

237
2ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

EL USO DE LA LUZ LASER EN
LOS TEJIDOS PERIODONTALES.

PARODONCIA

Seminario de Titulación de Areas Básicas y Clínicas

T E S I S A
Que para obtener el Título de:
CIRUJANO DENTISTA
p r e s e n t a

MARIA ESTHER RAMIREZ RODRIGUEZ



México, D.F.

1994

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está 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.

A mis padres por su confianza y ejemplo.

A mi esposo e hijas por su apoyo moral.

A mis maestros por su desinteresada
y valiosa enseñanza.

Al Dr. José Luis CHIQUINI por su ayuda
en la dirección de mi Tesina.

GRACIAS

INDICE

Página

INTRODUCCION	2
OBJETIVO	3
CAPITULO No. I.- Antecedentes Históricos	4
CAPITULO No. II.- Principios Físicos de la Radiación Laser	13
CAPITULO No. III.- Clasificación de Algunos Laseres ...	21
CAPITULO No. IV.- Aplicación del Laser	24
IV.1.- Acción de la Radiación Laser.	25
IV.2.- Características de los Laseres CO ₂ , Nd:YAG, Argón y He-Ne	28
IV.3.- Efectos Biológicos y Fisiológicos	35
IV.4.- Ventajas y Desventajas	39
CAPITULO No. V.- Estudios Realizados con Laser de CO ₂	43
CAPITULO No. VI.- Estudios Elaborados con Laser de Nd:YAG	56
RESUMEN	69
CONCLUSIONES	71
BIBLIOGRAFIA	72

ESPECTRO ELECTROMAGNETICO

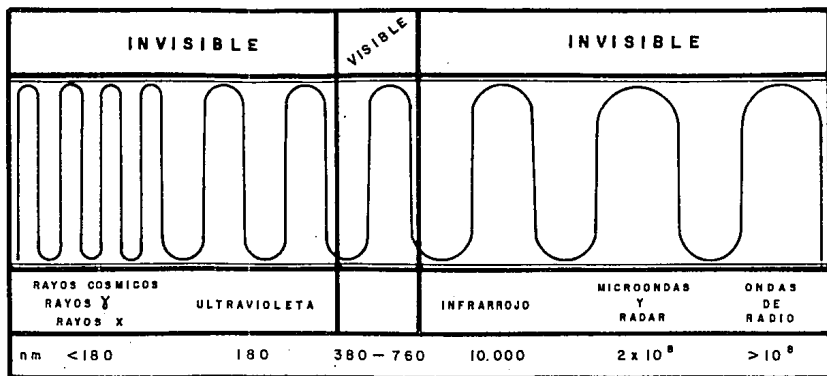


FIGURA No 2

INTRODUCCION:

En poco más de un siglo, la odontología ha pasado de ser una profesión de cierta categoría, practicada por algunos individuos con conocimientos limitados, a convertirse en una profesión importante, científicamente orientada y prestigiosa, la cual todavía espera tener cambios de gran magnitud dentro de sus diferentes especialidades.

La presente tesina está enfocada a analizar una importante alternativa más que se le presenta al paciente y al odontólogo, para la actualización de sus técnicas, con el subsecuente beneficio científico que esto implica para el paciente.

El LASER es un avance más dentro de la tecnología odontológica, donde presenta ventajas para varias especialidades como cirugía maxilofacial, endodoncia, odontopediatría, etc. incluyendo parodoncia tema en el cual incursionaremos más a fondo.

OBJETIVO:

Siendo un campo tan amplio el tema de la presente exposición, se han tratado de llevar los conceptos básicos a su forma más simple, cuyo propósito es manejar el lenguaje científico de manera entendible y clara.

Dentro del estudio de la radiación laser, es conveniente comprender principalmente que tipo de radiación lumínica presenta ser en general, cómo se desarrolló, su clasificación y los beneficios que reporta a ciencias como la medicina y la odontología entre otras.

CAPITULO I

I.- ANTECEDENTES HISTORICOS:

Desde hace 2,000 años egipcios, arias y la mayoría de los pueblos de la antigüedad, ya sabían que la luz tenía un efecto terapéutico, por lo que utilizaban mucho las bondades del sol a quien adoraban e invocaban con el propósito de tener buenas cosechas.

Poco a poco estas necesidades fueron aumentando y por supuesto los conocimientos e investigaciones para obtener los beneficios adecuados, se hicieron presentes. Así llegaron a conclusiones como que para obtener calor o fuego, tenían que hacer pasar un rayo de sol a través de un cristal, o a observaciones como que el sol se encontraba exactamente en una posición determinada, a una hora específica, un día preestablecido.

Sin saberlo estaban incursionando en ciencias como las Matemáticas o la Física. Así tenemos que a través de los siglos se han hecho innumerables descubrimientos en estos campos.

Desde el Siglo XIX, ya se trataba de dar explicaciones acerca de la emisión de la radiación, y se veía que una de las formas importantes de transmisión de calor era por radiación. Se

sabía que la energía del sol era transportada a la velocidad de la luz únicamente por medio de radiaciones electromagnéticas que eran de la misma naturaleza que la luz. Esta radiación al incidir sobre un pedazo de piedra, o sobre cualquier otro cuerpo, agitaba sus moléculas y en esta forma efectuaba la propagación del calor y que esta forma de transmisión podía propagarse a través del vacío.

Se estudiaba de que manera la radiación podía ser absorbida y emitida y vieron que era a través de un cuerpo negro. Un cuerpo negro es aquél que absorbe toda la radiación incidente y que no refleja nada, por ej.: se montan dos termómetros A y B en una redoma de alto vacío y se coloca ésta a la luz directa del sol. No hay gas en el frasco, por consiguiente, sólo la radiación calienta los bulbos de los termómetros.

Si éstos son de las mismas características y dimensiones, se calentarán con rapidez. Sin embargo, si el bulbo A está cubierto con negro de humo u hollín y B con plata, A absorberá más radiación que B y por consiguiente, su temperatura se elevará más rápidamente que la temperatura de B. El negro de humo absorbe más del 97 % de la radiación incidente y refleja menos del 3 %; una superficie de plata limpia absorbe menos del 10 % y refleja el resto. Si se llevan los dos termómetros montados en el frasco al vacío a un refrigerador, la tempera-

tura del termómetro ennegrecido descenderá más rápido que la del otro.

Los experimentos demuestran que conforme un cuerpo es más negro (que absorbe mejor), es mejor emisor de radiación y mal reflector.

Una cavidad de cuerpo negro es un absorbedor de radiación y emisor de radiación casi perfecto.

Otros experimentos probaban que la absorptancia a , de una superficie, que es la relación de la energía radiante absorbida por ella a la radiación total que le llega, es igual a su emitancia e . A esto se le denominó la ley de Kirchhoff que dice:

$$a = e \dots\dots\dots \text{Absortancia} = \text{Emitancia}$$

En el mismo siglo se supo que la relación exacta entre la temperatura y la cantidad de radiación estaba dada por la ley de la radiación total de Stefan-Boltzmann que dice: "La rapidez con que un cuerpo negro irradia energía es proporcional a la cuarta potencia de su temperatura Kelvin".

La radiación del cuerpo negro es la radiación electromagnética que existe dentro de una cavidad cuyas paredes se encuentran a alguna temperatura uniforme superior a 0°K.

Cuando la fuente de cuerpo negro está a 2000°K , casi toda la radiación se encuentra en la región infrarroja. A 4000°K . aproximadamente el 10 % se encuentra en la parte visible del espectro (ver fig. 2).

La parte del espectro continuo que está en la región visible comprende los matices del arco iris (violeta, indigo, azul, verde, amarillo, anaranjado y rojo). Si se eleva la temperatura, las longitudes de onda se hacen más cortas. Este concepto ya molestaba a los físicos de ese tiempo pues suponían el siguiente ejemplo: si introducimos luz roja en un cubo y aumentamos su temperatura, ésta se convertirá progresivamente en luz azul, violeta, ultravioleta, rayos X, rayos gamma y así sucesivamente, sin límite alguno y se decían, al abrir el horno de la cocina debemos morir instantáneamente al ser alcanzados por una mortífera radiación de muy corta longitud de onda.

Este hecho, conocido como la "catástrofe ultravioleta" mostró la incapacidad de la física del Siglo XIX - ahora llamada Física Clásica - para resolver algunos problemas importantes.

Para todo el mundo quedó claro que si se quería evitar la "catástrofe ultravioleta", deberían realizarse cambios radicales en los modelos de la física clásica hasta entonces aceptada.

No fue sino hasta principios del Siglo XX, que Max Planck resuelve el problema del cuerpo negro, introduciendo el concepto del "cuanto" de energía, formando los pilares en que se sustentaría la física moderna, al postular que la energía de una onda electromagnética (o cualquier otro sistema oscilante), puede existir en forma de paquetes llamados "cuanta".

La energía E de cada cuanta es directamente proporcional a la frecuencia de oscilación, esto es:

$$E = h \cdot \nu$$

en donde h es una constante universal, hoy conocida como constante de Planck y que vale $h = 6.6256 \times 10^{-34}$ joules-segundo.

Con esta suposición y haciendo uso de la física estadística se pudo calcular la distribución de energía emitida por longitud de onda por un cuerpo a la temperatura T.

Aunque Planck tuvo la necesidad de postular la cuantificación de la energía, él no creía realmente en la existencia física de tales paquetes energéticos. Sin embargo la evidencia experimental mostró, en efecto, que un sistema físico no puede intercambiar cantidades arbitrarias de energía sino sólo cantidades cuantizadas. Asimismo, dicha evidencia experimental mostró que los cuanta se comportan como partículas. Es decir

los cuanta no eran sólo un recurso matemático que permitió resolver un problema, sino entes físicos reales.

Los importantes experimentos que apoyaron esta idea fueron el efecto fotoeléctrico explicado por Einstein en 1905 y el efecto Compton explicado por Arthur H. Compton en 1923.

Teóricamente no existía problema alguno sin embargo Planck no podía sintetizarlo en resultados experimentales.

Fue Niels Bohr, en 1913, quien solucionó esta situación al proponer un modelo atómico, en el cual los electrones únicamente podían encontrarse en un número discreto de órbitas alrededor del núcleo y los cuales al pasar de una órbita a otra tenían que absorber o emitir, según fuera el caso, solamente un cuanto de energía.

Sin embargo, el origen histórico del concepto físico que dio lugar posteriormente al rayo laser, lo expuso A. Einstein en 1917, quien propuso la posibilidad de que el proceso de emisión de la radiación pudiese ser interferido, estimulándose el paso del átomo de su posición de excitación a la de reposo.

