

318322



UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA

21
28)

ESCUELA DE ODONTOLOGIA

INCORPORADA A LA
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO,

LASER EN PERIODONCIA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

MARISOL PEREZ-GASQUE BULLA

DIRECTOR DE TESIS: DR. ALBERTO H. DIAZ

MEXICO, D. F.

1996

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Con este trabajo alcanzo una de las metas más importantes. Quiero agradecer el apoyo y cariño que me brindaron mis padres, mi hermano, tíos, amigos y en especial al Dr. Alberto H. Díaz y Dr. Leonardo Sierra Longega.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1 Antecedentes Históricos	3
CAPÍTULO 2 Consideraciones Técnicas	8
2.1 Componentes de láser	8
2.2 Producción	12
2.3 Presentación	13
2.4 Seguridad láser	14
CAPÍTULO 3 Tipos de láser	15
3.1 Láser suave o terapéutico	15
3.2 Láser duro o quirúrgico	16
3.2.1 Láser de argón	16
3.2.2 Láser de CO ₂	17
3.2.3 Láser de Nd:YAG	18
3.2.4 Láser de Ho:YAG	19
3.2.5 Láser de Er:YAG	20
3.2.6 Láser Excimer	20

CAPÍTULO 4	Láser en Medicina	22
	4.1 Láser en Reumatología	22
	4.2 Láser en Dermatología	23
	4.3 Láser en Gastroenterología	24
	4.4 Láser en Neurología	25
	4.5 Láser en Urología	26
	4.6 Láser en Oftalmología	26
	4.7 Láser en Ginecología	27
CAPÍTULO 5	Láser en Odontología	28
	5.1 Tratamiento de caries	28
	5.2 Cirugía Bucal	31
	5.3 Patología	37
	5.4 Operatoria dental	38
	5.5 Endodoncia	40
	5.6 Ortodoncia	42
	5.7 Control de infecciones	42
	5.8 Prótesis	43
CAPÍTULO 6	Láser en periodoncia	44
	6.1 Desensibilización dentinaria	45
	6.2 Tratamiento de manchas melánicas en encía	46
	6.3 Coagulación	46
	6.4 Descubrimiento de implantes	47

6.5 Apicectomía	47
6.6 Remoción de tejido hiperplásico	48
6.7 Eliminación de bacterias	48
6.8. Curetaje subgingival	50
6.9 Raspado y alisado radicular	54
6.10 Movilidad dentinaria	57
6.11 Láser doppler en lecturas subgingivales	57
6.12 Analgesia láser en tratamiento periodontal	59
DISCUSIÓN	60
CONCLUSIONES	63
BIBLIOGRAFÍA	64

INTRODUCCIÓN

El espectacular avance de la tecnología a lo largo del siglo XX impacta al ser humano. Pero también lo pone en guardia frente al alcance -no suficientemente evaluado- de sus propias creaciones.

Por eso, aunque se aprecia los rasgos luminosos y la mirada fascinante de la tecnología no se permite ceder a sus encantos; la somete y establece el hecho de que, como creación de su propio intelecto, debe estar al servicio del ser humano y de sus mejores causas. En consecuencia le marca límites.

En este contexto, a finales del milenio con la esperanza puesta en el casi naciente siglo XXI, consolida su existencia el láser, instrumento versátil cuya aplicación esta íntimamente vinculada a la batalla de los grandes científicos contra el dolor, pero también a la precisión en el contorno de objetos como herramientas mientas o partes de máquinas, al corte exacto en la industria, perforación de diamantes, etc.

Ha irrumpido también el láser en la fotografía mejorando los tiempos de exposición. Se utiliza en al geodesia para monitorear movimientos de la corteza terrestre.

El mundo de la comunicación ha sido también su ámbito, debido a que el láser puede viajar enormes distancias en el espacio exterior, es ideal para la comunicación espacial, como es el caso de los canales televisivos. En la comunicación terrestre, el desarrollo de la fibra óptica para transmitir luz láser en telefonía y sistemas computacionales ha ganado un espacio trascendente.

Por si esto fuera poco, es un poderoso detector de la contaminación en el aire.

Constituye indiscutiblemente uno de los instrumentos más apabullantes que ha creado la mente humana. Actúa en el cielo y en la tierra, en los hombres y los objetos.

Sin embargo, es todavía un joven deseoso de vivir experiencias definitivas que le otorguen su valor exacto, su carta de identidad en al historia de la humanidad.

Por eso, causa escepticismo en algunos, precaución en otros y rechazo en algunos más. En todo caso, como ya lo han señalado expertos en la materia (Pick y Colvard, entre ellos) el

láser no debe ser considerado como una panacea "sino tratar de ser objetivos y analizar las ventajas y desventajas que ofrece para poder así aplicarlo y obtener el mejor provecho de sus características".(1)

En esta investigación se presentará "de cuerpo entero" a este joven singular, aristócrata de nacimiento puesto que sus principios se encuentran en los estudios del genial Einstein.

En el área de la medicina se le considera como una de sus ventajas la capacidad del láser de llegar a zonas relativamente inaccesibles sin causar daño a las estructuras adyacentes.

¿Las precauciones? Enfatizar que el láser no reemplaza a muchos instrumentos actualmente pero sí ofrece una alternativa aceptable. Las asociaciones destinadas al control y uso del láser todavía no lo aceptan como instrumento seguro en algunos tratamientos.(2,3)

En el capítulo cuatro se repasa la aplicación de este instrumento de las diversas áreas de la medicina (Reumatología, Dermatología, Gastroenterología, etc.); en el capítulo quinto se trata -con la información disponible hasta el momento- el uso del láser en Odontología..

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El principio del láser está basado en la teoría de Einstein de "emisión por absorción, emisión espontánea y emisión estimulada", 1917.

La emisión láser depende de actividades específicas que toman lugar desde el interior de los átomos. Cada sustancia se integra de **átomos**¹ y **moléculas**². Las moléculas se forman por dos o más átomos, éstos átomos pueden ser similares o no similares en naturaleza. Un átomo consta de un núcleo cargado positivamente orbitado por **electrones**³ cargados negativamente. Las órbitas están hechas por los electrones los cuales son capaces de moverse de una órbita o nivel de energía a otro.

El átomo tiene diferentes estados de energía que corresponden a las órbitas particulares que ocupa cada electrón. Cuando un electrón se mueve de su estado a un nivel de energía más alto u órbita, es inestable y tenderá a regresar a su estado. Así que cuando el electrón regresa a su estado, éste libera energía en forma de **fotones**⁴.

Cuando sucede este tipo de emisión natural o espontáneamente, ésta es referida como una emisión espontánea. Los fotones producidos por diferentes átomos emiten diferentes cantidades de energía correspondiendo a luz de diferentes **longitudes de onda**⁵.

La emisión estimulada, en contraste con la emisión espontánea, requiere que un fotón interactúe con un átomo en un estado excitado. Para que ocurra la emisión estimulada, la energía del fotón incidente y la diferencia de energía entre los niveles superior e inferior del átomo excitado debe ser idéntica. Si es logrado este requerimiento, el átomo excitado emite un fotón de energía el cual es idéntico en energía, longitud de onda, fase y dirección al fotón

¹ **átomo**.- partícula químicamente indivisible y la más pequeña de un elemento.

² **molécula**.- es la partícula más pequeña de una sustancia tiene las propiedades de ésta y se encuentra formada por dos o más átomos.

³ **electrón**.- partícula elemental de la materia con la menor carga eléctrica.

⁴ **fotón**.- partícula básica de la energía luminosa.

⁵ **longitud de onda**.- es la distancia entre dos puntos, correspondientes en una onda periódica. La medida de la longitud de onda se da en nanómetros, micras o angstroms.

incidente. De este modo, la luz puede ser amplificada por estimular átomos excitados para emitir energía electromagnética idéntica.

Un método competitivo llamado absorción ocurre cuando átomos de un estado de energía menor chocan y subsecuentemente elevan los átomos a un nivel de energía mayor correspondiente a la energía del fotón incidente.(3,4,5,6,7)

El físico americano Charles Hard Townes, en 1958 (1), basado en la teoría de Einstein concluye que: "La amplificación de la luz por emisión estimulada de la radiación es el láser". De donde proviene su nombre, de las siglas en inglés: **LÁSER** = Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. (3,4,5,7,8)

En el mismo año Schalow y Townes descubrieron los principios del **MASER** = Microwave Amplification Stimulated Emission of Radiation, que es la amplificación de microondas por emisión estimulada de radiación que se da por la reacción en cascada de la producción de fotones en la misma dirección.(1,7,8)

Basado en todos los principios anteriores, en 1960 el americano Theodore Harold Maiman construyó el primer láser utilizando una barra de rubí sintético hecho de óxido de aluminio y bañado con óxido de cromo.(1,7,9,10)

Posteriormente aparecen los diferentes tipos de láser. En 1961 Java y colaboradores desarrolla el láser de gas y de onda continua utilizando una mezcla de Helio Neón.(7,10)

En 1964, Patel y colaboradores (1,7) crean el láser de CO₂ y Geusic el láser de Nd:YAG (1); el nombre de éste láser se debe al elemento del cual se encuentra hecho. Este elemento es el Neodimio es de color amarillo, metálico, su símbolo es Nd, su número atómico 60 y masa atómica de 144.24. Las siglas YAG provienen de los símbolos de los siguientes elementos: itrio(Y), aluminio(Al) y granate(G), de los cuales se encuentra barnizado el cristal de neodimio; el granate no es un elemento químico es un silicato mineral rojo transparente que existe dentro de los cristales y se utiliza como abrasivo (11). El láser de Nd:YAG se transmite a través de fibra óptica, la aplicación de ésta inició a principios del siglo XIX en Inglaterra por John Tyndall.(12)

En el mismo año Goldman, Ruben y Sherman (12) reportan el uso del láser para el análisis espectrográfico de los componentes inorgánicos de los cálculos supra y subgingivales.(12)

Sorokin, en 1965, descubre el láser diódico y en 1966 construye el primer láser líquido.(2)

El primer reporte sobre el uso del láser de bajo poder fue realizado en 1969 por Mester, Gynes y Tota.(8)

Sinclair y Knoll son los primeros en adaptar el láser a la medicina, en 1965 (14). A principios de los setenta se descubrieron las primeras aplicaciones del láser en Medicina para el control de sangrado gastrointestinal por Kiefhaber en 1977.(8)

Después de haber descrito algunos de los usos del láser se estudiaron las reacciones de los tejidos al láser y la curación de las heridas sobre modelos animales; esto fue realizado por Hall y Jako en 1971.(8)

Investigaciones más amplias acerca del láser en tejidos orales revelaron importantes datos:

Stern y Sognaes y Goldman, en 1964 (9), fueron los primeros en estudiar los efectos del láser sobre tejidos bucales duros utilizando el láser de rubí concluyendo que era posible realizar cavidades sobre esmalte y dentina, cuando utilizaron el láser de rubí a alta energía en su forma pulsada durante un milisegundo produciéndose una fundición y recristalización del esmalte. Gordon (9) demostró que al reducirse el tamaño del haz láser era posible reducir la producción de energía y mostró que con la misma energía realizando cavidades en esmalte y dentina éstas eran mejor en el esmalte, debido a la densidad de éste material. Otra investigación reveló que las estructuras depresivas de los dientes absorben mejor la energía láser por su densidad realizando así un corte mas correcto, reduciendo el tamaño del láser sin afectar de ésta forma su efectividad. Estos trabajos determinaron los principios básicos del uso del láser en Odontología.(1,5)

En 1972 Stern y Sognaes (14) realizaron el primer estudio *in vivo* utilizando el láser de CO₂ superpulsado con una densidad de energía de 10 y 15 J/cm². Los dientes fueron lasereados, dejando áreas no lasereadas que se utilizaron como control. Los resultados de éste estudio revelaron que las superficies de esmalte lasereadas presentan una mayor resistencia a la típica desmineralización de la caries dental incipiente.

Un trabajo alterno fue el realizado por Yamamoto y Ooya en 1974 y Yamamoto y Sato en 1980 (5) utilizaron láser Nd:YAG demostrando que puede alterar la estructura de la

superficie del esmalte haciéndolo menos susceptible a la desmineralización por ácido y que se puede grabar el esmalte tan efectivamente como con el ácido fosfórico y se puede también soldar la hidroxiapatita del diente como un sellador de fosetas y fisuras.

Myers y Myers (10) corroboraron éste estudio al realizar un trabajo *in vitro* en el que las lesiones cariosas son removidas de los dientes con láser de Nd:YAG intermitente; posteriormente una exploración de electromiogramas indicaron que el láser remueve las lesiones y deja una superficie de esmalte limpia concluyendo que los prismas del esmalte y las fisuras tratadas con láser pueden aumentar el sellado.

Algunas investigaciones posteriores sobre los efectos que producía el láser sobre la pulpa revelaron que los niveles requeridos para realizar cavidades en esmalte con láser de rubí producían necrosis pulpar; esto fue corroborado con los estudios realizados por Adrian, Bernier y Srpague en 1971 (16), utilizando láser de rubí enfocado (1 mm de diámetro) con un poder de salida de 1,870 a 3,300 J/cm² en caninos de perros. Los dientes fueron evaluados histológicamente dependiendo de la reacción pulpar con el siguiente criterio:

- Normal: dientes que se observaron histológicamente normales después de la exposición al láser.
- Reacción mínima: los dientes presentaron edema, dilatación vascular, hemorragia y algunos leucocitos polimorfonucleares intersticiales.
- Reacción moderada: se observó necrosis en la capa odontoblástica y características de la reacción mínima.
- Reacción severa: necrosis generalizada de los elementos pulpares.

Las diferencias histológicas observadas fueron el resultado de la variación controlada del poder de salida. Concluyendo que el umbral de la respuesta mínima ocurre entre los 1,880 y 2,330 J/cm², los cambios pulpares moderados y severos se observaron al utilizar un poder de salida mayor a los 2,330 J/cm².

Shoji y colaboradores en 1985 (17) en un estudio con perros expuso la pulpa de estos con láser de CO₂ a una potencia de 60 watts⁶ durante 0.5 seg. observando la falta de sangrado

⁶ watt.- unidad de poder o potencia, cuyo símbolo es W. Equivale a un joule por segundo.

en la cámara pulpar y sin daño en los conductos pulpares revelando así que los daños causados a la pulpa dependían de la duración de la exposición al láser.

CAPÍTULO 2

CONSIDERACIONES TÉCNICAS

2.1 COMPONENTES DEL LÁSER

- 1.- Medio láser
- 2.- Cavidad óptica o tubo láser
- 3.- Fuente de poder externa
- 4.- Componentes eléctricos

1.- Medio láser.- puede ser sólido, líquido o gaseoso; estos son utilizados para obtener una emisión estimulada y así producir el rayo láser. El medio láser determina la longitud de onda de la luz emitida por el láser. El láser se clasifica en base a éste medio.(1,2,3,7,12,18,19)

Láseres de estado sólido

El medio láser sólido más común es de barras de cristales de rubí bañadas con neodimio. Las puntas de las barras son utilizadas en dos superficies paralelas cubiertas con una película no metálica altamente reflectora. Los láseres de estado sólido ofrecen el mayor **poder de salida**⁷. Son usualmente operados de manera pulsada para generar explosiones de luz sobre un corto tiempo; se han logrado explosiones tan cortas como 12×10^{-15} segundos, útiles en el estudio de fenómenos físicos de muy breve duración. El **bombardeo**⁸ se logra con luz de tubos de flashes de xenón, lámparas o lámparas metal-vapor. El rango de frecuencia ha sido expandido de **infrarrojo**⁹ (IR) a **ultravioleta**¹⁰ (UV) por la multiplicación de la frecuencia láser original

⁷ **poder de salida**.- es el poder que tiene un láser y se expresa en watts.

⁸ **bombardeo**.- proceso mediante el cual se excitan los electrones a niveles de energía mayores.

⁹ **infrarrojo**.- radiaciones electromagnéticas invisibles, producidas por cuerpos calientes y se encuentran más allá del rojo oscuro, con una longitud de onda superior a los 8,000 angstroms.

espectro electromagnético.- es el conjunto de rayos de diferentes colores, en los que se descompone la luz blanca al atravesar un prisma de cristal.

¹⁰ **ultravioleta**.- radiaciones del espectroelectromagnético con una longitud de onda entre 4000 y 2000 angstroms.

con una especie de cristal de fosfato dihidrogeno de potasio, y se han logrado longitudes de onda de rayos X pasando el haz láser a través de un objetivo de itrio.(2,12)

Láseres de gas

El medio de un láser de gas puede ser un gas puro, una mezcla de gases o un vapor de metal y está usualmente contenido en un vidrio cilíndrico o un tubo de cuarzo. Dos espejos están localizados fuera de las puntas del tubo para formar la cavidad láser. Los láseres de gas son bombardeados por luz ultravioleta, rayos de electrones, corriente eléctrica o **reacciones químicas**¹¹. El láser de helio-neón es conocido por su estabilidad a alta frecuencia, pureza de color, y una dispersión mínima del rayo; éste láser ha sido utilizado para el control de la hipersensibilidad dentinaria. Los láseres de dióxido de carbono son muy eficientes y consecuentemente son los láseres mas poderosos de onda continua (CW).(2,6,9,12)

Láseres semiconductores

El más compacto de los láseres, **semiconductor**¹² usualmente consiste de una unión entre capas de semiconductores con diferentes propiedades de **conductividad**¹³ eléctrica. La cavidad láser está confinada a la región de unión por medio de dos límites reflectores. El arsénico de galio es el semiconductor más comúnmente usado. Los láseres de semiconducción son bombardeados por la aplicación directa de **corriente eléctrica**¹⁴ a través de la unión y pueden ser utilizados en modo de onda continua con una eficiencia mejor al 50%. Ha sido ideado un método que permite aún más eficiencia en el uso de la energía, éste comprende el montaje de pequeños láseres verticales en dichos circuitos, a una densidad de más de un millón por centímetro cuadrado. Los usos comunes de los láseres semiconductores incluyen reproducción de discos compactos de audio (CD) e impresoras láseres.(2,12)

¹¹ **reacciones químicas.**- fenómeno fundamental de la química que se refiere al contacto entre dos o más cuerpos resultando la formación de cuerpos diferentes.

