

44



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

LASER EN OPERATORIA DENTAL

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A

NAYELI CALDERÓN NIETO

DIRECTOR: C.D. MANUEL NORBERTO CALZADA NOVA
ASESOR: C.D. GASTÓN ROMERO GRANDE



México D.F.

2002



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.

DEDICATORIAS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

Le agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por permitirme ser parte de ella, gracias a ello podré servir a la sociedad.

A mis padres

Enrique Calderón L. Y Rosalba Nieto P.

*Les agradezco a mis padres por darme su apoyo incondicional , gracias al sacrificio de ambos he logrado obtener una educación digna que me enorgullece y gracias a sus consejos he logrado salir adelante.
GRACIAS.*

A mis hermanas

Tonantzin Calderón N. Y Rosalba Calderón N.

*Gracias a mis hermanas por compartir juntas mi trayectoria como estudiante, además les agradezco su apoyo, sus consejos y su comprensión .
GRACIAS*

AGRADECIMIENTOS

A los doctores de Operatoria Dental

Gracias a los doctores por sus paciencia, por su dedicación ,por permitirme aprender de ellos y sobre todo por brindarme su valiosa amistad .

GRACIAS

Gracias a mi Director

CD. Manuel N. Calzada Nova

Gracias al doctor Manuel Calzada por apoyarme en la elaboración de mi tesina y por compartir conmigo sus conocimientos.

GRACIAS.

Gracias a M. Marco A. Macias Ojeda

Gracias por brindarme su amistad, su comprensión y su apoyo.

GRACIAS.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
--------------------	---

CAPÍTULO I GENERALIDADES DE LOS LASERES

1) Antecedentes históricos	3
2) Espectro electromagnético	5
3) Propiedades de la luz del laser	8
4) Efectos biológicos del laser	11

CAPÍTULO II LASER CO₂

1) Antecedentes históricos	13
2) Efectos en los tejidos duros	13
3) Efectos en pulpa dental	15
a) Laser CO ₂ Continuo	17
b) Laser CO ₂ Pulsado	19

CAPÍTULO III LASER Nd:YAG

1) Antecedentes históricos	21
2) Efectos en los tejidos duros	21

CAPÍTULO IV LASER Er:YAG

1) Antecedentes históricos	23
2) Efectos en los tejidos duros	23

a) Figura laser KEY II de KaVo	28
b) Caso clínico	29
CAPÍTULO V LASERS EXCÍMEROS	31
DISCUSIÓN	33
CONCLUSIONES	35
HEMEROGRAFÍA	37

INTRODUCCIÓN

Hoy en día dentro de la Odontología se emplean diferentes tipos de lasers estos no solo se emplean para la eliminación de la caries sino que también sirven para la desinfección de la cavidad, acondiciona el esmalte preparándolo para colocar los sistemas adhesivos.

Laser es un acrónimo que significa Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, (Amplificación de la luz por la emisión estimulada de radiación) . El principio laser fue descrito por Einstein en 1917, después Theodore Maiman el cual estimuló un cristal de Rubí siendo este el primer laser en utilizarse. El laser es una fuente de luz, dicha luz se puede presentar como ondas de diferentes colores, además que se puede ubicar en la parte visible, infrarroja o ultravioleta del espectro electromagnético.

Además de todo esto al laser lo conforman características intrínsecas como son la monocromaticidad, direccionalidad, coherencia espacial y luminosidad. Sobre todo esto tenemos que el laser posee efectos biológicos, estos pueden ser fototérmicos, fotoablativo, químico, bioeléctrico, bioenergético e inhibitorio. Como se mencionó existen diferentes tipos de lasers, uno de ellos es el laser de CO₂ el cual dentro de l espectro electromagnético se encuentra en el infrarrojo .

El laser de CO₂ modifica las propiedades ya sea químicas y físicas del esmalte, el laser de CO₂ se puede emplear de manera pulsada o continua a los tejidos dentarios.

En el caso del laser de CO₂ pulsado se puede emplear como medida preventiva, además de eliminar la caries por vaporización, fusiona el esmalte y con ello convierte una hidroxiapatita libre de carbonatos.

Esto explica la microdureza del diente, de tal forma que hace que el diente tenga más resistencia al ataque ácido.

Este laser empleado a una longitud de onda de 9.3 y 9.6 μm es diseminada y absorbida por el tejido dentario, con ello no permite que haya una reacción de la pulpa .

Con el laser de CO_2 continuo se puede lograr una fusión del esmalte, pero necesita de cantidades elevadas de energía y con esto lo único que se lograría sería un daño a la cámara pulpar .

El laser de Nd :YAG al igual que el de CO_2 opera en el infrarrojo del espectro electromagnético, la longitud de onda de éste es de 1.06 μm por lo que es visible.

Este laser para su empleo necesita de un iniciador como lo es la tinta china, esto con el fin de aumentar la absorción de energía del rayo pero emite vapores provocando toxicidad al operador a largo plazo .El laser de Er:YAG trabaja por pulsos y su longitud de onda es de 2.94 μm para lograr el proceso de fotoablación, tiene predilección por el agua de los tejidos.

Este laser además de que esteriliza la cavidad, también sella los túbulos dentinarios, acondiciona el esmalte para un buen grabado y por lo tanto exista un éxito al emplear sistemas de adhesión.

Con respecto a los laseres excímeros este tipo de laseres trabajan con gases como Kriptón, Xenon y Argón combinados con fluoruros o Cloruros. Estos laseres presentan características atérmicas ya que estos trabajan con agua como podría ser el sistema hidrokinético.

CAPITULO I

GENERALIDADES DE LOS LASERES

1) ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El Laser como otras tecnologías modernas posee una historia interesante. A mediados de la década de los 40's los laboratorios de investigación empezaron a disponer de fuentes de radiación electromagnética de longitudes de onda centimétricas o microondas de buena calidad lo que abrió las puertas para la invención del MASER (microwave amplification by stimulated emission of radiation) (amplificación microonda por emisión estimulada de radiación) antecedente inmediato del LASER.