No fue sino hasta 1954 cuando Charles H. Townes y cols., en la Universidad de Columbia en E.U.A. y de manera simultánea Nikolay G. Basov y Alexander M. Prokhorov del Instituto

Lebedev de Moscú, diseñan los primeros sistemas de amplificación de la radiación por medio de la estimulación de la emisión.

Construyen un amplificador de microondas llamado MASER (Micro wave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) correspondiente a la zona de espectro de las microondas. A estos 3 científicos se les otorga el premio Nobel de física en 1964.

Ya en 1960 Theodore Maiman, bajo los auspicios de los Laboratorios Hughes en Malibú, Cal., hace funcionar el primer laser en el mundo, usando como medio activo un cristal de rubí sintético.

Este rubí cuando es usado en un laser, adopta la forma geométrica de barras cilíndricas de 1 a 15 mm de radio, y algunos centímetros de largo. La excitación de este material se realiza mediante la energía óptica proporcionada por lámparas flash conectadas a un banco de capacitadores.

Una de las desventajas de estos lasers bombeados ópticamente es su baja eficiencia, que por lo general es menor del 0.1 %; además de que específicamente el de rubí tiene la dificultad del crecimiento de los cristales sintéticos de rubí. Además en esa época se pensó que sólo se trataba de un MASER más.

Este mismo año, un investigador de los Laboratorios Bell, Ali Javan, hizo funcionar el primer laser de gas utilizando una mezcla de helio-neón. Actualmente muy empleada.

Hacia 1961, Snitzer, realiza una investigación sobre el laser de Nd:vidrio.

En 1961-1962, N. Bloembergen y R.V. Khokhov realizan estudios teóricos fundamentales en el campo de la óptica no lineal y los laseres.

Para 1962-1963, los primeros laseres de semiconductores funcionan en varios laboratorios del mundo y se empiezan a utilizar los diversos sistemas de emisión laser en ingeniería, comunicaciones, informática, industria y hasta en el espectáculo.

Hacia 1964, Geusic, Marios y Van Vitret, realizan investigaciones sobre el laser de Nd:YAG. Patel construye el primer laser de CO2 y Kasper y Pimentel desarrollan el laser químico de yodo.

Ya En 1969 Beaulieu desarrolla los laseres TEA, en 1970 Besov investiga los laseres de excimeras; hacia 1976, Ewing y Brau analizan el láser de KrF2 y en 1977, Deacon y cols., construyen el primer laser de electrones libres.

Fue a partir de 1965 que el rayo laser tiene sus primeras incursiones en medicina. Se deben al profesor Injucshin de la Universidad de Alma Atta en la Unión de Repúblicas Soviéticas Socialistas (URSS) y al profesor Mester en Budapest, los estudios que darían lugar posteriormente a la laserterapia.

CAPITULO II

II.- PRINCIPIOS FISICOS DE LA RADIACION LASER:

La palabra LASER, es un acrónimo en inglés que corresponde a Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation y que en español significa: luz amplificada por una emisión estimulada de radiación.

Para la mejor comprensión de una emisión laser, citaremos el modelo que Bohr diseñó, en donde se aprecia un átomo con partículas subatómicas, entre ellas protones con carga positiva, neutrones y electrones con carga negativa, distribuidos en diferentes niveles. Los electrones siempre tenderán a situarse en los lugares vacantes más cercanos al núcleo.

- EMISION ESPONTANEA:

Al aplicar cualquier energía externa a un átomo, ésta será absorbida por los electrones, los cuales pasarán de un nivel 0 a un nivel 1 superior, dejando huecos en la capa donde se encontraban, es decir están en un período de excitación en el cual duran fracciones de segundo.

Cuando el electrón vuelve al lugar donde se encontraba originalmente, emite energía. A esa emisión se le denomina "emisión espontánea".

Esta emisión espontánea es la que se da dentro de la luz blanca o de un foco normal y se dice que no es coherente, porque es el resultado de una gran diversidad de períodos de excitación y desexcitación de los átomos de diversos compuestos químicos, por medio de calor, de energía eléctrica, etc.

- EMISION ESTIMULADA:

Partiendo del concepto básico de que un cuanto de energía es lo mismo que un fotón, tenemos que para que exista una emisión estimulada, los electrones de los átomos que componen un material X, deben estar en una fase excitada o nivel 1, lo cual se logra con un sistema de bombeo ya sea tipo óptico, eléctrico, o por medios químicos. Al recibir un flujo de fotones inicialmente incidente, el electrón del átomo en este material, ya en el nivel 1 o excitado, lo recibe y lo regresa duplicado, pues va junto con el fotón que emite cuando pasa a su nivel 0, con las mismas características del fotón inicialmente incidente. Es una emisión estimulada.

Si el material no tuviera sus electrones excitados y estuvieran en el nivel 0, al incidir el flujo de fotones en el electrón, éste absorbería el flujo para pasar al nivel 1 y no regresaría al mismo fotón que le dio energía, sólo retornaría su propia emisión, como en la espontánea.

- AMPLIFICACION DE LA LUZ:

Estos materiales deben de tener mayor número de electrones en el nivel 1 que los que se encuentran en el nivel 0 (condición de inversión de población), para que al recibir el flujo de fotones que se les proporciona inicialmente dentro de una cavidad amplificadora, se incrementen a lo largo de su propagación dentro de esa cavidad, por lo que el resultado promedio total será de un incremento al flujo inicial de fotones. Esto es, el flujo de electrones es amplificado por el medio.

Si la cantidad de electrones excitados fuera la misma cantidad de electrones en su estado base o nivel 0, tendríamos que en promedio la amplificación y la absorción que sufría el flujo inicial sería igual y por tanto el flujo final no sería ni mayor ni menor que el flujo de fotones inicialmente incidente por lo que la cantidad de fotones que saldría de la cavidad sería la misma que la que entró.

Si la cantidad de electrones excitados fuera menor que el número de átomos en su estado base o nivel 0, el resultado promedio total sería de una reducción del flujo inicial de fotones. Esto es, el flujo de fotones es absorbido por el medio.

En general cualquier sistema macroscópico en el cual los procesos de absorción y emisión puedan ocurrir, se le llama "medio activo".

La forma eficiente que nos permite extraer la energía que el sistema de bombeo ha depositado en los átomos contenidos en la cavidad amplificadora, es mediante la presencia de un "resonador óptico" (ver fig. 1).

El resonador óptico, es un par de espejos paralelos planos o ligeramente cóncavos, colocados a los extremos de la cavidad amplificadora, uno frente al otro. Uno refleja el 100 %, el otro el 90 %. El "eje óptico" de este sistema sería una línea imaginaria que atraviesa la cavidad a lo largo, en 2 partes iguales y que va del centro de un espejo al centro del otro. Cualquier fotón emitido en una dirección diferente de la definida por el eje óptico del resonador óptico, se perderá, mientras que cualquier fotón emitido a lo largo del eje óptico, podrá ser extraído de la cavidad debido a que uno de los espejos tiene una reflectancia del 90 %, lo que permitirá que el 10 % de los fotones que incidan allí, sean transmitidos fuera del resonador óptico formando un rayo de luz laser.

Las principales cualidades de una emisión laser, es su monocromaticidad, coherencia, unidireccionalidad y brillantez.

Se dice que es monocromática porque se emite en una longitud de onda concreta.

Que presenta coherencia por emitirse en el mismo momento; lo que indica que sus ondas van en fase.

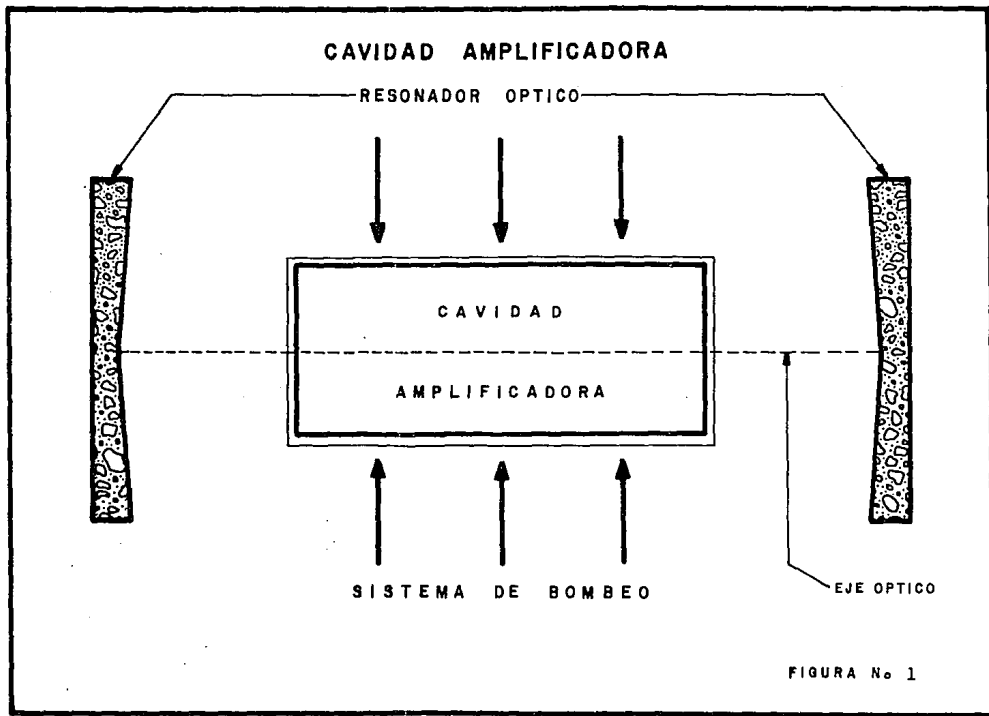


FIGURA No 1

Es direccional, pues se transmite en forma de un haz muy fino sin divergencia.

Por último, que es brillante, por su gran densidad fotónica, lo que dará sus cualidades térmicas.

La luz es un fenómeno ondulatorio y cuántico. El alcance de los fotones que la compone estará en base al movimiento ondulatorio que describa; pudiendo ser medido este movimiento o longitud de onda, por medio de la distancia que existe de la cresta de una onda, a la cresta de la siguiente.

La frecuencia, la amplitud y el periodo son parámetros que también se toman en cuenta para diferenciar las radiaciones.