¹² **semiconductor.**- nombre de ciertos cuerpos con conductibilidad eléctrica intermedia, es decir, se encuentran entre los aislantes y los conductores.

¹³ **conductividad** .- propiedad de los cuerpos de transmitir el calor o la electricidad.

¹⁴ **corriente eléctrica.**- paso de la electricidad de un punto a otro de un medio conductor cuando existe entre ambos una diferencia de potencial.

Láseres líquidos

El medio láser líquido más común es de tintas inorgánicas contenidas en recipientes de vidrio. Son bombardeados por lámparas de flash intenso en un modo pulsado o por un láser de gas en **modo continuo**¹⁵ (CW). Los láseres de tinta entonable son un tipo para el cual la frecuencia puede ser ajustada con la ayuda de un prisma dentro de la cavidad láser.(2)

Láseres de electrones libres

Los láseres que utilizan electrones no unidos a átomos son bombardeados a capacidad lasereante por una serie de imanes que fueron desarrollados por primera vez en 1977 y ahora se están convirtiendo en importantes instrumentos de investigación. Son entonables como los láseres de tinta, y, en teoría, un pequeño número puede cubrir el espectro entero, de rayos infrarrojos a rayos X. Los láseres de electrones libres también podrían ser capaces de producir radiación de muy alto poder que es actualmente demasiado caro de producir.(2)

2. Componentes ópticos.- Estos componentes incluyen cavidad óptica, tren óptico externo y el sistema de lanzamiento óptico.(6)

A) Cavidad óptica.- Esta cavidad contiene al medio láser y a los espejos al final de la misma. El medio láser es el elemento que es estimulado para emitir los fotones. Los espejos del final de la cavidad (un espejo totalmente reflectivo y uno parcialmente reflectivo) son colocados en puntos opuestos de la cavidad óptica, éstos espejos reflejan los fotones de atrás hacia adelante a través del medio activo.(3,6,7,12,18,19,20)

B) Tren óptico externo.- Este consiste en una combinación de lentes y/o espejos, que dirigen el rayo y lo enfoca dentro del sistema óptico.(6,18,20)

C) Sistema óptico de lanzamiento.- Hay dos sistemas comunes de lanzamiento utilizados. El primero es el brazo articulado el cual consiste de una serie de espejos y tubos flexibles. El segundo es una guía de onda flexible el cual consta de una fibra óptica flexible.

¹⁵ modo continuo.- láser que emite continuamente un rayo.

La guía de onda de la fibra óptica es el sistema de lanzamiento utilizado para propagar la energía láser.(6,20)

3. Componentes mecánicos.- Estos incluyen la consola, el panel operacional y el sistema de enfriamiento.

A) Consola.- Esta es el armazón del láser la cual protege a los componentes de éste de algún daño.(6,20)

B) Panel operacional.- Este panel es utilizado para seleccionar las funciones del láser, las cuales determinan los efectos que éste tendrá sobre el tejido.(6,20)

La mayoría de los láseres tienen un sistema **microprocesador**¹⁶ que es utilizado para fijar el poder láser y el modo de operación. El poder es normalmente medido en watts o **miliwatts**¹⁷ y es regulado por el rango en el cual la energía es transmitida o recibida. El modo de tiempo controla la cantidad de tiempo que el rayo es expuesto directamente sobre el tejido. El modo de emisión controla si el láser es utilizado de forma continua o pulsada.

C) Mecanismo de enfriamiento.- Los láseres generan una gran descarga de calor, por lo que requieren un sistema de enfriamiento, el cual puede ser aire o agua.(6,20)

4.- Componentes eléctricos.- En estos se incluyen la fuente de poder y la unidad de activación. La fuente de poder o de energía es el mecanismo que excita al medio láser. La unidad de activación puede ser una pieza de mano o un pedal de pie.(6,20)

¹⁶ **microprocesador**.- unidad central del procesador de una computadora que puede utilizarse independientemente, construida de una pieza de silicón llamada chip. Puede utilizarse para controlar maquinaria en procesos industriales, etc.

¹⁷ **miliwatt**.- unidad de potencia de corrientes eléctricas, que equivale a la milésima parte de un watt o varío.

2.2 PRODUCCIÓN

El centro de la ingeniería láser es el material del cual está hecho (medio láser). Cuando el láser es encendido el número de moléculas en el estado basal (cuando los electrones se encuentran en sus niveles de energía naturales), es mayor que el número de moléculas en un nivel alto de energía (cuando los electrones pasan de sus órbitas naturales a otras), debiéndose invertir el nivel de población para producir el efecto láser; esto se realiza con la fuente de poder externa que excita a los átomos a niveles más altos de energía. Estos átomos emiten una luz de fotones la cual rebota de atrás hacia adelante entre los espejos del tubo, resaltando así otros átomos y provocando más emisiones estimuladas.

Los fotones de energía con la misma longitud de onda y frecuencia escapan a través del espejo transmissivo y producen el rayo láser.

Esta energía que sale del tubo es extremadamente intensa, altamente **direccional**¹⁸, **colimada**¹⁹ y **monocromática**²⁰. Lo cual distingue al láser de la radiación desorganizada.(3,6,7,8,21)

Hay dos tipos de producción:

A) Onda continua.- Consiste en la salida continua del láser mientras el pedal se encuentre presionado. También se puede hacer que la producción sea intermitente alternando la presión del pedal.(12)

B) Onda pulsada.- Más utilizada en odontología con el láser de Nd:YAG. Consiste en una descarga de alta energía seguida de una relajación o pausa y así sucesivamente. El tiempo de relajación se ha definido como el tiempo que se toma una zona irradiada en reducir su exceso de temperatura al 50% de su temperatura en el momento de recibir la radiación.(3,10,12,22)

En la actualidad el pedal ha sido sustituido y se utiliza una cánula percutánea flexible de 1.2 mm de diámetro que puede ser adaptada a diferentes puntas dependiendo de la aplicación clínica y responde a la presión que ejerce el operador sobre la cánula facilitando de este modo su manipulación.(18)

¹⁸ **direccional**.- que tiene la propiedad de dirigir.

¹⁹ **colimación**.- acción de dirigir un objeto con precisión.

²⁰ **monocromático**.- radiaciones de un solo color que se obtiene al descomponer la luz.

2.3 PRESENTACIÓN

Hay tres tipos de presentación de láser:

- 1.- Brazo articulado.
- 2.- Guía de onda hueca.
- 3.- Fibra óptica.

1.- El brazo articulado fue el primero en utilizarse con el láser de CO₂, solía ser voluminoso, actualmente ha sido modificado. Externamente es metálico y por medio de espejos se dirige el rayo al tejido deseado. Esta estructura dificulta la utilización de este tipo de láser dentro de la cavidad oral.(1,5)

2.- Los láseres de CO₂ utilizan el sistema de guía de onda hueca el cual consta de un tubo hueco forrado con óxido vídrioso, material cerámico o algún tipo de metal. Este material permite que el rayo rebote y que salga por la pieza final al tejido, facilitando así el uso de éste tipo de láser.(18)

3.- No todos los láseres pueden utilizar una fibra óptica ya que si el láser está por encima o debajo de cierta longitud de onda éste no puede ser transmitido por la fibra cuyo centro está hecho de silicona, o sílice reemplazable de 320 μm^{21} de diámetro, por lo anterior sólo el láser de argón y el de Nd:YAG pueden tener éste sistema o tiene el elemento productor del láser dentro de una pistola que se toma con la mano.(18)

El láser de fibra óptica consta de un piezo de mano y un pedal.(1)

El láser también puede utilizarse de dos modos:

1. Modo de contacto.- Cuando el haz del láser toca sobre la zona a tratar.(1)
2. Modo de no contacto.- Es cuando el haz láser se utiliza de forma desenfocada y no hay contacto con el tejido, la zona a tratar es más amplia.(1)

²¹ **micra o micron.**- unidad de longitud equivalente a la milésima parte de un milímetro.Símbolo μ .
milimicra.- unidad equivalente a la milésima parte de una micra y la millonésima parte de un milímetro, su símbolo es $m\mu$.

2.4 SEGURIDAD LÁSER

El primer elemento en seguridad láser es la protección de los ojos del operador, asistentes y paciente, debido a que el rayo láser causa daño tisular a la retina. Si la retina absorbe la energía láser se producen microcoagulaciones, que provocan la pérdida de la visión. Cada tipo de láser requiere de diferentes lentes de protección.

Para el láser de Argón los lentes deben ser de color ámbar.

Para el láser de CO₂ los lentes del operador y asistentes pueden ser claros, para el paciente gasas húmedas de 2 x 2 directo sobre los ojos y lentes claros.

Los lentes verdes se utilizan como protección para el operador y asistentes cuando aplican el láser de Nd:YAG.

Los instrumentos con superficies de espejo reflejan la luz láser y puede ocasionarse daño a los tejidos adyacentes, por lo que su uso está contraindicado.

El equipo de protección del operador y asistentes, además de los lentes, cuenta con guantes, cubrebocas, caretas, etc.; esto debido a que en el momento en el que el láser tiene contacto con los tejidos produce un vapor que se considera altamente contaminante a través del cual pueden transmitirse diferentes tipos de virus.

El lugar en el que se está utilizando el equipo láser debe contar con los señalamientos adecuados en puertas y sitios visibles, para que el personal sepa que éste está siendo ocupado y de ésta manera evitar cualquier tipo de accidente.

Las gasas húmedas dentro de la cavidad protegen a los tejidos suaves adyacentes.

Cuando el láser se utiliza en cirugía general, el tubo de PVC para la intubación debe sustituirse por un tubo metálico forrado y no deben utilizarse cerca de gases inflamables.(1, 2, 3, 6, 9, 10, 14, 21, 23, 24)

CAPÍTULO 3

TIPOS DE LÁSER

Existen dos tipos de láser: el conocido como láser suave que procede de energía fría y baja y, láser duro utilizado en cirugía.

3.1 LÁSER SUAVE O TERAPÉUTICO

Este tipo de láser es utilizado esencialmente para la cura del dolor reduciendo la inflamación y acelerando el proceso de curación, esto se debe a que se cree que estimula la circulación y la actividad celular.(8)

El primer reporte de uso de éste láser para la curación fue realizado por Mester, Gynes y Tota en 1969.(8)

La aplicación dental de éste tipo de láser incluye la desensibilización dentinaria, reducción del dolor producido por aftas y promoviendo su curación, disminución del tiempo de curación de *osteítis*²² localizada e inflamación postoperatoria de una extracción.

Los mecanismos de analgesia de láser terapéutico no están bien definidos, pero pueden encontrarse asociados con cambios de permeabilidad en la membrana celular o interferir en el mecanismo de la bomba de sodio.(19)

Son tres los tipos de láser que han sido utilizados en procesos clínicos:

1.- Helio-Neón (He-Ne).- Este láser para el tratamiento de disminución de dolor, se utiliza con una longitud de onda de 632.8 μm , 8 mw y 50 Hz durante dos minutos, observándose disminución del dolor, pero no de la inflamación.(8)

Este tipo de láser también es utilizado en espectáculos, debido a la facilidad que tiene para ser manejado a través de computadoras y a su pureza de color, la cual produce efectos visuales novedosos.(23, 25, 26)

2.- Galio-Arsénido (Ga-As)

²² *osteítis*.- proceso inflamatorio del hueso

3.- Galio-Aluminio-Arsénido (Ga-Al-As) emite una longitud de onda de 940 nm. capaz de tener una penetración profunda de aproximadamente 10 mm. sin efectos térmicos significativos.(23)

El mecanismo de curación que ofrece éste láser es debido al incremento en la producción de colágeno por la estimulación de fibroblastos. A pesar de los estudios realizados después de casi veinte años la bioestimulación del láser para la cura de heridas no ha llegado a ser establecida.(7,23)

3.2 LÁSER DURO O QUIRÚRGICO

Hay cinco tipos de este láser que se utilizan en la cirugía:

1. Láser de Argón (Ar)
2. Láser de Dióxido de carbono (CO₂)
3. Láser de Neodimio:YAG.
4. Láser de Holmio: YAG
5. Láser de Erblio: YAG
6. Láser Excimer

3.2.1 LÁSER DE ARGÓN

Este láser produce luz dentro del espectro visible, (azul-verde o amarilla-naranja) con una longitud de onda de 48.8 μm . y 514.5 μm ., la cual es absorbida rápidamente por el tejido que contiene pigmentos, incluyendo hemoglobina en eritrocitos, melanina en melanocitos y otros pigmentos oscuros. Debido a que el agua no absorbe cantidades significativas de energía con ésta longitud de onda es que el láser de argón es capaz de destruir selectivamente componentes específicos del tejido. La luz del láser de argón es absorbida por los primeros 1.2 mm. de tejido, éste láser desorganiza los componentes celulares.(1,3,8,12,18,22)

El láser de argón se transmite a través de fibra óptica. (3,8,21)

3.2.2 LÁSER DE CO₂:

En los Estados Unidos el láser de CO₂ fue el primero en ser aprobado por la Administración de comida y drogas, para la cirugía de tejidos blandos.(3)

La energía láser de dióxido de carbono cae en la región infrarroja del espectro electromagnético teniendo una longitud de onda de 10.6 μ ésta longitud de onda es eficientemente absorbida por el agua, con lo que se explica la afinidad de éste láser sobre los tejidos suaves; ya que están constituidos de un 70 a un 90% de agua. Esta longitud de onda también da a éste láser la propiedad de ser diez veces más rápido para trabajar que otros tipos de láser. La pigmentación y vascularización de los tejidos no influyen la absorción de la radiación del láser de CO₂, siendo de éste modo predecible que va a existir una vaporización²³ en las incisiones sobre tejidos suaves. La energía absorbida causa la vaporización del fluido intra y extracelular así como la destrucción de las membranas celulares.(3, 7, 10, 18, 21, 23, 27, 28)

Este tipo de láser opera con un poder de salida entre 20 y 25 watts, el sistema de lanzamiento es el brazo articulado y trabaja principalmente en el modo de no contacto, pudiendo utilizarse de manera enfocada o desenfocada; de la primera forma, el haz del rayo da en el punto focal del tejido produciendo un corte fino, actualmente el lente que se utiliza para enfocar el rayo mide entre 0.1 mm. a 0.35 mm. de espesor. Desenfocar el rayo láser reduce la intensidad de éste, pero se trabaja sobre un área más amplia.(1, 3, 10, 19)

Como se dijo anteriormente, el rayo láser de CO₂ se encuentra en la región infrarroja del espectro; lo que le da la característica de ser invisible; por lo que paralelamente al haz de éste láser se coloca un láser rojo de Helio-Neón en forma de mira.(1, 3, 12)

La forma más común de presentación del láser de CO₂ es el de onda continua pero también hay de onda pulsada.(1, 23)

²³ vaporización.- paso de un cuerpo de un estado líquido, al estado sólido.

Los láseres de CO₂ tienen una absorción sobre los tejidos aproximadamente de 0.33 mm., presentando una **dispersión**²⁴ insignificante. Este láser calienta todos los componentes celulares a aproximadamente 100°C causando la vaporización instantánea sin causar daño a los tejidos adyacentes. Los fluidos de los tejidos suaves se coagulan a 200 micrones cuando se exponen al láser de CO₂ de onda continua con un poder de salida de 4 a 6 watts.(1, 21)

La zona central del tejido se vaporiza, la zona lateral se necrosa aproximadamente 1 mm. de ancho y la zona más externa de reparación es de 5 mm. de anchura.(1)

3.2.3 LÁSER DE Nd:YAG

El medio activo del láser de Neodimio YAG es cristalino barnizado con neodimio, para que éste medio produzca el haz láser necesita ser bombardeado con una lámpara de flash.(5) La energía del láser de Nd:YAG se encuentra en la región infrarroja del espectro electromagnético con una longitud de onda de 1.064 μ, por ésta razón paralelo al haz del rayo láser de Nd:YAG se utiliza un láser de Helio-Neon como mira. Este láser es pobremente absorbido por el agua, por lo tanto la vaporización e incisión de los tejidos suaves es más lenta, con una capacidad de penetración profunda.(1, 3, 6, 10, 21, 23, 29)

En la actualidad los láseres de Nd:YAG utilizados en Odontología tienen un poder entre 1 a 25 watts, pudiendo ser de contacto o de no contacto, onda pulsada o continua. En procedimientos en los que el láser se utiliza para incidir el tejido el poder de salida es entre 2 y 3 watts, las pulsaciones se fijan entre 20 y 30 Hz²⁵ y la energía es de 100 a 150 mJ.(21)

Este láser se transmite a través de fibra óptica de sílice que tiene un diámetro de 320μm.(1, 3, 10, 18, 21, 29)

Este láser tiene afinidad sobre tejidos o superficies pigmentadas, por lo que las incisiones pueden marcarse con pigmentos previo al lasereado.(1, 3, 18, 19)

²⁴ dispersión.- nombre dado a un cuerpo sólido, líquido o gaseoso que contiene a otro repartido por toda su masa.

²⁵ hertzio o hertz.- unidad de frecuencia. Símbolo Hz.

