b>Medida de control</b>
<b>Clase I</b>	Sistemas láser que no pueden emitir radiación en exceso de los niveles máximos de exposición permitidos.	Ninguno	Ninguno	-Etiquetas de peligro
<b>Clase II</b>	Láser emisor de luz visible que no tenga suficiente potencia para producir daño por accidente, pero puede producir daño por una observación directa del haz durante un período superior a 0,25 segundos	Ocular	Crónico para exposiciones de 1.000 segundos	Carcasa protectora Etiquetas de peligro Indicadores de funcionamiento Lentes de protección
<b>Clase IIIa</b>	Láser emisor de luz visible que no produce daño por observación indirecta, pero daña la retina si se focaliza dentro del ojo	Ocular	Crónico para exposiciones mayores de 0,25 segundos	Controles de ingeniería Lentes de protección Controles administrativos Señales de peligro

<b>Clase IIIb</b>	Láser que puede producir daño por accidente si se observa directamente el haz o sus reflexiones en distintas ópticas	Ocular Cutáneo	Peligro agudo en contacto con el haz	Controles de ingeniería lentes de protección Controles administrativos Señales de peligro
<b>Clase IV</b>	Sistemas láser que producen daños graves, por incidencia directa, indirecta ó reflexión difusa, en los ojos y la piel.	Ocular Cutáneo	Peligro agudo en contacto con el haz ó con su radiación difusa	Controles de ingeniería Lentes de protección Controles administrativos Señales de peligro

Grafico 24. Clasificación de los rayos láser según el efecto que causan. *Tomado de Lanzafame 1988*

La seguridad del láser de tejidos duros es responsabilidad del fabricante, del educador, así como del odontólogo y sus ayudantes. Es esencial recibir una formación completa formal impartida por un educador o una organización calificada antes de llevar a práctica esta técnica<sup>66,67,68</sup>.

La academia de láser dental ofrece un programa de certificación que establece las normas de utilización segura y eficaz de los sistemas láser por los

profesionales de la odontología. Los sistemas láser dentales son sistemas que suponen un riesgo biológico causado por la reflexión directa o difusa. Los peligros potenciales que deben identificarse son la lesión ocular, tisular, el incendio, la explosión, el choque eléctrico y los riesgos medio ambientales<sup>66,67,68,69</sup>.

Se puede producir lesión ocular de la superficie corneal si la emisión de los sistemas láser se dirige hacia los ojos. Esta lesión se debe a la absorción de la energía láser por los tejidos que contiene agua. Se debe utilizar equipo protector personal. Por todas las personas ubicadas dentro de los límites del área operativa, como son el odontólogo, los ayudantes y el paciente. Los lentes de seguridad deben tener la densidad óptica adecuada para filtrar la longitud de onda particular de tejidos duros utilizada<sup>68,69</sup>.

El gráfico 25, indica los efectos de las radiaciones sobre el ojo. La córnea es afectada por radiación ultravioleta - principalmente ultravioletas lejanos así como por infrarrojos medios. El cristalino se ve dañado

por los efectos de ultravioletas cercanos y por los infrarrojos, principalmente medios. Otros tipos de radiaciones peligrosas no son absorbidos por la córnea o el cristalino, sino que se focalizan directamente en la retina<sup>68,69</sup>.

La retina tiene una capacidad muy limitada de cicatrización, incluso niveles bajos de energía pueden dañarla irreversiblemente. La radiación infrarroja puede actuar en conjunción con luz azul aumentando la posibilidad de daño foto-químico sobre la retina<sup>68,69</sup>.

