



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

LÁSER QUIRÚRGICO COMO AUXILIAR DE
TRATAMIENTO EN LA CIRUGÍA BUCAL.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

VICTOR ALEJANDRO PIÑA CORTÉS

TUTORA: Esp. GRACIELA LLANAS Y CARBALLO

ASESOR: C.D. MIGUEL ALBERTO MORENO RAMÍREZ

MÉXICO, D.F.

2009



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.

A mis padres, por nunca faltarnos a mis hermanos y a mí. LOS AMO

A mis hermanos, Ita y Arturo por motivarme a la superación.

A mis abuelos, por su cariño incondicional y por compartir sus experiencias.

A todas las personas que me han dejado un lindo recuerdo y enseñanza.

A mis amigos, que se cuentan con una mano.

A mis pacientes, por permitirme aprender y ayudar a los demás.

A la vida misma por permitirme experimentarla y darme cuenta que es muy corta para no disfrutarla*

LÁSER QUIRÚRGICO COMO AUXILIAR DE TRATAMIENTO EN LA CIRUGÍA BUCAL.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	6
CAPÍTULO 1: FÍSICA DEL LÁSER Y MEDIDAS DE SEGURIDAD.....	11
1.1 Onda Electromagnética.....	11
1.2 Espectro Electromagnético.....	11
1.3 Longitud de Onda.....	12
1.4 Luz	12
1.5 Luz Láser.....	14
1.6 Inversión de Población.....	17
1.7 Características del Láser.....	17
1.7.1 Monocromaticidad.....	18
1.7.2 Colimación.....	18
1.7.3 Coherencia.....	19
1.7.4 Potencia.....	20
1.7.5 Luminosidad (Resplandor).....	20
1.8 Componentes de un aparato Láser y generación del Rayo....	20
1.9 Cromóforos.....	23
1.10 Clasificación de la peligrosidad en el uso del Láser.....	24
1.10.1 Clase 1.....	25
1.10.2 Clase 1M.....	25
1.10.3 Clase 2.....	26
1.10.4 Clase 2M.....	26
1.10.5 Clase 3.....	27
1.10.6 Clase 3R.....	27
1.10.7 Clase 3B.....	28
1.10.8 Clase 4.....	28
1.11 Equipo de seguridad.....	29

CAPÍTULO 2: TIPOS DE LASER, y SUS APLICACIONES EN EL ÁREA MÉDICA Y ODONTOLÓGICA; INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.....31

2.1	Tipo de Láser según la energía aplicada al medio activo.....	32
2.1.1.	Láser de Onda pulsada y Onda continua.....	32
2.1.2.	Pulsado de Lámpara Flash.....	32
2.1.3.	Q:Switch.....	33
2.2	Láser de alta potencia, duros o Quirúrgicos.....	33
2.2.1	Láser de argón.....	34
2.2.2	Láser CO2	35
2.2.3	Láser de Diodo	36
2.2.4	Láser Nd:YAG.....	37
2.2.5	Láser Nd:YAP.....	38
2.2.6	Láser Ho: YAG.....	38
2.2.7	Láser Er.Cr:YSGG.....	39
2.2.8	Láser Er.YAG.....	39
2.2.9	DYE Láser o de colorante pulsado.....	40
2.2.10	Láser KTP-Pulsado.....	40
2.2.11	Láser de Alejandrita.....	41
2.2.12	Láser de Rubí.....	41
2.3	Láser de baja potencia. Blandos o Terapéuticos.....	42
2.3.1	Láser de Arseniuro de Galio	42
2.3.2	Láser de Arseniuro de Galio y aluminio.....	43
2.3.3	Láser de Hélio-Neón	43

CAPÍTULO 3: APLICACIONES DEL LÁSER QUIRÚRGICO Ó DE ALTA POTENCIA EN CIRUGÍA ORAL.....44

3.1	Reacciones Tisulares del rayo Láser de alta potencia.....	44
3.1.1.	Reflexión.....	45
3.1.2.	Absorción.....	45
3.1.3.	Transmisión.....	45
3.1.4.	Dispersión.....	45
3.1.5.	Fotoablación.....	46
3.1.6.	Coagulación.....	46
3.1.7.	Incisión.....	47
3.2	Aplicaciones Quirúrgicas.....	48
3.3	Técnicas de Incisión / escisión,.....	50
3.3.1	Mucocele.....	52
3.3.2	Sialolitomia.....	52
3.3.3	Frenilectomía.....	53
3.3.4	Ránulas.....	54



3.3.5 Hiperplasia Gingival.....	55
3.3.6 Vestibuloplastía.....	55
3.4 Técnicas de Vaporización / Ablación.....	56
3.4.1 Leucoplasia.....	58
3.4.2 úlcera Aftosa.....	58
3.4.3 Estomatitis por nicotina.....	59
3.5 Técnicas de Hemostasia / Coagulación.....	59
3.5.1 Hemangioma.....	60
3.6 Implantología.....	60
CONCLUSIONES.....	63
FUENTES DE INFORMACIÓN.....	64.

1. INTRODUCCIÓN

Es por medio de esta revisión bibliográfica que se busca obtener un mayor conocimiento sobre los tratamientos que pueden ser posibles con la tecnología Láser, específicamente en el área quirúrgica oral, sin dejar a un lado las ventajas que conlleva un tratamiento de Láser Odontológico general.

Evaluar las ventajas y desventajas del Láser dental es un tópico necesario, así como sus indicaciones y contraindicaciones.

Sus inicios, sus avances, cómo se forma, su introducción a la medicina y los conocimientos físicos y biológicos que nos acercan a un entendimiento más amplio y técnico de los tratamientos, con un fin en común depositado en el bienestar de el que representa ser el principal protagonista del consultorio dental, el paciente.

Es nuestro deber como profesionales de la salud, ofrecerles a nuestros pacientes, en la medida de nuestras posibilidades, la mayor cantidad de opciones de tratamiento, que aunque no son aplicables en todos los casos, sí mejoran la eficiencia y calidad en el servicio de la salud bucal.

Describir el uso del Láser en la práctica Odontológica representa una tarea de enormes proporciones. En consecuencia, una ilustración de el uso del láser en esta rama de la medicina puede incluir las siguientes disciplinas: Periodoncia Quirúrgica y no Quirúrgica; Prótesis Fija, Removible, Implantología, Endodoncia, Cosmética facial, Medicina bucal, Patología, Odontopediatría, Ortodoncia, y Operatoria Dental.

Para obtener una mejor eficiencia en el uso de la tecnología Láser, es imperativo conocer sus aplicaciones, ventajas y desventajas y sus efectos en las superficies tisulares. En el transcurso de esta Tesina se discute el uso de el Láser dental multidisciplinario y en específico en la cirugía bucal.

2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La historia del Láser da inicio con las investigaciones del científico Alemán Albert Einstein (Fig.1) en 1916, el cual planteó las teorías y fundamentos de la capacidad de excitar los electrones, produciendo energía luminosa, con una longitud de onda determinada. Su teoría fue denominada “*Zur Quantum Theorie der Strahlen*” (“Teoría Cuántica de la Radiación”).

Esta teoría física luminosa, se basaba en otro par de conceptos la Mecánica Cuántica y la “Teoría Cuántica”.

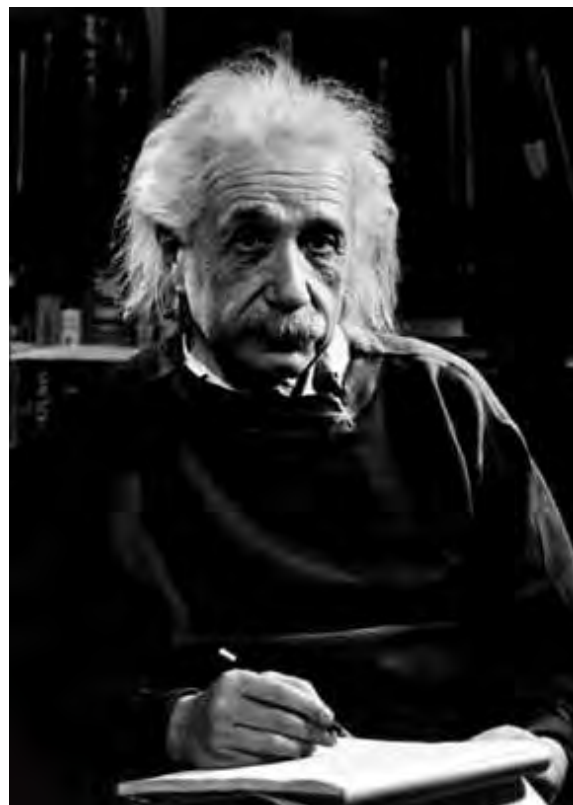


Fig. 1 Albert Einstein (1879-1955)¹

La teoría Cuántica fue introducida por Max Planck (Fig2), en 1900. La teoría cuántica básicamente nos dice que la **luz no llega de una manera continua, sino que está compuesta por pequeños paquetes de energía, a los que llamamos cuantos. Estos cuantos de energía se llaman fotones.** Toda luz que nos llega viene por pequeños paquetes, no es continua.

Los fotones son las partículas “fundamentales” de la luz, así como los electrones son las partículas fundamentales de la materia, esta analogía es la que sirvió para realizar el descubrimiento del carácter cuántico de la luz.

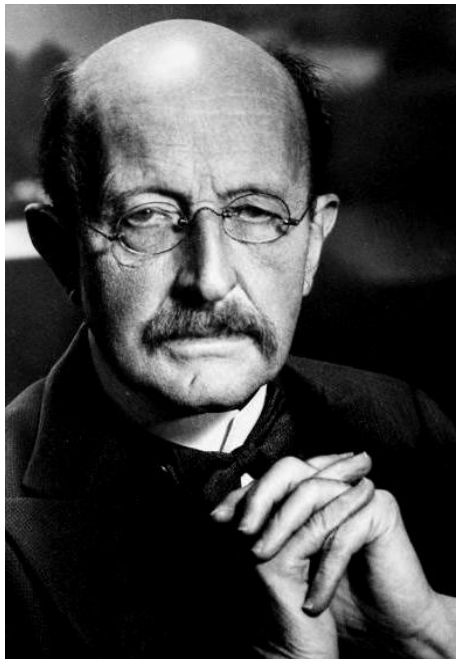


Fig. 2 Max Planck (1858 – 1947)¹

La mecánica cuántica es la rama de la física que trata los sistemas atómicos y subatómicos y sus interacciones con la radiación electromagnética, en términos de cantidades observables. Se basa en la observación de que todas las formas de energía se liberan en *cuantos*, unidades discretas o paquetes energéticos. Sorprendentemente, la teoría cuántica sólo permite normalmente cálculos probabilísticos o estadísticos de las características observadas de los cuantos, entendidos en términos de funciones de onda.

Es decir, la predicción del comportamiento futuro de un sistema dinámico, y es una ecuación de onda en términos de una función de onda la que predice analíticamente la probabilidad precisa de los eventos o resultados.

La ecuación de Schrödinger desempeña el papel en la mecánica cuántica que las leyes de Newton y la conservación de la energía hacen en la mecánica clásica.

En 1954 los científicos Charles Townes y Arthur Schawlow (Fig. 3) inventaron la amplificación de microondas estimulada por emisión de radiación, MASER (Microwave amplification by Stimulated Emission of Radiation), que utilizan gas de amoníaco y la radiación de microondas. Townes y Schawlow publicaron artículos acerca de un láser visible, una invención que utiliza infrarrojos y / o la luz del espectro visible, sin embargo, no proceden a investigar más en ese momento. La tecnología está muy cerca, pero no usa una luz visible.

El 24 de marzo de 1959, Charles Townes y Arthur Schawlow concedieron una patente para el Másér. El Másér se utiliza para amplificar las señales de radio y como un detector ultrasensible para la investigación espacial.

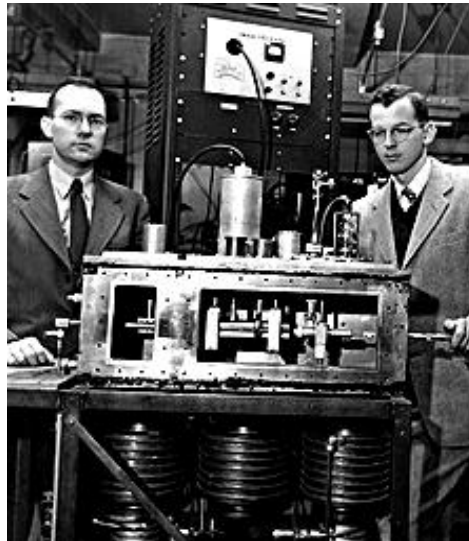


Fig 3. Townes (1915-) y Schawlow (1921-1999)¹

No fue hasta 43 años después de las teorías planteadas por Plack y Einstein que el primer dispositivo láser de diodo de rubí fue desarrollado por Maiman (Fig.4) en 1960. Fue el mismo Maiman quien acuñó el término Láser (*Luz amplificada por la emisión estimulada de radiación*) y es aquí donde nacen las posibilidades de crear mejores y diferentes tipos de láser.



Fig. 4 Theodore Maiman (1927-2007)¹

Durante los siguientes 30 años, los Láseres de diferentes longitudes de onda se desarrollaron para el tratamiento de las enfermedades vasculares y pigmentadas.