Recientemente se ha desarrollado un láser de Nd:YAG para uso odontológico de onda continua o intermitente que utiliza puntas de contacto o de no contacto cubiertas de zafiro, las cuales son enfriadas por agua o aire, éstas puntas pueden ser de diferentes tamaños o formas con lo que se busca disminuir la penetración del rayo láser sobre el tejido.(1)

La interacción del láser de Nd:YAG con los tejidos depende de muchos factores y variantes importantes como son potencia del láser (watts), exposición (**joules**²⁶), el medio adyacente al tejido lasereado y el grado de circulación del tejido, todo lo anterior determina los usos de este láser.

Para obtener coagulación de los fluidos celulares el láser de Nd:YAG se utiliza de modo pulsado con un poder de salida de 3 a 5 watts.(21)

3.2.4 LÁSER DE Ho:YAG

El medio activo del láser de Holmio YAG es un cristal de holmio, elemento metálico raro que existe en conjunto con el itrio y tiene componentes altamente magnéticos, su símbolo es Ho, número atómico 67 y masa atómica 164.930. Este cristal se encuentra barnizado con itrio, aluminio y granate=YAG.(11)

Su radiación cae en la parte media de la banda infrarroja del espectro electromagnético con una longitud de onda de 21 μm , por lo que se utiliza el láser de Helio-Neón para dirigir el haz del rayo de Ho:YAG. La fuente de energía que excita al cristal es una lámpara de flash de alta intensidad. Este láser emite una radiación pulsada de 250 microsegundos de duración, la repetición de las pulsaciones puede ser variable. La energía pulsada varía entre 0.6 a 2 joules.(3)

Debido a la longitud de onda de éste láser puede transmitirse por medio de fibra óptica y ser lanzado al tejido de una forma de no contacto.(10)

²⁶ joules.- unidad de energía y de trabajo. Símbolo J.

Los estudios realizados sobre este láser están dirigidos a su uso en cirugía artroscópica de la ATM.

Los parámetros de daño térmico en la mayoría de los estudios son la longitud de onda, la duración de las pulsaciones e irradiación.

3.2.5 LÁSER DE ERBIO:YAG

El medio de este láser es un cristal de erbio elemento raro metálico que existe en conjunto con el itrio, cuyo símbolo es Er, número atómico 67 y masa atómica 167.26, el cristal se encuentra barnizado de itrio, aluminio y granate (YAG). La longitud de onda de este láser es de 2.94μ y es altamente absorbido por el agua. El sistema de lanzamiento del láser de Er:YAG es por medio de fibra óptica. (11, 20)

En medicina este láser ha sido estudiado para la remoción de hueso con un daño térmico mínimo. (Nelson y colaboradores 20)

Varios son los estudios realizados acerca del uso del láser de Er:YAG en odontología sobre estructuras duras.

Keller y Hibst (20) compararon los efectos del láser de CO_2 y el de Er:YAG; el láser de CO_2 provocó fisuras en el esmalte lo que no sucedió con el láser de Er:YAG, concluyendo que este tenía mejores resultados sobre los tejidos duros.

El láser de Er:YAG tiene la habilidad de remover partículas en microexpulsiones y evaporarlas, a este proceso se le llama ablación.

3.2.6 LÁSER EXCIMER

Este láser ha tenido más aplicaciones en medicina sobre todo en oftalmología. El medio de este láser es un gas noble inerte que puede ser argón, xenón o kriptón en conjunto con un alógeno que puede ser el cloro o el flúor. Este láser opera en la región ultravioleta del espectroelectromagnético.

Este láser se encuentra en etapa experimental pero tiene una gran ventaja sobre los otros láser ya que puede remover tejidos mineralizados sin causar daño térmico en las estructuras adyacentes.

Este tipo de láser trabaja con pulsaciones elevadas entre 50 y 3000 milijoules, eliminando el tejido en microexpulsiones.(3)

CAPÍTULO 4

LÁSER EN MEDICINA

Las aplicaciones del láser en la medicina están determinadas por dos factores:

- 1.- Cada tipo de láser provoca diferentes efectos sobre el mismo tejido.
- 2.- Un tipo determinado de láser puede producir variedad de efectos sobre diferentes tejidos.

Por lo anterior, un tipo de láser no puede aplicarse en todos los tejidos logrando el efecto ideal.

El láser ha sido ampliamente utilizado en la medicina por su efecto analgésico. Este efecto se debe a la acción fotoeléctrica del láser sobre el nervio sensitivo produciéndose una normalización del potencial de la membrana celular.

A continuación citaré algunas de las áreas de la medicina en las que se utiliza el láser con óptimos resultados.

4.1 LÁSER EN REUMATOLOGÍA

El láser en esta área de la medicina es utilizado sobre todo en afecciones reumáticas degenerativas por su efecto analgésico y antiinflamatorio.

En la mayoría de los casos de pacientes con artrosis (afección crónica degenerativa de las articulaciones caracterizada por degeneración del cartílago e hipertrofia ósea), puede llevarse a cabo el tratamiento láser.(30)

Su aplicación más frecuente es en articulaciones de manos, rodilla y hombro.

En cualquiera de estos tratamientos el láser se utiliza de forma desenfocada sobre el cartílago disminuyendo el proceso inflamatorio.

4.2 LÁSER EN DERMATOLOGÍA

El uso del láser en dermatología se reportó en 1960 (31). La experiencia de varios investigadores a partir de esta fecha, demostró que el uso del láser es una herramienta útil en el tratamiento de desórdenes en piel.

Debido a que el láser estimula la división celular, el tiempo de reepitelización de las heridas disminuye; ésta es una de las razones por las que se utiliza ampliamente en dermatología.(32)

El láser más utilizado en esta área es el láser de CO₂ por su capacidad de vaporizar.

El láser ha tenido éxito en el tratamiento de pacientes que presentan acné simple. El rayo se coloca sobre la lesión abarcándola en toda su superficie (forma desenfocada), siempre y cuando el paciente se encuentre en la etapa inflamatoria del proceso. El resultado de éste tratamiento es alentador, debido a que la inflamación y el tiempo de cicatrización disminuyen notablemente.(33)

En las úlceras dérmicas los tratamientos con láser tienen una duración entre tres y nueve semanas dependiendo de la evolución del paciente y los factores etiológicos. El láser se usa en su forma desenfocada sin contactar el tejido, lográndose una completa reepitelización de la zona tratada.(34)

En el caso de quemaduras, el láser -además de funcionar como excelente analgésico- acelera el tiempo de reepitelización. La técnica utilizada en éste tratamiento es la misma que en los casos anteriores.(34)

El tratamiento de lesiones vasculares o pigmentaciones ha sido exitoso debido a que algunos tipos de láser son absorbidos por la hemoglobina y la melanina. El láser se coloca sobre la lesión abarcándola en su totalidad y se requieren varias secciones para obtener el resultado deseado.(35, 36)

En tumores cutáneos malignos como el melanoma y carcinoma de células basales, el tratamiento láser puede ser una opción evitando el avance y la metástasis de éstas lesiones.(37)

De la buena elección del láser depende la obtención de resultados satisfactorios en cada uno de los casos mencionados.

4.3 LÁSER EN GASTROENTEROLOGÍA

Esta es una de las áreas médicas que usaron inicialmente el láser.

En el caso de pacientes con cáncer esofágico, el láser de Nd:YAG es una alternativa paliativa para la eliminación de estos tumores.

Para el tratamiento de estos pacientes, la anestesia general no es necesaria; se utiliza la sedación. La cánula del láser se coloca dentro de un endoscopio que contiene un flujo de aire para mantener la punta de la fibra limpia; este flujo es aspirado para prevenir la flatulencia gástrica. El endoscopio se introduce en el esófago y se comienza la vaporización de la lesión desde la parte más distal.

Pueden utilizarse dos técnicas:

- 1.- De contacto.- La fibra toca al tejido, acelerando el proceso.
- 2.- De no contacto.- La fibra se mantiene a una distancia de 5 a 8 mm del tejido, lo cual permite un mejor control en el procedimiento.

Cualquiera que sea la técnica utilizada son necesarias varias sesiones para dejar libre el esófago. Los intervalos de los tratamientos son de dos o tres días; en la mayoría de los casos se requieren de dos a seis sesiones. El promedio de vida de éstos pacientes es de siete meses, la mortalidad no tiene relación con el tratamiento láser.(38,39,40,41)

En la terapia paliativa de pacientes con tumores rectales el láser de Nd:YAG ha sido utilizado.

La fibra láser se coloca dentro de un endoscopio y ambos son introducidos en el recto, la fibra debe mantenerse a una distancia del tejido de 5 a 10 mm. De ésta forma el tumor se vaporiza, al inicio del tratamiento las sesiones se repiten cada 48 hrs. para provocar la evacuación espontánea del tumor necrótico destruido. En caso de recidiva el tratamiento se repite cada cuatro o seis semanas.(42)

En el caso del sangrado rectal, el láser se utiliza con la misma técnica.

Debido a que la longitud de onda de algunos láseres es preferentemente absorbida por la hemoglobina, son utilizados en el tratamiento del sangrado gastrointestinal.

El láser se coloca dentro de un endoscopio hasta llegar a la zona deseada coagulando los vasos sanguíneos y suspendiendo la hemorragia.(43)

El sangrado gastrointestinal crónico es otro de los padecimientos en los que el láser ha funcionado con éxito. En algunos pacientes la hemorragia crónica se normaliza por completo y en otros casos la puede presentarse de nuevo.(44)

En el tratamiento de úlceras pépticas con sangrado severo, el láser se utiliza con las mismas ventajas y técnicas que en el tratamiento de sangrado gastrointestinal.(45)

4.4 LÁSER EN NEUROLOGÍA

Los láseres en neurología se han utilizado desde hace 25 años teniendo modificaciones para las diferentes necesidades en ésta área médica.(46)

El láser de elección en neurocirugía es el de Nd:YAG con diferentes longitudes de onda. Las principales ventajas que ofrece el láser en este tipo de tratamientos es la coagulación de vasos sanguíneos permitiendo una mejor visibilidad del campo operatorio y el acceso a áreas de tamaño reducido ya que se puede manipular a través de una fibra óptica flexible.(47,48)

El láser de CO₂ también puede utilizarse en neurología con la limitante de que es necesario un cable rígido para su manipulación.

La remoción de tumores cerebrales y de cerebello son unas de las afecciones en las que el tratamiento láser ha tenido éxito.

El láser se coloca sobre la superficie del tumor vaporizándolo, como resultado de la deshidratación, facilitando así su remoción sin afectar tejidos adyacentes y disminuyendo el trauma mecánico.(49)

Otro láser que ha sido de gran utilidad en neurocirugía es el láser-doppler, ya que se obtienen datos precisos en el monitoreo del flujo sanguíneo cerebral.(50)

4.5 LÁSER EN UROLOGÍA

El uso del láser para el tratamiento de cálculos uretrales fue descrito por primera vez por Dretler en 1987.(51)

El láser pulsado de tinta es seguro y eficaz para la fragmentación de cálculos uretrales y biliares sin importar su localización.

La fibra láser se coloca dentro de un ureteroscopio, al localizar el cálculo la fibra debe tener contacto con éste para fragmentarlo. Una de las contraindicaciones para el uso del láser en éste tratamiento es cuando el paciente presenta un uréter muy estrecho pudiendo producirse una perforación.

Para algunos pacientes, el tratamiento láser es una opción para evitar la intervención quirúrgica obteniendo los mismos resultados.(52,53,54,55)

4.5 LÁSER EN OFTALMOLOGÍA

En oftalmología, el uso del láser -por sus efectos de fotocoagulación, fotorradiación, fotovaporización y fotodescomposición- ha permitido el tratamiento de padecimientos vasculares como el edema, tumores intraoculares, apertura del ángulo del glaucoma y retinopatía diabética.(56)

En éstos padecimientos la presión intraocular se eleva y la visión se disminuye, por lo que la coagulación láser de los pequeños vasos estabiliza la presión intraocular.(57)

El láser de argón es un instrumento terapéutico en el control del glaucoma, ya que por el efecto fotocoagulativo antes mencionado, la presión intraocular se disminuye considerablemente.(58)

Este procedimiento se utiliza en pacientes en los que el glaucoma no puede ser controlado con tratamiento farmacológico.

En la retinopatía diabética la terapia láser reduce la pérdida de la visión por los efectos anteriormente mencionados.(59)

4.7 LÁSER EN GINECOLOGÍA

Los propósitos del uso del láser en ginecología son la eficiencia de corte y su capacidad de coagular.

Los láseres más utilizados en esta área son: CO₂, Nd:YAG y Ho:YAG.(60)

El láser de Nd:YAG ha sido ampliamente utilizado en cirugía de cervix, vulva y útero en procedimientos de remoción como son micectomía de miomas submucosos, eliminación de adherencias intrauterinas y remoción parcial o total del endometrio.(61, 62)

El láser es un método relativamente seguro en el tratamiento de los diferentes tipos de neoplasias cervicales. El láser que ha demostrado los mejores resultados en estos casos es el láser de CO₂. El haz del rayo debe contactar la circunferencia de la lesión vaporizándola facilitando así su remoción.(63, 64)

El láser también ha sido utilizado en cirugía de neoplasias vulvares y a nivel de cervix; la remoción de las lesiones se realiza con láser de CO₂ en su forma de contacto. Debido a la rapidez y facilidad de corte el tiempo quirúrgico se disminuye considerablemente.(65,66)

En el caso de pacientes en las que es necesaria la histerectomía, el tratamiento láser ha sido de gran utilidad ya que se disminuye el riesgo de dejar algún resto de tejido.(67)

CAPÍTULO 5

LÁSER EN ODONTOLOGÍA

En la odontología, el uso del láser se remonta a los años sesentas. Los primeros investigadores comenzaron a usar el láser sobre tejidos duros ya que desde ese entonces se buscaba encontrar un instrumento que sustituyera las piezas de mano. Stern fue uno de los investigadores más interesado en la búsqueda de aplicaciones del láser en la odontología.

Debido a los múltiples estudios realizados se ha demostrado que el láser es una herramienta con un gran potencial siempre y cuando se utilice de forma adecuada.

El uso y aceptación del láser en odontología dependerá principalmente de las investigaciones que se realicen durante estos años.

Debe tomarse en cuenta que los estudios realizados sobre el uso del láser en odontología deben tener una base científica y datos estadísticos significativos para poder así ofrecer una seguridad en su utilización tanto para el operador como para el paciente.

Actualmente los láseres que se utilizan en odontología son el láser de Argón, Dióxido de carbono, Helio-Neón , Neodimio YAG, Holmio YAG y Erbio YAG; los dos últimos se encuentran en etapa de investigación.

En este capítulo mencionaré las diversas aplicaciones de los diferentes tipos de láser en las áreas de la odontología como son la cirugía bucal, materiales dentales, endodoncia , ortodoncia, odontología preventiva, control de infecciones, patología y articulación temporomandibular.

5.1 TRATAMIENTO DE CARIES

Como mencioné anteriormente, las primeras aplicaciones del láser del láser en odontología fueron sobre tejidos duros. A continuación se presentarán los resultados y

conclusiones de los trabajos que marcan la eficiencia del láser en la remoción de tejidos como esmalte y dentina. Sin embargo, ningún tipo de láser está aceptado para la remoción de caries.

Stern, Sognnaes y Goldman; en 1964 y 1966 (9) irradiaron esmalte con láser de rubí demostrando que al vaporizarse éste, se formaban cráteres sobre la superficie. Vahal observó los cambios estructurales causados por la radiación láser. Gordon (9) al observar los daños causados por el láser concluyó que si el tamaño del haz láser se reducía, también era posible la reducción de la producción de energía. Empero, Gordon y Goldman hicieron evidente que los niveles de energía requeridos para remover tejido duro utilizando láser de rubí causaban un daño severo a la pulpa, debido a que era necesario aplicar altas energías y largos tiempos de exposición.(5)

El primero en utilizar el láser de CO₂ sobre esmalte fue Ralph R. Lobene, indicando que este láser es más eficiente en la remoción de caries que el láser de rubí.

Myers y Meyers en 1985 (69) utilizaron láser de Nd:YAG con una energía de 3.4 mJ, 30 pulsaciones por segundo y el diámetro del haz fue de 50 µ; sobre dientes que presentaban lesiones incipientes de caries. El láser se colocó sobre las lesiones moviéndolo de la parte central de las lesiones hacia los márgenes, demostrando que el láser de Nd:YAG remueve los restos orgánicos e inorgánicos de las fisuras sin causar daño pulpar o daño al esmalte debido a la baja energía utilizada.

En 1987 Launay y colaboradores (69) estudiaron los efectos térmicos del láser de Nd:YAG en esmalte, dentina y tejido pulpar. Una termografía infrarroja computarizada fue utilizada para medir los efectos térmicos, encontrando que cuando el láser se utilizaba de manera continua se ocasionaba un pequeño aumento en la temperatura de la superficie pero el calor se difundía rápidamente a través de la dentina provocando un sobrecalentamiento pulpar.

Miserendino y colaboradores en 1989 (70) investigaron los efectos térmicos de la irradiación láser utilizando un láser de CO₂ de onda continua. Veinte terceros molares humanos sin erupcionar fueron los sujetos a investigación; en ellos se colocaron directamente sobre la pulpa transmisores eléctricos y unidades sensibles a la temperatura; los dientes fueron radiados con poderes de salida de 2, 4, 6, 8 y 10 watts y el haz del rayo tenía un diámetro de 1.0 mm, la duración de las exposiciones varió entre 0.5 y 25 seg. realizando cuatro repeticiones en cada diente. La elevación de la temperatura pulpar a través de la producción de

calor superficial a resultado la causante de daños severos en el tejido pulpar; por lo tanto la respuesta pulpar al daño ocasionado es directamente proporcional a la intensidad y severidad de la irritación.

