

J. 282

T.O.
008261

EL LASER Y SUS APLICACIONES EN ENDODONCIA

Harrison A. Bastidas Neira
Angela Catalina Fajardo Camargo
Sandra Viviana Galvis Pineda
Ana R. Hurtado Rodríguez
Maritza E. Mateus Estupiñan
Sandra Milena Moreno Patiño

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
SANTAFE DE BOGOTÁ, D.C.

2000

EL LASER Y SUS APLICACIONES EN ENDODONCIA

Harrison A. Bastidas Neira
Angela Catalina Fajardo Camargo
Sandra Viviana Galvis Pineda
Ana R. Hurtado Rodríguez
Maritza E. Mateus Estupiñan
Sandra Milena Moreno Patiño

Asesor Científico
Patricia Avellaneda
Odontóloga Especialista en Endodoncia

Asesor Metodológico
María Alejandra González B.
Odontóloga Magistra en Administración en Salud

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO
COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
SANTAFE DE BOGOTA, D.C.

2000

EL LASER Y SUS APLICACIONES EN ENDODONCIA

Harrison A. Bastidas Neira
Angela Catalina Fajardo Camargo
Sandra Viviana Galvis Pineda
Ana R. Hurtado Rodríguez
Maritza E. Mateus Estupiñan
Sandra Milena Moreno Patiño

Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para optar el Título de Odontólogo

Asesor Científico
Patricia Avellaneda
Odontóloga Especialista en Endodoncia

Asesor Metodológico
María Alejandra González B.
Odontóloga Magistra en Administración en Salud

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO
COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
SANTAFE DE BOGOTA, D.C.
2000

El trabajo de Grado EL LASER Y SUS APLICACIONES EN ENDODONCIA elaborado por HARRIZON A. BASTIDAS NEIRA, ANGELA CATALINA FAJARDO CAMARGO, SANDRA VIVIANA GALVIS PINEDA, ANA R. HURTADO RODRIGUEZ, MARITZA E. MATEUS ESTUPIÑAN Y SANDRA MILENA MORENO, ha sido aprobado como requisito parcial para optar el Título de Odontólogo.



Director del Departamento de
Investigación y Salud Pública

Santafé de Bogotá, D.C. mayo del 2000

CONTENIDO

	PAG
GLOSARIO	vii
INTRODUCCION	1
1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION	3
1.1 DEFINICION DEL PROBLEMA	3
1.2 JUSTIFICACION	3
1.3 PROPOSITO	4
1.4 MARCO TEORICO	4
1.5 OBJETIVOS	6
1.5.1 General	6
1.5.2 Específicos	6
2. METODO	7
2.1 TIPO DE ESTUDIO	7
2.2 OBJETO DE ESTUDIO	7
2.3 UNIDADES TEMATICAS	7
2.4 FUENTES DE INFORMACION	8
2.5 PROCESAMIENTO DE LA INFORMACION	8
2.6 PROCEDIMIENTO	8
3. RESULTADOS	9
3.1 GENERALIDADES	9
3.2 PROPIEDADES	9
3.3 MECANISMO DE ACCION	11
3.4 CLASIFICACION	14
3.5 INTERACCION DEL LASER CON LOS TEJIDOS DUROS Y BLANDOS EN CAVIDAD ORAL	31
3.6 CONTRAINDICACIONES	38
4. CONCLUSIONES	40
5. RECOMENDACIONES	43
BIBLIOGRAFIA	
ANEXOS	

GLOSARIO

ABLACION: Remoción quirúrgica de los tejidos por vaporización u otros mecanismos térmicos.

ABSORCION: Conversión de la energía radiante a otras formas de energía que atraviesan la materia.

DISPERSION: Cambio en la dirección de una onda lumínica o de energía radiante cuando una u otra contacta una superficie o penetra un material sin interaccionar.

ENERGIA: Para los láser, la energía (julios) es equivalente a la potencia (vatios) multiplicado por el tiempo (segundos).

ESPECTRO INFRAROJO: Radiación cuya longitud de onda se ubica entre los 700 y 1000 micrómetros dentro del espectro electromagnético.

ESTADO EXCITADO: Elevación de un átomo o molécula por encima de su nivel de energía restante. Es un estado no estable resultante de la absorción de un quantum de energía por el ingreso de energía al sistema.

FIBRA OPTICA: Grupo de fibras transparentes (usualmente de vidrio) capaces de transmitir luz o energía radiante a través de su longitud.

FOTON: Una unidad o quantum de energía radiante. De acuerdo a la mecánica cuántica, es la partícula más pequeña de energía radiante que tiene tanto masa como energía.

INVERSION DE LA POBLACION: La conversión del ómedio activo de un laser de su nivel de energía más bajo al estado energizado. Esta condición se requiere para que ocurra la emisión estimulada.

IRRADIACION: Exposición de la energía radiante sobre un objeto.

IONTOFORESIS: Introducción el el organismo , por medio de una corriente eléctrica de diversas sustancias en estado iónico con fines terapéuticos.

JOULE (JULIO) (J): Unidad de enrgía o trabajo equivalente a una exposición de 1 vatio de poder por 1 segundo.

MICROMETROS (um): Unidad de medida equivalente a 10^{-6} metros.

NANOMÉTROS (nm): Unidad de medida equivalente a 10^{-9} metros.

ONDA: Columna unidireccional concentrada de luz.

RADIACION: Transmisión de energía a través del espacio o la materia en forma de ondas o partículas.

REFLEXION: Cambio en la dirección de una onda lumínica o energía radiante cuando contacta con la superficie de un objeto sin penetrarlo.

TRANSMISION: Es el paso de la radiación a través de un material sin interaccionar.

VATIO (W): Unidad de poder. Un vatio de poder aplicado por un segundo produce 1 J de energía.

INTRODUCCION

Los tratamientos endodónticos (al igual que los tratamientos de otras disciplinas odontológicas) desafortunadamente, no siempre son exitosos, incluso en el manejo especializado y bajo las mejores circunstancias, raramente las tasa de éxito supera el 90%.

En la terapia endodóntica los fracasos más frecuentes son: sobreinstrumentación, perforaciones, sobreobturación y falta de selle apical, causados por una mala técnica de preparación, obturación o ayudado por el uso de instrumentos o técnicas no adecuadas.

La necesidad de nuevas ayudas para el tratamiento que pudieran aumentar la tasa de éxito, y si es posible acortar el trabajo endodóntico han llevado a un constante desarrollo tanto de materiales como de equipos, tales como instrumentos electrónicamente pulsados. Entre los aparatos desarrollados para ayudar al odontólogo a realizar el tratamiento endodóntico, está el láser como una técnica ideal por presentar características tales como disminución del tiempo de trabajo y del dolor postoperatorio.

Existen varios tipos de láser, y muchos de ellos han sido ensayados en la aplicación endodóntica con diferentes propósitos y grados de éxito. Entre los más comunes se

encuentran el láser de Dióxido de Carbono (CO₂) y de Neodimio: Ytrium-Aluminium-Garnet (Granate de Itrio y Aluminio), utilizados para múltiples aplicaciones en endodoncia

1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION

1.1 PROBLEMA

El éxito del tratamiento convencional de conductos se ha reportado en la literatura con un rango de 53 a 95%. Varios factores están relacionados con el fracaso incluyendo inadecuada limpieza y desinfección, deficiente preparación y obturación, además de la sobreinstrumentación del espacio del conducto radicular. Estos inconvenientes se podrían disminuir, utilizando el nuevo sistema de láser, tecnología que ha incursionado muy poco y de manera restringida en el ámbito de la odontología, creando así una nueva opción de tratamiento para el profesional al incrementar el índice de éxito en el mismo. Por esta razón cabe preguntarse ¿Cuáles son los tipos de láser y sus aplicaciones en endodoncia?

1.2 JUSTIFICACION

El éxito del tratamiento endodóntico depende de lograr una instrumentación y desinfección adecuada seguido de la obturación tridimensional del conducto radicular, el cual se quiere aumentar por medio de la utilización de una nueva técnica cuyo principio es el rayo de luz láser.

1.3 PROPOSITO

Este estudio pretende buscar una alternativa de tratamiento en endodoncia que permita una efectiva limpieza, desinfección, preparación y coadyuvante del selle del espacio del conducto radicular por medio del láser.

1.4 MARCO TEORICO

Para el odontólogo el uso del láser en su profesión es aún un paradigma. En los años 60's se hizo el primer reporte de su estudio in vitro pero sólo hasta la década de los 80's se usa en la practica clínica, cuyos pioneros fueron Fischer y Frame en el Reino Unido, Pecaro y Pick en Estados Unidos, y Melcer en Francia, utilizando el láser de Dióxido de Carbono (CO2) para cirugía de tejidos blandos. Melcer también inicio la aplicación del láser de CO2 en tejidos duros. Poco tiempo después grupos pioneros iniciaron la exploración del láser de Neodimio: Granate de Itrio y Aluminio (Nd: YAG) para ser aplicado en procedimientos de tejidos duros y blandos; dichos investigadores incluían a Myers y Myers en los Estados Unidos, Midda en el Reino Unido y Yamamoto en el Japón.

El primer láser o "maser" como se denomino inicialmente fue desarrollado por Theodore H. Maiman de la corporación Hughes Aircraft en 1960 (Maiman en 1960). El maser es simplemente el acrónimo para "Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation" (amplificación de microondas mediante la emisión estimulada de la radiación) que describe el principio básico mediante el cual operan todos los láser.

Este tipo de luz tiene básicamente tres propiedades, que la hacen distinta de los demás tipos de radiación electromagnética: mantienen la intensidad o la dirección de propagación (sufre

una pequeña distorsión) también llamada *colimación*, es *coherente* (las ondas que lo constituyen están en fase) y es *monocromático* (de un solo color).

Un láser está compuesto por tres dispositivos básicamente: Una cavidad resonante, un medio activo y una fuente de energía. En la cavidad resonante que es un cilindro o un tubo con un extremo plateado (refleja toda la luz) y otro semiplateado (deja pasar un pequeño porcentaje de luz que recibe), se localiza la sustancia activa (sólida, líquida o gas) cuyos átomos están en estado normal o fundamental. La energía suministrada por la fuente provoca la inversión de la población de átomos (átomos en estado fundamental con átomos excitados) produciendo emisiones estimuladas y luz coherente que por sucesivas reflexiones en los espejos atraviesan el semiplateado en forma de luz con una dirección muy definida, llamado rayo láser (Fig. 1).