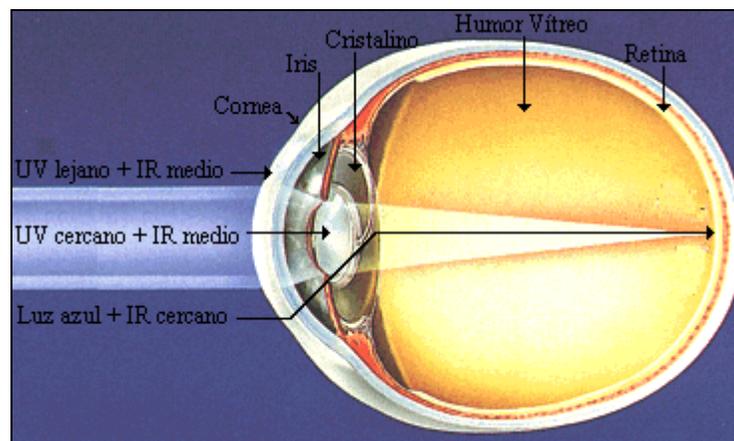


Gráfico 25. Efectos de los rayos láser sobre el ojo. Tomado de Lanzafame 1988..

Cuando el nivel de radiación es muy alto en los procedimientos con láser y donde existe un aumento en la temperatura de la córnea y el cristalino y su refrigeración mediante los vasos sanguíneos no es suficiente, la acción de los rayos infrarrojos puede aumentar la posibilidad de daño en estos órganos por los rayos ultravioletas. Las enfermedades oftálmicas más comunes debido a estas radiaciones son queratitis, conjuntivitis y cataratas<sup>67</sup>.

La queratitis es una inflamación de la córnea caracterizada por infiltración de la superficie y disminución de la transparencia. Sus síntomas son dolor, lagrimeo, fotofobia además disminución de la visión. Se distinguen tres variedades de queratitis: superficial, profunda y úlcera de córnea<sup>67</sup>.

La conjuntivitis se produce cuando se inflama la conjuntiva, la cual es una delicada membrana que tapiza los párpados y cubre la porción anterior del globo ocular. Sus síntomas son el enrojecimiento por aumento

de la vascularidad, molestias, secreciones diversas y fotofobia<sup>68</sup>.

Fotofobia significa *horror a la luz*. Se trata de una sensación ocular desagradable que se experimenta bajo el efecto de la luz. Puede manifestarse en caso de cualquiera de las enfermedades oftálmicas externas como queratitis y conjuntivitis<sup>68</sup>.

Las cataratas se producen cuando el cristalino se vuelve opaco a causa de un proceso degenerativo de su tejido constitutivo. Se caracteriza por la aparición de una opacidad blanca o grisácea y por la disminución de la visión o visión de puntos y manchas negras. En casos extremos puede conducir a la pérdida completa de visión<sup>66,67</sup>.

Como Equipo de Protección Individual, los lentes de protección contra radiaciones láser han de cumplir unas características generales. Entre ellas cabe destacar las siguientes:

- Los lentes no están previstos para proteger más que en caso de una exposición accidental<sup>67,69</sup>.
- El factor espectral de transmisión para las longitudes de onda láser no debe sobrepasar al factor espectral máximo de transmisión correspondiente al grado de protección indicado<sup>67</sup>.
- El factor medio de transmisión en el visible de los filtros de protección láser debería ser el 20% como mínimo. Si resulta inferior, el fabricante ha de advertirlo en las instrucciones de uso y la iluminación del puesto de trabajo deberá aumentarse<sup>67</sup>.
- Los filtros de protección láser no deben presentar defectos de masa ni superficie que puedan alterar su aptitud de uso, tales como burbujas, rayas, agujeros, marcas del molde y otros defectos debido a la fabricación<sup>67</sup>.
- Los filtros montados en las monturas no deben ser movibles. Las monturas deben fabricarse de tal modo que impidan una penetración lateral accidental de la radiación láser<sup>67,68</sup>.

- Las monturas y los filtros no deben inflamarse, ni quedar incandescentes<sup>67,68</sup>.
- Los lentes deben permitir, en las direcciones horizontales y verticales, un campo de visión libre de 40° (ángulo lleno) como mínimo<sup>67,68</sup>.

En unos lentes de protección de calidad óptima, los absorbentes desarrollados para los filtros son integrados en polímeros como aditivos disueltos de manera homogénea, para absorber eficazmente la energía láser que pueda causar lesiones oculares<sup>67</sup>.