El campo de los láseres en la práctica Odontológica general, comenzó con la introducción del láser de Nd: YAG en 1990. Antes de la introducción de esta longitud de onda, la mayoría de los láseres dentales utilizaban voluminosos brazos articulados los cuales no favorecían la práctica de la Odontología general debido a la larga curva de aprendizaje necesaria para dominar su uso y la dificultad en el suministro de energía Láser en la cavidad oral completo.

El láser de Helio Neón, el cual se utiliza para la bioestimulación y regeneración de las vainas de mielina que recubren los axones neuronales se inventa en el año de 1961 Oir Aku Javan, en 1962 Bennet crea el láser de Argón, utilizado en la actualidad para tratamientos vasculares y quirúrgicos.

En 1964, Kuman N. Pastel, introduce el Láser de CO₂ en el área quirúrgica, Guesic Marcos y Van Viter introducen el láser ND:YAG que es uno de los láser más usados en cirugías de tejidos blandos, que por su capacidad desinfectante de las superficies tisulares lo vuelve una de sus características principales.

En el área Odontológica no es hasta 1977 que Shaffir lo introduce. En 1989 Myers trabaja en el Model dLase 300, de ND:YAG con grandes resultados.

El Nd:YAG fue el primer Láser dental en utilizar un sistema de distribución de fibra óptica conectado a una pieza de mano de tamaño similar a una turbina dental. Esto hizo que la aplicación de la energía Láser para la cavidad oral, se convirtiera en un proceso mucho más sencillo.

CAPÍTULO 1: FÍSICA DEL LÁSER Y SUS INTERACCIONES TISULARES, VENTAJAS Y DESVENTAJAS.

Para entender el fenómeno de reproducción Láser, debemos entender previamente una serie de conceptos físicos.

1.1 Onda electromagnética

Es la forma de emitir radiación electromagnética a través del espacio. A diferencia de las ondas mecánicas, las ondas electromagnéticas no necesitan de un medio material para propagarse. Las **ondas luminosas** son ondas electromagnéticas cuya frecuencia está dentro del rango de la luz visible.

El término luz, se usa también libremente para referirse a las zonas infrarroja (IR) y ultravioleta (UV) del espectro. Hay muchas fuentes de luz como por ejemplo el sol, lámparas incandescentes y lámparas fluorescentes.

1.2 Espectro electromagnético

Es la distribución energética del conjunto de las ondas electromagnéticas; Referido a un objeto se denomina *espectro electromagnético* o simplemente *espectro* a la radiación electromagnética que emite (espectro de emisión) o absorbe (espectro de absorción) una sustancia.

Los espectros se pueden observar mediante espectroscopios que, además de permitir observar el espectro, permiten realizar medidas sobre éste, como la longitud de onda, la frecuencia y la intensidad de la radiación.

1.3 Longitud de Onda

El espectro electromagnético se extiende desde la radiación de menor longitud de onda, como los rayos gamma y los rayos X, pasando por la luz ultravioleta, la luz visible y los rayos infrarrojos, hasta las ondas electromagnéticas de mayor longitud de onda, como son las ondas de radio. (Fig 1). Se cree que el límite para la longitud de onda más pequeña posible es la longitud de Planck mientras que el límite máximo sería el tamaño del Universo.

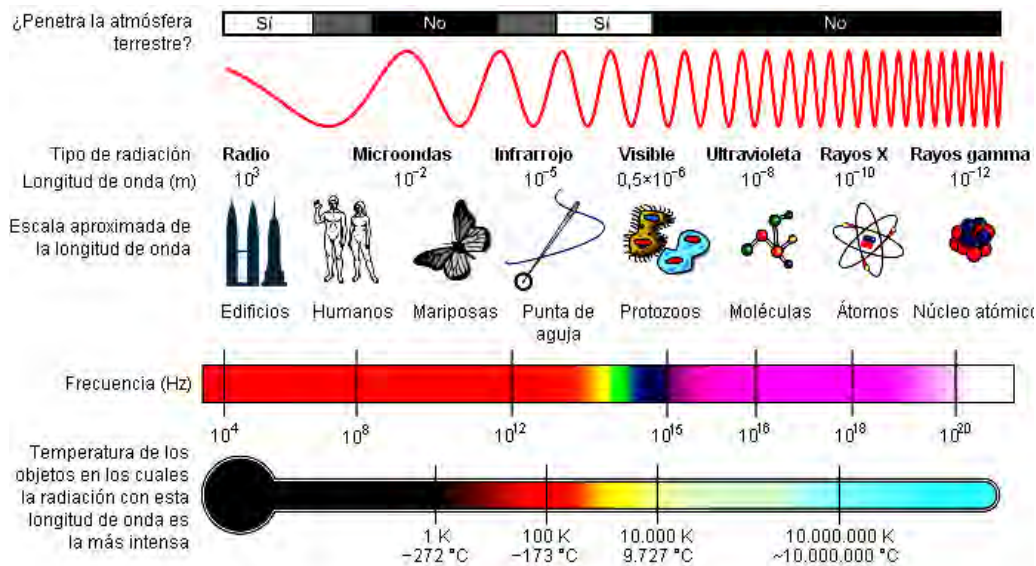


Fig. 1 Ondas Electromagnéticas²

1.4 Luz

La luz se puede representar como ondas y los diferentes colores corresponden a ondas de distinta longitud, donde la longitud de onda se define como la distancia entre las crestas de cada onda. (Fig. 2)

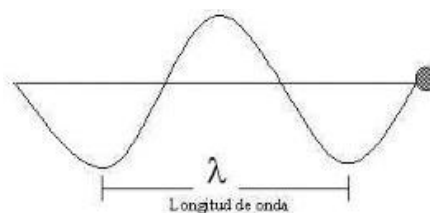


Fig. 2 Longitud de Onda²

Los rayos gamma, rayos X, ondas de radio y microondas son similares a la luz, pero tienen diferentes longitudes de onda. Las diferencias en el comportamiento de las variadas longitudes de onda se deben a la cantidad de energía conducida por la onda, o más correctamente, conducidas por un fotón o partícula de energía radiante dentro de la onda.

Estas cantidades diferentes de energía conllevan a las propiedades distintivas de la onda, como también a la habilidad única de que la luz visible sea percibida por el hombre. (Fig. 3)

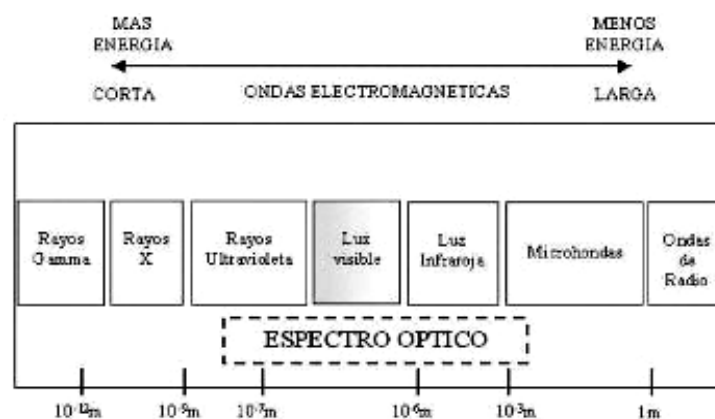


Fig. 3 Espectro óptico²

La radiación electromagnética con longitudes de onda larga, medidas en metros, se utilizan comúnmente para transmisiones de radio y televisión. Las longitudes de onda en el rango de 0.4 a 0.7 μm son las que forman la porción visible del espectro. Los rayos ultravioleta, rayos X y rayos gamma son formas de radiación electromagnética con longitudes de onda más cortas que la luz visible. Los láseres quirúrgicos caen en el grupo de los que poseen mayor y menor longitud de onda, en las porciones infrarroja y visible, como también en la ultravioleta del espectro electromagnético.

La radiación puede ser ionizante o no ionizante, dependiendo de las características del átomo, teniendo como diferencia en que el átomo ionizado es aquel que expulsa un electrón que viaja a través de los tejidos cuando se le aplica energía, y en el átomo de tipo excitado, sus electrones ampliarán sus trayectorias orbitales.

Durante la ionización, (Fig.4) la liberación del electrón puede ocasionar cambios secundarios que pueden alterar el material genético dentro de la célula. Por otro lado, la radiación de luz generalmente causa solamente un aumento en la energía del electrón sin ionizarlo, resultando en calentamiento o en una emisión de luz secundaria llamada fluorescencia. La emisión de luz secundaria o calor, usualmente sólo produce efectos locales sin secuela.

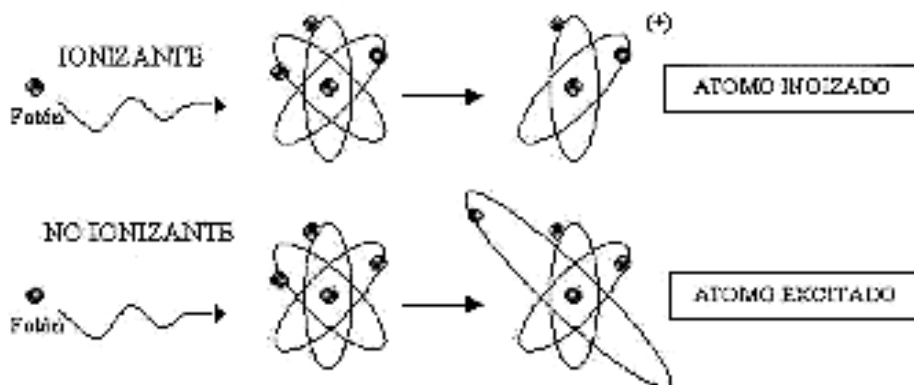


Fig.4 Tipos de Radiación²

Hoy en día los láseres solamente emiten radiación óptica no-ionizante, y no hay evidencia que sugiera que la radiación láser tiene algún efecto biológico, o riesgos de salud diferentes de los que pudiera causar la energía radiante.

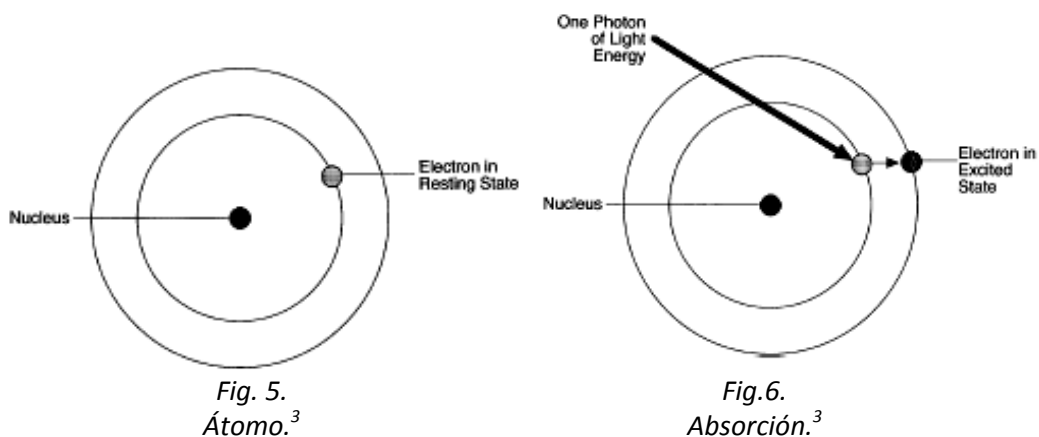
1.5 Luz Láser

El Láser es un tipo completamente diferente de fuente de luz propiamente como hace referencia su acrónimo (*Luz amplificada por la emisión estimulada de radiación*).

Para comprender el fenómeno, se debe entender los fundamentos de la reproducción de láser. En el hipotético diagrama de energía de un átomo, un electrón gira en una órbita alrededor de un núcleo (Fig. 5).

Este electrón normalmente se encuentra en un estado de baja energía, con su dominio en el anillo más inmediato al núcleo. El electrón absorbe la energía y se transfiere a un estado excitado, un estado en el que es menos estable que el estado de energía en reposo.

El electrón ahora ocupa un anillo orbital más distante del núcleo. Este proceso se llama (Absorción Fig. 6).



Debido a que este estado es inestable, el electrón vuelve a su estado de reposo (en el anillo más cercano al núcleo), y se presenta la radiación electromagnética en forma de luz (Fig. 7). Este fenómeno se denomina “Espontáneo” de emisión de radiación.

La quinta esencia de la producción de láser se encarna en la emisión estimulada de radiación (Fig. 8). Cuando un átomo en el estado excitado se convierte en un fotón de energía luminosa de la misma longitud de onda y frecuencia que antes era absorbido, vuelve a su estado de reposo, y en ese

momento se emiten dos fotones de energía luminosa de la misma frecuencia y longitud de onda que viajan en la misma dirección en la fase espacial y temporal.

La emisión estimulada puede ocurrir solamente cuando el fotón incidente tiene exactamente la misma energía que el fotón liberado. De esta forma, el resultado de la emisión estimulada es dos fotones de idéntica longitud de onda que viajan en la misma dirección. La liberación del segundo fotón está dependiente del tiempo de las oscilaciones del primer fotón, de tal modo que los dos fotones oscilan juntos en la fase.

