

318322
12
24

UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA

ESCUELA DE ODONTOLOGIA
INCORPORADA A LA
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO



APLICACION DEL RAYO LASER DE DIOXIDO DE
CARBONO (CO₂), NEODIMIO: ITRIO-ALUMINIO-
GRANATE (Nd:YAG) Y ARGON (Ar) EN
ODONTOLOGIA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

EDGAR GOMEZ CRESPO

DIRECTOR DE TESIS: DR. ARMANDO DAVILA MENDEZ

MEXICO, D.F.

TESIS CON 1997
FALLA DE ORIGEN



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.

Dedico esta tesis con cariño a:

Mis padres: Rafael Gómez Guzmán

Ofelia Crespo de Gómez

Con respeto y admiración por todo el apoyo que me brindaron durante todo este tiempo. Por ser un ejemplo de unión y superación, por tener confianza en mí para la realización de mis estudios y por ser un ejemplo a seguir en la vida.

A mis hermanos: Imelda, Olivia, Rafael,
Bruno, José y Cecilia.

Con mi agradecimiento por su valioso y
fraternal apoyo.

A mis sobrinos y familiares:
Por su cariño y comprensión.

A mi director de tesis Dr. Armando Dávila Méndez

Por su apoyo, consejos y las atenciones que
tuvo a la conducción de esta tesis.

A mi revisor de tesis Dr. José Luis Chiquini Jasso

Por su valiosa cooperación en la realización de
este trabajo.

Al honorable jurado.

Gracias.

A mis maestros:
Por la enseñanza y experiencia
transmitida a lo largo de mis
estudios.

A mis Amigos y compañeros.

INDICE

INTRODUCCION	3
CAPITULO I	9
SIGNIFICADO DEL LASER	9
1.1 CARACTERÍSTICAS DE LA LUZ DEL RAYO LASER.....	12
1.2 COMPONENTES DEL RAYO LASER.....	13
1.3 FUNCIONAMIENTO INTERNO.....	15
1.4 CLASIFICACIÓN DE LOS RAYOS LASER.....	18
1.4.1 De acuerdo a su longitud de onda.....	18
1.4.2 Por su posición en el espectro electromagnético.....	19
1.4.3 De acuerdo a su forma de acción.....	20
1.5 LOS RAYOS LASER MÁS EMPLEADOS EN LA ODONTOLÓGIA.....	20
CAPITULO II	22
EFFECTOS DEL LASER SOBRE LOS TEJIDOS ORALES	22
2.1 EFECTOS SOBRE LOS TEJIDOS BLANDOS.....	23
2.1.1 Absorción.....	26
2.1.2 Transmisión.....	27
2.1.3 Diseminación.....	27
2.1.4 Reflexión.....	28
2.2 CARACTERÍSTICAS MODIFICABLES POR EL OPERADOR.....	28
2.2.1 Longitud de onda.....	29
2.2.2 El poder.....	29
2.2.3 Forma de onda.....	30
2.2.4 Propiedades ópticas del tejido.....	31
2.3 EFECTOS SOBRE LOS TEJIDOS DÜROS (ESMALTE).....	34
CAPITULO III	40
LASER DE DIONIDO DE CARBONO	40
CO₂	40
3.1 EL LASER DE DIÓXIDO DE CARBONO Y LA CARIES EN DENTINA.....	52
3.2 APLICACIONES.....	53
3.3 VENTAJAS.....	55
3.4 DESVENTAJAS.....	57
3.5 CONTRAINDICACIONES.....	57
3.6 PRECAUCIONES.....	58
3.7 CASO CLÍNICO.....	60

CAPITULO IV	61
LASER DE NEODIMIO : ITRIO - ALUMINIO - GRANATE	61
ND: YAG	61
4.1 APLICACIONES.....	67
4.2 VENTAJAS.....	69
4.3 DESVENTAJAS.....	72
4.4 CONTRAINDICACIONES.....	72
4.5 PRECAUCIONES.....	73
4.6 CASO CLÍNICO.....	74
CAPITULO V	75
LASER DE ARGON	75
AR	75
5.1 APLICACIONES.....	83
5.2 VENTAJAS.....	84
5.3 DESVENTAJAS.....	86
5.4 CONTRAINDICACIONES.....	86
5.5 PRECAUCIONES.....	86
5.6 CASO CLÍNICO.....	88
CONCLUSIONES	89
BIBLIOGRAFIA	91

INTRODUCCIÓ

En los últimos años ha habido mucha discusión y controversia sobre el uso de los rayos laser en odontología en las áreas de tejidos blandos y duros. Mucha gente ha leído acerca de los rayos laser en periódicos y revistas que no son científicas y sin referencias. Con esto en mente, el presente trabajo tratará de explicar y ayudar a clarificar el uso del rayo laser en procedimientos dentales en tejidos blandos, basándonos en datos, publicaciones y presentaciones científicas. Lo que los rayos laser realmente son, cómo trabajan, los diferentes tipos de rayos laser que pueden ser usados, sus aplicaciones comunes en los tejidos blandos, que áreas necesitan mayor investigación, y algunos de los mitos respecto a los rayos laser, son discutidos.

Cuando un nuevo aparato quirúrgico sale, hay a menudo excepticismo, titubeo, precaución y rechazo. Debe ser enfatizado primero y después que los rayos laser son un alternativa para los sistemas quirúrgicos convencionales. Lo establecido muy bien por Apfelber en 1987¹ los rayos laser son "un escalpelo nuevo y diferente" (navaja óptica). Cuando es usado correctamente en aplicaciones dadas, los rayos laser ofrecen una alternativa aceptable dentro del campo dental. Debido a las ventajas del rayo laser, existen procedimientos para los cuales los rayos laser parece ser un método de elección cotidiano.¹⁷

Mediante las teorías de la absorción, estimulación y emisión espontánea de energía de Einstein, y con el advenimiento de la teoría de Boher y la resonancia óptica, Schwalow y Towns en 1958¹, son capaces de describir los principios del MASER (amplificación de microondas por la emisión estimulada de radiación), y así de esta manera, también concebir la idea del rayo laser. Esto da las bases a Theodore Harold Maiman², físico norteamericano, quien es el primero en observar la emisión estimulada en la porción visible del espectro electromagnético, y al utilizar una barra de rubi en 1960 el primer rayo laser.³

Los primeros experimentos con el rayo laser en la odontología datan de 1960,¹ cuando un grupo de odontólogos propusieron el uso del rayo laser de rubí, para la vaporización y ablación de la caries dental.⁴

El primer laser de gas que operó continuamente es descrito por Javan⁵ y col., en 1961. En 1964 Patel y col.⁶ son los primeros en descubrir el laser de Dióxido de Carbono (CO₂), al ser un rayo invisible por su posición en el espectro electromagnético, junto con éste es creado el rayo laser de Helio-Neón (He-Ne), el cual brinda un haz de luz de color rojo, que sirve como luz guía.⁴ Es en el mismo año cuando Geusic y col.⁷ descubren el laser de Neodimio - Itrio Aluminio Granate (Nd-YAG). En 1970 Jako⁸ y Potany,⁹ brindan una de las primeras aplicaciones médicas para el laser de CO₂. En 1971 Hall¹⁰ y col. y Jako⁸ en 1972 son los primeros en describir la reacción de los tejidos a la luz laser y la curación de heridas en un modelo animal. Y es hasta 1977 cuando Kiefhaber¹¹ describe uno de los primeros usos médicos para el laser de Nd-YAG en el control de sangrado gastrointestinal.

A partir de entonces, varios tipos de rayos laser han sido construidos. El laser va a producir una luz o radiación de alta intensidad, la cual tiene como características el ser monocromática (color único), coherente (misma longitud de onda) y colimado (ondas paralelas).¹⁴

En 1967⁸ se cree posible la preparación de cavidades en dientes por medio de el corte de estructura dentaria sana y cariada, utilizando la técnica de múltiples impactos con el rayo laser, las cavidades quedaban de forma irregular y se desconocía el efecto ocasionado por la energía laser a la pulpa dentaria. Investigaciones posteriores descubrieron que la caries era eliminada satisfactoriamente con el rayo laser, pero que el potencial de daño térmico hacia la pulpa, tejidos blandos y estructuras óseas adyacentes era significativo, por lo que no se le da gran uso.¹² Sin embargo las

experimentaciones continuaron, y se logra durante la década pasada disminuir los daños a tejidos blandos. Este avance es posible por el perfeccionamiento al diseño del laser. El control de la energía emitida, permite el enfoque del rayo a una profundidad específica, y la colimación del rayo a un diámetro seleccionado, lo cual disminuye el riesgo de alteraciones.⁴

En la actualidad, existen múltiples variedades de rayos laser, entre los cuales podemos citar: CO₂, Nd-YAG, He-Ne, Ar, Ho-YAG, entre otros. Los cuales van a presentar diferentes características y por lo tanto diferentes aplicaciones dentro del terreno de la odontología.^{14, 13, 14, 15, 16, 17}

Se debe enfatizar que el laser es una alternativa del sistema convencional de cirugía. En este momento, la aplicación oral del laser no reemplaza a la mayoría de los procedimientos tradicionales de bisturí o a la pieza de alta velocidad.⁶

Aunque algunos de los primeros reportes de los usos del laser in vitro datan de los años 60s, no es sino hasta los 80s,^{14, 19} cuando los rayos laser son usados realmente en la práctica dental. Los equipos pioneros como son Fisher y Frame¹⁹ en el Reino Unido, Pecaro y Pick²⁰ de Estados Unidos y Melcer²¹ en Francia, empiezan a utilizar al rayo laser de CO₂ para cirugías en los tejidos blandos. Melcer también lo empieza a usar en tejidos duros. Poco tiempo después equipos pioneros empezaron a buscar al laser de Nd-YAG para procedimientos en los tejidos blandos, al igual que para los tejidos duros. Estos incluyen a Myers y Myers²² en Estados Unidos, Midda²³ en el Reino Unido y a Yamamoto²⁴ en Japón. En 1990 la USFDA (Unites States Food and Drugs Administration), permite al laser de Nd-YAG de bajo poder (3.0 watts promedio máximo) ser introducido para cirugías intraorales de tejidos blandos en Estados Unidos. Este instrumento es el primer rayo laser diseñado y fabricado especialmente para Odontología.¹⁸

Todos los rayos laser son creados de maneras diferentes, presentan diferentes longitudes de ondas, por lo tanto un diferente lugar en el espectro electromagnético, lo cual ayuda a diferenciarlos,¹⁴ y a ser denominados de acuerdo al medio laser empleado¹⁵. Actualmente, los rayos laser pueden ser ajustados para variar su poder y el tamaño del punto focal, lo que permite al rayo cortar, vaporizar, o coagular a los tejidos al igual que se puede variar el tiempo de exposición, pudiendo éste ser activado en un rayo continuo, incrementalmente por microsegundos o bien ser éste pulsado. Por todas estas características, diferentes rayos laser pueden producir distintos efectos en un solo tejido. Así, un tipo particular de laser puede producir una gran variedad de efectos, dependiendo del tipo en el que se utilice este rayo.¹⁴⁻¹⁵

La Academia Internacional del laser en la Odontología, estima que más de 2000 rayos laser¹⁶ son actualmente usados en el mundo para procedimientos dentales. Tales estadísticas no necesariamente indican el número de dentistas que utilizan el rayo laser, ya que un doctor puede tener más de una unidad, y una unidad puede pertenecer a un grupo de personas.

Algunas de las especialidades que actualmente utilizan el laser son:

- * Periodoncia
- * Cirugía oral
- * Endodoncia
- * Odontopediatria
- * Prostodoncia
- * Práctica general

Este último grupo es el que más utiliza el laser

El rayo laser ha servido para una gran variedad de funciones notables dentro de la fabricación e industria, en la medicina, electrónica, al consumidor, para funciones militares, etc

Algunos de sus usos

- * Discos compactos ¹⁰
- * Impresoras laser ¹⁵
- * Para registrar códigos de barra en los supermercados ¹⁴
- * Para medir distancias a la luna ¹⁴
- * Copiadoras laser ¹⁵
- * En medicina para eliminar tumores ²⁵
- * En odontología ²⁶
- * En oftalmología para soldar retinas desprendidas ²⁶
- * Para la industria ¹⁰
- * Para vaporizar depósitos mineralizados dentro de los vasos sanguíneos ¹⁶
- * Para coagular y desnaturalizar proteínas para controlar sangrados ¹⁶
- * Para la electrónica ¹⁰

Al igual que casi todos los instrumentos, procedimientos o medicamentos nuevos, la cirugía laser ha pasado a través del ciclo habitual de optimismo abundante y de afirmaciones expansivas, seguidas por complicaciones, críticas y una transición gradual hacia expectativas y utilización realista.*

CAPITULO I
SIGNIFICADO DEL LASER

La palabra **laser** es un acrónimo compuesto por las iniciales de la expresión inglesa "Light amplification by stimulated emission of radiation" que significa "luz amplificada por emisión estimulada de radiación".^{13,14,15,17,20,21}

Es un dispositivo óptico para la producción de radiación luminosa monocromática coherente se basa en la excitación de una onda estacionaria entre un espejo totalmente reflectante y otro parcialmente transmisor en un medio homogéneo. Por suministro de energía desde el exterior, los electrones luminiscentes del medio, son elevados a un determinado nivel de energía. Un cuanto de radiación de frecuencia determinada vuelve a excitar a los electrones por emisión inducida, haciéndolos pasar al nivel fundamental.

Esto permite que entre los dos espejos aparezca una onda luminosa que marcha en uno y otro sentido, siendo cada vez más reforzada, hasta que al fin atraviesa el espejo parcialmente transmisor.^{13,20}

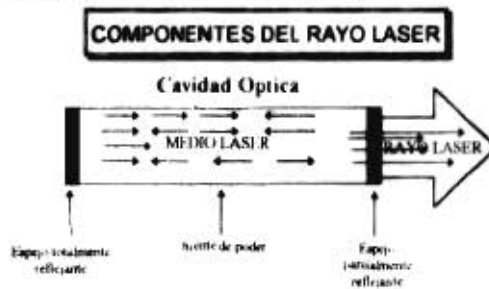


Figura 1 Diagrama de los componentes del rayo laser.¹³

Los rayos laser son utilizados de diferentes formas como: holografía portadores de información, amplificadores de escasísimo ruido, osciladores para la concentración de grandes cantidades de energía en pequeñísimos espacios, para cortar a través de varios centímetros de acero en la industria para separar con precisión dos células humanas ¹⁰ para medir distancias de la tierra a la luna, así como para realizar cirugías delicadas en la medicina

El concepto de laser se basa en la hipótesis de Einstein, de que la luz se puede convertir en una forma de energía más eficiente. En la producción del laser se toman rayos de luz de diferentes longitudes de onda y dirección, maximizando su energía reacomodándola en una sola longitud de onda, y en una sola dirección. ¹¹

Las características del laser dependen de su longitud de onda. En medicina y odontología, el rango se encuentra entre 193 - 348 nm (rango ultravioleta) a 10600nm (rango infrarrojo)¹². De la longitud de onda va a depender la aplicación clínica del rayo laser, el diseño del instrumental y la absorción de la radiación por el tejido. Para que el laser tenga algún efecto de energía debe de ser absorbida por éste. El grado de absorción en los tejidos es variable dependiendo de la longitud de onda del rayo y de las características del tejido en el que se aplica.¹

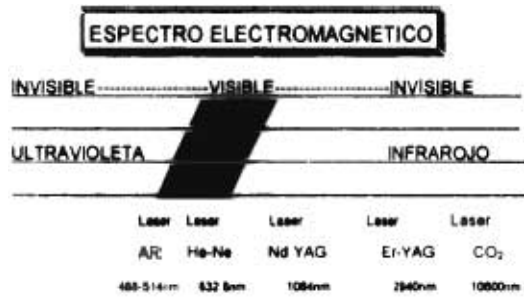


Fig. 2 Diagrama representativo del espectro electromagnético ¹³

Todos los rayos laser tienen su propio lugar en el espectro electromagnético, lo cual ayuda a diferenciarlo por su posición dentro de éste, los rayos laser causan únicamente daño térmico cuando su energía toca a los tejidos. No hay cambio en la estructura anatómica de las células dentro de los tejidos, y por lo tanto no hay oportunidad para una mutación genética ¹⁴

1.1 Características de la luz del rayo laser.

La luz del laser tiene como característica el ser ^{13, 14, 15, 17, 20, 20}

***Monocromática** - Todas las partículas de los fotones tienen la misma longitud de onda. Expresa un sólo color

*Coherente - La energía de la luz laser viaja en longitudes de onda específicas y en predecible patrón

*Colimados - Los rayos de la luz viajan paralelos, altamente direccionales. No se esparcen

Pero como en todas las reglas, siempre se da la excepción: hay rayos laser que producen dos longitudes de ondas, doble frecuencia²⁶

Otra de las características singulares de la energía laser, es su capacidad para la ablación selectiva de tejidos de un color o contenido de agua particular²⁵

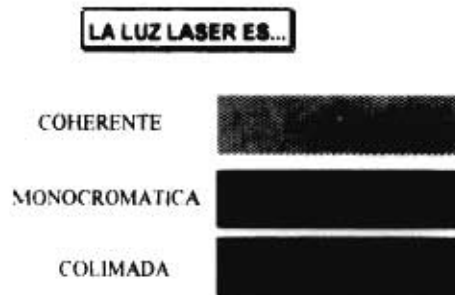


Fig 3 Características del rayo laser. ¹³⁻²⁹

1.2. Componentes del rayo laser.

Todos los aparatos de rayo laser constan de los siguientes elementos ^{13, 21}

a) Medio laser - El cual puede ser sólido, líquido o un gas. Este medio determina la longitud de onda de la luz emitida del laser, al igual que le va a dar el nombre y la clasificación al rayo laser.

b) Cavidad óptica o tubo del laser - Va a contener dos espejos altamente pulidos colocados a cada lado de la cavidad óptica, uno de éstos completamente reflectivo y el otro parcialmente transmissivo.

c) Una fuente de poder externa - Esta puede ser mecánica, química u óptica, la cual se va a encargar de excitar, "bombear" o estimular a los átomos encontrados en el medio laser a niveles de energía más altos.