White y Goddis en 1991 (71) utilizaron el láser de Nd:YAG para la remoción de caries en dentina y esmalte ya que este láser tiene afinidad por las superficies pigmentadas, concluyendo que éste láser es capaz de vaporizar de 40 a 60 μ de sustancia cariada por pulsación sin causar daño pulpar. Estos dos autores en 1992 (72) demostraron que la vitalidad de la pulpa no se afecta al realizar cavidades con láser de Nd:YAG sobre esmalte y revelaron que no existen cambios histológicos en la pulpa después de irradiar el diente con este láser.

White y Neev en 1992 (73) utilizaron el láser de Nd:YAG sobre dentina y esmalte, los tiempos de exposición y niveles de energía fueron variados observando un aumento de temperatura a nivel de la superficie, que disminuía al penetrar a través de las estructuras dentales. Por lo que concluyeron que este láser es seguro para realizar cavidades en esmalte y dentina sin causar daño pulpar.

Actualmente el láser de Er:YAG está sujeto a múltiples investigaciones ya que se cree que es eficiente en la remoción de tejidos duros.

Keller y Hlibst (20) compararon los efectos del láser de CO₂ y el de Er:YAG; el de CO₂ provocó fisuras en el esmalte lo que no sucedió con el de Er:YAG concluyendo que éste último tiene mejores resultados en la remoción de tejidos duros.

Hoke y colaboradores (20) describieron el efecto del láser de Er:YAG en esmalte y dentina, utilizando adjunto a éste un ligero rocío de agua. La remoción de esmalte y dentina se pudo controlar debido a que el diente se mantuvo húmedo. La elevación de la temperatura pulpar fue mínima. Revelando así que este láser puede utilizarse en algunos casos para la remoción de esmalte y dentina siempre y cuando se utilice un rocío de agua.

En otro estudio realizado por Burkes y col. en 1992 (20) se determinó la elevación de la temperatura pulpar al utilizar el láser de Er:YAG. Se utilizaron molares y premolares extraídos, sobre los cuales se colocaron sensores de temperatura para monitorear la misma. Dos dientes secos se expusieron a una radiación de 5.8 mJ, 60 mJ y 95 mJ respectivamente. La cantidad de agua jugó un papel importante ya que cuando el volumen de agua aumentó la

remoción del tejido no se logró, al disminuir la cantidad de agua la remoción se observó deficiente y se produjo calentamiento pulpar.

En los dientes que no se utilizó rocío de agua se observaron cuarteaduras y remoción deficiente de tejido, en algunos lugares la remoción fue efectiva pero el tejido presentó reblandecimiento y algunas fisuras. En el diente que se utilizó rocío de agua adjunto al láser de Er:YAG, se lograron cavidades similares a las realizadas con instrumentos convencionales. El estudio bajo microscopio reveló una superficie relativamente lisa, sin fisuras o fracturas el tejido. La temperatura máxima alcanzada en los dientes en los que no se usó rocío de agua fue de 51.6°C, a diferencia de los dientes humedecidos en los que con el poder de salida más alto (95 mJ) la temperatura máxima fue de 29.1°C. Concluyendo que los dientes tratados con láser Er:YAG adjunto al rocío de agua, mejora la remoción del tejido y ofrece una protección térmica a la pulpa.

En el estudio realizado por Wigdor y col. en 1993 (74) se determinó que el daño ocasionado por el láser de Er:YAG sobre esmalte y dentina es similar al ocasionado con las piezas de mano de baja velocidad.

5.2 CIRUGÍA

La cirugía bucal es una de las áreas de la odontología en las que el láser tiene mayor aplicación. La Administración de comida y drogas de los Estados Unidos (FDA) ha autorizado el uso de los láseres en tratamientos como (3): biopsias excisional e incisional, eliminación de frenillo, remoción de tejido hiperplásico, cirugía preprotésica y remoción de lesiones como liquen plano, fibromas y papilomas.

Los láseres más utilizados en estos tratamientos son el láser de Ar, CO₂ y Nd:YAG, pero debe tenerse en cuenta que algunos de estos láseres tiene ventajas sobre otros como lo es el caso del láser de CO₂ cuyos cortes realizados sobre tejidos blandos son más rápidos y eficientes debido a que la longitud de onda que éste emite es ampliamente absorbida por el agua.

En la remoción de tejido blando utilizando láser existen dos técnicas; la excisional y la vaporización. La excisión es preferible ya que permite la confirmación histológica del diagnóstico e indica si la lesión ha sido removida por completo. Con la vaporización se corre el riesgo de que pequeños fragmentos de tejido no sean removidos, lo que sucede más comúnmente en áreas de epitelio poco queratinizado el cual contiene un bajo contenido de agua haciéndolo más resistente a la vaporización con láser. Las capas más profundas del tejido podrían no ser erradicadas completamente dando lugar a la recurrencia de la patología.(27)

En un estudio comparativo entre láser de CO₂ y bisturí por Bavitz y col. en 1989 (75), se observó que inicialmente se formaba un coágulo de formas proteicas desnaturalizadas; la cicatrización de la incisión realizada con láser era más tardada en comparación con la incisión realizada con bisturí debido a que ésta sigue los eventos histológicos de la cicatrización pero al cabo de dos semanas era imposible diferenciar entre ambas incisiones.

Sin embargo la Clinical Research Associates (CRA) es la primera en emprender un proyecto sobre el mismo modelo animal para comparar el bisturí, electrocirugía, láser de argón, láser de CO₂ y láser de Nd:YAG; los puntos evaluados fueron la destrucción de tejido, tasa de reparación de la herida y ausencia de reparación de la herida. Revelando después de 28 días que todos los láseres fueron más destructivos inicialmente y la reparación de la herida fue más lenta que en las realizadas con bisturí o electrocirugía, a pesar del método de tratamiento todas las heridas cicatrizaron adecuadamente. Ordenando los cinco métodos de mejor a peor quedaron de la siguiente manera: 1) bisturí, 2) electrobisturí, 3) láser de CO₂, 4) láser de argón y 5) láser de Nd:YAG.(76)

A continuación describiré cada uno de los tratamientos en los que el láser ha obtenido resultados satisfactorios.

Biopsia excisional e incisional.- Debido al corte preciso del láser el contorno quirúrgico puede ser bien delimitado, incluyendo márgenes normales en todos los bordes de la lesión como se realiza en la técnica convencional. El haz del rayo debe colocarse de forma enfocada perpendicular al tejido siguiendo la forma de la lesión, un pequeño borde es levantado y la lesión se desprende en forma elíptica.(1, 5, 10)

Eliminación de frenillo.- En este procedimiento el láser se utiliza de forma desenfocada; el frenillo se pinza y el tejido se va vaporizando dejando un estrato carbonizado para obtener la cicatrización de segunda intención. Algunas ventajas que ofrece esta técnica es la hemostasis brindando una mejor visualización del campo y reducción de tiempo quirúrgico. (35 seg. a 3 min.). No es necesaria la sutura y el postquirúrgico del paciente cursa con pocas molestias. La complicación que se puede presentar es la contracción excesiva de la herida lo que ocurre en muy pocos casos.(1, 5, 10, 28)

Remoción de liquen plano y lesiones de superficie blanca o roja.- El láser se coloca sobre la lesión en forma desenfocada hasta que ésta comience a tornarse de un color blanco y se empiece ampollar, el área blanquecina que queda sobre la lesión se remueve para visualizar y si la lesión persiste el procedimiento se repite; a esto se le conoce como pelamiento o blanqueamiento láser.(1, 10)

Cirugía preprotésica

Hiperplasia papilar inflamatoria y epulí.- Dependiendo del caso el láser se utiliza de forma enfocada o desenfocada. La lesión se laserca una vez y el estrato carbonizado se elimina con una gasa húmeda para tener visibilidad, si no se observa tejido normal el proceso se repite. No se requiere sutura y el paciente puede utilizar su prótesis inmediatamente después colocando acondicionador de tejidos.(1, 28)

Reducción de tuberosidad.- Una de las ventajas que ofrece el tratamiento láser en este procedimiento es el acceso a áreas difíciles. El láser se usa de forma desenfocada vaporizando el tejido, el tiempo aproximado del tratamiento es de 6 minutos. El tejido debe dejarse expuesto para su reepitelización y los pacientes pueden utilizar su dentadura con acondicionador de tejidos después de la cirugía.(28)

Profundización de vestibulo.- El láser se coloca sobre el tejido de forma enfocada vaporizándolo hasta lograr la extensión deseada, por lo cual los pacientes deben utilizar su dentadura para no perder el espacio que se obtuvo. El tiempo aproximado de tratamiento es de 5 minutos.(28)

Remoción de tumores benignos, fibromas y papilomas.- En todos estos casos el láser se utiliza de forma enfocada levantando un borde de la lesión para eliminarla.(1)

Desde 1981, Pecaro y Garelhime (77) trataron con láser de CO₂ cuarenta pacientes que presentaban lesiones como epuli fisurado, papilomas, estomatitis nicótica, hiperqueratosis de mucosa, hiperplasia gingival, hemangiomas y carcinoma insitu. Las lesiones se removieron con el láser con un poder de salida de 20 watts en forma continua, posterior a la intervención los pacientes refirieron poco dolor y no existió hemorragia; el tiempo de cicatrización fue de 17 a 21 días mayor al tiempo de cicatrización cuando se utiliza bisturí de 10 a 14 días. Las ventajas del láser de CO₂ observadas en este estudio fueron la precisión de corte, coagulación de los pequeños vasos sanguíneos, esterilización del campo quirúrgico, disminución del trauma mecánico y la remoción completa de las lesiones, por lo que los investigadores describen a este láser como una herramienta segura en el tratamiento de lesiones en tejidos blandos.

En un estudio realizado por Frame en 1985 (27) se removieron 130 lesiones patológicas con láser de CO₂. Inicialmente se tomaron biopsias preoperatorias para obtener una valoración histológica de su naturaleza. El láser se utilizó con un poder de salida de 10 watts y de modo continuo, los pacientes se trataron bajo anestesia general. Para la obtención de resultados las lesiones se dividieron en tres grupos lesiones benignas, leucoplasias y lesiones malignas.

La mayoría de las lesiones benignas fueron incisionadas; la disminución de sangrado fue de gran utilidad en piso de boca ya que es una zona altamente vascular. La contracción de la herida fue mínima y la reepitelización lenta. En el tratamiento de leucoplasias el láser de CO₂ tiene algunas ventajas sobre otras técnicas quirúrgicas. La remoción de las lesiones se llevó a cabo con técnica excisional y de vaporización, resultando la excisión la mejor técnica ya que permitió la remoción completa del área afectada de epitelio y una pequeña capa de tejido conectivo subyacente, lo que reduce el riesgo de recurrencia. En la remoción de lesiones malignas se presentó la misma desventaja que en las leucoplasias.

Con lo anterior se demostró que el láser de CO₂ es un medio preciso para eliminar patologías de tejido suave tanto benignas, premalignas y malignas; teniendo seguimiento a largo plazo para poder determinar el grado de recurrencia después del tratamiento láser.

Remoción de lesiones en pacientes con discrasias sanguíneas.- En pacientes que presentan desórdenes como la hemofilia el láser ha sido una buena opción, ya que el sangrado se disminuye notablemente y la coagulación es adecuada durante y después de la cirugía.(1.10)

En el caso de la cirugía artroscópica las imitaciones que presentan los instrumentos mecánicos han llevado al estudio del láser en esta área.

Brödrick y Eckhauser en 1985 (78) revelaron los cambios histológicos que sufre la ATM con la exposición al láser. El láser estudiado fue el de Nd:YAG, cuando el láser se utiliza en su forma de no contacto el disco articular es iluminado y se contrae, el color blanco brillante de este tejido se torna blanco mate, lo que caracteriza a la necrosis térmica. Las quemaduras del tejido se observaron como defectos de tejido circular o elíptico. Se realizó también una examinación de alto poder en la que se observaron tres estratos diferentes de tejido dañado circundante a estos defectos. La primera zona era un coágulo densamente estructurado, la segunda era una zona de cavidad que consistía en una densa banda de tejido irregular y la tercera capa era una zona ácida adyacente al tejido profundo. La histología de estas heridas se concluye con una zona de necrosis y coagulación secundaria provocada por el daño térmico; esto seguido de un proceso de reparación típica que mostró infiltración leucocitaria, reemplazo del área necrótica por tejido de granulación, mientras que la producción de colágena formaba la cicatriz. Este estudio demostró la habilidad del láser en este tipo de tratamiento y los cambios histológicos que presentan los tejidos, con lo que se concluye que es necesario realizar estudios futuros para evaluar la eficiencia y seguridad del láser de Nd:YAG en cirugía artroscópica.

El láser de Holmio YAG es el único láser aprobado por la Administración Federal de drogas, para su uso en cirugía artroscópica y de tejidos blandos.(19)

Los primeros estudios para determinar la cantidad apropiada de poder de salida y la proporción de pulsaciones fueron realizados en cadáveres, por Barry y colaboradores en 1992 (79), estableciéndose un poder de salida de aproximadamente 0.8 joules y una relación de diez pulsaciones, con lo que los tejidos fibrosos fueron desprendidos sin causar daño térmico

excesivo. Posteriormente estos autores (79, 80) realizaron estudios en humanos que presentaban adhesiones fibrosas, evidencias clínicas de desplazamiento de disco y movilidad limitada, el uso del láser de Ho:YAG mejoró la habilidad para remover y esculpir el tejido enfermo, comparándolo con la instrumentación mecánica. El tiempo quirúrgico fue reducido debido a que el tamaño de la fibra permite un fácil acceso a todos los pequeños lugares de la ATM. La triangulación (procedimiento mediante el cual se distienden los componentes de la ATM) también se simplificó ya que la punción percutánea se realizó de forma directa, eliminando así la utilización de una cánula de trabajo. No existió carbonización o deterioro del tejido. Las adhesiones y zonas fibrosas fueron vaporizadas rápidamente utilizando el láser en su forma de no contacto. También se observó una disminución importante en el sangrado en comparación con el uso del bisturí. En el postquirúrgico los pacientes referían poco dolor y un regreso más rápido a la función y de igual manera se incrementó la movilidad.

Ha pesar de que las investigaciones realizadas en esta área son pocas los resultados contundentes y se ha demostrado que este láser es seguro y efectivo para la cirugía artroscópica.

En cirugía ósea Clayman y colaboradores, en 1978 (23) demostraron que el láser de CO₂ no es un buen instrumento, debido a la baja cantidad de agua que contiene el hueso, haciendo la remoción más difícil y provocando un aumento en la temperatura que tiene como consecuencia la necrosis del hueso.

Small y colaboradores en 1979 (23) utilizan el láser de Nd:YAG en osteotomías concluyendo que el calentamiento que este producía sobre el hueso era excesivo y se observó necrosis ósea.

En 1987 Chen y Saha (81) analizaron la distribución de la temperatura en la superficie de un hueso largo cilíndrico cuando éste era expuesto a un haz láser de onda continua, un modelo matemático fue desarrollado para estimar la distribución de la temperatura después de la irradiación láser sobre el hueso; concluyendo que la distribución de la temperatura del efecto láser sobre el hueso depende de varios factores como la densidad y conductividad térmica del tejido óseo.

Nawasawa y Kato (82) demostraron que al utilizar láseres de bajo poder como el de Helio-Neón, Galio-Arsénido y Argón sobre estructuras óseas se producía una regeneración

Myers en 1991 cita la eficiencia del láser de Holmio YAG en osteotomías realizadas sobre hueso de conejo.(83)

5.3 PATOLOGÍA

En patosis, como las úlceras aftosas, todos los láseres son efectivos. El modo de acción del láser sobre las úlceras no está esclarecido pero se sabe que en el momento en el que el láser se coloca sobre la lesión el dolor desaparece. El láser debe abarcar por completo la lesión para que el resultado sea óptimo.(1, 10, 84)

En las lesiones herpéticas, el láser logra un alivio inmediatamente después de su aplicación y disminuye el tiempo de cicatrización. En el tratamiento de estas lesiones debe tenerse un cuidado especial ya que el virus puede transmitirse a través del vapor producido al remover la lesión o por medio de la fibra de trabajo.(84)

Contreras y colaboradores en 1994 (85) realizaron un estudio con láser de He-Ne a un poder de salida de 7 miliwatts, una longitud de onda de 632.8 nm y el haz del rayo con un diámetro de 0.85 mm. Se trataron 15 pacientes que presentaban úlceras aftosas y 35 con úlceras herpéticas labiales, en los pacientes con úlceras aftosas en los cuales el grado de dolor se estableció como molesto después del tratamiento láser el dolor se eliminó por completo al primero, segundo y tercer día; en los pacientes con úlceras herpéticas el dolor se eliminó únicamente en un caso después de la primera irradiación con láser en los otros casos fueron necesarias dos, tres, cuatro y cinco sesiones según el grado de dolor que referían los pacientes. Concluyendo que el tratamiento láser sobre este tipo de lesiones desaparece el dolor en un 62% en úlceras aftosas y 37% en úlceras herpéticas, ayudando también a la rápida cicatrización de estas.

En el tratamiento de dolor en la Articulación Temporomandibular (ATM) el láser de Helio-Neón, ha dado buenos resultados obteniéndose una analgesia rápida y perdurable, la potencia utilizada en este tratamiento es de siete miliwatts.(86)

Hansson, en 1989 (87), utilizó un láser infrarrojo de bajo poder para disminuir el dolor de la ATM, observando que existía un incremento en la concentración de Adenosin trifosfato (ATP) y de fibroblastos cuando se utilizaba el láser a una frecuencia de 1,200 Hz. Las manifestaciones clínicas como el dolor, la apertura y los chasquidos se redujeron importantemente después del tratamiento.