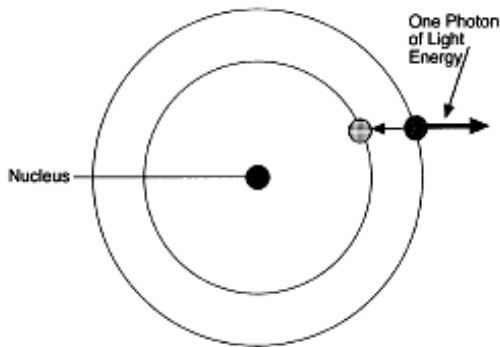


Fig.7.
*Espontáneo. Emisión de radiación.*³

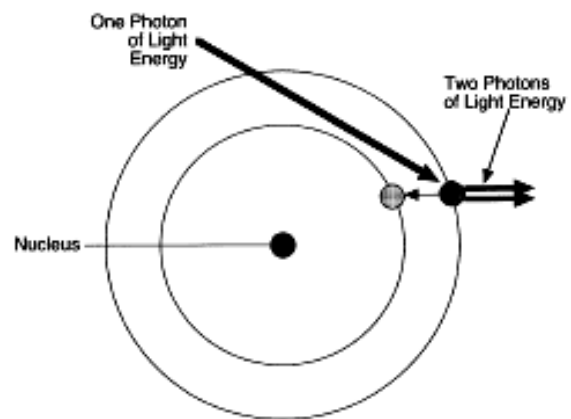


Fig.8.
*Emisión simulada de radiación.*³

El fotón excitado, y el fotón liberado, estimulan a dos átomos excitados más, y así sucesivamente, produciendo una reacción de fotones en cadena. (Fig. 9)

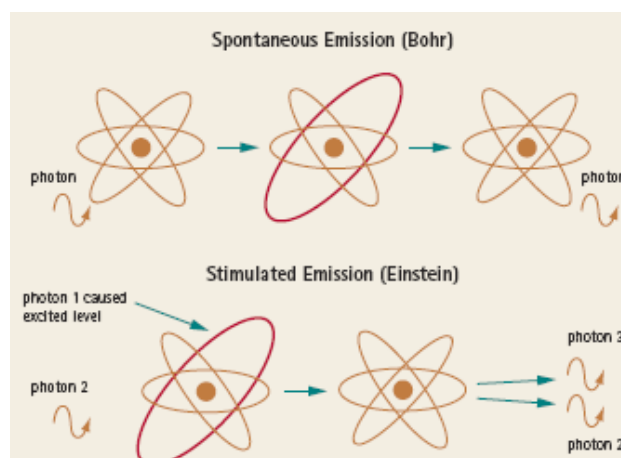


Fig.9. Emisión Estimulada⁴

1.6. Inversión de población

La colección de átomos estimulados, excitarán a su vez a los átomos que permanecen en estado de reposo. (Fig.10)

Esta es una condición necesaria para el láser. La emisión espontánea de un fotón por un átomo estimulará la liberación de un segundo fotón en un segundo átomo, y estos dos fotones dispararán la liberación de dos fotones más; estos cuatro entonces conducirán a ocho, ocho llevarán a dieciséis, y así sucesivamente. En un pequeño espacio a la velocidad de la luz, esta reacción de fotones en cadena produce una luz breve, con resplandor intenso.

Una luz corriente, como la procedente de una bombilla, genera ondas luminosas que comienzan en diferentes momentos y se desplazan en direcciones diversas. Algo parecido a lo que ocurre cuando se arroja un puñado de piedrecillas en un lago. Lo único que se crean son pequeñas salpicaduras y algunas ondulaciones. Ahora bien, si se arrojan las mismas piedrecillas una a una con una frecuencia exactamente regular y justo en el mismo sitio, puede generarse una ola en el agua de mayor magnitud. Esta propiedad especial puede tener diversas utilidades.

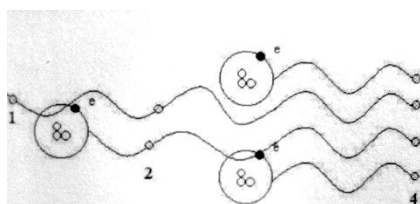


Fig. 10 Inversión de Población²

1.7 Características de la luz Láser

El láser tiene 3 características intrínsecas: la Coherencia (misma longitud de onda amplitud y la fase). La Colimación (viajan en la misma dirección en forma paralela) y la Monocromaticidad.

1.7.1 Monocromaticidad:

La luz del láser es monocromática, pues la energía que produce tiene la misma longitud de onda. Si el haz de energía es en el espectro visible, entonces será un distinto color. Comúnmente las fuentes lumínicas distintas al láser tienen longitudes de onda que aparecen como blanco o amarillo-blanco.

Un Láser emite un "color" (una longitud de onda) o más exactamente una banda muy estrecha de longitudes de onda. Tales colores puros no se observan normalmente en la naturaleza. Aunque la luz de una lámpara, o la luz del sol, que pasa a través de un filtro de vidrio coloreado producen "un color", este color corresponde a una relativamente amplia banda de longitudes de onda. Es mucho menos "puro" en este sentido que la luz láser (Fig. 11).

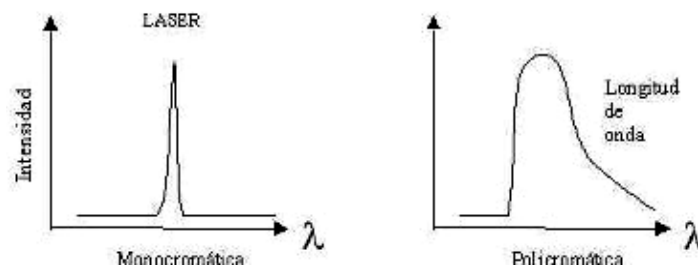


Fig. 11. Cromaticidad Láser²

Un láser emite inherentemente luz monocromática solamente, con toda la potencia concentrada en una longitud de onda única

1.7.2 Colimación:

Es una característica que permite al rayo Láser permanecer en paralelo para largas distancias (Fig. 12). Los rayos luminosos se difunden relativamente rápido, la luz producida por láser normalmente diverge sólo 1 mm o menos por cada metro recorrido.

La luz láser es emitida en un rayo bastante estrecho que permanece en línea recta. Esta propiedad hace posible el enviar un rayo láser desde la Tierra

hasta la Luna con una divergencia muy pequeña. Para muchos fines prácticos, este es un rayo paralelo.

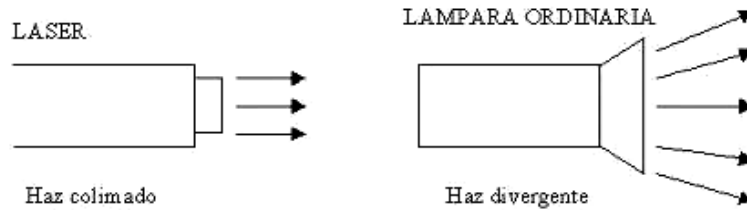


Fig. 12. Colimación²

1.7.3 Coherencia:

Tal como se estableció anteriormente, el rayo colimado láser consiste en ondas de igual longitud. El término coherencia se utiliza en la física óptica para expresar el grado de monocromaticidad y colimación. (Fig.13).

Todas las ondas en el rayo láser están altamente ordenadas en espacio y correlacionadas en tiempo.



Fig.13.Coherencia²

La coherencia que caracteriza a el Láser, se refiere a la manera en que los picos y valles de las ondas de luz Láser coinciden uno con otro.

Otras características del Láser son:

1.6.4 Potencia:

Las potencias emitidas por los láseres pueden ser bastante altas. Por ejemplo, la salida de potencia (luz) normalmente especificada en los rayos láser médicos puede fácilmente ser de 100 W o más.

1.6.5 Luminosidad (resplandor)

La luz de un láser puede ser recogida en su totalidad por un lente, y ser enfocada a un punto lejano más pequeño que la luz de una fuente convencional (Fig. 14). Este punto de enfoque más pequeño del láser contiene mayor cantidad de luz concentrada (una irradiación más alta) que el punto focal de una fuente de luz convencional.

Las aplicaciones quirúrgicas del láser se apoyan en esta propiedad.

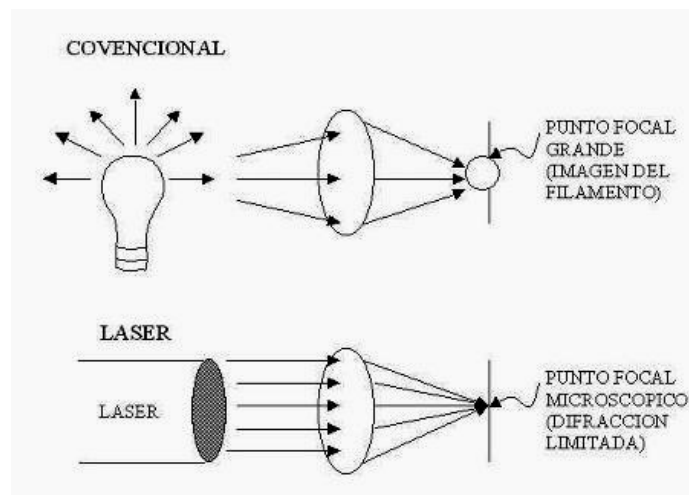


Fig. 14. Luminosidad²

1.8 Componentes del láser y generación del rayo

Todos los instrumentos láser, tienen tres componentes generales: una fuente de energía, un medio activo, un espejo trasero y uno delantero, todo esto contenido en una cavidad resonante (Fig. 15).

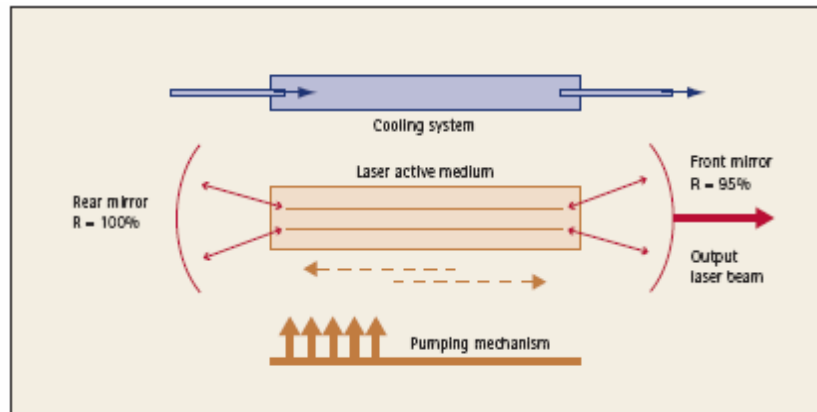


Fig. 15. Componentes del Láser⁴

La luz láser es generada dentro del medio activo, el cual puede ser sólido, líquido o gaseoso, ligado a dos espejos.

Para que una acción Láser ocurra, debe ser posible traer, simultáneamente, a la gran mayoría de los átomos o moléculas dentro del medio activo hacia un estado de energía mayor. El pasaje de la energía estimulante a través de un medio activo excitado generará la alta energía del rayo Láser.

Ambos espejos reflejan fotones, pero el espejo de salida es semi-transparente para permitir que la luz Láser salga de la cavidad. Estos espejos se colocan en ambos extremos de un cilindro y los fotones rebotan de atrás hacia adelante, dentro del medio energizado. El espacio formado por el medio óptico determinado por los dos espejos es un espacio óptico especial denominado cavidad resonante.

Las fuentes de energía de uso común en los sistemas láser médicos incluyen, entre otras, una lámpara de flash similar al flash fotográfico o una corriente eléctrica enviada a través de un tubo de gas o diodo semiconductor.

Estas fuentes de potencia energizan los átomos en el medio activo para producir la "inversión de población". En la mayoría de los láseres, la emisión

estimulada ocurre al crearse una inversión de población a nivel atómico (ej.: argón y neodimio: itrium-aluminio-garnet, o Nd:YAG) (Fig. 16)

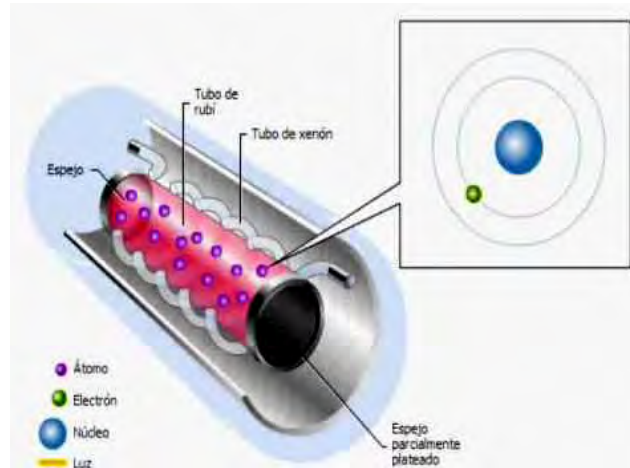


Fig. 14 Láser Nd:YAG.²

La emisión estimulada ocurre cuando los fotones emitidos espontáneamente desde átomos que descansan desde un estado excitado, pasan cerca de otros átomos excitados y los "estimulan". Este paso cercano del fotón estimula a los átomos vecinos excitados para que emitan su energía como fotones.

Esta generación se llama proceso de cascada (Fig. 17).

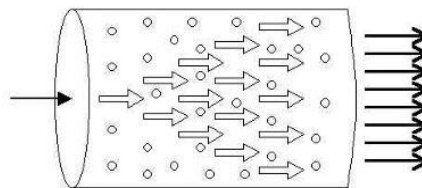


Fig. 17 Cascada²

Si la potencia de circulación es de 1,000 W y el espejo delantero es un 10% transmisible, entonces la potencia que regresa de este espejo es de 900 W, y el rayo resultante es de 100 W.

