



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**USO DEL LÁSER DENTAL EN TRATAMIENTOS
CARIOSOS**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A:

LEONARDO CONTRERAS MEZA

**DIRECTOR: C.D. GASTÓN ROMERO GRANDE
ASESOR: C.D. NAYELI CALDERÓN NIETO**

MÉXICO D. F.

2007



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

USO DEL LASER DENTAL EN TRATAMIENTOS CARIOSOS

INDICE:

INTRODUCCIÓN

1. CAPITULO. I

GENERALIDADES DE LOS LASERES.

1.1 Historia del rayo láser.

CAPITULO II

2 .PROPIEDADES DE LOS LASERES.

2.1 Partes del Equipo del rayo láser.

2.2 Características del rayo

2.3 Espectro Electromagnético

CAPITULO III

3. CLASIFICACIÓN DEL RAYO LASER.

3.1 Por su Potencia.

3.2 Por su longitud de onda

3.3 Por el tipo de Emisión

CAPITULO IV

4. LÁSER CO₂

4.1 Historia

4.2 Generalidades

4.3 Propiedades

4.4 Usos Odontológicos

CAPITULO V

5. LÁSER Nd: YAG

- 5.1 Historia
- 5.2 Generalidades
- 5.3 Propiedades
- 5.4 Usos Odontológicos

CAPITULO VI

6. LÁSER Er: YAG

- 6.1 Historia
- 6.2 Generalidades
- 6.3 Propiedades
- 6.4 Usos Odontológicos

CONCLUSIONES

REFERENCIA BIBLIOGRAFICA

INTRODUCCIÓN:

El odontólogo debe conocer y estar informado acerca de esta tecnología antes de crear expectativas erróneas sobre el uso de esta tecnología de punta.

Entre las aplicaciones odontológicas del láser, la de mayor interés ha sido la posibilidad de intervenir el tejido dentario, y en esa dirección se han concentrado los mayores esfuerzos. En los últimos años se ha introducido la técnica láser para el tratamiento de las lesiones cariosas y especialmente basado en la posibilidad de aplicación del rayo láser y los cambios que este genera en los tejidos aplicados.

El láser es un acrónimo que tiene por significado Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, (amplificación de la luz por la emisión estimulada de radiación).

El láser se originó en el año de 1917 por Einstein, y posteriormente por Theodore Maiman el cual estimulo un cristal de rubí.

El láser es una amplificación de luz que ocurre por la emisión estimulada de radiación de luz sus características intrínsecas son: monocromaticidad, direccionalidad, potencia, coherencia, luminosidad, densidad de alta potencia.

Hoy en día en la odontología se utilizan diferentes tipos de láseres como el CO₂, Er: YAG y Nd: YAG.

En Odontología Restauradora el láser de Erbium: YAG es utilizado en la eliminación de caries aunque es un procedimiento lento, ^{1,4} debido a la pobre absorción de los láser infrarrojos por el esmalte dental.

Los tres tipos más comunes de láser en esta modalidad son: Itrio-Aluminio-Granate (Nd: YAG), Anhídrido Carbónico (CO₂) y Argón, y son los más frecuentemente usados durante los procedimientos odontológicos.

OBJETIVO GENERAL:

Hacer una recopilación bibliográfica actual, acerca del láser en operatoria dental así como dar a conocer usos, características, afinidad e interacción de los distintos tipos de láser CO₂, Nd: YAG, Er: YAG, así como las aplicaciones odontológicas.

Entre las diversas aplicaciones odontológicas del láser, la de mayor interés ha sido la posibilidad de intervenir el tejido dentario, y en esa dirección se han concentrado los mayores esfuerzos. Las principales motivaciones han sido:

- Eliminar el dolor sin la necesidad de utilizar anestesia.
- Realizar solo eliminación de tejido carioso, sin tocar tejido sano.

OBJETIVO ESPECÍFICO:

Adentrarnos en el estudio del láser dental en la aplicación de este mismo en tratamientos cariosos así como la interrelación que tiene con su medio, en este caso en particular con el diente y los tejidos periodontales.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

Nos enfocaremos en informar al odontólogo de práctica general un método sofisticado que no es de su pleno conocimiento, dando técnicas de utilización, así como informar de sus ventajas y desventajas, similitudes y diferencias que tienen con las técnicas y métodos convencionales.

JUSTIFICACIÓN

Se pretende dar comienzo a un documento para así plasmar todo lo relacionado con el uso de la tecnología láser en la Odontología Restauradora. Este trabajo de recopilación será sobre los antecedentes y fundamentos físicos del Rayo láser, la clasificación y tipos de láser disponibles para ésta área de la Odontología, su interrelación con los tejidos vivos, así como las precauciones a tomar durante su uso.

ANTECEDENTES

En 1916, Albert Einstein estableció los fundamentos para el desarrollo de los láseres y de sus predecesores, los MÁSERES, utilizando la ley de radiación de Max Planck basada en los conceptos de emisión espontánea e inducida de radiación. La teoría fue olvidada hasta después de la Segunda Guerra Mundial.

En 1953, Charles H. Townes y los estudiantes de postgrado James P. Gordon y Herbert J. Zeiger construyeron el primer máser. Un dispositivo que funcionaba con los mismos principios físicos que el láser pero que produce un haz coherente de microondas en lugar de un haz de luz visible. El láser de Townes era incapaz de funcionar en forma continua.

Nikolay Basov y Aleksandro Prokhorov de la Unión Soviética trabajaron independientemente en el oscilador cuántico y resolvieron el problema de obtener un MÁSER de salida de luz continua, utilizando sistemas con más de dos niveles de energía.

Townes, Basov y Prokhorov compartieron el Premio Nóbel de Física en 1964 por "los trabajos fundamentales en el campo de la electrónica cuántica", los cuales condujeron a la construcción de osciladores y amplificadores basados en los principios de los MÁSER láser.