Los láseres pueden ser clasificados según la radiación emitida, su potencia, su modo de emisión y su medio activo. Dependiendo de su medio activo, y por el cual reciben su nombre, los láseres se dividen en sólidos, líquidos y gases. Los láseres sólidos son los siguientes: el láser de cristal y vidrio, rubí sintético, Neodimio: Itrio-Aluminio- Granate (Nd: YAG), Neodimio en vidrio, Holmio: Itrio-Aluminio-Granate (Ho: YAG), y Erblio: Itrio-Aluminio-Granate (Er: YAG). Dentro de los láser de gas están los de Helio-Neón (He-Ne), Argón (Ar), Criptón (Kr) y CO₂. Los láser de semiconductores están representados principalmente por el de Arseniuro de Galio. Los láseres líquidos involucran cierto número de colorantes orgánicos como la Cumarina, Rhodamina y Quelatos. Finalmente los láser de excímero comprenden todos aquellos haluros de gas noble.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 OBJETIVO GENERAL

☞ Establecer los tipos de láser y sus aplicaciones en endodoncia.

1.5.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

☞ Comprender las generalidades, propiedades y mecanismo de acción de un rayo láser

☞ Diferenciar los tipos de laser.

☞ Identificar las aplicaciones del láser en odontología.

☞ Establecer los tipos de laser y sus aplicaciones en endodoncia

☞ Comprender la interacción del laser sobre los tejidos duros y blandos de la cavidad oral.

☞ Reconocer las ventajas y desventajas de la utilización de un haz de láser en odontología.

☞ Evaluar los efectos colaterales que produce el uso de un rayo láser.

☞ Identificar las contraindicaciones de la utilización del láser .

2. METODO

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Revisión Bibliográfica

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Utilización del láser en endodoncia.

2.3 UNIDADES TEMATICAS

☞ Generalidades, propiedades y mecanismo de acción de un rayo láser.

☞ Tipos de rayo láser.

☞ Aplicaciones del láser en odontología.

☞ Aplicaciones del láser en endodoncia.

☞ Interacción del láser con los tejidos duros y blandos en cavidad oral.

☞ Ventajas y desventajas del uso de un haz de láser en endodoncia.

☞ Efectos colaterales que produce el rayo láser.

☞ Contraindicaciones del uso del láser.

2.4 FUENTES DE INFORMACION

Biblioteca Luis Angel Arango

Biblioteca Universidad el Bosque

Biblioteca particular Dra. Patricia Avellaneda

Internet HTTP: /www.fotona.com y www. ALD.com

2.5 PROCESAMIENTO DE LA INFORMACION

Se revisaron 80 artículos de los cuales se seleccionaron 75 para este estudio, además de 4 libros y 2 direcciones en internet.

2.6 PROCEDIMIENTO

Para realizar el estudio se desarrolló una revisión de artículos cuyo tema sea la aplicación que pueda tener el láser en un diente que se va a tratar endodónticamente, los pros y contras de esta; además de los efectos sobre el diente propiamente dicho y las estructuras que lo rodean. Adjunto a esto se hará una investigación de todo lo relacionado con el rayo láser; como lo es su origen, funcionamiento, tipos de láser existentes y usos en el ámbito médico, con el fin de determinar la viabilidad o no de esta tecnología en el campo de la endodoncia.

3. RESULTADOS

3.1 GENERALIDADES

El primer láser o "maser" como se denominó inicialmente fue desarrollado por Theodore H. Maiman de la corporación Hughes Aircraft en 1960 (Maiman en 1960). El maser es simplemente el acrónimo para "Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation" (amplificación de microondas mediante la emisión estimulada de la radiación) que describe el principio básico mediante el cual operan todos los láser.

3.2 PROPIEDADES

Este tipo de luz tiene básicamente tres propiedades, que la hacen distinta de los demás tipos de radiación electromagnética: mantienen la intensidad o la dirección de propagación (sufrir una pequeña distorsión) también llamada *colimación*, es *coherente* (las ondas que lo constituyen están en fase) y es *monocromático* (de un solo color). La intensidad de la radiación es una magnitud que mide la potencia por unidad de superficie y se puede entender al observar el brillo de una luz visible. Una luz brillante es más intensa que una con menos brillo (más apagada). Los láseres mantienen prácticamente

constante la intensidad, es decir, esta luz se dispersa de igual forma con una pequeña divergencia, por lo que, la sección del rayo apenas se aumenta cuando la luz se desplaza. Por esto, la luz láser facilita el transporte de energía y de información a grandes distancias.

La coherencia, resulta del acoplamiento de ondas de igual fase de la misma energía y que se propagan en la misma dirección.

Entendiendo por onda a una perturbación que se propaga, el sonido y la luz son ondas al igual que todas las radiaciones utilizadas para transmitir imagen y sonido.

El perfil de una onda se puede representar de forma esquemática y muy simplificada por una senoide. Esta representa la distancia entre dos puntos consecutivos que se encuentran en el mismo estado de vibración (dos crestas o dos valles), denominándose longitud de onda y se representa por λ . La amplitud de una onda es la altura de la onda. La frecuencia es el número de ondas que pasa por un punto determinado por segundo y se expresa comúnmente en ciclos por segundo. La velocidad de la onda es el producto de la longitud de onda por la frecuencia.

Cuando en un mismo espacio coinciden dos o más ondas, interrelacionan unas con otras dando lugar a fenómenos de interferencias; la interferencia es constructiva cuando las ondas están en fase, es decir, coinciden exactamente los máximos, los puntos de inflexión y los mínimos, y es así como se refuerza su amplitud y por lo tanto su energía.

Si su fase no coincide se produce interferencia destructiva, que puede llegar a agregar por completo la perturbación cuando las ondas están en la posición de fase. De ahí la importancia de la coherencia, es decir, el acoplamiento en fase de las ondas, por que se va a producir un reforzamiento energético de las mismas. Cuando se dice que la luz láser es monocromática se refiere a que es de un solo color o de una sola longitud de onda. Si la luz blanca pasa a través de un prisma se descompone en sus colores constituyentes: rojo, anaranjado, amarillo, verde... por lo tanto la luz blanca es policromática.

3.3 MECANISMO DE ACCION

Para la producción de un láser la idea básica es la mecánica cuántica establecida por Max Planck quien afirma que la energía -lo mismo que la materia- es discontinua y esta cuantizada al igual que la luz. Para algunos científicos la luz estaba formada por corpúsculos emitidos por el foco luminoso y para otros era una onda. Hoy esta asumida por toda la comunidad científica la doble naturaleza de la luz: ondulatoria-corpúscular; Un cuanto o fotón es la unidad más pequeña de energía y es proporcional a la frecuencia de radiación. Los electrones que circundan el núcleo del átomo solamente pueden adquirir determinados valores de energía haciendo referencia a que están cuantizados.

La luz puede sufrir procesos de absorción y emisión de radiación que se explican a través del transito de electrones entre niveles de energía. Cuando un sistema tiene sus electrones en los niveles permitidos de más baja energía se dice que se encuentra en el estado fundamental. Al suministrar energía al sistema, los átomos pueden absorberla y

promocionar los electrones a estados excitados, denominando a este proceso absorción de energía. A partir del estado excitado los electrones evolucionan hacia el estado fundamental, emitiendo el exceso de energía en forma de fotones. Este proceso puede transcurrir por dos vías; una espontánea y otra estimulada.

En la emisión espontánea los electrones evolucionan “espontáneamente” a su estado fundamental como lo hace la luz normal. En la emisión estimulada los electrones de los estados excitados evolucionan hacia el estado fundamental estimulados por fotones cuya energía es igual a la que tienen los electrones en exceso. Este tipo de emisión determina las principales características mencionadas anteriormente de la luz láser. Además, tiene lugar un proceso de amplificación. Ya que se consiguen dos fotones por cada fotón que incide sobre un átomo excitado; estos dos fotones a su vez liberan otros dos más; estos cuatro producen ocho y así sucesivamente. En un espacio pequeño a la velocidad de la luz esta reacción en cadena de los fotones produce brevemente un intenso flash de luz monocromática (una misma longitud de onda) y coherente (una misma fase).

No solo se necesitan átomos excitados para la formación de un haz de luz láser, sino, además, una serie de componentes básicos; estos incluyen el medio de conducción localizado dentro de una cavidad óptica, una fuente potencial de energía y un sistema de refrigeración. Para lograr contener y amplificar la reacción en cadena de los fotones de manera que resulte en una emisión estimulada en una población de átomos excitados es necesario colocar toda esta reacción dentro de una cavidad óptica. Esta cavidad está formada por dos espejos paralelos colocados a lado y lado del medio activo. De esta

manera los fotones rebotan entre los espejos y reingresan al medio activo para estimular la liberación de más fotones. Si alguna forma de energía es proporcionada de manera continua los átomos son llevados hasta el estado de excitación, y el proceso de inversión de la población, con la cual se lograría que afecte a un elevado número de átomos, y tenerlos en estado excitado (con mayor energía) que en estado fundamental (de menor energía) se logra por diversos procedimientos:

*Excitación por fotones (bombeo óptico): En esta se emplea una fuente de luz externa que provoca la transición a niveles superiores, se utiliza en láseres sólidos, líquidos y gaseosos.

*Excitación por electrones (corriente eléctrica): La energía procede de una descarga eléctrica y se utiliza en láseres gaseosos de átomos neutros o moleculares, en algunos de los láseres gaseosos se combina la descarga eléctrica con la presencia de otros gases para producir la excitación por choque (excitación por colisiones elásticas átomo-átomo).

*Excitación por reacción química: su fuente de excitación es la energía desprendida de una reacción química.

*Excitación Térmica: se emplea en dinámica de gases con formación de un gas caliente (excitado) que se enfría.

*Descarga de electrones: Mediante un filamento incandescente o por descargas eléctricas se producen electrones que son acelerados en un campo eléctrico y al chocar con las moléculas de gas las excita.

*Láser de electrones libres: La luz láser se produce por interacción de tres factores, un haz de electrones de altísima energía, una onda electromagnética y un campo magnético periódico.

Los espejos coliman la luz, de tal manera que los fotones que caen exactamente de forma perpendicular a los espejos reingresan al medio activo mientras que aquellos que caen en ángulo salen del proceso. Como el proceso no es 100% eficiente, y algo de energía se convierte en calor es necesario proporcionar algún tipo de refrigeración.

Si uno de los espejos es totalmente reflectivo y el otro parcialmente transmisivo la luz escapa a través de este último espejo y formaría el rayo láser.

El medio activo contiene una población homogénea de átomos o moléculas que son llevados al estado de excitación y se estimulan para ser convertidas en el haz láser.

