



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

---

---

**Aplicación láser en el tratamiento estético en  
cirugía plástica periodontal**

**T E S I N A**

**Que para obtener el Título de:**

**CIRUJANO DENTISTA**

*Presenta:*

**ABRAHAM VILLANUEVA FIGUEROA**

**DIRECTORA: C. D. MARÍA CONCEPCIÓN ALVAREZ  
GARCÍA.**

**MÉXICO, D.F.**

**2005**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



# ÍNDICE

---

<b>1. Introducción</b>	1
<b>2. Generalidades del sistema láser</b>	2
2.1. Láser	3
2.2. Clasificación	5
<b>3. Biofísica del láser</b>	6
3.1. Principios de luz	6
3.1.1. Longitud de onda	6
3.1.2. Amplitud	7
3.1.3. Velocidad	7
3.1.4. Frecuencia	7
3.2. Física del láser	10
3.3. Características de la luz láser	11
3.3.1. Monocromática	11
3.3.2. Colimación	11
3.3.3. Coherente	12
3.4. Corriente láser	13
3.4.1. Densidad de corriente	13
3.4.2. Fluencia	16
3.5. Interacción de láser con tejidos	17
3.5.1. Refracción	17
3.5.2. Dispersión	18
3.5.3. Transmisión	19
3.5.4. Absorción	19



3.6.	Beneficios biológicos del láser	22
<b>4.</b>	<b>Funcionamiento del sistema láser</b>	<b>24</b>
4.1.	Componentes del aparato láser	24
4.1.1.	Fuente de excitación	24
4.1.2.	Cabeza del láser	24
4.1.3.	Componentes auxiliares	25
4.1.4.	Panel de control	26
4.1.5.	Sistema de emisión	26
<b>5.</b>	<b>Características del láser CO<sub>2</sub></b>	<b>27</b>
5.1.	Tipos	28
5.2.	Sistema de emisión	29
5.3.	Modalidades de operación	30
<b>6.</b>	<b>Medidas de seguridad</b>	<b>32</b>
6.1.	Prevención de daños	32
6.1.1.	Seguridad ocular	32
6.1.2.	Lesiones oculares	33
6.1.3.	Protección ocular	34
6.1.4.	Protección del paciente	35
6.2.	Zona del tratamiento	35
6.2.1.	Barreras de protección	36
6.2.2.	Bloqueos de funcionamiento	36
6.2.3.	Incendios	37
6.2.4.	Extintores	37
6.2.5.	Instrumentos opacos	38
6.2.6.	Daños eléctricos	39
6.2.7.	Daños de transportación	39
<b>7.</b>	<b>Cirugía plástica periodontal convencional</b>	<b>40</b>
7.1.	Indicaciones y contraindicaciones	41
7.2.	Cicatrización de la herida quirúrgica con bisturí	41
7.3.	Gingivectomía	42



7.3.1. Anestesia	42
7.3.2. Instrumentación quirúrgica	42
7.3.3. Objetivos y técnica quirúrgica	43
7.4. Gingivoplastia	46
7.4.1. Anestesia	46
7.4.2. Instrumentación quirúrgica	46
7.4.3. Objetivos y técnica quirúrgica	47
7.5. Frenectomía	48
7.5.1. Anestesia	48
7.5.2. Instrumentación quirúrgica	48
7.5.3. Objetivos y técnica quirúrgica	49
<b>8. Cirugía plástica periodontal con láser</b>	<b>50</b>
8.1. Ventajas y desventajas de la cirugía láser	50
8.2. Cicatrización de la herida quirúrgica con láser	51
8.3. Gingivectomía	53
8.3.1. Anestesia	53
8.3.2. Instrumentación quirúrgica	53
8.3.3. Objetivos y programación del sistema láser	54
8.4. Gingivoplastia	54
8.4.1. Anestesia	55
8.4.2. Instrumentación quirúrgica	55
8.4.3. Objetivos y programación del sistema láser	55
8.5. Frenectomía	56
8.5.1. Anestesia	56
8.5.2. Instrumentación quirúrgica	56
8.5.3. Objetivos y programación del sistema láser	57
<b>9. Conclusiones</b>	<b>58</b>
<b>10. Fuentes de información</b>	<b>59</b>



## AGRADECIMIENTOS

---

A mi padre, a mi madre, mi hermano y mi hermanita por ser el cimiento de mi formación como profesionista y ayudarme a cumplir una meta más en mi preparación académica...gracias por su tiempo, esfuerzo, fuerza, amor, ejemplo y confianza.

A mis tías Teresa y Lourdes que siempre han estado pendiente de mí desde mis primeros pasos y que a pesar de la distancia me apoyan siempre...esto es por ellas también.

A mis primos Aldo y Rosi por apoyarme en la elaboración de mi tesina.

A mis tíos José F., Aurora y Lucía que durante estos años han respaldado mi estancia fuera de mi hogar...

Y por los que en mi memoria siempre van a estar y me hubiera gustado compartir este momento, y que si no hubiera sido por ellos yo no estuviera aquí...mis abuelos y mi tía Otilia.



---

## 1. INTRODUCCIÓN.

---

La aplicación de la tecnología láser en la actualidad se puede ver como una de las innovaciones que se presentan en la práctica quirúrgica en la odontología.

Esto no significa que deba ser motivo de sustitución de la instrumentación usual de práctica quirúrgica, sino que debe ser tomada como un instrumento que nos ayudará a facilitar los procedimientos quirúrgicos a favor de nuestros pacientes. Todo esto requiere de muchas adaptaciones y exigencias propias del sistema láser.

De acuerdo a las necesidades prácticas clínicas que tengamos, se determina el tipo de láser a adquirir. Ya que a pesar de que es un sistema muy eficiente, no es un mismo sistema láser el que se aplica para operatoria dental al que se aplica en cirugía plástica periodontal o cirugía maxilofacial.

Es importante tener en cuenta que el sistema láser requiere de una capacitación previa al adquirir el sistema, esto significa que se deben adquirir conocimientos técnicos y de física para comprender el origen de la energía láser y su interacción con los tejidos. Todo esto nos ayudará para así poder aplicar adecuadamente la energía láser en la práctica odontológica, además de manejar las medidas de seguridad necesarias para que ésta aplicación sea segura tanto para el paciente como para el personal clínico del consultorio dental.

---

## 2. GENERALIDADES DEL SISTEMA LÁSER.

---



La luz ha sido usada con propósitos médicos desde tiempos remotos. Hace aproximadamente 6000 años, los egipcios realizaron terapias con el poder natural de la luz del sol y tratamientos médicos. En Europa, durante la revolución industrial, muchos obreros que se encontraban aislados de los beneficios de la radiación ultravioleta, desarrollaron deficiencia de calcio y tuberculosis pulmonar. Y se observó que al facilitar la exposición de la luz del sol ayudaba a aliviar los síntomas de estas condiciones. Durante el siglo XIX, Nils Finsen, un científico danés, usó los rayos ultravioleta para tratar vitiligo y psoriasis, esta fue la primera vez que una fuente de luz artificial fue usada como medio terapéutico<sup>2</sup>.

La tecnología de la luz se expandió exitosamente durante las últimas tres décadas del mismo siglo. La industria de la salud fue testigo de la creación y evolución de una asombrosa herramienta llamada láser, las raíces de la tecnología láser comienzan en 1917, cuando Albert Einstein formuló la teoría de la emisión estimulada que fue el principio de la tecnología láser<sup>3</sup>.