A continuación se muestra una línea del tiempo de los eventos más relevantes de la historia del láser:

- 1917. El físico Albert Einstein desarrolló el concepto de la "emisión estimulada", que dio paso al desarrollo posterior de la luz láser.
- 1947. Los físicos Willis E. Lamb y R. C. Rutherford demostraron la emisión estimulada por primera vez.
- 1951. El físico Charles H. Townes y sus colegas conciben el MÁSER, el primer dispositivo basado en la emisión estimulada. Son galardonados con el premio Nóbel de Física en 1964. El físico Joseph Weber también trabajó en el concepto de MÁSER y de láseres presentando sus ideas

en una y otra conferencia en 1952, y publicando el primer texto sobre lo que ahora denominamos electrónica cuántica.

- 1958. Los físicos Arthur L. Schawlow y Charles H. Townes fueron los primeros en escribir un artículo detallado sobre los MÁSER ópticos. También se les atribuye la invención del láser.
- 1960. Schawlow y Townes patentan su tecnología láser y los físicos Peter P Sorokin y Mirek Stevenson desarrollan el primer láser de uranio.
- 1962. El físico Robert Hall inventa el láser semiconductor
- 1969. Se encuentra la primera aplicación industrial del láser al ser utilizado en las soldaduras de los elementos de chapa en la fabricación de vehículos.
- 1970. El físico Gordon Gould patenta la tecnología láser más utilizada en aplicaciones industriales, comerciales y médicas.
- 1980. Un grupo de físicos de la *Universidad de Hull* liderados por Geoffrey Pret registran la primera emisión láser en el rango de los rayos X.
- 1984. Tiene lugar la primera demostración registrada de un láser de rayos X.
- 1985. Se comienzan a comercializar los Discos Compactos, donde un haz láser de baja potencia “lee” los datos codificados en forma de pequeños orificios (puntos y rayas) sobre un disco óptico con una cara reflectante. Posteriormente esa secuencia de datos digitales se transforman en una señal analógica permitiendo la escucha de los archivos musicales. Inmediatamente después la tecnología desarrollada se usa en el campo del almacenamiento masivo de datos.
- 1994. En el Reino Unido se utiliza por primera vez la tecnología láser en cinemómetros para detectar conductores con exceso de velocidad. Posteriormente se extiende su uso por todo el mundo.

- 2001. Científicos de la Universidad de St. Andrews crean un láser que puede manipular objetos muy pequeños. Al mismo tiempo, científicos japoneses crean objetos del tamaño de un glóbulo rojo utilizando el láser.
- 2002. Científicos australianos teletransportan con éxito un haz de luz láser de un lugar a otro.

CAPÍTULO I

1. GENERALIDADES DE LOS LASERES

1.1 Historia del Rayo Láser

La luz ha sido utilizada como agente terapéutico por muchos siglos. En la antigua Grecia, el Sol fue utilizado en la helioterapia, o en la exposición del cuerpo al sol para la restauración de la salud. Los chinos lo utilizaron en el tratamiento de enfermedades como el cáncer de piel.

El nombre "Láser" es una palabra formada por las iniciales de la frase "light amplificación by stimulated emisión of radiation" (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación).

Albert Einstein, en 1917, a partir de su propia teoría sobre la naturaleza corpuscular de la luz (1916), anunció el concepto de "emisión estimulada" que es en esencia el fenómeno en el que se basa el Láser.

La luz Láser es una radiación electromagnética en el rango de energía visible o energía cerca de lo visible, que se produce como resultado de la emisión de luz a partir de incontables átomos o moléculas individuales.

Recordemos que la unidad básica de la luz es llamada fotón. Los fotones se comportan como finas ondas similares a las ondas sonoras. Cuando un átomo es estimulado por medio de un fotón de luz, pasa a un nivel de energía superior; esto se llama "**absorción**". Cuando el átomo regresa a su estado fundamental, emite una luz incoherente; esto se llama "**emisión espontánea**". Si este átomo fuese nuevamente bombardeado por un fotón de luz, igual al fotón que inicialmente lo estimuló, pasaría al nivel de energía superior, y al descender al estado original, formaría dos fotones de luz, que serán idénticos en longitud de onda, fase y coherencia espacial; esto se llama "**emisión estimulada**". Ambos fotones son capaces de estimular la emisión de más fotones semejantes a ellos mismos, y cada uno de estos formará una luz con características especiales.

La luz producida por un Láser consiste en fotones del mismo tamaño, movimiento y dirección, siendo entonces el rayo de luz de alto poder distintivo espectral, con características bien definidas.

La luz Láser tiene características específicas que describiremos a continuación:

La luz Láser es "**monocromática**" ya que los fotones que la forman tienen la misma energía y pertenecen a una misma longitud de onda y mismo color, es decir, tienen una ubicación específica dentro del espectro electromagnético. Hacemos un ejemplo: con un Láser verde, podemos perforar una pelota verde que se encuentra dentro de una pelota blanca, porque la pelota blanca no absorbe la luz verde, sino que la deja pasar; ^{18, 19} además, esta luz es "**coherente**", esto se debe a que cada fotón está en fase con el fotón entrante.

La luz Láser es "**colimada**" (direccionabilidad), esto es en una sola dirección, ya que todas las ondas emitidas están casi paralelas y por tanto no hay divergencia del rayo de luz, por lo que permanece invariable aún después de largos recorridos.

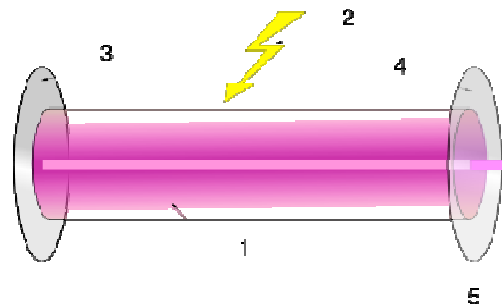
CAPÍTULO II

2. Propiedades de los láseres

2.1 Partes del Equipo del rayo Láser.

La estructura física del elemento productor del láser consiste en un tubo que contiene el medio que puede ser un gas o un cristal ubicado en el resonador compuesto de dos espejos, uno totalmente reflectante y otro parcialmente reflectante o permeable, a través del cual se emite el láser, ya que los fotones que viajan a lo largo de medio láser son reflejados continuamente entre los espejos, produciendo cada vez más fotones.