Por último, el tamaño y formato de la lente determina la longitud focal y el tamaño del punto en el punto focal. Más allá del punto focal, el haz se diverge y la densidad de poder o intensidad decrece. El término enfocado y fuera de foco, se refiere a la posición del punto focal en relación a los planos del tejido (Fig 18). El modo pre-enfocado debe evitarse clínicamente ya que produce daño térmico profundo.

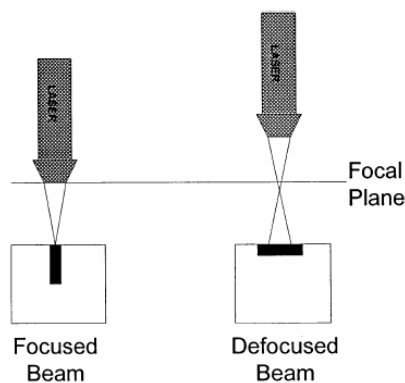


Fig. 18.⁵

1.9 Cromóforo

Un cromóforo es la parte o conjunto de átomos de una molécula responsable de su color. También se puede definir como una sustancia que tiene muchos electrones capaces de absorber energía o luz visible, y excitarse para así emitir diversos colores, dependiendo de las longitudes de onda de la energía emitida por el cambio de nivel energético de los electrones, de estado excitado a estado basal.

Cuando una molécula absorbe ciertas longitudes de onda de luz visible y transmite o refleja otras, la molécula tiene un color. Un cromóforo es una región molecular donde la diferencia de energía entre dos orbitales atómicos cae dentro del rango del espectro visible. La luz visible que incide en el cromóforo puede también ser absorbida excitando un electrón a partir de su estado de reposo.

En las moléculas biológicas son útiles para capturar o detectar energía lumínica en especial los tejidos, que absorberán de manera selectiva longitudes de onda específicas; Estos componentes en boca se presentan como el agua, la hemoglobina, colágeno y melanina. (Fig. 19)



Fig. 19¹⁰

1.10 Clasificación de la peligrosidad en el uso del Láser

Los láseres han sido clasificados por la longitud de onda y la potencia de salida máxima en cuatro clases y subclases algunas desde la década de 1970.

Desde 2007, los aparatos Láser son etiquetados según la revisión de la *Food and Drug Administration* de EE.UU. (FDA) de los productos láser de importación en los EE.UU.



La clasificación se basa en el concepto de límites de emisión accesible (AEL). Esto suele ser una potencia máxima (en W) o energía (en J) que puede ser emitida en un rango de longitudes de onda específicas y tiempo de exposición. Es responsabilidad del fabricante proporcionar la correcta clasificación de un láser, y equipar al láser con las etiquetas de advertencia apropiada y medidas de seguridad según lo estipulado por la normativa, estas

etiquetas contendrán una simbología específica que indique el tipo de Láser, riesgo, clase y tipo de protección que se requiere mientras su utilización.

1.10.1 Clase 1

Un Láser seguro en condiciones de uso normal y no son capaces de producir niveles de radiación dañina del láser durante la operación normal. Láser continuo de 600 nm que pueden emitir hasta 0,39 MW, pero de menor longitud de onda, la emisión máxima es menor debido al potencial de las longitudes de onda para generar daños fotoquímicos.



1.10.2 Clase 1M

Un láser de la clase 1M es seguro para todas las condiciones de uso, excepto cuando pasa a través de la óptica de aumento como microscopios y telescopios. Si el haz se presenta fuera de foco, el peligro de la clase 1M puede ser aumentado y la clase de puede ser cambiado. Los aparatos láser se pueden clasificar como clase 1M si la potencia de salida total es inferior a la clase 3B, y si el poder que logra puede pasar a través de la pupila del ojo dentro del rango en la clase 1. Lectores de CD y DVD son el mejor ejemplo.



1.10.3 Clase 2

Un láser de Clase 2 es seguro porque el reflejo de parpadeo va a limitar la exposición a no más de 0,25 segundos. Sólo se aplica a los láseres de luz visible (400-700 nm). Láseres Clase-2 se limitan a 1 mW de onda continua, o más si el tiempo de emisión es inferior a 0,25 segundos, o si la luz no es espacialmente coherente. La supresión intencional del reflejo de parpadeo podría dar lugar a una lesión ocular. Muchos son los punteros láser clase 2.



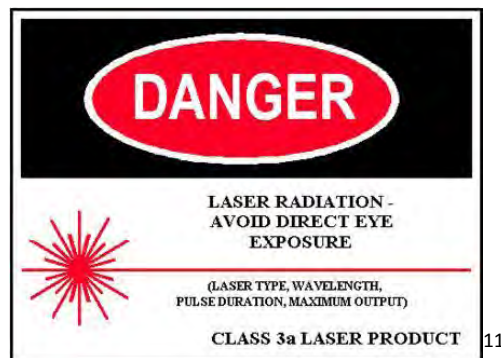
1.10.4 Clase 2M

Láser con producción de la producción de aproximadamente 1 Mili watt (mW) de onda continua, por lo que es seguro debido al reflejo de parpadeo; Si no se mira a través de instrumentos ópticos. Al igual que con la clase 1M, esto se aplica a los rayos láser, con un diámetro grande o gran divergencia, por lo que la cantidad de luz que pasa a través de la pupila no puede sobrepasar los límites de la clase 2. Todos los láseres de clase 2 operan en la porción visible del espectro electromagnético de 400-700 nanómetros (nm).



1.10.5 Clase 3

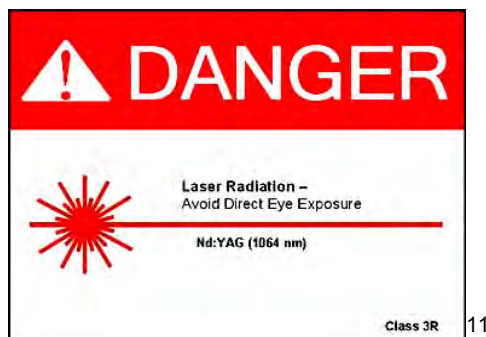
Láseres que pueden emitir cualquier longitud de onda y puede ser peligroso bajo condiciones de visión directa y especular, pero la reflexión difusa no suele ser un peligro. Estos láseres no suelen ser un peligro de incendio.



11

1.10.6 Clase 3R

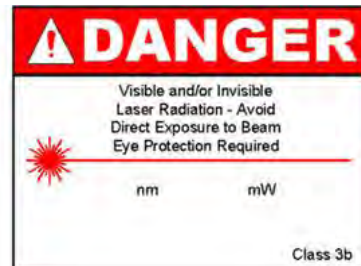
Un láser de Clase 3R se considera seguro si se maneja con cuidado, con visión de haz restringido. Operan a 1-5 mW de onda continua, como los punteros láser. Con una clase de láser 3R, el PPE se puede superar, pero con un bajo riesgo de lesión. Visible láser continuo en la clase 3R se limitan a 5 mW. Para otras longitudes de onda y por láser pulsado, otros límites de aplicación.



11

1.10.7 Clase 3B

Un láser de clase 3B son peligrosos si el ojo está expuesto directamente, pero las reflexiones difusas como en papel mate o de otras superficies no son perjudiciales. Láser continuo en el rango de longitud de onda de 315 nm al infrarrojo lejano se limita a 0,5 W. Clasifica a los Láseres de impulsos entre 400 y 700 nm, el límite es de 30 MJ. Otros límites se aplican a otras longitudes de onda y pulsos láseres ultracortos. Se requiere para su manipulación las gafas de protección que normalmente se requieren solo en la visión directa de un rayo láser de clase 3B. Los Láser 3B deben estar equipados con un interruptor de llave y un bloqueo de seguridad.



11

1.10.8 Clase 4

Clasificación que incluyen todos los láseres con energía de superior a la clase 3B. Por definición, un Láser Clase 4 puede quemar la piel, además de lesiones oculares potencialmente devastadoras y permanentes como resultado de ver el rayo directa o difusamente. Estos láseres pueden encender otros materiales combustibles, y por lo tanto pueden representar un riesgo de incendio. Deben estar equipados con un interruptor de llave y un bloqueo de seguridad. Muchos de los láseres industriales, científicos, militares y médicos se encuentran en esta categoría.



11

1.11 Equipo de Seguridad

En la utilización de equipos Láser son necesarios una serie de requerimientos para garantizar la seguridad del paciente, operador y asistentes para prevenir efectos indeseables. Por lo tanto es necesario estandarizarlas medidas preventivas de acuerdo de las regulaciones internacionales de seguridad.

Una vez activado el equipo Láser debe de tenerse gran cuidado, el operador inicialmente tiene que tener siempre en mente que el voltaje del aparato es determinado por el fabricante.

La protección ocular es esencial, debido al alto grado de colimación que presentan los aparatos Láser, inclusive a bajos niveles de energía; Las gafas de protección son individualizadas para el operador, paciente y asistentes, cuya densidad y color será determinada por el fabricante. (Fig. 20)



Fig. 20 Goggles¹²

La utilización de lentes inapropiados será igual de riesgoso que no utilizar protección ocular. Los daños oculares dependerán del tipo de exposición, y la extensión de la lesión estará relacionada a factores como la longitud de onda, coeficiente de absorción del tejido, poder de emisión y diámetro del punto focal, si este esta en modo enfocado o fuera de foco; Los daños oculares pueden ir desde una simple quemadura superficial, hasta impedimentos visuales severos. (Fig. 21)



Fig. 21 Medidas de Seguridad¹³

La protección general será proporcionada por medidas no individualizadas de seguridad, como la instalación, el material con que está construido el lugar; En caso de no estar siendo utilizado, el contacto del aparato deberá ser desenchufado y así mismo deberá ser colocado en la puerta de entrada de la habitación donde se encuentra el aparato, enchufado a un switch principal que en caso de que inadvertidamente se abriera la puerta, la energía eléctrica sea cortada y el aparato sea apagado inmediatamente.

El área donde se localice el aparato deberá ser cerrada mientras el tratamiento se esté llevando a cabo.

Otras medias de seguridad son evitar posibles reflejos indeseables, indeseables, lo que representa especial cuidado con instrumentos metálicos dentro de boca, y el uso de relojes de mano, anillos, chapas de puerta o instrumentos metálicos en general. Inclusive es necesaria la utilización de instrumentos no metálicos que pudieran reflejar el rayo Láser. (Fig. 22).

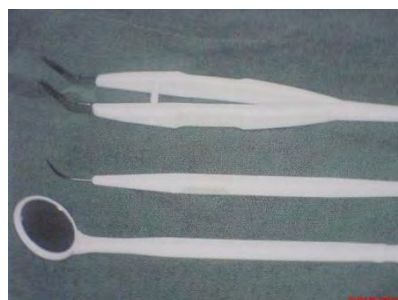


Fig. 22 Instrumentos libres de metal¹³

CAPÍTULO 2: TIPOS DE RAYO LÁSER, INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES.

Es evidente que en la práctica Odontológica general y en específico para esta tesina, en el campo de la cirugía Oral, el láser se han convertido en una herramienta importante en el arsenal terapéutico para el tratamiento integral del paciente.

En la cavidad oral encontramos diferentes tejidos, que por sus características histológicas no presentan la misma respuesta, ó cambios al ser irradiados con una similar longitud de onda, o intensidad del rayo Láser, por lo cual encontramos una variedad de Láseres, clasificados principalmente por su potencia, emisión, y longitud de onda, encontrándonos así con una amplia variedad de aparatos en el mercado, obviamente, cada uno con particularidades distintivas en función de su reproducción.

Es importante conocer los tipos y variedades de Láseres en el mercado, y en función de sus intensidades y utilidades, se pueden aplicar en diferentes tratamientos, conociendo de igual manera sus efectos secundarios y contraindicaciones.

2.1 Tipo de Láser según la energía aplicada al medio activo

La primera clasificación de los aparatos Láser se dará en función de la emisión de energía que se aplique al medio activo del aparato Láser.

2.1.1 Láseres de onda pulsada y Onda continua.

Dependiendo de cómo se aplique la fuente de energía al medio activo del aparato Láser, el rayo de salida de un láser podrá ser pulsado o de onda continua (CW), (Fig.1). Algunos láseres, no pueden ser operados normalmente como un láser de onda continua (CW) por el problema de sobre-calentamiento y el daño resultante al cristal láser y los componentes adyacentes.



Fig.1 Tipos de Emisión²

Pulsos simples pueden tener duraciones tales como 0.05, 0.1, 0.2, 0.5 y 1.0 segundos, o el mecanismo de cierre puede permanecer abierto en tanto el pedal es apretado (modo continuo).

2.1.2 Pulsado de lámpara FLASH

Pulsos de duración muy corta puede producirse pulsando la fuente de excitación. En estos sistemas se utiliza una lámpara flash para excitar el medio láser. Picos de poder de la lámpara flash, típicamente entre 0.1 y 0.8 mseg.

(100 a 800m seg) determinan la duración del pulso de salida. El pico de poder de estos pulsos puede estar por encima de los 1000W, aunque el poder promedio enviado en un segundo puede ser de solo 10 a 30 W.

2.1.3 Q: SWITCH

Se pueden lograr duraciones de pulsos aún mas cortas utilizando el Q: Switch. Un Q: Switch utiliza un espejo rotativo como parte de la cavidad óptica (Fig.2). Solo cuando el espejo rotativo esta precisamente alineado con el espejo de salida puede lograrse la actividad del láser, y esto se restringe a un intervalo de tiempo muy corto (1 a 10 nanosegundos).