El tipo exacto de moléculas determina la longitud de onda del rayo de salida. El medio activo está suspendido en la cavidad óptica como un gas, un líquido o distribuido en un estado sólido. El láser se denomina por el contenido del medio activo y su estado de suspensión.

3.4 CLASIFICACION

Existe una gran variedad de aparatos emisores de luz láser. En unos la sustancia activa es un sólido y en otros un líquido o un gas. La clasificación de los láseres se hace atendiendo a los siguientes criterios: Al medio activo, al tipo de radiación emitida, a la potencia y al modo de emisión (Fig. 2). Atendiendo el tipo de radiación, la clasificación se ha hecho

partiendo de los láseres que emiten radiaciones de mayor longitud de onda hasta los de menor longitud de onda. La radiación láser de mayor longitud de onda corresponde a la zona de las microondas. Siguiendo a las longitudes de onda menores, en la zona de infrarrojo, tenemos los láseres más utilizados en la industria: de CO₂ y de Nd-YAG. En la zona de ultravioleta están los láseres de excímero y hacia longitudes de onda menores los de rayos x y gamma.

Atendiendo la potencia se han establecido dos límites: 1 milivatio (mW), 1 millón de vatios. Los láseres de helio-neón tienen potencias entre 1 y 50 mW. Los industriales y los empleados en medicina alcanzan valores comprendidos entre unos pocos vatios y varios miles de vatios, en función del tipo de proceso en que se utilice. Los láseres de dióxido de carbono con aplicaciones industriales tienen potencias comprendidas entre 10 vatios(W) y 10 kilovatios (kW) y los de Nd: YAG entre 10W y 40W. Según el modo de emisión, este puede ser continuo o de tipo pulsante (pulsos de muy poca duración). La clasificación atendiendo al medio activo (Fig. 3), es decir, a la sustancia productora de luz láser, empieza con los de cristal y vidrio, en atención a que el primer láser construido, el de Maiman, tenía como sustancia activa un cristal de rubí sintético. Dentro de los láseres de sólidos están también los de semiconductores utilizados en los lectores de discos compactos (CD) y de códigos de barras. En los láseres de gases predominan los gases nobles con helio, neón, argón, además del dióxido y monóxido de carbono. Los láseres de líquidos tienen como sustancia activa una disolución de un colorante orgánico en un disolvente orgánico.

Los láseres sólidos son los siguientes: el láser de cristal y vidrio, rubí sintético, Neodimio: Itrio-Aluminio- Granate (Nd: YAG), Neodimio en vidrio, Holmio: Itrio-Aluminio-Granate (Ho: YAG), y Erblio: Itrio-Aluminio-Granate (Er: YAG).

El de **Rubí sintético** está constituido por oxido de aluminio y un pequeño porcentaje de cromo en calidad de impurezas, siendo los niveles electrónicos de éste elemento los que se van a utilizar para la producción de la luz láser; el papel del oxido de aluminio es simplemente albergar los átomos de cromo. Este láser requiere de una intensa refrigeración para lograr funcionar de manera continua, emitiendo un haz de 632 nm, en la zona del rojo.

Aplicaciones:

- ☞ En restauración y ortodoncia para soldadura de punto
- ☞ En cirugía oftalmológica, para corregir desprendimientos de retina
- ☞ En la cauterización de vasos sanguíneos y capilares

El láser de Nd-YAG es un láser de cuatro niveles y no tiene tantos problemas de refrigeración como el de rubí por lo que puede funcionar en emisión continua o de pulso y es el láser más utilizado en odontología. El YAG alberga a los átomos de Neodimio, que van a emitir un potente haz de luz láser en la gama de longitudes de onda de 1064 nm de infrarrojo.

Este tipo de láser tiene una particular afinidad por la melanina u otros pigmentos, siendo más eficiente cuando se aplica en presencia de ellos. Esta es la razón para que ocurra hemostasis.

Basados en las características de dependencia del color de este láser Zhang y colaboradores en 1998 aplicaron sobre la superficie dentinal del canal radicular sustancias iniciadoras como tinta negra o Fluoruro de Plata Amonio al 38% para evaluar la permeabilidad de la dentina a estos dos colorantes con un láser Nd: YAG de pulso, y observaron que la energía láser incrementa su absorción a dentina, acelerando la fragmentación del tejido.

Aplicaciones:

- ☞ Reducción de tejidos blandos
- ☞ Cirugía Intraoral
- ☞ Bolsas periodontales profundas

Cuando la fibra láser se colocó de manera paralela a la superficie de la dentina se produjo mucho menor efecto sobre dicha superficie que colocándola en otra posición. El láser de Nd: YAG usado bajo estas condiciones produce efectos más notables sobre la superficie de la dentina comparándolo con el láser de Co2 y de Argón (Anic I. y colaboradores en 1998).

La acción bactericida del láser ha sido investigada, especialmente sobre la superficie de la dentina de raíces y cemento con contaminación bacterial las cuales potencialmente podrían tener aplicaciones en los procedimientos endodónticos. (Zacariasen y col 1986).

La desinfección del conducto radicular es esencial para asegurar una exitosa terapia endodóntica, se ha demostrado la participación de microorganismos en el desarrollo de enfermedades inflamatorias periapicales (Paghdiwala, AF. 1993).

Lars y colaboradores (1997) estudiaron las propiedades antibacterianas de este láser, para establecer los niveles de energía clínicamente seguros para realizar esterilización de los canales radiculares, demostrando cierta efectividad.

Koba K. y colaboradores (1999) al usar el láser de Nd: YAG en la desinfección del canal radicular con lesión periapical observaron una fuerte infiltración de células inflamatorias, reabsorción del cemento en los tejidos periapicales y otra parte del hueso alveolar se había regenerado alrededor de la lesión.

La debridación apropiada elimina los remanentes de tejido vital y no vital, los productos de la degradación del tejido, las bacterias y sus productos bacterianos; antes de la obturación, la desinfección del canal radicular ha sido reconocida por largo tiempo como un aspecto esencial del tratamiento. Tradicionalmente el control de microorganismos ha sido acompañado por una combinación de métodos, entre ellos la remoción del tejido pulpar afectado, instrumentación mecánica, fijación del tejido pulpar, desinfección de las paredes

dentinales y dilución de productos tóxicos a través de una irrigación intraradicular. Muchas clases de agentes han sido usados para la irrigación intraradicular incluyendo hipoclorito de sodio; se ha sugerido utilizarlo al 5,25% siendo su efectividad bien sabida, aunque se ha reportado que algunos microorganismos pueden esconderse y sobrevivir dentro de los tubulos y otras áreas inaccesibles. (Pérez F. 1993).

Hardee M. y colaboradores (1994) evaluaron la efectividad de esterilización que posee el láser de Nd: YAG en el conducto radicular; después de haber sido preparado con limas convencionales, las muestras fueron introducidos verticalmente en una caja de petri con *B. Stearothermophilus*, colocando el ápice dentro de la caja. Al ser comparado con el hipoclorito de sodio observaron que éste al 0.5% de concentración presentaba una efectividad del 88% comparado con 98% ofrecido por el láser, y al ser combinados estos dos métodos brindaban una efectividad igual a la ofrecida con la sola utilización del láser, pero los dientes aumentaban su temperatura extremadamente

Recientemente Gelskey y colaboradores en 1993 encontraron que este láser reduce la sensibilidad dental térmica en el 58% y la estimulación mecánica en un 61%. Matsumoto K. y col en 1985 utilizando el láser de Nd: YAG reportaron que este puede eliminar el dolor de la sensibilidad dental. Liu y colaboradores en 1997 usaron este mismo tipo de láser y observaron que derrite y sella los tubulos dentinales expuestos, sin producir fracturas sobre la superficie de la dentina.

Morita en 1993 y Koba en 1995 reportaron que éste láser tiene la capacidad de evaporar los escombros y los restos de la pulpa en el sitio apical, sin la aparición del dolor postoperatorio. Bahcall y colaboradores en 1993 encontraron que la capa de barro dentinario estuvo presente en los tratamientos preparados con este láser.

Con este tipo de láser unido a refrigeración con agua y aire, Levy y Kouby en 1993 trataron de reducir las fracturas radiculares, llenando las fracturas con una pasta de fosfato tricalcico, observaron una fusión del fosfato tricalcico a las paredes de la fractura, pero ésta nunca se logró reducir en su totalidad.

El objetivo principal de la cirugía apical endodóntica ha sido el selle por un relleno retrógrado, en donde la aleación esférica libre de Zinc ha sido utilizada, sin embargo, ésta tiene grandes defectos tales como la introducción de mercurio a los tejidos apicales, la no esterilización del material de selle y un sellado incompleto del ápice (Rapp y colaboradores en 1991) por lo que Stabholz y colaboradores en 1992 demostraron que el láser de Nd: YAG produce una permeabilización de la dentina; Pashley y colaboradores en 1992 observaron modificaciones con el láser de alta densidad, como la formación de cristales y una resolidificación de la dentina pensando en éste como una alternativa eficiente para lograr un adecuado selle apical, así obteniendo un éxito en la cirugía apical.

Wong y colaboradores en 1994 compararon el láser de Nd: YAG con las amalgamas retrógradas sin encontrar diferencias significativas entre estos dos métodos.

Después de la instrumentación, una obturación adecuada del espacio del canal radicular es necesaria para prevenir el ingreso y acumulación de irritantes. Comúnmente la condensación lateral y vertical profunda, además de técnicas termoplásticas de obturación de la gutapercha son las mas comúnmente usadas. El láser puede ser usado como un recurso de calentamiento o puede ser aplicado para la fotopolimerización del compuesto para la resina.

Durante la instrumentación biomecánica de la pared radicular, se crea una capa de escombros sobre la superficie, que interfiere con la adaptación del material de obturación (Yamada RS y col 1983).

Anic y colaboradores (1995) realizaron un estudio donde compararon la efectividad de cuatro diferentes técnicas de obturación; condensación lateral, ultrafil, condensación vertical de gutapercha ablandada con láser de CO₂, Argón, Nd: YAG y compuesto de resina fotopolimerizado por el láser de argón; ellos evaluaron los efectos de acuerdo a la penetración de un tinte de azul de metileno, mostrando que las técnicas de condensación lateral y la ultrafil son igual de efectivas en la restricción de la penetración del tinte a nivel apical, y el láser es efectivo para derretir la gutapercha.

En otro tipo de láser de Neodimio las impurezas se insertan en vidrio de fosfato y silicato, por lo cual se ha denominado láser de **Neodimio en Vidrio**. Tiene una menor conductividad térmica que el YAG y debido a ello, no puede operar en emisión continua. Su principal ventaja radica en que es más fácil obtener barras de gran tamaño con una

distribución muy regular de iones de Neodimio que en el caso del YAG, logrando así conseguir láseres de menor potencia para el mismo volumen.