Los primeros en proponer la aplicación del fenómeno de Emisión Estimulada de Radiación a la construcción de un oscilador o de un amplificador óptico fueron V. A. Fabrikant, A. L. Schawlow y C. H. Townes.

El primer ensayo que tuvo éxito y que inaugura la era del MASER – LASER fue realizada por C. H. Townes y sus 2 discípulos H. J. Zeiner y J. P. Gordon en la Universidad de Columbia en 1954 quienes desarrollaron un reloj atómico de amonio gaseoso.¹³

En 1960, apareció una fuente de luz totalmente nueva: El Laser. La palabra Laser había aparecido ya en los escritos de Plinio, el famoso historiador del siglo I de nuestra era.

El Laser se nombra entre los más milagrosos dones de la naturaleza y por si mismo conduce una gran variedad de aplicaciones.

El Laser de Plinio fue una planta herbácea que crecía en las costas del Mediterráneo y fue usada por los romanos para terapia.

La moderna palabra Laser es un acrónimo que significa: Ligth Amplification by Stimulated Emission of Radiation (amplificación de la luz por la emisión estimulada de radiación.)

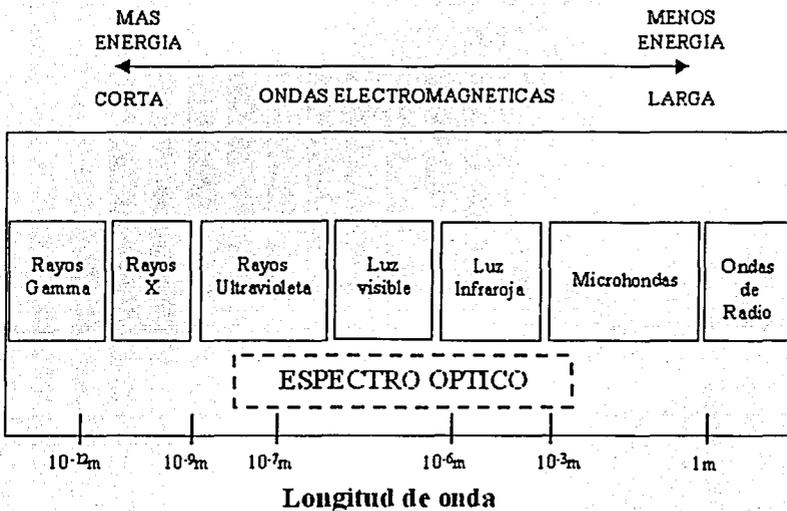
El principio fundamental de la acción laser fue descrito por Einstein en 1917. La primera demostración práctica de este principio tuvo lugar en 1954.

En aquel momento Charles Townes reportó emisión de radiación en la región microonda de la región del espectro electromagnético. Este instrumento fue conocido como MASER.

En 1960 Theodore H. Maiman estimuló un cristal de Rubi para producir luz laser roja a una longitud de onda de $690 \mu\text{m}$. En un año este laser fue utilizado en Oftalmología para fotocoagulación y se sentó la base para el desarrollo de las longitudes de onda adicionales en el uso de todo tipo de aplicaciones médicas.

Los rayos gama, rayos X, ondas de radio y microondas son similares a la luz, por estar en el espectro electromagnético

Pero tienen diferentes longitudes de onda, las diferencias se deben a las cantidades de energía conducida por la onda, conducidas por un fotón o partícula de energía dentro de la onda .



Esta figura muestra el espectro electromagnético. El espectro óptico es una pequeña porción del espectro electromagnético. El espectro visible ocupa menos del 0.1 % del espectro óptico.

Los láseres médicos funcionan dentro del espectro electromagnético y sus características varían considerablemente, dando como consecuencia una gran variedad de usos dentro del campo médico y odontológico.

La radiación electromagnética con longitudes de onda larga, medidas en metros, se utilizan comúnmente para transmisores de radio y televisión. Las longitudes de onda en el rango de 0.4 a 0.7 micrómetros, son las que forman la porción visible del espectro. Los rayos ultravioleta, rayos X y rayos gamma son formas de radiación electromagnética con longitudes de onda menores, con mayor capacidad de penetración.

3) PROPIEDADES DE LA LUZ DEL LASER

El laser es una fuente de luz luminica que se puede ubicar en la parte visible, infrarroja o ultravioleta del espectro electromagnético, que posee características intrínsecas que son:

1.- **Monocromaticidad.**- Un laser emite un "color" (una longitud de onda) o más exactamente una banda muy estrecha de longitudes de onda. Tales colores puros no se observan normalmente en la naturaleza. Aunque la luz de una lámpara que pase a través de un vidrio coloreado produce "un color" este color corresponde a una relativa amplia banda de longitudes de onda. Es mucho menos "puro" en este sentido que la luz laser.

El filtro captura mucha de la energía y por tanto la potencia transmitida por el filtro es baja. Un laser emite inherentemente luz monocromática (un solo color o longitud de onda) solamente, con toda la potencia concentrada en la longitud de onda única.

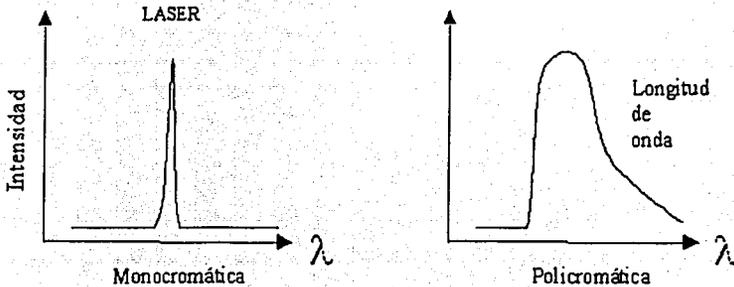


Figura 4

2.-Direccionalidad o Colimación .- El haz del laser tiene una divergencia muy pequeña (aproximadamente 1 miliradian), por lo que el ancho del laser es casi constante a lo largo de distancias grandes.