Todo esto nos da como resultado un espectro electromagnético que va desde micras hasta kilómetros. Podemos clasificar los distintos tipos de radiación electromagnética, según su longitud de onda; desde las ondas de radio con longitudes de miles de kilómetros, pasando por las microondas y radar, por los rayos infrarrojos (10,000 a 760 nm), la luz visible (760 a 380 nm), la radiación ultravioleta (380 a 180 nm), los rayos X, rayos gamma con menos de 180 nm, hasta los rayos cósmicos.

Actualmente algunos tipos de laseres se construyen en el campo de la luz infrarroja a la ultravioleta.

La luz visible, es emitida con diversas longitudes de onda, en diversos momentos y en varias direcciones en el espacio. Tiene los clásicos colores que el ojo humano vería al hacer pasar a través de un prisma un rayo de luz, de manera que al color:

C O L O R	CORRESPONDENCIA CON LONGITUD DE ONDA
Rojo	de 760 a 630 nm
Naranja	de 630 a 600 nm
Amarillo	de 600 a 570 nm
Amarillo verdoso	de 570 a 550 nm
Verde	de 550 a 520 nm
Verde azulado	de 520 a 500 nm
Azul	de 500 a 450 nm
Violeta	de 450 a 380 nm

Por lo que se dice que la luz normal, tiene una longitud de onda de 380 a 760 nm.

CAPITULO III

III.- CLASIFICACION DE ALGUNOS LASERES:

Existen muchísimos tipos de laseres conocidos, sin embargo, en el mercado existen solamente 25, de los cuales 5 son los que más se usan en odontología.

- MEDIO ACTIVO:

Los aparatos laser se identifican por el elemento activo que usan para producir energía. Así tenemos que estos elementos pueden ser:

- Sólidos como el de rubí o el Nd:YAG.
- Sólido semiconductor como el arsenuro de galio y Aluminio (GaAlAs) o el sulfuro de plomo (PbS).
- Líquidos como el de rhodamina.
- Gas dinámico como el CO₂.
- Gas a transiciones atómicas como el HeNe.
- Gas ionizado como el Ar.
- Químicos como el HF.
- De electrones libres, entre otros.

Encontramos gran variedad de laseres en combinación como son: los de kriptón-YAG, holium-YAG, YAG/CO₂, ebrium/YAG, etc.

Los excímeros son laseres de una longitud de onda entre 200 a 400 nm, lo que los hace ser ionizantes.

- TERAPEUTICO Y QUIRURGICO:

Dentro del campo médico y odontológico existen 2 clasificaciones de laseres: los de tipo terapéutico denominados también suaves (de baja y mediana potencia) y los quirúrgicos o duros (de alta potencia). Como ejemplo de laseres suaves tenemos el de argón el de He-Ne y el de GaAlAs y de duros tenemos el CO₂ o el Nd:YAG. En el inciso sobre características se hará una breve reseña de estas, sobre los laseres mencionados.

Los terapéuticos de baja potencia trabajan con 20 miliwatts. Los de mediana potencia trabajan con 30 a 80 miliwatts y los quirúrgicos trabajan con potencias hasta de 100 watts.

- MEDIO DE TRANSMISION:

Según el medio por el cual la energía laser se puede transmitir tenemos que, existen laseres cuyo medio de transmisión es un brazo articulado, como en el caso del CO₂, cuya pieza terminal solía ser muy tosca. Históricamente era casi imposible trabajar en boca con este laser, por la presencia de la dificultad a la que se enfrentaba el operador, quien no podía manipularla, ni precisar su objetivo. Actualmente se usa más en odontología, gracias a que se le ha dado paso a la luz a través de una "onda guía", más manuable que permite el acceso a diferentes áreas bucales.

Existen también los que se emiten a través de fibra óptica, muy flexible y cuya punta terminal es curva, desechable y con medidas de 320, 400 y 600 micras, lo que da mucha seguridad y precisión al no ser una área muy amplia la que abarca.

La fibra óptica básicamente está constituida por cuarzo, siguiendo una pintura especial para evitar que la energía se transmita hacia los lados y un recubrimiento plástico que es lo que la hace flexible. Como ejemplos tenemos al holium:YAG y el Nd:YAG.

- PULSO Y ONDA CONTINUA:

Los lasers pulsátiles emiten su energía por medio de pulsos, es decir dentro de su mecanismo existe un interruptor que controla la energía que va a salir. Esto proporciona a estos lasers mayor seguridad de acción.

Los de onda continua no tienen interruptor, por lo que son menos seguros, y generalmente son lasers de corte. Sus aplicaciones se revisarán posteriormente.

CAPITULO IV

IV.- APLICACION DEL LASER:

A través de los años en los que se ha experimentado la aplicación del laser, se ha visto que es parte de un todo. Su manejo debe ser reducido a la técnica adecuada que nos propone de terminado aparato, para lograr los resultados deseados.

Diferentes laseres pueden producir variados efectos en un mismo tejido, así como un tipo de laser en particular puede producir variados efectos, dependiendo del tipo de tejido en el que se use. Esto nos da como resultado que la especificidad del tejido dicta la aplicación para cada laser.

Existe por tanto, la necesidad de seleccionar el laser de longitud de onda adecuada, para que la interacción entre laser y tejido sea la apropiada. Aunado a esto se nos presenta la necesidad de estudios adicionales para evitar pasar con entusiasmo hacia una odontología laser sin que la ciencia la apoye adecuadamente.

Todo tipo de precauciones se deben tomar en cuenta ya que las evidencias científicas no han sido completadas lo suficiente para manejar conclusiones definitivas.

La profesión dental se ha visto extremadamente entusiasta en la aplicación del laser en esta práctica, con justificada ra-

zón. En esta investigación, se enumerarán multifacéticas aplicaciones que son posibles y que mejorarán en un futuro no lejano.

IV.1.- ACCION DE LA RADIACION LASER:

- LASER SUAVE:

El manejo de los laseres terapéuticos ha sido el más socorrido actualmente. Se reconoce en él, su poder desinflamatorio, analgésico y su acción biestimulante a nivel celular. No tiene efectos termales. Con este tipo de laser no se pueden cortar tejidos ni duros ni blandos.

Con este laser se puede lograr un efecto terapéutico hasta en 5 o 6 cm de profundidad del área tratada. El grado de variabilidad será dado de acuerdo al tipo de tejido que se trate.

En el caso de un laser diódico (suave) como el de arsenuro de galio y aluminio (GaAlAs), éste alcanza estructuras blandas más profundas que lo que alcanza un He Ne.

La colocación del emisor respecto de la superficie de aplicación, redundará en la posterior absorción de la radiación. La máxima penetración de los fotones emitidos tendrá lugar cuando el ángulo que forma el emisor con la superficie de aplicación sea de 90°. Cuando este ángulo baja a los 50°, el fenó-

meno de dispersión tangencial fotónica provoca una pérdida considerable del grado de alcance en profundidad de la radiación absorbida.

- LASER QUIRURGICO:

El laser de tipo quirúrgico tiene la capacidad de cortar o vaporizar el tejido blando, coagular, crear analgesia y desinflamar. Se siguen haciendo estudios acerca de la esterilización que se logra con el uso de este laser, como se mencionará posteriormente.

Según el tipo de laser quirúrgico que se utilice y la forma en que se use, nos encontramos con la opción de trabajar sobre un tejido desde 60 micras de profundidad (que es lo que el ácido graba al esmalte aproximadamente) hasta 1, 2 o 3 mm.

Al llegar la luz del laser duro a un tejido, ésta tiene diferentes acciones, esto es, no siempre quema. Existe una área en el tejido que por la acción del agua que contiene, permite que el rayo se refleje, encontramos una área de absorción, una zona en la que se trasmite y por último una en la que la energía se disemina (ver fig. 3).

La energía que es absorbida por la superficie tisular, es la que causa la vaporización que se intenta, el resto de la energía

TRANSMISION DE RADIACION

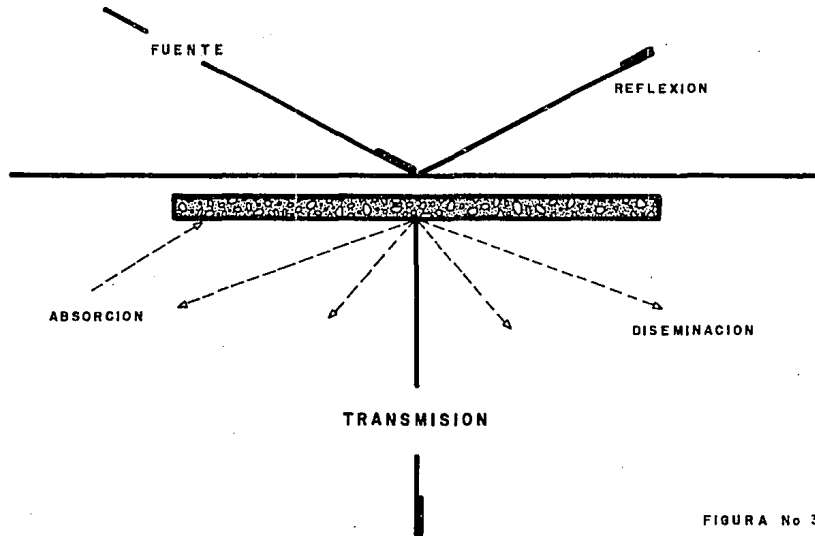


FIGURA No 3

gia es distribuida en el tejido circundante. La distancia a la que la energía se transmite dentro de un tejido, se le ha llamado profundidad de penetración. Este concepto no debe ser confundido con la profundidad de coagulación o la profundidad de la penetración termal.

La profundidad de coagulación es el nivel de profundidad más bajo en donde empiezan a tener efecto alteraciones tisulares causadas por la energía laser.

Varios factores influyen en el efecto termal sobre el tejido, entre ellos se encuentran: el tiempo de exposición, el tipo de tejido, la longitud de onda del laser y la habilidad del operador.

Naturalmente, los efectos tisulares frente a la temperatura son mayores mientras más cerca de la fuente de luz se esté y decrece mientras la profundidad del tejido aumente.

IV.2.- CARACTERISTICAS DE LOS LASERES; CO₂, Nd:YAG, Argón y He-Ne:

Existe tal variedad de lasers que cabe hacer mención de que no todos sirven para un sólo propósito, incluyendo los que se usan en medicina u odontología.

Los lasers más usados en odontología son los que a continuación trataremos de describir brevemente. Son lasers tanto

quirúrgicos como terapéuticos.