Cuando el medio se satura, el espejo permeable permite que escape el 10% de fotones que constituirán el rayo láser emitido por el equipo, pero se necesita siempre una fuente de energía que estimule los electrones y que produzca la inversión de población.



Componentes principales:

1. Medio activo para la formación del láser
2. Energía bombeada para el láser
3. Espejo reflectante al 100%
4. Espejo reflectante al 99%
5. Emisión del rayo láser

2.2 Características del rayo.

Todos los láseres constan de cuatro elementos fundamentales:

1. Un medio amplificador, constituido por los átomos a excitar. Estos se encuentran en un tubo o una cavidad sellada. Este es el origen de la energía láser.
2. Un generador o fuente de energía, destinado a producir la excitación de los átomos del medio amplificador (descarga eléctrica de alta frecuencia).
3. Un resonador óptico entre cuyos dos elementos está situado el medio a excitar, y facilita la retroalimentación de la luz que se amplifica. Está conformado por dos espejos altamente pulidos: uno de reflexión total y uno de reflexión parcial. Estos espejos redirigen los fotones incoherentes del medio activo, lo que produce una forma de luz brillante, direccional, monocromática y coherente.^{4, 11, 17}
4. La fibra óptica: se utiliza sobre todo en algunos láser, dada la dificultad de proyectar en pequeñas zonas la emisión de una lámpara, que suele ser de grandes dimensiones. El principal inconveniente es la pérdida de intensidad de la emisión a su paso por la fibra óptica, sobre todo si no es de calidad apropiada. Por otra parte, debe tratarse de un sistema de doble fibra óptica con dos niveles de refracción en su interior. La salida del haz de la fibra óptica se produce ya con una dispersión en torno a los 25 grados de angulación.

Distintos tipos de fibras ópticas:

Se van a diferenciar de acuerdo al material que son fabricadas.

Esto da características específicas:

- Cuarzo. Son sumamente caras y carecen de flexibilidad, siendo, por lo tanto, muy frágiles. Se fabrican en diámetros muy pequeños de 600 micras, lo que obliga a interponer un sistema óptico de focalización. Produce pérdidas inapreciables en las longitudes empleadas en la terapia láser.

- Vidrio. Son muy costosos y frágiles, un poco más flexibles que las de cuarzo y se fabrican en diámetros pequeños. Provocan pocas pérdidas en las longitudes empleadas.

- Plástico. Muy flexibles, bajo costo. Se fabrican en diámetro de hasta 3 mm. y ello hace innecesario el sistema de focalización. Provoca pérdidas elevadas de longitud (hasta 60% por metro). Sin embargo, en función de la calidad de la fibra y la perfección del pulido, puede rebajarse el porcentaje de pérdidas hasta llegar sólo al 15% por metro.

- Lentes Divergentes: constituyen el sistema más seguro de la dispersión láser, no causando ninguna pérdida en la calidad de la emisión. Solamente habrá que observar las dimensiones del diámetro del haz tras la dispersión, en función del ángulo de refracción que hayamos producido.

La luz láser puede ser dirigida a través de lentes que acumulan rayos convergentes, los cuales incrementan su intensidad hasta formar un "punto focal", que es la parte más intensa del rayo. Pasado el punto focal, el rayo diverge y el poder decrece. Esto produce dos formas en que el haz láser puede actuar: enfocado y desenfocado y esto va a tener influencia directa en los efectos del láser.

Para producirse la luz láser debe existir primero una "inversión de población". Esto es logrado por el cambio obtenido en el "medio amplificador", debido a la activación de la "fuente de energía", lo cual lleva a las moléculas del "medio activo" a un estado excitado.

Se inician entonces los fenómenos de "absorción", "emisión espontánea" y "emisión estimulada", formándose una gran cantidad de fotones.¹⁵

Una vez que comienza la salida de fotones, ellos se reflejan en todas las direcciones dentro del tubo o cavidad sellada donde se encuentra el "medio activo amplificador", hasta que haya concentrado suficiente energía para pasar a través del extremo conformado por el "espejo de reflexión parcial", y formar así la luz láser.¹⁵

Los láser tiene parámetros físicos para controlar los efectos en los tejidos donde impacta. Se entiende que la luz láser es una forma de energía. Esta energía viene representada en Joules (J). La potencia de un láser viene expresada en vatios (W), y representa la cantidad de energía emitida en Joules por segundo. Un vatio de potencia es equivalente a un Joule de energía emitida en un segundo.

Potencia (W) = Energía (J) / Tiempo (seg.)

El láser puede ser activado en forma pulsada. Estos pulsos se producen en unidades de tiempo. Este parámetro se mide en pulsos por segundo.

Pulsos por segundo: p.p.s.

La frecuencia de las pulsaciones viene representada en Hertz.

Frecuencia: ciclo por segundo. Hertz (Hz.)

El tamaño del punto luminoso, o punto focal, representa el área de energía del láser que se aplica al material que sirve de blanco. Se mide en centímetros cuadrados (cm²); también se expresa en términos del diámetro del área circular en micrones (μ).

Tamaño del punto luminoso: (cm²) o (μ)

La densidad de la potencia es variable, más importante en la determinación del efecto que un láser tiene sobre el material irradiado. Se calcula como la potencia, expresada en vatios (W), dividida por el tamaño del punto luminoso en centímetros cuadrados (cm²).¹³

Densidad de potencia =

Potencia (W) / tamaño del punto luminoso (cm²)

La luz láser puede ser emitida de varias formas. Dependiendo del tipo de láser, se puede emitir un rayo de onda "continua" o un rayo "pulsátil".

Un rayo de ondas continuas consiste en la estabilización de la energía emitida continuamente. Es decir, mientras el láser esté activado, la salida del haz será constante. Los láser que emiten de forma pulsada logran un conjunto de pulsaciones repetidas en serie, ya que la energía es emitida en cortos estallidos; entre las pulsaciones no hay energía que se transmita.