Albert Einstein estableció que la habilidad de las moléculas para absorber radiación dependía del número de moléculas presentes y de que se encontraran en sus niveles más altos o más bajos de energía. Cuando las moléculas están en los niveles más altos o más bajos de energía, son estimuladas para emitir radiación así como absorber radiación<sup>3</sup>.

En 1958, A. A. Schawlow y C. H. Townes investigaron este concepto y desarrollaron el principio de LÁSER, que es una palabra compuesta que significa “amplificación de luz por la emisión estimulada de radiación”. Schawlow y Townes sugirieron el uso de espejos para amplificar esta emisión estimulada de radiación<sup>4</sup>.

En 1960, el Dr. Theodor H. Maiman de la compañía Hughes Aircraft. Construyó el primer láser verdadero basado en los conceptos básicos. El





material usado en el aparato fue un cristal de rubí equipado con espejos para amplificar la emisión, y producir una intensa y profunda emisión roja<sup>4</sup>.

1917	Einstein	Principio de emisión estimulada
1958	Schawlow y Tornos	Principio láser
1960	Javan	Neon de helio
1960	Maiman	Desarrollo láser de Rubí
1961	Goldman	Primera aplicación clínica de láser rubí
1961	Schnitze	Desarrollo láser de Nd: cristal
1964	Bridges	Argón
1964	Patel	Desarrollo láser de CO <sub>2</sub>
1964	Gordon	Desarrollo láser de Argón
1964	Geusic, Marcos, Van	Desarrollo láser Nd: YAG
1965	Uitert	Primera aplicación clínica de láser CO <sub>2</sub>
1968	Polanyi	Primera aplicación clínica de láser Argón
1977	L'Esperance	Primera aplicación clínica de láser Nd: YAG
1980	Kieffhaber	Describió la Terapia Fotodinámica
1984	Dougherty Daikusono, Joffe	Desarrollo tecnología de Nd: YAG de contacto

**Tabla 2.1. Desarrollos en la Tecnología Láser<sup>1</sup>**

## 2.1. Láser.

El láser (amplificación de la luz por emisión de radiación estimulada) se ha transformado en un dispositivo de uso creciente en las diversas especialidades de la ciencia y la tecnología, en la medida en que sus aplicaciones son cada vez más numerosas<sup>12</sup>.

Entre sus múltiples usos de medicina y odontología, se encuentra la posibilidad de producir la coagulación de vasos sanguíneos menores de 0.5 mm de diámetro (otorgando un campo operatorio libre de hemorragia), así como también su capacidad de dar una incisión precisa variando del nivel de energía que se aplica a la zona tratada<sup>12</sup>.



Esta energía electromagnética presenta las siguientes características:

**Monocromática:** La longitud de onda es igual en toda la radiación y se relaciona con el material del láser.

**Colimación:** el sentido y la dirección de las ondas son igual. No hay divergencia.

**Coherencia:** hay sincronización e igualdad de las ondas láser.

La potencia de un rayo láser se mide en **watts** la potencia de radiación que recibe un tejido debe ser medida en densidad de potencia, que representa la concentración de fotones en una superficie determinada. Esta densidad de potencia puede ser expresada en watts sobre  $\text{cm}^2$ , se debe tener en cuenta la potencia aplicada en un determinado tiempo, ya que surge una variable denominada energía, la cual se obtiene multiplicando la potencia por el tiempo y se le denomina Joule. Por último se tiene la longitud de onda que varía dependiendo del láser, la cual se mide en nanómetros (nm)<sup>12</sup>.

Existen diferentes tipos de láser disponibles en odontología: Argón,  $\text{CO}_2$ , Nd: YAG, Er: YAG, Ho YAG, Diodo, Excimer. Varían de acuerdo al contacto o no con el tejido, según la incisión que produce, con o sin coagulación y la habilidad de fotocurar. Desafortunadamente no se encuentran todas las aplicaciones disponibles en un solo láser, haciendo de ellas unidades costosas<sup>12</sup>.

## 2. 2. Clasificación.



1. Por su actividad:

*Láser blandos o terapéuticos:* biomoduladores, cicatrizantes, analgésicos y antiinflamatorios.

*Láser duros o quirúrgicos:* corte y remoción de tejidos duros y blandos, coagulación y hemostasia.

2. Por su estado físico:

*Gaseosos:* anhídrido carbónico- CO<sub>2</sub>; argón, helio-neón; excimeros: argón-flúor; kriptón-flúor, xenón-cloro.

*Líquidos:* cumarina y rodamina.

*Sólidos:* rubí, neodimio-YAG, homio-YAG y erbio-YAG<sup>12</sup>.

Láser	Acción	Aplicación
Argón	Fotocurado y blanqueamiento dental	Resinas, bases-selladores
CO <sub>2</sub> sin contacto	Corte con coagulación	Gingivectomía, gingivoplastia-frenectomía
Er: YAG con contacto (láser quirúrgico)	Corte	Cirugía mucogingival Vaporización de grandes lesiones benignas
Nd:YAG con contacto	Corte con coagulación	Gingivectomía Gingivoplastia-frenectomía Contorneado de tejido blando
Diodo (láser de baja potencia)	Corte con coagulación	Gingivectomía Gingivoplastia-frenectomía Contorneado de tejido blando
Ho:YAG contacto y sin contacto (láser quirúrgico)	Corte con coagulación	Remoción rápida de tejido y hemostasis Frenectomías Exposición de implantes Procedimientos cercanos a piso de boca o lengua
Excimer	Corte	Remoción tisular muy precisa Procedimientos endodónticos

**Tabla 2.2. Uso de los diferentes láser en odontología<sup>12</sup>**



---

## 3. BIOFÍSICA DEL LÁSER.

---

### 3.1. Principios de luz.

El acrónimo **láser**, se define como un proceso por el cual una forma de energía es convertida en energía luminosa. El término también puede referirse al aparato que produce luz, y a la luz por sí misma<sup>1</sup>.

Aunque la naturaleza exacta de luz no está completamente entendida, se ha determinado que la luz (o energía electromagnética) está liberada como un fotón y viaja en ondas. Un fotón es el componente básico de toda luz, incluyendo la luz láser. Una onda puede estar caracterizada por cuatro propiedades:

- Longitud de onda
- Amplitud
- Velocidad
- Frecuencia

#### 3.1.1. Longitud de onda.

La longitud de onda es la distancia que existe entre dos puntos sucesivos de una onda. Esta longitud esta determinada en nanómetros; 1 nm es igual a  $10^{-9}$ m, una medida extremadamente corta. Las longitudes de onda también pueden estar determinadas en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) y en ángstroms (A)<sup>1</sup>.

La energía radiante viene en todas formas, desde luz solar a radios, y está considerada como “energía de ondas”. Si ésta energía de ondas fuera graficada, la gráfica iría de ondas continuas muy largas a ondas continuas extremadamente cortas. Ésta continuidad es conocida como



espectro electromagnético e ilustra la relación del trayecto de ondas en el espacio. En uno de los extremos del espectro está la región infrarroja, que corresponde a las ondas más largas. Las ondas más cortas corresponden a la región ultravioleta que se encuentran en el extremo opuesto del espectro. La luz visible ocupa solamente una pequeña porción del espectro electromagnético. El láser entrega una pequeña porción de energía luminosa dentro del espectro electromagnético, algunas son ondas visibles y algunas son ondas invisibles. La energía láser comprende desde una pequeña porción dentro de la región ultravioleta, que atraviesa la región de las ondas visibles hasta gran parte de la región infrarroja<sup>1</sup>.