- CO2:

El laser CO2 (dióxido de carbono) fue el primer laser aprobado por la F.D.A. en E.U.A. para procedimientos quirúrgicos en boca. Es un laser duro o quirúrgico que trabaja con una longitud de onda de 10,600 nm. Situado en el infrarrojo lejano (se le denomina así por estar más alejado de la zona visible en el espectro electromagnético). Tiene un efecto muy rápido de calentamiento tisular y es de gran aplicación en cirugía como laser bisturí.

Invisible, por lo que se le adapta un "marcador" rojo de helio-neón de baja energía. Emite en potencias que suelen ir de los 10 a los 100 watts, teniendo especial predilección por el agua, por lo que los fluidos tisulares son coagulados a 200 micras cuando son expuestos entre 4 y 6 watts de onda continua.

La energía de este laser se debilita rápidamente en la mayoría de los tejidos pues es absorbida por el agua que contienen; por esta misma razón genera mucho calor, lo que carboniza al tejido. Esta carbonización absorbe energía diseminándola para protección de tejidos circundantes.

Esta luz de laser se refleja en los instrumentos dentales, a-

crecientando la inseguridad del manejo de este aparato en la boca. El empleo de lentes cuando se usa, como en todos los laseres, es imprescindible.

Sus aplicaciones clínicas incluyen: cirugía oncológica, dermatológica, neurocirugía, cirugía oral y periodontal. En un futuro es posible que se pueda utilizar en el tratamiento de caries o de conductos.

- Nd:YAG:

El Nd:YAG es un laser que tiene como elemento activo un cristal de itrio-aluminio y granate con impurezas de neodimio. Estos laseres están dentro del espectro electromagnético, en el infrarrojo cercano con 1,060 nm de longitud de onda, es invisible.

Los primeros laseres de Nd-YAG tenían mucho poder y se usaron en medicina para controlar hemorragias intestinales. Una de las grandes ventajas de este laser es que puede ser emitido por medio de fibras ópticas, lo que hace que sus posibilidades de trabajo en la boca, sean ilimitadas.

La mayor parte de los laseres de Nd:YAG usan un marcador de He-Ne para poder apreciar el punto de trabajo. Su preferencia es por el tejido pigmentado, hemoglobina, melanina o por colores oscuros. Tiene varios grados de diseminación óptica, por

lo que el uso de lentes para el operador y el paciente se hace imperativo.

En los tejidos bucales tiene varios grados de penetración según se use el modo de contacto o no contacto, tiene una mínima absorción y no tiene reflexión. Cuando se trabaja sobre tejidos, el modo de contacto es el más recomendable.

Se presenta como un laser pulsátil en la mayoría de los casos lo que permite graduar el calor que genera y transmite a los tejidos. Dependiendo de la manera en que sea transmitido y emitido un laser Nd:YAG, puede penetrar en tejidos blandos orales desde 0.5 hasta 4 mm.

En bajas potencias estos lasers tienen "dragabilidad" cuando cortan un tejido, por lo que se les tiene que usar con movimientos de barrido para evitar la acumulación de tejido en la punta de trabajo, lo que también aumentaría la temperatura sin necesitarla. Se pueden utilizar puntas especiales recubiertas de zafiro para limitar el daño termal lateral.

Su medio de transmisión adaptable a diversos endoscopios le ha permitido un amplio campo de aplicación en cirugía endoscópica, urología, gastroenterología, neumología, neurocirugía, etc..

- ARGON:

El de argón es un laser que puede utilizarse con potencias

continuas hasta de 100 watts, siendo también operados en forma pulsada y es transmitido por medio de una fibra óptica. Esta luz laser tiene 2 longitudes de onda primarias: de 488 y 514.5 nm, las cuales se manifiestan de color azul y verde dentro del espectro electromagnético de la luz visible.

El argón es altamente absorbido por la hemoglobina, la melamina y tiene poca predilección por el agua. Su medio activo es gas. En los tejidos orales no existe reflexión de la luz, existe algo de diseminación, de absorción y de transmisión.

Este laser puede ser usado en las 2 modalidades: de contacto y no contacto. Usado en baja potencia, también sufre de "dragabilidad" y necesita ser usado en forma de barrido para evitar la acumulación de tejido en la punta.

La principal utilidad, según estudios realizados, del laser de argón en 488 nm de longitud de onda, es el de polimerizar las resinas compuestas, característica que exentan otros lasers y que éste puede efectuar en $\frac{1}{4}$ del tiempo que utilizaría la luz convencional de halógeno.

Reduce asimismo la contracción que sufren las resinas fotocurables y alcanza una profundidad hasta de 3 cms.

Usado en una longitud de onda de 514.5 nm se hacen procedimientos en tejidos blandos, especialmente destruyendo coágulos

los y en hemangiomas con un mínimo de daño a los tejidos adyacentes.

Se utiliza con potencias entre 5 y 25 watts sobre lesiones pigmentadas, nevus, angiomas planos y tatuajes, en dermatología. En oftalmología se usa para diversas lesiones de retina.

Por seguridad con el laser de argón se tienen que usar lentes color ámbar tanto para el operador como para el paciente.

- HELIO NEON:

Fue el primer laser que se construyó en su tipo. Los investigadores siguen estudiando el uso del laser de helio-neón como uno de los tipos de laseres terapéuticos, para evitar el dolor en heridas y evitar los síntomas del síndrome de la ATM.

Es un laser de gas y el bombeo de este laser se realiza por medio de las colisiones de los electrones de una descarga eléctrica con los átomos de helio principalmente.

Emite continuamente con una potencia que puede oscilar entre 1 y 50 miliwatts, por lo general dependiendo de las dimensiones del tubo emisor. Se utiliza con potencias de alrededor de 10 miliwatts en medicina. Este gas puede ser vehiculizado a través de fibras ópticas o dispersado por lentes divergentes, así como manejado por combinaciones de espejos de barrido, según la aplicación específica que se requiera.

Su longitud de onda es de 632.8 nm lo que lo sitúa en el es
pectro lumínico visible, en el color rojo.

A este tipo de laser se le ha llamado "laser guía" pues justa
mente sirve de guía en el uso de los laseres invisibles, al
ser acoplado a éstos; de esta forma se sabe exactamente el
punto en el que se está trabajando.

Se usa también en problemas del sistema musculo-esquelético y
tratamientos de la piel por ser absorbido perfectamente bien
por la epidermis. Otro de sus usos es en apuntadores.

Por último, cabe mencionar, que un laser basado en la emisión
de radiación estimulada por electrones libres, no tiene las
limitaciones propias de los laseres anteriormente vistos,
pues los electrones libres no están sujetos a la existencia
de transiciones energéticas particulares y por lo tanto pue
den generar radiación electromagnética en cualquier longitud
de onda del espectro. Este tipo de laseres utilizan como ele
mento activo un haz de electrones que se mueve con velocida
des cercanas a la de la luz. Debido a esto se le llama "haz
relativista de electrones".

Podemos describir un laser de electrones libres como un ins
trumento que convierte la energía cinética de un haz relati
vista de electrones en radiación laser. No se utiliza en nin
guna de las ramas de la medicina.

IV.3.- EFECTOS BIOLÓGICOS Y FISIOLÓGICOS:

Hemos mencionado que la terapia con laser suave tiene propiedades antiinflamatorias analgésicas y de bioestimulación celular en los tejidos blandos. La manera correcta de utilización de un determinado laser, nos va a proporcionar los resultados deseados. Así podemos delimitar una serie de efectos llevados a cabo a diferentes niveles celulares, como son: el efecto bioquímico, el efecto fotoeléctrico y consecuentemente la acción bioestimulante.

En lo que se refiere al efecto bioquímico, sabemos que bajo condiciones normales, los nutrientes principales de los que las células extraen energías son oxígeno y productos alimentarios que le sirvan, como: glucosa, ácidos grasos y aminoácidos. Dentro de la célula los alimentos reaccionan químicamente con oxígeno bajo la influencia de diversas enzimas que regulan sus ritmos de reacción y envían la energía que se libera en la dirección apropiada.

La energía liberada se emplea para formar trifosfato de adenosina (ATP). Cuando el ATP libera su energía, se desprende un radical de ácido fosfórico y se forma difosfato de adenosina (ADP). A continuación, la energía derivada de los nutrientes celulares hace que el ADP y ácido fosfórico se recombinen para formar nuevo ATP, repitiéndose una y otra vez el proceso.

A partir de esta reacción mitocondrial, se genera mucha energía para fomentar otras reacciones celulares.

Durante la terapia laser, se proporciona una estimulación en la célula para la conversión de ADP en ATP, facilitando el aumento de las reacciones energéticas intracelulares de consumo de oxígeno; por lo que nos enfrentamos a un fenómeno de activación general del metabolismo de la célula irradiada.

Importante lo anterior, ya que en realidad algunas células emplean hasta el 75 % de todo el ATP que se produce en su interior, para sintetizar nuevos compuesto químicos, lo que ocurre particularmente durante la fase del crecimiento de las células, por ejemplo: en células especializadas como la fibrilla muscular, la que para cada contracción requiere gasto de cantidades tremendas de ATP.

Sabemos también que todas las células del cuerpo humano tienen un potencial eléctrico a través de su membrana llamado "potencial de membrana". Bajo condiciones normales de reposo este potencial es negativo dentro de la célula. El potencial de membrana es causado por diferencias entre las composiciones iónicas de los líquidos intracelular y extracelular. Tiene especial importancia que el líquido intracelular contenga una elevada concentración de iones potasio, en tanto que en el líquido extracelular ésta sea muy baja y que ocurra lo con

trario con el sodio, muy concentrado en el líquido extracelular, pero de concentración muy baja dentro de la célula.

Los potenciales de membrana desempeñan una función esencial en la transmisión de las señales nerviosas, así como en el control de la contracción muscular, secreción glandular, etc.

La membrana del axón en una fibra nerviosa en reposo, es muy impermeable a los iones de sodio, pero muy permeable a los iones de potasio. Por lo tanto, los iones potasio muy concentrados dentro del axón, salen de la fibra quedando el interior muy negativo por el déficit de iones potasio y el exceso de iones proteínicos de carga negativa.

Antes de que se inicie el impulso nervioso o potencial de acción, el potencial de membrana en reposo dentro de la fibra esta cargado negativamente, pero al principio del impulso nervioso la membrana se vuelve súbitamente positiva al actuar la bomba de sodio-potasio por diferencias de cargas iónicas.

Este incremento del potencial de membrana hacia la positividad se llama despolarización. A continuación retorna al estado negativo normal o de repolarización al difundirse una vez más grandes cantidades de potasio de carga positiva hacia el exterior. Esta doble acción iónica de la membrana es lo que establece el impulso nervioso o potencial de acción.