Pelano (87) expuso la ATM de pacientes con desórdenes crónicos con láser a una frecuencia de 900 Hz durante diez minutos logrando una mejora en la apertura, función masticatoria y reducción de contracciones musculares. Pareciendo que es posible la reducción del tiempo de reparación y de la inflamación por la acción del láser

5.4 OPERATORIA DENTAL

En materiales dentales el láser tiene varias aplicaciones siendo la más importante la fotocuración de resinas compuestas ya que este uso ha sido aprobado por la FDA.(3) Estos son algunos de los estudios que respaldan el uso del láser para este fin.

Uno de los primeros estudios fue realizado por Cooper (5) que irradió dentina con láser de CO₂ y observó cambios morfológicos, la dentina irradiada mostró cráteres y una superficie irregular; por lo que concluyó que esta superficie podría ser más adecuada para la adhesión de resinas compuestas.

Potts y Petrou, en 1990 (88), determinaron que la longitud de onda más eficiente para la polimerización de resinas es de 472 y 488 μ con una fibra óptica de 200 micrones de diámetro, obteniendo una profundidad de polimerización completa.

White y Goodis en dos trabajos realizados en 1990 (89, 90) demostraron que el láser de Nd:YAG produce una retención micromecánica entre dentina y resina reduciendo las fallas adhesivas en un 90%.

Noffe y Atsumi en 1990 (91) comprobaron que el láser de Nd:YAG puede grabar efectivamente el esmalte sin causar daño, ya que tiene una penetración similar a la del ácido fosfórico.

White y Khosrovi 1991 (92) observaron que posterior al uso del láser existía un incremento en la composición mineral y una disminución en la composición orgánica de la superficie dentinaria.

Phoon en 1991 (93) utiliza un láser eximer de XcCl (Xenón y Cloro) en el grabado de esmalte obteniendo como resultado que la adhesión de resinas compuestas después del uso de este láser se encontraba por debajo de la alcanzada con el ácido fosfórico

Pshley y Horner en 1992 (94) utilizaron el láser de CO₂ para abrir los túbulos dentinarios y obtener una mayor adhesión con las resinas compuestas. Esto se logró con niveles de energía entre 11 y 113 J/cm².

Matsumoto y Nakayama en 1992 (95) observaron los cambios en la morfología de dentina y esmalte irradiados con láser de Nd:YAG demostrando que estos cambios favorecen el grabado de esmalte y dentina, disminución de la hipersensibilidad dentinaria y prevención de caries siempre y cuando se utilice con las longitudes de onda adecuadas para cada caso.

Otro de los usos del láser en materiales dentales es como sellador de fosetas y fisuras.

Stern, en 1972 (15), fue el primero en realizar un estudio *in vivo* utilizando láser de CO₂ superpulsado sobre la superficie del esmalte y sus resultados revelaron que las superficies de esmalte lasereadas presentaban una mayor resistencia a la típica desmineralización causada por caries.

Kantola y colaboradores (15) realizaron trabajos con láser de CO₂ observando un aumento en la resistencia del esmalte a la disolución ácida e inhibición de la formación de caries. Trabajo seguido a éste fue el realizado por Stern, Soagnes y colaboradores (5) quienes demostraron que el láser de CO₂ y el de Nd:YAG modifican la estructura del esmalte haciéndolo más resistente a la desmineralización ácida ya que solda la hidroxiapatita del diente

Nelson (5) explicó que la longitud de onda del láser de CO₂ tiene un alto grado de absorción en la hidroxiapatita, la energía láser se convierte en calor y se ocasiona una microfusión de esmalte y dentina aumentando así la resistencia a la desmineralización. Este autor en otro trabajo utilizó un láser pulsado de CO₂ en la formación de cavidades sobre esmalte cariado de forma artificial. Los dientes tratados se observaron con microscopio y se

detecto una zona de la superficie fundida que tenía una profundidad de 5 micras aproximadamente. Obteniéndose como resultado que el tratamiento láser inhibía la formación de caries entre un 25 y 50%.

En 1991 Zakariassen y Macdonald (96) reportaron que el láser no ocasiona daños en la superficie del esmalte y si funciona como sellador previniendo la formación de caries.

En 1994 Westerman y colaboradores (97) utilizaron láser de Argón con una longitud de onda de 488 y 514 nanómetros a 23 mw y 20 pulsaciones por segundo, para demostrar que los láseres de bajo poder en superficies cariadas hacen a ésta más resistente a la desmineralización. Se utilizaron doce molares extraídos en los que las lesiones cariosas fueron artificiales, las superficies radiculares bucales fueron irradiadas con láser y las superficies radiculares linguales sirvieron como control. Observándose que la radiación láser puede proteger a las superficies radiculares de la formación de caries e impedir la progresión de la lesión.

En la detección de caries proximal el láser puede ser eficiente debido a que puede hacer visible los cambios en la luminosidad de esmalte cariado.

5.5 ENDODONCIA

Debido a las características térmicas del láser se sabe que éste puede disminuir la población bacteriana, por lo que se ha utilizado en endodoncia con el fin de limpiar y esterilizar los conductos radiculares.

En 1986 Zakariassen y colaboradores (98) utilizaron láser de CO₂ para esterilizar conductos de dientes extraídos, concluyendo que la esterilización se lograba a altas densidades de poder.

Baheall y Miscerendino en 1990 (99) compararon la técnica convencional en la preparación de conductos y el láser de Nd:YAG para la limpieza de conductos obteniendo resultados similares en ambos casos.

En 1991 Tseng y Liew (100) probaron que el láser de Nd:YAG logra la esterilización completa de los conductos en dientes que previamente al tratamiento habían sido inoculados con bacterias.

Goodis y White en 1992 (101) realizaron un estudio comparativo entre la técnica convencional y el láser de Nd:YAG observando que el láser era capaz de remover los microorganismos que se encontraban dentro del conducto, a pesar de estos resultados ellos concluyeron que el láser debe utilizarse en conjunto con la técnica convencional para obtener mejores resultados.

Bahcall y colaboradores, en 1992 (102), son los primeros en examinar los cambios histológicos en los tejidos periradiculares después del tratamiento endodóntico con láser de Nd:YAG en perros. En el grupo control los dientes se trataron con la técnica convencional, es decir, trabajo mecánico e irrigación; el grupo experimental se trató con láser de Nd:YAG la fibra de éste se colocó dentro del conducto y fue retirada lentamente, éste movimiento se repitió hasta que la preparación del conducto fue la adecuada; el láser se activó por periodos de tiempo menores a treinta segundos. Después de treinta días se removieron los bloques de mandíbula y maxilar en los que se encontraban los dientes tratados y se tomaron muestras de tejido, revelando que existía una necrosis celular del ligamento periodontal, anquilosis y lisis del cemento en el área periradicular, también se observó un incremento en el número y tamaño de osteoclastos y osteocitos.

En la búsqueda por comprobar el efecto láser en la eliminación de microorganismos en los conductos radiculares Hardel y Miserendino en 1994 (103) realizan un estudio comparativo entre el láser de Nd:YAG y una solución de hipoclorito de sodio al 5%, concluyendo que no existen diferencias significativas entre ambas técnicas.

En procesos pulpares el láser de Helio-Neón se ha utilizado por sus efectos analgésicos y antiinflamatorios. El proceso antiinflamatorio se produce al ocurrir una normalización de la microcirculación (88, 104). En casos de pulpitis reversible Garrigo y Valiente (105) usaron láser de Helio-Neón obteniendo una reversibilidad del proceso inflamatorio en un 66%.

El láser también es efectivo para desobturar conductos ya que la fibra puede penetrar fácilmente y remover la gutapercha sin dejar restos de ésta. Esto debe hacerse en conjunto con la técnica convencional.(100, 106)

5.6 ORTODONCIA

En ortodoncia el láser se ha utilizado para remover brackets. Strobly col. en 1993 (107) utilizaron láser de Nd:YAG para remover diferentes tipos de brackets, en los brackets de aluminio monocristalinos se observó que estos se rompían dos de diez brackets pero aun así la incidencia de fracturas con instrumentos mecánicos es mayor doce de cincuenta brackets. En los brackets de aluminio policristalino no se observaron fracturas. El calor producido por el láser no daña la superficie del esmalte.

Abed y Hess (108) realizaron un estudio comparativo en cuanto a la adhesión de los brackets sobre superficies de esmalte grabadas con ácido fosfórico y láser sin obtener diferencias significativas.

5.7 CONTROL DE INFECCIONES

En el control de infecciones el láser se puede utilizar para la esterilización de instrumental. El láser de elección para éste procedimiento es el de argón ya que logra esterilizar a niveles de energía menores que el de dióxido de carbono y el de neodimio YAG. La esterilización se produce por el efecto térmico antiséptico del láser, pueden esterilizarse instrumentos endodónticos, hojas de bisturí, etc. Esta ventaja del láser puede aplicarse en un futuro para la esterilización de las piezas de mano.(3, 23)

Debido a su efecto térmico, el láser de Nd:YAG se ha utilizado para la esterilización de implantes con cubierta de hidroxiapatita y de titanio. El láser se utilizó en su forma de contacto y de no contacto con poderes de salida de 0.3, 2.0 y 3.0 watts, observándose en la superficie de los implantes una pérdida de la porosidad aun cuando se utilizó el grado más bajo de potencia, los implantes se contaminaron con esporas de *Bacillus subtilis* después de la radiación láser constatando que el láser no esterilizó ningún tipo de implante.(109)

5.8 PRÓTESIS

En prótesis el láser se ha utilizado como un excelente retractor gingival. Este procedimiento es rápido, el láser crea un espacio alrededor del diente permitiendo que el material de impresión fluya y se obtenga una buena visualización de la terminación. El daño que se causa al epitelio de unión es mínimo.(10, 19) En este procedimiento puede utilizarse cualquier tipo de láser.

Con el láser de Nd:YAG se pueden realizar soldaduras metálicas comerciales ya que la longitud de onda de este láser 1.064 micras es absorbida por muchos metales como el oro y el cobalto. También se pueden realizar soldaduras de titanio puro obteniéndose una mayor fuerza tenesil; esta habilidad del láser para fundir titanio es de importancia ya que el titanio sin aleaciones es utilizado para construir superestructuras metálicas colocadas sobre implantes, como también para coronas y prótesis de tipo convencional.(23)

El ajuste de las superestructuras de titanio sobre los implantes en varias ocasiones resulta complicado por lo que las estructuras se seccionan y se vuelven a unir con láser, obteniéndose excelentes resultados pudiendo utilizarse cualquier tipo de láser para este procedimiento.(110)

CAPÍTULO 6

LÁSER EN PERIODONCIA

La periodoncia es una de las áreas de la odontología en las que el uso del láser es controvertido.

Son varios los estudios comparativos realizados entre las incisiones con bisturí y las de láser, en las que se demuestra que la cicatrización de las heridas realizadas con láser es más lenta lo cual ha impulsado a varios investigadores a utilizar el láser en la terapia periodontal buscando un retardo en la reepitelización para permitir el restablecimiento de la unión del tejido conectivo a la superficie radicular. Si esto se logrará se obtendría un gran avance en esta área.

En la terapia periodontal es importante lograr que la superficie radicular se encuentre libre de microorganismos para que la unión del epitelio, posterior al tratamiento sea la adecuada; en la búsqueda por obtener una superficie radicular desmineralizada el láser ha sido sujeto de estudio en esta área por sus efectos térmicos que podrían reducir importantemente la población bacteriana.

A pesar de los resultados poco favorables del uso del láser sobre tejidos duros algunos autores han experimentado el uso de los láseres sobre la superficie radicular, para la eliminación de cálculos y remoción de hueso obteniendo resultados diversos.

El uso de los diferentes tipos de láser en periodoncia pueden tener un futuro prometedor que se basará en la realización de investigaciones serias en los próximos años.

6.1 DESENSIBILIZACIÓN DENTINARIA

La sensibilidad dentinaria es uno de los padecimientos más comunes en pacientes que se han sometido a terapia periodontal, pacientes con recesión gingival seguida de pérdida de cemento y pacientes con exposición dentinaria a causa de pérdida de esmalte. El láser ha demostrado ser eficiente para eliminar la sensibilidad dentinaria.

Pashley colaboradores, en 1992 (94), determinaron que el láser de CO₂ sella los túbulos dentinarios cuando se utiliza a niveles de energía relativamente altos ya que se ocasiona una microfundición de la superficie.

En 1992 Harper y Midda (111) utilizaron láser de Nd:YAG con un poder de salida de 1.8 a 6 joules y un tiempo de exposición aproximado de 2 minutos, sobre superficies radiculares con el fin de demostrar la efectividad del láser en el tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria. Fueron 30 los pacientes tratados a los cuales se les realizaron pruebas de sensibilidad colocando un flujo de aire que fue medido por medio de un flujómetro el cual fue accionado por el operador y detenido por el paciente para de esta forma medir el grado de sensibilidad. Los pacientes toleraban el flujo de aire entre 1.3 y 1.7 segundos después del tratamiento láser, el tiempo de tolerancia al flujo de aire aumentó a 3.3 segundos, tres días después del tratamiento siete días después el grado de tolerancia aumentó a 4.7 segundos, concluyéndose que el tratamiento con láser de Nd:YAG pulsado disminuye significativamente la sensibilidad dentinaria.

Gelskey y colaboradores, en 1993 (112), realizaron un estudio utilizando láser de He-Ne en conjunto con láser de Nd:YAG, observando que la hipersensibilidad dentinaria al aire se disminuía en un 58% y la estimulación mecánica en un 61%.

Otros autores como Manton y Renton-Harper (113) concluyeron que el láser de Nd:YAG es efectivo en la reducción de la hipersensibilidad dentinaria.

6.2 TRATAMIENTO DE MANCHAS MELÁNICAS EN ENCIÁ

Las manchas melánicas no son más que depósitos anormales de melanina, debido a que la melanina absorbe altamente la luz que se encuentra dentro del rango ultravioleta del espectro electromagnético, se ha utilizado el láser con el fin de eliminar estas manchas. La luz producida por el láser de argón (longitud de onda de 488 y 514.5 nm) puede utilizarse para dañar selectivamente a los melanosomas, el número de pulsaciones es un factor importante para que se pueda lograr la fotocoagulación selectiva de los melanosomas ya que si el tiempo de relajación es menor al tiempo de exposición, el calor producido por la radiación es absorbido por los tejidos adyacentes disminuyéndose la selectividad de la fototermolisis y se puede ocasionar daño a los tejidos adyacentes.

Trelles y colaboradores, en 1993 (22), realizaron un estudio en 36 pacientes que presentaban manchas melánicas en encía utilizando láser de argón con luz verde de 514 μ irradiando las áreas pigmentadas con un poder de salida de 1.5 watts y pulsaciones de 300 milisegundos. El haz del rayo se colocó sobre la lesión sin necesidad de abarcarla por completo ya que el efecto calórico excede el diámetro de la fibra lográndose así el efecto de fototermolisis selectiva, posterior al tratamiento se observó una capa carbonizada que se retiró con gasa húmeda pudiendo así observar el tejido normal. Sólo en dos casos se requirió repetir el tratamiento. Concluyéndose que el láser de argón es un método seguro para el tratamiento de áreas pigmentadas en encía.

6.3 COAGULACIÓN

En el caso de sitios donadores de tejido el láser de argón, el de dióxido de carbono y de neodimio YAG son los más utilizados logrando una coagulación de los pequeños vasos sanguíneos.(10)

Esto podría ofrecer grandes ventajas en la cirugía periodontal, pues un campo quirúrgico sin sangrado mejora enormemente la eficiencia del procedimiento y disminuye el tiempo quirúrgico.

6.4 DESCUBRIMIENTO DE IMPLANTES

La energía del láser de CO₂ no es absorbida significativamente por las superficies metálicas pero es reflejada por estas, por lo anterior el potencial de daño sobre la superficie metálica del implante se reduce, considerando a este láser un instrumento seguro en la exposición de implantes Ganz en 1994 (114) demostró que el aumento en la temperatura al utilizar un láser de CO₂ con una potencia de 2 a 4 watts era mínimo tanto en implantes cubiertos con hidroxiapatita como en los implantes de titanio.

Walsh en 1992 y Pick, en 1993 (23), utilizaron láser de Nd:YAG para el descubrimiento de implantes, revelando que el contacto del haz del rayo daña la superficie metálica del implante.

El daño puede evitarse si el láser se utiliza cuidadosamente ya que el rayo no tiene por que contactar con la superficie metálica del implante sólo debe remover el tejido periimplante, de esto dependerá el éxito del procedimiento. De cualquier forma debe tomarse en cuenta el calentamiento producido en la cirugía de descubrimiento que puede transmitirse al implante y ocasionar daño térmico.

6.5 APICECTOMÍA

En la apicectomía el láser se ha utilizado con el fin de disminuir la permeabilidad. Khayat en 1991 (115) y Stabholz en 1992 (116) utilizaron dientes en los que realizaron el corte del ápice y obturaron con amalgama retrogradamente, y después colocaron el haz del rayo láser de Nd:YAG sobre la superficie dentinaria expuesta lo que ocasionó una fundición de la dentina por lo tanto una disminución en la permeabilidad de ésta.

6.6 REMOCIÓN DE TEJIDO HIPERPLÁSICO

Debe recordarse que la aparición de tejido hiperplásico tiene varias etiologías como son el uso de aparatos ortodónticos, mala higiene oral y el uso de medicamentos como el Dilantín y Ciclosporina

En un estudio de remoción de tejido con láser de CO₂ realizado por Pick, Pecaro y Silberman en 1985 (7). Se realizó la gingivectomía en pacientes que presentaban hiperplasia severa causada por Dilantín, el láser se utilizó de forma desenfocada vaporizando el tejido obteniendo excelentes resultados.

En este procedimiento la técnica se repite las veces que sea necesario hasta obtener el resultado deseado. En hiperplasias extensas el láser que ofrece los mejores resultados es el láser de CO₂, pero pueden utilizarse otros tipos de láser.(1)

El mismo procedimiento se utiliza en alargamiento de corona, gingivoplastias y cuña distal.