COMPONENTES DEL RAYO LASER

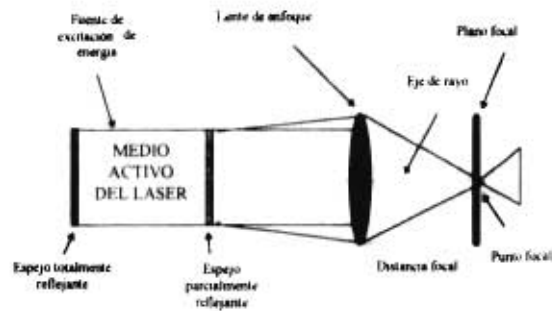


Fig. 4 Diagrama de los componentes del rayo laser.¹⁷

En el caso de los bulbos de luz normal, comúnmente llamados focos el filamento de tungsteno es el medio activo, y la electricidad es la fuente de energía externa, para el rayo laser de Nd-YAG, el Nd sería el medio activo mientras que la lámpara flash sería la fuente de energía externa.¹⁴

En ambos casos, la energía es absorbida por el medio activo de la fuente de energía externa, y es muy rápida la emisión de fotones escapando.¹⁴

1.3 Funcionamiento Interno.

Átomos y moléculas existen en bajos y altos niveles de energía. Aquellos de bajos niveles de energía, pueden normalmente ser excitados a niveles más altos de energía por medio de calor o por algún otro medio, y después de alcanzar niveles más altos, éstos despiden luz cuando regresan a su nivel bajo.¹¹

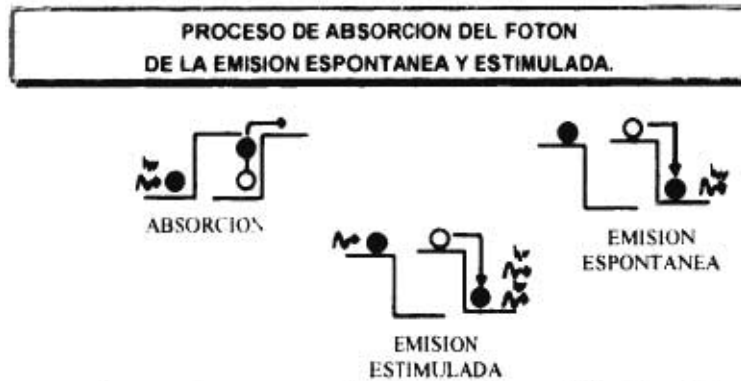
Se sabe que se puede excitar a un átomo por fotones de luz, lo cual es llamado absorción, y que teniendo un átomo excitado espontáneamente cuando decae a su nivel bajo de energía y libera un fotón, se le llama emisión espontánea. Una tercera posibilidad es la emisión estimulada, para lo cual un átomo excitado previamente es bombardeado por fotones de luz iguales al fotón que lo excitó, y cuando este decae, el resultado será la liberación de dos fotones de luz, exactamente iguales en fase con los otros.¹⁴

Einstein describe tres mecanismos posibles que envuelven la radiación de los protones y son.¹³

1. Absorción - Ocurre cuando un átomo en un nivel de energía bajo es elevado a un nivel de energía más alto por absorber un fotón de energía

2 - Emisión espontánea - Es el proceso en el cual un átomo de un nivel elevado, baja a un nivel de energía inferior más estable, y libera un fotón

3 - Emisión estimulada - Ocurre cuando un átomo que se encuentra en un estado de excitación baja de nivel llegando a un estado estable después de la interacción con un fotón correspondiente exactamente a la energía de absorción. De esto resultan dos fotones de luz emitidos con la misma longitud de onda.⁶ Resulta una amplificación de luz, en contraste de una disminución causada por la absorción. La amplificación suele predominar si más átomos se encuentran en el estado excitado que en el estado inferior, y de hecho, suficientemente más para compensar la pérdida de fotones que escapan sin participar en el proceso.



La energía del rayo laser es producida por la estimulación de los átomos del medio laser (ya sea sólido, un líquido o un gas)¹³⁻¹⁵⁻¹⁷, que se encuentran en la cavidad sellada, por una fuente de poder externa

llevándolos a niveles de energía más altos. Mientras más átomos sean estimulados, a niveles de energía más altos, una inversa en la población ocurre. Átomos en el estado excitado emiten espontáneamente fotones de luz, los cuales van a botar hacia adelante y hacia atrás y causan más emisión estimulada, sumándose ésta a la excitación. Fotones de energía de la misma longitud de onda y frecuencia, escapan a través del espejo parcialmente transmisor y forman el rayo láser.^{6,12}

La energía que sale del tubo es extremadamente intensa, altamente dirigida, colimada y monocromática, con una longitud de onda en particular o sea en un lugar en el espectro electromagnético en particular. Adicionalmente una propiedad que hace único al láser, es la coherencia que significa que todos los fotones de la luz están en coordinación temporal y espacial. Estas propiedades de intensidad, colimación, monocromancia y coherencia, distinguen la luz del láser de la desorganizada energía radiante de la luz en bulbo (foco) normal.^{11,14,15-17,31}

Es interesante saber que si se apuntara el rayo láser a través de un prisma, el rayo láser daría la vuelta a la esquina y saldría sin cambio alguno. En cambio, si se apuntara con una luz blanca ordinaria hacia este mismo prisma, la luz se dividiría en diferentes gradientes de colores.

Este rayo láser excitado puede ser enfocado a través de una lente para lograr un rayo convergente, para que incremente la intensidad al formar un punto focal o punto caliente, el cual va a ser la parte más intensa del rayo, la cual será la encargada de cortar. Pasando el punto focal, el rayo diverge y el poder disminuye,³⁴ pudiendo vaporizar o coagular al tejido.⁶

1.4 Clasificación de los rayos laser.

Los rayos laser se pueden clasificar de diferentes formas de acuerdo a su longitud de onda, su posición en el espectro electromagnético y a su forma de acción.

1.4.1 De acuerdo a su longitud de onda.

Existen dos categorías de laser utilizados en la medicina y en la odontología

a) Laser suave (terapéutico) - Los cuales son una fuente de frío (altérmica) baja energía emitida en determinada longitud de onda que se cree estimula la circulación y la actividad celular. Experimentalmente, este laser ha sido utilizado para adelantar o mover la cicatrización, reducir la inflamación, el edema y el dolor, tratamientos de úlceras orales, periodontitis, pericoronitis e hipersensibilidad dentinaria.¹⁵⁻²⁸

Debido a que la baja energía no tiene efectos térmicos, produce bioestimulación, recientemente han crecido sus aplicaciones clínicas en varias indicaciones como atenuación del dolor, promoción del saneamiento de una herida, fluido sanguíneo y linfático realzado, para reducir edema e inflamación, así como cicatrices, estimulación nerviosa, acupuntura.²⁸

b) Laser duro (quirúrgico) - Son térmicos, es decir, producen calor, se utilizan en cirugía como fuente de energía precisa para cortar, coagular y vaporizar.¹⁵⁻²⁸ El cual será ampliamente descrito en el desarrollo de esta tesis

1.4.2 Por su posición en el espectro electromagnético.

Por su longitud de onda y por su posición en el espectro electromagnético, los rayos laser se pueden clasificar en ³⁻²⁵

a) Rango ultravioleta

-Eximer laser -193-348 nm.

b) Rango de luz visible

-Laser de Argón (Ar) -488-514 nm

-Laser de Potasio Titanio Fosfato -632 nm.

-Laser de Helio-Neón (He-Ne) -632.8 nm.

c) Rango infrarrojo.

-Laser de Neodimio-Itrio Aluminio Granate (Nd-YAG) -1064nm

-Laser de Holmio-YAG -2100nm.

-Laser de Érbio-YAG -2940nm

-Laser de Dióxido de Carbono (CO₂) -10600nm

1.4.3 De acuerdo a su forma de acción.

a) Pulsados

b) Continuos.

c) De disparo

1.5 Los rayos laser más empleados en la odontología son:

Nd-YAG ³⁻¹⁵⁻²⁵⁻³⁰

CO₂ ¹⁻¹⁵⁻²⁵⁻³⁰

Ar ³⁻¹⁵⁻²⁵⁻³⁰⁻³²

Er-YAG ³³⁻³⁴⁻³⁵⁻³⁶

Ho-YAG ³⁷

Eximer ⁷⁵

Los dos primeros se encuentran ya aceptados por la F.D.A. para procedimientos únicamente en tejidos blandos.²⁵

CAPITULO II
EFECTOS DEL LASER SOBRE LOS TEJIDOS ORALES

Como se mencionó anteriormente, para que el rayo láser produzca algún efecto sobre los tejidos blandos, la energía debe de ser absorbida por éstos. Este grado de absorción puede variar dependiendo de la longitud de onda del rayo utilizado, y de las características del tejido a tratar. El resultado general de absorción, va a ser la combinación de los efectos de cada uno de los componentes del tejido por tener éstos características propias de absorción.³

2.1 Efectos sobre los tejidos blandos.

La respuesta del tejido a la energía térmica del rayo láser es compleja, ya que las propiedades térmicas de los diversos tejidos varían entre ellos. La difusión térmica, el coeficiente de expansión térmica, la capacidad de calentarse, la fase de transformación de la energía y la temperatura latente de las transformaciones, son factores que influyen en la respuesta del tejido.³⁷

a) Difusión térmica - Es la habilidad del tejido de conducir la temperatura desde la exposición hasta el gradiente de temperatura transitoria. Esto toma en consideración la densidad y la capacidad de calor de los tejidos.³⁷

b) Coeficiente de expansión - Mide la expansión que ocurre en el material desde que empieza a ser calentado.³⁷

c) Capacidad de calentarse - Es la cantidad de energía capaz de producir el calor necesario para elevar la temperatura a 1 cm^3 de material a 1°C .³⁷

d) Fase de transformación de temperatura - Son las temperaturas de fusión y vaporización de los componentes del tejido.³¹

e) Temperatura latente de las transformaciones - Es la cantidad de energía requerida para causar la transformación de la materia de sólida a líquida o de líquida a un gas después de alcanzar la fase de transformación de la energía.³²

Todas estas propiedades térmicas juegan un papel importante en la definición de efecto de la radiación laser en los tejidos.³³

Calentar el tejido con energía luminosa es un proceso genérico, ya que por la densidad de energía y el tiempo en el que ésta es aplicada, se va a determinar el tipo básico de interacción que ocurra con el tejido. Sin embargo, la longitud de onda individual del laser tiene diferentes efectos biológicos. Cada longitud de onda tiene sus propiedades físicas, mecanismo de absorción y sus características únicas de interacción con los tejidos. Como resultado, cada longitud de onda tiene sus aplicaciones clínicas preferentes que se derivan en como éste interactúa con el tejido en particular.³⁴

Cada tipo de tejido tiene un patrón de energía de absorción específico, ya que cierta energía laser es absorbida por los tejidos, mientras otros tipos de tejidos modifican el impacto de absorción del fotón de energía. Debido a las limitaciones de la física del laser y la biofísica de los tejidos, un sólo laser no puede ser aplicado en todas las variedades de tejidos con eficiencia completa.³⁵

Diferentes rayos laser presentan diferente penetración en los tejidos y propiedades térmicas específicas, basadas en la cantidad y geometría de

absorción contra la cantidad de diseminación. La absorción en el tejido es relativamente baja con el rayo laser de Nd-YAG, sin embargo, hay diseminación óptica y por esto, hay penetración más profunda y uniforme dentro del tejido.¹⁷

El laser de CO₂ tiene la mayor absorción, con dispersión básicamente insignificante, seguida por el laser de Ar. Así que hay una mínima profundidad de penetración.¹⁷

Por tanto, se puede decir que los rayos laser son específicos para cada tejido, por ejemplo.¹⁷

El laser de CO₂ - Es alta su atracción por los tejidos con grandes cantidades de agua, sin importar su color, y es considerablemente absorbido por todos los tejidos biológicos incluyendo esmalte, dentina y tejido blando fibroso oral.²⁵

El laser de Ar - Parece ser más efectivo sobre tejidos pigmentados o tejidos altamente vascularizados.^{17, 25}

El laser de Nd-YAG - Su energía interactúa más efectivamente con los tejidos pigmentados o con tejidos de colores oscuros,¹⁷ y es eficientemente transmitido por el agua (lo contrario a ser absorbido).²⁵

Cuando la energía del rayo laser choca con los tejidos blandos orales, puede interactuar de cuatro formas.^{13, 14, 15, 25, 30-38}

1 - Ser absorbida por el tejido - Se refiere a qué tan lejos el rayo laser es absorbido dentro del tejido, lo que ocasiona un ascenso de la temperatura en el tejido.¹⁴

2 - Ser transmitida a través del tejido - Se refiere a qué tan lejos el rayo se translada a través de los tejidos. ¹⁴

3 - Ser diseminada dentro del tejido - Se refiere a si el rayo se distribuye dentro del tejido, y qué tan lejos llega éste. ¹⁴

4 - Ser reflejada por el tejido - Se refiere a que el rayo sea rechazado por el tejido, dirigiéndose la energía luminosa fuera de él. ¹⁶

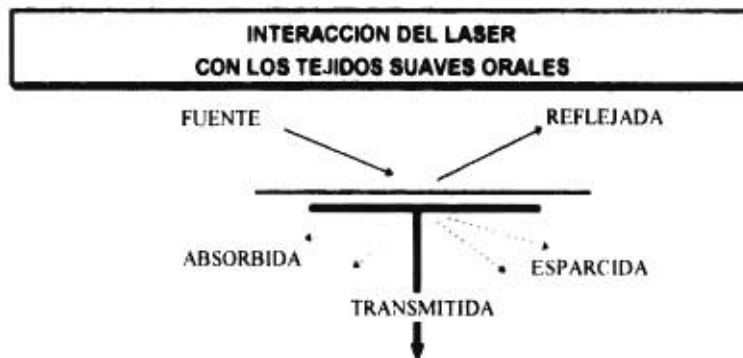


Fig 6 Diagrama de la interacción de la energía del rayo laser con los tejidos suaves intraorales. ^{37, 38}

2.1.1 Absorción

La energía absorbida es la que vaporiza y carboniza al tejido más efectivamente ¹⁵ Usualmente ocurre después de cierta cantidad de diseminación, en este momento es convertida de energía luminosa a energía térmica. Característica que es responsable de los efectos térmicos dentro del tejido.