Por medio de estos impulsos, la fibra nerviosa transmite la información desde una parte del cuerpo hacia otra resultando sensaciones de frío, calor, dolor, etc.

La actividad fotoeléctrica propia del laser, contribuye a normalizar la situación iónica a ambos lados de la membrana de la fibra nerviosa (desequilibrada por enfermedad), reestableciendo la situación idónea, repolarizándola y aumentando su umbral de excitación, lo que dará como consecuencia una excelente acción analgésica.

Al normalizar las células tratadas incluyendo las del endotelio vascular se reabsorben los edemas fácilmente, evitando la inflamación y la transmisión del impulso doloroso como consecuencia.

Estudios del profesor Mester, demuestran una mayor actividad selectiva del fibroblasto en la síntesis de colágena, con una normalización en su disposición dentro del tejido conjuntivo, que nos da una notable actividad terapéutica en diversos tipos de patologías de la cicatrización tales como retardo en la consolidación de cicatrices y prevención de cicatrices hiperplásicas o queloides.

La revitalización celular a la que contribuye el laser, provoca la bioestimulación necesaria para el restablecimiento nor-

mal de las funciones de ésta.

IV.4.- VENTAJAS Y DESVENTAJAS:

En realidad existen numerosas ventajas que ofrece el uso del laser. Sin embargo debemos hacer hincapié en que solamente las personas verdaderamente capacitadas para su manejo deben emplearlo en las distintas áreas médicas, en las que tan útil es.

- VENTAJAS:

Entre las ventajas contamos con las propiedades inherentes al mismo laser, como se vio, el terapéutico tiene acciones analgésicas, antiinflamatorias, bioestimuladoras y si es quirúrgico también antisépticas y hemostáticas, lo que redundará en la reducción del uso de antibióticos, anestésicos, analgésicos y una mayor comodidad para el paciente.

Las incisiones hechas con laser quirúrgico sanan más rápidamente que las convencionales o las efectuadas por medio de electrocirugía.

La rápida hemostasia y relativa humedad del campo operatorio, mejora la visibilidad durante los procedimientos con laser quirúrgico y disminuye el tiempo de operación.

Los laseres quirúrgicos reducen las oportunidades de contaminación de restauraciones en dientes por sangre.

Limitan también el trauma y el daño a los tejidos adyacentes al área tratada.

Minimizan la inflamación postquirúrgica, el dolor y mejoran la cicatrización.

Algunos laseres ofrecen mayor versatilidad que los instrumentos convencionales, pues pueden ser ajustados a las necesidades de trabajo.

Los procedimientos con laser son más aceptados por el paciente que ya lo experimentó, que los tratamientos tradicionales.

Existe mayor captación de pacientes para terapias quirúrgicas que con los métodos convencionales.

Utilizando una técnica laser en algunas cirugías, no es necesario el uso ni de suturas ni de apósitos quirúrgicos.

El laser quirúrgico causa una reducción considerable de bacterias o la esterilización completa del área de trabajo.

Aumenta el número de ocasiones en que el clínico se percata de las frenectomías que se tienen que hacer y que bajo otras

circunstancias, sin el uso del laser quirúrgico las pasa por alto.

Permite tratar a algunos pacientes médicamente comprometidos.

El acceso a la cavidad oral por medio de fibras ópticas, se lleva a cabo sin restricción alguna.

- DESVENTAJAS:

Entre las desventajas encontramos que la más importante es que no supe el armamentario convencional que se utiliza para las diversas prácticas, sino que se suma a éste.

La inversión inicial de un aparato laser es alta.

Especial protección ocular se hace imperativa de acuerdo al tipo de laser, tanto para el operador, como para ayudantes y paciente pues los daños causados en la retina por microcoagulación provocan pérdida de la vista.

Usados en potencias y tiempos equivocados los laseres quirúrgicos pueden causar daño a las estructuras dentales, por lo que se hace imprescindible el uso de elementos para protección del diente.

Extrema precaución debe ser llevada a cabo en el ejercicio del laser quirúrgico junto a gases explosivos, ya que el rayo

puede alcanzar por error el contenedor de estos y provocar incendios o explosiones.

Se tendrá que prescindir de paredes brillantes o de mobiliario metálico o acristalado en el consultorio, por la posibilidad de reflexión del laser sobre estas superficies muy pulimentadas o altamente reflejantes.

Se recomienda una adecuada ventilación del lugar de consulta, así como condiciones apropiadas de humedad y aislamiento.

El laser quirúrgico precisa una correcta instalación eléctrica, de voltaje y frecuencia, así como una toma de tierra que proteja tanto al equipo como al usuario.

Absolutamente no se debe de usar ni el terapéutico ni el quirúrgico en pacientes con neoplasias, epilépticos o con alteraciones tiroideas, sin investigar severamente su historial clínico.

Se debe hacer una valoración para el uso del laser terapéutico o quirúrgico en mujeres embarazadas o sobre infecciones agudas sin la debida cobertura antiabiótica.

No debe emplearse ninguno de los dos lasers con tratamientos de fármacos fotosensibilizantes como las tetraciclinas.

CAPITULO V

V.- ESTUDIOS REALIZADOS CON LASER DE CO2:

Fue hasta principios de los 80's que los laseres se empezaron a usar en la práctica clínica. Veinte años antes, los estudios que se conocían habían sido realizados in vitro.

Colaboradores pioneros como Fisher y Frame en el Reino Unido, Pecero y Pick en los E.U.A. y Melcer en Francia, empezaron a usar el laser de Co2 para cirugías tisulares. Melcer a su vez, empezó con las primeras aplicaciones del laser de CO2 en tejidos duros.

La remoción quirúrgica de pequeños y no palpables (3 mm o menos) sialolitos dentro del ducto salival submandibular, puede ser tedioso y tomar mucho tiempo. Los problemas inherentes a su exacta localización y extirpación se complica con la movilidad tisular, la inflamación, el sangrado y las estructuras anatómicas superpuestas.

El laser CO2 ha demostrado tener varias ventajas sobre los instrumentos convencionales de la práctica oral y cirugía maxilofacial, disminuyendo hemorragias, eliminando la colocación de suturas, procurando menos edema postoperatorio y un mínimo de dolor.

Los sialolitos son localizados rápidamente en el ducto salival por la cualidad única de este tipo de laser, de dispersar su rayo al encontrar un tejido duro. Prácticamente se observa como un "flash" que emana del tejido.

Barak, Katz y Mintz, tienen estudios hechos sobre 6 pacientes que tenían sialolitos de menos de 3 mm de diámetro.

La localización del sialolito se determinó primero con una radiografía panorámica y una oclusal. Se escogió un poder de 10 W de onda continua en el laser CO₂. Bajo anestesia local se efectuó una incisión lineal siguiendo la trayectoria del ducto encima de la ubicación previamente hecha del sialolito. Se efectuó la disección hacia abajo, tratando de localizar la piedra.

Cuando el rayo laser pegó en el sialolito una marcada diseminación del rayo se notó y la piedra fue encontrada de inmediato. Fue removida y la herida se dejó abierta para que sanara. No hubo succión quirúrgica durante el procedimiento, para evitar la pérdida del sialolito dentro del tubo eyector.

Dos piedras más de 3 mm, fueron desplazadas hacia los tejidos circundantes durante previas intervenciones quirúrgicas convencionales. Se utilizó un rayo continuo de vaporización, guiando la dirección, profundidad de la disección y el efecto

de flash o dispersión del rayo, hasta lograr recobrarlas. No hubo complicaciones postoperatorias y nuevamente se tomaron radiografías que mostraban una completa remoción de los cálculos.

El tiempo promedio del procedimiento fue de 14.3 min. El paciente no desarrolló linfadenopatía ni fiebre. El tiempo aproximado de curación total fue de 14 días y ninguna complicación fue observada en el transcurso de un año.

Las técnicas quirúrgicas convencionales para remoción de sialolitos en el ducto submandibular, han sido descritas como: ligadura con sutura posterior para evitar el desplazamiento del sialolito hacia el parénquima glandular proximal, suturas de tracción anterior para estabilizar el ducto y canulización para delinear el curso del ducto, todas estas, maniobras ejercitadas para evitar el desplazamiento de la piedra durante la exploración de localización.

A pesar de estas precauciones los pequeños cálculos se desplazan y las exploraciones para su recuperación pueden ser extensas, así como puede ser un reto la localización de éstos en el ducto, requiriendo a menudo incisiones mayores de su pared para encontrarlos.

Se experimentó que con el uso del laser de CO2, la canuliza-

ción y retracción anterior del tejido pueden evitarse, sin embargo se continuó usando la sutura de bloqueo posterior.

Se vio que la extirpación de la piedra es más rápida, con menor trauma quirúrgico y con incisiones del ducto más cortas, lo que elimina la posibilidad de fistulización aberrante.

Concluyeron que cuando un cálculo se desplaza hacia los tejidos circundantes, generalmente se requiere de exploraciones extensas con la posibilidad de aumentar el daño en el nervio lingual, la rotura de vasos y hemorragia, sin embargo con el fenómeno de flash provocado por el CO₂, este cálculo puede ser localizado en tejidos adyacentes fácilmente.

Se observó que la carbonización producida por el laser en los tejidos heridos, elimina la necesidad de la sutura, además de controlar la hemorragia, al cerrar los vasos al tiempo de ir vaporizando el tejido capa por capa.

El Dr. Robert M. Pick tiene estudios realizados con laser CO₂ sobre lesiones blancas y nos reporta que: la mayoría de las lesiones blancas pueden ser removidas con laseres dentales, una vez que se ha tomado la biopsia y se ha establecido el diagnóstico. Como ejemplos nos menciona el liquen plano, membrana mucosa penfigoide benigna y varios crecimientos hiperqueratósicos.

Las lesiones blancas en la mucosa bucal, paladar y especialmente en el piso de la boca pueden ser fácilmente 'descamadas' usando laseres, para esto nos menciona que por experiencia el CO2 es el más aplicable debido a la habilidad de este tipo de laser de 'descamar' rápidamente la lesión en la técnica de vaporización, con un mínimo daño tisular circundante.

Permite además, que usado con bajo poder el tejido se amolle ayudando a que ciertas lesiones se separen de su membrana de apoyo, lo que facilita al clínico una mejor exfoliación de la lesión. Si quedara parte de la lesión, después puede volver a ser recuperada.