6.7 ELIMINACIÓN DE BACTERIAS

En la búsqueda de la eliminación de bacterias subgingivales se ha utilizado el láser de He-Ne por su efecto fototérmico. El uso de láseres de alto poder lleva consigo el problema de causar daño térmico a las estructuras adyacentes, por lo que el láser de He-Ne es una alternativa segura.

El uso de los láseres para éste fin se remonta a varios años atrás esto demuestra el interés de los investigadores por obtener resultados satisfactorios y lograr así un avance en el tratamiento de la enfermedad periodontal.

Saks en 1963 (117) reportó el efecto destructivo de la radiación con láser de rubí en diferentes protozoarios. En 1965 Klein y colaboradores (118) mostraron que el láser de rubí con un poder de salida mayor a 250 J inhibe el crecimiento de Pseudomonas aeruginosa pero

no se obtuvieron los mismos resultados sobre *Staphylococo aureus*. En contraposición Mc Guff y Bell en 1966 (119) utilizan láser de rubí, láser de Nd:YAG y láser de He-Ne en los mismos microorganismos encontrando que no existía ningún efecto letal de los láseres sobre las bacterias.

Bristol y Sydney en San Francisco (120) han demostrado que el láser de He-Ne puede eliminar bacterias subgingivales previamente sensibilizadas con químicos capaces de absorber la longitud de onda producida por este láser. En 1966 Mac Millan, Maxwell y Chichester (120) demostraron que las tinciones como la toluidina azul pueden sensibilizar bacterias, para ser eliminadas posteriormente por la luz monocromática del láser.

En 1989 Saito y colaboradores (121) en un estudio realizado en hámsters evaluaron los efectos inhibitorios del láser de He-Ne en la acumulación de placa. Utilizaron un láser de He-Ne con una longitud de onda de 632.8 nm de forma continua, fueron 20 hámsters los sujetos a investigación, estos animales se sometieron a una dieta durante cuatro semanas para lograr una acumulación de placa los depósitos de placa se observaron con un stereomicroscopio y la cantidad fue calculada con una computadora digital. Los dientes que presentaron mayor acumulo de placa fueron los posteriores los cuales recibieron una radiación láser por dos minutos al día durante cuatro semanas. En los dientes que recibieron tratamiento láser existió una disminución significativa en la cantidad de placa, observándose este resultado en 19 de los 20 casos. El efecto bactericida del láser de He-Ne debe considerarse como una alternativa de tratamiento.

El propósito del estudio realizado por Dobson y Wilson en 1992 (120), fue determinar cuales de las bacterias orales en las biopelículas podían ser sensibilizadas para ser eliminadas con el láser de He-Ne. El láser utilizado tenía un poder de salida de 7.3 miliwatts con una longitud de onda de 632.8 μm y un diámetro de 0.3 milímetros. Los organismos utilizados fueron: *Streptococo sanguis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromona gingivalis*; cultivados en agar y fotosensibilizados con azul de metileno, toluidina azul, hematoporfirina y hematorpirina. Los microorganismos se expusieron a la luz láser durante diez y sesenta segundos. La fotosensibilización con toluidina azul y azul de metileno permitieron la eliminación de los microorganismos blanco con una exposición de treinta segundos. Los otros sensibilizadores no fueron efectivos contra

el *A. actinomycetemcomitans* y *Fusobacterium nucleatum*. Demostrándose que las especies bacterianas implicadas en la patogénia de la enfermedad periodontal pueden ser eliminadas por medio de la luz láser y la fotosensibilización bacteriana adecuada.

En 1993, Stabholz y colaboradores (122), utilizaron un láser excimer de XeCl para observar la inhibición de *Streptococo mutans*. Cuarenta y ocho cultivos de *Streptococo mutans* se colocaron en un medio de agar de los cuales 24 fueron los que recibieron radiación con el láser excimer de XeCl con una longitud de onda de 308 nm, los poderes de salida fueron de 0.1 J/cm², 0.5 J/cm², 0.7 J/cm² y 1.0 J/cm² y el tiempo de exposición fue de 4 segundos con repeticiones de 25 Hz; posterior al tratamiento los cultivos se incubaron a una temperatura de 37°C. Concluyendo que el potencial del láser excimer de XeCl en la eliminación de *Streptococo mutans* depende directamente del tiempo de exposición, las zonas en las que se obtuvo una completa inhibición fue cuando se utilizó un poder de salida de 1.0 J/cm².

En una investigación realizada por Sarkar y Wilson en 1993 (123), con el fin de demostrar la eficiencia del láser en la reducción de la flora subgingival; se tomaron muestras de pacientes con periodontitis crónica que presentaban bolsas mayores a 5 milímetros y pérdida ósea. Una vez recolectadas las muestras, fueron sumergidas en toluidina azul y posteriormente expuestas al haz del rayo de He-Ne con un poder de salida de 7.3 miliwatts durante 30 segundos. Obteniendo como resultado una reducción substancial en la flora mixta de la placa subgingival.

Si una efectividad similar se logrará in vivo, los láseres de bajo poder podrían ser una opción en el tratamiento de la enfermedad periodontal en conjunto con la debridación mecánica y la fotosensibilización.

6.8 CURETAJE SUBGINGIVAL

Midda, en París (124), demostró que la inflamación y el sangrado en el curetaje gingival disminuye importantemente cuando se utiliza láser de Nd:YAG.

Incisiones.- Romanos, en 1992 (125), demostró con estudios clínicos e histológicos que el láser de Nd:YAG retarda el proceso de cicatrización y no es el adecuado para la realización de incisiones sobre tejidos blandos, sobre todo en encía insertada.

En 1991, White y Goodis (126), realizaron un estudio comparativo entre el láser de Nd:YAG y bisturí sin observar diferencias significativas en la reducción de la profundidad de la bolsa, inflamación y dolor postoperatorio. La ventaja que presentó el láser fue un campo sin sangrado.

Tseng en 1992 (127) menciona que las incisiones realizadas con láser de Nd:YAG en cirugía periodontal producen incisiones más anchas que pueden provocar una cicatrización de segunda intención.

Remoción de epitelio.- En 1987 Rossman, Gottlieb, Koudelkas y Mc Quade (128) realizaron un estudio para determinar la utilidad del láser de CO₂ en la remoción de epitelio gingival sin dañar tejido conectivo adyacente. Los sujetos a investigación fueron monos, el láser se utilizó con un poder de salida de 10 watts a un tiempo de exposición de dos a cinco segundos. Posterior a la radiación se observó una capa de tejido carbonizado la cual fue removida antes de tomar las biopsias para ser examinadas. Las áreas lasereadas durante dos segundos mostraron la formación de cráteres, la colágena se degradó observándose también una pérdida fibrilar y celular. En las áreas tratadas durante cinco segundos también se observaron cráteres con la diferencia que estos fueron más profundos. Concluyéndose que los cambios histológicos observados en el tejido conectivo con un tiempo de exposición de dos segundos, no son significativos; por lo que se considera al láser como una opción segura para la remoción de epitelio gingival.

Retardo en la migración epitelial.- La proliferación epitelial a lo largo de la superficie radicular ha mostrado ser una interferencia para el establecimiento de una nueva unión de tejido conectivo. Han sido varias las técnicas utilizadas para tratar de lograr el retardo del crecimiento epitelial, como son la técnica de Golman en la que se elimina la porción coronal de la bolsa periodontal con gingivectomía y curetaje subgingival. Shapiro habla de la

importancia de remover el epitelio marginal en la incisión inicial, Nyman y col utilizaron filtros con poros de diferente diámetro para excluir el epitelio y tejido gingival obteniendo un avance selectivo de las células del ligamento periodontal, más recientemente el uso de membranas de politetrafluoretileno expandido para la exclusión del epitelio han dado buenos resultados. En este intento por lograr un retardo en el crecimiento epitelial se ha utilizado el láser.(129)

En 1992 Rossman y colaboradores (129) utilizaron como sujetos de investigación tres monos que presentaban defectos óseos, los animales recibieron tratamiento de curetaje abierto en ambos lados del maxilar. Las incisiones se realizaron a bisel interno a 1 mm por debajo del margen de encía libre en un esfuerzo por remover el epitelio crevicular, el tejido de granulación se eliminó con curetas; en el grupo control los colgajos fueron cuidadosamente adaptados al diente utilizando seda 4-0 para suturar. En las zonas experimentales la superficie exterior del colgajo se irradió con láser de CO₂ colocando el haz del rayo perpendicular al tejido, utilizando un poder de salida de 10 watts y un tiempo de exposición de 0.5 segundos; posteriormente los colgajos se reposicionaron y se suturaron de igual forma que el grupo control. Los animales se sacrificaron a los 7, 14 y 28 días respectivamente después de la cirugía y los tejidos se prepararon para la examinación histológica, tomándose 10 secciones de cada animal para obtener 10 mediciones. A los 7 días las zonas control mostraron una mínima inflamación, no se observó presencia de epitelio la actividad fibroblástica se encontró a nivel apical, en la base del defecto estaba presente un coágulo fibroso y más abajo de éste tejido edematoso; pequeños fragmentos de hueso necrótico se observaron cerca del tejido conectivo. En las zonas tratadas con láser la inflamación fue de media a moderada no se observó epitelio, el tejido estaba edematoso, en los lugares en los que la inflamación era intensa se observó necrosis superficial; la actividad fibroblástica fue marcada y en áreas localizadas se observó actividad osteoclastica. A los 14 días los sitios de control estaban poco inflamados el epitelio queratinizado se extendía apicalmente, el crecimiento epitelial fue menor a 25% este epitelio se encontraba altamente queratinizado y tenía una capa espinosa bien establecida pocos fibroblastos estaban presentes y se observó una actividad osteoblastica; las zonas experimentales mostraron poca inflamación observándose una intensa actividad fibroblástica en el tejido conjuntivo adyacente en la base del defecto se encontró un coágulo de fibrina y

fragmentos de hueso necrótico. A los 28 días en los sitios control las capas de epitelio se extendieron de un 55% a un 65% en el defecto y se observó una pequeña cantidad de tejido conectivo, cemento y hueso; mientras que en los sitios experimentales se observó un mínimo crecimiento de epitelio del cual sólo una pequeña capa se extendía a la base del defecto, encontrándose una nueva unión de tejido conectivo y hueso. En base a estos resultados se concluyó que el láser de CO₂ es efectivo en el retardo del crecimiento epitelial en cirugía periodontal en monos.

Israel y colaboradores (130) en un trabajo realizado en 1995 buscaban demostrar si la terapia láser podía retardar la migración epitelial, (primera evaluación histológica en humanos) para lo cual utilizaron dientes incisivos con enfermedad periodontal y un pronóstico desfavorable. Al iniciar el tratamiento los pacientes recibieron instrucción de higiene oral (técnica Bass modificada, cepillo interdental e hilo dental) y posteriormente se realizó un raspado y alisado radicular para reducir el proceso inflamatorio. El procedimiento se llevó a cabo realizando incisiones biseladas y levantado un colgajo mucoperiostico el cual fue irradiado con láser de CO₂ utilizando un poder de salida de ocho watts en un modo pulsado y veinte pulsaciones por segundos, todo el epitelio visible se removió y la capa carbonizada de tejido se eliminó con gasa húmeda antes de reposicionar el colgajo. Noventa días después los dientes fueron extraídos para realizar los estudios histológicos. Los resultados mostraron que el grupo control presentaba un largo epitelio de unión sobre la superficie radicular, no existió evidencia de cementogénesis y la infiltración inflamatoria en el tejido conectivo adyacente fue limitada. En el grupo de dientes tratados con láser la migración del epitelio fue limitada, observándose una amplia porción cubierta por el tejido conectivo y el infiltrado inflamatorio fue similar al grupo control. En el tercio medio de la raíz se descubrió tejido conectivo y en el tercio apical cemento de reparación sobre el cual estaban presentes células activas de tejido conectivo. En este estudio debe tomarse en cuenta que los sujetos a investigación fueron pocos como para poder producir datos de significación estadística. En base a estas observaciones y descubrimientos los estudios subsecuentes deben controlar las variables para poder obtener datos significativos al respecto.

6.9 RAPADO Y ALISADO RADICULAR

Son varios los estudios realizados sobre el uso del láser de Nd:YAG sobre superficies radiculares. Algunos de estos estudios hablan acerca de los daños que este puede producir sobre los tejidos.

Este tipo de láser ocasiona daño pulpar cuando se utiliza a 250 J/cm² ya que penetra profundamente formando cráteres entre 10 y 100 µm, también se observan fracturas y fosas alrededor de los túbulos dentinarios, fundición del cemento con aspecto de lava globular y porosa y una subsecuente resolidificación; con lo que se concluye la radiación láser a estos niveles de energía ocasiona daños histológicos importantes.(131)

Spencer y colaboradores en 1992 (131) observaron cambios significativos en la relación proteína/mineral sobre la superficie radicular. La ruptura de las proteínas contamina la superficie radicular afectando la unión celular a la superficie radicular.

Cuando el láser de Nd:YAG se utiliza en su forma de no contacto la superficie mineralizada de la raíz se remueve descubriendo los túbulos dentinarios sin ensancharlos y exponiendo las fibras colágenas, esto fue demostrado por Ito y colaboradores en 1993.(132)

Trylovich y colaboradores en 1992 (133) realizaron un estudio *in vitro* en el que observaron que el láser de Nd:YAG altera la biocompatibilidad de la superficie radicular haciéndola menos favorable a la unión de fibroblastos, debido a los cambios en el cemento como son la formación de cráteres, fundición y carbonización. Lo cual sugiere que el factor inhibiente es un contaminante de la superficie, que requiere de una remoción completa para lograr una superficie biocompatible. Otro de los cambios que presenta la superficie radicular al ser tratado con láser de Nd:YAG, es una alteración en la relación fosfato/carbonato y la presencia de una banda de amonio lo que juega un papel importante en la unión de los fibroblastos.

En un estudio realizado *in vivo* por Coob y colaboradores en 1992 (29), se utilizaron ocho pacientes cuyo diagnóstico fue periodontitis generalizada avanzada; fueron tratados diez

y ocho dientes con bolsas periodontales entre 7.5 y 8 mm, en cinco de los cuales se efectuó un raspado y alisado radicular con instrumentos manuales seguido por radiación láser con un poder de salida de tres watts, veinte pulsaciones por segundo durante tres minutos. Dos dientes más recibieron el mismo tratamiento con una variante en el poder de salida que se disminuyó a 2.25 watts. Otros cuatro dientes fueron tratados inicialmente con láser durante un minuto, con un poder de salida de 1.75 watts y posterior a esto se realizó un raspado y alisado radicular. Cuatro dientes fueron tratados únicamente con láser durante un minuto con un poder de salida de 1.75 watts y los tres dientes restantes se utilizaron como control. Después del tratamiento la prioridad fue obtener de las bolsas periodontales muestras microbiológicas para que fueran analizadas y los niveles de estas se reportaron como negativo, bajo, intermedio y alto. Siete de los dientes tratados con raspado y alisado radicular antes del tratamiento láser mostraron una fundición y resolidificación mineral, también existían cráteres de 0.1 y 1.0 mm. Los pisos y las paredes de las depresiones ocasionadas por el láser se caracterizaron por una superficie porosa de glóbulos minerales resolidificados. Los depósitos de cálculo mostraron una superficie altamente porosa resultado de la vaporización de los componentes orgánicos. Los cálculos expuestos al haz láser no presentaron placa microbiana y no existía evidencia de bacterias dentro de la zona resolidificada. Los niveles microbianos en estos dientes fue bajo. Los dientes que recibieron primero el tratamiento láser en contraste con los anteriores que utilizaron un poder de salida mayor, presentaron una superficie más suave. Tanto en este grupo como en el que se utilizó un poder de salida de 2.25 watts tenían niveles microbianos bajos. La disminución de los microorganismos patógenos en este estudio debe considerarse debido a que la vaporización del cálculo se lleva a cabo únicamente cuando la fibra se encuentra en contacto con este, por lo que es necesario pasar varias veces la fibra sobre el cálculo para vaporizarlo por completo. Las zonas tratadas con láser fueron recolonizadas por bacterias siete días después del tratamiento, se cree que esto se debió a que solo una de las superficies del diente se trató lo que aceleró el proceso. Tanto los niveles de energía como el tiempo de exposición son factores importantes en los cambios que sufre la superficie radicular con el tratamiento láser, ya que a niveles de energía bajos se observan menos alteraciones. Debido a que el rayo láser produce un aumento en la temperatura no es para sorprenderse la disminución de la flora subgingival.

En un trabajo realizado por Tseng y colaboradores (134) se utilizó láser de Nd:YAG con un poder de salida de 2 y 2.75 watts a 20 pulsaciones por segundo durante un segundo, concluyendo que es necesario pasar en promedio 3.8 veces la fibra láser sobre el cálculo para lograr su remoción, a diferencia de la técnica manual en la que se necesitan 6.5 movimientos para eliminar el cálculo. Lo cual muestra una diferencia significativa en el número de movimientos necesarios para la remoción de cálculos dentales.

Debido a la facilidad del láser de Er:YAG de remover tejidos duros como esmalte, se han realizado estudios para observar su capacidad de remover cálculos subgingivales utilizándolo en su forma de contacto.