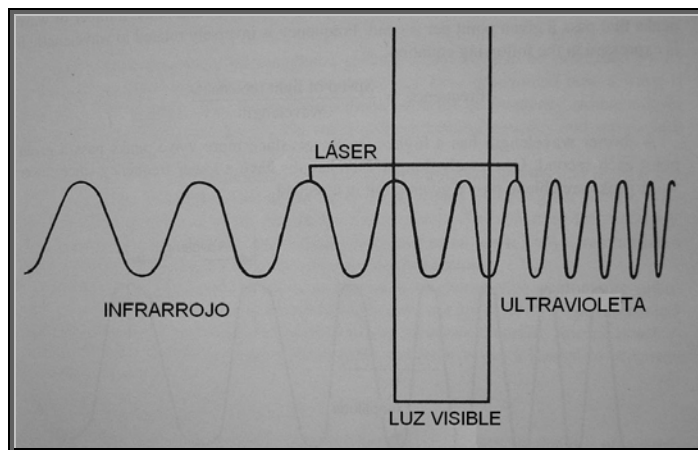


Fig. 3.1. Espectro electromagnético<sup>1</sup>

La longitud de onda determina el color de la luz. La luz visible tiene una longitud de onda en un rango aproximado de 400 a 750 nm. La luz roja está alrededor de los 630 nm, mientras que la luz azul está alrededor de los 488 nm. El láser de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) tiene una longitud de onda muy larga (**10,600 nm**) localizada en la región de luz invisible a la mitad de la región infrarroja del espectro electromagnético. El láser de cristal de ytrio, aluminio y granate tratado con neodimio (Nd:YAG) tiene una longitud de onda de (1064 nm) es diez veces más corta que la longitud de onda del láser de  $\text{CO}_2$  localizada en la región de luz invisible, cerca de la región infrarroja<sup>6</sup>.



### 3.1.2. Amplitud.

La amplitud corresponde a la mitad de la altura de una onda, desde lo alto del pico de una onda hasta el fondo de la siguiente onda. La amplitud mide la magnitud o poder de la onda. Mientras más alta sea la onda, más poder o amplitud contiene<sup>1</sup>.

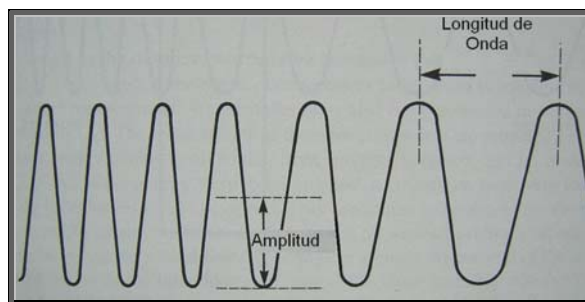


Fig. 3.2. Amplitud y Longitud de onda<sup>1</sup>

### 3.1.3. Velocidad.

La velocidad indica que tan veloz viaja la onda. Todas las longitudes de onda viajan a la misma velocidad en un vacío. La velocidad de la luz es constante en aproximadamente 186,300 millas por segundo o alrededor de 300,000 km por segundo en un vacío<sup>1</sup>.

### 3.1.4. Frecuencia.

La frecuencia está expresada en ciclos por segundo o hertz (Hz) y es el número de picos de onda que pasan por un punto dado en un segundo. La frecuencia es inversamente proporcional a la longitud de onda. Esto está expresado en la siguiente ecuación<sup>1</sup>:

$$\text{Frecuencia} = \text{Velocidad de la luz (constante)} / \text{Longitud de onda}$$



Una longitud de onda más corta tiene una frecuencia más alta mientras más picos de onda pasen en un punto determinado en un segundo. Por lo contrario, longitudes de onda más largas tienen una frecuencia más baja mientras menos picos de onda pasen en un punto determinado en un segundo<sup>1</sup>.

En cualquier punto del espectro electromagnético, una onda puede ser descrita por su longitud de onda o por su frecuencia. La preferencia y comodidad han determinado como se describe una onda. Por ejemplo, las ondas de un radio son especificadas en términos de frecuencia, mientras que la luz láser está descrita por su longitud de onda<sup>1</sup>.

Los rayos X, los rayos cósmicos y los rayos gamma tienen las longitudes de onda más cortas, las frecuencias más altas y son conocidas como radiación ionizante. Estas ondas poseen una gran energía, tienen una gran capacidad de penetración y pueden romper la estructura molecular afectando la actividad del ADN. Las precauciones especiales, tales como el uso de barreras de plomo, son tomadas para disminuir su penetración en áreas que no se tenía pensado irradiar cuando los rayos X son emitidos<sup>1</sup>.

Las longitudes de onda más largas (como la de los hornos de microondas y los láser) se caracterizan por radiación no ionizante, por lo que la penetración de estas ondas básicamente no afectan el ADN. Los láser usados clínicamente hoy en día, se encuentran dentro de los que producen radiación no ionizante; por lo tanto, las precauciones especiales de penetración no son necesarias. La radiación no ionizante no representa un riesgo en mujeres embarazadas<sup>1</sup>.



### 3.2. Física del láser.

La luz láser difiere de la luz ordinaria, ya que es una luz organizada. El láser es a la luz como la música es al ruido, esto es que, mientras la música es un ruido organizado, la luz láser es una energía finamente afinada que existe en una forma organizada y pura. Debido a ésta precisión, la luz láser puede ser usada para realizar funciones asombrosas. Un conocimiento de la actividad atómica básica es requisito para comprender como es que se produce la luz láser<sup>1,12</sup>.

En términos sencillos, un átomo está formado de electrones (carga negativa) girando alrededor de un núcleo (carga positiva). Los electrones giran en un nivel de energía a distancias variables del núcleo. Estos electrones son capaces de moverse de una órbita a otra y pueden producir energía como resultado de ésta actividad<sup>1</sup>.

Brevemente, la energía láser es generada de la siguiente forma. Cuando un electrón cargado negativamente gira cerca de su núcleo cargado positivamente, el átomo se encuentra en un estado de reposo, lo cual significa que está en su nivel más bajo de energía posible. Cuando el átomo se excita por alguna fuente externa, la energía es absorbida y el electrón brinca a una órbita más alta y menos estable. Mientras que el átomo está inestable en su estado de excitabilidad, éste regresará casi inmediatamente a su estado de reposo una vez más. Como este proceso ocurre, una diminuta masa de energía llamada fotón es liberada o emitida<sup>1</sup>.

Si el fotón todavía en estado de excitación esta cerca de otro átomo, interactuará después con este átomo. El fotón provocará al segundo átomo excitado a regresar a su estado de reposo y en éste proceso otro fotón de luz láser será emitido. Así que, el proceso de emisión estimulada





ha ocurrido y la energía láser ha sido inicialmente formada. Estos dos fotones de frecuencia y energía idéntica después viajarán juntos en perfecta armonía<sup>1</sup>.

Éste proceso de excitación puede continuar mientras haya más átomos excitados que en estado de reposo<sup>1</sup>.

### 3.3. Características de la luz láser.

La luz láser difiere de la luz ordinaria en tres formas características: la luz láser es monocromática, colimada y coherente<sup>12</sup>.