Dando terapia laser posteriormente a estos pacientes, la mayoría se liberan de los síntomas inherentes a estas lesiones por meses o años. Si los síntomas recurrieran, los procedimientos son tan benignos, que al paciente no le importa volverse a someter a otra intervención.

La comunidad odontológica quisiera encontrar el método para remover tejidos dentales duros infectados, que fuera menos nocivo que los empleados con las piezas de mano de aire. Se ha levantado mucho interés en la sustitución de éstas por laseres.

Las investigaciones sobre este objetivo no han sido lo sufi

cientemente substanciosas para equipararse a las esperanzas que sobre el uso del laser se tienen.

El uso dental del laser se puede dividir en 2 áreas de aplicación: sobre tejidos blandos y sobre tejidos duros. Los investigadores han examinado sobre las 2 áreas, con todos los lasers existentes para tal fin. Estos lasers incluyen al CO₂, el Nd:YAG, el de argón, el holium-YAG, el erbio-YAG y los excimeros.

El siguiente estudio elaborado por los Doctores Wigdor, Abt, Ashrofi y Walsh, investiga los efectos de 3 lasers usados en tejidos dentales duros, después de crear un defecto en el diente, igual al establecido por una pieza de mano y los comparan. La dentina fue examinada con microscopía electrónica.

Por las diferencias existentes de absorción de los tejidos frente a los 3 tipos de lasers, se utilizaron a distintas potencias para crear efectos similares.

Los defectos creados fueron comparados específicamente para evidenciar el daño termal y cambios en la micromorfología normal de la dentina.

Se sabía que el laser CO₂ y el Nd:YAG de onda continua, tenían efectos térmicos en tejidos blandos y duros y que el

erbium:YAG por la excelente absorción en agua y en hidroxiapatita estaba reportado como omisor del efecto termal en los dientes, lo que daría esperanzas de su utilización en odontología.

Cuatro dientes anteriores humanos fueron extraídos; se evaluaron por medio de microscopía electrónica, posteriormente se usó una pieza de mano de 350,000 rp/min para remover el esmalte de uno de ellos y crear un horadación redonda sobre el plano bucal de 3 mm de diámetro por 2 mm de profundidad. Los tres dientes restante fueron tratados con los laseres.

El laser de CO₂ se programó para emitir pulsos de 0.1 segundos de duración a 5 Hz con un poder sobre el tejido de 4 watts. El diámetro del área era de 1 mm.

El laser de Nd:YAG se ajustó a 12.5 watts de onda continua, con un medio de transmisión de fibra de cuarzo de 2 mm.

El laser de Er:YAG se arregló en 250 pulsos por microsegundo y 3 Hz; la energía por pulso era de 500 milijoules.

La duración necesaria para que cada laser creara el defecto era de 15 a 30 seg. Los dientes completos fueron observados primero sobre un microscopio electrónico, pero las áreas por estudiar no se veían claramente. Se decidió fracturarlos en

el sitio de tratamiento, usando una navaja de un sólo lado para hacer una fractura precisa. Luego fueron deshidratados con grados ascendentes de etanol y secados usando el punto crítico del sistema de secado.

Los dientes fracturados se montaron en un trozo de aluminio cubiertos con oro y examinados bajo un Cambridge Stereoscan S 4-10 Scanning Microscope de 20 kilovoltios a un ángulo inclinado de 45 grados.

Los resultados fueron los siguientes: el laser de Er:YAG causó el menor efecto "in vitro" en comparación con la dentina sin tratar de control. Las vistas de alto poder de los cortes transversales y longitudinales, mostraban buena definición de la dentina. Algún efecto como de dentina rizada se observó en los espacios intertubulares que puede atribuirse al calor o a la acústica. En el área inmediata adyacente a los túbulos dentinarios, se notó una superficie redonda y lisa sin el rizado.

Tanto el CO₂ como el Nd:YAG causaron mayor desorganización de la dentina "in vitro". Una vista de bajo poder mostró el efecto hecho por el laser de CO₂: los túbulos dentinarios no eran evidentes y existía una considerable ruptura de la dentina.

El Nd:YAG onda continua, causó una fundición de la dentina in tertubular. Los túbulos dentinarios eran evidentes pero sus tamaños variaban, además de que no se apreciaba el patrón u niforme observado en el tratamiento de la dentina por el Er:YAG.

Históricamente un gran número de técnicas para evitar el alargamiento apical del epitelio de unión después de una cirugía parodontal, se han llevado a cabo. La técnica de Goldman hace la eliminación de la porción coronal de la bolsa periodontal por gingivectomía en conjunción de un curetaje subgingival. Prichard emplea una técnica en el tratamiento de defectos óseos de 3 paredes en donde deja expuestas las áreas in terproximales para que curen por segunda intención en afán de mantener al epitelio alejado del defecto. Shapiro destaca la importancia de remover el margen epitelial desde la incisión inicial a bisel invertido, con la intención de mantener este margen lejos del defecto por reparar.

Como estas, algunas otras técnicas surgieron hace tiempo con el propósito de evitar la migración epitelial. Recientemente Nyman y col., usaron filtros de milipore para excluir el epitelio y el tejido conectivo gingival del lugar de reparación; experimento efectuado en monos y humanos. Actualmente parece que dan mejores resultados las membranas de politetrafluoruro aplicadas con la misma intención.

El siguiente estudio elaborado por los Drs. Rossman, Mc Quade y Turunen, tiene por objeto determinar si es posible desepitelizar el colgajo periodontal, así como retrasar el crecimiento apical del epitelio por medio del laser para facilitar los esfuerzos regenerativos.

El reporte preliminar fue efectuado con 3 monos (*Macaca irus*) Caton y cols., indujeron una periodontitis experimental. Elásticos de ortodoncia fueron doblados y ubicados en los márgenes gingivales, alrededor de los incisivos centrales superiores y premolares, bilateralmente.

Los elásticos se cambiaban cada dos semanas mientras los monos llevaban su dieta normal, suplementada con fruta fresca. Los monos fueron mantenidos de esta manera hasta que defectos verticales de hueso fueron observados mediante evaluaciones radiográficas.

A todos los animales se les levantó colgajo para los procedimientos de curetaje a los dos lados del maxilar. Ambos lados fueron tratados simultáneamente con incisiones a bisel invertido, 1 mm por debajo del margen libre de la encía, en un esfuerzo por remover el epitelio crevicular. Fueron levantados colgajos mucoperiosteales de espesor completo en la parte bucal y palatina, para apreciar los defectos óseos.

Los sitios fueron limpiados de tejido de granulación con curetas y las superficies radiculares fueron ligeramente alisadas. Se hicieron muescas sobre la raíz con un cincel, al pie de los defectos, tomando como referencia la unión cemento-esmalte (CEJ). Varias áreas se irrigaron con solución salina estéril.

En el lado de control, los colgajos fueron cuidadosamente adaptados a los dientes y suturados. En el lado experimental la superficie externa de los colgajos fue radiada con el laser CO₂. El rayo del laser fue transmitido perpendicularmente a la superficie del tejido y ajustado para afocar un punto circular de 2 mm. Las superficies de los tejidos fueron expuestas a impactos de 0.5 seg de duración a 10 watts.

Los impactos fueron sobrepuestos y ligeramente traslapados para asegurar la completa radiación del colgajo. La capa carbonizada fue removida utilizando una gasa húmeda. El tejido desepitelizado fue entonces adaptado a los dientes y suturado sobre los defectos óseos, exactamente igual que en el lado de control.

Los animales fueron entonces sacrificados a los 7, 14 y 28 días respectivamente, después de la cirugía y los tejidos fueron preparados para su examen histológico.

Se tomaron minuciosas medidas que incluían la distancia en mm desde la CEJ a la muesca radicular, describiendo el punto más apical del defecto óseo durante la cirugía. La distancia en mm de la CEJ a la porción más apical del epitelio de unión regenerado y la distancia en mm desde la CEJ hasta la cresta ósea alveolar. La extensión de la migración epitelial a lo largo de la superficie dental, a partir de la CEJ, se computó y el lado de control y el experimental fueron comparados

Se obtuvieron resultados de los 7, 14 y 28 días, observándose que para entonces en el lado de control la inflamación era ligera. El epitelio tenía varios estratos y se extendía en un 55 % a un 65 % sobre el defecto. Pequeñas cantidades de tejido conectivo y cemento eran visibles pero solamente había un mínimo de recuperación ósea en la parte más profunda de los defectos. La distancia promedio desde la CEJ a la base del epitelio de unión, era menor que la observada a los 14 días (2.08 mm vs 1.68 mm).

En el lado experimental se observó que también existía un poco de inflamación. Por primera vez a los 28 días, se vio una migración epitelial como un estrato muy delgado, extendiéndose hasta la mitad del camino hacia la base del defecto.

Se observó mucha más adherencia de tejido conectivo nuevo que

en el grupo de control (1.62 mm vs 1.10 mm) y la neoformación de hueso se extendía desde la muesca, hasta el nivel de la migración epitelial.

Concluyendo, se vio que la reepitelización en el grupo experimental se retrasó por lo menos en 7 días, cuando se observó a los 7 y 14 días; pero estaba casi igual a los 28. También se reporta que no hubo resorción radicular en este estudio y que en un futuro la técnica de laser puede coadyuvar a las convencionales de regeneración tisular.

CAPITULO VI

VI.- ESTUDIOS ELABORADOS CON LASER DE Nd:YAG:

El uso del laser sobre tejidos blandos en cirugía odontológica actualmente es inquestionable y abarca especialidades como cirugía maxilofacial, cirugía parodontal, cirugía pediátrica, ortodoncia y algunos procedimientos endodónticos. Algunas aplicaciones en el campo de la odontología restaurativa en cuanto a preparación de cavidades, parecen estar emergiendo.

Como ya se ha visto, existen estudios hechos con varios tipos de laseres, dentro de los cuales se encuentra el Nd:YAG. Actualmente es el más aprovechable dentro de la práctica odontológica, pues su sistema de control es tan sofisticado que tanto la velocidad de pulsación como la energía por pulso pueden ser controladas independientemente. Esta combinación permite ajustarlo con precisión al tipo de tejido o procedimiento que se necesite realizar.

Su capacidad pulsátil desde 10 hasta 150 pulsos por segundo (Hz) aplicada aún en las graduaciones más bajas de potencia, permite vaporizar tejidos fibrosos. La seguridad que ofrece este tipo de laser es excelente, pues al ser pulsante, proporciona control de calentamiento, pues el rayo dura $1/6666$ de segundo, lo que significa que el laser está apagado mayor tiempo de lo que está funcionando, asegurando su enfriamiento. La profundidad de penetración puede ser muy bien controlada.