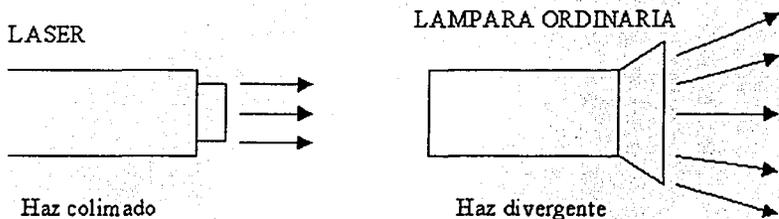


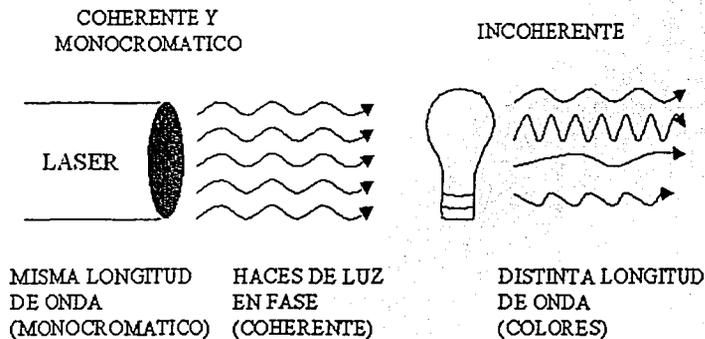
Figura 5

3.-Potencia.- Las potencias emitidas por los lasers pueden ser desde el orden de los milliwatts, hasta emitir en los Watts.

La luz laser puede ser muy intensa y se puede concentrar en un objeto con lentes apropiados, calentándolo a temperaturas muy altas.

Existen lasers de Rubí o de CO_2 que pueden perforar hasta diamantes, pero hay otros cuya potencia es baja como el de He-Ne.

4.-Coherencia Espacial.- Se refiere a el hecho del que el haz sale prácticamente de un solo punto y la parte más intensa está en el centro del rayo. Esta propiedad está relacionada con la coherencia temporal.



5.-Luminosidad.- La luz de un laser puede ser captada en su totalidad por un lente, y ser enfocada a un punto lejano más pequeño que la luz de una fuente convencional. Las aplicaciones quirúrgicas del laser se apoyan en esta propiedad.

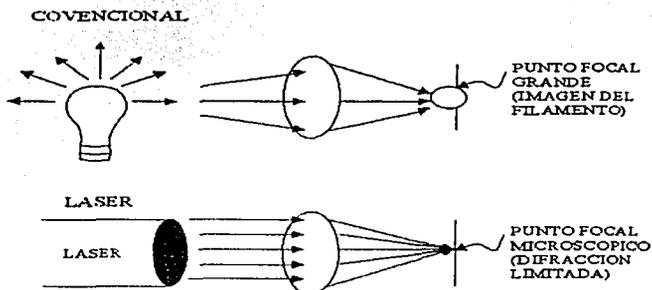


Figura 7

4) EFECTOS BIOLÓGICOS DEL LASER

a) **Efecto Fototérmico.**- Este efecto depende de la intensidad o potencia del haz . Con una gran intensidad, produce un efecto de corte, no produciéndose lesiones en las zonas vecinas. quiere decir que el laser tiene una gran selectividad con respecto a la zona donde se aplica.

Los laseres en el espectro infrarrojo, así como también en el ultravioleta no son visibles, por lo que para facilitar su aplicación es necesario anexar un laser de HE-NE para que sirva de guía.

b) **Efecto Fotoablativo.**- El laser produce una onda de choque de tipo mecánico que da origen, por sus cambios de presión, a la aparición de ondas de tipo sónico y ultrasónico que acelera las reacciones químicas celulares, y del paso de iones a través de la membrana, si se aplica a bajas densidades de energía. Si aplicamos mayor densidad de energía aumentando la potencia del equipo el efecto será de remodelación de la superficie irradiada.

Este efecto puede ser tan predecible que es empleado para remodelar corneas, en la cirugía refractiva ,así como también para preparar cavidades en las superficies dentarias.

c) **Efecto Químico.**- El laser a baja intensidad produce una liberación de radicales libres (igual que las radiaciones ionizantes),desarrollando una acción antiinflamatoria producida fundamentalmente por la liberación de la histamina, lo que unido al estímulo de la microcirculación lo hace muy utilizado en los tratamientos como artritis, reumatismo y cefaleas .

d) Efecto Bioeléctrico.-Todas las células y fundamentalmente los tejidos excitables tienen en su interior una polaridad negativa con respecto al exterior celular que oscila entre -90 y 60 mv., esto es debido a la bomba de sodio (tiende a expulsar sodio al interior celular).

El efecto terapéutico del laser impide la despolarización de la membrana, siendo pues muy importante en las células de los endotelios vasculares y en las células nerviosas por la importancia del potencial de membrana en ellas.

e) Efecto Bioenergético.- Los efectos del laser de baja intensidad sobre la célula enferma o alterada tienden a restablecer su equilibrio, a la vez que le aportan energía en forma de fotones direccionales y polarizados. También eleva su nivel energético disminuido llevándolo a la normalidad.

f) Efecto Inhibitorio.- Cuando se produce la depresión de los procesos intracelulares se origina la inhibición de la multiplicación celular. El fenómeno ocurre por irradiación con laser de baja potencia, pero con parámetros físicos diferentes a los utilizados para la bioestimulación, ya que existen estudios que demuestran que el efecto bioestimulante es un efecto contrario al inhibitorio.