La energía láser es absorbida a un nivel molecular y convertida en calor que luego se disipa sin riesgo alguno. No hay riesgos de reflexión nocivos creados por los filtros y no importa el ángulo de incidencia en que el haz alcanza al filtro, no hay pérdida de protección porque la energía láser es totalmente absorbida por el filtro. Gracias a que la protección está integrada en todo el filtro, rallas en la superficie no afectan a la protección. Los filtros llevan una capa de recubrimiento

superficial por ambos lados para proteger contra las ralladuras asegurando así una larga duración<sup>67</sup>.

El material idóneo para las lentes es policarbonato ya que ofrece poco peso y buena resistencia contra impactos. Siendo de policarbonato no se astillarán durante o después de una exposición a un haz láser, o por una caída accidental. Los protectores laterales han de tener el mismo grado de protección que el filtro y es importante que los lentes proporcionen un amplio campo de visión. El confort es otro aspecto fundamental a tener en cuenta a la hora de seleccionar unos lentes de protección. Deben ser de peso ligero y proporcionar una ventilación óptima<sup>67</sup>.

Existen lentes de protección de policarbonato que llevan incorporado un sistema de alerta audiovisual. Si un filtro es alcanzado directamente o por un haz reflejado, este sistema alerta al usuario que el filtro está siendo impactado por el haz. Con este sistema, cuando un haz de un láser de alta potencia alcanza el filtro, suena un avisador acústico seguido por un

oscurecimiento visual del filtro en el punto del contacto con el haz<sup>67</sup>.

Se colocaran indicadores de seguridad fuera de la zona de tratamiento. Los materiales inflamables ubicados en las proximidades del láser a utilizar representan un peligro. El alcohol, los anestésicos generales deben mantenerse alejados del sitio operativo, siempre que se utilice alcohol para limpieza de la punta de corte durante un procedimiento, el operador debe comprobar que se ha evaporado y secado antes de proceder<sup>67</sup>.

Se deben tomar medidas necesarias para evitar el contacto del agua con los cables eléctricos y las fuentes de energía, además de proteger el panel de control de salpicaduras de agua que pudieran producirse durante el trabajo en un campo húmedo<sup>68,69</sup>.

Los riesgos biológicos transmitidos por el aire, típico de los procedimientos quirúrgicos de tejidos duros dentarios, están presentes en el quirófano. Pueden emitirse contaminantes inhalatorios en forma de humo, y aerosol que pudieran contener material infeccioso, por lo

tanto es obligatorio disponer de un sistema adecuado de ventilación y el empleo de mascarillas quirúrgicas<sup>68,69</sup> (grafico 26).



Grafico 27. Ambiente de trabajo con normas de protección en procedimientos con láser. *Tomado de Lanzafame 1988.*

### **III.-DISCUSIÓN**

En la cavidad bucal necesitamos ejercer distintas acciones terapéuticas sobre tejidos tan diferentes entre si como son la mucosa el esmalte o la dentina, de modo que no es nada sencillo encontrar un equipo láser lo suficientemente polivalente como para satisfacer, con un mismo tipo de luz, los diversos requisitos terapéuticos<sup>2,3,4</sup>.

Las dificultades para encontrar este tipo de láser realmente polivalente entre los existentes en el mercado, los inconvenientes de proceder a ensayos y pruebas personales con suficiente basamento científico y clínico, la puesta en juicio de las pruebas iniciales con los primeros aparatos láser de uso odontológico y los efectos contraproducentes de entes comerciales han hecho que muchos profesionales se hayan desinteresado, por el tema y desconozcan las auténticas prestaciones de esta tecnología<sup>7,9</sup>.

Las investigaciones básicas ofrecen nuevas posibilidades para el avance de la tecnología láser. Algunas de estas técnicas ya han sido introducidas en la investigación clínica

donde se consideran diferentes tratamientos, como son: vaporización de caries, eliminación de la hipersensibilidad dentinaria, medición y diagnóstico de caries incipiente, efectos analgésicos, cirugía, grabado del esmalte y dentina<sup>23</sup>.

La administración de alimentos y drogas de Norteamérica ha dado la aprobación solo para el uso intrabucal sobre los tejidos blandos e inclusive el láser para la polimerización de las resinas compuestas. El objetivo de las investigaciones recientes va dirigido hacia el uso de la tecnología láser en los tejidos duros del diente. El entendimiento básico sobre la reacción de los tejidos a la radiación del láser, puede estar lejos de concluirse en ciertas situaciones clínicas<sup>43,44</sup>.