En un estudio realizado en el Escuela de Odontología de la Universidad de California en San Francisco, se ha demostrado que el laser Nd:YAG usado a modo de contacto, presenta una penetración difusa de menos de 140 micras.

En ese mismo estudio se encontró que la penetración era igual o menor que la de los laseres de CO₂. Los efectos térmico quedan muy restringidos a la zona de tratamiento y la temperatura del tejido circundante queda entre los límites biológicos seguros. La penetración térmica media en la base de la excisión en tejido oral blando, registradas para un laser dental Nd:YAG, un laser dental CO₂ y un electrobisturí fue de 0.136 mm, 0.219 mm y 0.216 mm, respectivamente. Así lo atestiguan estudios hechos por White J.M., Goodis H.E., Balcom K.E., Chávez E., Adame S., en "Thermal effects in teeth and bone from laser an electrocautery", J. Dent. Res. 71:221 (1992) Abstract 924.

En otros estudios, los mismos investigadores junto con Kudler J.J. y Tran K.T., afirman que con potencias hasta de 10 watts, el laser pulsante Nd:YAG no tiene efectos fototermales profundos en excisiones de tejido oral blando J. Dent, Res. 71:221 (92) Abstract 925.

H E Goodis, J.M. White, K.J. y L. Harle en " Absence of pulpal response from Nd:YAG laser exposure on enamel ", J. Dent. Res. 71:162 (1992) Abstract 449, reportan que el resultado de la aplicación de

un laser pulsante Nd:YAG al esmalte de terceros molares por periodos hasta de dos minutos, no causa efectos en la pulpa y que por tanto es posible usar un laser pulsante Nd:YAG en esmalte sin afectar la pulpa.

El siguiente estudio longitudinal, fue elaborado por White Joel, Goodis Harld, Setcos James, Eacle Stephan, Hulscher Bruce y Rose Charles, acerca del uso del laser Nd:YAG en los tejidos duros y la evaluación de vitalidad pulpar, así como estado de restauraciones después de tres años.

El tratamiento inicial del procedimiento se efectuó de 1987 a 1988 en 3 diferentes clinicas privadas. Los objetivos eran determinar la efectividad de este tipo de laser para remover caries en esmalte y dentina para posteriormente evaluar la seguridad del laser, determinando el tipo y número de complicaciones.

El grupo estudiado fue de 97 personas y 163 lesiones. El 57 % de las lesiones cariosas fueron identificadas en esmalte y 43 % de las lesiones en dentina. Se utilizó para el experimento un laser Nd:YAG pulsátil de 150 pulsos por seg, con longitud de onda de 1,060 nm y con fibra óptica de 320 micras de diámetro como medio transmisor. La energía era de 1 watt, con una energía por pulso hasta de 100 mJ/pulso y repeticiones de 10 Hz.

Las caries en esmalte y dentina fueron removidas en los 163 casos,

de los cuales 25 se dejaron sin restauración, 8 restaurados con sellador, 91 con resina y 37 con amalgama. Una lesión se restauró con un material restaurativo intermedio y otra con una corona.

Estas personas fueron llamadas para evaluación después de 3 años. De las 97 sólo el 36% regresó para chequeo. Se les efectuó historia dental según su caso y se les hizo pruebas de vitalidad, tanto eléctricas como con hielo en el diente tratado, para determinar el estado de salud pulpar.

A cada paciente se le pidió responder una serie de preguntas acerca de sus experiencias frente a estímulos de temperatura (caliente frío), oclusión, dolor espontáneo o intermitente (con asesoramiento subjetivo de síntomas). Les tomaron radiografías para evaluar la presencia o ausencia de patologías periapicales, caries, integridad de las restauraciones y para confirmar el estado del esmalte restante, así como de la dentina, ligamento periodontal y hueso.

Dentistas que participaron en el experimento originalmente y otros que no estuvieron en el tratamiento inicial, practicaron los exámenes orales y exploraciones clínicas. Se efectuaron de acuerdo a un sistema estandarizado llamado "Criteria Referenced Evaluation System". Este sistema identificado con las siglas CRES, es usado en la escuela de odontología de San Francisco (U. de California),

dentro del departamento de odontología restaurativa, para evaluar todas las fases de los procedimientos restaurativos.

Los resultados reportan que de los pacientes que regresaron 21 eran hombres y 14 mujeres, con 57 dientes tratados. La edad promedio era de 32 más menos 8 años. Este número de personas reflejaba el estudio total que se había efectuado con los pacientes originales.

Ninguno de los 57 dientes tenía sintomatología, en la evaluación retrospectiva ninguno reportó síntomas postoperatorios. Todos los dientes tratados respondieron normalmente ante las pruebas de vitalidad eléctrica y termal, por lo que se les consideró sanos. Ninguno reportó alteración durante la masticación, ni dolor espontáneo, intermitente, ni frente a estímulos. Las 57 radiografías tomadas para evidenciar patologías periapicales, fueron negativas. Mostraban también que no había recurrencia de caries ni otro efecto en detrimento del tratamiento laser.

Finalmente todas las restauraciones colocadas estaban en buenas condiciones y útiles. Clínicamente no hubo ningún rechazo por parte de los examinadores hacia ningún diente. Las desviaciones estándar de los contornos de las restauraciones sobre una escala de 10, se calificaron como 8.8 más menos 1.6 la integridad del margen como 8.9 más menos 1.6 y la tersura de la superficie como 9.0 más menos 0.9.

Concluyendo, estos investigadores reportan que los métodos comunes para la remoción de caries en esmalte y dentina son limitados. Que la instrumentación manual para la excavación en caries es relativamente lenta comparada con la técnica de las piezas de mano de aire. Que estas piezas de mano de alta velocidad son objetables por el ruido que producen, el sistema de enfriamiento y el dolor que causan. Que estos métodos convencionales remueven además del tejido carioso, tejido sano (extensión por prevención) y que normalmente se requiere administrar anestesia.

Todavía se requiere de muchas investigaciones que coadyuven a lograr que un laser llene completamente los requisitos ideales en nuestra práctica diaria. Por lo pronto no debemos perder de vista que en muchos casos sólo se emplea como parte de los métodos convencionales o de nuestro armamentario.

No deja de ser interesante hacer una brevísima semblanza de la actuación del laser dentro de las diferentes especialidades odontológicas.

En la remoción de tejido carioso, dentro de la odontología restaurativa, el laser puede actuar de 2 maneras: una es produciendo analgesia de corta duración en el diente, pero que con frecuencia elimina la necesidad de usar anestesia, la otra es en la remoción de la última capa de dentina cariada, después de haber removido el

volumen mayor con fresa o instrumento manual. Este procedimiento tiene la ventaja adicional de eliminar las bacterias en el sitio. La dureza de la dentina tratada se aumenta aproximadamente en un 400 % la superficie de ésta vista por el microscopio electrónico de barrido, se nota más burda y apta para la adhesión, cuya fuerza aumenta alrededor de un 100 %. Estas dos últimas características permiten el uso de resinas compuestas donde anteriormente hubiera sido recomendable posiblemente una corona de acero.

H.E. Goodis, J.M. White, K.J. Yee y N.D. Fuller en " Effect of the Nd:YAG laser on dentin permeability ", J.Dent. Res. 71:162, Abstract 452, reportan que: el laser pulsante Nd:YAG reduce significativamente la permeabilidad dentinaria, puesto que se cree que la hipersensibilidad dentinaria se debe al movimiento de fluidos por los tubículos dentinarios, la alteración de ese movimiento puede disminuir la hipersensibilidad. Con el incremento de la frecuencia de pulsaciones, se disminuyó la permeabilidad; la potencia no fue un parámetro significativo.

En el consultorio pediátrico se ha utilizado el laser para varias aplicaciones, entre ellas: exposición de dientes no erupcionados que necesitan ayuda, como es el caso de incisivos centrales cuyo antagonista ya está erupcionado.

Gingivectomías y gingivoplastias para exponer caries de clase V, o

para remover un opérculo de un molar inferior en erupción, frenectomías, labiales o linguales. Este procedimiento puede ser frecuentemente realizado con poca o ninguna anestesia; una ventaja enorme en el tratamiento de niños.

A pacientes que presentan comúnmente áreas oscuras, en fosetas y fisuras, tenemos que dar un tratamiento preventivo, pues es indicativo de lesiones precariosas. No es fuera de lo común que los niños de 6 a 12 años se presenten con lesiones precariosas en los cuatro cuadrantes o en una combinación de éstos.

La mayor dificultad de la terapia común, es que el área no está pulida adecuadamente para eliminar la placa y las bacterias con facilidad y que el instrumento que se utiliza no llega a la profundidad adecuada, por lo tanto el sellante no penetra, dando como resultado fallas y provocando que más tarde lo que era una lesión precariosa se convierta en una caries teniendo como resultado un procedimiento restaurativo.

En estos casos la terapia laser vaporiza el tejido precarioso llegando por medio de su punta con medida en micras, hasta el lugar más recóndito de la foseta para eliminar bacterias, grabar el esmalte y preparar un campo completamente adecuado para recibir el material sellante.

En prótesis puede ser utilizado en alargamiento de coronas, para

una buena toma de impresión, donde la razón principal para hacerlo con laser, es evitar las molestias para el paciente, especialmente después del procedimiento.

En ortodoncia se utiliza para el grabado del esmalte, mejorando la resistencia a la adhesión de los brackets metálicos, como lo afirman los Drs. White, Goodis, Asbill y Watanabe en "Orthodontic bracket bond strength to Nd:YAG laser etched enamel", J. Dent. Res. 70:297 (1991) Abstract 252. También se utiliza para la remoción de los mismos.

El uso del laser sobre tejidos blandos es una realidad y una alternativa viable para los cirujanos maxilofaciales, así como para los parodontistas que quieran reducir en gran medida el uso del bisturí, como lo veremos más adelante.

Revisemos de antemano las cualidades de la aplicación del Nd:YAG en los tejidos bucales y las maniobras quirúrgicas que se pueden realizar.

Las ventajas ofrecidas del laser al cirujano son: hemostasia transquirúrgica por la habilidad de fotocoagulación del laser, vaporización del tejido tratado, esterilización de la herida, reducción de la inflamación, una buena y rápida cicatrización, reducción de la oportunidad de causar trauma mecánico, tener un campo operatorio con excelente visibilidad, reducir el tiempo de cirugía y en la ma

yoría de los casos, evitar el dolor trans y postquirúrgico.