Existen dos métodos de impulsión del láser de acuerdo a la distancia que existe desde donde es activado el mismo y el objeto. Estas formas de actuar son conocidas con el nombre de "**contacto**" o "**sin contacto**". En la forma de "contacto" la salida del haz láser esta en contacto directo con la superficie de impacto. En la forma "sin contacto", existe una distancia entre la salida del haz láser y el área de choque. Los efectos del láser en los tejidos pueden variar de acuerdo a estos métodos de impulsión ²⁰.

2.3 Espectro Electromagnético.

A lo largo del espectro electromagnético se desplaza la energía a manera de ondas, y dependiendo de la longitud de éstas, la energía podrá ser luz si se encuentra dentro del rango de los 120 nm hasta los 11.000 nm y dentro de ese rango podrá ser luz U.V. (120 nm-385 nm), luz visible (385 nm-780 nm) o infrarroja (780 nm-11.000 nm).

La única luz en la cual el ojo humano es capaz de reconocer los cambios en su longitud de onda es la luz visible, cambios percibidos como variaciones en el color de la misma. Esta banda comprende sólo una pequeña porción del total del espectro, el cual la mayor parte es invisible al ojo humano (**figura 1**).

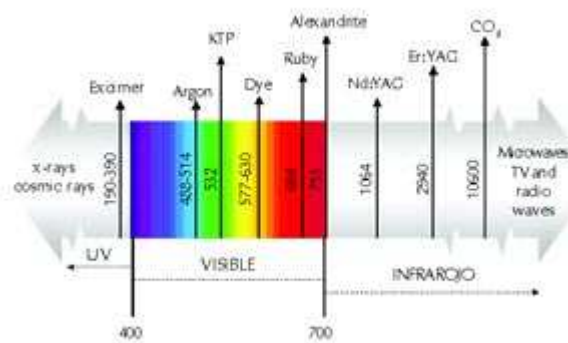


Figura 1

CAPITULO. III

3. CLASIFICACIÓN DEL RAYO LASER.

3.1 Por su Potencia.

Energía, Potencia:

Son las unidades de medida mas importantes para tener en cuenta al manejar el tejido láser, la energía se mide en julios (1 julio= 1 vatio x 1 segundo). Ya que esta energía se desarrolla en un área se puede llamar fluencia, equivalente a un julio/cm², la unidad de medida para la potencia es el vatio y la densidad de potencia es el vatio/cm².

3.2 Por su longitud de onda.

Longitud de onda y frecuencia:

La luz es simplemente energía transmitida a lo largo del espectro electromagnético, que puede ser ultravioleta, visible o infrarroja. De acuerdo con esta definición, la luz es energía con una determinada longitud de onda, frecuencia y amplitud. Un rayo de luz puede ser considerado como una fuente de partículas de masa imperceptible, o fotones, cada uno llevando la cantidad o quantum asociado con la longitud de onda del tipo de luz al que pertenece. Los fotones se asimilan a paquetes de luz que flotan en las ondas de la misma a lo largo del espacio.

La longitud de onda se puede definir como la distancia existente entre las crestas de una onda; la frecuencia es el tiempo que esta onda se toma para replicarse a lo largo del espacio y la amplitud es la altura de la misma entre la base y la cresta. La importancia de estos conceptos radica en que a menor longitud de onda mayor frecuencia y a mayor longitud de onda menor frecuencia. Cuando la luz tiene una mayor frecuencia produce más calor y cuando tiene menor frecuencia produce menos calor, por lo tanto, los equipos

láser que son utilizados en odontología deben ser de baja frecuencia para no producir un efecto térmico deletéreo al tejido dentario y pulpar.

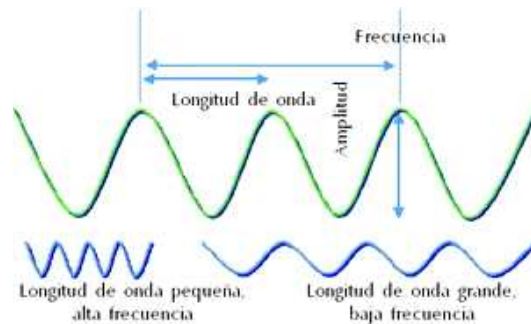


Figura 2. Longitud de onda, amplitud y frecuencia

3.3 Por el tipo de Emisión.

Emisión Focalizada:

De acuerdo con las lentes utilizadas, la emisión será enfocada a cierto punto y distancia de la pieza de mano. Cuando la luz golpea con su punto focal (el sitio de mayor concentración de la luz) el tejido, tendrá su mayor eficacia, siendo útil en procedimientos que requieren alta energía, como el corte de tejidos.

Si se utiliza el láser aplicándolo con el tejido fuera de foco, la luz no ira al punto de mayor concentración sino a un área con menor concentración, por lo tanto, la luz se esparce y tendrá menor densidad de energía, situación ideal para procedimientos delicados donde se requiere remover capas de tejido resurfacing (nuevo tejido).

Emisión Colimada:

Una manera diferente de transmitir el láser con una pieza de mano, es mediante la utilización de dos lentes que emitan un rayo colimado, cuya característica es que ni el punto de aplicación ni la energía dependen de la distancia a la que se coloque la pieza de mano del tejido.

CAPITULO IV

4. Láser CO₂

4.1 Historia.

Hace aproximadamente 30 años se comenzó a utilizar el láser de CO₂ como opción terapéutica para el tratamiento de diversas patologías, quedando reflejado en trabajos como el de Kaplan y Sharon que en 1973 realizaron con éxito la exéresis de un hemangioma cavernoso del labio superior, o el de Guerry, que describió en 1976, la utilización del láser de CO₂ en lesiones superficiales de la cavidad bucal y para la exéresis de las leucoplasias, ambos citados por España y cols¹. Desde entonces han sido más de 12.000 las publicaciones recopiladas en referencia a las características, ventajas y aplicaciones del láser de CO₂ en Odontología^{1, 2}.