Algunos investigadores han estudiado los efectos del láser en el esmalte y dentina donde han encontrado, la formación de cráteres cónicos e irregulares sin imágenes de lesión térmica, en dentina además han reportado la no formación de la capa de barro dentinario que aparece con los procedimientos mecánicos y que con esta actuación sobre la dentina y el esmalte se estará en condiciones adecuadas

para realizar las técnicas de adhesión con resinas compuesta sin necesidad de grabado ácido con ácido fosfórico tradicional, alcanzando con esto valores de adhesión similares a los obtenidos con patrones microrretentivos similares a los obtenidos con el grabado ácido<sup>54</sup>.

Por otra parte investigadores han reportado la destrucción de los bastones del esmalte y la incineración del contenido orgánico de los túbulos dentinarios. En imágenes obtenidas al microscopio electrónico se observó que la resina compuesta no es capaz de llenar por completo todos los espacios entre los cristales de los pequeños cráteres creados por el láser<sup>21,43</sup>.

Autores refieren que el láser no permite una exploración segura y conservadora como la obtenida por la fresa, con lo que respecta al tallado de pequeñas cavidades en operatoria dental, que muchas veces se puede llevar a cabo sin anestesia se ha comprobado que es lento y de poca precisión por lo tanto, no ofrece ventajas reales a la rapidez del tallado con turbina ni a la precisión de la instrumentación manual con instrumentos de filo<sup>2,5,7,24,45</sup>.

En estudios *in vitro* se han obtenido buenos resultados en relación a la respuesta de los dientes a la estimulación con el rayo láser, considerando que la vitrificación de la dentina previa cementación de una prótesis, vitrificación realizada con láser, preservando a la pulpa de los efectos colaterales irritantes provocados por los cementos, ya que los canalículos dentinarios quedan obliterados y de esta se logra la reducción de la sensibilidad postoperatoria<sup>45,48,55</sup>.

Los recientes desarrollos en odontología láser han permitido un incremento en la aceptación de esta tecnología por parte del odontólogo y público en general. Considerando el interés en la tecnología, se puede asumir que las investigaciones continuarán acumulándose, permitiendo un uso clínico más extenso<sup>23,34,35</sup>.

## **IV.-CONCLUSIONES**

1. No existe un nivel óptimo de longitud de onda que satisfaga gran parte de las aplicaciones del láser sobre los tejidos duros, sin embargo cada longitud de onda proporciona una ventaja diferente en cuanto a tratamiento.
2. Los sistemas láser con medio activo de erbio son ideales para la eliminación de caries y preparación de los dientes cuando se utilizan con un pulverizador de agua.
3. El uso del láser fluorescente ha mostrado potencial como una técnica alternativa para la determinación y cuantificación del proceso de caries en etapas tempranas.
4. Se ha demostrado la efectividad del empleo del láser en la disminución de la permeabilidad dentinaria y de la hipersensibilidad postoperatoria.

5. Se logra un efecto bactericida, en la interacción láser tejido consiguiendo con esto superficies estériles que traen como consecuencia un aumento en la longevidad de las restauraciones.
6. La producción de calor asociada a la terapia con láser constituye un problema crítico, en la prevención del daño iatrogénico al tejido pulpar.
7. Actualmente existen limitaciones y necesidades técnicas en el campo de los sistemas láser de tejidos duros, por lo cual los profesionales de la odontología necesitan sistemas láser más compactos, versátiles de funcionamiento y uso sencillo, que los hagan fiables rentables y de escaso mantenimiento.
8. La utilización y aplicación de esta tecnología requiere de un entrenamiento clínico, conocimientos básicos de física y de dosimetrías necesarias para arribar al éxito esperado.

9. Los sistemas láser dentales son sistemas que suponen un riesgo biológico, por lo cual es fundamental el aprendizaje de las normas de seguridad y requisitos para la instalación y uso de equipos láser.