En 1994 Aoki y colaboradores (9) realizaron una investigación sobre superficies radiculares de dientes extraídos que presentaban cálculos subgingivales. Para la remoción de estos se utilizó láser de Er:YAG con una longitud de onda de 2.94μ , un poder máximo de 10 watts, diez pulsaciones por segundo e irrigación con agua 15 ml x segundo. Cuando el rayo láser se colocó en línea recta sobre el cálculo este se desprendió, dejado una apariencia histológica sobre la superficie radicular de pequeños círculos, sin presentarse carbonización. Cuando el láser se utilizó sobre un área más amplia el haz del rayo penetró a la dentina y se formaron cráteres. La irrigación no afectó significativamente la eficiencia del láser, pero si disminuye el daño térmico. Por lo anterior el láser de Er:YAG presenta ventaja sobre el láser de CO₂ y de Nd:YAG, ya que en los cortes histológicos no hay evidencia de fundición, fracturas o carbonización; sino por el contrario la superficie radicular se encontró relativamente lisa. Sin embargo, el uso clínico de éste láser se encuentra actualmente reducido debido a que no se ha desarrollado una sonda de contacto con un sistema especial de irrigación.

6.10 MOVILIDAD DENTARIA

La movilidad dentaria es un problema que se presenta en pacientes con enfermedad periodontal avanzada, el grado de movilidad debe ser determinado con precisión para de esta forma elegir el tratamiento adecuado.

Ryden desarrolló un método que hace posible observar y medir la movilidad dentaria con gran precisión por medio de la reflexión láser. En 1979 Ryden y colaboradores (135) realizan un estudio con el fin de mejorar la técnica de reflexión láser para evaluar la movilidad de las piezas dentales, para lo cual utilizaron un láser de He-Ne con un poder de salida de 2 miliwatts, una longitud de onda de 632.8 nm y el haz del rayo con un diámetro de 0.5 mm. Se utilizó un plato de impresión de acero inoxidable, a éste plato se le colocó acrílico autopolimerizable para que en el momento en el que el paciente mordiera se obtuvieran impresiones de los dientes. Cuando el paciente se encontraba mordiendo el plato la luz láser se dirigía sobre un diente incisivo superior, la luz del láser reflejada se dirigía a una pantalla para monitorear los movimientos esto se realizaba por medio de un espejo que se localizaba al frente al paciente. Posteriormente se aplicaron fuerzas de 10 y 100 N sobre el plato y se colocó el haz del rayo sobre el diente la luz reflejada sobre el espejo se captó en la pantalla midiendo así la diferencia en la posición dental antes y después de la aplicación de las fuerzas, concluyendo que a través de este método es posible determinar con precisión la movilidad dentaria aun cuando es menor a 50 μ .

6.11 LÁSER DOPPLER EN LECTURAS SUBGINGIVALES

En las últimas dos décadas varios investigadores han utilizado medidas clínicas, microbiológicas y bioquímicas para poder predecir la destrucción periodontal. Todos estos criterios son sólo medidas indirectas de los tejidos subsulculares y ninguno ha podido establecer con especificidad y alta sensibilidad el progreso de la periodontitis. Las

investigaciones más recientes han evaluado a los tejidos por medio de la biopsia, lo que nos da información valiosa en el momento pero no da resultados a largo plazo.

El medio de fluidos láser doppler tiene el potencial de no invadir el ambiente sulcular, sin embargo modelos realizados anteriormente tenían un tamaño muy grande por lo tanto no podían tener acceso a la bolsa periodontal. Actualmente se han desarrollado fibras que miden casi lo mismo que una sonda periodontal convencional y se puede tener un buen acceso a la bolsa periodontal. La flujometría láser doppler puede tener otras aplicaciones dentro de la odontología como son la obtención de lecturas del aumento en la microcirculación pulpar.

Boutault y colaboradores en 1989 (136) utilizaron flujometría láser doppler en veinte estudiantes sanos con el fin de demostrar la reproducibilidad de las lecturas, las lecturas se realizaron dos veces en cada paciente con intervalos de un mes cada una; durante la toma de las lecturas los dientes a tratar fueron inmovilizados para impedir el movimiento de la sonda. Obteniéndose resultados estadísticos que muestran una buena reproducibilidad de las lecturas.

En 1995 Hinrichs y colaboradores (137) realizaron un estudio con el fin de determinar si las lecturas del medidor de flujo láser doppler obtenidas a través de una fibra óptica pueden ser reproducibles, detectar cambios vasculares asociados con trauma por la colocación de la sonda, obtener lecturas similares con un límite estabilizador o sin el y detectar cambios vasculares después de la inyección local de anestesia con vasoconstrictor. La sonda utilizada tenía un diámetro de 0.5 mm casi lo mismo que una sonda convencional, en la investigación participaron nueve pacientes de los cuales seis eran hombres y tres mujeres; la sonda se introdujo en el surco la fibra óptica iluminó una pequeña porción de tejido la cual tiene eritrocitos en movimiento y células estacionarias los fotones de la luz láser chocan con los eritrocitos y a través del efecto doppler esto se transmite por la fibra óptica obteniéndose de esta forma las lecturas. Los límites para impedir el movimiento de la sonda fueron fabricados haciendo una guarda acrílica de cada paciente y colocando agujas en los contactos proximales de los dientes, la sonda se deslizó dentro del surco y las lecturas se grabaron en datos gráficos. para obtener datos estadísticos se tomó una media de las lecturas con el fin de probar la reproducibilidad de las lecturas. El procedimiento se repitió tres veces por cada visita del paciente (tres visitas), en la primera visita las lecturas se tomaron con los límites fabricados, durante la segunda visita se infiltró lidocaína al 2% con epinefrina al 1:100,000 y después de

dos o tres minutos de la infiltración se obtuvieron las lecturas y en la tercera visita las lecturas se obtuvieron sin ningún límite. No existieron diferencias importantes entre las lecturas medias de las tres visitas y las repetidas mensualmente, se reportó un deceso en las lecturas al ser infiltrado el anestésico local; por lo tanto la sonda doppler puede detectar tanto la vasodilatación asociado con el trauma al colocar la sonda y la vasoconstricción debido al fármaco. Los valores medios de las lecturas fueron similares al utilizar límites o sin ellos. Encontrándose que las lecturas intrasucleares realizadas con flujometría láser doppler se pueden reproducir con el tiempo y se pueden detectar cambios en el fluido sanguíneo, por lo tanto la sonda láser doppler es aconsejable para la toma de lecturas en el surco gingival.

6.12 ANALGESIA LÁSER EN TRATAMIENTOS PERIODONTALES

Masse y colaboradores en 1993 (138), realizaron un estudio clínico comparativo doble ciego cruzado con el fin de evaluar los efectos analgésicos, antiinflamatorios y curativos del tratamiento con láser de As-Ga y He-Ne. Los sujetos a investigación fueron veintiocho pacientes que requerían injertos libres bilaterales, uno de ambos lados de la boca se trató con láser, mientras que el otro se utilizó como control; después de la cirugía los pacientes midieron su nivel de dolor tres veces diarias de acuerdo a una escala, a los siete y catorce días se valoró el grado de curación. Observándose que no existieron diferencias significativas en el índice de curación y reducción del dolor cuando se utilizó tratamiento láser.

DISCUSIÓN

El láser es un avance tecnológico que ha demostrado ser una excelente opción en diferentes áreas y actualmente se encuentra integrado a la vida cotidiana.

El láser en medicina ha demostrado ser superior a las técnicas convencionales utilizadas en algunas especialidades como la oftalmología, gastroenterología, neurología, etc.

Esto se debe a que el láser cuenta con características técnicas especiales, como el tamaño de la fibra a través de la cual es transmitido, que permite el acceso a zonas difíciles disminuyendo así el trauma mecánico que se ocasiona con otros instrumentos.

Otra ventaja del láser que ha tenido gran aplicación en la medicina es su habilidad hemostática, brindando al operador un campo quirúrgico libre de sangrado y excelente visibilidad lo que trae como consecuencia una disminución del tiempo quirúrgico. La precisión de corte que ofrece el láser es de gran importancia ya que se tiene un buen control durante la cirugía.

La aceptación por parte del paciente debe mencionarse ya que el tratamiento láser es una opción para evitar las intervenciones quirúrgicas obteniendo excelentes resultados.

A pesar de que los estudios realizados acerca del uso del láser en odontología datan de los años sesenta, su uso clínico se inició en los ochentas lo que indica que es un instrumento relativamente nuevo en este campo. Las investigaciones sobre el láser en odontología son controvertidas por lo que se debe ampliar la literatura al respecto, sobre todo en el aspecto clínico. Debemos ser selectivos con los reportes existentes acerca del láser ya que muchos de estos no son serios y tienen poca validez científica.

En el área de la cirugía bucal el láser ha tenido gran auge debido a que sus ventajas son ampliamente aplicables a tratamientos sobre tejidos blandos, demostrando que es una herramienta eficiente y que logra superar en algunos casos las técnicas convencionales

En la disminución de dolor el mecanismo láser aun no ha sido esclarecido pero da buenos resultados en patosis como úlceras aftosas, lesiones herpéticas y dolor en la Articulación Temporomandibular.

Uno de los tratamientos en los que el láser ha sido aceptado por la Administración de comida y drogas (FDA), por sus resultados superiores sobre otras técnicas es en la fotocuración de resinas compuestas ya que logra una polimerización completa y la contracción de estos materiales se disminuye importantemente.

En periodoncia el láser tiene amplias perspectivas a futuro.

Si el tratamiento láser logrará un retardo en la migración epitelial sería un gran avance en la terapia periodontal ya que de ésta forma se daría lugar a la formación de tejido conectivo en lugar del epitelio de unión largo. Esto se ha intentado con otras técnicas como la regeneración tisular guiada con lo que se busca formar una barrera para evitar la formación del epitelio de unión largo sobre la superficie radicular.

La técnica de remoción epitelial con bisturí y otros instrumentos cortantes ha demostrado no ser la mejor ya que se pueden dejar restos de tejido que impiden una buena unión entre la superficie radicular y el epitelio. En este campo la terapia láser es prometedora ya que ha demostrado tener capacidad para remover epitelio gingival sin causar daño a estructuras adyacentes.

En la terapia periodontal el raspado y alisado radicular juegan un papel importante ya que es necesario obtener una superficie radicular libre de microorganismos para alcanzar la unión epitelial adecuada. Los estudios del láser de Erblio YAG sobre superficies radiculares son alentadores ya que se podría lograr una superficie lisa y una disminución en la flora microbiana subgingival.

El efecto fotoeléctrico de los láseres de bajo poder puede ser ampliamente utilizado para lograr la eliminación de bacterias subgingivales ofreciendo así una alternativa en el tratamiento de la enfermedad periodontal.

En el caso de incisiones sobre encía insertada, el láser no ha demostrado ser el mejor instrumento ya que ocasiona un retardo en la cicatrización debido a que los eventos histológicos de la cicatrización no se llevan a cabo con la debida secuencia.

En la actualidad son pocos los dentistas que utilizan el láser en su práctica privada lo que se debe en primer lugar a los altos costos de estos equipos y que su compra no se encuentra justificada debido al reducido número de aplicaciones que este ofrece.

Sin embargo, el láser no es la panacea en la odontología ya que se ha demostrado que en varios tratamientos tiene más desventajas que ventajas. Como es el caso de la remoción de tejidos duros -esmalte y dentina- en donde se produce una elevación importante de la temperatura que ocasiona problemas posteriores.

Con lo anterior podemos ver que el láser ofrece pros y contras en los tratamientos dentales por lo que se debe tener precaución al utilizarlo y aplicar la ética para así ofrecer los mejores resultados a nuestros pacientes.

CONCLUSIONES

El láser es un avance tecnológico que ha logrado la aceptación dentro de área médica, sin embargo, en la odontología no ha sido igual ya que las técnicas convencionales aun superan a las técnicas con láser.

En el ámbito de la investigación es un hecho cotidiano la polémica respecto del uso del láser en odontología. Existe incluso controversia en las investigaciones sobre el tema, por lo que las aplicaciones de éste en el área deben respaldarse con un mayor número de antecedentes veraces.

En periodoncia el láser parece tener expectativas alentadoras sobre todo en la disminución o eliminación de agentes involucrados en la enfermedad periodontal como lo son el sarro y ciertos componentes de alto y bajo peso molecular.

La opción adecuada en un ámbito profesional como el nuestro es la construcción de un láser en el cual las longitudes de onda sean variable y ampliar así las aplicaciones de éste dentro del consultorio dental. Esta característica disminuiría el costo de los aparatos permitiendo su adquisición.

Debido a que el láser posee alcances sorprendentes es importante integrarlo a la práctica cotidiana para obtener mejores resultados en los tratamientos bucales siempre y cuando se utilice de manera adecuada.

BIBLIOGRAFÍA

1.-Pick, R.M.; Colvard M.D. Current status in soft tissue dental surgery. J.Periodontol 1993;64: 589-602

2.- Láser. Microsoft ® Encarte. Coporight © Funk Y Wagnalls Corporation

3.- Miller, M.; Thruhe, T. Láser in dentistry: An overview. JADA 1993; 124: 32-5

4.- Fernando, S.; Hill, C.M.; Walker, R. A randomised double blind comparative study of low level laser therapy following surgical extraction of lower third molar teeth. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 1993; 31: 170-2

5.- Myers, M.L. The effect of laser irradiation on oral tissues. J Prosthet Dent 1991; 66: 395-7

6.- Premier Laser Sysytem. Pegasus. A New legend has just taken flight.

7.- Pick, R.M.; Pecaro, B.C, S.; Silberman, C.J. The laser gingivectomy: The use of the CO₂ laser for the removal phencytion hiperplasia. J Periodontol 1985; 56: 492-6

8.- Midda, M.; Renton-Harper, P. Laser in dentistry. British Dental Journal 1991; 170: 343-6

9.- Aoki, A.; Ando, Y.; Watanabe, H.; Ishikawa, I. In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an Erbium: YAG. J Periodontol 1994; 1097-1106

10.- Pick, R.M. Using lasers in clinical dental practice. JADA 1993; 124: 37-47

- 11.- Webster New Encyclopedic Dictionary. Reprinted form Merriam Webster's School Dictionary. Copyright 1993. De. Black Dog and Leventhal New York: 30, 324,340,414, 476, 671, 1210
- 12.- Complications of laser surgery of the head and neck. David K. Marshall. Year Book Medical Publishers. 1986.
- 13.- Garavaglia, M. El láser. Programa regional de desarrollo científico y tecnológico. Buenos Aires 1976; 1-10
- 14.- Pérez A.A. El láser de media potencia y sus aplicaciones en Medicina. Estudio y tratamiento del dolor. 1990;2:33-49
- 15.- Stern, R.H.; Sognaes, R.F. Laser inhibition of dental caries suggested by first test in vivo. JADA 1972; 85: 1087-90
- 16.- Adrian, J.C.; Bernier, J.L.; Sprague, W.G. Laser and dental pulp. JADA 1971; 83: 113-7
- 17.- Anic, Y.; Vidovic, D.; Luic, M.; Tudja, M. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. Caries Research 1992; 26: 165-9
- 18.- Fougue, J.P. Pointers offered for choosing dental lasers. JADA 1971; 83: 113-7
- 19.- Myers, T.R. Laser in dentistry: Their application in clinical practice. JADA 1991; 122: 46-50
- 20.- Burkens Jr. E.J.; Hoke, J.; Gomes, E.; Wolbarst, M. Wet Versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. J Prosthet Dent 1992; 67: 847-51
- 21.- Kutsch, V.K. Lase in dentistry: Comparing wavelenghts. JADA 1993;124: 49-54

- 22.- Trelles, M.A.; Verkruysse, W.; Seguí, J.M.; Udaeta, A. Treatment of melanotic spots in the gingiva by argon laser. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51: 759-61
- 23.- Walsh, L.J. The use of lasers in implantology: And overview. *Journal of Oral Implantology* 1992;18: 335-40
- 24.- Zacariasen, M. Shedding new lighth on lasers. *JADA* 1993; 124: 28-35
- 25.-Zijp, Jr.; Bosch, J.J. Angular dependence of He-Ne laser lighth scattering by bovine and human dentine. *Archives of Oral Biology* 1991;36: 283-9
- 26.-Taube, S.; Piironen, J.; Ylipaavalniemi, P. Helium-Neon laser therapy in the prevention of posoperative swelling and apin after wisdom tooth extraction. *Proceedings of the Finnish Dental Society* 1990;86: 23-7
- 27.- Frame, J.W. Removal of oral soft tissue pathology with the CO₂ laser. *J Oral Maxillofac Srug* 1985;43: 850-55
- 28.- Progel, M.A. The carbon dioxide laser in soft tissue preprosthetic surgery. *J Prosthet Dent* 1989;61: 203-8
- 29.- Cobb, C.M.; Mc. Cawley, T.K.; Kitloy, J.W. A preliminary study on the effects of Nd:YAG laser on root surfaces and subgingival microflora in vivo. *J Periodontol* 1992;63: 701-7
- 30.- Meller, M.M. Introduction to laser: Lasers in Orhopaedics. Philadelphia, PA., Lippincott 190; 1-5
- 31.- Roeneing, K. Laser: When is it heplful, unequivocal, or simply marketing tool. *Cutis* 1994;53: 201-10

- 32.- Nemeth, A.J. Laser and wound healing. *Dermatol Clin* 1993;11: 783-9
- 33.- Lim, J.T.; Goh, C.L. Laser used in dermatology. *Ann Acad Med Singapore* 1994;23: 52-9
- 34.- Sinclair, R.J.; Sinclair, P.J. Carbon dioxide lasers in the treatment of cutaneous disorders. *Australias J Dermatol* 1991;32: 165-71
- 35.- Sheehan, R.A.; Cotte J.A. Laser in dermatology. *Br J Dermatology* 1993;129: 1-8
- 36.- Leffell, D.J.; Thompson, J.T. Laser in dermatology and ophthalmology. *Dermatol Clin* 1992;10:687-700
- 37.- Olbricht, S.M. Treatment of malignant cutaneous tumors. *Clin Plast Surg* 1993;20:167-80
- 38.- Buset, M.; Cremer, M. Endoscopic palliation of malignant dysphagia. *Acta Gastro-Enterologica Belgica* 1992;LV: 264-70
- 39.- Buset, M. Endoscopic palliative intubation of inoperable malignant esophagogastric. *J Belge Radiology* 1991;74: 408-10
- 40.- Pritinkin, J.; Weinman, D.; Harnatz, A.; Young, H. Endoscopic laser therapy in gastroenterology. *West J Med* 1992;157: 48-54
- 41.- Shimueli, E.; Myszor, M.F.; Burke, D.; Record, C.O.; Matthewson, K. Limitations of laser treatment for malignant dysphagia. *Br J Surg* 1992;79: 778-80
- 42.- Van Gossum, A.; Bourgeois, F.; Gay, F.; Lievens, P.; Alder, M.; Cremer, M. Operative colonoscopic endoscopy. *Acta Gastro Entetologica Belgica* 1992;LV: 314-26