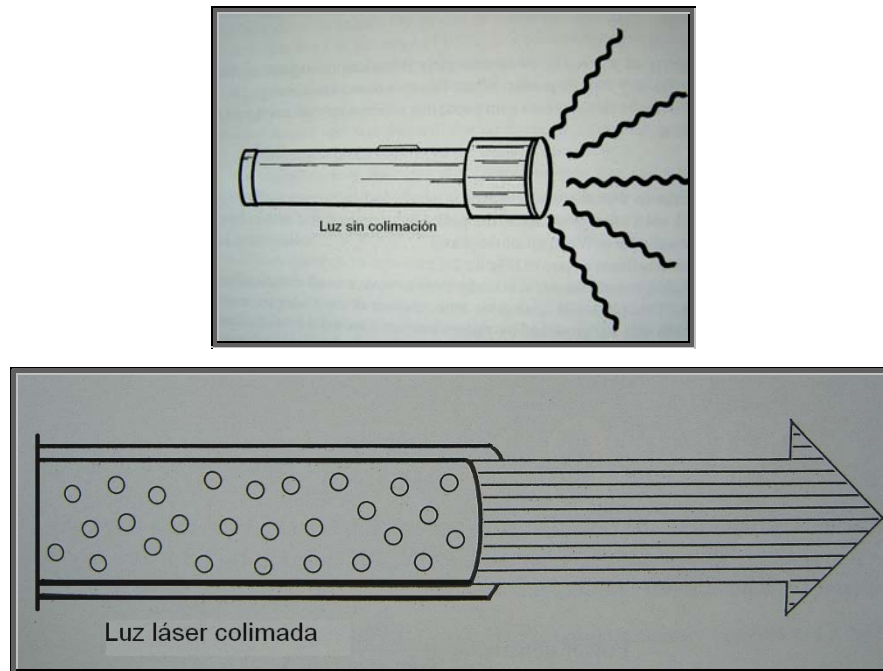
#### 3.3.1. Monocromática.

Monocromático se refiere al color altamente purificado producido por el láser. La energía láser está compuesta de fotones, todos son del mismo color o longitud de onda. Por ejemplo, la luz roja pura está constituida por una longitud de onda de 630 nm. En contraste, la luz ordinaria de una lámpara produce luz blanca constituida por muchas longitudes de onda o muchos colores<sup>12</sup>.

El color del rayo láser algunas veces determina como va a interactuar con varios tejidos. Por ejemplo, un rayo de argón de 488/514 nm es absorbido fácilmente por tejido pigmentado en rojo<sup>12</sup>.

#### 3.3.2. Colimación.

La luz láser es colimada, eso es que, sus ondas son paralelas unas con otras y que no divergen significativamente. En contraste, el rayo de una luz ordinaria de un flash diverge y se esparce<sup>12</sup>.



Figs. 3.3. Luz sin colimación (arriba); 3.4. Luz colimada del láser (abajo) <sup>1</sup>.

La luz láser mantiene un patrón de colimación tan bueno que si cierto tipo de láser fuera apuntado a la luna, la cual se encuentra a una distancia de 240,000 millas de distancia, el rayo se esparciría solamente media milla aproximadamente. Para fines prácticos, ésta desviación es insignificante <sup>7</sup>.

La propiedad colimadora de un rayo láser es extremadamente importante en aplicaciones quirúrgicas porque esto minimiza cualquier pérdida de energía. Cuando esta energía láser colimada pasa a través de un lente, el rayo puede ser enfocado a una diminuta marca lo que permite que se concentre la energía para una mayor precisión <sup>12</sup>.

### 3.3.3. Coherente.

La luz láser es coherente también llamada unifásica, cuando las ondas viajan en fase y en la misma dirección. Las ondas están en fase una con otra cuando todos los movimientos de picos y trayectos están en sincronía



una con otra en tiempo y espacio. Cuando todas las ondas están en fase, ésta coherencia tiene un efecto adicional sobre la amplitud o poder<sup>12</sup>.

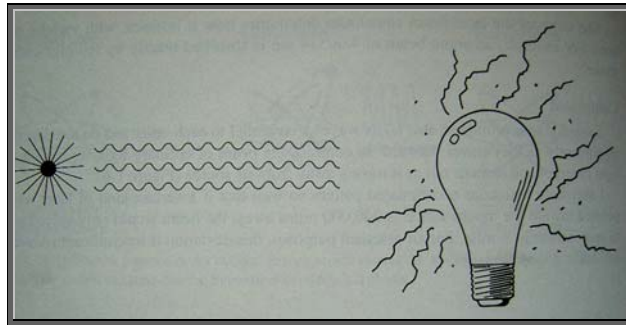


Fig. 3.5. Luz coherente y luz incoherente<sup>1</sup>.

La luz ordinaria de un foco viaja irregularmente desde su fuente en todas direcciones y esto es conocido como incoherente<sup>12</sup>.

El patrón que siguen las olas del mar rompiendo de una manera organizada y bien hecha sobre la playa es análogo a un patrón coherente<sup>12</sup>.

### 3.4. Corriente láser.

Para comprender la formación de la energía láser, revisaremos los parámetros que determinan la cantidad de energía que existe en un láser y como es que ésta se distribuye<sup>1</sup>.

#### 3.4.1. Densidad de corriente.

El paso de energía láser liberada es llamada corriente y se mide en watts. El wattaje es igual a la cantidad de energía, medida en joules, dividida entre la duración de la exposición, medida en segundos<sup>1</sup>.

$$\text{Watts (W)} = \text{Joules (J)} / \text{tiempo de exposición (segundos)}$$



Un factor importante en la aplicación efectiva del láser es el concepto de *densidad de corriente* o irradiación<sup>1</sup>. La densidad de corriente es definida como la cantidad de corriente concentrada en un punto, o lo que es igual a  $\text{watts/cm}^2$ .

La densidad de corriente es la cantidad de corriente distribuida en el área de un punto determinado. Esta relación puede estar comparada con la relativa facilidad de caminar sobre nieve profunda con o sin zapatos para nieve. Cuando los zapatos para nieve son amplios, es fácil caminar sobre la nieve porque el peso del cuerpo se distribuye sobre un área más amplia. Cuando se camina con zapatos normales, el peso del cuerpo se distribuye sobre un área más pequeña lo que provoca que la persona se hunda en la nieve. Con cierta cantidad de corriente, un punto muy amplio de corriente esparcirá la corriente láser sobre un área más grande, por lo que se disminuye el impacto del láser. Un punto de corriente más pequeño concentrará la corriente, lo que hace al rayo mucho más intenso<sup>1</sup>.

El tamaño del punto del rayo láser depende de varios aspectos, que incluyen la longitud focal de los lentes, la longitud de onda del láser y el modo electromagnético transversal del rayo<sup>1</sup>.

La longitud focal de los lentes determina el tamaño del punto del rayo, como una regla general. Una lente con una distancia focal corta puede proveer un punto de rayo más pequeño, lo que disminuye la intensidad del rayo. Un láser de CO<sub>2</sub> con un lente de 50 mm puede producir un punto de 0.1 mm de tamaño, mientras que un lente de 400 mm puede producir un punto de 0.8 mm de tamaño. Por lo que un lente más corto de 50 mm puede concentrar la corriente en punto más pequeño. Los lentes pueden ser modificados para conseguir diferentes tamaños de puntos de 0.025 a 0.05 mm para cirugías de precisión, tal como el láser para soldar o de aplicación oftalmológica<sup>1</sup>, Fig. 3.6.