## V.-REFERENCIAS

- 1) Botella J, Jiménez L, Sala S. El láser Er:YAG en los tejidos duros dentarios. Evaluación clínica. Quintessence 1998, 11:264-79.
- 2) Padrós E, Arroyo S. El láser de erbio-YAG en la práctica odontológica general. Quintessence 1999, 1:61-76.
- 3) Pick R. M. Using Lasers in clinical dental practice. JADA 1993,124:37-47.
- 4) Miller M. Lasers in dentistry: An overview. JADA.1993, 124:32-35.
- 5) Dederich D. Interacción láser/tejido. Compendio 1993/1994, 5:51-6.
- 6) González C, Zakariasen K, Dederich D, Pruhs R. Aplicaciones del potencial preventivo y terapéutico en los tejidos duros del láser de CO<sub>2</sub>, Nd:YAG y de argón en Odontología: una revisión. Journal de Clínica en Odontología 1997/1998, 5:37-53.
- 7) Kim V. Láser en odontología: Operación de longitud de onda. Compendio 1993/1994,4:30-6.
- 8) Ventura D, Procaccini M, Magistri M. Efectos biológicos del láser CO<sub>2</sub> en prótesis fija. Compendio 1993/1994, 1:5-8.
- 9) Bjelkhagen H., Sundtsrom F., Animar-Mansson B. Early detection of enamel caries by the luminescence excited by visible laser light. Swed Dent J.1992, 6:1-7.
- 10) Van De Rijke,Ten Bosch. Optical quantification of caries-like lesions in vitro by use of fluorescent dye .J. Dent Res,1990. 69:1184-1187.
- 11) Eggertsson H, Analoui M, Van der Veen M, González C, Eckert G, Stookey G. Detection of Early Interproximal Caries in vitro Using Laser Fluorescence,

Dye-Enhanced Laser Fluorescence and Direct Visual Examination. *Caries Res* 1999, 33:227-33.

- 12) Josselin E., Sundström F., Westerling H., Tranaeus S., Ten Bosch J., Angmar-Mansson B. A new method for in vitro quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence. *Caries Res* 1995, 29:2-7.
- 13) Zandona F., Analoui M., Beiswanger B., Isaacs R., Kafrawy A., Eckert G., Stookey G. An in vitro comparison between laser fluorescence and visual examination for detection of demineralization in occlusal pits and fissures. *Caries Res* 1998, 32: 210-218.
- 14) Ando M., Hall A., Eckert G., Schemehorn B., Analoui M., Stookey G. Relative ability of laser fluorescence techniques to quantitate early mineral loss in vitro. *Caries Res* 1997, 31: 125-131.
- 15) Shi X., Welander U., Angmar-Mansson B. Occlusal caries detection with kavo diagnodent and radiography an in vitro comparison. *Caries Res* 2000, 34: 151-158.
- 16) Atrill D., Ashley P. Occlusal caries detection in primary teeth: comparison of diagnodent with conventional methods. *British Dental Journal* 2001, 190. 440-443.
- 17) Lussi A., Imwinkelried S., Pitts N., Longbottom C., Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res* 1999, 33:261-266.
- 18) John Featherstone. Detección y prevención de la caries con energía láser. *Clínicas Odontológicas de Norteamérica* 2000, 4: 1031-1045.
- 19) Al Khateeb S., Oliveby A., Josselin de Jong E., Angmar-Mansson B. Laser fluorescence quantification of remineralisation in situ of incipient enamel lesions: Influence of fluoride supplements. *Caries Res* 1997, 31: 132-140.