El efecto tisular del láser de CO₂ se produce principalmente por la generación de calor. Este calor puede dar como resultado un ligero aumento de la temperatura o bien la carbonización, fusión o vaporización del material irradiado. La acción sobre los tejidos se producirá en dos tiempos. En el primero, la energía óptica se convierte en energía de vibración de las moléculas que absorben la radiación. En el segundo, esta energía se transforma en energía de translación, la cual, se acompaña de un aumento de la temperatura muy focalizado y de la consiguiente descomposición química. El rayo láser de CO₂ es totalmente absorbido por el agua, incluso en tejidos de poco espesor. Así, cuando sometemos un tejido hidratado a un haz de luz láser de CO₂, se produce una evaporación del agua, seguida de una desnaturalización celular y por tanto, de un efecto de corte. Es por esta absorción por parte del agua que el láser de CO₂ será poco penetrante en los tejidos blandos bucales¹

4.2 Generalidades

Es un láser de gas que utiliza para su emisión una descarga eléctrica que excita una mezcla de helio, nitrógeno y CO_2 contenida en un tubo de cuarzo^{1, 3}. Las moléculas excitadas de nitrógeno emiten fotones que, por colisión, transmiten su energía a las moléculas de CO_2 ^{2, 4,5}. Estas darán lugar a la emisión estimulada de fotones que, tras una serie de transiciones entre varios estados moleculares, formarán el haz final de luz láser. Esta luz, al tener su longitud de onda dentro del espectro infrarrojo y ser por tanto una luz no visible (10600nm normalmente aunque están descritas unidades experimentales que emiten a 9600 nm)⁶, suele ir acompañada (dependiendo del fabricante) de un segundo láser, éste de He-Ne de 2 mW, que emite una luz de color rojo visible y constituye el rayo guía, que nos ayudará a visualizar el punto de impacto.

Siguiendo las clasificaciones en cuanto a medidas de seguridad se refiere, tanto europeas (ISO) como norteamericanas (ANSI), se trata de un láser de clase IV (pertenecen a esta clase todos aquellos láseres cuyo rendimiento continuo de potencia esté sobre los 0,5 W y requieran máximas medidas de seguridad)¹.

4.3 Propiedades

Estos láseres pueden mantener unos niveles continuos y muy altos de potencia. El dióxido de carbono produce la luz láser mientras el nitrógeno ayuda a aumentar la eficacia excitando al CO_2 , haciéndolo emitir con más intensidad en el proceso. El helio tiene un papel doble, ayudando al CO_2 a volver al estado de reposo y favoreciendo la transferencia de calor¹.

Hay tres tipos principales de láseres de dióxido de carbono, el de flujo axial, el de flujo transversal, y el de tubo sellado. Los dispositivos de tubo sellado son los utilizados en diferentes disciplinas médicas y odontológicas y son similares a los láseres de iones de He/Ne en los cuales el gas es mantenido dentro del cilindro del tubo durante su uso. Las únicas diferencias clave son el tamaño del tubo y su calibre, ya que el dispositivo está diseñado para funcionar usando la longitud de onda del CO_2 , que es ampliamente superior. La potencia de los láseres sellados de CO_2 varía desde unos pocos vatios a alrededor de 100W¹.

La energía que liberan puede ser expulsada de dos modos: en formato de onda continua, o en pulsos discontinuos^{1,3}.

A diferencia de otros láseres, como el de Er: YAG o el de Er, Cr: YSGG, cuando se utiliza el láser de CO₂, en general, será siempre recomendable el uso de soluciones anestésicas¹.

En las disciplinas que conforman la odontología conservadora, las aplicaciones descritas con mayor frecuencia en la bibliografía son: la descontaminación de fosas y fisuras, y en especial, la descontaminación de la superficie de la pulpa dentaria previa a la realización de un recubrimiento pulpar directo. No obstante, el calor generado durante la irradiación (aun usando potencias bajas y un tiempo amplio entre pulsos) aumenta de manera considerable el riesgo de producir una pulpitis, por lo que el uso del láser de CO₂ no es el tratamiento de elección en estos casos, existiendo además, otros láseres que evitan tal riesgo^{1,2,5,7}.

4.4 Usos Odontológicos

Estudios de Stern, Borovsky y Lobene, al utilizar la radiación láser CO₂ (longitud de onda 10,6 nm) encontraron la existencia de un pico de absorción de la radiación en el esmalte dental para esa longitud de onda, lo que permitía el hecho de que un pulso de radiación pudiera convertirse en calor en una profundidad muy pequeña^{14, 15} y crear una fina capa de temperatura muy elevada, sin que se produjeran incrementos sustanciales de la temperatura en la cavidad pulpar.

En la superficie de esmalte irradiada con densidad de energía en los pulsos de 10 J/cm², se observa disminución en la cantidad y tamaño de los poros y la superficie más lisa y homogénea que en la misma zona antes de la irradiación.

En la superficie de esmalte irradiada con densidad de energía en los pulsos de

9 J/cm², se observa una disminución en la cantidad de poros, aunque la superficie presenta elevaciones alrededor de éstos comparada con la misma zona antes de la irradiación.

En la superficie de esmalte irradiada con densidad de energía en los pulsos de 8 J/cm², se observa una disminución en el diámetro de los poros, aunque la superficie presenta elevaciones alrededor de éstos, comparada con la misma zona antes de la irradiación.

Los resultados de Sato, Magnini, Nelson y Serebro, sobre la menor permeabilidad del esmalte irradiado, puede estar dado entre otros factores por la disminución de la porosidad que se obtiene mediante la fusión del tejido y la disminución de la sustancia orgánica.

Los reportes de Myers Adrian y Benedetto con potencias bajas y diferentes rayos láser plantean que no hay cambios en la estructura cristalina irradiada, sino solamente en la estructura orgánica de la placa dentobacteriana, resultados similares se obtuvieron con densidades de energía de 3,4 y 5 J/cm². Este aspecto resulta de interés para la limpieza de la superficie dental antes de la colocación de los selladores de fosas y fisuras y la detección de caries.