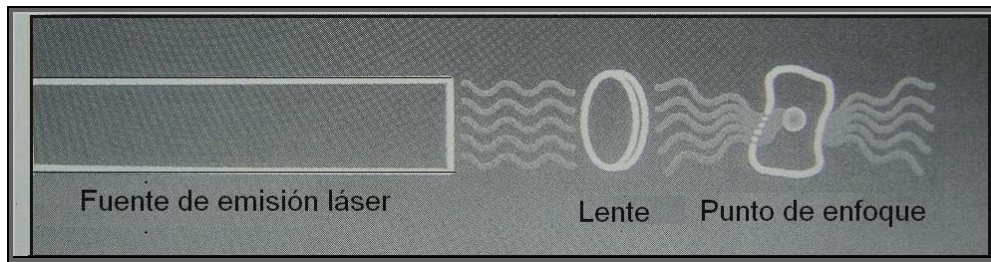


Fig. 3.6. Longitud de enfoque<sup>1</sup>

Cuando el láser es usado como una herramienta cortante, el tamaño del punto debe ser pequeño para concentrar la corriente en una diminuta área. Cuando se busca una coagulación, el rayo láser se desenfoca para permitir un aumento del punto láser lo que esparcirá el rayo sobre un área más amplia. Un cirujano puede manipular fácilmente el rayo para conseguir el efecto deseado sobre los tejidos<sup>1</sup>.

La longitud de onda del láser también limita el tamaño del punto y el foco del rayo. Cuando los demás factores son iguales, longitudes de onda más cortas pueden generar puntos más pequeños. Por lo tanto, un láser de argón con 488/514 nm puede producir un punto mucho más pequeño que el láser de CO<sub>2</sub> de 10,600 nm. La elección del láser debería estar basada en los efectos específicos del láser sobre los tejidos antes que basarla en las habilidades del tamaño del punto láser<sup>1</sup>.

La función transversal electromagnética (TEM) determina la precisión del punto, dada por la distribución de corriente sobre el área del punto láser. La función TEM<sub>01</sub> es un ejemplo de una distribución común multifuncional, lo que significa que el punto tiene un área ideal en el centro del rayo. Este efecto de dona es similar a cortar con un cuchillo sordo. La más común y fundamental función es la TEM<sub>00</sub>, la cual produce una constante distribución de corriente sobre el punto del rayo, con la mayoría de la corriente concentrada en el centro y el resto disminuye en intensidad sobre la periferia del rayo. El tamaño del punto láser de un rayo en TEM<sub>00</sub> tiene aproximadamente 86% del total de la corriente del rayo.



Esta función, con una distribución gaussiana (forma de campana), produce los puntos de rayo más pequeños y precisos<sup>1</sup>.



Fig. 3.7. Función Transversal Electromagnética (TEM)<sup>1</sup>

### 3.4.2. Fluencia.

La fluencia es uno de los más importantes y críticos conceptos que afectan la precisión durante la cirugía láser. Esto envuelve tres propiedades: watts, tiempo y tamaño del punto (o área). El efecto del tejido variará si uno de estos parámetros se altera<sup>1</sup>.

$$\text{Fluencia} = \text{watts} \times \text{tiempo} / \text{área (cm}^2\text{)}$$

Un rayo láser puede impactar el tejido con 100 W por segundo, lo que entrega 100 J al tejido. Otro rayo puede impactar el tejido con 1 W por



100 segundos, lo que también entrega 100 J al tejido. La diferencia en efecto es que se daña más tejido adyacente con una duración más prolongada por los efectos de calentamiento. Usando el más alto wattaje apropiado en tiempos más cortos minimiza cualquier daño en tejido sano adyacente<sup>1</sup>.

Muchos de los láser quirúrgicos producen un efecto térmico en los tejidos. La energía luminosa es convertida a energía térmica en el tejido, y un efecto quirúrgico ocurre. El tiempo que el rayo láser está en contacto con los tejidos determina la cantidad de efecto térmico presente en los tejidos. El panel de control de un láser quirúrgico incluye por lo regular un botón que determina la longitud de exposición del rayo al tejido. La opción de ondas continuas (OC) permite al rayo láser ser emitido en cualquier duración, el operador la selecciona tan larga como el láser esté siendo activado. La opción de entrada de OC permite a las ondas ser prendidas o apagadas en una manera predeterminada. La opción de pulsaciones puede entregar corrientes más altas en periodos cortos de tiempo que la opción de ondas continuas, mientras que el láser Q-switched crea pulsos de corrientes aún más altas en periodos de duración todavía más cortos<sup>12</sup>.

### 3.5. Interacción del láser con los tejidos.

Cuando la energía láser es enviada a los tejidos, cuatro interacciones específicas pueden ocurrir: refracción, dispersión, transmisión o absorción. La extensión de la interacción depende de la longitud de onda del láser, de la fluencia y de los tipos de tejido<sup>1</sup>.

#### 3.5.1. Refracción.

El rayo láser no tiene un efecto sobre el objetivo cuando este se refleja del sitio de impacto, pero esto puede causar daño donde el rayo golpea



eventualmente. El rayo láser puede ser reflejado por refracción difusa o refracción limpia (en una sola dirección) <sup>1</sup>.

La refracción difusa ocurre cuando la luz ha sido reflejada, pero el rayo está siendo esparcido. Si un rayo láser choca en una superficie curva de un instrumento, el rayo será esparcido y difuso, esta dispersión disminuye el potencial de daño causado por el impacto del rayo láser <sup>1</sup>.

La refracción limpia ocurre cuando el ángulo de la refracción es igual al ángulo de la luz en dirección contraria; por lo tanto la calidad del rayo está intacta. Esta refracción puede ser usada para tratar áreas de difícil acceso, como en la superficie debajo de un ovario, el rayo va ser reflejado por un espejo láser. La refracción limpia puede causar también riesgos en la seguridad porque el rayo láser puede ser reflejado inesperadamente hacia un instrumento brillante, provocando que se impacte en otro sitio <sup>1</sup>.

### 3.5.2. Dispersión.

La distribución de energía de la luz láser en el tejido puede ser alterada cuando el rayo se dispersa a través del tejido. Si la energía dispersa es absorbida al último, puede ser convertida en calor, el rayo láser puede retro-dispersarse, causando riesgo potencial <sup>1</sup>.

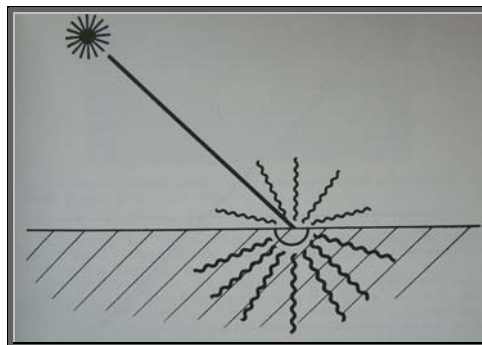


Fig. 3.8. Dispersión <sup>1</sup>





### 3.5.3. Transmisión.

Algunas longitudes de onda del láser pueden ser transmitidas a través de ciertos tejidos pero tienen un efecto térmico pequeño o nulo. Por ejemplo, el rayo láser de argón es transmitido a través de la porción clara de la cámara anterior del ojo para coagular un vaso sanguíneo sobre la retina<sup>1</sup>.