Por lo tanto varios cientos de milijoules de energía pueden ser comprimidos en pulsos de nanosegundos. El poder de estos pulsos esta en el rango de 1.000.000 W.

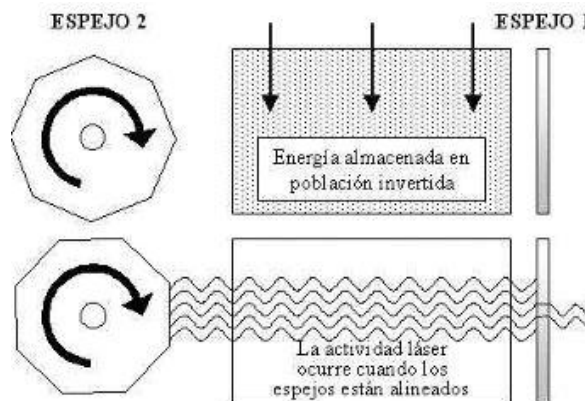


Fig 2 :Q:Switch²

2.2 Láser de Alta potencia, duros ó Quirúrgico

Poseen características bioestimulantes, analgésicas y antiinflamatorias. Generan un aumento brusco de temperatura en la superficie tisular, y tienen una acción antiséptica que nos proporciona un campo de trabajo completamente estéril.

Por estas mismas características se conoce al Láser de Alta potencia como Láser Quirúrgico, para tejidos duros y para tejidos blandos.

Sobre tejidos blandos el Láser de alta potencia posee propiedades adecuadas por su capacidad focal de incidir nítidamente en tejidos blandos con una mínima necesidad de utilizar analgésicos, en incisiones poco profundas no requieren sutura, tejidos sin edematizaciones o inflamaciones y facilita en sobremanera la cicatrización. Sobre los tejidos duros disminuye la permeabilidad del esmalte aplicado en las fosetas y fisuras, volviéndolo un nicho menos riesgoso para la formación de caries.

2.2.1 Láser de Argón

Láser en el espectro de luz visible. Con un medio activo de gas ionizado de Argón (Ag), tiene una capacidad de formar dos longitudes de onda no ionizantes en el campo de visión del ojo humano, color azul (488nm) y color verde azulado (514nm a 532 nm)

Su cromatóforo se encuentra en la hemoglobina, permitiendo una precisión en corte y vaporación, hemostasia y coagulación en tejidos vasculares. Fue el primer láser usado para el tratamiento de lesiones vasculares

Su principal contraindicación y desventaja se encuentra en el alto índice de formación de escaras hipertróficas, atrofia vascular y trastornos en pigmentación.

El Láser de Argon se conoce como el de menos utilidad de los Láseres quirúrgicos, en función de que sus aplicaciones son considerablemente limitadas a la terapéutica en lesiones vasculares gracias a sus cualidades

hemostáticas, pero muy útil en tratamientos periodontales con enfermedad aguda.

El Láser de Argón trabajando en el rango de los 514 nm, puede sustituir a las lámparas halógenas para fotopolimerizar y realizar blanqueamientos dentales, detección de fracturas dentarias por medio de la transiluminación y detectar caries.(Fig. 3)



Fig. 3 Dentcure Argon Láser¹⁷

2.2.2 Láser de CO₂

Presenta una Longitud de onda de 10600 nm (infrarrojo), su cromóforo es el agua intracelular y extracelular y puede ser usado en Onda continua de forma **focalizada**, como un instrumento de corte quirúrgico, o **desfocalizado**, con efecto vaporizador para tratar múltiples lesiones tumorales cutáneas benignas y malignas, rejuvenecimiento cutáneo y eliminación de tatuajes, permitiendo intervenciones con poca hemorragia. (Fig. 4)



Fig.4
Láser SMARTXIDE CO₂-DEKA²⁰

En un 1-4 % puede producir cicatrices hipertróficas. Sus efectos secundarios implican un tiempo de reepitelización de 6-8 semanas, con edema, eritema y trastornos de la pigmentación transitorios.

El Láser de CO₂ es uno de los sistemas láser más utilizado en la Odontología debido a su capacidad multifacética de incidir en piel o en mucosa, desintegrar de tejido enfermo, y estimular la formación de nuevo colágeno sin dejar cicatriz.

2.2.3 Láser de Diodo

Con un medio activo sólido Presenta una longitud de onda de 800 nm constituida por Aluminio-Galio-Arsénico y otra longitud de onda de 980 nm, que va indio-galio-arsénico. Su cromóforo es la hemoglobina y se utiliza principalmente en depilación, gracias a su gran profundidad de penetración. (Fig. 5)

De pequeño tamaño es uno de los Láseres más económicos. Se utiliza en blanqueamiento dentales y frenilectomías, aunque no es bien absorbido por tejidos blandos, facilitando la necrosis tisular.



Fig. 5
Láser LAMBDA DIODE D2²²

Se presenta en modo continuo o pulsado, y es transportado por fibra óptica que facilita el contacto con los tejidos para incisiones y excisiones.

2.2.4 Láser de Nd: YAG

Láser de Neodimio: Itrio-Aluminio-Garnet. Tiene una Longitud de onda de 1060 nm (infrarrojo) y 1320 nm. Su cromóforo es el agua intracelular y extracelular. (Fig. 6)

Se puede utilizar en diferentes modos:

Onda continua: Produce menor daño en dermis que el láser de CO₂, por lo que se usa en cosmética para el rejuvenecimiento cutáneo.

Pulso largo (vasculight): Uso sobre todo para lesiones vasculares. Al tener una longitud de onda más larga que los de colorante pulsado, tiene mayor poder de penetración y por tanto alcanza vasos de mayor calibre y más profundos.

Q-Switched: Usado para eliminar pigmentos profundos y tatuajes así como en depilación, donde necesita un material exógeno que se deposite en el folículo y que sea el que absorba la energía del láser, puesto que la absorción de la melanina se aleja de su longitud de onda.

Apenas produce trastornos de la pigmentación, pero sí puede inducir un oscurecimiento irreversible del pigmento en algunos tatuajes.



Fig. 6
HS-250E Q-Switched ND: YAG laser²³

2.2.5 Láser Nd: YAP

Con una longitud de onda de 1340 nm (infrarrojo) contiene un medio activo sólido de perisquita de Itrio-Aluminio con iones trivalentes de Neodimio.

Presenta una fibra óptica guía de He-Ne, ideal para el tratamiento de conductos ya finalizada la instrumentación manual. (Fig. 7)



Fig. 7. Limpieza de conducto²⁴

Tabién es útil para eliminar material de obturación, antes, durante y posterior al tratamiento de conductos, siendo su unca contraindicación eliminar materiales metálicos como amalgamas, debido a su sobrecalentamiento y liberación de Mercurio, elemento tóxico para el organismo. Eliminando microorganismos patógenos, brindando efectos similares al Hipoclorito de Na+.

Tiene buena absorción enteijos blandos teniendo como cromóforos a la colágena y elastina.

2.2.6 Láser HO: YAG

Longitud de Onda de 2100 a 2120 nm (infrarrojo), de poca utilidad en el área odontológica, tiene un medio acriivo de Itrio y Aluminio, contaminado con Holmium. No tiene introducción odontológica, pero en la medicina general se utiliza en cirugías de tejidos blandos, artroscopías, siendo la de ATM la más relacionada con la Odontología.

No tiene buena capacidad hemostática gracias a su escasa absorción por la hemoglobina.

2.2.7 Láser Er.Cr:YSGG

Longitud de Onda de 2780-2940 nm (infrarrojo) su cromóforo es el agua. Utiliza la cualidad de combinarse con un spray de agua formando el fenómeno hidroquinético. Tiene un medio activo cristalino de Itrio, Escandio y Galio, contaminado de Erblio y Cromo. Tiene cualidades analgésicas pulpares al ser aplicado en dentina.

Se pueden realizar cavidades sin necesidad de utilizar analgésicos, con el inconveniente del tiempo requerido pues este, es mayor al de una turbina. Es muy útil en cirugías periodontales que requieran remodelaciones óseas como colocación de implantes inmediatos. (Fig. 8)



Fig. 8. Preparación para Implante²⁷

2.2.8 Láser Erblio: YAG

Siglas de YAG: Itrio-Aluminio-Garnet. Tiene una longitud de Onda de 2940 nm (infrarrojo), su cromóforo se encuentra en el líquido intra y extracelular. Profundiza 10 veces menos que en la piel en comparación con el CO₂, aunque tenga las mismas indicaciones, convirtiéndolo en un Láser menos invasivo con menor tiempo de recuperación.

2.2.9 DYE Láser o de colorante pulsado

Con una longitud de onda variable según el colorante usado. Las más frecuentes oscilan entre los 577 (hoy en desuso) y 585 nm en emisión de onda continua. Su cromóforo se encuentra en la hemoglobina. Son los más usados para el tratamiento de las lesiones vasculares. (Fig. 9)

El láser de colorante pulsado de 510 nm es útil para el tratamiento de las lesiones pigmentadas epidérmicas y para el pigmento rojo y amarillo de los tatuajes.



Fig. 9
Mancha en vino de oporto. Evolución tras cuatro sesiones²⁸

Sus efectos secundarios consisten en formación de púrpura (presencia de sangre extravasada en la piel, a modo de pequeños puntos violáceos que no desaparecen al ejercer presión sobre la piel), edema (hinchazón) y conversión del pigmento rojo a negro por oxidación del metal utilizado en los tatuajes.

2.2.10 Láser KTP-Pulsado

De utilidad estrictamente dermatológica el Láser de fosfato de titanio y potasio presenta una Longitud de onda: 532 nm. El Cromóforo se encuentra en la hemoglobina. Se utiliza para desvanecer cicatrices y várices.

2.2.11 Láser de Alejandrita

La alejandrita es el nombre común del Cromo en un medio contaminado con Crisoberilio. Longitud de onda: 755 nm (situada en el intervalo de luz visible cercano al infrarrojo). Cromóforo de melanina.

Pulso largo: Para depilación. La absorción de su longitud de onda por la melanina es menor que la del rubí, pero penetra más profundamente y se absorbe menos por la melanina epidérmica, por lo que las posibles complicaciones derivadas del daño superficial epidérmico son menores.

Q- Switched: indicado para el tratamiento de lesiones pigmentadas benignas y de tatuajes (todos los colores excepto el rojo).

Presenta un efecto secundario principal, hipo pigmentación transitoria que aparece en casi el 50% de los casos.

2.2.12 Láser de Rubí

Láser duro, de uso dermatológico con una Longitud de onda: 694 nm (emisión como luz roja). Su Cromóforo es la hemoglobina.

Pulso largo: Uso en depilación por el daño selectivo sobre la melanina del folículo pilosebáceo.

Q-Switched: Uso para lesiones pigmentadas y tatuajes. Su efecto secundario principal radica en alteraciones de la pigmentación, tanto por hipopigmentación (45 %) como por hiperpigmentación (5 %). (Fig. 10)

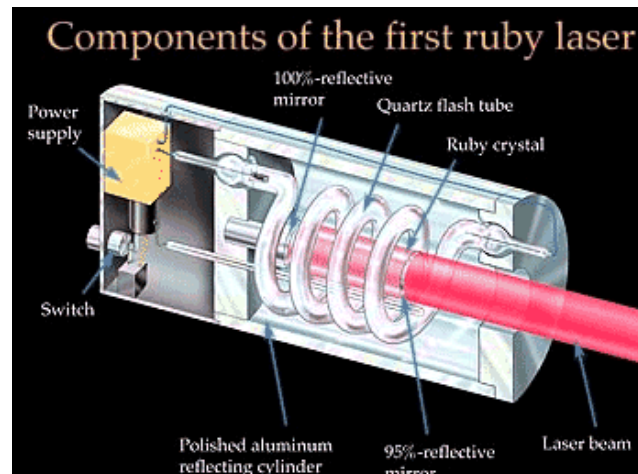


Fig. 10 Componentes Láser de Rubí²⁹

2.3 Láser de Baja potencia, Blandos o Terapéuticos

De muchísimo menor tamaño y costo que los aparatos de Láser duros, son también son conocidos como láser terapéuticos

Por su potencia carece de efectos térmicos, aunque su superficie de acción es mucho mayor, dispersando ampliamente la energía, provocando efectos bioestimulantes celulares, principalmente en el ámbito de regeneración tisular, analgesia y efectos antiinflamatorios.

Estas cualidades brindan a los láseres de baja potencia utilidad odontológica en la hipersensibilidad dentaria, regeneración ósea, y lesiones aftosas y herpéticas muy dolorosas

2.3.1 Láser de Arseniuro de Galio

Transmisible por una fibra óptica, es un Láser, de Gas Galio, contaminado de Arseniuro, con longitudes de onda de 650 y 950 nm que trabaja a unos 10 W. (Fig. 11) Indicado en tratamientos post quirúrgicos dolorosos.



Fig. 11 Láser HJZ-2³⁰

2.3.2 Láser de Arseniuro de Galio y Aluminio

Transmisible por fibra óptica, maneja una longitud de onda de 830 nm. Se indica en dolor, inflamación y recuperación de tejidos traumatizados y como complemento farmacoterápico de analgésicos y parálisis faciales.