- 20) Grace Sun. El papel de los sistemas láser en odontología estética. Clínicas Odontológicas de Norteamérica 2000, 4: 899-918.
- 21) Hadley J., Young D., Eversole L., Gornbein J. A laser powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. JADA 2000, 131:777-785.
- 22) Cernavin I., Hogan S. The effects of the Nd:Yag laser on amalgam dental restorative material. Australian Dental Journal 1999, 44:98-102.
- 23) Mc Nally K., Ginllings B., Daves J. Dye assisted diode laser ablation of carious enamel and dentine. Australian Dental Journal 1999, 44: 169-175.
- 24) Featherstone J., Nelson D. Laser effects on dental hard tissues. Adv Dent Res 1987, 1.(1):21-26.
- 25) Stern R., Vahl J., Sognnals R. Lased enamel: Ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. Journal Dent Res 1972, 51.(2):455-460.
- 26) Zakariasen K., Macdonald R., Boran T. Spotlight on lasers a look at potencial benefits. JADA 1991,122:58-62.
- 27) Bahar A., Tagomori S. The effect of normal pulsed Nd:Yag laser irradiation on pits and fissures in human teeth. Caries Res 1994. 28: 460-467.
- 28) Walsh L. The current status of level laser therapy in dentistry. Part 2. Hard tissue applications. Australian Dental Journal 1997, 42. (5):302-306.
- 29) Zimmerli G., Jáger K. Experiencias con un láser de CO2 en cirugía odontológica. Quintessence edición en español 2000, 13.(4): 251-263.
- 30) España A. Láser de Er:Yag en odontología. Operatoria Dental y Endodoncia 1998, 2. (2): 10-16.

- 31) Bassi G., Chawla S., Patel M. The Nd :Yag laseres in caries removal. British Dental Journal 1994, 177: 248-250.
- 32) Kameyama A., Oda Y., Hirai Y., Kawada E., Takizawa M. Resin bonding to Er:Yag laser irradiated dentin combined effects of pre- treatments whith citric acid and glutaraldehyde. Eur. J. Oral Sci. 2001, 109: 354-360.
- 33) Armengol V., Jean A., Rohanizadeh R., Hamel H. Scanning electrón microscopio análisis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:Yag laser irradiation: in vitro study. Journal of Endodontics 1999, 25.(8):543-546.
- 34) Liberman R., Segal T., Nordenberg D. Adhesion of composite materials to enamel. Comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. Lasers Surg. Med.1984,4:323-327.
- 35) MacDonald R., Lobb W., Zakariasen K. Comparing debracketing forces on laser etched -vs- acid etched enamel. J. Dent. Res. 1992,71:140.
- 36) Cooper L., Myers M., Nelson D. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. J. Prosth Dent. 1988,60:45-49.
- 37) White J., Khosrovi P., Rose C. Nd: YAG laser treated dentin/resin fracture surfaces. J. Dent. Res. 1991,70:394.
- 38) Rüya A., Frentzen M., Dayangac B.. In vitro análisis of the effects of acid or laser etching on microleakage around composite resin restorations. Journal of Dentistry 2001, 29: 355-361.
- 39) Kuramoto M., Matson E., Turbino M., Marquez R. Microhardness of Nd :Yag laser irradiated enamel surfaces. Braz Dent J. 2001, 12.(1):31-33.

- 40) Sabak H., Türkmen C., Günday M. Effects of Nd:Yag laser, air abrasion and acid etching on human enamel and dentin. Operative Dentistry 2001, 26:476-481.
- 41) Swift E., Edwards G., Perdigao J., Thompson J., Nunes M., Ruddell D., Negishi A.. Free electron laser etching of dental enamel. Journal of Dentistry 2001, 29:347-353.
- 42) Pecora J., Cussioli A., Guerisoli D., Marchesan M., Sousa-Neto M., Brugnera A. Evaluation of Er:Yag laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. Braz. Dent. Res. 2001, 12 (1): 27-30.
- 43) Corpas L., Villalba J., Lopez L., Pedraza V., Moore K., Elias A. Comparing the tensile strength of the brackets adhered to laser-etched enamel. JADA. 1997, 128: 732-737.
- 44) Visuri S., Gilbert J., Wright D., Wigdor H., Walsh J. Shear strength of composite bonded to Er:Yag laser prepared dentin. Journal Dent Res. 1996, 75. (1): 599-605.
- 45) Goodman B., Kaufman H. Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. Journal Dent Res. 1977, 56.(10): 1201-1207.
- 46) Wan-Hong Lan, Hsin-Cheng Liu, Chun-Pin Lin, The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd: Yag laser irradiation on human dentinal tubules. Journal of Endodontics 1999, 25. (6): 424-426.
- 47) Hsu Y., Jordan T., Dederich D., Wefel J. Effects of low- energy CO2 laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel demineralization. J. Dent Res 2000, 79.(9): 1725-1730.
- 48) Yamamoto H., Sato K. Prevention of dental caries by Nd: Yag laser irradiation. J. Dent Res 1980,59: 2171-2177.