El láser de **Holmio: YAG** trabaja con longitudes de onda de 2120 nm en el modo de pulso y se absorbe primariamente por el agua. Los tejidos blancos y zonas fibroticas o cartilaginosas responden fácilmente a la acción de este láser. Usando este tipo de láser a diferentes potencias para preparar y ensanchar el conducto radicular, Cohen y colaboradores en 1996 no hallaron diferencias significativas entre las potencias, logrando ampliarlo de un tamaño inicial de una lima # 15 a un tamaño final de una lima # 40, sin incrementar la temperatura sobre la superficie radicular en más de 5 °C, temperatura máxima que pueden recibir los tejidos blandos circundantes antes de presentarse algún tipo de daño.

El láser de **Er: YAG** es altamente absorbido tanto por el agua como por la hidroxiapatita, y para su uso se dispone de fibras ópticas, dependiendo de las cavidades involucradas.

Aplicaciones:

☞ Preparación de cavidades en esmalte y dentina

☞ Remoción de caries

☞ Cirugía de tejidos blandos

Keller y colaboradores en 1989 observaron que este láser produce un efecto térmico sumamente pequeño al ser aplicado sobre tejidos duros como hueso y diente. Al utilizarlo para la preparación de cavidades éste mostró un resultado aceptable.

Este tipo de láser tiene una aplicación potencial en la preparación biomecánica del canal radicular, generando resultados favorables (Matsumoto y colaboradores en 1995). De manera convencional, la instrumentación de los conductos envuelve el uso de instrumentos manuales o rotatorios con irrigación química, la cual resulta en la formación de una capa de barro dentinario sobre la superficie dentinal del conducto. La remoción de esta capa de barro compuesta de restos dentinales, remanente de tejido orgánico y microorganismos es considerada como un factor importante durante la preparación, por que su presencia puede intervenir con el objetivo de adquirir un selle hermético y aséptico una vez sea obturado el canal. Por esto, un número de investigadores han explorado los efectos de la exposición del láser sobre la dentina y su potencial aplicación en endodoncia.

Takeda y colaboradores en 1998 evaluaron la eficacia del uso del láser de Erbio: YAG a dos potencias (1W y 2W) en la remoción de la capa de escombros y barro dentinario, comparado con una técnica de preparación convencional; observaron que las muestras preparadas convencionalmente presentaban alguna cantidad de escombros en la parte apical, y una gruesa capa de barro obstruyendo todas las paredes del canal y obliterando totalmente los tubulos dentinales, en tanto que los dientes tratados con el láser estuvieron libres de escombros, la capa de barro fue evaporada y los tubulos dentinales quedaron limpios y abiertos. Paghdiwala y colaboradores en 1993 concluyeron que este tipo de láser

produce una quema y selle de los túbulos, acompañado por una reducción de la permeabilidad de los fluidos, esterilización del ápice contaminado y un incremento en la resistencia a la reabsorción radicular, pero al ser utilizado para la obturación del canal radicular este produce un encogimiento en la gutapercha por lo que surge la pregunta de la habilidad de éste para sellar el conducto radicular.

Los láseres de gas son los siguientes: Helio-Neón, Argón, Criptón y de CO₂

El láser de **Helio-Neón** fue diseñado en 1961 por Java , Bennet y Herriot, siendo el primer láser de emisión continua. Como fuente de excitación se utiliza una descarga eléctrica producida por una elevada diferencia de potencial a través de dos electrodos, generando así una luz roja. Este láser es de baja potencia, logrando emitir su haz de luz de manera continua durante muchas horas.

Aplicaciones:

☞ Exposición de tejidos inyectados con derivados de hematoporfirina o rodamina, para destruir células malignas.

☞ Bioestimulación.

Otros láseres gaseosos son los de iones de gases nobles, especialmente los de **Argón** (Ar) y **Criptón** (Kr). Estos láseres se pueden emplear como pulsantes. Su bajo rendimiento da lugar a que se disipe mucha energía, por lo que necesitan refrigeración continua por agua y

el uso de materiales especiales en el tubo, que esta separado de la cavidad óptica resonante. Como emiten en una gama de longitud de onda (colores) visibles en su mayoría, que van desde el verde hasta el azul, la cavidad resonante lleva un prisma que dispersa la luz y permite seleccionar la radiación que interese en cada momento.

En términos físicos (longitudes de onda entre 488 nm y 514 nm), el pico de absorción de la luz es en pigmentos rojos como hemoglobina; así, la energía del láser es absorbida en el tejido pigmentado en general, específicamente en tejido con abundancia de melanina y hemoglobina. La energía del láser de Argón no es absorbida por el esmalte, la dentina u otro tejido no pigmentado (Miserendino y colaboradores en 1995).

Aplicaciones:

☞ Curetaje Gingival

☞ Retracción Gingival

☞ Gingivectomia – Gingivoplastia

☞ Frenilectomia

☞ Hemostasis

☞ Tratamiento de angioma, telangiectasia, tumores de la piel, cicatrices , verrugas, tatuajes, etc.

☞ Regeneración de estructuras óseas

☞ Aumento en la producción de colágeno favoreciendo la cicatrización.

El láser de **dióxido de carbono** se excita mediante descarga eléctrica, provocando estados vibracionales en las moléculas de CO₂. Trabaja con longitudes de onda en el rango de 10.6 um ó 10600 nm, presentando una absorción muy activa en el agua y de manera moderada en la hidroxiapatita.

Los actuales láseres de dióxido de carbono suelen utilizar para funcionar una mezcla de tres gases: además del CO₂ y del nitrógeno, añaden helio, cuya principal misión es la de acelerar la desactivación del estado fundamental y así contribuir a que se consiga la inversión de la población en el nivel excitado.

Aplicaciones:

- ☞ Lesiones de lengua
- ☞ Gingivectomia-Gingivoplastia
- ☞ Cirugía prepotésica
- ☞ Coagulación
- ☞ Remover tejido de granulación
- ☞ Frenilectomia
- ☞ Biopsia excisional e incisional

En exposición pulpar mínima en dentina no cariosa, Moritz A. y colaboradores en 1998 realizaron recubrimientos pulpares directos con hidróxido de calcio (CaOH), junto con la aplicación de un láser de CO₂ a 1W de potencia y pulsos de 0.1 sg., observando una

efectividad del 89% cuando usaron el láser contra un 69% que ofrecía el CaOH, valorando el éxito del tratamiento en términos de persistencia de la vitalidad pulpar después de 1 año.

Chengfel Z. y colaboradores en 1998 estudiaron los efectos del laser de CO2 para el tratamiento de *hipersensibilidad in vivo*, encontrando que pasados tres meses el 50% de los dientes presentaban sensibilidad pero no por mucho tiempo, sin efectos adversos, y con la característica que todos los dientes eran vitales al test eléctrico.

Los mecanismos subyacentes a la sensibilidad dentinal han sido un tema de gran interés en los últimos años, y se han hecho intentos de explicar por que la parte de la dentina que no contiene fibras nerviosas es altamente sensible a varios estímulos (Brannstrom M y col 1972), tales como la desecación, raspaje con una sonda, variaciones de temperatura y aplicaciones de soluciones hipertónicas.

Ciertas evidencias indican que los cambios de la presión hidráulica y el movimiento de liquido en los túbulos dentinales son los eventos básicos para generar dolor en los dientes hipersensibles. Los estímulos que causan movimiento de líquido dentinal y cambios en la presión pueden ser térmicos, osmóticos o mecánicos que causan deformación a los mecanoreceptores estimulando así las fibras pulpares, este modelo de transducción de señal se denomina teoría hidrodinámica (Brannstrom y colaboradores en 1988).

Se han hecho intentos clínicos de sellar los túbulos dentinales, para disminuir la permeabilidad de la dentina y así disminuir la hipersensibilidad, dentro de los que se han

usado fluoruros para promover la calcificación (Erllich J en 1975), resinas para proporcionar una protección adicional de la barrera de permeabilidad y materiales difundidos en los túbulos por medio de iontoforesis para ocluirlos parcialmente (Gangarosa LP 1978).

Recientemente se han diseñado láseres para el tratamiento de hipersensibilidad dental (Whithe JM 1991).

Se han formulado hipótesis que dicen que la disminución de hipersensibilidad observada después del tratamiento con láser era causada por el sellamiento de los túbulos dentinales realizado por éste; esto podría aumentar la resistencia hidráulica al movimiento del líquido y por efectos térmicos y ultraestructurales de la radiación causar derretimiento y selle de los túbulos (Dederich y colaboradores en 1984) con formación de nuevos compuestos. También puede causar disección dentinal produciendo una mejoría clínica temporal de la hipersensibilidad hasta que ocurre la rehabilitación.

Moritz y colaboradores en 1996 utilizando el laser de CO2 con gel fluorado de estaño reportó que los pacientes quedaban libres de sensibilidad en un 94.5% pasados 12 meses de la radiación.

Siendo la radiación con láser un método simple, rápido y efectivo, sin efectos adversos para el tratamiento de la hipersensibilidad dental, su recurrencia se debe a que la dentina fundida podría ser reabierto por el cepillado o el contacto con saliva (Zhang y colaboradores 1998).

Otra de las posibles aplicaciones de este tipo de láser es la reducción de las fracturas radiculares. De manera convencional este tipo de lesiones tienen un tratamiento bastante radical como lo son la amputación de la raíz o la exodoncia del diente. Nelson y colaboradores en 1986 reportaron que la irradiación de la dentina con un láser de CO₂ con una longitud de onda de 9,32 μm , produjo una serie de capas finas fundidas de material que selló la superficie fracturada y se proyectó a través de la luz de los túbulos dentinales.

Arakawa y colaboradores en 1996 evaluaron la factibilidad de uso de un láser de CO₂ o de Nd:YAG refrigerados con agua y aire para efectos de fusión de la fractura de la raíz del diente. Observaron que el 100% de los especímenes tratados mostraron significativamente la misma o mayor separación de las raíces, con la tendencia de incrementarse la separación a medida que se aumentaba la densidad de la energía. Además, los dientes tratados con el láser de CO₂ evidenciaron fracturas, inducidas por el calor debajo de la superficie.

Los láseres semiconductores transforman en radiación luminosa prácticamente toda la energía eléctrica que se les suministra.

Una corriente eléctrica excita partículas del material semiconductor portadoras de cargas positivas y negativas, que más adelante, al combinarse, se neutralizan mutuamente.