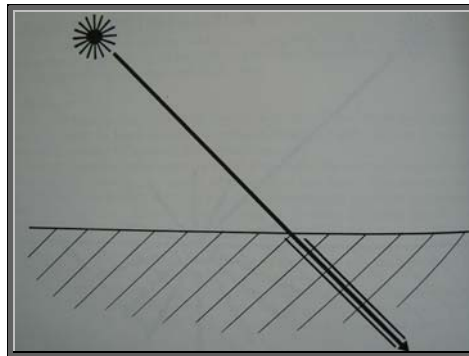


Fig. 3.9. Transmisión<sup>1</sup>

### 3.5.4. Absorción.

El daño térmico causado por la energía láser absorbida por el tejido depende de la longitud de onda y de la fluencia del rayo; del color, consistencia y del contenido de agua del tejido. Como el tejido absorbe la energía láser, la energía térmica se produce y el daño en el tejido ocurre. La disipación de calor depende de la consistencia del tejido y del riego sanguíneo en los tejidos adyacentes esto ayuda favorablemente al sitio de impacto. La conducción de calor a través del tejido es similar al de tocar objetos calientes. Mientras más prolongado sea el tiempo de contacto con objetos calientes, más conducción de calor estará presente<sup>1</sup>.

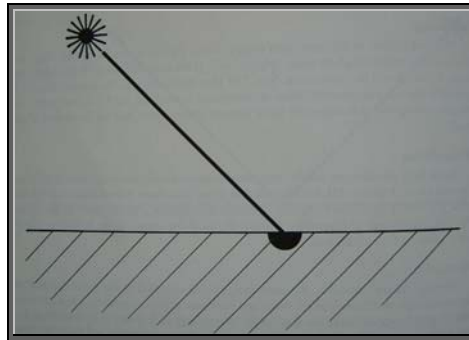


Fig. 3.10. Absorción<sup>1</sup>

Cuando la luz del láser choca sobre tejido y la absorción toma lugar, el líquido intracelular se calienta sobre los 100 °C. Las proteínas intracelulares son destruidas mientras el calor continúe. El agua que contienen las células se convierte en vapor, mientras que 1gr de vapor ocupa más espacio que 1gr de agua, la membrana celular se quema bajo estas presiones tan extremas. Humo y restos de tejido (penacho del láser) son liberados<sup>1</sup>.

El grado de daño térmico depende de que tanto se eleve la temperatura o que tanto la energía láser calienta el tejido. La tabla muestra los cambios que ocurren cuando el láser es absorbido. El mecanismo de acción térmica de la cirugía láser está ilustrado en el siguiente cuadro:

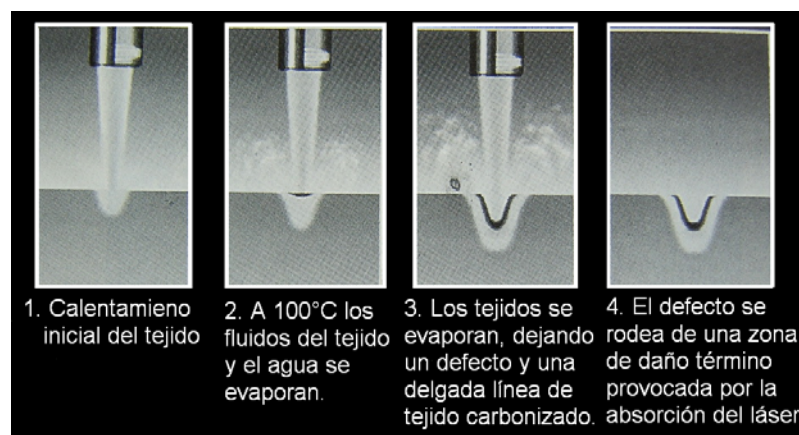


Tabla 3.1. Cambios en el tejido a la exposición de la energía láser<sup>1</sup>



En el primer sitio de impacto se presenta una vaporización, inmediatamente adyacente a éste sitio, una zona de necrosis es producida por el calor esparcido. Alejado del sitio de impacto está una zona de coagulación que disminuye la lesión térmica<sup>1</sup>.

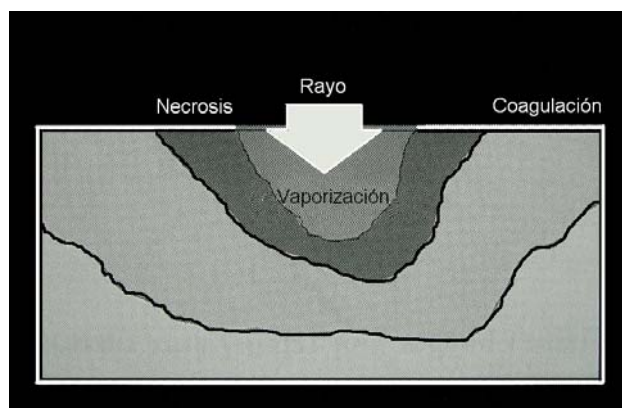


Fig. 3.11. Efectos del láser sobre el tejido en la zona tratada<sup>1</sup>

Temperatura	Cambio visual	Cambio biológico
37-60°	Sin cambio alguno.	Calentamiento
60-65°	Blanqueamiento	Coagulación
65-90°	De blanco a gris	Desnaturalización
90-100°	Se arruga	Proteica
100°	Oscuro	Secado Vaporización, carbonización

Tabla 3.2. Cambios en los tejidos con incremento de temperatura<sup>1</sup>

La profundidad de penetración del rayo láser depende de la longitud de onda, color y consistencia del tejido; intensidad, duración de la exposición y tamaño del punto del rayo<sup>1</sup>.

Como el rayo láser corta a través del tejido, penetra destruyendo y calentando tejido más profundo. Para evitar algún daño accidental en tejidos adyacentes, se usan barreras de protección. Como esponjas húmedas, varas de cuarzo o titanio<sup>1</sup>.



La absorción de algunos láser, como el de argón y de Nd:YAG, depende de la concentración de pigmentos en los tejidos. Ejemplos de estos son la hemoglobina y la melanina. El color o la longitud de onda de algunos rayos son absorbidos por estos pigmentos, causando el calor de tejidos específicos. El láser de argón es específicamente absorbido en tejidos rojos u oscuros, con absorción a una profundidad de 0.5 a 2 mm, y el láser de Nd:YAG tiene preferencia de absorción sobre los tejidos más oscuros, con absorción a una profundidad de 2 a 6 mm<sup>1,12</sup>.

La absorción del láser de CO<sub>2</sub> es independiente del color que tenga el tejido. Este rayo es absorbido casi en su totalidad por células con gran contenido de agua a una pequeña profundidad de 0.1 a 0.2 mm<sup>1</sup>.

La cirugía láser puede estar dividida en tres amplias categorías considerando la respuesta del tejido en: térmica, mecánica y efectos químicos. Aproximadamente el 85% de los láser usados hoy en día producen un efecto térmico a nivel tisular. Estos láser cortan, coagulan y evaporizan en interacción con el tejido desde el sitio donde la respuesta térmica fue originada. El efecto mecánico producido sobre los tejidos por algunos láser como el rayo láser genera energía sónica que mecánicamente altera los tejidos. El efecto químico de algunos láser es producido cuando la energía láser activa sustancias foto-sensibles para alterar y cambiar los tejidos. Este proceso es usado en la terapia fotodinámica para destruir específicamente células malignas<sup>1</sup>.