- 43.- Fleischer, D.E. Laser therapy: more smoke than lighth. *Scand J Gastroenterol Suppl* 1992;192: 88-90
- 44.- Goustot, C.J.; Viggiano, T.R.; Ahlquist, D.A.; Wang, K.K.; Larson, M.V.; Balm, R. The clinical and endoscopic spectrum of the watermelon stomach. *J Clin Gastroenterol* 1992;15: 256-63
- 45.-Vandermeeren, A.; Bourgeois, N.; Buset, M.; Delhay, M.; Derive, J.; Desmarez, B.; Gay, F.; Van-Gossum, A.; Cremer, M. Treatment of peptic ulcer severe bleeding. *Acta Gastroenterol Bel* 1992; 55: 271-84
- 46.- Krishnamurthy, S.; Powers, S.K. Laser in Neurosurgery. *Lasers Surgery Medical* 1994; 15: 126-67
- 47.- Majchrza, K.H.; Idzik, M. Use of Nd:YAG laser in surgical treatment of intracranial tumors. *Neurologu Neurochir Pol* 1991;25: 751-5
- 48.- Kopera, M.; Majchrzak, H. Use of Nd:YAG laser in surgical treatment of intracranial tumors. *Neurology Neurochir Pol* 1992; Suppl 1237-47
- 49.- Majchrzak, H.; Kopera, M. Progress in laser neurosurgery. *Neurology Neurochir Pol* 1991;25: 781-7
- 50.- Bolognese, P.; Miller Jr. Laser doppler flowmetry in neurosurgery. *J Neurosurg Anesthes* 1993;5:151-8
- 51.- Grasso, M.; Bagley, D.H. Endoscopic pulsed dye laser lithotripsy: 159 consecutive cases. *J Endourol* 1994;8: 25-7

ESTA TESIS DE GRADO
SALIO DE LA BIBLIOTECA

- 52.- Parr, N.J.; Pye, S.D.; Tolley, D.A. Comparison of the performance of two pulsed dye lasers using a synthetic stone medel. J of urology 1994;152: 1619-21
- 53.- Benizri, E.; Wodey, J.; Amiel, J.; Toubol, J. Comparasion of 2 pulsed lasers for lithotripsy of ureteral calculi: Report on 154 patienets. J Urol 1993;150: 1803-5
- 54.- Etienne, J.M. Laser lithotripsy of difficult biliary stones. Gastrointest Endosc 1994;40:290-5
- 55.- Piergiovanni, M.; Desgrandchamps, F.; Priollet, B. Ureteral and bladder lesions after ballistic, ultrasonic, electrohydraulic or laser lithotripsy. J Endourology 1994;8: 293-9
- 56.- Ai, E. Current Management of diabetic retinopathy. West J Med 1992;157: 67-70
- 57.- Kokutei, K.; Yamashita, H. Diabetic retinopathy score and fuzzy logic therapy. Nippon Gank Gakkakai Zasshi 1993;97: 632-8
- 58.- Robert, M.; Feldman, L.; Jay, K. Long term efficacy of repeat argon-laser trabeculoplasty. Ophthalmology 1991;98: 1061-5
- 59.- Coakes, R. Laser trabeculoplasty. British Journal Ophthalmology 1992;76: 624-26
- 60.-Bhatta, N.; Issacson, K.; Bhatta, K.M., Anderson, R.R. Comparative study of different laser systems. Fertil Steril 1994;61: 581-91
- 61.- Coeson, S.L. Use of Nd:YAG laser in laparoscopic gynecologic procedures. Obstet Gynecol Clin North Am 1991;18: 619-36
- 62.- Donnez, J.; Nisolle, M. Hysteroscopic surgery. Curr Opin Obstet Gynecol 1992;4: 439-40

- 63.- Chambers, J.T. Out patient surgery in gineecologic oncology. *Curr Opin Obstet Gynecol* 1991;3: 379-80
- 64.- Richart, R.M.; Wright, T.C. Out patient surgery in gineecologic oncology. *Curr Opin Obstet Gynecol* 1993;: 318-21
- 65.- Reid, R. Laser surgery of vulva. *Obstet Ginecol Clin North Am* 1991;18: 491-510
- 66.- Dorsey, J.H. Laser surgery for cervical intraepithelial neoplasia. *Obstet Ginecol Clin North Am* 1991;18: 475-89
- 67.- Sutton, C. Operative laparoscopy. *Br J hosp Med* 1993;49: 312-22
- 68.- Wilenborg, G. The future of laser in clinical dentistry. *L.I.A.* 1988;64: 170-183
- 69.- Myers, T.D.; Myers, W.D. The use of the laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent* 1985;53: 776-9
- 70.- Miserendino, L.; Neiburger, E.J.; Walia, H.; Luebke, N.; Brantley, W. Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth: An in vitro study. *J Endodon* 1989;15: 302-5
- 71.- White, J.M.; Goddis, H.E.; Coloma, A.J.; Marshall, G.W. Removal of caries in dentin using a Nd:YAG laser. *Journal Dental Research* 191;70: 493
- 72.- Goddis,H.; White, J. Dental pulp and dentin permeability response to Nd: YAG laser. *3erd International Congress on Laser in Dentistry* 1992;6:46

73.- White,J.; Neev, J. Surface temperature and thermal penetration depth of Nd:YAG laser applied to enamel and dentine laser surgery. *Advanced Characterization, Therapeutics and Systems III* 1992: 423-36

74.- Code, J.E. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med* 1992;12: 625-30

75.- Bavitz, B.; Catone, G.A.; Happel, M.B.; Heine, D. Comparison between CO₂ microsurgical laser and conventional meniscectomies in sheep: preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47: 383-5

76.- Clinical Research Associates Newsletter. Volumen 9, ejemplar 8 1995 pag 2.

77.- Pecaro, B.C.; Garehime, W.J. The CO₂ laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1993;41:725-8

78.- Bradrick, J.P.; Eckhauser, M.L.; Indresano, A.T. Morphologic and histologic changes in canine temporomandibular joint tissues following arthroscopic guided Neodymium YAG laser exposure. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47: 1177-81

79.- Hendler, B.H.; Gateno, J.; Mooar, P.; Sherk, H.H. Holmium YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 1992;50: 931-4

80.- Koslin, M.G. Proper use of holmium YAG laser (letter). *J Oral Maxillofac Surg* 1993;51: 339

81.- Chen, I.H.; Saha, S. Thermal analysis of the bone surface induced by laser radiation. *Ann Biomed Eng* 1986;15: 457-66

- 82.- Nagasawa, A.; Kato, K. Bone regeneration effect of low level lasers including argon laser. *Japanese Journal of Medical Instrumentation* 1991;57: 59-62
- 83.- Latif, M.; Kugel, R.; Chapman, R.; Norris, L.; Kavani, S.; Washburn, B. Nd:YAG laser and conventional techniques in bone surgery. *Journal Dental Research* 1991;70: 510. Abstract
- 84.- Colvard, M.; Kuo, P. Managing aphthous ulcers: Laser treatment applied. *JADA* 1991;122: 51-3
- 85.- Padilla, T.A.; Padilla, S.L. Láser terapia aplicada en úlceras aftosas y herpes-bucolabial. *ADM* 1994;LI: 139-44
- 86.- Garrigo, M.; Valiente, C. La radiación láser en el dolor temporomandibular. *Práctica Odontológica* 1994;5: 51-5
- 87.- Hansson, T.L. Infrared laser in the treatment of craniomandibular disorder arthrogenous pain. *J Prosthet Dent* 1989;61: 614-17
- 88.- Potts, T.V.; Petrou, A. Laser photopolymerization of dental materials with potential endodontic. *J Endodont* 1990;16: 265-8
- 89.- White, J.M.; Goodis, H.E.; Roper, M.J. Analysis of Nd:YAG laser treated dentin surfaces by SRIIFTS. *Journal Dental Research* 1991;70: 440 Abstract
- 90.- White, J.M.; Goodis, H.E.; Rose, C.M.; Khosrovi, P.M.; Hornberg, B. Shear bond strength of Nd:YAG laser treated dentin. *Journal Dental Research* 1991;70: 397 Abstract
- 91.- Joffe, S.; Atsumi, M. Effect of a pulsed Nd:YAG laser on enamel and dentine. *Laser Surgery Advanced Characterization Therapeutics and Systems II* 1990: 425-36

- 92.- White, J.M.; Khosrovi, P.M.; Rose, C.M.; Marshall, G.W. Nd:YAG laser treated dentin/resin fracture surfaces. *Journal Dental Research* 1991;70: 394 Abstract.
- 93.- Phoon, D. The effectiveness of the 308nm excimer laser for pretreatment of enamel surface: A comparative study of shear bond strength between laser irradiation and acid etching. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1991;103: 573
- 94.- Pashley, E.L.; Hornier, J.A.; Liu, M.; Kimm, S.; Pashley, D.H. Effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. *J Endodon* 1992;18: 257-62
- 95.- Matsumoto, K.; Nakayama, T. A Morphological study on the enamel and dentine irradiated by pulsed Nd:YAG laser (dlaser 300). 3rd International Congress on Laser in Dentistry 1992;6: 20
- 96.- Zakariansen, K.; Mac Donald, R. Spotlight on laser: A look at potential benefits. *JADA* 1991;122: 58-61
- 97.- Westerman, G.H.; Hicks, M.J.; Flätz, C.M.; Blankenau, R.J.; Powell, G.L.; Berg, J.H. Argon laser irradiation in root surface caries: In vitro study examines lasers effects. *JADA* 1994;125: 401-6
- 98.- Zakariansen, K.L.; Dederich, D.N.; Tulip, J.; Decoste, S.; Jensen, S.; Pickard, M. Bactericidal action of carbon dioxide laser radiation in the experimental dental root canals. *Can J Microbiol* 1986;32: 942-6
- 99.- Bahcall, J.; Miserendino, L. Scanning Electron Microscopic Evaluation Subsequent to canal preparation with Nd:YAG laser vs hand instrumentation. Abstract condensed form a table clinic presented at the 47th Annual Session of the American Association of Endodontic 1990;28

100.- Tseng, P.; Liew, V. The sterilization potential of Nd:YAG laser treatment in root canals and the effect of the treatment on pulpal dentin: Culturing an SEM studies in vitro. Abstract North American Academy of laser Dentistry 1991;23

101.- Goodis, H.; White, J. Root canal preparation in endodontics: Conventional vs laser methos. Laser Surgery Advanced Characterization Therapeutics and Systems III 1992: 412-22

102.- Bachall, J.; Howard, P.; Miserendino, L.; Harmet, W. Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the periradicular tissues in dogs. J Endodont 1992;18: 247-51

103.- Haedee, M.; Miserendino, L. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. J Endodont 1994;20: 377-80

104.- Projonchukov, A.A. Aplicación de la radiación He-Ne en endodoneia recomendaciones metodológicas. Ministerio de Salud Moscú 1983

105.- Garrigo, M.; Valiente, C. Empleo de la terapia láser en la pulpitis irreversible. Práctica Odontológica 1994;15: 50-2

106.- Goodis, H.; Withe, J. Evaluation of the Nd:YAG laser in root canal sterilization. Journal Dental Research 1992;72: 564

107.- Strobl, K.; Bahns, T.L.; Willham, L.; Bishara, S.E.; Stwalley, W.C. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. American Journal of Orthodontics Y Dentofacial Orthopedics 1993;101: 152-8

108.- Hess, J.; Abed, A. Bond Strength of orthodontic brackets to acid-etched and laser-etched enamel. Abstract 1990

- 109.- Block, C.M.; Mayo, J.A.; Evans, G.H. Effects of Nd:YAG dental laser on plasma sprayed and hidroxyapatite-coated titanium dental implants: Surface alteration and attempted sterilization. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7: 441-9
- 110.- Birgitta, B.; Palmquist, S. Laser Welded Titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: A 2 years multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10: 119-205
- 111.- Harper, R.; Midda, M. Nd:YAG laser treatment od dental hypersensitivity. *Br Dent J* 1992;172: 13-6
- 112.- Gelskey, S.C.; White, J.M.; Pruthi, V.K. The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity. *Canadian Dental Asociation Journal* 1993;59: 377-8
- 113.- Manton, S.; Harpper, R. Laser treatment of dentine hipersensitivity. *Journal Dental Research* 1992;72: 608
- 114.- Ganz, C. Evaluation of the safety of the carbon dioxide laser used in conjunction with root from implants: A pilot study. *J of Prosthet Dent* 1994;71: 27-30
- 115.- Khayat, A.; Stabholz, D.A.; Weeks, M.; Torabinejad, M. SEM study resected teeth using Nd:YAG laser. *J Endodont* 1991;17:196 Abstract
- 116.- Stabholz, A.; Khayat, A.; Ravanshad, S.M.; Mc-Carthy, D.W.; Neev, J.; Torabinejad, M. Effects of Nd:YAG laser on apical seal of teeth after apicectomy and retrofill. *J Endodont* 1992;70: 440 Abstract
- 117.- Saks, N.M.; Roth, C.A. Ruby laser as microsurgical. *Science* 1963;141: 46-7

- 118.- Klein, E.; Fine, S.; Ambrus, J. Interaction of laser irradiation with biological systems. Studies on Biologic systems in vitro Fed Proc 1965, Suppl 5104
- 119.- Mc-Guffy P.E.; Bell, E.J. The effect of laser irradiation on bacteria. Med Biol III 1966;16: 191-3
- 120.- Dobson, J., Wilson, M. Sensitization of oral bacteria in films killing by light from a low power laser. Archives of Oral Biology 1992;37: 883-7
- 121.- Iwase, T.; Saito, T.; Nara, Y.; Morioka, T. Inhibitory effect of He-Ne laser on dental plaque deposition in hamsters. J Periodont Res 1989;24: 282-3
- 122.- Stabholz, A.; James, K.; Neev, J.; Torabinejad, M. Effects of the XeCl Excimer laser *Streptococcus mutans*. J Endodont 1993;19: 232-5
- 123.- Sarkar, S.; Wilson, M. Lethal photosensitization of bacteria in subgingival plaque from patients with chronic periodontitis. J Periodont Res 1993;28: 204-10
- 124.- Midda, M. Laser in periodontics. Periodontal Clin Investg 1992;14: 14-20
- 125.- Romanos, G. Role of the Nd: YAG laser on the wound healing process: A Clinical, Histological and Immunohistochemical study. 1992;30 Abstract.
- 126.- White, J.; Goodies, H. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue Surgery 1991;11: 455-61 Lasers Surg. Med.
- 127.- Tseng, P.; Liew, V. Nd:YAG laser in Periodontal Surgery: Clinical Use and Microscopy Studies 1992;71:983-94 V. Dental Research.

- 128.- Rossman, J.A.; Gottlieb, S.; Kondelka, B.M.; Mc-Quade, M.J. Effects of CO₂ laser irradiation on gingiva. *J Periodontol* 1987;58: 423-5
- 129.- Rossman, A.R.; McQuade, M.J.; Turunen, D.E. Retardation of epithelial migration in monkeys using a carbon dioxide laser: A animal study. *J Periodontol* 1992;63: 902-7
- 130.- Israel, M.; Rossman, J.A.; Froum, S.T. Use of the carbon dioxide laser in retarding epithelial migration: A pilot histological human study utilizing case reports. *J Periodontol* 1995;66: 197-204
- 131.- Spencer, P.; Trylovich, D.J.; Coob, C.M. Chemical characterization of lased root surfaces using fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy. *J Periodontol* 1992;63: 633-6
- 132.- Ito, K.; Nishikata, J.; Murai, S. Effects of Nd:YAG laser radiation on removal of a root surface smear layer after root planing: A scanning electron microscopic study. *J Periodontol* 1993;64: 544-52
- 133.- Trylovich, D.J.; Coob, C.M.; Pipin, D.J.; Speneer, P.; Killoy, W.J. The effects od Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin treated root surfaces. *J Priodontol* 1992;63: 626-32
- 134.- Tseng, P.; Gilkenson, C.F.; Pearlman, B.; Liew, W. The effects of Nd:YAG laser treatment on subgingival. *Journal Dental Research* 1991;70: 657 Abstract
- 135.- Ryden, H.; Bjelkhagen, H.; Sandstrom, U. Laser instrument for measuring tooth movements. *J Periodontol* 1979;5: 265-9

136.- Boutault, F.; Cadenat, H.; Hibert, P.J. Evaluation of gingival microcirculation by laser Doppler Flowmeter preliminary results. *J of Crano Maxillo Facial Surg* 1989;17:105-9

137.- Hinrichs, J.E.; LaBelle, L.L.; Aeppli, P. An evaluation of laser doppler readings obtained from human gingival sulci. *J Periodontol* 1995;66: 171-6

138.- Masse, J.F.; Landri, R.G.; Rochette, C.; Dufort, L.; Morency, R.; D'Aoust, P. Effectiveness of soft laser treatment in periodontal surgery. *Int Den J* 1993;43: 121-127