Durante el proceso de combinación, que consiste en una transición de un nivel de energía elevado a uno inferior, se producen fotones, en una longitud de onda de 820 a 830 nm. Sin

embargo, a estos láseres se les cortan las superficies extremas con el fin de reflejar la luz como si fuesen espejos , logrando que predomine la emisión estimulada.

El más utilizado es el de Arseniuro de Galio que posee en su estructura impurezas positivas y negativas de otros elementos (tantalio, zinc, aluminio) ayudando a que la emisión sea coherente.

Los láseres líquidos pueden constituir, efectivamente, el medio activo en los láseres, encontrando un grupo importante basado en colorantes orgánicos (Cumarina, Rhodamina, Quelatos, etc.). La existencia de numerosos niveles energéticos se debe a la complejidad de las moléculas de colorantes permitiendo que, por medio de transiciones electrónicas, se produzca una amplia gama de longitudes de onda en su mayoría visibles.

Los denominados **láseres de excímero** comprenden una familia de láseres de similares características. Excímero es la contracción de la palabra inglesa “ excited dimer” (dímero excitado) y se utiliza en sentido amplio para designar cualquier molécula diatómica (e incluso tetratómica), en la cual los átomos que la componen se encuentran enlazados en el estado excitado y no están en el estado fundamental.

Los principales láseres de excímero son los de haluro de gas noble, que utilizan electrones de alta energía como fuente de excitación para que reaccione un gas noble (argón, criptón y xenón) con un halógeno (flúor, cloro, bromo, yodo).

3.5 INTERACCION DEL LASER CON LOS TEJIDOS DUROS Y BLANDOS DE LA CAVIDAD ORAL

La interacción que tiene los láseres con los tejidos biológicos es relativamente simple. Los efectos de la emisión del láser se pueden evaluar en términos de lo que ocurre cuando la energía de luz radiante reacciona con la materia. Otras reacciones de los tejidos a la luz láser involucran procesos biológicos y fisiológicos de los tejidos que son mucho más complejos en su naturaleza y más intrincados en sus interrelaciones. Sin embargo, el conocimiento práctico de los procesos biológicos de los tejidos y las propiedades físicas de la luz láser le proporcionan al clínico la habilidad de comprender y controlar los tratamientos con láser en un gran número de aplicaciones prácticas.

Se recuerda que los elementos esenciales del rayo láser y que determinan su interacción con la materia son la longitud de onda de la energía radiante emitida por el láser; la densidad de poder del rayo, las características temporales de la energía del rayo, de si es continuo o pulsátil, el porcentaje y duración del pulso. Además de estos factores que son inherentes al tipo particular del láser, hay otras variables que relacionan las diferencias en el método de transferencia de energía atribuido a los instrumentos o sistemas desarrollados, este se refiere a si hay contacto o no con algún tipo de fibra óptica o de si el rayo esta enfocado o no.

Los factores biológicos que influyen en las interacciones del láser con los tejidos son bastantes. Dentro de estos se incluye las propiedades ópticas de varios elementos del tejido

que manejan de manera específica los componentes moleculares y químicos en la reacción del tejido con la energía lumínica. Las propiedades ópticas de ciertos elementos de los tejidos determinan la naturaleza y extensión de la respuesta a través de procesos de reflexión, absorción, transmisión y dispersión de la luz láser (Fig. 4). La reflexión es la primera interacción; la energía láser puede reflejarse fuera de la superficie en una dirección o trayectoria incierta, por esto es de vital importancia la protección de los ojos tanto para los pacientes como para el personal dental. La absorción es la segunda y más benéfica interacción con los tejidos. El tratamiento realizado se acompaña de efectos fototérmicos. La transmisión es la tercera interacción, aquí la onda viaja directamente a través de los tejidos sin causar algún efecto. La dispersión es la cuarta interacción; los tejidos pueden causar que la onda de láser se disperse a través de una gran área, disminuyéndose eventualmente el poder de la densidad hasta el punto de no tener efectos biológicos.

Otros factores también involucrados son la conducción del calor y la disipación dentro de la masa de tejido, la respuesta inflamatoria del tejido ante un estímulo nocivo, la vascularización de la zona y los mecanismos de reparación.

La extensión de la interacción de la luz láser como una forma de energía radiante con los tejidos se determina generalmente por dos variables dependientes: la longitud de onda específica de la emisión de láser; y las características ópticas del tejido a incidir. (Dederick, 1993). Los factores independientes que se toman en cuenta que están bajo el control del clínico incluyen el nivel de poder aplicado; la energía total desarrollada sobre el área de superficie; el porcentaje y duración de la exposición; y el modo de recibir la energía por

parte del tejido expuesto (si es continuo o de pulso, sí hay contacto o no). La manipulación de estas cuatro variables permiten al operador tener un control preciso sobre el láser y la capacidad de seleccionar la longitud de onda apropiada para un tejido en particular.

Estos efectos también se aplican a las estructuras orales en donde el impacto del láser sobre los dientes fue estudiado por investigadores como Goldman y Stern en los años sesenta. (Goldman y colaboradores, 1964; Stern and Sognaes, 1974). Posteriormente en los años setenta se realizaron estudios preliminares con láser de Nd: YAG y de CO₂ cuyos resultados mostraron las desventajas de este tipo de tecnología como eran daño a la pulpa dental, carbonización de la dentina y formación de grietas en el esmalte como limitaciones para la preparación de cavidades. En 1974 Stern concluyó que el sistema de láser no puede remplazar el uso de las fresas convencionales al no disminuir los cambios estructurales relacionados con el calentamiento y el daño a los tejidos circundantes, lo que reduciría dramáticamente el uso de este nuevo sistema). Desde entonces se ha avanzado en el desarrollo del láser, tanto que hoy día existen diez diferentes tipos de láser en investigación dental, y contrario a lo que decía Stern en esa época, Guy Levy y colaboradores en 1998 evaluaron la eficacia de corte del esmalte de un láser de medio infrarrojo frente a la pieza de mano de alta velocidad con fresas; la eficiencia cortante del láser se calcula basado en el volumen de tejido retirado por pulso (mm/pulso) y la unidad de energía (2, 4, 6, 8 W), observando que la pieza de mano de alta velocidad corta 3.7 veces más que el láser, pero parece que el láser crea una superficie de esmalte limpia con un mínimo daño térmico.

Los láser usados en investigaciones odontológicas por lo regular emiten una energía electromagnética que va en un rango desde el infrarrojo 10 micrómetros (um) hasta el ultravioleta 200 nanómetros (nm). Los sistemas de láser comercialmente disponibles aplicados en odontología se limitan a unos cuantos infrarrojos como el de CO₂, Nd: YAG y de Er: YAG.

Para facilitar el manejo de estos láser en odontología se diseñaron sistemas guiados por fibras que son más cómodos que los espejos manuales. Estas fibras se fabrican dependiendo del tipo de láser a ser usado; para el Nd: YAG y el láser de Ho: YAG van en el rango de 1 a 2 um, en el rango de 3 um para los láser de Er: YAG y en el rango de 10 um para el láser de CO₂. (Miserendino, 1995)

Como se mencionó anteriormente, el láser produce ciertos efectos sobre los tejidos orales, dependiendo si éste es duro o blando. En los tejidos duros, estos efectos pueden ser térmicos, mecánicos y químicos entre otros. Los efectos térmicos son los mejor conocidos, en especial la vaporización térmica debida a la absorción de la luz láser, que se produce cuando el rayo láser se une a la superficie del tejido y esta absorción conlleva a un calentamiento con la desnaturalización de la proteínas, todo esto a temperaturas entre 45 y 60 grados centígrados. A temperaturas mayores a 60 grados se observa coagulación y necrosis, además de desecación del tejido. A 100 grados centígrados el agua presente se evapora, y la carbonización y posterior pirólisis ya se desencadena cuando la temperatura es superior a 300 grados centígrados (Muller y col. 1990).

Experimentos in vitro han demostrado que el láser de Holmio: YAG puede ser usado para eliminar hueso, cemento, placa dental y caries en esmalte, sin riesgo de sobrecalentar el diente y causar una posible necrosis del cemento, ligamento periodontal o hueso. Cohen y colaboradores en 1996 usando este mismo tipo de láser a diferentes potencias para valorar el incremento de la temperatura en la estructura general del diente, no hallaron diferencias significativas entre las potencias usadas, además, si mantenían cambios de temperatura de la superficie radicular iguales o menores a 5°C la probabilidad de desvitalizar los tejidos circundantes se minimizaba.

Bahcall y colaboradores en 1993 al usar un láser de Nd:YAG en el conducto radicular de molares en perros, observaron que después de 24 horas generaba una necrosis osteocítica periradicular y a los 30 días presentaban resorción externa y anquilosis, debido todo a un calentamiento directo de la estructura del diente.

A nivel mecánico el láser en contacto con los tejidos duros genera una expansión del volumen que se puede acompañar con la formación de unas ondas de choque, que van a producir altas presiones sobre los tejidos adyacentes llegando a destruirlas o lesionarlas. Lo que se refiere a los cambios químicos o fotoquímicos se presentan cuando la luz láser es absorbida por los tejidos sin presencia de alteraciones térmicas, involucrando también el aspecto físico del tejido. El cambio de volumen o ablación que se presenta en los tejidos duros se debe a un recalentamiento de los mismos, dependiendo de factores como la temperatura de la transición de la fase sólido-gas, la duración del pulso de la radiación láser y la densidad de la energía (Muller y col 1990). En los tejidos mineralizados como el

esmalte y la dentina el porcentaje de la ablación que se presenta en ellos es bajo y se acompaña de serios efectos colaterales. Zweig y col en 1988 descubrieron que la ablación inducida de una manera térmica presentaba variaciones y efectos de tipo termomecánico influenciada por la absorción y la posterior interacción del haz láser con el agua y la hidroxiapatita del tejido. La extensión a nivel local del calentamiento del agua en los tejidos mineralizados genera microexplosiones en la fase líquida, siendo removidos los fragmentos resultantes por la alta presión del vapor. Estos efectos podrían reducirse adquiriendo una absorción balanceada entre el agua y la hidroxiapatita. (Zweig y colaboradores, 1988; Walsh y colaboradores, 1989).

No solo se deben tener cuenta las interacciones y reacciones que genera en los tejidos a incidir la acción de un haz de rayo láser, sino también, los peligros y posibles riesgos que acarrea su uso de manera inadecuada y sin los pertinentes métodos de protección.

Para el manejo de este tipo de instrumentos el operador debe conocer los fundamentos básicos del aparato que va a utilizar, además de recibir un entrenamiento previo sobre su manejo.