Algunas veces, por el poder de densidades extremadamente altas, la energía luminosa puede romper uniones no térmicamente. La mayoría de los efectos en los tejidos en la odontología, sin embargo, son inducidos térmicamente³⁷. Esta es la energía aprovechada en forma más efectiva para modalidades terapéuticas.²⁶

La absorción de la energía láser causa un aumento en la temperatura. El efecto principal del láser quirúrgico usado actualmente para cortar o para la ablación del tejido.³⁶

La absorción de la energía láser en cualquier tejido es la suma de la absorción de cada uno de los componentes de los tejidos.³⁷

2.1.2 Transmisión.

La absorción de energía luminosa viaja más allá del límite del tejido tratado. La transmisión irradia los tejidos de alrededor o adyacentes y debe de ser medida para considerar sus efectos, antes de que sea justificado el tratamiento con el rayo láser.³⁷

2.1.3 Diseminación.

Ocurre cuando la energía luminosa pasa de una molécula a otra dentro del tejido. Esta es afectada por el grado de absorción. Alta absorción minimiza la diseminación, y la diseminación disminuye la energía sobre el volumen largo de tejido, disipando los efectos térmicos.³⁷

La cantidad de diseminación que ocurre cuando la energía láser es dirigida hacia el tejido, depende de un alto grado de la absorción de la

longitud de onda particular de la luz en el tejido específico. Para ser utilizado en la odontología es importante entender que la longitud de onda o la frecuencia del rayo laser determina el grado en el que su energía es absorbida.³⁶

2.1.4 Reflexión.

La luz reflejada es rechazada por la superficie del tejido y es dirigida hacia el exterior debido a que la energía es efectivamente disipada después de ser desviada. Hay muy poca posibilidad de peligro en dañar alguna otra parte de la boca. Va a limitar la cantidad de energía que entra en el tejido.³⁷

La reflexión de la energía luminosa de la superficie del tejido, no ha mostrado hasta ahora ser de mayor interés clínico, excepto que ha resultado un decremento de la energía existente para la interacción con el tejido a tratar.³⁸

2.2 Características modificables por el operador.

Los clínicos pueden controlar diversas variables de la exposición del rayo laser, por lo que una vez que se decide que la terapia laser es el tratamiento apropiado, él o ella deben considerar los parámetros de exposición antes de que el tratamiento comience. Dentro de estos parámetros se incluyen:³⁹

*Longitud de onda

*Poder

*Forma de onda

*Propiedades ópticas del tejido

2.2.1 Longitud de onda.

Es indiscutiblemente el factor más importante de cómo la luz afecta al tejido. La longitud de onda es la distancia entre los picos o cumbres adyacentes de la onda electromagnética o de la onda de luz.¹⁷

Indicando la longitud de onda, determinamos la calidad o el tipo de reacción entre el láser y el tejido, mientras que la cantidad de energía y las propiedades del tejido determinan la cantidad de extensión de esta reacción.¹⁷

2.2.2 El poder.

Puede pensarse como la medida de instante de la energía producida. Cuando se controla en conjunto con otros parámetros como la forma de onda, la energía producida puede ser definida con precisión y controlada.¹⁷

Matemáticamente, la energía (joules) es el producto del poder (watts) multiplicado por la duración (segundos).¹⁷

2.2.3 Forma de onda

Describe la manera en la cual el poder producido del laser varia con el tiempo. Las formas de onda que actualmente encontramos para el uso dental incluyen: onda continua, rayos interrumpidos y rayos pulsados.^{17, 36}

a) Onda continua - Da al rayo producido el poder que se le haya colocado en el laser todo el tiempo mientras se esté presionando el switch.¹⁷

b) Rayos interrumpidos - Tienen un efecto similar al paso de un rayo a través de las hojas de un ventilador rotatorio. De esta manera, la producción puede ser apagada y prendida en varias velocidades a razón de arriba de cientos de veces por segundo. El poder máximo es colocado en el tablero de control del laser.¹⁷

c) El rayo pulsado - Salva energía por un determinado periodo de tiempo y entonces libera a ésta, en periodos de tiempo más pequeños o cortos, creando una pulsación con una cima de poder o intensidad más grande de la que se colocó en el tablero de control.^{17, 36}

Ultra pulsado - De corta duración, pulsación de alta energía de 60 ms cada uno.

Super pulsado - De corta duración, pulsaciones de alta energía de alrededor de 300ms. Va a liberar 4-5 pulsaciones por cada ultra pulsación. Esto significa que el super pulsado libera arriba de 4 veces más de energía por pulsación.

2.2.3 Forma de onda.

Describe la manera en la cual el poder producido del laser varia con el tiempo. Las formas de onda que actualmente encontramos para el uso dental incluyen: onda continua, rayos interrumpidos y rayos pulsados.^{37, 38}

a) Onda continua - Da al rayo producido el poder que se le haya colocado en el laser todo el tiempo mientras se esté presionando el switch.³⁷

b) Rayos interrumpidos - Tienen un efecto similar al paso de un rayo a través de las hojas de un ventilador rotatorio. De esta manera, la producción puede ser apagada y prendida en varias velocidades, a razón de arriba de cientos de veces por segundo. El poder máximo es colocado en el tablero de control del laser.³⁷

c) El rayo pulsado - Salva energía por un determinado periodo de tiempo y entonces libera a ésta, en periodos de tiempo más pequeños o cortos, creando una pulsación con una cima de poder o intensidad más grande de la que se colocó en el tablero de control.^{37, 39}

Ultra pulsado - De corta duración, pulsación de alta energía de 60 ms cada uno.

Super pulsado - De corta duración, pulsaciones de alta energía de alrededor de 300ms. Va a liberar 4-5 pulsaciones por cada ultra pulsación. Esto significa, que el super pulsado libera arriba de 4 veces más de energía por pulsación.

2.2.4 Propiedades ópticas del tejido

Las propiedades ópticas del tejido son combinadas con la longitud de onda del laser para determinar cómo es la energía luminosa absorbida. Si no es absorbida, no puede crear o producir ningún efecto.³⁷

El rayo al contacto con el tejido, instantáneamente vaporiza los componentes celulares. Histológicamente se puede observar el contacto central del área de vaporización, existe una zona de necrosis celular adyacente, seguida por una zona secundaria (histológica) de efecto térmico transitorio, con el potencial de reparación.³⁸ A medida que la temperatura aumenta en el sitio de la cirugía donde se está aplicando el rayo laser, el tejido blando pasa por varias etapas como son:³⁹

1 - Normal	(37°C)
2 - Calentarse	(37-50°C)
3 - Coagularse	(50-60°C)
4 - Soldarse	(60-70-80°C)
5 - Vaporización	(90-100°C)
6 - Carbonización	(100-150°C)
7 - Corte rápido	(>175°C)

La vaporización del tejido empieza a ocurrir cuando el agua celular es calentada a su temperatura de ebullición (100°C) pero otros componentes del tejido se vaporizan a temperaturas más altas.

El tejido consta de un 75% - 90% de agua.⁴⁰

**EFFECTOS TERMICOS DEL RAYO LASER
EN LOS TEJIDOS SUAVES**

°C	J/cm ²	EFFECTO EN EL TEJIDO
>175	>5000	Corte rápido
100-150	1000 a 5000	Carbonización
90-100	1000	Vaporización
70-80	500	Fusión
60	200	Coagulación
50	10	Hipertermia
37	0	Normal

Fig. 7 Tabla de los efectos termicos del rayo laser en los tejidos suaves ³⁰

Cortar es vaporizar el tejido a lo largo de una linea usando un rayo convergente cerca del punto focal. La divergencia del rayo más allá del punto focal resulta una pérdida rápida del poder de densidad y por lo tanto el tejido no es cortado, causando únicamente la desnaturalización de proteínas y coagulación. Los vasos sanguíneos son sellados en el tejido adyacente en un diámetro mayor de 0.5mm. Resultando una de las principales ventajas de la cirugía laser la hemostasia y un campo operatorio relativamente seco ³

MODO ENFOCADO vs. DESENFOCADO

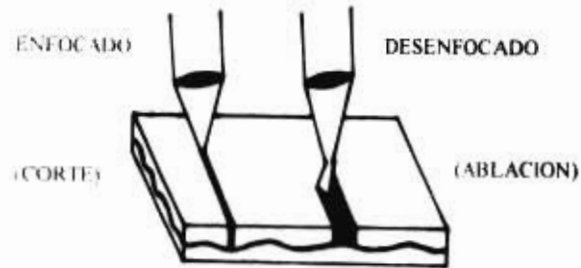


Fig. 8 Diagrama del modo enfocado y del desenfocado del rayo láser y sus efectos. ^{53,54}

La profundidad de la incisión con el láser y la destrucción del tejido, es proporcional a la potencia colocada, así como a la duración de la exposición del rayo. ⁵⁴

Naturalmente la temperatura y los efectos en los tejidos son mayores cerca del origen de la luz y disminuyen exponencialmente a medida que la profundidad del tejido aumenta. ⁵¹

Las dimensiones de estas zonas en cualquier tipo de tejido varían con los diferentes tipos de los rayos láser. Considerando el mismo tejido oral en una pulsación de energía del láser de CO₂, es realmente absorbido por el alto contenido de agua que existe en los tejidos permaneciendo dentro del primer tercio que equivale a 1 mm de profundidad. El láser de Nd-YAG no es realmente absorbido sino transmitido por el agua, penetrando lejos y más profundamente. ^{17,25}

MODELO DE LA PENETRACION DE LA ENERGIA LASER

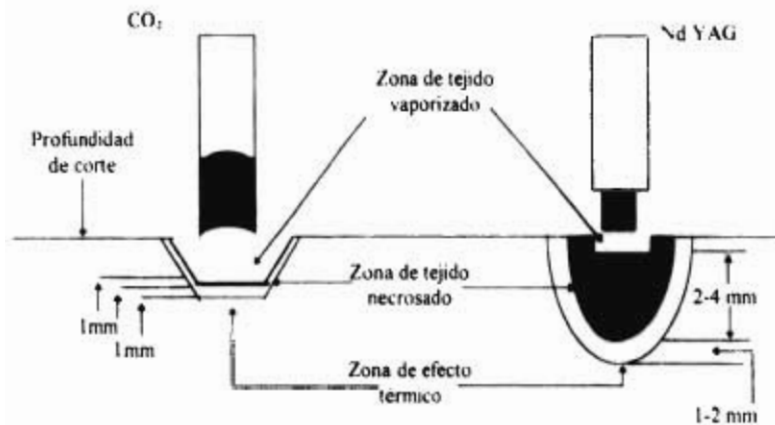


fig 9 Diagrama de penetración de los rayos laser CO₂ y Nd YAG ¹⁷

2.3 Efectos sobre los tejidos duros (Esmalte).

Los rayos laser han sido propuestos para remover caries en esmalte y en dentina, ambos sistemas han sido discutidos para ser aplicados en tejidos duros, incluyendo al de rubi, CO₂, Nd-YAG y Er-YAG ^{18,21,30,31,34,35,40,41}

En 1968 Vahl con el laser de rubi encontró formación de cráteres y fusión de la dentina. En este mismo año el laser de CO₂ mostró causar

alteraciones en los prismas del esmalte, incineración de los contenidos orgánicos de los túbulos dentinarios y pérdida de la sustancia del diente.⁵

En 1969 Sheinin y Hantola reencuentran formación de cráteres marcados, punteando todo el grosor del esmalte con fisuras y carbonización (superficies quemadas y negras) Un incremento en la mineralización (probablemente por la remoción del contenido orgánico) como resultado de la exposición del laser.⁶

En 1984 Melcer y colaboradores, encontraron que en los tratamientos con laser para caries en dentina se creaba esterilización y resistencia química y física a la desmineralización.⁷

En 1986 Nelson, Featherstone y colaboradores, observaron que el laser de CO₂ era efectivo para remover caries artificial e inhibir su formación.¹³

En 1987 Featherstone y Nelson usaban el laser de CO₂ para causar fusión en la superficie del esmalte e inhibir el proceso de desmineralización del ataque ácido.¹³

En 1988 Zakariasen, Dederich y Tulip creen que "el laser puede ofrecer la posibilidad de terapia preventiva, la cual no va a depender del grabado ácido y resinas selladoras".¹⁶

En 1988 Patel y colaboradores definen cuatro cambios distintos en la superficie del esmalte con el uso del laser de CO₂.¹³

*Ablación

*Fundición

*Resolidificación

*Fractura con escamas

En 1989 Aboites, Diaz y Cuevas⁴² encontraron un aumento del 50% constante en la dureza dentaria, independientemente de que la medida se tomara en zonas del diente sano, en zonas cariadas en esmalte o en dentina, después de ser radiados con el rayo laser.⁴²

Para esta investigación se utilizó un medidor de dureza sobre la escala de Rockwell. También observaron que en la región radiada ocurre un proceso completo de esterilización.⁴²

Recientemente ha resurgido el interés en el uso de los rayos laser para la prevención y el tratamiento de la caries en esmalte y dentina. A niveles de energía relativamente altos, es posible producir una fusión de la superficie y un sellado efectivo en el esmalte o en la superficie de la dentina, produciendo un incremento de 4°C en la temperatura de la pulpa. De este proceso resulta una superficie que ha perdido una gran cantidad de sus contenidos orgánicos, carbohidratos y agua. Con la pérdida de carbohidratos y la reducción de la fuerza enrejada del esmalte y la dentina radiada con el rayo laser, la solubilidad acida es reducida.⁴

Recientes investigaciones han demostrado que reducciones significativas en la extensión y en la formación de caries artificial y en la solubilidad del esmalte, ocurren después de la radiación laser en esmalte y en dentina incluso con niveles de energía bajos relativamente (10-50 joules/cm²).⁴

Varios estudios han demostrado que el laser es un instrumento útil en la práctica odontológica. Entre los descubrimientos se incluyen.⁴

a) La creación de la superficie de esmalte y dentina, adecuada para la adhesión de resina.

b) Que actúa como un sellador biológico fusionando a la hidroxiapatita del esmalte en las fisuras.

c) Que sella el ápice radicular con restos de esmalte y dentina radiados con laser durante el procedimiento endodóntico.

d) Recientemente el rayo laser de Ar ha sido aprobado por la F.D.A. para iniciar la polimerización de resinas fotocurables.

e) La radiación con los rayos laser de Ar, CO₂ y Nd-YAG, a niveles entre 10 - 70 joules/cm² dan como resultado una marcada resistencia a la desmineralización en los sistemas de caries artificial y disminuye la solubilidad del esmalte.

Se ha notado que la radiación laser crea microespacios dentro del esmalte, los cuales se creen, deben ser de importancia en la reducción de la solubilidad del esmalte.⁴

Durante la fase de desmineralización en la formación de caries, varias fases de iones minerales como el calcio, fosfato y flúor son disueltos en la solución ácida y son liberados al medio ambiente oral. Se ha especulado que los microespacios creados por la radiación laser pueden bloquear o atrapar los iones liberados y actuar como sitio de reprecipitación de minerales.⁴

Con la radiación laser la tolerancia del pH para la disolución del esmalte es disminuida de 5.5 a 4.78 por lo que se necesitaría incrementar 5 veces la concentración del ácido orgánico, como es el ácido acético, para solubilizar una cantidad similar del esmalte radiado con laser comparado con el esmalte no radiado.⁴

El esmalte radiado tiene un incremento en la afinidad por los iones de fluor, calcio y fosfato y parece ser que los iones minerales liberados durante la desmineralización son incorporados en el esmalte radiado adyacente.⁴

El laser ideal para remover caries y restaurarla, va a remover selectivamente el tejido dañado, va a eliminar el desagradable ruido y la vibración de la pieza de alta velocidad, al igual que la necesidad de usar anestesia y enfriadores, y sobre todo no causará dolor ni daño al tejido sano adyacente. Actualmente no hay rayos laser que cumplan con todos estos requisitos.¹¹ La F D A (Food and Drugs Administration) ha aprobado tres rayos laser para salir al mercado y ser utilizados en la odontología: CO₂, Nd YAG y Ar¹⁹, pero únicamente para emplearse en tejidos suaves, y el de Ar para la polimerización de materiales fotocurables.