Los siguientes procedimientos pueden presentarse para elaborar un diagnóstico o para dar tratamiento. Muchos de éstos se pueden efectuar en pacientes médicamente comprometidos siempre y cuando estén bajo control. Es el caso de las gingivectomías realizadas en pacientes con hipertrofia gingival por el uso de medicamentos como el dilantín sódico.

Tenemos casos de gingivoplastias, curetaje subgingival, desensibilización de raíces, frenectomías, operculotomías, tratamiento de úlceras aftosas, incisión y drenaje de abscesos, limpieza de lesiones proporcionando reducción de bacterias, incremento de dureza de la dentina, deridado de fasetas y fisuras, grabado de esmalte, remoción de caries, eliminación de pigmentación gingival, sellado de túbulos dentinarios, hemostasia y analgesia, entre otros.

Los siguientes estudios fueron realizados por los Drs. Robert M. Pick y Leo J. Miserendino, quienes reportan que: las frenectomías son una práctica común, clásicamente este procedimiento requiere de pinzar el frenillo con los hemostáticos, incidiendo arriba y abajo de ellos, creando una gran herida de aspecto triangular o de diamante, en muchos casos con una copiosa hemorragia y la colocación de suturas. Los pacientes generalmente refieren hemorragias y dolor post-quirúrgico, además de que las suturas tienen que ser

removidas en 1 semana, lo que puede ser molesto por la condición de la mucosa que se repara sobre ellas.

El laser en este caso es usado para sencillamente vaporizar el tejido del frenillo a satisfacción del operador y dejar abierta la herida para sanar por segunda intención. Este procedimiento es efectuado sin hemorragia, sin suturas y con una completa visibilidad, además de tener un mínimo dolor postquirúrgico.

Cuando se practica una ablación (descamación) de una hiperplasia papilar inflamatoria, ya sea del lado palatino o bucal, el laser presenta mucho más control de lo que tiene un bisturí o un electrobisturí. El bisturí es extremadamente limitado en esta situación. La navaja puede encontrarse con las curvas del paladar o las rugas palatinas al tratar de delinear líneas derechas y ángulos precisos.

Cuando existe una gran cantidad de tejido por remover estando involucrado todo el paladar, este procedimiento puede ser muy hemorrágico.

El laser realiza este procedimiento con una excelente visibilidad, pues el sangrado es mínimo, lo que nos permite remover los tejidos con facilidad. Las curvas y dobleces mucosos no son limitantes para el laser.

Una vez que el área con esta lesión es tratada, el estrato carbonizado puede ser retirado con una esponja húmeda, lo que nos revelará el tejido procesado determinando entonces si hay necesidad de una exposición más o no.

En hiperplasias gingivales el laser es usado sencillamente para vaporizar el tejido. La técnica de aplicación del laser y limpieza se repite hasta que los resultados obtenidos sean los deseados. Este procedimiento se efectúa sin hemorragia, esterilizando la herida, ayudando a su correcta cicatrización y sin dolor postoperatorio.

Las lesiones malignas también pueden ser removidas por medio de cirugía laser. Si son lo suficientemente pequeñas, las lesiones pueden ser removidas con la técnica de biopsia excisional. Como en todas las lesiones malignas se debe tener la seguridad de haber tomado márgenes de tejido sano para su comparación.

El laser es especialmente útil cuando estas lesiones tienen que ser extraídas de la lengua, en donde por su naturaleza vascular, tendríamos una copiosa hemorragia. En este caso a pesar de la hemostasia que nos produce el laser, es recomendable suturar los márgenes de la herida, ya que ésta es una estructura sumamente móvil y tiene vasos más grandes, ramas de la arteria lingual.

Una de las complicaciones por las que atraviesa la cirugía perigondal, es la dificultad de remover todas las toxinas de las super

ficies radiculares, lo que se traduce en una pobre o débil adhesión del tejido a la estructura del diente.

El laser con sus efectos de esterilización, puede ayudar en este paso, o bien desde la aparición de bolsas periodontales, ya que su punta flexible y pequeña, puede entrar en la bolsa y esterilizarla casi en un 100 % evitando todo el daño posterior que viene aunado, como nos refieren los investigadores.

En un estudio hecho por J.D. Lander, R.E.Beal, F.M.Beck y J.E. Horton "On the micro-hardness of periodontally-diseased root surfaces following various treatment methods", A.A.D.R. Annual Meeting 1992 reportan como resultados clínicos que la microdureza radicular se incrementa significativamente después de tratamiento con láser, en cambio el tratamiento con curetas o escariadores subsónicos y ultrasónicos disminuyeron la microdureza de la superficie radicular.

En otro estudio J.E.Horton y P.A.Lin " A comparative effect of the Nd:YAG laser with root planning on subgingival anaerobes in periodontal pockets " 3rd. International Congress of International Society for Lasers in Dentistry, Salt Lake City Aug 1992, Abstract 46, reportan que el tratamiento con laser de la enfermedad periodontal, da como resultado una reducción de especies bacterianas.

El tratamiento subgingival con laser retrasa igual o más efectivamente, la recolonización bacteriana que el curetaje y el alisado de raíces.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

RESUMEN:

Se ha especulado mucho sobre los laseres desde la aparición del de rubí a principios de los 60's, pero sólo recientemente se les ha dado gran importancia en su aplicación clínica. Desgraciadamente este interés no ha crecido al mismo ritmo de los experimentos realizados, para obtener mejores métodos de tratamiento sobre los tejidos dentales.

El uso del laser dental se ha dividido en 2 grandes áreas: aplicaciones sobre tejido duro y aplicaciones sobre tejido blando. Los investigadores han experimentado con todos los laseres viables, sobre estas dos áreas, tratando de concluir sobre la interacción que tienen con los tejidos biológicos.

Los resultados obtenidos con uno u otro tipo de laser, dentro de las diferentes especialidades médicas, han provocado discusiones y controversias sobre su uso. Lo que es cierto es que el laser sea cual fuere el tipo, por la naturaleza de sus características ópticas, puede ser muy dañino si no se usa apropiadamente. Cualquier tratamiento sobre humanos debe estar precedido por investigaciones básicas para establecer los parámetros de tal.

Las características de absorción del rayo por ciertos tejidos la reflexión que éste tiene en ellos o la transmisión de su energía, así como el tiempo de aplicación, son acciones básicas que tienen

que tomarse en cuenta durante la terapia sobre el paciente.

Las variables que por naturaleza tienen los laseres, hacen que sean posibles algunas combinaciones de ellos para la obtención de resultados más positivos.

CONCLUSIONES:

La aplicación del laser en procedimientos odontológicos es muy versátil, como ya hemos visto. Los efectos sobre los vasos sanguíneos, la inflamación, el dolor y la estimulación de la célula son sólo algunos ejemplos de todo el potencial de acción que queda por descubrir en esta tan avanzada tecnología.

El laser destructivo difundido por películas, como se ha concebido, ha dado paso al laser de provecho, a un laser basado en experimentos científicos para beneficio de la salud.

Ahora es una realidad palpable, positiva, creativa y necesaria dentro del vertiginoso mundo en el que vivimos.

BIBLIOGRAFIA:

- Aboites Vicente, El Laser. Edit. Fondo de Cultura Económica, S.A. de C.V. - 1a. edic. - México, D.F.
- Barak Shlomo, Katz Joseph, Mintz Sheldon. Use of the Carbon Dioxide Laser to Locate Small Sialoliths. Journal Oral Maxilofacial Surgery. 51:379-381, 1993.
- Blackwood H. Oswald, Kelly C. William, Bell M. Raymond. Física General, Ed. Cía. Editorial Continental, S.A. - 2ª Edición en español. México, D.F., 1978.
- Frentzen M., Koort H.J. Lasers in dentistry: New Possibilities with Advancing Laser Technology?. International Dental Journal. 40, 323-332, 1990.
- Guyton A.C. Fisiología Humana. Edit. Interamericana, S.A. de C.V. - 6a. Edic. México, D.F. 1988.
- Kutsch V.Kim. Lasers in Dentistry: Comparing Wavelengths. Journal of the American Dental Association (JADA), Vol 124 february 1993.
- Lanzafame J Raymond, Hinshaw J. Raymond. Atlas of CO2 laser surgical techniques - Lanzafame Laser Group Rochester General Hospital. Ishiyaku Euroamerica, St. Louis-Tokyo. 1988.

- Miller Marilyn, Truhe Thomas. Lasers in Dentistry: an Overview - J.A.D.A. Vol 124, february 1993.
- Pashley E., Horner J., Lin M., Kim S., Pashley D.. Effects of CO2 Laser Energy on Dentin Permeability. Journal of Endodontics. Vol 18, No.6, june 1992.
- Pérez Ayala A. El Laser de Media Potencia y sus Aplicaciones en Medicina. Art. publicado en: Estudio y Tratamiento del Dolor. Vol 2 No.2 Edit. Intersistemas, S.A. de C.V., México,D.F. - junio 1990.
- Pick M. Robert. Using Lasers in Clinical Dental Practice. J.A.D.A. Vol. 124. february 1993.
- Pick M.Robert, Miserendino J Leo. Lasers in Dentistry: an Overview. Laser Medicine and Surgery News and Advances. june 1989.
- Powell G Lynn. Lasers in the Limelight: What Will the Future Bring? - J.A.D.A. Vol. 123 february 1992.
- Rossmann A. Jeffrey, Mc Quade J. Michael, Turunen E. Denise. Retardation on Epithelial Migration in Monkeys Using a Carbon Dioxide Laser: an Animal Study. Journal of Periodontology. Vol.63 Nos. 10-12. 1992.

- Roynesdal A K , Bjornland T, Barkvoll P, Haanaes H.R.. The Effect of Soft-laser Application on Postoperative Pain and Swelling. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. august 1993.
- Smith A Timothy, Thompson A John, Lee E William. Assesing Patient Pain During Dental Laser Treatment. J.A.D.A. Vol. 124. february 1993.
- White M.J., Goodis E.H., Setcos C.J., Eakle Stephan, Hulscher E Bruce, Rose L Charles. Effects of Pulsed Nd:YAG Laser Energy on Human Teeth: a Three-year Follow Up Study. J.A.D.A. Vol.124. july 1993.
- Wigdor Harvey, Abt Elliot, Ashrafi Shahid, Walsh T Joseph. The Effect of Lasers on Dental Hard Tissues. J.A.D.A. Vol. 124. february 1993.
- Zakariasen L Kenneth. Shedding New Light on Lasers Some Timely Words of Caution for Readers. J.A.D.A. - Vol.124. February 1993.