Los riesgos que se pueden encontrar en la práctica clínica a nivel odontológico se agrupan en 5 tipos básicamente, en lesiones oculares, daño a los tejidos, riesgos respiratorios, explosión e incendio y cortos eléctricos.

La lesión potencial a los ojos puede ocurrir a través de la emisión directa del láser o por la reflexión de un espejo. El sitio de la lesión depende directamente de la absorción preferencial que tienen las estructuras del ojo sobre las distintas longitudes de onda. La lesión ocular primaria que resulta de un accidente con un láser es la quemadura retinal o corneana, aunque, también se pueden lesionar la esclera, el humor acuoso o el cristalino formando cataratas.

Para evitar este tipo de lesiones los operadores y los pacientes deben utilizar un protector ocular, dependiendo del laser que se vaya a manejar. Con microscopios o endoscopios, el operador debe utilizar los filtros necesarios y correspondientes. Se recomienda la manipulación de instrumental de color negro, para evitar el reflejo y con ello la posibilidad de lesionar al paciente o al personal auxiliar.

El daño inducido por el láser a la piel y tejidos no incididos puede resultar de la interacción térmica de la energía radiante con las proteínas del tejido, produciendo destrucción celular por desnaturalización de las enzimas celulares y de las proteínas estructurales, con la consiguiente interrupción de los procesos metabólicos básicos.

Además, exposiciones de 1 segundo o más de duración interfieren con la perfusión vascular.

Otro tipo de riesgo es la inhalación potencial de materiales biopeligrosos de origen aéreo. Estos contaminantes se emiten en forma de aerosoles y partículas como resultado de la aplicación quirúrgica del láser o por el escape accidental de químicos tóxicos provenientes del mismo láser, generando un daño potencial a nivel respiratorio ya sea a corto o a largo plazo tanto para el odontólogo como para el paciente. En estos casos es indispensable el uso de tapabocas y caretas faciales.

Los riesgos de posibles incendios se deben a la presencia de materiales inflamables comunes en el consultorio odontológico.

Es importante colocar avisos en sitios visibles a manera de prevención e informando del manejo del aparato. El lugar donde se trabaje con el láser debe estar señalizado con luz roja, las paredes de la habitación deben estar cubiertas con una pintura no reflectante y no deben existir objetos brillantes en el interior, además debe tener buena ventilación. (Verschueren R.1980).

3.6 CONTRAINDICACIONES

La aplicación del láser sobre los tejidos humanos tiene ciertas restricciones en su uso, que se han clasificado en absolutas y relativas, a saber. Las absolutas se tienen en cuenta en la aplicación sobre el ojo, excepto en técnica quirúrgica específica; en la irradiación de glándula mamaria, en la mastopatía fibroquística (peligro de cancerización); y en la irradiación a pacientes epilépticos. Las relativas se aplican en las alteraciones de la tiroides,

arritmias cardíacas, presencia de marcapasos, flebopatías profundas, embarazo, neoplasias, infecciones agudas y en la terapia con fármacos fotosensibles como la tetraciclina.

4. CONCLUSIONES

4.1 El primer Láser o Máser como se denominó inicialmente fue desarrollado por Theodore Maiman en 1960, con 3 propiedades especiales: colimación (mantiene la intensidad o la dirección de propagación), coherencia (las ondas que lo constituyen están en fase) y monocromaticidad (de un solo color). Para la formación de un haz de rayo láser, se necesita de ciertos componentes como una fuente potencial de energía, un medio activo, un juego de espejos y un sistema de refrigeración.

4.2 Los tipos de rayo láser se clasifican teniendo en cuenta : según el tipo de radiación emitida, en aquellos de longitud de onda mayor o menor; según el modo de emisión, en continua o pulsante; atendiendo a la potencia, se establecen dos límites, 1mv y 1 millón de vatios; y de acuerdo al medio activo se dividen en láser sólidos (de cristal y vidrio, Rubí sintético, Neodimio:YAG, Neodimio en vidrio, Holmio:YAG y Erbío:YAG), de gas (Helio-Neón, Argón, Criptón y de CO₂), líquidos (colorantes orgánicos como la Cumarina, Roamina y Quelatos), semiconductores (Arseniuro de Galio) y de excímero (Haluros de gas noble).

4.3 En odontología, el láser ha sido aplicado en la mayoría de sus áreas; en operatoria para la preparación de esmalte, dentina y la remoción de caries; en periodoncia para realizar curetaje gingival, gingivectomía, gingivoplastia y alargamiento clínico de corona; en patología para la toma de biopsia excisionales e incisionales, lesiones en lengua y en la remoción de tejidos de granulación; en ortodoncia para soldaduras de punto y en cirugía, en donde ha tenido su mayor desarrollo es usado para la exposición de implantes, cirugía pre-protésica, reducción de la tuberosidad, frenilectomias, coagulación y para desórdenes hemorrágicos.

4.4 Las investigaciones del láser para su posible aplicación en endodoncia, ha involucrado una amplia gama de éstos, liderados por los láser de Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG y de CO2 que podrían ser usados para la desinfección y preparación del canal radicular, como recubrimiento pulpar directo, para la reducción de fracturas radiculares, como mecanismo de ablandamiento de la gutapercha y para el tratamiento de la sensibilidad dental.

4.5 Las interacciones de la aplicación del láser sobre los tejidos, dependen de factores tanto del tejido como del rayo utilizado. Las más sobresalientes son la reflexión, transmisión, absorción y dispersión, que posteriormente generan respuestas en el tejido como vaporización, necrosis y coagulación, entre otras.

4.6 Dentro de las ventajas que nos ofrece la utilización de este tipo de tecnología en odontología están la disminución del tiempo operativo, favorecer la cicatrización,

disminuir la hemorragia y el sangrado, disminuir las molestias operatorias, y la capacidad de proporcionarle al paciente comodidad y confort durante su manejo. Las desventajas de este mecanismo son la exactitud y cuidados extremos que se deben tener para su manejo, además el operador debe conocer los fundamentos básicos de funcionamiento del aparato, junto con un entrenamiento previo, de lo contrario puede producir daños al paciente o a sí mismo.

4.7 Los efectos colaterales que puede originar el uso inadecuado de la energía láser al ser aplicado sobre un diente que va a ser tratado endodónticamente son incremento de la temperatura con una posterior necrosis del cemento radicular, hueso alveolar y ligamento periodontal, acompañado de un derretimiento excesivo de la dentina dentro de las paredes del canal radicular.

4.8 La aplicación del láser sobre los tejidos humanos tiene unas restricciones y contraindicaciones muy claras, entre las que se encuentran su uso sobre el ojo, en glándula mamaria, en alteraciones de la tiroides y en paciente epilépticos o con marcapasos.

5. RECOMENDACIONES

Es necesario realizar un seguimiento de las investigaciones del láser y su aplicación en endodoncia para poder llegar a implementarlo en la práctica clínica.

BIBLIOGRAFIA

ANIC I, SEGOVIC S, KATANEC D, PRSKALO K, NAJZAR-FLEGER D. Scanning Electron Microscopic Study of Dentin Lased with Argon, CO₂, and Nd:YAG laser. J. Endodon 1998; 24: 77-81.

ANIC I, MATSUMOTO K. Comparison of the sealing ability of laser-softened, laterally condensed and low-temperature thermoplasticized guttapercha. J. of endodontics. 1995; 21: 464-469.

ARAKAWA S, COBB C, RAPLEY J, KILLOY W, SPENCER P. Treatment of root fracture by CO₂ and Nd:YAG lasers: An in vitro study, J Endodon. 1996; 22: 662-66.

ARMENGOL V, JEAN A, ROHANIZADEH R, HAMEL H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er: YAG laser irradiation: in vitro study. Journal of endodontics. 1999. 25 (8): 543-546

ARRASTIA. JITOSHO AM, LIAN L-H LEE W, SMITH PW. Effects of a 532 nm p-switched manosecund pulsed laser on dentin. J. Endodont. 1998; 24: 427-31.

BAHCALL J, HOWARD P, MISERENDINO L, WALIA H. Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the periradicular tissues in dogs. J Endodon 1992; 18: 47-5.

BAHCALL J, MISERENDINO L, WALIA H, BELARD DW. Scanning Electron Microscopic Comparisons of canal preparation with Nd:YAG laser and hand instrumentation: A Preliminary study. *Gen Dent*.1993;41:45-7g

BERGENHOLTZ G. Pathogenic mechanisms in pulpal disease. *J. Endodon* 1990; 16: 98-101.

BRANNSTROM M, ASTROM A. The hydrodynamics of the dentin its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent. J.* 1972;22:219-25.

BRANNSTROM M. Communicationb between the oral cavity and the dent pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent*.1988

BUCHELT M, KUTSHERALT P, KATTEISCHATKA T, KISS H. HANGS, BEER R. JOSE HV. Erb:YAG and Hd:YAG laser osteotomy: the effect of laser ablation on bone healing lasers. *Surg Med*. 1994; 15: 37-38.

CASALDERREY M. *Laseres emisoras de luz especial*. Ed Celeste. México . 1995. p. 21-69.

COHEN BI, DEUTSCH AS, MUSIKANT BL. Effect of power settings on temperature change at the root surface when using a Holmium:YAG laser in enlarging the root canal. *J. Endodon*. 1996; 22: 596-99.

DEDERICH DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strike tissue?. *JADA* 1993; 124: 57-61.

DEDERICH D, ZACARIASEN K, TULIP J. Scanning electron microscopic analysis of root canal wall dentin following neodymium: yttrium-aluminium-garnet laser irradiation. *J. Endodon* 1984; 16: 428-31.

ERLICH J, HOCHMAN I, GEDALIA I, TAL M. Residual fluoride concentrations and scanning electron microscope examination of root surface of human teeth after topical application of on fluoride in vivo. J. Dent res 1975; 54: 897-900.

FARGE P, NAHAS P, BONIN P. In Vitro Study of a Nd:YAP Laser in Endodontic Retreatment. J Endodon. 1998;24:359-63.

FAYAD M, CARTER M, LIEBOW C. Transient effects of low- energy CO2 laser irradiation on dentinal impedance: implications for treatment of hypersensitive teeth. J endodontics 1996;22:526-531.

GANGAROSA LP, PARK NH. Practical consideration in iontophoresis of fluoride for desensitizing dentin. J Prosthet dent 1978; 39:173-8.

GELSKEY SC, WHITE J, PRUTHI VK. The effectiveness of the Nd:YAG Laser in the treatment of dental hipersensitivity. J Can Dent Assoc 1993;59:377-86

GOLDMAN L, HOMBY P, MAYER R, et al. Impact of the laser on dental caries. Nature 1964; 203: 417.