El blanqueamiento dental también es una de sus utilidades. (Fig. 12)



Fig. 12 Blanqueamiento dental²³

2.3.3 Láser de Hélio-Neón

Longitudes de Onda de 632, o nm, se encuentra en el espectro rojo visible. Útil para la bioestimulación y regeneración nerviosa, indicado principalmente en lesiones del nervio dentario inferior y lingual, y tratamientos de regeneración ósea.

CAPÍTULO 3: REACCIONES TISULARES LÁSER QUIRÚRGICO Ó DE ALTA POTENCIA Y SUS APLICACIONES EN CIRUGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL.

Por concepto de esta tesina, se estudia únicamente las reacciones tisulares producidas por el láser de alta potencia o quirúrgico, teniendo en cuenta que los rayos Láser blandos, por sus propiedades, tendrán reacciones tisulares completamente diferentes a las reacciones que pueda tener un rayo láser duro.

3.1 Reacciones Tisulares del rayo Láser de alta Potencia

La emisión láser reacciona con los átomos y moléculas con las que su emisión en particular tiene afinidad, esto gracias a los cromóforos (proteínas, hemoglobina, agua) contenidos en la superficie a irradiar, los cuales interactúan convirtiendo la emisión simulada por radiación de electrones, en energía calórica, química y mecánica, según sea el caso.

El tipo de efecto causado por la emisión láser depende de las propiedades de este durante su producción, lo que diferencia principalmente a un Láser terapéutico de uno quirúrgico

Factores como Longitud de Onda, el tipo de Emisión, tiempo de exposición, la Concentración de energía, y características del tejido como cantidad de agua o de vasos sanguíneos, determinarán el efecto de el rayo Láser.

Al igual que una emisión de luz normal, la emisión simulada de electrones, presentarán fenómenos como reflexión, absorción, transmisión y dispersión.

3.1.1 Reflexión

Energía que se refleja en la superficie del tejido de modo directo o difuso, con la misma intensidad que la emitida directamente del aparato. Es útil para alcanzar puntos inaccesibles para incisiones. Para este propósito existen espejos especiales que transmiten el rayo hacia el tejido.

Como ya se menciona este es un punto de cuidado en las medidas de seguridad a tomar durante el tratamiento, pues así como podemos utilizar la reflexión en nuestro beneficio para lograr alcanzar áreas difíciles de acceder, si no se tiene un cuidado especial podemos provocar accidentes tanto a el paciente como a el operador.

3.1.2 Absorción

Proceso físico en donde los cromóforos convierten la energía Láser en energía calórica, química, acústica y atérmica. La potencia y penetración durante la absorción dependen de la Longitud de Onda y la cantidad de cromóforos específicos para la emisión

3.1.3 Transmisión

Paso de energía láser con mucha menos potencia que el punto focal al cual este dirigido. No genera cambios térmicos pero sí una foto estimulación celular que promueve la regeneración tisular de los fibroblastos circundantes.

3.1.4. Dispersión

Debido a la reflexión de la Luz láser, esta se dispersa al contacto con los tejidos en otras direcciones, reduciendo la potencia focal del rayo y

umentando el diámetro del área de trabajo sin efectos biológicos significativos.

Al efecto energético en las superficies tisulares, se le reconocen tres efectos principales:

- Fotoablación
- Coagulación
- Incisión

Cuando la piel y la mucosa (que, en esencia son las suspensiones de las proteínas en agua) están expuestas a la radiación Láser, el agua componente se calienta rápidamente a ebullición, desnaturizando las proteínas.

3.1.5. Fotoablación

También conocido como Vaporización es la interacción del rayo Láser de alta potencia con las superficies tisulares produciendo una reacción térmica en su cromóforo específico, elevando su temperatura al contacto desnaturizando por completo las proteínas y evaporando el agua intra y extracelular.

El resultado inmediato de esta vaporización puede ser visto por la observación de la superficie del tejido a pesar de que la penetración de la luz láser durante el daño térmico penetra hasta unos 100 μ m, algo que se acerca el grosor de la epidermis facial

3.1.6. Coagulación

La reacción del Láser con su cromóforo es tan rápida y eleva tan rápidamente la temperatura del punto focal que se produce un fenómeno de cauterización que sella los vasos adyacentes, dando como resultado una hemostasia y desinfección de la zona tratada.

3.1.7. Incisión

Una vez configurado el rayo Láser, se puede seleccionar opciones que nos produzcan longitudes de onda con mucha absorción y mínima penetración, en determinadas grosor de capas de células, permitiendo que capas remanentes profundas no tengan ningún daño térmico.

Cuando se utiliza el Láser, se observa la profundidad de la lesión dependiendo de la potencia: cuando la energía del pulso es aumentada la herida es más profunda, cuando el número de impulsos es mayor, habrá una mayor banda de necrosis. (Fig. 1)

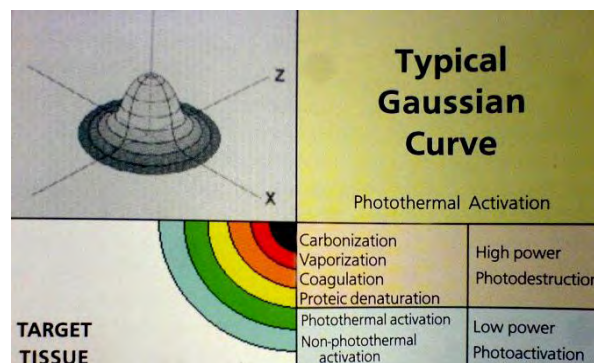


Fig. 1 Banda de Necrosis¹³

Estos resultados son reiterados por Collawn ²⁴, que encontró que después de un impulso Láser, los fibroblastos presentes en la dermis sufrieron necrosis y que en medida y la profundidad de la necrosis aumenta con múltiples impulsos Láser. Estas revelaciones son importantes porque esclarece la adecuada cicatrización y la re-epitelización.

Es fundamental comprender que, debido al espesor de los tejidos orales en diferentes zonas, la cantidad de daño térmico varía de un sitio a otro con la misma configuración del láser y la frecuencia de pasos. Freeman ²⁵, trató de cuantificar este concepto por que denota la relativa seguridad de láser en

diversos lugares anatómicos basados en el espesor relativo y componentes estructurales.

En la práctica clínica, utilizar un láser no es una tarea difícil para los cirujanos que, por definición, tienen excelentes habilidades en la coordinación ojo-mano. Desde un punto de práctica, sólo hay dos obstáculos que superar: la falta de sensación táctil durante la incisión de los tejidos, y la comprensión de las características físicas de la longitud de onda del láser utilizado y su interacción con el tejido diana.

3.2 Aplicaciones en Cirugía

El primer uso documentado de un láser en cirugía oral y maxilofacial se publicó 1977⁵⁴. Los médicos generales están usando láseres para muchos procedimientos referidos anteriormente al Cirujano bucal. En el campo de la medicina oral, el láser ha se ha demostrado que es ideal como paliativo para sintomatologías dolorosas de enfermedades bucodentales, como la estomatitis aftosa⁵⁵⁻⁵⁷ y enfermedades sistémicas con manifestaciones orales, como SIDA⁵⁸.

La amplia variedad de procedimientos quirúrgicos intraorales a cabo con el láser quirúrgico, se pueden clasificar en tres técnicas básicas:

- la incisión / escisión,
- vaporización / ablación
- hemostasia / coagulación.

La técnica utilizada para un caso concreto se basa en la indicación clínica y depende de tres parámetros controlados por el cirujano láser: el poder, el tiempo y el tamaño del punto. Es importante darse cuenta de que una o más técnicas serán necesarias para cada procedimiento determinado.

Histológicamente las lesiones Láser muestran importantes ventajas sobre los creados por el bisturí o electrocirugía. La más significativa, se ha encontrado en que contienen un número significativamente menor de miofibroblastos⁷, resultando en un grado mínimo de contracción de la herida, presencia mínima de cicatrices y mejorías en la función postoperatoria de el tejido irradiado, especialmente en la dinámica de tejidos blandos como los de la lengua, el piso de boca y el paladar blando.

En cirugías de piso de boca, Fisher y Marco⁸ no encontraron pruebas de estenosis en los conductos de Wharton. La inflamación postoperatoria y el dolor también se ven disminuidos, características que permiten el uso del láser en zonas de interés potencial permitiendo procedimientos realizables en el consultorio⁹.

Con procedimientos Láser quirúrgicos, el postoperatorio de salivación y la ingesta nutricional mejora, lo que reduce la posible necesidad de hospitalización y el costo total del tratamiento.

Aunque la curación de las heridas de láser es excelente y en la mayoría de los casos no presenta cicatrices, el proceso de curación total se procede a un ritmo más lento. En comparación con heridas de bisturí, que generalmente se curan en 7 a 10 días, las heridas de láser pueden tomar de 2 a 3 semanas para sanar completamente⁹. No es infrecuente que los pacientes presentan un aumento en el dolor 4 a 7 días después de la operación. Los pacientes deben ser conscientes de esa posibilidad para que el dolor postoperatorio normal no se confunda con una complicación postoperatoria.

3.3 Técnica Incisionales y excisionales de tejidos blandos

Gracias a las propiedades físicas del Láser duro, este es utilizado como bisturí para procedimientos incisionales o excisionales durante modalidades enfocadas, resultando en el punto de acción más pequeño posible y maximizando el poder de acción en el corte, similar a el corte realizado con un bisturí.

Antes de iniciar un procedimiento de incisión o escisión, se recomienda que la línea de la incisión prevista sea dibujada y trazada de manera lenta a moderada (por ejemplo, 10 pulsos / s) de modo intermitente. Esto permite un control superficial de delimitación del margen previsto antes de extirpar los tejidos (Fig. 2).

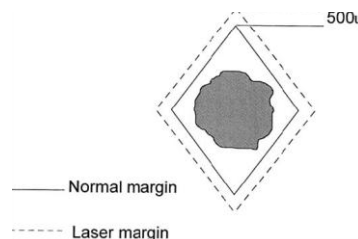


Fig. 2 Delimitación del margen⁵

Después de la incisión propuesta satisfactoriamente señalada, debe completarse con el láser en modo continuo, porque el corte en el modo intermitente podría resultar en una perforación en lugar de incidir, con la posibilidad de hemorragia debido a la tracción. La incisión se debe realizar en uno o dos pasos, tratando de conectar los puntos descritos a un ritmo rápido pero controlando de movimiento. Retardar el movimiento del láser aumenta el tiempo de permanencia y, por tanto, dará lugar a una incisión más profunda, pero también conducirá a un mayor daño térmico lateral. Si es necesario, un segundo o tercer pase siempre se puede realizar para aumentar la profundidad de la incisión. Para incisiones más profundas se logran mejor aumentando el poder o realizando pases adicionales en lugar de frenar la velocidad de desplazamiento del láser porque hay menos posibilidades de ampliar la zona de daño térmico lateral. Incisiones menos profundas se logran mejor con mover

la pieza de mano a una mayor velocidad en lugar de disminuir el ajuste de potencia [9].

Se debe tener cuidado para asegurar que el tamaño de la mancha se mantenga constante durante el procedimiento para lograr una profundidad de la incisión uniforme. Los parámetros típicos de los procedimientos de incisión intraoral o escisión son tamaños de punto de 0,1 a 0,5 mm y ajustes de potencia entre 4 y 10 W. Estos valores dependen del tipo de tejido que deberá practicarse, la velocidad de desplazamiento en una zona determinada, y la experiencia del operador personal.

Después de que la incisión ha llegado hasta la profundidad adecuada, una técnica útil consiste en elegir el margen horizontal y socavar en modo continuo con contratracción del tejido subyacente. Se debe tener cuidado para evitar dañar los tejidos circundantes al realizar esta maniobra. (Fig. 3)

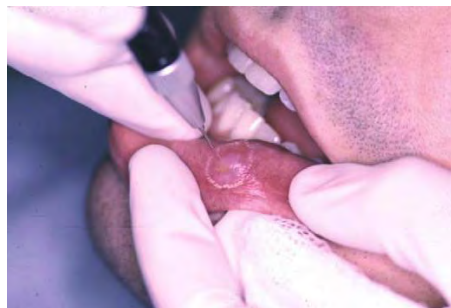


Fig. 3 Escisión⁵

La sutura de las zonas extirpadas con láser no es obligatoria. Las heridas Láser tardan en epitelizarse, y en muchos casos, un coágulo de fibrina está presente después de 2 semanas⁸. Esto actúa como un coágulo de fibrina biológica y no deben provocar consternación en el profesional. El paciente debe ser consciente de este patrón de cicatrización normal. La sutura es conveniente, pero no indicada en áreas de interés estético, como los labios. Si se utilizan puntos de sutura, es aconsejable dejar en su lugar un poco más

largo de lo que sería el caso de una herida de bisturí, dado el retraso en la epitelización que es característico de la cirugía láser.

3.3.1. Mucocele

Este tipo de lesión puede ser extirpado o vaporizado junto con la glándula secretora. Para delinear los límites de la escisión, el mucocele se esboza en el modo intermitente a 6 W, 10-pulsos de milisegundos, y 10 pulsos por segundo. El margen trazado se dirige en una incisión en el modo de centrado a las 6 W. Si existe lesión residual o adyacente al tejido glandular, entonces puede ser vaporizada con el láser en modo desenfocado, si se desea. La sutura es opcional y puede realizarse sobre la base visible de la herida quirúrgica (Fig. 4).