Otros rayos laser han sido evaluados para procedimientos dentales específicos, sin embargo por su aplicación limitada, su alto costo, y la necesidad significativa de su instalación éstos tienen un potencial limitado para el uso rutinario en la práctica privada.¹⁶

Ningun laser ha sido aprobado hasta ahora para ser utilizado en tejidos duros.¹⁸

El proceso de la hipótesis inicial para la aplicación clínica del rayo laser, debe de seguir el método científico. Este proceso incluye estudios in vitro, en animales y clínicos en humanos, en orden respectivamente.²²

Se hizo un estudio utilizando un criterio estándar para evaluar las restauraciones y la vitalidad de los dientes, en 97 pacientes con 163 lesiones en total (57% caries de primer grado y un 43% lesiones de segundo grado). Recibieron tratamiento con el rayo laser de Nd YAG pulsado (150 mseg) con una longitud de onda de 1064nm con un diámetro de 320 micras, con una fibra de contacto, un poder de 1.0 watts, con energía por pulso de 100mJ/pulsación, un rango de repeticiones de 10 Hz. 3 años después se encontraron todos los dientes tratados vitales y asintomáticos, y también se observaron todas las restauraciones colocadas después de haber eliminado las caries, intactas y servibles. Estas restauraciones fueron: selladores, resinas, amalgamas y 1 corona. No se reportaron síntomas de sensibilidad al frío, al calor, o al morder. Tampoco se reportaron molestias o dolor ya sea espontáneo o intermitente o ningún estímulo. Radiográficamente no se observó ninguna alteración periapical, ni recurrencia de caries, al igual que no se observó ningún otro efecto causado por el tratamiento del rayo laser.³³

Entre los posibles mecanismos sugeridos para aumentar la resistencia al ataque ácido sobre el esmalte después del tratamiento con el rayo laser se incluyen

1 - La disminución de la permeabilidad del esmalte, permitiendo así la disminución en el acceso de los ácidos al interior del esmalte.

2 - Disminución de la solubilidad del esmalte como resultado de la alteración en la composición de la fase mineral.³⁴

Cambios presentes en la superficie dentaria sugieren fusión, la cual ocurre entre la densidad de energía de 13 - 50 J/cm².⁴³

CAPITULO III
LASER DE DIOXIDO DE CARBONO
CO₂

El laser de CO₂ es descubierto en 1964 por Patel y col.^{6,11,17} pero no es sino hasta 1970 cuando Jako⁸ y Polány⁹ dan la primera aplicación médica para éste. la mayoría de los rayos laser utilizados en la medicina, pueden ser usados también en la odontología general, y en particular en la periodoncia.¹³ Su primera aplicación en los tejidos dentales fue el resultado de los estudios hechos por J. Meicer.⁴⁵ En los Estados Unidos, este laser fue el primero en ser aceptado por la Food and Drugs Administration, para procedimientos quirúrgicos en tejidos blandos.

El laser de CO₂ ocupa una zona lejana del rango infrarrojo en el espectro electromagnético con una longitud de onda de 10600 nanómetros (nm).^{3,13,14,16} no es emitido en el espectro visible por lo que como consecuencia, no hay radiaciones ionizantes capaces de causar mutación celular como es el caso de los rayos "X" o los rayos gama.⁴⁵ No es visible al ojo humano por lo que requiere la incorporación de un laser coaxial de bajo poder llamado de Helio - Neón (He-Ne), el cual por ser de un color rojo le sirve como haz guía.^{3,13,14,16}

El aparato del rayo laser de CO₂ se encuentra compuesto de la forma anteriormente mencionada, pero dentro de su cavidad sellada, el medio laser va a ser un gas de dióxido de carbono.¹⁴ lo cual le da el nombre al laser.³¹

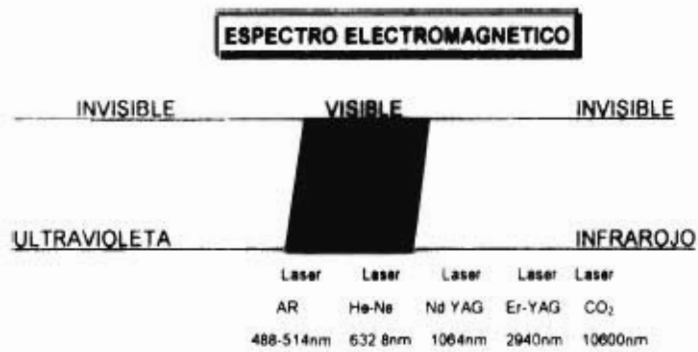


Fig. 10 Diagrama representativo del espectro electromagnético.²⁹

Los primeros aparatos de rayo laser de dióxido de carbono eran largos y abultados y sus gases tenían que ser reemplazados frecuentemente. Debido a que todas las fibras, hasta la fecha, presentan alto índice de absorción de la luz de laser de CO₂, las fibras ópticas no pueden ser usadas. En su lugar el rayo laser era repartido usando largos brazos articulados con espejos alineados¹³⁻¹⁴ y enfocado por lentes en una pieza de mano.³ Haciendo el uso del laser dentro de la cavidad oral algunas veces difícil.¹³



Fig. 11 A. Aparato antiguo de rayo laser de CO_2
B. Pieza de mano del mismo aparato. ¹³

Durante los años 80s, las unidades del laser de CO₂ disminuyeron dramáticamente su tamaño. El largo de sus brazos articulares disminuyó, se agregaron más articulaciones para aumentar así su flexibilidad, y su costo también disminuyó. Actualmente los rayos laser de CO₂ han sido ya creados sin brazos articulares, debido a que el rayo es repartido a través de un tubo con el centro hueco de acero inoxidable,¹³ flexible de 1.2 mm de diámetro¹³, el cual puede ser de diferentes dimensiones y angulaciones, incluyendo varias formas de contrángulos, adaptándose así, dependiendo de la aplicación clínica.²⁰ Este sistema de repartición del rayo laser con sus nuevas fibras flexibles,²⁰ hace extremadamente fácil el acceso a todas las áreas de las cavidad bucal.¹¹⁻¹⁹

El laser de CO₂ trabajó primeramente de forma de no contacto. Pudiendo ser usado en el modo enfocado y desenfocado. En el modo enfocado, el rayo laser golpea o choca con el tejido en su punto focal o en su menor diámetro, el cual depende del tamaño del lente usado.

La mayoría de los sistemas de los rayos laser de CO₂ actualmente tiene lentes que pueden enfocar el rayo a tamaños de 0.1mm a 0.35mm. Este modo enfocado es también llamado como modo de corte,^{13,17} y cuando está así se encuentra en el estado de mayor densidad de energía, y puede realizar finas disecciones,¹³ o ser usado por ejemplo, para realizar biopsias. El rayo laser desenfocado se logra alejando el rayo del plano del tejido ocasionando un incremento en el diámetro del tamaño del rayo que choca con el tejido, causando una área amplia de tejido vaporizado,^{13,17} y pequeños vasos sanguíneos coagulados del diámetro del rayo.¹⁵



Fig 12 Aparato de rayo laser actual de CO_2 ¹³

El desenfoco del rayo laser, sin embargo, reduce la intensidad del rayo laser. Este puede ser muy útil para realizar frenectomias, o para remover tejido hiperplásico.^{13,17}

La cantidad de energía usada por el laser de CO₂ es completamente absorbida por el agua del tejido,⁴⁰ sin importar el color de éste,^{13,14,17,20-22} ya que los pigmentos no afectan la actuación del laser de CO₂.

Como el tejido blando es del 75% al 90% agua, aproximadamente, el 98% de la energía es convertida a calor y absorbida por la superficie del tejido con poca penetración,¹ de aproximadamente 0.3 mm,^{13,14,21} a 50 micras,⁴¹ y poca esparción.^{2,38}

Por lo tanto sólo una zona angosta de necrosis de coagulación va a rodear la incisión por vaporización del laser de CO₂ de aproximadamente 1 micra de amplitud, y una zona periférica mayor de conductividad térmica y de reparación de 5 micras de amplitud.¹³ No hay reflexión, expansión, ni transmisión en los tejidos de la mucosa oral.¹⁴ Se aplica tanto en tejidos hidratados, como en tejido dental mineralizado, y tejido mucogingival.⁴⁵

La profundidad de la incisión con el rayo laser, así como la destrucción del tejido, es proporcional al poder colocado y al tiempo de exposición del rayo. El laser de CO₂ para cirugía en los tejidos blandos, es generalmente utilizado con la colocación del poder entre 5 a 25 watts.¹ Y su energía puede ser repartida de modo continuo (usado más frecuentemente), o de modo pulsado.^{13,46} En el modo continuo, el rayo laser al ser encendido va a radiar de manera continua durante el tiempo de exposición. En el modo pulsado, el rayo laser es rápidamente encendido y apagado por el periodo de exposición. Cada tiempo que el laser es encendido durante el periodo de exposición es considerado como una pulsación.⁴⁶

Se observó que con el rayo laser de CO₂, la superficie del esmalte y la dentina alcanzaban altas temperaturas pero sólo temperaturas bajas eran medidas en la cámara pulpar⁴⁷. Se midió con termógrafos infrarrojos computarizados, que la temperatura en la superficie de la dentina es menor que el esmalte debido a que la dentina contiene mayor número de componentes orgánicos y agua que el esmalte. El agua vaporizada durante el disparo del laser, limita el sobrecalentamiento, y éste en la pulpa causa únicamente la estimulación de los odontoblastos.⁴⁸

Un experimento hecho en pulpas dentales de mono Macaca Mulatta y en perros sabuesos demostró que un mes después de someter a las paredes pulpares de la cavidad al tratamiento con el rayo laser de CO₂, muestra la formación de dentina nueva mineralizada adyacente a la pared pulpar de la cavidad tratada con laser, sin ninguna modificación celular en el tejido pulpar y reacción dentinogénica en la pequeña exposición de la pulpa al laser.⁴⁹

Su poca penetración se vuelve una cualidad, la destrucción puede ser absolutamente controlada, efectos secundarios casi no existen y el tejido afectado se encuentra únicamente cerca de la zona de acción.⁴⁹

La penetración dentro de los tejidos, va a depender del rango de penetrabilidad, lo cual depende del rango de hidratación de los tejidos⁴⁹.

*A menor coeficiente de absorción, mayor grado de penetración

*A mayor coeficiente de absorción, menor grado de penetración

En la superficie del tejido, la radiación va a ser reflejada ligeramente, absorbida en su mayoría (98%) y la energía restante va a ser disipada cerca de los tejidos de alrededor (la extensión del área afectada térmicamente va a depender de los parámetros utilizados) ⁴⁵

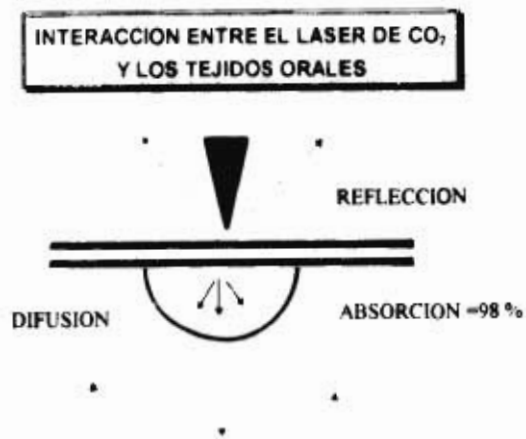


Fig. 13 Diagrama de la interacción de la energía del rayo laser de CO₂ con los tejidos suaves ⁴⁵

Con el laser de CO₂ la elevación rápida de la temperatura intracelular (aproximadamente 100°C) ⁴⁶ y la presión ocasionada, causa la explosión de la célula, expulsando vapor y debris celular conocida como "El penacho laser" ("Laser plume")

El debris naciente del sitio del impacto es carbonizado con el rayo laser "La carbonización" ("Char") Este es el fenómeno más común con una onda continua que con una pulsada. Si este remanente de carbón se deja acumular y se intenta pasar al laser a través de éste, va a haber un salto rápido en la temperatura de entre 1500°C a 2000°C, y el punto que fue enfocado va a pasar de incandescente a un naranja brillante, causando un daño térmico extenso, ³por lo que debe ser removido con la succión ¹³

El rayo laser de CO₂ puede causar cambios en el esmalte, los cuales van a variar dependiendo de las diferentes densidades de la energía. Estos cambios pueden ser de 2 tipos ⁴³

1 - De remoción (vaporización), de tejido duro como pueden ser los cráteres.

2 - Cambios locales como fisuras, fracturas y microporos que aparecen como un área rugosa de color blanco grisácea

Las fracturas y fisuras incrementan las irregularidades y aumentan el área de superficie, brindando una retención adicional, ⁴⁰ por lo que varios estudios han demostrado que es posible sustituir para el grabado del esmalte el ácido fosfórico por el tratamiento del laser continuo de CO₂, como técnica clínica para brindar adhesión a los materiales compuestos, ya que son igual de eficientes y así evitar algunos problemas relacionados con el método de usar el ácido como son. ⁴⁰

-La manipulación clínica que involucra: secar, mojar y volver a secar

⁴³

-El derramar el ácido en áreas del esmalte no involucradas ⁴⁵

El laser de CO₂ permite una excelente localización de un área específica del esmalte. También es fácil de limitar el grabado de la superficie del esmalte, evitando su extensión hacia la dentina ⁴⁵

En el grabado con el laser, la rugosidad de la superficie del esmalte para la unión de compuestos, debe de ser similar o superior al grabado con ácido ⁴⁶

Se está investigando la prevención de la caries por medio de la terapia laser, donde la superficie del esmalte es tratada para incrementar la resistencia a la descalcificación, sin producir una superficie rugosa, ya que de lo contrario la placa dento-bacteriana se acumularía más fácilmente que en la superficie de un diente normal.

Más investigaciones son necesarias tanto con el microscopio electrónico y estudios de fuerza de unión como estudios de temperatura, para verificar que el grabado del esmalte puede ser realizado sin causar daño térmico a la pulpa dental.

Para determinar los parámetros de exposición efectivos para esta terapia y también para el grabado del esmalte con el laser ⁴⁷

En un experimento hecho en dientes de perro, se observó que el rayo laser de CO₂ con una densidad de 134 a 102 J/cm² con un diámetro aproximado de 1mm y radiando al esmalte no causaba daño pulpar ⁴⁸ con un poder de 1 a 30 watts y tiempos de 10 a 500 ms y de modo continuo ⁴⁴

Por lo tanto se ha reportado que de 10 a 25 J/cm² de radiación con el laser de CO₂ aplicado a la superficie del esmalte puede prevenir o reducir la formación de subsuperficies desmineralizadas de esmalte en dientes extraídos.⁴⁰

**EJEMPLO REPRESENTATIVO DE LA RESPUESTA PULPAR
AL LASER ONDA CONTINUA DE CO₂**

DIENTES EXPERIMENTALES	WATTS	TIEMPO (seg.)	DENSIDAD ENERG. APROX.	RESPUESTA PULPAR
41	2	05	13	0
42	2	05	13	0
21	4	05	25	0
43	4	05	25	0
27	6	05	38	0
22	8	05	51	0
46	8	05	51	0
24	6	10	76	0
48	8	10	102	0
71	8	10	102	0

Grado 0- No hay evidencia de una desviación en la histología normal de la pulpa.

Fig. 14 Gráfica representativa de la respuesta pulpar al laser de onda continua de CO₂.⁴⁵

Tomando en cuenta que el grosor del esmalte y dentina en perros es de un promedio de 1.9mm y en humanos es aproximadamente de 3.4mm,⁵⁰ se puede pensar que si no se observa daños en la pulpa de los perros en los humanos será menos probable.