Stern y Borovsky, favorece el trabajo con los rayos láser de CO₂, debido al pico de absorción del esmalte para la longitud de onda 10,6 nm, que fue encontrado en esta investigación utilizando densidades de energía entre 14 y 18 J/cm² en régimen de pulso, donde se obtuvo fusión del esmalte y elevación de la temperatura en el interior de la cámara pulpar inferior a 1 o C. Sin embargo, utilizando el láser CO₂ en emisión continua, la elevación de la temperatura en la cámara pulpar es mucho mayor, lo que coincide con los resultados de Serebro.

Algunos autores como Kuramoto reportan una disminución en la microdureza del esmalte como resultado de la exposición al láser de Er: YAG ¹¹

Según Perera la radiación láser de CO₂ de densidad de 10 j/cm² provoca la disminución del proceso desmineralización ¹².

Investigaciones realizadas con láser helio-neón sobre la pulpa dental señalan que se estimula la circulación pulpar y los procesos metabólicos que incluyen la remineralización de la dentina. Investigaciones en animales de laboratorio han demostrado actividad dentinogénica a la cuarta semana de aplicado el tratamiento con radiación láser, no así en los animales del grupo control; sin embargo, se plantea que el efecto bioestimulante que se logra con esta terapia, es coadyuvante y no sustitutivo de la terapia clásica, que en muchos casos lo que logra es disminuir el tiempo de tratamiento y las condiciones de éste en cuanto a molestia se refiere.

El láser se utiliza en el tratamiento de la hiperestesia dentinal, la radiación láser de baja potencia actúa sobre los dolores somáticos, entre ellos la hiperestesia dentinal, hace que el efecto analgésico se manifieste con sorprendente rapidez y se logren mejores resultados en las afecciones superficiales³. El efecto surge en los primeros minutos y dura hasta algunas horas después de la irradiación.⁴ Observaciones clínicas han demostrado que con la radiación láser helio-neón en dientes con hiperestesia dentina, el dolor se alivia en grado significativo después de varias sesiones de tratamiento. La terapia láser tiene acción bioestimulante sobre la pulpa dental y facilita la rápida formación de dentina secundaria.

Palano Osegli y Mukashev investigaron sobre la interacción del flúor y el láser en el esmalte dental y plantearon el poder de absorción del esmalte y la dentina a la radiación láser helio-neón, que aporta la energía necesaria para que el ión flúor profundice más en el tejido y su acción sea más prolongada para que junto con el efecto bioestimulante a la pulpa a través de la prolongación odontoblástica, se logre la obliteración de los canalículos dentinarios.



Figura 3

Desde un punto de vista clínico, la preparación cavitaria en esmalte se puede describir como cráteres, resultado de la ablación del tejido por el láser, con una zona circundante de color blanco opaco que corresponde a esmalte grabado mecánicamente similar a la producida por grabado ácido para la adhesión (figura 3).

Microscópicamente se verá en el esmalte el proceso de ablación como un cráter de bordes definidos y en la dentina se verá un cráter con bordes muy agudos y la ausencia de smear layer (figuras 4 y 5).

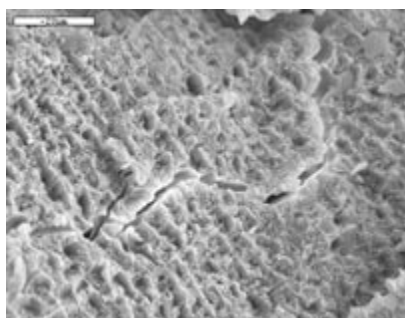


Figura 4. Imagen SEM del esmalte después de la ablación

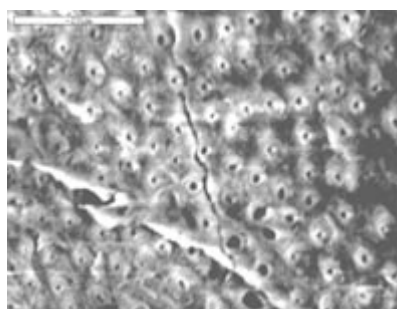


Figura 5. Canaliculos dentinales después de una ablación a 1000

La ablación de lesiones cariosas se logra de forma muy rápida, comparable al tratamiento de las mismas mediante la pieza de mano convencional.

El tejido cariado tiene una menor resistencia ténsil y una mayor cantidad de agua que el tejido sano circundante, por lo tanto se producirá mayor ablación en el tejido cariado que en el sano (figuras 6 y 7).



Figura 6. Fotografía clínica inicial



Figura 7. Cavity realizada

CAPÍTULO V.

5. LÁSER Nd: YAG.

5.1 Historia

En los primeros años de la década de los sesenta, a partir de la fabricación del primer láser de rubí en 1960 por Theodor Maiman. Los investigadores comenzaron a estudiar la viabilidad de utilizar diferentes tipos de láseres en los procedimientos quirúrgicos, encontrando múltiples indicaciones tanto en las áreas médicas como odontológicas.

En 1961 fué presentado el primer láser de Nd: YAG por Jhonson, que observó que emitía energía en el infrarrojo cercano. Pero no fué hasta 1974, en Japón, cuando Yamamoto y cols², hicieron los primeros estudios sobre su aplicación en el esmalte dentario. En 1988 en el primer congreso de láser en Odontología en Japón se fundó la ISLD (International Society of láser Dentistry). Posteriormente, en 1990, la FDA (Food and Drug Administration) aprobó el uso del láser de Nd: YAG para la cirugía de los tejidos blandos de la cavidad bucal³.

5.2 Generalidades

El láser de Nd: YAG está compuesto por un granate de itrio y aluminio, contaminado por neodimio. Emite a una longitud de onda de 1064 nm, en el infrarrojo cercano.