CAPÍTULO II

INTERACCIÓN DEL LASER EN LOS TEJIDOS DUROS

1.- LASER CO₂

1) ANTECEDENTES HISTÓRICOS:

En 1968 el laser de CO₂ operando a una longitud de onda en el infrarrojo medio fue aplicado a tejidos dentales duros. Ralph R. Lobene del Centro Dental Forsyth fue el primer investigador en reportar la aplicación del laser CO₂ al esmalte era mas eficiente que el de Rubí en la irradiación de esmalte y dentina. En la mayoría de los primeros estudios (1964-1970) se descubrió que los pulsos de baja energía producidos por un laser de CO₂ podían causar algunos de los efectos benéficos Stern y cols, realizaron estudios con este tipo de laser y encontraron que había un incremento en la resistencia del esmalte a la acción de los ácidos.

2.- EFECTO EN LOS TEJIDOS DUROS

La acción del laser de CO₂ sobre las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales ya sea vestibulares y linguales tiene su apertura física, ya que el contenido orgánico de las fisuras es vaporizado por el impacto fotónico, dejando un halo blanco en el esmalte y una fisura libre de bacterias con esto la desinfección de la cavidad.

El laser de CO₂ modifica las propiedades físicas y químicas del esmalte y la dentina del diente, por medio de la fusión y la recristalización de sus estructuras y la volatilización de las sustancias orgánicas una vez irradiado éste.

Esta resistencia se debe a la conjunción de diversos factores como son: aumento de la dureza, disminución de la porosidad, disminución de la permeabilidad.

Borovsky y Lobene¹² al utilizar la radiación laser CO₂ con longitud de onda 10.6 µm, encontraron la existencia de un pico de absorción de la radiación del esmalte, lo que permitía el hecho de que un pulso de radiación pudiera convertirse en calor en una profundidad muy pequeña con esto creando una fina capa de temperatura muy elevada sin cambios en la pulpa .

La radiación de 10.6 µm se transforma en calor de manera instantánea.

"Los reportes de algunos investigadores, con potencias bajas y diferentes radiaciones laser plantean que no hay cambios en la estructura cristalina irradiada, sino solamente en la estructura orgánica de la placa dentobacteriana, con densidades de 3,4 y 5 J/cm² estos valores resultan de interés para la limpieza de la superficie dental antes de la colocación de los selladores de fisuras y foseetas y en la detección de caries." ¹²

3.- EFECTOS EN PULPA DENTAL

El laser de CO₂ con longitudes de onda 10.6 μm presenta considerables efectos térmicos secundarios, ya que el incremento de la temperatura dentro del diente alcanza valores más altos a los 10°C con ello dañando la pulpa.

Zach y Cohen¹¹ usaron un cautín para aplicar calor continuo a dientes de monos durante un tiempo suficiente para incrementar las superficies intrapulpares, explicaron los cambios pulpares histológicos, excepto los reversibles con incrementos de temperatura sobre los 3.3° C y la pérdida de vitalidad de los dientes en un 15% con incrementos mayores a los 5.6°C.

Por lo tanto las elevaciones de temperatura que exceden estos valores son inaceptables.

"En microscopía electrónica de barrido se pudo observar la fundición y recristalización de la dentina, estas formaciones cristalizadas varían de tamaño además que las superficies externas se muestran ásperas como una cáscara de naranja, además los túbulos dentinarios expuestos, casi no presentan capas pigmentadas, también se muestra una dentina peritubular con una pared delgada esto debido a una desmineralización de la dentina intertubular."¹¹

Además este tipo de laser de CO₂ en tratamientos en dentina produce su esterilización de la misma.

Uno de los fenómenos más preocupantes es la concentración del calor generado por el impacto laser sobre la estructura biológica del órgano: dentinopulpar. Sin embargo estos posibles efectos iatrogénicos son minimizados por la rápida absorción y fusión térmica en los tejidos y por la intermitencia con mínima potencia de la impactación.

Featherstone³ mostró que las temperaturas en la superficie para un solo pulso es a 9.6 micrometros mientras que para aquellos de 10.6 μm estas medidas fueron tomadas con un termocoplador para una profundidad de 2 mm desde la superficie del esmalte, mostraron un aumento de temperatura, después de 25 pulsos a 10 J/cm^2 y 10.6 μm de 10°C aproximadamente a esa profundidad indicando un probable daño en la pulpa.

a) LASER CO₂ CONTINUO

En los últimos 30 años, muchos estudios han demostrado el potencial del laser de CO₂ en pretratamientos del esmalte esto para inhibir un ataque ácido al diente, con ello provocando inhibición de una caries incipiente en el diente. El laser de CO₂ de onda continua (10.6µm) provoca una reducción en la reactividad del ácido en el mineral del diente o sea la hidroxiapatita.

"Nelson y col. demostraron la potencialidad de los efectos inhibitorios de caries en el esmalte con laser de CO₂ a bajas concentraciones." ³

Featherstone y col.³ postularon que las longitudes de onda de CO₂ continuo a 9.3, 9.6, 10.3 y 10.6 µm eran absorbidos eficientemente por la hidroxiapatita, y que la luz absorbida era transformada rápidamente en calor cerca de la superficie siendo más efectivas en longitudes de onda de 9.3 y 9.6 µm.

El tratamiento de laser de CO₂ continuo emite la luz de manera, que esta puede ser reflejada, absorbida y diseminada por el tejido dentario por lo tanto este laser puede aplicarse en superficies oclusales por lo cual puede usarse de manera preventiva, ya que cuando se aplica fluoruro en estas superficies no resulta tan efectivo como en las superficies lisas del diente.

Con el laser de radiación continua la absorción de energía se realiza paulatinamente, lo que produce un incremento gradual de la temperatura del diente hasta que se alcanza un perfil estacionario de temperatura.