### 3.6. Beneficios biológicos del láser.

Muchos efectos benéficos han sido reportados como un resultado de la interacción del rayo láser con el tejido al cortar, coagular, ablación o vaporizar, incluyendo los siguientes:



- Sellado de vasos sanguíneos muy pequeños (campo quirúrgico más seco)
- Sellado de vasos linfáticos (disminuyendo edema postoperatorio y la diseminación de células malignas)
- Sellado de terminaciones nerviosas (sobre tejido específico, disminuyendo el dolor postoperatorio)
- Esterilizado de tejido (con el aumento de temperatura en el sitio de interacción del tejido con el láser)
- Disminución de estenosis postoperatorio (con la disminución en el proceso de la cicatrización)<sup>26</sup>



---

## 4. FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA LÁSER.

---

La tecnología láser se ha desarrollado a partir de constantes esfuerzos de investigadores y médicos dedicados a los avances en aplicaciones láser. Cada día nuevas longitudes de onda están siendo exploradas para aplicarlas en medicina y cirugía<sup>27</sup>.

### 4.1. Componentes del aparato láser.

Existen cinco componentes para cualquier sistema láser: fuente de excitación, cabeza del láser, componentes auxiliares, panel de control y sistema de envío<sup>1,27</sup>.

#### 4.1.1. Fuente de excitación.

La fuente de excitación provee de energía a la cabeza del láser para la producción de la luz láser. Esta fuente puede ser eléctrica, química u otro sistema láser. Básicamente los láser de gas son excitados eléctricamente. Algunos láser de CO<sub>2</sub> son excitados por radio frecuencia. Los láser manuales como los apuntadores o señaladores que son a base de helio usan baterías como mecanismo de excitación<sup>1</sup>.

Un láser de CO<sub>2</sub> requiere usualmente de 110 V, adición a su versatilidad y movilidad, puede ser operado al conectarse a la corriente eléctrica<sup>1</sup>.

#### 4.1.2. Cabeza del láser.

El medio activo o de activación está localizado en la cabeza del láser o resonador óptico y es la sustancia cargada de energía para producir los



fotones o la energía láser. Los láser son usualmente nombrados por su medio de activación<sup>1</sup>.

#### 4.1.3. Componentes auxiliares.

Son las partes adicionales del sistema láser, necesarias para ayudar con la producción de la energía láser. Dependiendo del sistema láser, serán diferentes los componentes que requiera<sup>1</sup>.

La consola del láser provee de protección a varios componentes en el láser. La coraza de la consola ayuda a proteger el láser durante su transportación y protege del acceso a personal no calificado<sup>1</sup>.

El sistema de enfriamiento del láser aísla de sobrecalentamiento a la cabeza del láser. Algunos sistemas láser cuentan con sistema de enfriamiento por aire, lo que significa que la cabeza del láser es enfriada constantemente por una corriente de aire producida por un ventilador interno. Otros sistemas son enfriados por un flujo continuo de agua que se recicla en la unidad o se obtiene de una fuente externa de bombeo<sup>1</sup>.

Una bomba de vacío es necesaria para el flujo libre del sistema láser de CO<sub>2</sub>. La bomba de vacío provee una fuerza de empuje especial a la mezcla del láser CO<sub>2</sub> desde el tanque y lo libera hacia la cabeza del láser<sup>1</sup>.

Otros componentes de láser pueden ser necesarios, dependiendo el tipo y de su diseño. Estos componentes son descritos detalladamente en el manual de servicio de cada láser en particular<sup>1</sup>.



#### 4.1.4. Panel de control.

El panel de control es la fuente de operación del láser. Varios modos de operación del láser, wattaje, duración y otros parámetros son programados a través del panel de control. La computarización ha permitido que el complejo operacional del láser se vuelva más manejable en años recientes. Por lo que el equipo operacional y el operador deben estar intensamente familiarizados con el panel de control del láser<sup>1</sup>.

Algunos láser son controlados por un sistema dual que le proporciona el wattaje deseado, duración y modalidad. Esto tiende a llevar el desarrollo del sistema del microprocesador que responde inmediatamente al presionar un botón para indicar la programación deseada<sup>1</sup>.

Por seguridad, estos equipos láser cuentan con la modalidad de stand by (en espera) que impedirá al rayo ser emitido aún cuando el pedal del equipo esté activado<sup>1</sup>.

#### 4.1.5. Sistema de emisión.

Es el dispositivo que trasmite la corriente láser hacia el tejido desde la cabeza del láser. Un sistema típico de emisión incluye una fibra óptica y un brazo articulado. La luz del láser de CO<sub>2</sub> es emitida hacia el tejido por un medio de un brazo articulado, el cual es un tubo hueco que tiene espejos especiales que sirven para transmitir el rayo láser. La luz del láser de Nd:YAG y argón puede ser emitida hacia el tejido a través de fibra óptica<sup>1</sup>.





---

## 5. CARACTERÍSTICAS DEL LÁSER CO<sub>2</sub>.

---

El láser de CO<sub>2</sub> ha sido uno de los primeros instrumentos para la cirugía láser. El rayo invisible de CO<sub>2</sub> de 10,600 nm está localizado en la zona media de los infrarrojos del espectro electromagnético. A partir de que el rayo es invisible, la luz del láser de helio-neón es transmitida coaxialmente con la luz del láser de CO<sub>2</sub> y sirve como un rayo apuntador<sup>1</sup>.

El medio de activación del láser de CO<sub>2</sub>, es realmente una combinación de concentraciones específicas de CO<sub>2</sub>, nitrógeno y gases de helio; diseñados para incrementar la eficacia de la salida. Este medio de activación es estimulada por una corriente eléctrica que genera la producción de fotones láser<sup>1, 20</sup>.

El rayo láser de CO<sub>2</sub> es fuertemente absorbido por agua en el tejido. Ya que el tejido biológico contiene de 75 a 90% de agua, el rayo de CO<sub>2</sub> es altamente absorbido y calienta el contenido celular. El tejido adyacente es afectado solamente por una transmisión térmica de las células objetivo<sup>1</sup>.

Si el tejido se calienta más, puede ocurrir una coagulación o desnaturalización de proteínas. Si la célula se calienta por encima del punto de ebullición, la membrana celular explotará y se producirá el llamado penacho láser (vapor de restos celulares y tisulares)<sup>12</sup>.

Cuando el rayo láser impacta tejido, su absorción será independiente del color de tejido, al contrario del láser de argón. Mientras, el tejido más delgado puede absorber el rayo tan fácilmente como lo puede el tejido más oscuro. También, el rayo de CO<sub>2</sub> no se dispersa como el rayo de Nd:YAG sin contacto<sup>12</sup>.



El láser de CO<sub>2</sub> produce un efecto sobre el tejido muy superficial. “Lo que se ve es lo que se obtiene”, se dice por lo regular que del láser de CO<sub>2</sub> ya que el daño actual de tejido puede ser observado. La profundidad de penetración del rayo láser de CO<sub>2</sub> es controlada por la densidad de corriente y la fluencia (duración de exposición). Por lo tanto, cuando se desea cortar, se conjunta la corriente más alta con un rayo de enfoque corto, y una exposición corta, esto es usado para disminuir la propagación térmica hacia los tejidos adyacentes<sup>1, 20</sup>.

Después de que el rayo láser corta o coagula el tejido, el rayo continuará viajando, golpeando por detrás del sitio tratado. Por lo tanto, se requiere de barreras para disminuir el daño en el tejido adyacente. Esponjas húmedas hechas de cuarzo o titanio han sido usadas como barreras protectoras<sup>1</sup>.