GOODIS HE, WHITE JM, MARSHALL SJ E TAL. Scanning electron microscopic examination of intracanal wall dentin:hand versus laser treatment. Scanning microsc. 1993;7: 978-87.

HARDEE M, MISERENDINO L, ICOS W, WALIA H. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. J. Endodon. 1994; 22: 377-380.

KELLER U, HIBST R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances light microscopic and SEM investigations. Laser surg med 1989; 9: 345-51.

KELLER U. HIBTS R. ZUR . Ablativen wirkung des Er:YAG- lasers auf schmelz and dentin. Dtsch zahnarzh 1989; 44: 600-2.

KOBA K , KIMURA Y, MATSUMOTO K, TAKEUCHI T, IKARUGUI T, SHIMIZU T. A histopathological study of the effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on infected root canals in dogs. J. Endodon. 1999; 25 (3) 151-54.

KOBA K. Pulsed Nd:YAG laser application to one-visit tratment of infected root canals. Histopathological and clinical examinations. J Jpn Endod Assoc. 1995;16:20-37.

KOMORI T, YOKOYAMA K, TAKATO T, MATSUMOTO K. Clinical Application of the Erbium:YAG laser for Apicoectomy. J. Endodon 1997; 23: 748-49.

LARS O, CHENG D. FONG, TORS-TEN, STOMBERG Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. J. Endodon. 1997; 23: 96-99

LAUER HC. KRAFT E. ROTHLONT W. ZWINGERS . The effects of the temperature of cooling water during high speed and ultra high speed tooth preparation. J. Prosthet dent 63; 407-14.

LE.GOFF A, DAUTEL-MORAZIN A, GUIGAND M., VULCAIN JM, BONNAURE-MALLET M. An evaluation of CO2 laser for endodontic desinfection. J. Endodon. 1999; 25: 105-8.

LEVY G, KOUBI G, MISERENDINO L. Cutting Efficiency of a Mid-Infrared Laser on Human Enamel. J. Endodon 1998; 24: 97-01.

LEVY G, KOUBI G. An experimental technique to repair cracked teeth using calcium phosphate melted by o laser beam: an in vitro evaluation. Compend Cont Educ Dent. 1993; 14:1444-52.

LEVY G. Cleaning and shaping the root canal with o Nd:YAG laser beam: a comparative study. J. Endodon 1992; 18: 123-7..

LIU HC, LIN C-P, LAN W-H. Sealing Depth of Nd-YAG laser on human dentinal tubules. J. Endodon 1997; 23(11): 691-93.

LJ. ABT. E. WIGDOR. H. MISERENDINO CA. Evaluation of thermal cooling mechanisms for laser application to teeth. Laser Surg Med 1993; 13: 83-8.

MAIMAN T.H. Stimulated optical radiation in ruby. Nature 1960; 187: 493-494

MATSUMOTO K, Y COL. Effects of Nd:YAG laser in treatment of cervical hipersensitive dentine. J. JPN. Concerv dent 1985; 28: 760-5.

MATSUMOTO KI, MAKAMORA Y, MAZEKI K. Clinical application of the Er:YAG laser to class V cavity preparation. J. Shows Univ Dent Soc 1995; 15: 335-40.

Mc-COMB D, SMITH DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canal after endodontic procedures. J. Endodon 1975;1: 238-42.

MEJIA J, SANCHEZ C, ROA M, RICO M. Efecto de la aplicación del laser de Arseniuro de Galio sobre la reabsorción de membranas biodegradables Resolut Goretex colocadas en región subcutanea de ratones. Universidad el Bosque. 1998. 32-54

MISERENDINO L.J, PICK R.M. Laser in dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc. 1995. P 13-70.

MISERENDINO LJ, KOS W, MISERENDINO CA, LUEBKE N. Sterilization of bacterially contaminated root apices by CO2 laser irradiation. J Endodon 1988; 14: 198.

MORIOKA T, SUZUKI K, TAGOMORI S. Effect of beam absorptive m-ediators on an acid-resistance of surface enamel by Nd:YAG laser. J dent health 1984; 34: 40-4.

MORITA S. Histopathological and clinical examination of an immediate canal filling after vital pulp extirpation in combination with the pulsed Nd:YAG laser. J Jpn Soc Laser Dent. 1994;5:91-101.

MORITZ A, GUTKNECHT N, SCOOP U, GOHARKHAY K, EBRAHIM D, WERNISH J, SPERR W. The advantage of Co2 in treated dental necks, incomparision with at standard method: results of and in vivo study. J Clin laser surg med 1996;14:27-32.

MORITZ A, SCHOOP U, GOHARKHAY K, SPERR W. The CO2 laser as an Aid in Direct Pulp Capping. J Endodon. 1998. 24(4):248-51.

MOSHONOV J. SION A. KASIRER J. ROTSLEIN L, STABHOLZ A. Efficacy of argon laser irradiation removing intracanal debris. Oral Surg Oral Med Oral Patho Oral Roiuid Endodod 1995; 79: 221-0.

MULLER G, SHOLZ C, ERTL T, et al. Biophysics of laser tissue ablation in bone and dental treatment. Innovative Tech. Biol. Med. 1990; 11: 1-22

NAMMOUR S. RENNEBOOG-SGUILIBIN C, NYSSSEN-BEHETS C. Incieased resistance to artificial caries like lesions in dentin treated with CO2 laser caries res 1992; 26: 170-5

NELSON DGA, JOENGEBLOED WL, FEATHERSTONE JDB. Laser Irradiation on human dental enamel and dentin. N Z Dent J 1986;82:74-7.

ONAL B, ERTI T, SIEBERT G, MULLER G. Preliminary report of the application of pulsed CO2 laser radiation on root canals with AgCl Eibers a scanning and transmission electron microscopic study. J Endodon 1993; 19: 272-6.

PAGHDIWALA AF. Root resection of endodontically treated teeth by erbium :YAG laser radiation. Journal Endodontics 1993; 19: 91-94

PASHLEY EL, HANEI JA, LIU M, KIUM S, PASHLEY DH. Effects of CO2 laser energy on dentin permeability. J. Endodon 1992; 18: 257-62.

PEREZ F, CALAS P, DE FALGUEROLLES A, MAURETTE A. Migration of a streptococcus sanguis strain through the root dentinal tubules. J. Endodon. 1993; 19: 227-300.

RAPP EL, BROWNCE, NEWTON CW. An analysis of success and failure of apicoectomies. J. Endodon 1991; 17: 508-12.

SPANGBERG L, ENGSTROM B, LANGELAND K. Biology effects of dental materials. 3. Toxicity and antimicrobial effects of endodontic antiseptics in vitro. Oral surg. 1973; 36: 856.

STABHOLZ A, KHAYAT A, RAVANSHAD SH, McCARTHY DW, NEEU J, TORABINEJAD M. Effects of Nd:YAG Laser apical seal of teeth after apicectomy and retrofill. J. Endodon 1992;18:371-5

STERN R.H. Dentistry and the laser. In Wolbarsht ML (ed): Laser applications in medicine and biology, vol II. New York-London: Plenum Press; 1974: 361-387.

SUNDQUIST G. Bacteriological studies of necrotic dental pulps. Omea university odontological dissertations. 1976 N. 7

TAKEDA F, HARASHIMA T, KIMORA Y, MATSUMOTO K. Efficacy of Er: YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. J. Endodon 1998; 24 (8) : 548-51

VERCHUEREN R. The CO2 laser in tumor surgery. Van Gorgam. 1980.

WALSH J.T., FLOTTLE TJ, DEUTSH TF. Er:YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. Lasers Surg Med. 1989; 9: 317-326.

WHITE JM, GOODIS HE, ROSE CH. Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface. CDA J. 1991; 19: 55-8.

WIGDOR H, ABT E, ASHAFI S, WALSH JT. The effect of lasers on dental hard tissues. J Am Dent Assoc. 1993; 124: 65-75.

WIGDOR HA. New method for determination of ablation of dental hard tissues with the Er:YAG laser SPIE 1993; 1880: 142-8.

WONG W, ROSENBERG P, BOYLAN R, SCHULMEN A. A comparison of the apical seals achieved using retrograde amalgam fillings and the Nd:YAG laser. J. Endodon 1994 ; 20: 595-7.

YAMADA RS, ARMAS A, GOLDMAN M, LIN PS. A scanning electron microscopi, comparison of a high volume final flush with several irrigation solutions part 3. J. Endodon. 1983; 9: 137-42

ZACARIASEN KL, DEDERICH DN, TULIP .J, DECOSTE S, JENSEN SE, PICKARD. MA. Bactericidal action of carbon dioxide laser radiation in experimental dental root canals. J. Microbial. 1986; 32: 942-6.

ZHANG C, KIMURA Y, MATSUMOTO K, HARASHIMA T, ZHOU H. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on root canal wall dentin with different laser initiators. 1998; 24 (5); 352-55.