Fig. 4 Mucocele⁵

El Dr. Marco ¹³ reporta haber extirpado nueve mucoceles y ránulas con el láser de CO₂. La cápsula y glándulas salivales menores asociadas se vaporizan.

3.3.2. Sialolitomía

El rayo láser se utiliza en 4 W en modo continuo para hacer una incisión en el suelo de la boca en paralelo y que recubre el conducto de Wharton. Cuando el sialolito es alcanzado por el láser, es característico observar un destello de luz que ayuda en la localización ¹⁴. La herida se permite curar en segunda intención, sin el uso de suturas.

Azaz¹⁵ reportaron 27 pacientes tratados con láser de CO₂ para sialolitiasis submandibular durante un período de 28 meses, los síntomas sólo 1 paciente recurrido, que requiere sialadenectomía submandibular. (Fig. 5)



Fig. 5 Sialolitomia⁵

3.3.3. Frenilectomía

La técnica quirúrgica de administración de anestésico local, se realiza con sujeción de la lengua o labios con una gasa y tracción del frenillo manteniéndolo tenso, es idéntica a las técnicas convencionales. El láser se fija en 4 W y utilizada en un modo ligeramente desenfocado para la ablación del frenillo. La emisión se puede hacer en modo continuo o intermitente en el modo de 2 a 20 pulsos por segundo y de 20 a 200 milisegundos por pulso (Fig.6). Usando un láser, este procedimiento se puede realizar en segundos en un campo estéril, con el malestar postoperatorio reducido significativamente. Ideal en pacientes pediátricos. Su principal desventaja de la frenilectomía láser es la lenta la cicatrización clínica durante la primera semana del postoperatorio¹⁶

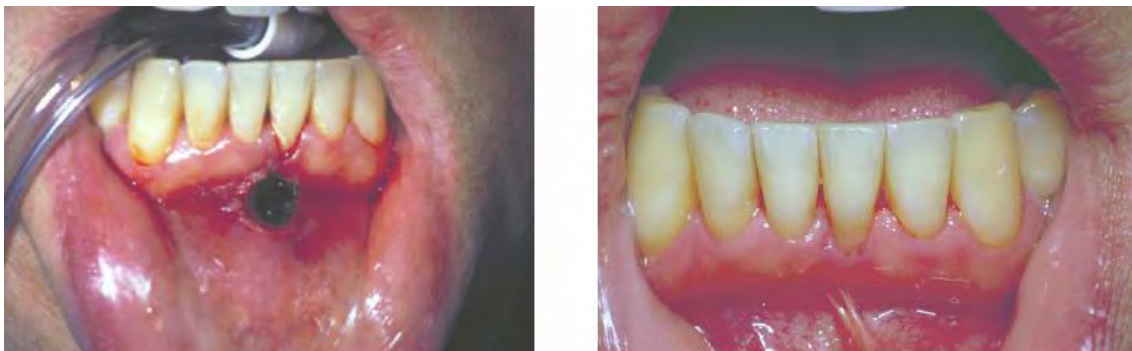


Fig. 6 Frenilectomía²⁴

3.3.4. Ránulas

Este tipo de lesión puede ser fácilmente marsupializada utilizando el láser quirúrgico. El techo de la mucosa se toma con pinzas de tejido y de la periferia de la lesión. La cúpula de la lesión debe ser extirpada en modo continuo de 4 a 8 W. La hemostasia es alcanzada en la base de la ránula ligeramente desenfocando el láser. No es necesaria la sutura de la lesión y únicamente se le permitió descomprimir de forma espontánea. Si es necesario, el tratamiento definitivo de este tipo de lesiones requiere la extirpación de la glándula sublingual, (Fig. 7).

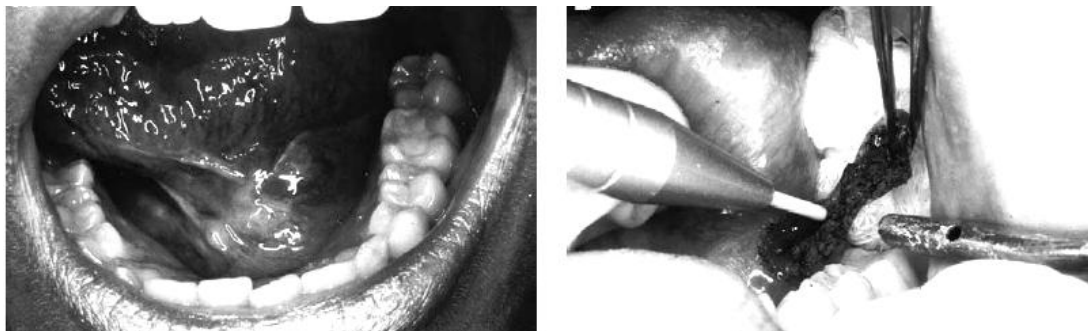


Fig.7 Ránula⁵

3.3.5. Hiperplasia Gingival

El uso del láser es ideal para el procedimiento, dado su excelente hemostasia, cicatrices mínimas y disminución del dolor postoperatorio. (Fig 8)



Fig. 8 Hiperplasia Gingival⁵

Después de la anestesia local, el nuevo margen gingival se realiza mediante una incisión con láser de 4 a 8 W en modo enfocado. La protección de los dientes es fundamental y se logra con una banda matriz. Cuando se trabaja en las áreas interproximales, se recomienda modo intermitente (20-pulsos de milisegundos a 20 pulsos por segundo)¹⁶. Después de que el exceso de tejido se extirpa el tejido subyacente hipertrófica es esculpido adecuadamente. Este proceso se realiza de modo desenfocado de 6 a 10 W.

En las zonas de crecimiento excesivo del tejido extrema, se realiza un enfoque combinado, que consiste en la extirpación del crecimiento excesivo del bisturí seguido por el refinamiento y la hemostasia con el láser¹⁸. Las ventajas de esta técnica son la hemostasia excelente sin necesidad de un apósito o una férula y el dolor postoperatorio reducido¹⁹ la única desventaja importante es el posible daño a los dientes. (Fig. 9)



Fig.9 Gingivoplastía⁵

3.3.6. Vestibuloplastia

El láser Quirúrgico es ideal para una vestibuloplastia supraperióstica sin pérdida excesiva de una excesiva pérdida de sangre. Después de la administración de un anestésico local, el vestíbulo labial es tensado traccionando la parte inferior o superior del labio exterior. El láser se utiliza para crear una disección supraperióstica en modo continuo o intermitente rápida a 6 W con una punta de 0,4 mm. La tensión se mantiene en el labio permitiendo establecer esfuerzo de un plano adecuado durante la disección. El margen del tejido se mantiene en su lugar con suturas. El malestar postoperatorio se puede

reducirse aún más por el rebasado suave de a prótesis con acondicionador de tejidos, aunque esto no es obligatorio. (Fig 10)

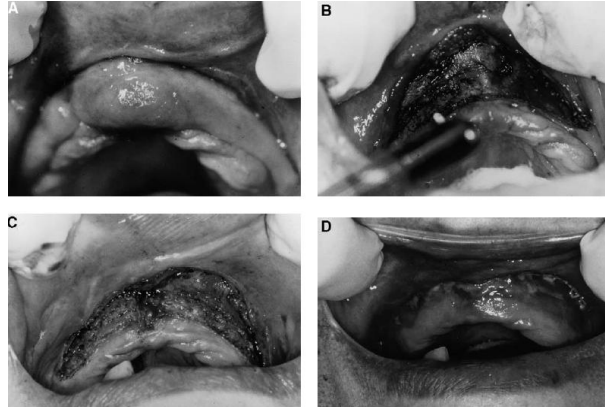


Fig. 10 Vestibuloplastía⁵

3.4 Técnicas de Vaporización / Ablación

Una de las mayores ventajas del láser quirúrgico es la capacidad de realizar la ablación o vaporización de las lesiones de la superficie. Teniendo en cuenta sus propiedades físicas y su efecto fototérmico controlado, predecible y visual en el tejido, esta técnica es única para el láser y no puede ser eficientemente con cualquier otra modalidad quirúrgica. La vaporización es particularmente útil en el tratamiento de lesiones de la superficie, tales como hiperqueratosis, displasia epitelial, queilitis actínica, liquen plano, y la estomatitis nicotínica. La técnica se realiza con el láser durante la vaporización es en modo desenfocado, lo que aumenta el tamaño del punto y, por tanto, disminuye la densidad de potencia y la profundidad de corte. Este modo de desenfoque se logra moviendo el láser fuera de los tejidos y más allá del punto focal del láser

La vaporización de una lesión se opone a un diagnóstico histológico. Por lo tanto, la vaporización sólo debe realizarse en zonas que previamente han tenido muestras de biopsia o cuando el diagnóstico de presunción razonable se ha hecho. La vaporización es ventajosa sobre las lesiones de mayor superficie

que se limitan al epitelio superficial o la submucosa y en las zonas donde la escisión podría poner en riesgo las estructuras anatómicas adyacentes, como el piso de boca.

La baja morbilidad y dolor mínimo generalmente asociados con la ablación con láser hace que sea una herramienta valiosa en la gestión de las lesiones premalignas de la mucosa. Aunque generalmente se asocia con menos dolor, en sí, esto es gracias a la experiencia de los autores que la vaporización de las lesiones linguales se asocia con dolor igual al provocado por un bisturí, probablemente debido al constante movimiento de la lengua.

Los estudios han demostrado que la ablación con láser con un seguimiento regular es eficaz en el control de las lesiones displásicas de todos los grados.

Teniendo en cuenta su contenido de agua en lesiones malignas, se genera más calor para lograr carbonizar el tejido, lo que aumenta el daño térmico lateral. Por lo tanto, después se realiza un pase inicial, la carbonización de la superficie debe ser cuidadosamente limpiada con una gasa húmeda. Esta limpieza debe hacerse lo más suavemente posible, debido a que el eritema postoperatorio y la cicatrización se ven afectadas por el roce excesivo de los tejidos.

Aparte de su utilidad en la vaporización de lesiones de la superficie epitelial, del haz de láser en modo desenfocado tiene múltiples aplicaciones. Hiperplasia gingival inducida por fármacos, gingivoplastia, condiciones inflamatorias tales como bolsas periodontales, aftas, y la hiperplasia papilar. (Fig. 11)



Fig. 11 Bolsas periodontales ²⁴

3.4.1. Leucoplasia

Una vez tomada la muestra histológica y diagnosticada la lesión, la vaporización se realiza con el láser en modo continuo de 4 a 6 W, creando una serie de pulsaciones continuas y en modo desenfocado, (Fig. 12).

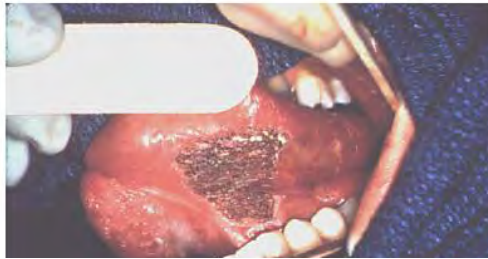


Fig. 12 Vaporización de Leucoplasia⁵

3.4.2. Úlcera Aftosa

La función del láser en este tipo de lesiones es brindar un efecto paliativo y ayudar a una cicatrización más pronta. El impulso se indica en modo continuo a 2W con ligero desenfoque (Fig. 13).



Fig. 13 úlcera Aftosa ⁵

El tratamiento con láser de las úlceras aftosas es una alternativa al tratamiento farmacológico paliativo temporal¹⁶.

3.4.3. Estomatitis por Nicotina

Dada la función del paladar blando, el láser es ideal debido a su mínima cantidad de cicatrices y la facilidad de acceso. La lesión se vaporiza con el láser en modo desenfocado, continuo en 6 W. Con esta técnica, la cantidad de inflamación es insignificante, lo que minimiza el riesgo de comprometer la vía aérea, y el paciente puede ser dado de alta a casa de inmediato después de la cirugía (fig. 14).

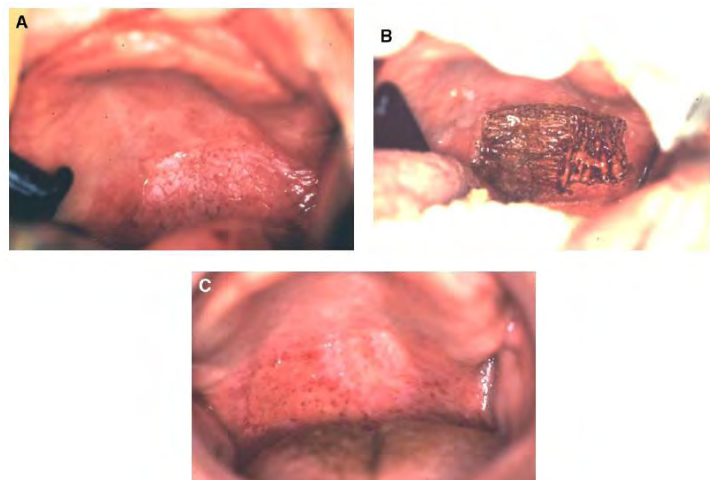


Fig. 14 Estomatitis por Nicotina ⁵

3.5. Técnicas Hemostáticas

Los sistemas Láser que utilizan como cromóforos a la hemoglobina son ideales en el manejo de lesiones vasculares. Estos láseres generalmente no son parte del instrumental normal de oficina de los cirujanos orales y maxilofaciales, pero son más comúnmente utilizados para el manejo de lesiones vasculares extraorales o grandes lesiones intraorales, que se oponen a la escisión con un láser de CO₂. El láser de CO₂ puede, sin embargo, puede utilizarse para extirpar muchas lesiones intraorales vasculares. El daño térmico lateral provocado por el láser de CO₂ provoca contracción del colágeno que se encuentra dentro de las paredes vasculares y se manifiesta por la constricción de la luz del vaso, resulta en el sellado de los vasos de hasta 500 mm de

diámetro ⁹. Como resultado, los vasos sanguíneos que irrigan los capilares y venas pequeñas (no arteriales) en lesiones vasculares son coagulados, lo que permite la escisión del bloque de las lesiones vasculares. Esta técnica es útil para la gestión de las lesiones, tales como hemangiomas capilares, hemangioma cavernoso, lagos venosos, telangiectasias pequeñas, y las varices. El láser de CO₂ es particularmente aplicable en pacientes que tienen trastornos de la coagulación, disminución de pérdidas potenciales de sangre en comparación con la cirugía sin bisturí

Para que las técnicas hemostáticas sean eficaces, es importante establecer un campo seco por medio de la aspiración, de lo contrario, el contenido de agua dentro de la célula absorbe la energía del láser y dificulta su efecto. Esta técnica es particularmente útil en la hemostasia de los sitios donantes de tejidos blandos injerto ¹⁶.