Patel y col. definen 4 cambios claros en la superficie del esmalte provocado por el laser de CO₂:⁴⁸

- 1 - Ablación
- 2 - Fusión
- 3 - Resolidificación
- 4 - Fractura con escamosis

3.1 El laser de dióxido de carbono y la caries en dentina.

Esta es la mejor manera de tratar rápidamente una caries incipiente cuando el paciente no ha sentido aún dolor. No es absolutamente necesario el uso de anestesia: la manera en la que la pulpa reacciona al laser nos permite regular el poder utilizado de una manera muy precisa.⁴⁵

Una vez que el esmalte afectado es eliminado por los métodos normales, la dentina afectada es removida ya sea con un excavador, una fresa de bola, o con el laser de CO₂. Cuando se llega a dentina dura, el rayo laser de CO₂ se pasa por toda la cavidad. Se reproduce una capa de carbonización negra, la cual es fácil de ver y remover,⁴⁶ dejando abajo una superficie de dentina endurecida de color ocre ámbar.²¹ El diente puede ser obturado permanentemente, utilizando una base si es necesario.³³

Melcer y col. encontraron que la caries en dentina tratada con el rayo laser en su superficie se volvía estéril,⁴⁶ cuando se radia con este laser de 3.5 watts de onda continua durante un tiempo de exposición de 15 segundos o más,⁴⁵ y resistente a las futuras desmineralizaciones químicas y físicas.⁴⁶
²¹ Aparte, esta exposición con el laser, permite la activación de la dentinogénesis. Pero aún se deben de realizar más pruebas para valorar el efecto del calor del laser sobre el tejido pulpar.²¹

El tratamiento con el laser toma de 5 a 15 min. dependiendo de la localización y de la superficie que se vaya a tratar. Se debe enfatizar que como la luz laser posee la mayor parte de las propiedades de la luz ordinaria, puede bloquearse con algunos objetos presentes en su trayectoria, por lo tanto al radiar cada diente debe cuidarse de que la aplicación sea uniforme.⁵¹ El procedimiento casi no presenta efectos posteriores, excepto por incrementar la sensibilidad al frío (15%). El diente vuelve a su normalidad 10 días después.²¹

El reflejo de la energía del rayo laser de CO₂ por las superficies metálicas, reduce el potencial de daño a la superficie metálica de los implantes y de la lesión térmica a los tejidos profundos adyacentes, al igual que no dañaría a las restauraciones de amalgama.²⁶

3.2 Aplicaciones.

- Gingivectomias ¹⁻³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰⁻³⁹⁻⁵⁰⁻⁵²
- Gingivoplastias ¹⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻³⁰⁻³⁹⁻⁵²
- Frenectomias ¹⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰⁻⁵²
- Reducción de los tejidos blandos de la tuberosidad ¹⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁶⁻¹⁷⁻⁵²
- Profundización del vestibulo ³⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰
- Operculectomia ³⁻¹³⁻¹⁶⁻¹⁷⁻⁵²

- Para tratamientos de hiperplasia gingival por medicamentos en pacientes con retraso mental ^{13 11 21 30-52 53}
- Coagulación de los sitios donadores ^{13 14 16 17 30}
- Alargamiento de coronas ^{13 14 17-27 52}
- Incisión y excisión de biopsias ^{13 14 15-17 27 30-50-52 54}
- Ablación de tumores y lesiones como fibromas, papilomas, épulis, verruga vulgar, hiperqueratosis ^{13 14 15 17 30-50-54}
- Remoción de algunas lesiones vasculares como hemangiomas, granulomas piógenos ^{13 16 17 52}
- En tratamientos para pacientes con desórdenes hemorrágicos como la hemofilia, púrpura trombocitopénica idiopática ^{13 14 17 30-52 54}
- Como tratamiento paliativo de lesiones ulcerosas como son el líquen plano o la estomatitis aftosa ^{13 15 17 30-52 54}
- Para la exposición de implantes en la etapa II ^{13 14 17 30-35-52 54}
- Hemostasis ^{1 13-14-30}
- Reducción de bacterias ^{36 47}
- Para el grabado del esmalte en sustitución del gel ácido fosfórico al 37% ^{36 40 34 38}
- Para aumentar la fuerza de adhesión del adhesivo dentinario ^{27 24-36}
- Para la prevención de la caries ^{27 36-40-50}
- Para la hipersensibilidad ^{13 30-54}
- Para eliminar lesiones en lengua ¹⁴
- Para eliminar lesiones herpéticas ¹⁴
- Para la remoción de tejido de granulación ^{14 17}
- Para eliminar algunas lesiones malignas ^{16 15 17 30 50-52}
- Para la eliminación de la caries ³⁶
- Para realizar retracción gingival ^{15-17 30-52}
- Para la esterilización de instrumentos metálicos y limas de endodoncia ^{27 31}
- Para soldar y perforar implantes cerámicos ³⁵
- Como tratamiento de hiperqueratosis ^{17 52}

3.3 Ventajas.

- Disminución de sangrado (hemostático) ¹⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁶⁻²⁷⁻³⁰
- Un campo operatorio seco ³⁻¹³⁻¹⁴⁻²⁷⁻³⁰⁻³¹
- Menor dolor postoperatorio (en la mayoría de los casos) ¹⁻¹³⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻³⁰
- Menor inflamación ³⁻¹¹⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁵⁻⁵⁴
- Esterilización del sitio de la herida ¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻³⁵⁻³⁶⁻⁴²⁻⁵¹
- Alta aceptación por el paciente ¹⁻³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻³⁰
- Mínima cicatriz. ¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁵⁻⁵⁴
- Vaporización ¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵
- Coagulación ¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵
- Corte ¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵
- Sutura mínima o ninguna ¹⁻³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻⁵⁴
- Reducción del tiempo de cirugía ¹⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻⁵⁴
- Mejor visión del campo operatorio ¹⁴⁻²⁷⁻³⁰
- Menor profundidad en la penetración de la radiación en los tejidos ¹³
- Mayor analgesia que con el bisturí, por lo que se requiere menor anestesia local (debido al sellado de las terminaciones de los nervios sensitivos) ³⁻¹⁴
- Desinfección del sitio quirúrgico (efecto bacteriostático) ¹⁴⁻³⁵
- Remoción efectiva de caries artificial ⁵³
- Endurecimiento del esmalte ³³⁻⁴²
- Inhibe la formación de caries ³³⁻⁴²
- Aumenta la prevención de la caries ⁴⁶⁻⁴⁹⁻⁵¹
- Grabado rápido del esmalte ⁴⁶⁻⁵⁰

- Menor superficie de desmineralización en el esmalte tratado ^{27, 36, 46, 51}
- Limita el trauma y el daño a tejidos adyacentes ^{19, 21, 54}
- Incrementa la retención entre la dentina y la resina ⁵⁶

La hemostasis se debe a que el rayo laser coagula a la mayoría de los pequeños vasos sanguíneos a lo largo de las líneas de incisión resultando un campo operatorio seco. Cualquier vaso menor al diámetro del rayo laser va a ser sellado ²⁵

En cuanto a la disminución del dolor operatorio por el uso del rayo laser con respecto a métodos tradicionales, existen antecedentes de que mucho se debe al hecho de que es un instrumento de no contacto, que no crea sangrado, vibración, ni ruidos asociados con los instrumentos tradicionales ⁵⁸

La disminución de la inflamación y del trauma postoperatorio, se debe a que el rayo laser sella, aparte de los pequeños vasos sanguíneos, a los vasos linfáticos durante el procedimiento, ocasionando menos hemorragia y edema ²⁵

La esterilización del sitio de la herida es el resultado de que las bacterias son vaporizadas de la misma manera que las células del tejido cuando son expuestas a la energía del rayo laser. Esto parece ser más efectivo con este tipo de laser, debido a la alta proporción de agua en las bacterias ²⁵⁻³⁴

La disminución del dolor postoperatorio hace que aumente la aceptación por el paciente ²⁶ Y se debe aparte de lo ya mencionado anteriormente, a que también son selladas las terminaciones nerviosas adyacentes ²⁶

La versatilidad del rayo laser para poder coagular, vaporizar o cortar, va a depender de como esté enfocado el rayo laser. El laser puede ser controlado en forma precisa para remover capas delgadas de tejido, literalmente, "pelar" una a una cada capa de células.³⁵

3.4 Desventajas.

- El alto costo del equipo.^{34,34}
- Requiere de un entrenamiento específico para su uso.³⁵⁴
- Ineficiencia para la remoción ósea.⁴⁰
- El uso inapropiado del rayo laser puede causar daño.⁴⁰
- Dependiendo del tipo y del poder del laser, va a requerir instalaciones especializadas de electricidad y de tubería.^{3,34}
- El tamaño del equipo.^{14,40}
- Se requiere de mayor investigación sobre los efectos secundarios posibles.⁴⁰

3.5 Contraindicaciones.

- Usarlo en tejido óseo como terapia periodontal.³
- Utilizarlo para curetaje subgingival.¹

3.6 Precauciones.

- Debido a que el rayo laser de dióxido de carbono es reflejado por superficies de metal brillante, como son los retractores o los espejos bucales ³⁻¹⁵⁻¹⁷⁻⁵⁴ y este reflejo es absorbido principalmente por la córnea, en la cual puede causar daño irreversible ⁴⁵ se debe evitar el uso de objetos en metal ³⁻¹⁵⁻¹⁷⁻⁵⁴.

- Se debe de tener cuidado de las restauraciones metálicas ⁴⁵.

- Se deben utilizar lentes de protección claros, de cuarzo tanto para el operador y el asistente como para el paciente, ³⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻³⁵⁻⁴⁵⁻⁵⁴ y colocar gasas de esponja húmedas sobre los ojos del paciente ⁶³⁻¹⁵⁻¹⁷.

- Se deben proteger con una gasa húmeda la garganta y los tejidos orales del paciente del impacto accidental del rayo, debido a que son tejidos muy delicados ³⁻⁶.

- Al hacer gingivectomias, se debe de colocar un escudo o protección adecuada como algún instrumento sin filo, como una espátula para cera 7A o una hoja de plata, entre la encía y el diente para evitar la formación de defectos tipo cráteres en el esmalte o en el cemento adyacente ³⁻¹³⁻¹⁴⁻⁵⁰.

- Se debe de tener buena iluminación para evitar la fatiga visual ⁴⁵.

- Se debe de utilizar una buena succión para el polvo del tejido vaporizado ^{15,45} El cual debe de ser considerado como infeccioso. ¹⁵

- Se deben evitar gases explosivos como los anestésico, ^{13,17,20,54} materiales flamantes como éter y el alcohol, o fluidos como la saliva ^{13,45}

- Se debe colocar señalizaciones en las puertas de los cubículos para cuando el laser esté en uso. ¹⁴

- Debe de estar bien entrenado el personal que va a operar con el rayo laser, ¹⁵ así como el personal asistente. ^{13,17,54}

3.7 Caso Clínico

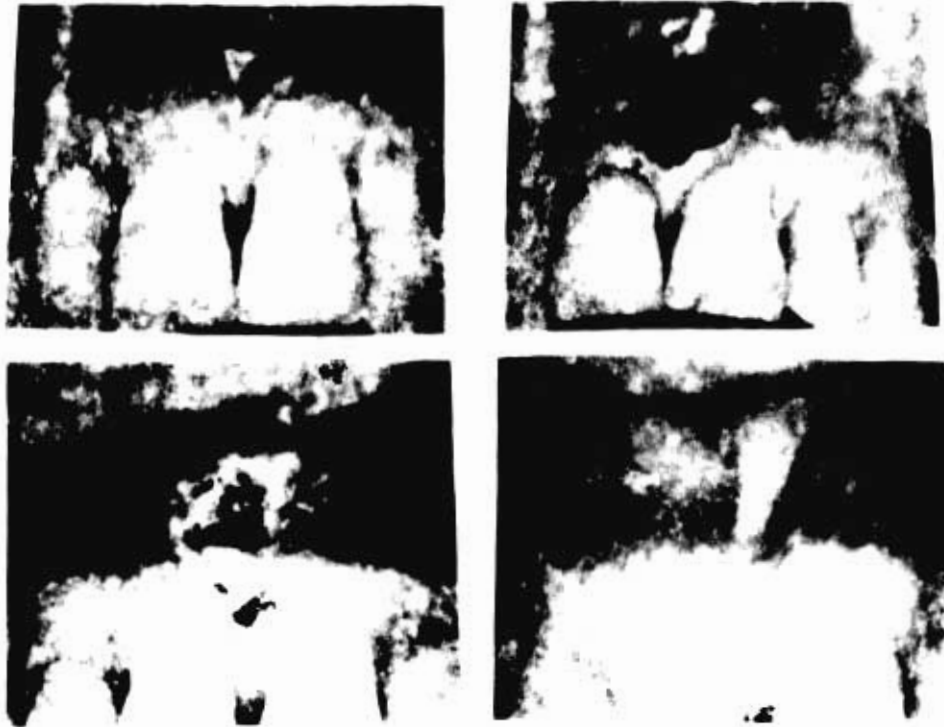


Fig. 15 A- Paciente con frenillo medio maxilar largo que se encuentra jalando a la papila interdental
B- Inmediatamente despues de la intervencion con el laser de CO₂
C- Una semana despues de la cirugia
D- Dos meses despues de la cirugia ¹²

CAPITULO IV

LASER DE NEODIMIO : ITRIO - ALUMINIO - GRANATE

Nd: YAG

El rayo laser de Nd-YAG fue descubierto en 1964 por Geusic y col.^{7,13,14,17} pero fue hasta 1977 cuando Kiefhaber¹¹ describe uno de sus primeros usos en la medicina para el control del sangrado gastrointestinal.¹³⁻¹⁴ No es sino hasta mayo de 1990 cuando es aceptado por la FDA para ser aplicado en tejido blando oral únicamente.¹⁴⁻¹⁸ Su medio activo es un cristal de Itrio-Aluminio-Granate barnizado con Neodimio.¹⁴ Presenta una longitud de onda de 1064 nm de la zona cercana del rango infrarrojo, no es visible al ojo humano por lo que requiere de un haz de luz guía que es el rayo laser de He-Ne, el cual es de color rojo.^{16,27,30,35,58} Puede ser transmitido a través de fibras ópticas.^{3,13,14,15,17,35} flexibles de cuarzo, por lo que su uso también es extendido a endoscopias del sistema respiratorio, gastrointestinal, urinario y ginecológico.^{3,58}

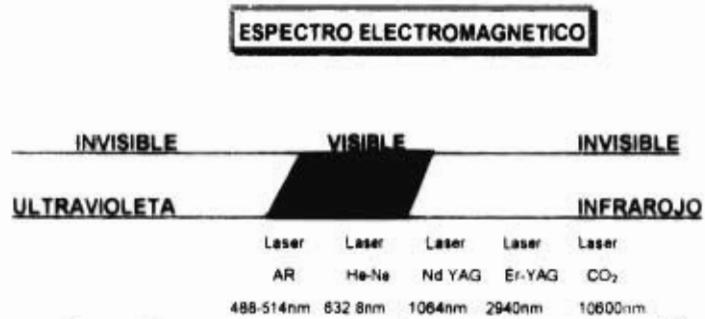


Fig. 16 Diagrama representativo del espectro electromagnético.²⁹

El laser de Nd-YAG se ha usado en Europa y Canadá desde 1989, y fue hasta mayo de 1990 cuando entra a Estados Unidos al ser aceptado por la FDA para ser aplicado en los tejidos blandos orales únicamente.¹³⁻¹⁵

El rayo laser de Nd-YAG es eficientemente transmitido por el agua³⁻¹⁴¹⁵⁻²⁵¹⁹⁻³⁸, viaja aproximadamente 60mm en el agua, perdiendo un 90% de su energía inicial en el proceso³⁸, por lo que se dispersa en el tejido blando antes de ser absorbido por la superficie de éste, lo cual ocasiona que la penetración del rayo laser sea más profunda y tejana. En tejidos blandos altamente pigmentados, como la piel, presenta gran afinidad¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻³⁷, la esparción es aproximadamente el doble que la absorción³⁰. Es usualmente más absorbida por los componentes orgánicos de los tejidos³⁶.