El empleo de un laser de CO₂ continuo, para lograr la fusión del esmalte aumenta la temperatura de la estructura dentaria, transmitiéndola a la cámara pulpar, ocasionando de este modo daños a el tejido pulpar

"Si se utiliza una temperatura mayor a los 5°C provoca necrosis pulpar del diente." ¹²

PREPARACIONES CLASE I CON LASER DE CO₂ CONTINUO EN UN
MOLAR SUPERIOR .



Caries en primer molar superior clase I



Eliminación total de la caries con laser CO₂ Continuo.

b) LASER CO₂ PULSADO

Existen diversos factores incluyendo la morfología de la cavidad, la composición química del esmalte y la dentina, el tipo de materiales restaurativos, una inadecuada adhesión del material restaurativo hacia el diente, todo esto provoca microfiltración en el diente, provocando caries ya sea primaria o secundaria.

La duración óptima del laser de CO₂ pulsado que se usa ya sea para la ablación o prevención de la caries, debe estar en el orden del tiempo de relajamiento térmico para disipar la energía laser aplicada.

Esta situación clínica, permite que este tipo de laser genere una menor temperatura sobre los tejidos dentarios remanentes, ocasionado por lo mismo un menor riesgo de daño pulpar.

El laser de CO₂ pulsado tiene un tiempo de relajamiento térmico característico para el esmalte, por lo cual es menor a los 100 microsegundos en longitudes de onda.

La hidroxiapatita que es un componente mineral de los tejidos duros puede ser modificada por la radiación pulsada del laser de CO₂ a 9.3 y 9.6 μm , esto con la finalidad de formar una hidroxiapatita libre de carbonatos por lo cual la hace más pura, y esto hace que sea más resistente al ataque ácido.

La selección de la energía depositada en el esmalte es importante ya que el empleo de longitudes de onda de 9.3 y 9.6 μm con una potencia de 200 mJ/p nos brinda las propiedades antes mencionadas.

Estudios recientes de Konishi y col.¹¹ indican que la radiación con laser de CO₂ pulsado a intensidades altas pueden conducir a una desproporción de las hidroxiapatitas y formar fases de fosfato de calcio más solubles lo que puede incrementar la tasa de disolución superficial por lo que se recomienda el empleo de intensidades bajas.

El tratamiento con laser no solo remueve la caries si no que también inhibe la descalcificación del diente esto es la descomposición térmica de la hidroxiapatita ante una caries ya sea primaria o secundaria.

Una de las ventajas del empleo del laser es que después de la liberación de los pulsos del laser de CO_2 , el calor se distribuye sobre una gran parte del diente, dando como resultado un aumento mínimo de temperatura cerca de la pulpa vital del diente.

"Una capa superficial menor a $10 \mu\text{m}$ puede ser calentada a muchos cientos de grados Celsius sin daño térmico en el diente."¹¹

En el caso del laser de CO_2 pulsado sí se puede lograr la fusión del esmalte con una temperatura permisible ya que no lesiona el tejido pulpar, y cuando se emplean longitudes de onda de 9.3 y $9.6 \mu\text{m}$ se forma hidroxiapatita y hace al diente más resistente al ataque ácido.

CAPÍTULO III

2.. LASER Nd- YAG

1) ANTECEDENTES HISTÓRICOS:

Desarrollado en el año de 1964 por Geusic, esta constituido por Neodimio y un cristal de Itrio ,Aluminio y Granate.

En 1987 el ND- YAG fue aprobado por algunos investigadores para el uso en tejidos mineralizados y hasta la fecha a recibido la aprobación de la Food and Drug Administration (FDA) Administración de Drogas y Alimentos, solamente para su uso en tejidos blandos.

2) EFECTO EN LOS TEJIDOS DUROS

Se ha utilizado el laser de Nd – YAG ya que este opera en el infrarrojo del espectro su longitud de onda es de 1.06 μm por lo que es invisible, se ha demostrado ser altamente efectivo en la remoción de caries en esmalte y la fusión de esmalte haciendo este mas resistente al ataque de la caries.

El laser Nd – YAG trabaja de modo pulsátil, con potencias altas se forma un gas caliente llamado plasma, que puede ser responsable de los efectos de coagulación ,vaporización o corte, pero si no es enfriado puede causar daños a los tejidos circundantes.

El laser de Nd –YAG es aplicado para el tejido dental duro, con ello la remoción de caries y además actúa como desensibilizante.

Este tipo de laser utiliza un iniciador como lo es la tinta china, acridina naranja y negrosina para aumentar la absorción de energía del rayo reduciendo así la cantidad de energía disponible para ser dirigida hacia la pulpa así como reducir el tiempo de radiación.

Gelskey⁴ ha hecho estudios en los cuales ya sea con iniciador y sin iniciador del laser Nd-YAG, aplicando radiaciones en dentina y esmalte tanto sano como cariado produce emisiones de vapor con ellos provocando toxicidad al operador.

Los síntomas que puede presentar el operador son irritación en los ojos, diarrea, puede atacar el sistema nervioso central y vías respiratorias, se debe considerar el uso de la succión a gran volumen cuando se usan iniciadores en la aplicación del laser, dentro del equipo se deben considerar las máscaras y evacuadores de alta succión, para ayudar a prevenir la inhalación de aerosoles potencialmente tóxicos.

"En elevaciones de temperatura $28.70 \pm 7.75^{\circ}\text{C}$ no hubo exposición de los túbulos dentinarios. La superficie de la dentina expuesta al laser tenía aspecto de esponja y mostraba áreas de pigmentación desordenada además se observaron algunas grietas grandes." ¹¹

CAPÍTULO IV

3.- LASER Er – YAG

1) ANTECEDENTES HISTÓRICOS :

Los primeros trabajos de Operatoria Dental con laser de Erblio fueron llevadas a cabo en Alemania en la Universidad de ULM y Clínicas piloto.

Los primeros artículos científicos, sobre la utilización del laser de Er – YAG en Odontología aparecieron en 1989.

En los E.E.U.U. ,la utilización del laser de Er- YAG, fue aprobada en 1977 por la Food and Drug Administration (FDA) .

2) EFECTO EN LOS TEJIDOS DUROS

"Este tipo de laser trabaja por pulsos y en una longitud de 2.94 μm .,para lograr el proceso físico de ablación termodinámica por el cual eliminará el tejido cariado." ⁹

Es el más apropiado y menos lesivo, ya que tiene predilección por el agua de los tejidos, si llegase a quedar caries en la preparación de la cavidad no existe riesgo de recidiva ya que el laser de Er- YAG esteriliza la cavidad del diente.

"La radiación del laser de Er- YAG produce túbulos dentinarios sellados y fundidos, acompañado de la evaporación de la matriz orgánica del esmalte y esto es resultado de la reducción de la permeabilidad de fluido," ⁵

Cuando se prepara un cavidad con instrumentos rotatorios este deja un estrato pigmentado sobre la superficie del diente. La baja energía superficial de este estrato impide la adhesión del tejido ya sea el esmalte o dentina con el agente adhesivo .

Cuando en una cavidad se utiliza grabado ácido en el esmalte, se presenta una mejor retención a ciertas formaciones de hidroxiapatita .

"En la dentina, la retención es lograda al colocar un estrato o capa de hibridación de 4 a 5 μm de espesor entre el material de restauración en este caso la resina, y la dentina parcialmente desmineralizada por el efecto del grabado ácido."⁸

Con esto las uniones micromecánicas dan como resultado una unión a largo plazo .

El grabado con laser de Er- YAG es sin dolor ,además no causa vibración en la estructura del diente y no provoca calor alguno, esto hace que este laser se use como tratamiento atractivo como uso rutinario.

Cuando se graba con ácido la dentina o el esmalte este produce una superficie fracturada e irregular además deja los túbulos dentinarios abiertos esto provoca una adecuada adhesión del material .

En cambio cuando la estructura del diente es grabada con laser de Er :YAG se hace esta más resistente al ácido, la radiación a los tejidos duros del diente con laser de Erbio modifica la proporción de calcio , fósforo además que reduce la proporción de carbonato – fosfato y esto con lleva a la formación de componentes mas estables y menos solubles al ácido reduciendo con ello el ataque ácido de la caries .

"La fuerza de corte en la dentina fue mejor después de grabar con laser de Er:YAG que la dentina grabada con ácido, los cráteres formados por el grabado con laser de Er:YAG son defectuosas porque son causadas por microexplosiones de la superficie del tejido esto es efecto de ablación-termomecánica." ⁸

El grabado con laser no provoca efectos dañinos sobre la microestructura de el diente .

"Secciones de uniones de dentina grabada con ácido mostraron severos daños superficiales, con fisuras extensas a una profundidad de 15 μm con una separación parcial de escalas superficiales." ⁸

Según estudios de Martínez – Insua ⁸ el tratamiento con laser tiene algunos efectos que son dañinos para la superficie del tejido dentario, esto debilitando severamente la adhesión con el material restaurativo.

Esta variabilidad puede deberse a debilidades no detectadas en la superficie del diente ya sea diferencias en el grado de mineralización del diente, la abundancia de los túbulos dentinarios en el caso de la dentina .

En contraste con los resultados de Keller y Hibst ⁸ , demostraron que la unión de las superficies grabadas con laser de Er:YAG mostraron valores inferiores que la unión a superficies grabadas con ácido .

El grabado con laser Er:YAG en la superficie del esmalte, tiene una alta frecuencia a las fracturas dentales adheridas dicha ruptura es el resultado de las "microexplosiones" que debilitan el esmalte y con ello provocan una superficie más heterogénea que aquella grabada con ácido.

"El grabado con ácido produjo típicamente un patrón de la superficie repetitivo con fracturas y fisuras no menores a los 12 μm de profundidad que pueden ser fácilmente obturadas con el material restaurador." ⁸

Se espera que los cambios fisicoquímicos provocados por el grabado con laser de Er:YAG provoquen el decremento de la susceptibilidad tanto al ataque del ácido como a la caries .

La reducción de estos decrementos puede estar relacionado con los cambios en la proporción de Ca-P, carbonatos reducidos y a la formación de pirofosfato, junto con agua reducida y a los componentes orgánicos.

Ya que con el laser de CO₂, Nd: YAG , muestra una habilidad insuficiente para cortar tejidos duros ya que requieren densidades de energía relativamente altas para vaporizar los tejidos duros, y provocan mayores efectos térmicos secundarios tales como la fundición, fractura o carbonización del esmalte y la dentina y además daño pulpar.

Así Stern y cols¹ mostraron un potencial limitado para prevención de la caries debido a la resistencia incrementada de la disolución del esmalte irradiado para la eliminación de la caries incipiente.

En el laser de Er:YAG el uso de una sonda de 600 mm de diámetro facilita la operación laser precisa de radiación de contacto y no contacto, aunque con el laser de Erblio se requiere más cuidado y un tiempo de tratamiento más largo, esto da como resultado un vibración en comparación con la pieza de alta.

Macroscópicamente la superficie de la cavidad tratada con laser, no reveló carbonización o fragmentación del esmalte o dentina del diente, además se observa una zona más blanquecina cuando se seca con el aire de la jeringa triple .

El margen de la cavidad irradiada tiende a ser irregular ,y se observan con frecuencia múltiples defectos con forma de cráter en el piso de la cavidad este defecto se debe a la técnica de radiación .

Aunque existe un decremento en la eficiencia de la ablación, indica la aproximación de la capa intacta de la dentina, la remoción de la caries se determina según la exposición de la caries .