A diferencia de otros láseres, el láser de Nd: YAG, puede transmitirse a través de fibra óptica, lo cual permite una fácil aplicación de este tipo de energía en espacios anatómicos bucodentarios de difícil acceso. Este hecho, asociado al potente efecto bactericida que produce esta longitud de onda, lo convierten en una herramienta ideal en los tratamientos endodóncicos y periodontales, en los que puede mejorar los resultados obtenidos con las técnicas convencionales.

5.3 Propiedades.

Existen también otras aplicaciones odontológicas que no están orientadas directamente hacia los tratamientos dentarios, como son la esterilización de ciertos tipos de instrumental específicamente las limas de endodoncia, la soldadura de aleaciones metálicas para componentes protésicos y el endurecimiento de las resinas¹.

El láser de Nd: YAG emite su energía en la gama del infrarrojo cercano. Su longitud de onda es ligeramente superior a la luz visible. El medio activo es un granate (cristal) y está compuesto por los elementos itrio, aluminio y oxígeno formando una matriz cristalina ($Y_3Al_5O_{12}$).

El neodimio es el responsable de la emisión del haz de luz de una longitud de onda de 1064 nm. Este tipo de radiación, dada su longitud de onda, puede ser transmitida a través de una fibra óptica⁴. Ésta puede ser, según los diferentes fabricantes, de: 200, 320 y 400 micras, lo que hace que sea de fácil manejo, permitiendo llegar hasta cualquier lugar de la cavidad bucal, inclusive dentro del conducto radicular.

El láser de Nd: YAG es bien absorbido por los tejidos pigmentados, al tener afinidad por la melanina, lo que posibilita una aplicación clínica clara como es el corte y la coagulación sobre los tejidos blandos³.

5.4 Usos Odontológicos

El láser de Nd:YAG fué utilizado, inicialmente, para el tratamiento de la caries, pero como resultado de numerosos estudios e investigaciones, con el paso del tiempo su uso se ha limitado básicamente a actuaciones sobre los tejidos blandos, y gracias a su poder descontaminante, también en Periodoncia y Endodoncia, donde hayamos sus principales indicaciones. En este artículo detallaremos todas las aplicaciones posibles del láser de Nd: YAG en Odontología.

Se han publicado algunos estudios sobre la acción del láser de Nd: YAG sobre los tejidos dentarios con el fin de prevenir la caries en el esmalte y la dentina,

para el diagnóstico de caries y para hacer técnicas de grabado como las efectuadas de forma convencional con ácido ortofosfórico. Se ha comprobado que el láser de Nd: YAG Q-Switched (pulso ultracorto) tiene la capacidad de detener la desmineralización del esmalte mediante su fusión. Se cree que la disminución del tamaño de los cristales se debe a la pérdida de agua y de CO₂ de los minerales de la superficie^{2, 5} creándose unas microrretenciones en el esmalte y la dentina que facilitan y aumentan las fuerzas de unión con las resinas⁵. También se ha estudiado la posibilidad de limpiar las fosas y fisuras comprobándose que el láser de Nd: YAG pulsado (a una potencia de 6 W y 20 pulsos por segundo), permite la eliminación de detritus orgánicos e inorgánicos de estas fisuras sin lesionar el esmalte sano y sin causar necrosis pulpar; esto se debe a que la energía láser empleada es mínima, consiguiendo que el procedimiento resulte totalmente indoloro^{5, 6}.

CAPÍTULO VI

6. LÁSER Er: YAG

6.1 Historia

En 1988 Paghdwala probó por primera vez en Estados Unidos la capacidad del Er: YAG para perforar tejido dentario, logrando preparar con éxito cavidades en esmalte y dentina. En 1989, Keller y Hibst en Alemania, demostraron que la capacidad del láser para realizar cavidades en esmalte y dentina era posible sin producirse ningún daño o efecto secundario. Demostraron que la capacidad de producir un cráter en el esmalte o la dentina depende de la fluencia y el número de pulsos aplicados, encontrando que para el esmalte el rango de ablación por cada pulso oscila en el rango de 20 a 50 micrones por pulso.

Los efectos térmicos ocurridos son mínimos a rangos de repetición por debajo de los 5 Hz, y a fluencias por debajo de 80 j /cm².

Desde que Zach y Cohen demostraron que 15% de los dientes sometidos a una elevación de la temperatura intrapulpar de 5.5 °C sufrían daño irreversible se ha considerado este valor como crítico; para evitar el daño pulpar simplemente se le agrega a la pieza de mano del láser un dispositivo de refrigeración por irrigación de agua y aire, similar al de la pieza de mano convencional.

6.2 Generalidades

El Láser de Er: YAG es un láser de pulso que posee un elemento sólido en su cavidad de resonancia; específicamente un cristal sintético formado por itrio (Y) y aluminio (A) con impurezas de erbio (Er) y estructura granate (G: nombre genérico de los sólidos que cristalizan en el sistema cúbico). Tiene una emisión máxima en el rango medio infrarrojo de 2940 nm. Este máximo coincide con el máximo de absorción del agua (el agua absorbe enormemente este tipo

energía en esta región del espectro electromagnético), resultando en una buena absorción de esta radiación por todos los tejidos biológicos incluyendo el esmalte y la dentina. El coeficiente de absorción del agua para la radiación producida por un Láser de Er: YAG es 10 veces mayor que el mismo coeficiente para el Láser de CO₂. La caries en dentina es fácilmente eliminada y esterilizada por el Láser de Er: YAG, ya que los microorganismos causantes de enfermedad provocan la proteólisis de la materia orgánica y la descalcificación de la materia inorgánica, generando sustancias ricas en agua.

Según las normas de seguridad ISO (europeas) y ANSI (estadounidenses), el Er:YAG es un láser clase 4. A principios de 1997, la Food and Drug Administration (F.D.A.) aprobó la utilización del Láser Er: YAG, tras un informe elaborado por cinco profesionales después de tratar 1300 caries en los Estados Unidos, resaltando que tan sólo tres pacientes solicitaron que se les aplicase anestesia. Su aplicación en niños se aprobó en octubre de 1998.