Es parcialmente absorbido por la hemoglobina y la melanina³⁰. Este efecto es ideal para la abiación de los tejidos anormales que tengan mayor potencial hemorrágico y para el control de los vasos sanguíneos mayores al tamaño de los capilares¹. Sin embargo, el efecto de esparción, incrementa la dificultad en estimar la profundidad de penetración, particularmente en tejido de coloración pálida³. Cuando es utilizado en los dientes, éstos previamente son marcados en su superficie con una sustancia orgánica de color negro¹⁵⁻¹⁸. La luz de este laser se transmite a través del agua y por lo tanto penetra a los tejidos húmedos más profundamente que el laser de CO₂¹⁶.

El aparato laser de Nd-YAG diseñado unicamente para aplicaciones dentales, puede repartir 3 watts de poder máximo, ya sea de manera continua o pulsada (20 pulsaciones por segundo)³, para disminuir la cantidad de energía expuesta en cualquier tejido minimizando así los efectos nocivos ocasionados por el sobrecalentamiento²⁵. Utiliza una pieza de mano diseñada especialmente con sondas de contacto o de no contacto³¹³⁻¹⁴⁻¹⁷, teniendo acceso a toda la cavidad oral¹³⁻¹⁴. Cuando se trabaja en los tejidos, es altamente recomendado usar el modo de contacto, sin embargo a medida que los fragmentos de tejido son eliminados durante las incisiones, se acumula debris en la terminación de la fibra "bare tip", dando como

resultado una absorción localizada. Esto reduce la energía alcanzada por los tejidos y causa deterioro de la terminación de la fibra, la cual debe de ser limpiada periódicamente para mantener su eficiencia.³⁵ El tipo de punta de la fibra de cuarzo va a depender de si el laser entra en contacto con la lesión para la irradiación. Hay varias configuraciones de puntas disponibles para aplicaciones de rayos laser de contacto que requieren potencia más baja que el laser de no contacto.³⁶ Este aparato presenta por su bajo poder la limitante de sólo ser utilizado en procedimientos menores en tejidos blandos.¹⁷

Existen otros aparatos laser de Nd-YAG que para uso dental utilizan alto poder, ya sea con onda continua o pulsada que emplean unas puntas de contacto especiales revestidas de zafiro, de diferentes tamaños y de diversas formas. Algunos otros aparatos emplean agua y aire frío para que el efecto de la energía del rayo laser, sea relativamente poco absorbida por los tejidos, presentando una esparción o difusión óptica, lo cual ocasiona una penetración profunda y uniforme, dentro de los tejidos, produciendo daños térmicos menos profundos con poco daño en la superficie del mismo.¹³



Fig. 17 A. Aparato de rayo laser de Nd YAG de baja potencia de modo pulsado
B. Aparato de rayo laser de Nd YAG de alta potencia de modo continuo¹³

El laser de Nd-YAG, es el primero en ser diseñado específicamente para uso odontológico, pulsa MUY RAPIDAMENTE (1/10 000 de segundo), con potencia baja que controla el calor y permite un uso seguro, minimizando los efectos térmicos en el tejido adyacente.³³

Para ser aplicado en los tejidos duros, el poder del laser usualmente es colocado entre los 0.5 y 1.25 watts. Estudios in vitro de la temperatura en la pulpa, indican una elevación mínima de la temperatura lo cual se encuentra dentro de los valores de seguridad para el delicado tejido cuando el remanente de dentina tiene un grosor mayor de 1mm.¹⁸

En un estudio de seguimiento realizado entre 1987-1988 en clínicas dentales privadas con 97 pacientes con 163 lesiones cariosas (57% primer grado y 43% segundo grado), donde se utilizó para remover estas lesiones, el rayo laser de Nd-YAG pulsado (150 microsegundos), con una longitud de onda de 1064nm, con una fibra de contacto de cuarzo con un diámetro de 320 micrones, con un poder arriba de 1 watt, y una energía por pulsación arriba de 100mJ/pulso, con un rango de repeticiones de 10Hz. Después de ser eliminadas las 163 lesiones cariosas, se dejaron 25 sin restaurar, y se restauraron 8 con selladores, 91 con resinas, 37 con amalgamas, 1 con corona y 1 con material restaurativo temporal. Después de eliminar las lesiones cariosas y restaurar, los pacientes fueron instruidos sobre los cuidados que debían tener en su casa y se les pidió que llamaran si existía alguna sintomatología.³³

Tres años después fueron llamados los pacientes para realizar una evaluación, 35 de los 97 pacientes acudieron (36%). Se les realizaron pruebas de vitalidad térmicas (hielo) y eléctricas para determinar el estado de la pulpa. A cada uno se le pidió que contestara un cuestionario acerca de sus experiencias sobre las reacciones a la temperatura (calor y frío), al morder, y si existió dolor espontáneo o intermitente.

Se tomaron radiografías de aleta mordible y periapicales, para evaluar la presencia o ausencia de patología apical, caries, integridad de las restauraciones y para apreciar el estado del esmalte, dentina, ligamento periodontal y el hueso adyacente.

También se realizó un examen oral buscando evidencia de caries y una exploración de las restauraciones donde se evaluaba el contorno, el contacto, la integridad marginal, la superficie, la forma de ajuste y la oclusión.

Se llegó a la conclusión, que en el 100% de los pacientes que se presentaron a revisión, ninguno presentó caries recurrente, patología apical, sensibilidad al calor o frío, ni deterioro en la integridad de las restauraciones, también se encontró vitalidad pulpar en todas las piezas dentarias. No se observó ninguna secuela ocasionada por el tratamiento con el rayo laser.³³

Un estudio hecho por J. Bahcall y col. en 1992, en dientes de perros, reporta que cuando el rayo laser de Nd-YAG es usado para limpiar los conductos radiculares en dentición canina, hay presencia de necrosis y resorción de hueso y cemento radicular.³⁴

Las modificaciones o alteraciones ocasionadas por el laser de Nd-YAG incrementan la composición mineral, disminuyendo la composición orgánica de la superficie dental.⁵⁶

4.1 Aplicaciones.

- Vaporización^{3,15}
- Remoción de tejido³
- Hemostasis^{3,11,30}
- Fotocoagulación^{3,17,30}
- Gingivectomias^{3,13-14,15,16,17,18,27,30,36}
- Frenectomias^{3,13-14,15,17,18,27,30,36}
- Reducción de los tejidos blandos de la tuberosidad^{3,13,17}
- Profundización de vestibulo^{3,14,17,30}
- Ablación de la lesión^{13,14,15,17}
- Incisión y excisión de biopsias^{13,14,15,16,17,18,27,30}

- Gingivoplastias ^{13-14 15-16 17-18 30-38}
- Operculectomias ^{13 16-17 18}
- Coagulación de los sitios donadores ^{13-14 16-17}
- Alargamientos de corona ^{13-14 16-17-27}
- Disminución de la hipersensibilidad ^{13-14 15-16-30}
- Tratamiento para úlceras aftosas ^{14-16 17-18-30-60}
- Incisión y drenaje de abscesos ¹⁸
- Reducción bacteriana ¹⁴⁻⁶¹
- Incremento en la dureza de la dentina ⁶²
- Remoción de caries ¹⁵⁻¹⁶⁻³⁰⁻⁵⁶
- Grabado del esmalte ¹⁸⁻³⁶
- Grabado de dentina ¹⁸
- Remoción de Brackets de plástico ¹⁵
- Endurecimiento de lesiones cariosas incipientes ³³
- Incrementa la resistencia contra la caries ³⁶
- Vaporizar tejido orgánico en endodoncia ¹⁰
- Reducción de bolsas periodontales ³³
- Tratamiento de lesiones herpéticas ¹⁴
- Eliminación de tejido de granulación ¹⁴⁻¹⁷
- Como cirugía preprotésica ¹⁴
- Eliminación de lesiones maligna ¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰
- Desplazamiento o retracción gingival ¹⁴⁻¹⁶⁻³⁰
- Para tratamientos en pacientes con desórdenes hemorrágicos ¹⁴⁻¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸
- Remoción o reducción de tejidos hiperplásicos ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰
- Tratamiento de lesiones vasculares como hemangiomas ¹⁵⁻¹⁷⁻¹⁸
- Arresta la desmineralización ¹⁵⁻¹⁶⁻²⁷⁻³⁶
- Promueve la remineralización ¹⁵⁻¹⁸

- Aumenta la fuerza de unión a resinas.²⁷⁻⁵⁷⁻⁶³
- Para el tratamiento de pacientes que requieran profilaxis antibiótica.¹⁸
- Para soldar metales.³⁵
- Para soldar implantes metálicos.³⁵
- Para soldar implantes cerámicos.³⁵
- Para perforar implantes cerámicos.³⁵
- Remoción de hiperqueratosis.¹⁷
- Esterilización de instrumental dental.²⁷⁻⁶⁴

4.2 Ventajas.

- Hemostasis.³⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁰
- Campo operatorio seco.³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁸⁻²⁷⁻³⁰⁻³⁵
- Menor inflamación.³⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁵
- Menor dolor operatorio.³
- Menor cicatriz.¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁵
- Reducción del tiempo operatorio.¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵
- Coagulación.¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻²⁷
- Vaporización.¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵
- Corte.¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵
- En la mayoría de los casos no se requiere de sutura.¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻²⁵
- Menor dolor postoperatorio generalmente.³⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁵
- Reducción del trauma mecánico en los tejidos.¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸⁻²⁵⁻³⁵
- Disminución de la hipersensibilidad.¹³⁻³⁰
- Mejor visibilidad del campo operatorio.¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻³⁰
- Efecto bacteriostático.¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻³⁵
- Eliminación de la necesidad de anestesia.¹⁶⁻³⁰
- Endurecimiento (remineralización) de la dentina.¹⁸⁻⁶²
- Hace al diente más resistente a la desmineralización.¹⁸
- Mayor aceptación por parte del paciente.¹⁵⁻¹⁷⁻³⁰

- Reduce el riesgo de contaminación por sangre ¹⁴⁻³⁰
- Aumenta la fuerza de adhesión de los brackets metálicos ⁶⁵
- Eliminación de bacteremias ³⁶
- Capacidad de microcirugías ³⁶
- Esterilización de instrumental en corto tiempo ²⁷⁻⁶⁴

La hemostasis se debe a que todos los vasos sanguíneos en el tejido de alrededor, mayores en diámetro de 0.5 mm son sellados durante el procedimiento ³⁻²⁵. Lo que permite un campo operatorio seco y una mejor visibilidad durante el procedimiento ¹⁵.

La disminución de la hipersensibilidad dentinaria se debe a que son sellados los túbulos dentinarios, evitando así el paso de los estímulos ¹³. Es una técnica simple y rápida, la cual requiere de dos a tres minutos de la aplicación del laser en el área donde se diagnosticó la sensibilidad, colocando un poder específico. Cambios macroscópicos no son observados, y examinando un diente extraído recientemente después del tratamiento con el microscopio electrónico de rastreo, se observó una modificación en la superficie de la dentina mostrando los túbulos dentinales cerrados parcialmente ¹⁹⁻³⁸. Se ha demostrado clínicamente que con un solo tratamiento se puede eliminar la sensibilidad por más de tres años. Una extensión del tratamiento de desensibilizar al diente, incluye la aplicación del rayo laser en la dentina antes de colocar o cementar la restauración final ¹⁸.

El efecto bacteriostático, se debe a que las bacterias son vaporizadas de la misma manera que las células del tejido cuando son expuestas a la energía del laser. El laser de Nd-YAG, por la falta de afinidad con el agua

va a matar sólo predeciblemente sólo ciertas bacterias pigmentadas. Siendo limitada la eliminación de las bacterias a las que toque directamente el laser y no en los tejidos adyacentes ²⁵

Debido al efecto bacteriostático, se ha demostrado que no hay bacteremias causadas por la intervención del rayo laser, a diferencia de las frecuentes bacteremias causadas por el bisturi

La disminución de la inflamación se debe a que son sellados los pequeños vasos sanguíneos y linfáticos durante el procedimiento, ocasionando menor hemorragia y edema. Cualquier vaso menor al diámetro del laser va a ser sellado. ²⁵

La eliminación de la necesidad de anestesia se debe a que el laser de Nd-YAG, produce un pulso tan corto (1/10 000 de seg) que no alcanza a disparar la respuesta neuronal. Muchos pacientes pueden sentir una sensación de ligero calor, pero no de dolor ²⁵

La dureza de la dentina tratada aumenta aproximadamente un 400 por ciento y la superficie vista por el microscopio electrónico de barrido (MEB), se nota más burda y apta para la adhesión cuya fuerza aumenta alrededor de un 100%.

Algunas investigaciones utilizando el microscopio electrónico, mostraron que los restos aplicables de partículas de esmalte, pueden ser fusionadas a través del área del canal apical. Esto nos brinda un dato necesario para el descubrimiento de una nueva técnica de obturación apical ³⁶

4.3 Desventajas.

- 1 - El alto costo del aparato laser ³
- 2 - Requiere de entrenamiento específico para su uso ³
- 3 - Dependiendo del tipo y poder del laser requiere de instalaciones especiales de electricidad y plomería ³
- 4 - Reportes recientes indican que cuando se usa en superficies radiculares in vitro, causa alteraciones en la superficie, incluyendo carbonización, formación de cráteres y fundición del cemento provocando una desfavorable unión de los fibroblastos con la superficie radicular. Otros estudios in vitro de la Universidad de Baylor indican que usando las puntas cubiertas de zafiro, no se daña la superficie radicular. ¹³
- 5 - Inefectivos en la remoción ósea ¹³
- 6 - Es más lento que el laser de CO₂ al realizar mismos procedimientos ¹³

4.4 Contraindicaciones.

- 1 - Usarse sobre hueso en terapias periodontales debido a que todavía no existe la suficiente investigación que justifique su uso ³⁻³⁶
- 2 - Curetaje subgingival. ³⁻³⁶

3 - Exposición de implantes en la segunda etapa, debido al daño potencial sobre los implante de titanio¹³⁻³⁶ Ya que ha sido reportado una considerable elevación en la temperatura de los implantes metálicos irradiados con el laser de Nd-YAG (5-122°C), aunque es menor al que ocasiona el equipo de electrocirugía (125°C).³⁵

4.5 Precauciones.

1 - Protección de los ojos tanto del operador y asistentes como del paciente, con lentes de seguridad de color verde^{13-14 15}

2 - Colocar gasas y esponja húmeda sobre los ojos del paciente directamente bajo los lentes^{13 15}

3 - Eliminar instrumentos altamente reflectivos o con superficie de espejo, debido a que puede haber reflexión del rayo laser¹³⁻¹⁵

4 - No debe de ser empleado en presencia de gases explosivos¹³⁻¹⁵

5 - Cuando se requiera de anestesia general, tubos de hule rojo o cubiertas metálicas deben ser colocados en lugar del usual PVC¹³

6 - Entrenamiento adecuado del personal del consultorio¹³⁻¹⁵

7 - Emplear succión adecuada¹⁴⁻¹⁵

8 - Colocación de señales indicando el uso del rayo laser¹⁴

9 - El rayo laser de Nd-YAG es inmediatamente absorbido por las amalgamas, el titanio y los metales no preciosos, por lo que se requiere de un cuidadoso empleo en presencia de estos materiales dentales.³⁰

4.0 Caso Clínico



Fig 18 A-Paciente que presenta una línea gingival irregular entre los dos centrales superiores

B-Inmediatamente después de la cirugía

C-Cuatro semanas después de la cirugía ¹⁷

CAPITULO V
LASER DE ARGON
Ar

El rayo laser de argón (Ar), presenta dos longitudes de onda de 488-514 nm, y produce luz dentro del espectro electromagnético visible (del color azul-verde al amarillo-naranja).^{14, 17, 27, 30} Encontrándose éste en la zona azul-verde. Es un gas como el laser de CO₂ y es repartido a través de fibras ópticas como las usadas en el laser de Nd-YAG.^{14, 15, 30, 35}