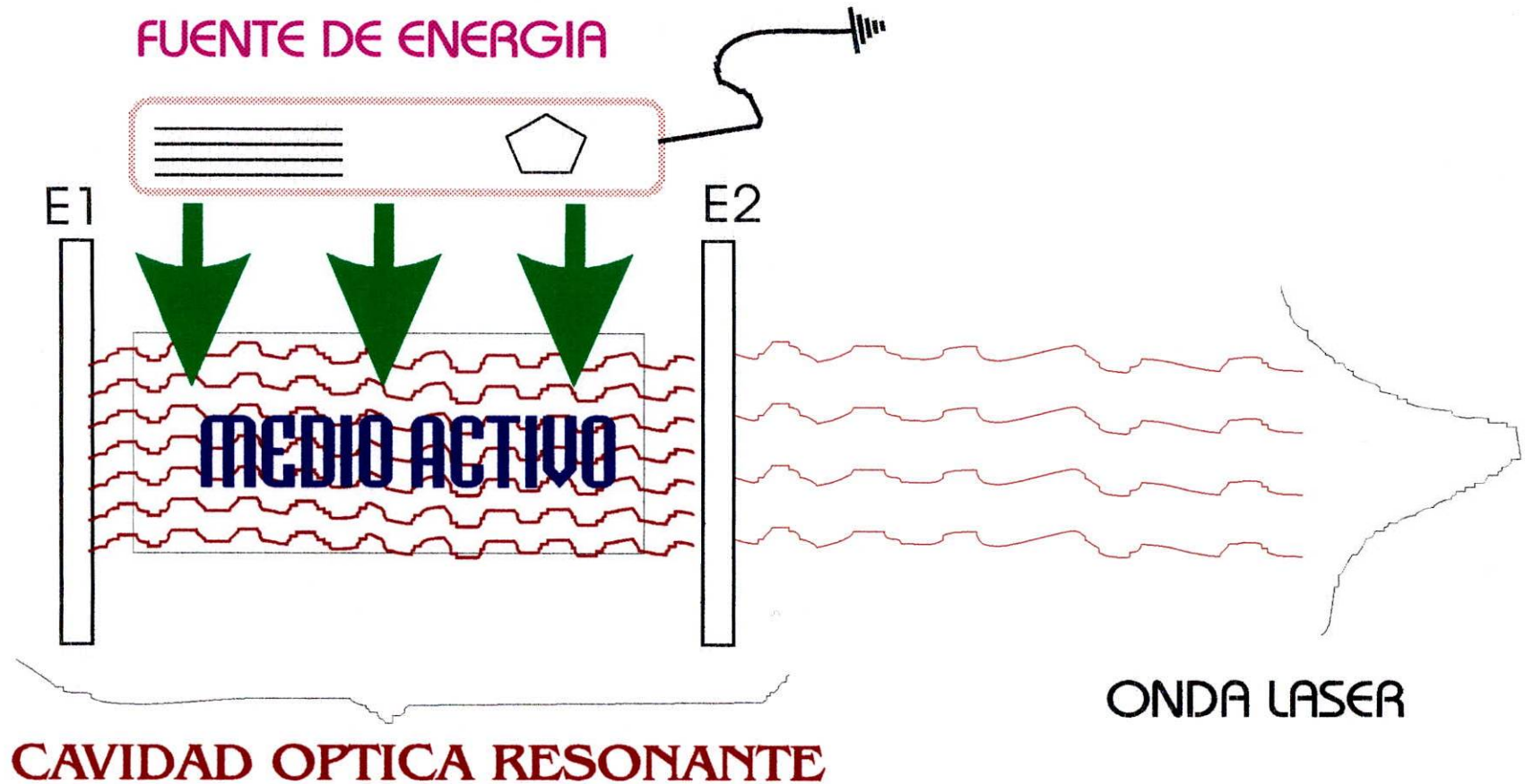
ZHANG C, MATSUMOTO K, KIMURA Y, HARASHIMA T, TAKEDA F, ZHOU H. Effects of CO2 laser in treatment of cervical dentinal hypersensitivity. J Endodon. 1998; 24: 595-97.

ZWEIG A.D., FRENA M, ROMANO, et al. A comparative study of laser tissue interaction at 2.94 um and 10.6 um. Appl Phys Bull. 1988;47: 259-265.

ANEXOS

FIGURA 1

DIAGRAMA ESQUEMATICO DE UN LASER



E1 Y E2 → ESPEJOS

FIGURA 2.

CRITERIOS PARA LA CLASIFICACION DE LOS LASER

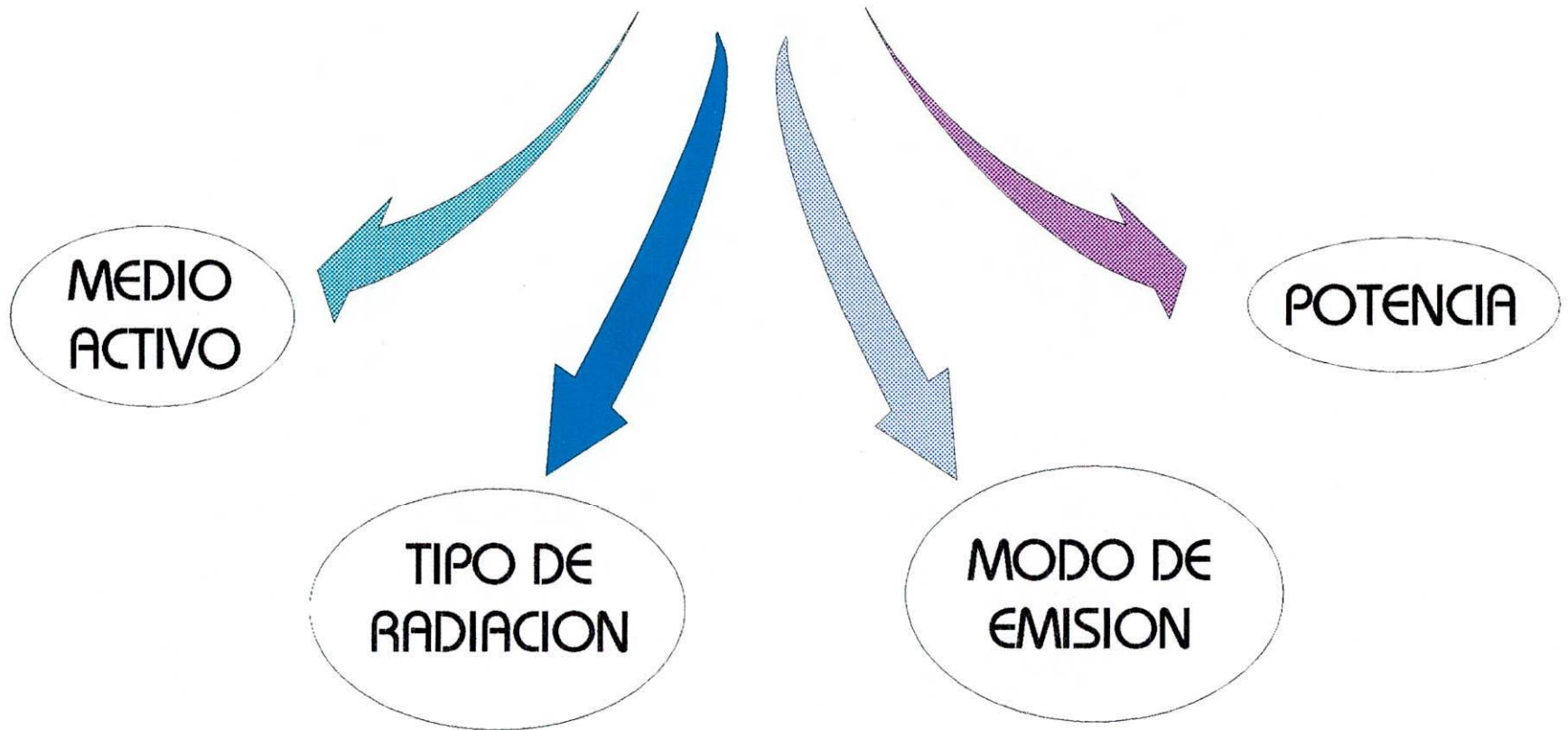


FIGURA 3

CLASIFICACION DE LOS LASER SEGUN SU MEDIO ACTIVO

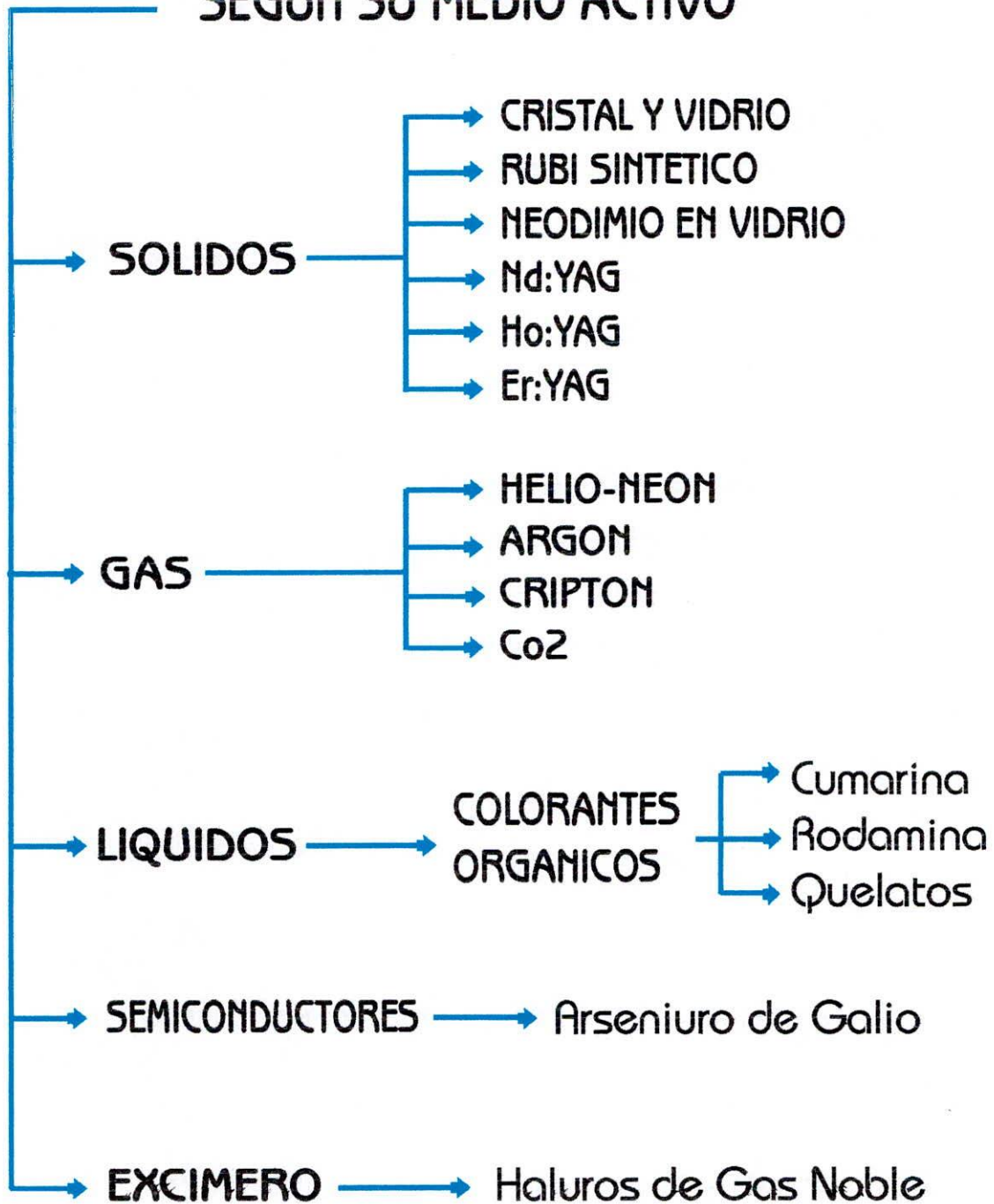


FIGURA 4.

INTERACCION DEL LASER CON LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS