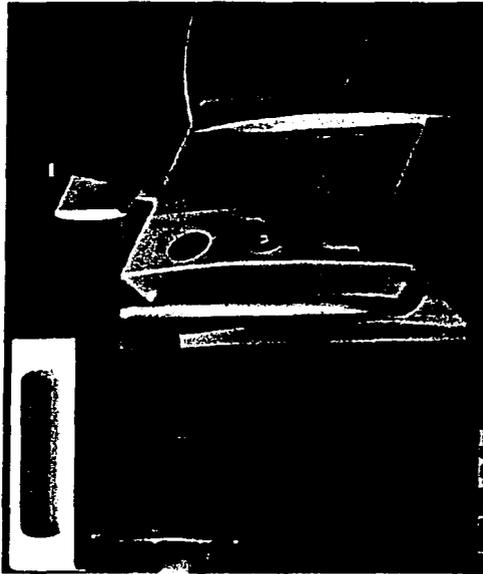
“Según Aoki y col.¹ el tiempo promedio requerido para la remoción de la caries con laser de Er: YAG fué de 137.0 +- 95.2 seg. y para el uso de la pieza de alta fue de 51.6 +- 31:7 seg.”

El tiempo se radiación con el laser Er:YAG fue más grande que el tiempo de trabajo con la pieza de alta .

El laser de Er: YAG cuando interacciona con la materia del diente produce un efecto fotoablativo o fototérmico, que es la base de la aplicación clínica, este laser es infrarrojo y se emite con una long. de onda de 2940 μm .

El laser de Er:YAG es por lo tanto un laser de no contacto, lo cual significa, que la punta de suministro debe permanecer a 15 mm de distancia del tejido dentario .Para algunas aplicaciones está disponible un punta de contacto.

Los efectos de la emisión del laser de Er:YAG sobre las estructuras del diente dependen de la longitud de onda de la energía radiante emitida por el laser, solamente la absorción de la energía laser produce un efecto perceptible por el tejido, este efecto puede ser el resultado de la interacción fotoquímica, fototérmica y fotomecánica, debe seguirse un tiempo general durante el uso de el laser : mientras mas energía sea absorbida por unidad de superficie, mayor será el efecto en la estructura dentaria .



La figura muestra el laser KEY laser II de KaVo.
Se trata de una unidad de Er: YAG que emite en forma pulsada, con pulsos de una duración de 250 microsegundos y se pueden ajustar las frecuencias de disparos entre 1 y 15 hertz y con una potencia de salida máxima a 500 milijoules. La energía se transmite hasta la pieza de mano mediante una fibra óptica.

**CASO CLÍNICO DE UN CANINO TRATADO CON LASER DE
Er:YAG**



La figura muestra una caries cervical de canino



Eliminación de la caries del canino con laser de Er:YAG con previo
aislamiento absoluto

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Aspecto final de obturación al final del tratamiento

CAPÍTULO V

4.- LASERS EXCÍMEROS

Este tipo de laser son gases halógenos como (Xenon, Kriptón y Argón) combinados con Fluoruros o Cloruros.

Estos lasers presentan características atérmicas por lo que se puede llegar a pensar que en un futuro se utilicen con más frecuencia para tejidos duros.

Las elevaciones de temperatura promedio para ArF fueron de 1.05+0.5°C .

El grupo de ArF laser excimer las superficies tenían apariencia de panel. La mayoría de los orificios de los túbulos dentinarios estaban cerrados. Las áreas de dentina intertubular fueron muy evidentes.

La aplicación de un laser KrF ha sido desechada por los investigadores médicos a pesar de que es el laser más poderoso de este tipo de lasers dado que su longitud de onda de 248 μm está muy cerca de la absorción máxima del ácido desoxirribonucleico, haciendo con esto posible la capacidad de efectos mutagénicos o carcinogénicos los cuales no pueden ser excluidos.

Las longitudes de otros lasers excímeros como 193 y 308 μm son más aceptables la radiación de 193 μm es completamente absorbida en capas de solo unos cuantos micrones. La longitud de onda de 308 μm tiene una mínima absorción del ácido desoxirribonucleico por lo que ambos tipos de lasers tienen efectos mutagénicos o carcinogénicos muchos menores.

La longitud de onda de los 308 μm de un laser de XeCl puede ser transmitida por fibras de cuarzo, sin embargo la potencia transmitida es de solo 80 – 120 mJ/pulso lo que hace insuficiente o limitado su uso en Odontología.

El uso de un excímero de ArF con un promedio de 20 hertz por 400 segundos permite un aumento de temperatura de 12 °C la cual podría con la generada del CO₂ que es de 65°C cuando es usado en la ablación de productos con un flujo de aire, se ha demostrado que los lasers de ArF aumentan la temperatura de la pulpa en un estadio aproximadamente de 5 °C.

Los cambios histológicos en el tejido pulpar demuestran zonas de necrosis, carbonización y fracturas cuando es usado un laser infrarrojo, estos cambios no son evidentes ni en esmalte, dentina y cemento después de la fotoablación con un laser excímero de ArF .Cuando una longitud de onda de 308 µm de un laser de XeCl es usado, los signos de daño térmico son encontrados en el área irradiada de la sustancia dental dura como lo son el esmalte y la dentina.

El empleo de este tipo de lasers también permite una ablación selectiva dado que remueve con mayor facilidad el tejido cariado y desmineralizado permitiendo conservar el tejido sano.

El efecto de fotoablación permite que con este laser se pueda preparar cavidades sin daño pulpar permitiendo un cierto número de ventajas en los procedimientos operatorios.

DISCUSIÓN

Sin duda, uno de los grandes avances en el área Médica y Odontológica de este siglo fue el desarrollo de la tecnología laser.

El uso del laser es hasta el momento una buena opción para el tratamiento de pacientes en Operatoria Dental ya que posee múltiples utilidades odontológicas y con esta nueva tecnología el paciente pierde el miedo ante el Cirujano Dentista, el laser reemplaza a la pieza de alta debido a la gran gama de aplicaciones y las ventajas que su uso representa ya que acelera el tiempo de trabajo y reduce la fobia al ruido de la pieza de alta, además que ya no existe la necesidad de aplicar anestésicos, situación que genera cierto nerviosismo y temor en algunos pacientes, provocando que no acudan a sus citas.