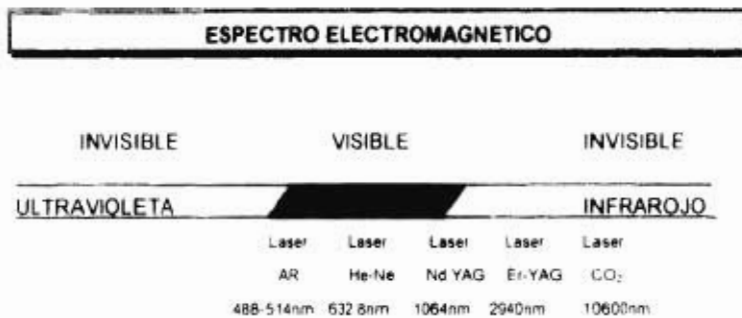


Fig. 19 Diagrama representativo del espectro electromagnético.²⁹

La energía del laser de Ar es absorbida dentro de los primeros 2mm del tejido oral, es decir entre el rango del laser de CO₂ (0.3mm)^{13, 14, 25, 37} y el de Nd-YAG (3mm).^{25, 35} En los tejidos orales existe absorción, transmisión y dispersión sin presentar reflexión.¹⁴ La absorción es efectuada por los pigmentos contenidos en los tejidos, incluyendo a la hemoglobina en los eritrocitos,^{13, 14} la melanina en los melanocitos, y otros pigmentos oscuros.^{13, 17, 25, 30} El agua por otra parte, no absorbe cantidad significativa de energía de esta longitud de onda. El laser de Ar es capaz de destruir selectivamente componentes específicos en los tejidos, mientras separa las capas superficiales de la epidermis del daño.^{13, 17}

El laser de Ar es atraído por el color rojo. Por ejemplo, si colocáramos un globo de color rojo dentro de uno de color blanco, al ser irradiado por el laser de Ar, el globo rojo absorbería la energía del laser y se quemaría, sin dañar al globo blanco que lo contenía. Estas características individuales de los rayos laser determinan los efectos en los tejidos y su seguridad.²⁷

En 1991 fue aprobada la aplicación comercial del laser de Ar por la FDA para iniciar la polimerización de resinas.^{4,15,27} Se ha demostrado que mejora las propiedades físicas y el grado de polimerización¹⁵ de éstas, reduciendo la contracción por polimerización y el tiempo de polimerización a un 75%,⁴ curando a profundidades mayores de 3 cm en una cuarta parte del tiempo convencional del curado por luz.¹⁵ Esta es una característica que no comparte con ningún otro laser. Su longitud de onda azul (488nm) es usada principalmente para curar resinas, mientras que su longitud de onda verde (514nm), es usada principalmente en procedimientos sobre tejidos suaves y para coagulación.¹⁴



Fig 20 Aparato de rayo laser de Argon ¹³

La terapia con el laser de Ar es actualmente el tratamiento de elección para lesiones dermatológicas labiales, o lesiones orales que tengan grandes componentes vasculares. Lesiones que constan de vasos sanguíneos dilatados (várices), épulis, masas de vasos sanguíneos (hemangiomas y lagunas venosas en labios o mucosa oral), hiperplasias gingivales hemorrágicas y granulomas ^{13, 15}

Este tipo de lesiones que presentan grandes componentes sanguíneos, tratados rápidamente se reducen y son eliminados con energía de fotones de este laser,¹³ con el mínimo daño a los tejidos adyacentes ¹⁵

El laser de Ar trabaja tanto en el modo de contacto como en el de no contacto. Como el laser de Nd-YAG a poder bajo, el laser de Ar sufre de acumulamiento, por lo que necesita de movimiento de barrido para eliminar el tejido acumulado en la punta y/o tejido ¹⁴. Se debe usar vapor de agua para limpiar la punta de la fibra óptica del tejido acumulado durante su uso en el modo de contacto ³⁰

En un experimento realizado por Hicks, Flatiz, Powell y col con el laser de Ar, se observó que con una sola exposición de este rayo sobre el esmalte sano, trae como resultado una reducción significativa en la profundidad de una lesión seguida por la iniciación y la progresión de la lesión. Observaron también que con la radiación laser, la composición del esmalte se va alterando, presentando una reducción de los contenidos orgánicos, de carbonato y de agua. La reducción del contenido de carbonato ocasiona un incremento en la resistencia a la disolución por un ácido, o sea que hace al esmalte resistente a la desmineralización y disminuye la solubilidad del esmalte ^{4,70}

Se ha estimado que el efecto de la irradiación con este laser va a ocasionar una baja del pH al cual el esmalte se va a disolver de un pH de 5.5 a un pH de 4.78. En otras palabras, se necesitaría aumentar 5 veces la concentración del ácido orgánico, como el ácido acético, para solubilizar la misma cantidad de esmalte irradiado, comparado con un esmalte sin tratar ⁴

Notaron también que la irradiación laser traía como resultado la creación de microespacios dentro del esmalte. Estos microespacios deben ser de importancia en la reducción de la solubilidad del esmalte. Durante la

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

fase de desmineralización en la formación de la caries, varias clases de minerales como el calcio, fosfato, y los iones de flúor empiezan a ser disueltos en la solución ácida y son liberados hacia la cavidad oral. Se ha especulado que los microespacios creados por la irradiación laser pueden bloquear o atrapar los iones liberados y entonces actuar como un sitio de reprecipitación mineral. Este depósito de sales minerales liberados pueden ser en un futuro aumentados por el hecho de que el esmalte presenta un incremento en la afinidad de los iones por el flúor, fosfato y calcio^{4,70}

Parece existir el potencial de contrarrestar el progreso del proceso de la caries e incluso la reversibilidad del mismo con la irradiación con el rayo laser de Ar sobre esmalte con caries⁴

En si, el mecanismo exacto que causa la resistencia a la caries después de la irradiación con el laser de Ar no es conocido, pero el mecanismo más aceptado, es el de la alteración en los poros de la estructura del esmalte laseado con un atrapamiento o reprecipitación de las clases de minerales liberados durante la desmineralización.^{4,70}

Trabajos histopatológicos han demostrado que la pulpa dental al ser irradiada con el laser de Ar, no presenta alteración, ni daño visible en el esmalte cuando la energía es menor de 900 μcm^2 ⁷¹

Un experimento realizado por G.L. Powell, T.H. Morton, B.K. Whisenant, en 1993, en dientes humanos y de perros, demostró que con el rayo laser de Ar a niveles de energía de 1.6-6.0 watts y con un rayo de 1-2 mm de diámetro por 0.2-5.0 seg, no se observaban ni por el ojo humano ni por el microscopio de luz y fotografías magnificadas, daños a la superficie del esmalte en los dientes humanos radiados a 800 μcm^2 , que histopatológicamente la pulpa de un diente expuesto a menos de 600 μcm^2

no sufría ningún cambio (grado 0); entre 600 - 800 μcm^2 sufría cambios (grado 1), y a más de 950 μcm^2 sufría cambios (grado 3) ⁶⁸

En las evaluaciones histológicas se usó la escala de gradientes descrita por J. D. Adrian ⁶⁹

Grado 0 - No hay evidencia de desviación en la histología normal de la pulpa

Grado 1 - Un cambio mínimo en la histología normal caracterizada por la pérdida de orientación de los odontoblastos, edema, extravasación de leucocitos y de células rojas sanguíneas. Siendo éste de carácter reversible

Grado 2 - Necrosis focal de la capa de odontoblastos, más los cambios antes descritos

Grado 3 - Coagulación generalizada tipo necrosis en todos los elementos pulpaes

Los cambios en la temperatura de la cámara pulpar en dientes humanos, fue de menos de 6°F aún con 900 J/cm^2 y los daños pulpaes empiezan a aparecer a los 10°F de incremento en la temperatura pulpar. Por lo que se llegó a la conclusión de que el laser Ar parece ser seguro para los tratamientos de prevención y restaurativos, así como para la polimerización de resinas en las cuales se utiliza una energía laser menor a los 200 J/cm^2 ⁶⁹

Estudios han demostrado que con una breve exposición de 10 seg de la irradiación a bajos niveles de energía del rayo laser de Ar, reduce la formación de caries in vitro en esmalte ⁷⁰

Un experimento realizado en 1994 por J.H. Westerman, M.J. Hicks, C.M. Flaitz, G.L. Powell y col. en molares permanentes humanos con el rayo laser de Ar operado a 231 miliwatts, con un rayo de 5 mm de diámetro durante 10 seg. (121.5 J/cm²), irradiando a las superficies radiculares y luego exponiendo a gel ácido (ácido láctico pH 4.2) para crear caries artificial durante 3, 4 y 5 semanas, realizando cortes para observar la progresión de la caries y compararlos, llegaron a la conclusión de que las superficies radiculares irradiadas con el laser de Ar, no sólo se retardaba la iniciación de la lesión, sino que también su progresión.⁷⁰

Varios mecanismos van a contribuir a que el rayo laser produzca una resistencia a la caries, tales como⁷⁰

- Alteración en la composición de las fases minerales, con la pérdida de carbonato y agua, resultando una disminución en la solubilidad del esmalte.

- La creación de microespacios en la estructura mineral, brindando un recurso para atrapar calcio, fosfato y iones de flúor, liberados durante la desmineralización. Actuando estos microporos como sitios para la reprecipitación.

- Aumenta la captación de fluoruro, calcio y fosfato, de las sustancias endógenas y exógenas. En particular la afinidad por el flúor resulta una redistribución de éste a las superficies radiculares y del esmalte durante la desmineralización facilitando la reprecipitación de las fases minerales dentro de la superficie dental.

- Disminuye la permeabilidad a ácidos debido a la desnaturalización de las proteínas provocando el cierre de los poros dentro del esmalte Resultando una inhibición in vitro de caries

Trabajos recientes han revelado que el laser de Ar es capaz de esterilizar el instrumental dental seleccionando a más bajos niveles de energía (1 watt por 120 seg = 60 J), a diferencia de los rayos laser de CO₂ o de Nd-YAG Siendo la opción de preferencia para este propósito ³⁵⁻⁶⁴

Investigaciones in vitro mostraron que la radiación del laser de Ar (70J/cm²) es selectivamente tóxica a las bacterias pigmentadas de negro como la Porphyromoncis gingivalis, y la Prevotella intermedia, las cuales causan enfermedad periodontal ⁷²

5.1 Aplicaciones.

- Como tratamiento preventivo de la caries dental ⁴⁻⁶⁹⁻⁷⁰⁻⁷¹
- Para disminuir la desmineralización del esmalte. ⁴⁻⁶⁹⁻⁷¹
- Para aumentar o favorecer la remineralización ⁴⁻⁷⁰
- Para polimerizar material curado por luz. ⁴⁻¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰⁻⁴⁷⁻⁶⁹⁻⁷⁰
- Para aumentar la captación de flúor en el esmalte ⁴⁻⁷⁰
- Frenectomias. ¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰⁻⁶⁸
- Gingivectomias. ¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰⁻⁶⁸
- Gingivoplastias. ¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰⁻⁶⁸
- operculotomias. ¹³⁻¹⁷
- Remoción de lesiones benignas ¹⁶⁻¹⁷⁻³⁰
- Incisión y excisión de biopsias ¹³⁻¹⁴⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰

- Tratamiento de lesiones vasculares¹³⁻¹⁵⁻¹⁷⁻⁶⁶
- Tratamiento de lesiones ulcerosas¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰
- Coagulación de sitios donadores¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰
- Remoción de tejido de granulación¹⁴⁻¹⁷
- Alargamiento de coronas¹⁴⁻¹⁷⁻²⁷
- Reducción de los tejidos blandos de la tuberosidad¹⁴⁻¹⁷
- Reducción de la hipersensibilidad¹⁴
- Para cirugías preprotésicas¹⁴
- Remoción de lesiones malignas¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰
- Retracción gingival¹⁴⁻¹⁷⁻³⁰
- En tratamientos para pacientes con desórdenes hemorrágicos¹⁴⁻¹⁷
- Para hemostasis¹⁷⁻³⁰
- Como haz de luz guía³⁰
- Para vestibuloplastias¹⁷⁻³⁰
- En exposición de implantes⁸⁻¹⁷⁻³⁰
- Eliminación de hiperplasia gingival¹⁷⁻²⁷⁻³⁰
- Para la detección de lesiones interproximales³⁰⁻⁶⁶
- Esterilización de instrumental dental²⁷⁻³⁵⁻⁶⁴
- Remoción de hiperqueratosis¹⁷
- Tratamientos endodónticos⁷³
- Eliminación de marcas metálicas⁷⁴

5.2 Ventajas.

- Hace al esmalte resistente a la caries⁴⁻⁷⁰⁻⁷¹
- Es posible colimar el rayo a un diámetro específico y colocarlo a una profundidad seleccionada por lo que es posible irradiar áreas interproximales especialmente por debajo de la áreas de contacto las cuales son particularmente susceptibles a la caries¹
- Aumenta la captación de los iones de fluor en el esmalte.⁴⁻⁷⁰

- Contribuye a la remineralización del esmalte ⁴⁻⁷⁰
- Disminuye la desmineralización del esmalte ⁴⁻⁶⁹⁻⁷¹
- Hemostasia ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁰
- Campo operatorio relativamente seco ¹⁴⁻¹⁵⁻²⁵⁻²⁷
- Mejora la visibilidad del campo operatorio ¹⁴⁻¹⁵⁻²⁵⁻²⁷⁻³⁰
- Reduce el tiempo operatorio en la mayoría de los casos ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵
- Menor inflamación ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵⁻²⁷
- Menor cicatriz ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵⁻²⁷
- Menor trauma mecánico a los tejidos adyacentes ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵
- Reducción bacteriana ¹⁴⁻¹⁷⁻²⁵
- No requiere de sutura generalmente ¹⁴⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁵
- Alta aceptación por los pacientes ¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵⁻³⁰
- Menor malestar postquirúrgico ¹⁴⁻¹⁶
- Las heridas sanan más rápidamente que las hechas con la electrocirugía ¹⁵
- Reduce la oportunidad de contaminación por sangre ¹⁵⁻³⁰
- Menor dolor postoperatorio generalmente ¹⁵⁻¹⁶⁻¹⁷⁻²⁷⁻³⁰
- Gran versatilidad ¹⁵⁻¹⁷⁻²⁵
 - Corta
 - Coagula
 - Vaporiza
- Esterilización rápida y eficiente del instrumental dental ²⁷⁻²⁵⁻⁶⁴
- Es el único rayo láser que puede polimerizar material restaurativo ¹⁷⁻²⁷⁻⁶⁹⁻⁷⁰
- Menor tiempo en la polimerización del material ²⁷⁻⁶⁹⁻⁷⁵
- Provee mejores propiedades físicas al material polimerizado ²⁷⁻⁶⁹⁻⁷⁰⁻⁷⁵
 - Incrementa la profundidad de la polimerización ²⁷
- Útil para la temprana detección de lesiones cariosas ³⁰⁻⁶⁹

5.3 Desventajas.

- Es básicamente inefectivo en la terapia convencional de colgajos periodontales.
- No ha sido aceptado para cortar hueso o diente.