- 49) Zhang C, Matsumoto K, Kimura Y, Harashima T, Takeda H, Zhou H. Effects of CO<sub>2</sub> Laser in treatment of Cervical Dentinal Hypersensitivity. *Journal of Endodontics* 1998, 24:595-97.
- 50) Orchardson R., Peacock J., Whitters C. Effects of pulsed Nd:Yag laser radiation on action potential conduction in nerve fibres inside teeth in vitro. *Journal of Dentistry* 1998, 26:421-426.
- 51) Pashley E., Horner J., Liu M., Kim S., Pashley D. Effects of CO<sub>2</sub> laser energy on dentin permeability. *Journal of Endodontics* 1992, 18.(6):257-262.
- 52) Hsin-Cheng Liu, Chun-Pin Lin, Wan-Hong Lan. Sealing depth of Nd:Yag laser on human dentinal tubules. *Journal of Endodontics* 1997, 23.(11):691-693.
- 53) Tewfik H., Pashley D., Horner J., Sharawy M.. Structural and functional changes in root dentin following exposure to KTP/532 laser. *Journal of Endodontics* 1993, 19.(10):492-497.
- 54) Smigel I. Tecnología láser: blanqueamiento dental. *Journal de Clínica en Odontología* 1996/1997, 5:5-12.
- 55) Guy Levy, Gilles F., Leo Miserendino. Cutting efficiency of a mid- infrared laser on human enamel. *Journal of Endodontics* 1998, 24.(2): 97-101.
- 56) Kantola S., Laine E., Tarna T. Laser induced effects on tooth structure. *Acta Odont. Scand.*1973, 31: 369-379.
- 57) Zakariasen K., Barron J., Boran T. Temperatures changes across CO<sub>2</sub> lased dentón during multiple exposures. *Laser Surgery*, 1990,1200:397-402.
- 58) Anic I., Vidovic D., Luic M. Laser induced molar tooth pulp chamber temperatures changes. *Caries Res.*1992,26:165-169.

- 59) Tagomori S., Iwase T. Ultrastructural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd: Yag laser. *Caries Res* 1995, 29: 513-520.
- 60) Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh J. Efectos del rayo láser sobre los tejidos duros del diente. *Journal* 1995/1996, 6:63-70.
- 61) Igor Cernavin. A comparison of the effects of Nd: Yag and Ho: Yag laser irradiation on dentine and enamel. *Australian Dental Journal* 1995, 40.(2): 79-84.
- 62) Malmstrom H., Mc Cormack S. Fried D., Featherstone J. Effect of Co2 laser on pulpal temperature and surface morphology an in vitro study. *Journal of Dentistry* 2001,29:521-529.
- 63) Gonzalez M., Banderas J., Castaño V. Particle-induced x ray emission and scanning electrón microscopio analices of the effects of Co2 laser irradiation on dentinal structure. *Journal of Dentistry* 1999, 27: 595-600.
- 64) Nelson D., Wefel J., Jongebloed W., Featherstone J. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated whit pulsed low energy infrared laser radiation. *Caries Res.* 1987, 21: 411-426.
- 65) Kantola S. Laser induced effects on tooth structure. X ray diffraction study of dentine exposed to Co2 laser. *Acta Odont. Scand.* 1973, 31: 381-386.
- 66) Douglas Mc Gregor Clarkson. A review of technology and safety aspects of erbium lasers in dentistry. *Dental up date* 2001, 28: 298-302.
- 67) OSHA: Guidelines for laser safety and hazard assessment. U.S. Department of labor OSHA instruction publication 8-17. Directorate of technical support, 1991.
- 68) Lanzafarme R.J., Hinsshaw R. Atlas of CO2 Laser surgical techniques. Ishiyaku Euro America, Inc. Publishers. St. Louis, Missouri 1988:833-35.

- 69) Miserendino L.J., Robert M. Pick. Lasers in dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc.1995.