6.3 Propiedades

El Er: YAG es considerado un láser quirúrgico, ya que la base de su aplicación es la interacción con la materia produciendo un efecto fotoablasivo o fototérmico – termoablasivo. La primera descripción de los efectos del Láser de Er: YAG en tejidos duros del diente indicaron que el efecto de ablación de tejidos sanos, así como de tejido cariado, es posible sin el daño termal a los tejidos duros circundantes. Desde ese momento se han llevado a cabo una variedad de investigaciones en la remoción de tejido dentario (Willenborg, citado por Miserendino L.), efectos termales, posibles daños a la pulpa, etc.

6.4 Usos odontológicos

En Odontología Restauradora el Láser de Erbium: YAG es utilizado en la eliminación de caries aunque es un procedimiento lento, debido a la pobre absorción de los láser infrarrojos por el esmalte dental. Se recomienda utilizar

dique de goma y en caso de compromiso estético, trabajar con instrumental rotatorio convencional para hacer un bisel.

La eliminación de materiales de obturación como resinas, vidrios ionoméricos y silicatos es efectiva también a través del Er: YAG, sin embargo está contraindicada su utilización para la remoción de materiales que produzcan gran reflexión de energía o que transmitan calor fácilmente como las incrustaciones metálicas y las amalgamas de plata.

La fuerza de adhesión de los materiales de obturación se incrementa al realizar el grabado ácido del esmalte con el Er: YAG, debido a que permite un aumento de superficie (por las rugosidades producidas). A nivel dentinario, el Er: YAG produce un acondicionamiento que ofrece mayores fuerzas de adhesión que el instrumental rotatorio convencional, mejorando la unión de las resinas.

Los Láser de Er: YAG, en virtud de su alta eficiencia de corte, precisión, ausencia de ruido y vibración, producen menos ansiedad en el paciente, lo cual representa un gran potencial en la clínica odontológica.

CONCLUSIONES.

Han pasado más de cuarenta años desde que fué inventado el primer láser, la láser terapia es una disciplina muy amplia, con resultados muy promisorios y con una tendencia a la inserción progresiva y sostenida en nuestra profesión.

Ofrecerle al paciente lo mejor que la ciencia y la tecnología pueden proveernos, esta debe ser nuestra obligación. Las aplicaciones del Láser, lo hacen el instrumento más versátil que jamás haya estado disponible para los odontólogos y a pesar de sus múltiples ventajas biológicas y psicológicas, el láser no sustituye conocimientos, tampoco algunas técnicas habituales de tratamiento, ya que no es más que un adelanto tecnológico que avalado por la ciencia nos permite acercarnos a nuestro verdadero fin, brindarle atención a nuestros pacientes con una excelente calidad en nuestras preparaciones, sin descuidar nuestro criterio clínico y ético.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sulewski, Jhon G. (2000). Revisión de la Odontología de Láseres. Clínicas Odontológicas de Norteamérica. P781-782.
2. Furze, Hugo y otros. (2000). El Láser y la Odontología. Revista de la Asociación Odontológica Argentina. VOL.88.Nº2. P 137-140.
3. Bibliografía Láser en odontología , Operación longitud de onda V .Kim Kutsch,DMD articulo nº4 revista compendio 1994 año 9
4. Robert M Herd Laser in dermatology Basic laser principles. Dermatologic Clinics volue 15 . Number 3 july 1997
5. Dr. Enrique Treviño Bazan . Lasers en odontología. Revista Dental Mexicana. VOL LVII. P 137_142. Julio Agosto 2000.
6. Barrancos M. Operatoria Dental: Integración clinica. 4^a. ed. Buenos Aires: Editorial Panamericana, 2006.
7. Robert M Herd Laser in dermatology Basic laser principles . Dermatologic Clinics volue 15 . Number 3 july 1997
8. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. A study of cavity preparation by Er:YAGlaser. Effects on the marginal leakage of composite resin restoration. Dent Mater J 2002;21:238-49.
9. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M y cols. Microtensile bond strength of totaletch and self etching adhesives to cariesaffected dentine. J Dent 2003;31:469-77.
- 10.Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL, Awazu K. Prevention of dental caries in partially erupted permanent teeth with a CO₂ laser. J Clin Laser Med Surg 2003;21:369-74.
- 11.U. Séller and R. Hibst, Effects of Er: YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study, Lasers Surg Med, Vol. 20, pp. 32-38, 1997.
- 12.C. Cozean, C.J. Arcoria, J. Pelagalli, and G.L. Powell, Dentistry for the 21st century Erbium: YAG laser for teeth , J Am Dent Assoc, Vol. 128, pp. 1080-1087, 1997.

13. T.D. Myers and W.D. Myers, The use of a laser for debridement of incipient caries, J Prosthet Dent, Vol. 53, pp. 776-779, 1985. R. Hibst and
14. U. Keller, Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: Measurement of the ablation rate, Lasers Surg Med, Vol. 9, pp. 338-344, 1989.
15. H. Wigdor, E. Abt, S. Ashrafi, and J.T.J. Walsh, The effect of lasers on dental hard tissues, J Am Dent Assoc, Vol. 124, pp. 65-70, 1993.
16. E.J. Burkes, Jr, J. Hoke, E. Gomes, and M. Wolbarsht, Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser, J Prosthet Dent, Vol. 67, pp. 847-851, 1992.
17. K.D. Sonntag, B. Klitzman, E.J. Burkes, J. Hoke, and J. Moshonov, Pulpal response to cavity preparation with the Er: YAG and Mark III free electron lasers, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, Vol. 81, pp. 695-702, 1996. Atsawasuwan P, Greethong K, Nimmanon V. Treatment of gingival
18. hyperpigmentation for esthetic purposes by Nd:YAG laser: Report of 4 cases. J Periodontol 2000;71:315-21.
19. Stauss RA. Laser in oral and maxillofacial surgery. Dent Clin North Am 2000;44: 919-43.
20. Astor F, Hanft K L. Parotid surgery using Nd:YAG laser contact tips: Clinical assessment of preoperative facial nerve function. J Clin Laser Med Surg 2003;21:297-9.