5.4 Contraindicaciones.

- Remoción ósea. Debido a que genera más calor que las fresas y como consecuencia la inflamación es más marcada y la necrosis ósea más extensa.³⁵

5.5 Precauciones.

- Protección de los ojos tanto del operador y el asistente como para el paciente por medio de lentes de protección,¹³⁻¹⁴⁻¹⁵⁻¹⁷⁻³⁵ de color ámbar.¹⁵⁻¹⁷
- Colocar gasas esponja húmedas directamente sobre los ojos del paciente.¹³⁻¹⁵⁻¹⁷
- No debe de usarse en presencia de gases explosivos.¹³⁻¹⁴⁻¹⁶⁻¹⁷⁻³⁵

- Entrenamiento adecuado al personal asistente ^{13-15,16,17}
- Cuando se utilice en presencia de anestesia general se debe de cambiar la tubería usual de PVC por tubos de hule de color rojo y/o colocar cubiertas metálicas ¹³
- Se debe de tener succión adecuada ^{14,15}
- Señalización adecuada en las puertas del consultorio donde se utilice el laser ¹⁸
- Eliminar todo instrumental que refleje ^{17,35}

5.8 Caso Clínico

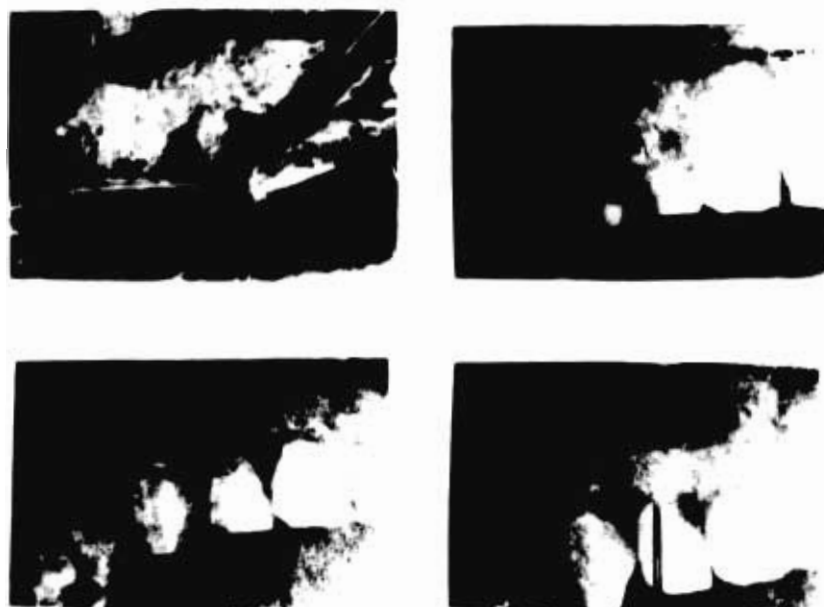


Fig 21 A Cirugía con el laser de Argon visible
B Biopsia de tumor
C Inmediatamente después de la intervención
D Tres semanas despues de la cirugía¹⁷

CONCLUSIONES

La odontología ha entrado a la época de los 90s, una era de alta tecnología. El rayo laser ofrece al dentista no solamente una opción sino una real y verdadera alternativa de alta tecnología.

La cirugía con el rayo laser brinda varias ventajas como hemostasis, un campo operatorio relativamente seco, mayor visibilidad, menor dolor postoperatorio, menor inflamación, menor periodo de cicatrización, reducción del tiempo operatorio, menor trauma a tejidos adyacentes, coagula, vaporiza, corta, presenta capacidad de realizar microcirugías, normalmente no se requiere de sutura, efecto bacteriostático, útil en tratamientos de pacientes con desórdenes hemorrágicos y una mayor aceptación por parte del paciente. Las aplicaciones del rayo laser que son aceptadas por la FDA son para los rayos laser de CO₂ y Nd YAG, para utilizarse en procedimientos en tejidos blandos y para el rayo laser de Ar para utilizarse en la polimerización de resinas. Dentro de las desventajas que presentan, una de las más importantes son los costos de los equipos. Es importante hacer incapie en la capacitación de los dentistas para la utilización de estos equipos y tomar en cuenta todas las precauciones y contraindicaciones que presentan. Esto indica que los rayos laser son un gran instrumento dental para la era de hoy y del futuro.

La introducción del rayo laser en la odontología ha ayudado a cambiar la época de una relación tensa e incómoda por una era más relajada y amistosa con el paciente. así, los dos mayores bloques de la práctica dental, la aprehensión y la incomodidad del paciente están siendo cambiados con la odontología laser. Con la eliminación de la incomodidad y la aprehensión, los pacientes se vuelven más receptivos para la comprensión del tratamiento, su confianza en el dentista se incrementa y el estrés en el consultorio se ve altamente reducido. Las actitudes positivas del paciente logran una respuesta positiva en el personal, esta respuesta se transforma en un alto nivel de productividad.

BIBLIOGRAFIA

- 1 - Schawlow AI , Towns CH. Infrared and optical masers. *Phys Rev* 1958, 112. 1940.
- 2 - Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960, 187. 493-494.
- 3 - Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology: Research in laser in Periodontics. APP 1-6, 1992.
- 4 - Hicks, M.J., Flaitz, C.M., et al. Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: An in vitro study. *J of Dent for Children*. pp. 201-206, 1993.
- 5 - Javan A., Bennett WR, Jr. Herriott DR. Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a HeNe mixture. *Physiol Rev* 1961,6 :106 -110.
- 6 - Gordon, T E. Single-surface cutting of normal tooth with ruby laser. *J Am Dent Assoc.* 74 398-402,1967
- 7 - Geusic JE, Marcos HW, Van Vliet LG. Laser Oscillations in Nd-doped yttrium aluminum , yttrium gallium , and gadolinium garnets. *Appl Phys Lett* 1964 , 4 182.
- 8 - Jako FG. Laser surgery of the vocal cords: An experimental study with carbon dioxide laser on dogs. *Laryngoscope* 1972 , 82 2204 - 2216
- 9 - Polanyi Tg , Bredmesier HC , Davis TW . A CO2 Laser for surgical research , *Med Bio Eng* 1970 , 8 541 - 548
- 10 - Hall RR , Hill DW , Beach AD . A carbon dioxide surgical laser. *All Royal Coll Surg* 1971 . 48 181.
- 11 - Kiefhaber P, Math G, Moritz K. Endoscopic control of massive gastrointestinal hemorrhage by irradiation with high power neodymium YAG laser. *Prog Surg* 1977 . 15 140 -145
- 12 - Adrian JC, Bernier JL , Sprague WG. Laser and the dental pulp. *J Am Dent Assoc* 1971 . 83 113

- 13 - Pick, R M , Colvard, MD Current status of lasers in soft tissue Dental Surgery J Perio. 64 589-602, 1993
- 14 - Pick, R M Using lasers in Clinical Dental Practice JADA 124 37-47 1993
- 15 - Miller M Truhe, T Lasers in Dentistry An overview JADA 124 32-35 1993
- 16 - Laser in dentistry - What are the facts? 1-5, 1992
- 17 - Pick, R M , Powell, G L Laser in Dentistry Soft-tissue procedures Den. Clinics of Noth America. 37(2): 281-296, 1993
- 18 - Myers, T D , Mc Daniel, J D . The pulsed Nd-YAG Dental Laser Review of clinical applications J. Calif. Dent. Assoc. 19: 25'30, 1991
- 19 - Frame JW Removal of oral soft tissue pathology with the CO₂ laser J Oral Maxillofac Surg 43 850 , 1985
- 20 - Pick PW , Pecaro BC Use of the CO₂ laser in soft tissue dental surgery Laser Surg Med 7 207-213, 1987
- 21 - Melcer, J , Chaumette, M T , Melcer, F et al Treatment of Dental Decay by CO₂ Lase Beam Preliminary Results Lasers in Surg and Med 4 311-321 . 1984
- 22 - Myers TD , Myers WD In vivo caries removal utilising the YAG laser Mich Dent AJ 1985 , 67 : 66
- 23 - Midda M ND -YAG subgingival curettage Proceedings of the Second Congress of International Society for lasers in Dentistry 1990 . 105
- 24 - Yamamota H , Ooya K Potential of yttrium - aluminium - garnet laser in caries prevention J Oral Pathol 1974 , 3 : 7

- 25 - Garber, D.A. Dental laser-Myths, Magic, and Miracles? Part 1
Introduccion to laser in Dentistry Compend Contin Educ Dent 7: 448-454,
1991
- 26 - Clinicas Quirúrgicas de Norteamérica. Laser en cirugía general. Edit
Interamericana. Tomo 3. México 1992
- 27 - Powell, G.L. Laser in the limelight: What will the future bring? JADA
123 71-74, 1992.
- 28 - Ramirez, M.C., Uribe, R.A. Generalidades del laser terapéutico y sus
aplicaciones en odontología P O 15 (2). 44-48, 1994.
- 29 - Midda M., Renton - Harper P. Laser in Dentistry. British Dental
Journal, May 11 1991. 343 - 346
- 30 - Kutsch, K.V. Lasers in dentistry. Comparing wavelencths. JADA.124
49-54, 1993.
- 31 - McKee, M.D. Effects of CO2. Laser Irradiation in vivo on Rat Alveolar
Bone and Incisor Enamel, Dentin and Pulp. J. Dent Res 72 (10): 1406-1417,
1993
- 32 - Brugnera, Aun, C.E., Villa, R. Dentinary Hypersensitivity Treatment
with He-Ne laser. ISLD. 161, 1992
- 33 - White J.M., Goodis, H.E., et al. Effects of pulsed Nd-YAG laser Energy
on Human Teeth. A three year follow-up study. JADA. 124 45-51, 1993
- 34 - Wigdor, H., Abt, E. et al. The effect of laser on dental hard tissues
JADA. 124. 65-70, 1993.
- 35 - Walsh, L.J. The use a lasers in Implantology: An overview. J. of Oral
Implantology. 18 (4) 1-6, 1992
- 36 -Wigdor, H., Abt, E. SEM Evaluation of CO2, Nd- YAG and Er- YAG laser
irradiation of Dentin in vitro. ISLD. 1992

- 37 - Dederich, D.N. Laser/Tissue interaction: What happens to laser light when it strikes tissue? *JADA* 124:57-61, 1993
- 38 - Zakariasen, K.L., Dederich, D.N. Dental Laser and Science. *J. Can Dent Assoc.* 57: 570-573, 1991
- 39 - Dederich, D.N. Laser in Periodontics: The present and the Future. *A.P.P.* 355-370, July, 1993
- 40 - Liberman, R., Segal, T.H. et al. Adhesion of composite Materials to Enamel. *Laser in Surg and Med* 4:323-327, 1984
- 41 - Keller, U., Hibst, R. Erbium: YAG Laser in Caries Therapy: Indications and First Clinical Results. *ISLD* 151, 1992.
- 42 - Aboites, V., Diaz, O., Cuevas, F. Endurecimiento de tejido dental mediante radiación de el laser de CO₂. *Práctica Odontológica* 10 (1): 18-19, 1989
- 43 - Stem, R.H., Vahl, J., Sognnares, R.F. Lased Enamel: Ultrastructural Observations of Pulsed Carbon Dioxide Laser Effects. *J. Dent. Res.* 51:455-460, 1972
- 44 - Fox, J.L., Higuchi, I., Poell, G.L., Otsuka, M., Yu, D. Laser irradiation: Enhancement of Resistance of Enamel to Desmineralization. *ISLD* 51, 1992
- 45 - Bourgeois, P. The CO₂ Laser in Dental Practice. Edit. Lasersat
- 46 - Zakariasen, K.L., MacDonald, R., Boran, T. Spotlight on lasers: A look at potential benefits. *JADA* 122: 58-62, 1991
- 47 - Launay, Y., Mordon, S., Cornil, A., Brunetaus, J.M., Moschetto, Y. Thermal Effects of Lasers on Dental Tissues. *Lasers in Surg and Medicine* 7:473-477, 1987
- 48 - Meicer, J., Chaumette, M.T., et al. Preliminary Report on the effect of the CO₂ Laser Beam on the Dental Pulp of the Macaca Mulatta Primate and the Beagle Dog. *J. Endo.* 11:1-5, 1985

- 49 - Powell, G.L., Morton, T.H., Larse, A.E. Pulpal Response to Irradiation of enamel with Continuous Wave CO₂ Laser. *J. Endo.* 15 (12) 581-583, 1989
- 50 - Powell, G.L., Whisenant, B.K., Morton, T.H. Carbon Dioxide Laser Oral Safety Parameters for teeth. *Lasers Surg. Med.* 10:389-392, 1990
- 51 - Aboites, V., Díaz, O., Marrufo, A.: Esterilización dental a través de radiación con laser de CO₂. *Práctica Odontológica* 10(3) 21-22, 1989
- 52 - Laser in Dentistry. A Quick Overview. *Dent. Today* 11 (5) 3-7, 1992.
- 53 - Roed-Petersen, B. The Potential use of CO₂- laser gingivectomy for phenytoin-induced gingival hiperplasia in mentally retarded patients. *J. Clin. Periodontol.* 20 729-731, 1993
- 54 - MacDonald, R.M., Lobb, , Zakariasen, K.L., Peters, J., Polvin, J. Comparing debacketig forces on lased etched vs acid etched enamel. *J. Dent. Res.* 71:140 (abst No 273), 1992.
- 55 - Dedench, D., Hinkelman, K., Albert, A., Tulip, J. Effects of Carbon Dioxid Laser on Dentinal Bonding. *J. Dent. Res.* 68 (10) 868, 1989
- 56 - Boran, T.L., Zakariasen, K.L., Peters, J. The Effect of CO₂ Laser Radiation on Smooth Surface Enamel in vitro. *J. Dent. Res.* 70 493 (abst No 1820), 1991
- 57 - White, J.M., Khosrovi, P.M., Rose, C.M., Marshall, G.W. Nd-YAG Laser Treated Dentin/Resin Fracture Surfaces. *J. Dent. Res.* 70 394 (abstNo 1026), 1991
- 58 - Seekamp, C., Losche, G.M., Roulet, J.F. The influence of laser Pretreatment on Dentin Adhesion. *J. Dent. Res.* 70 394(abst No 1027) 1991
- 59 - White, J.M., Goodis, H.E., Roper, M.J., Marshall, S.J. Analysis of Nd-YAG Laser Treated Entin Surfaces by Snifts. *J. Dent. Res.* 70 440 (abst No 1393) 1991

- 60 - Empleo de rayos laser para tratar úlceras aftosas recurrentes Dental Abstracts 1(3) 126, 1993
- 61 - White, J.M., Goodis, H.E., Cohen, J.N. Bacterial Reduction of Contaminated Dentin by Nd-YAG Laser J Dent Res 70:412 (abst no 1170), 1991
- 62 - White, J.M., Goodis, H.E., Woong, W.S. Nd-YAG Laser Treatment Effects on Microhardness of Dentin J Dent Res 70:345 (abst No 351), 1991
- 63 - White, J.M., Goodis, H.E., Rose, C.M., Hornberg, B., Khosravi, P.M. Shear Bond Strength of Nd-YAG Laser Treated Dentin J Dent Res 70:1 (abst No 1048), 1991
- 64 - Powell, G.L., Whisenant, B.T. Comparison of three lasers for Dental instrument Sterilization laser surg med 11:69-71, 1991
- 65 - White, J.M., Goodis, H.E., Asbill, S.R. Orthodontic Bracket Bond Strength to Wd - (YAG) Laser Etched Enamel J Dent Res 70:297 (abst # 252), 1991
- 66 - Aoki, A., Ando, Y., Iida, M., Suzuki, K. Basic Studies on the Application of Er-YAG Laser to Scaling. ISLD 199, 1992
- 67 - Kumazaki, M. Results of Etching with the Er-YAG Laser ISLD 141, 1992
- 68 - Keller, U., Hibst, R. Effects of Erbium YAG laser Osteotomy ISLD 239, 1992
- 69 - Powell, G.L., Morton, T.H., Whisenant, B.K. Argon laser Oral Safety Parameters for teeth Laser Surg Med 13:548-552, 1993
- 70 - Westerman, G.H., Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Powell, et al. Argon Laser Irradiation in Root Surface Caries in vitro Study Examines Laser's Effects JADA 125:401-407, 1994

71 - Duncan Y U , Powell, G L , Higuchi, W I , Fox, J L . Enhancement of Argon Laser Effects on Dissolution and Loss of Human Enamel. J Clin Laser Med Surg 11(3) 119-122, 1993

72 - Henry C , Dyer B , Judy M . Selectivity of Argon laser on Phototoxicity of Microbes . ISLD 61 , 1992

73 - Ludlow, M , Blankenau, R , Kelsey, W , Powell, G L , Anderson, D . SEM Examination of Laser Endodontic Procedure ISLD 85, 1992

74 - Segui, J M , Trelies, M A , Vélez, M . Laser treatment of Melanic Marks of the Gums ISLD 165, 1992

75 - Blankenau, R J , Powell, G L , Kelsey, W P , Anderson, D M . The Comparison of Diametral Tensile Strength Values of Pit and Fissure Sealants Polymerized with an Argon Laser and Conventional Light Source ISLD 97 1992

76 - Apfelberg DB . Evaluation and Installation of surgical laser Systems . New York , Springer - Verlag . 1987

77 - White, J M , Goodis, H E , Adame, S , Balcom, K E , Chávez, E M . Caries Removal and restoration in enamel using a Nd-YAG Laser. J Dent Res 71 140 (abst 277), 1992