3.5.1 Hemangioma

Este tipo de lesión puede ser coagulada mediante un láser específico de hemoglobina. Esta técnica se lleva a cabo exactamente como cualquier otra técnica de escisión donde se delimita el margen de la escisión en el modo pulsado y, a continuación la incisión socavando la lesión en modo continuo (Fig. 15).

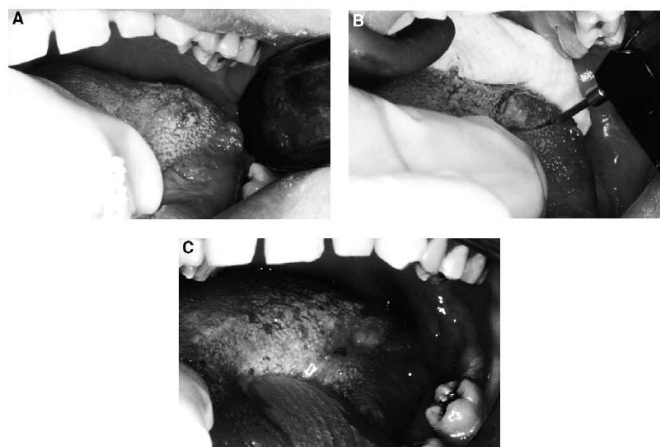


Fig. 15 Hemangioma Lingual ⁵

3.6. Implantología

El uso del láser en implantología dental el láser quirúrgico es una herramienta extremadamente útil en el arsenal del cirujano oral y maxilofacial. Es un medio eficaz de descubrir los implantes y peri-implante la gestión de defectos de tejidos blandos y los tejidos hiperplásico. Debido a que algunos lasers duros pueden ser reflejados por el titanio, se debe tener cuidado para proteger a los dientes y los tejidos blandos adyacentes cuando se realiza la cirugía con láser cerca de los implantes.

La colonización bacteriana de la superficie expuesta la superficie del implante puede llevar a la periimplantitis y la consiguiente pérdida de hueso. Los estudios han examinado el uso potencial de la energía láser para descontaminar las superficies de los implantes expuestos.

Los implantes pueden ser desinfectados contra *Streptococcus sanguis-titanio*, incubados superficies del implante, con emisiones Láser de onda continua de 2,5 W por 5 segundos¹⁹.

Cada vez que el láser se dirige hacia la superficie del implante, la conducción térmica en el hueso circundante es motivo de preocupación. Kreisler et al [31] propuso las directrices clínicas para mantener la interfase hueso-implante con seguridad por debajo del umbral de 47°C antes de la necrosis ósea. Las recomendaciones incluyen la limitación del poder a 2,5 W para un límite de 5 segundos, de 2,0 W por 10 segundos, 1,5 W por 30 segundos, o 1,0 W durante 50 segundos. Un período de enfriamiento de 5 minutos, se recomienda antes de repetir la exposición directa a la superficie del implante. Se debe tener cuidado para evitar la exposición prolongada a los tejidos que cubren o rodean los implantes para evitar la conducción de calor en los implantes. (Fig. 16)

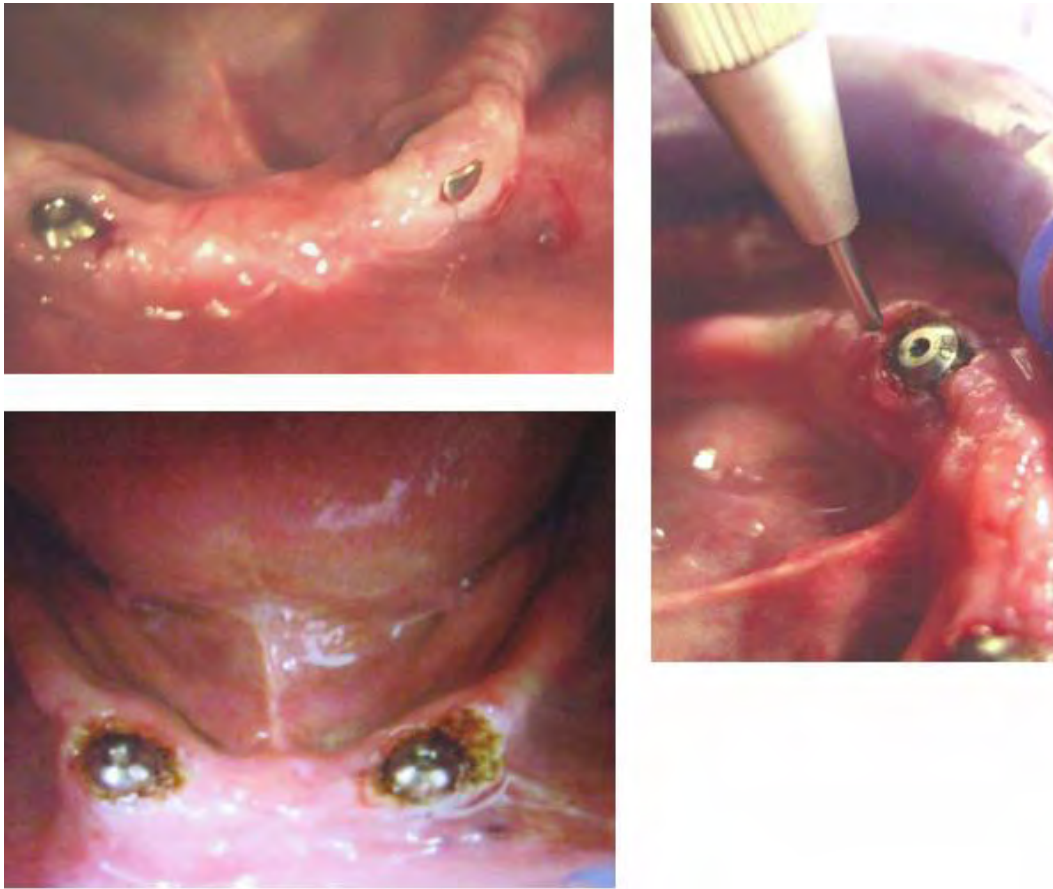


Fig. 16 Implanes⁵

CONCLUSIONES

La historia de la *Luz amplificada por emisión estimulada de radiación*, no es tan reciente como la podemos imaginar y en campos médicos como Oftalmología y Dermatología, las técnicas láser son procedimientos más que cotidianos y con décadas de antigüedad; Sin embargo en la Odontología aún existe excepticismo sobre las posibilidades y la variedad de tratamientos capaces de realizar con el sistema Láser, en especial con el Láser Duro.

Son notables las ventajas que representa la terapia Láser, difícilmente equiparables y en muchas ocasiones imposibles con otro tipo de tratamientos; Cualidades como cicatrización, contracción de tejidos, dolor, desinfección, tiempos operatorios y hemostasia han sido solo alcanzables por medio de esta tecnología.

Para el paciente, el encarecimiento del tratamiento, representa el mayor obstáculo y desventaja, pues la utilización de la aparatología láser, el entrenamiento profesional y las características del medio para su utilización, representan un gasto significativamente mayor en comparación con procedimientos convencionales.

En la práctica general, el Láser quirúrgico nos muestra la aplicación de la tecnología en pro de un servicio más íntegro para pacientes promedio, y pacientes con patologías asociadas, que si no fuera por la terapia láser, su atención en algunos casos sería imposible o notablemente encarecida.

Como en toda rama científica, las investigaciones y avances tecnológicos avanzan a pasos agigantados de tal manera que en la mayoría de las ocasiones sobrepasan la propia capacidad personal de actualizarse y conocer todos esos avances que nos simplifican y facilitan la labor profesional para con nuestros pacientes, por lo cual es nuestra responsabilidad como profesional de la salud y como ser humano, conocer todas las posibilidades que nos permitan siempre y ante todo, el bien de los demás.

FUENTES DE INFORMACIÓN

- 1: <http://www.infomed.es>
- 2: <http://en.wikipedia.org/wiki/luz>
- 3: Steven A. Guttenberg, Laser physics and tissue interaction Steven A. Guttenberg, DDS. Oral Maxillofacial Surg Clin N Am 16 (2004) 143–147
- 4: S. Parker. Introduction, history of lasers and laser light production. British Dental Journal Vol 202 NO. 1 JAN 13 2007
- 5: Ross N. Wlodawsky Intraoral laser surgery Oral Maxillofacial Surg Clin N Am 16 (2004) 149–163
- 6: David LM, Lask GP, Glassberg E, et al. CO2 laser abrasion for cosmetic and therapeutic treatment official actinic damage. Cutis 1989;43:583–7.
- 7: Zeinoun T, Nammour S, Dourov N, Aftimos G, Luomanen M. Myofibroblasts in healing laser excision wounds. Lasers Surgery Med 2001;28(1):74 –9.
- 8: Fisher S, Frame J. The effects of the carbon dioxide surgical laser on oral tissues. Br J Oral Maxillofac Surg 1984;22:414– 25.
- 9: Srauss RA. Lasers in oral and maxillofacial surgery. Dent Clin N Am 2000;44(4):851–73.
- 10: http://www.ehow.com/about_5417331_types-lasers-used-dentistry.html
- 11: <http://www.ehs.washington.edu/rsononion/index.shtm>
- 12: <http://www.lasersurplusparts.com/>
- 13: Aldo Brugnera Junior. Laser Therapy Applied to Clinical Dentistry. Quintessence Editora. Ltda 2006
- 14: Barak S, Katz J. Use of the carbon dioxide laser to locate small sialoliths. J Oral Maxillofac Surg 1993;51: 379– 81.
- 15: Azaz B, Regev E, Casap N, Chicin R. Sialolithectomy done with a CO2 laser: clinical and scintigraphic results. J Oral Maxillofac Surg 1996;54:685– 8.
- 16: Israel M. Use of the CO2 laser in soft tissue and periodontal surgery. Pract Perio Aesthet Dent 1994;6(6): 57– 64.
- 17: http://www.tradekorea.com/products/surgical_laser.html
- 18: Darbar UR, Hopper C, Speight PM, Newman HN. Combined treatment approach to gingival overgrowth due to drug therapy. J Clin Periodontol 1996;23(10): 941– 4.
- 19: Roed-Petersen B. The potential use of CO2 laser gingivectomy for phenytoin-induced gingival hyperplasia in mentally retarded patients. J Clin Periodontol 1993; 20(10):729–31.
- 20: http://www.genove.com/2_0/ESP/detalle_equipo.asp?ID=54
- 21: <http://www.gizmowatch.com/entry/powerful-laser-diode-could-burn-dual-layer-blu-ray-at-10x/>

- 22: Horch HH, Gerlach KL, Johaefer HE. CO2 laser surgery of oral premalignant lesions. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15(1):19–24.
- 23: <http://www.med-apollo.com/product/Q-SWITCHEDNd/Index.html>
- 24: Robert A. Convissar, Lasers in general dentistry *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am* 16 (2004) 165–179
- 25: Freeman MS. Skin resurfacing using the Paragon pulsed carbon dioxide laser. *Facial Plast Surg Clin N Am* 1996;4(3):425–42.
- 26: Colvard M, Kuo P. Managing aphthous ulcers: laser treatment applied. *J Am Dent Assoc* 1991;122(7):51–3.
- 27: <http://www.drinhart.com/cosmetic-pro.html>
- 28: <http://www.uv.es/derma/CLindex/CLtumb/CLtumb24.html>
- 29: <http://altmed.creighton.edu/ColdLaser/Laserwork.htm>
- 30: http://www.info-ab.uclm.es/labelec/solar/Comunicacion/Fibra_optica/emisores.htm
- 31: Kreisler M, Al Haj H, Gotz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of simulated CO2 and GaAlAs laser surface decontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants. *Lasers Surg Med* 2002;30: 233–9.
- 32: Shafir R, Slutzki S, Bornstein LA. Excision of buccal hemangioma by CO2 laser beam. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1977;44(3):347–50.
- 33: Convissar R, Massoumi-Sourey M. Recurrent aphthous ulcers: etiology and laser ablation. *Gen Dent* 1992;40:512–5.