Con esto varios investigadores ofrecen esta tecnología con diferentes aplicaciones tanto para tejidos blandos como para tejidos duros.

Este tipo de laseres brindó al Cirujano Dentista la oportunidad de trabajar selectivamente el área afectada de la pieza dental, sin tener que destruir tejido sano haciendo con ello el proceso en cierta medida más fácil y más preciso, además de eliminar la gran mayoría de las bacterias con esto esterilizando la cavidad, también graba y acondiciona los tejidos del diente.

El laser puede ser absorbido casi en su totalidad por la molécula de agua del tejido produciendo un estallido de la misma a una profundidad aproximada a los 2 mm y dejando un crater infractuoso, este es el caso del laser de Er: YAG.

El tejido así tratado puede volatilizarse lo fundamental del proceso es que el laser esteriliza las cavidades realizadas con ello reduciendo la recidiva de la caries, elimina materiales de restauración como las resinas, esto solo en fases iniciales, graba el esmalte y aumenta la resistencia al ataque ácido de bacterias en las paredes de la cavidad.

La aplicación del laser en los tejidos aumenta la fuerza de adhesión de los materiales de obturación y permite asegurar un buen sellado de la cavidad y prepara la dentina ya que la rugosidad provocada aumenta la fuerza de adhesión.

CONCLUSIONES

Si el concepto es realizar cavidades en Odontología, lo que debemos hacer es realizar cavidades que tengan poder de fotoablación, lo cual encontramos en los lasers Excímeros y los lasers que están en el cercano infrarrojo como el de CO₂ y Er:YAG .

Durante la evolución de la técnica de control y remoción de la caries, se sugiere el empleo de un laser que pueda preparar cavidades, la remoción del tejido cariado, esterilización y acondicionamiento del tejido remanente para ser restaurado con materiales adhesivos.

Al remover selectivamente el tejido cariado respetando el tejido sano se deben de considerar dos características, con los lasers que están cerca de medio infrarrojo se produce fusión y recristalización de las superficies subyacentes.

Los lasers ultravioleta así como los lasers infrarrojos permiten realizar las cavidades por medio del efecto fotoablativo .

Como ya se dijo los lasers modifican las propiedades físicas y químicas de los tejidos dentarios. En el caso del laser de CO₂ pulsado sabemos que con una longitud de onda de 9.6 μm se logra que el calor aplicado cree una pequeña capa de temperatura muy elevada sin cambios en la pulpa ya que la radiación es distribuida por el tejido dentario.

Cuando es utilizado un laser pulsado con 9.3 y 9.6 μm la luz es absorbida eficazmente con ello formando una microdureza en el esmalte ya que lo fusiona y lo hace más resistente al ataque ácido, además gracias a su energía intermitente no provoca daños a la cámara pulpar.

En el caso del laser de CO₂ Continuo a una longitud de onda de 10.6µm se puede usar de manera preventiva ya que es aplicado a las superficies oclusales. ya que para lograr una fusión del esmalte como lo hace el laser de Erblio se requeriría de altas dosis de energía por lo cual provocaría un aumento de calor en la cámara pulpar provocando así necrosis pulpar. Si se utiliza una temperatura mayor a los 5 °C provoca necrosis pulpar .

El laser de Nd : YAG trabaja de manera pulsatil, con potencias altas pero si no es enfriado puede causar daños a los tejidos circundantes también puede usarse para la remoción de caries y actúa como desensibilizante .

Este laser es el único que utiliza un iniciador como la tinta china esto es con la finalidad de aumentar la energía del rayo .

El laser de Erblio a una longitud de 2.94 µm logra un proceso de ablación el cual elimina el tejido cariado sella los túbulos dentinarios acompañado de la evaporación de la matriz orgánica del esmalte .

El grabado con laser de Er:YAG tiene una alta frecuencia a las fracturas dentales adheridas, esto es el resultado de las microexplosiones que debilitan al diente, y con ello provoca una superficie heterogénea a aquella grabada con ácido .

HEMEROGRAFÍA

- 1.- Aoki. A., Ishikawa, T. Yamodo, Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro., J. Dent Res;1998 77(6): 1404-1414.
- 2.- España Antoni; Laser Er : YAG en Odontología,O.Dental y Endodoncia 1998 2(2):10
- 3.- Featherstone J.D. Barret N.A. CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. J Dent Rest 77(6) 1397- 1403
- 4.- Gelskey S.C,White J.M.,Kremers W. Vapor emissions resulting from Nd:YAG laser interaction with tooth structure. Dent Mater 1998 14 :453-457
- 5.- Hirono Takeda F, Tomomi Harashima. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls .J Endod 1998 24(8) 548-551.
- 6.- Konishi N ;Fried D; Featherstone; Artificial caries removal and inhibition of artificial secondary caries by pulsed CO₂ laser irradiation; Am J Dentistry 1999 12(5) 213-216.
- 7.- Le Goff A.,Dautel A., An evaluation of the CO₂ laser for Endodontic disinfection .J Endod. 1999 25(2) 105-108
- 8.- Martínez- Insua A; Silva da Luis; Differences in bonding to acid-etched Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces; J. Prosthetic Dent 2000 84(3) 280-287.

- 9.- Polcan J; Utilización de laser Er: YAG en O.Dental; Acad. Argentina de Laser Odontológico; www.aalo.com.ar; 2000.
- 10.- Sean Lin A.; Caputo, L. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser – powered hydrokinetic system; J.Prosthetic Dent 1999 82(4) 450-455.
- 11.- Türkmen C, Günday M, Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF Excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature an in vitro study, J Endod 2000,26(11)644-647.
- 12.- Valente C.,Efectos del laser CO₂ en el esmalte, Laser Terapia y Odontología, 2000, 170-189.
- 13.- www.fotona.com
- 14.- www.geodental.com/default.htm?d=3798