### 5.1. Tipos.

Existen dos tipos de láser de CO<sub>2</sub> disponibles en la actualidad: el láser de libre flujo y el láser de tubo sellado<sup>1, 20</sup>.

El láser de CO<sub>2</sub> de libre flujo requiere un cilindro de gas que contiene una mezcla especial de CO<sub>2</sub>, nitrógeno y helio. La concentración de estos gases debe ser exacta para que la mezcla active y forme el rayo láser. Una presión sub-atmosférica debe ser mantenida en el tubo del láser, y una bomba de vacío en el sistema es usada para empujar el gas a través de la cabeza láser durante el periodo de radiar. Esto es necesario ya que la energía descargada desintegra el CO<sub>2</sub> en monóxido de carbono y ozono. Este gas disociado es desechado del sistema láser al ambiente, pero no es dañino. Y el cilindro de gas debe ser remplazado cuando se vacía<sup>1</sup>.



El sistema del láser de tubo sellado contiene una especial mezcla de CO<sub>2</sub>, nitrógeno, helio y otros diferentes gases contenidos en el tubo. Cuando la mezcla de gases es activada para producir el rayo láser, una pequeña cantidad de CO<sub>2</sub> se desintegra. El CO<sub>2</sub> que se separa es catalizado, para regenerar la mezcla necesaria y continuar con la acción de radiar. La mezcla de gas y catalizadores son continuamente refinados por las compañías de láser que hacen tubos sellados<sup>1</sup>.

## 5.2. Sistema de emisión.

El largo de la longitud de onda del láser de CO<sub>2</sub> es de **10,600 nm**, el rayo debe ser emitido hacia el tejido a través de un tubo hueco llamado brazo articulado. El brazo contiene espejos especiales, colocados en las articulaciones, que secuencialmente reflejan el rayo invisible de CO<sub>2</sub> y el visible de helio-neón. Se debe tomar precaución de no golpear accidentalmente contra alguna pared u otro objeto que pudiera causar que estos dos rayos se dañen. Si esto ocurre, el rayo puede aparecer sobre el tejido con un diferente punto donde la energía láser impactaría y causar problemas mayores, especialmente en cirugías muy delicadas<sup>1</sup>.

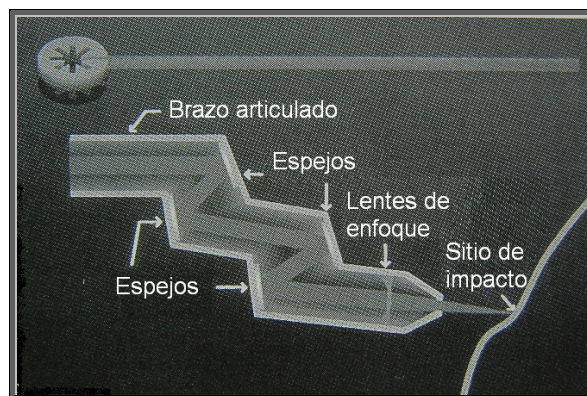


Fig. 5.1. Estructura del brazo articulado<sup>1</sup>

Una variedad de accesorios pueden ser colocados al final del brazo articulado para emitir el rayo láser de CO<sub>2</sub> hacia el tejido. Los lentes provocan que el rayo sin refinar se concentre en un punto pequeño. El



punto en el cual el rayo es más intenso o de un tamaño más pequeño es llamado punto focal del rayo, y la distancia que hay entre el lente del punto focal es llamado longitud focal del rayo<sup>1</sup>.

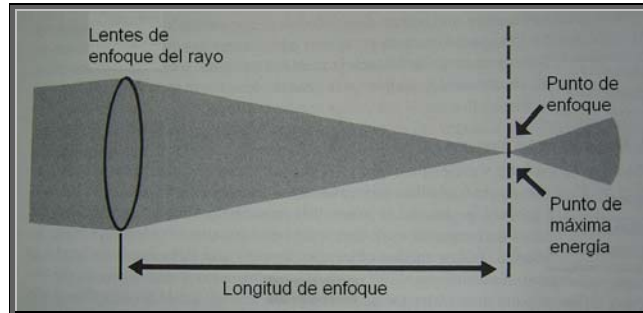


Fig. 5.2. Longitud de enfoque<sup>1</sup>

Una pieza de mano puede ser colocada al final del brazo articulado para permitir al cirujano usar el láser como un bisturí. Este rayo puede cortar o coagular, esto dependerá del tipo de enfoque que se use, esto es, que si se desea cortar el punto focal debe colocarse sobre el tejido. Si lo que se desea es causar una coagulación, el lente debe alejarse del objetivo (tejido) en modalidad desenfocada, lo que provoca que la intensidad del rayo se disperse sobre un área más grande<sup>1</sup>.

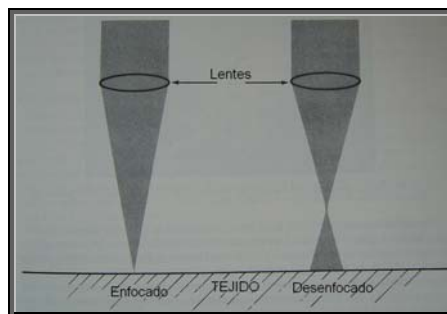


Fig. 5.3. Modalidades de enfoque<sup>1</sup>

### 5.3. Modalidades de operación.

El sistema láser del CO<sub>2</sub> usualmente tiene una variedad de opciones operacionales, incluyendo la de ondas continuas (OC), pulsos, pulsos repetidos y superpulso<sup>1</sup>.



La modalidad de ondas continuas (OC) permite al rayo láser de CO<sub>2</sub> ser emitido continuamente mientras el pedal esté presionado. La modalidad de pulsos emite pulsos individuales en una duración específica (por ejemplo: 0.1 o 0.5 segundos). Este disparo corto de energía láser reduce la propagación de calor y proporciona más control en la cirugía. Un solo pulso, se genera por un contador de tiempo en la modalidad OC. Un pulso repetido o pulso controlado con tiempo permite que el rayo sea emitido en secuencia repetida automáticamente tantas veces como se mantenga el pedal presionado<sup>1</sup>.

La modalidad de superpulso aparece como un rayo continuo, pero actualmente el láser se prende y apaga en ciclos cientos de veces por segundo. La acción de superpulso le permite al tejido enfriarse, además disminuye el daño en tejidos adyacentes. Esta modalidad es usada con frecuencia porque reduce la cantidad de tejido carbonizado, en situaciones donde la precisión es crítica. Dependiendo del objetivo a donde se dirige el rayo, el operador elegirá la modalidad apropiada según el efecto que se desee<sup>1</sup>.



---

## 6. MEDIDAS DE SEGURIDAD.

---

Junto a la constante evolución de la tecnología láser; daños potenciales y medidas de seguridad se encuentran bajo constante investigación y cambio. Tal ha sido el desarrollo y la expansión de programas de láser, que la interrogante de esto llega a ser: ¿qué tan peligroso es el láser?

### 6.1. Prevención de daños.

Es importante tener en cuenta que el sistema láser requiere de necesidades especiales y específicas para que la utilización y aplicación de este nos de la tranquilidad que se esta manejando con responsabilidad. Para esto debemos tomar en cuenta puntos importantes que revisaremos a continuación<sup>1</sup>.

#### 6.1.1. Seguridad ocular.

El fortalecimiento de las medidas de seguridad de los ojos durante los procedimientos con láser es críticamente importante. Ya que los ojos son extremadamente sensibles a la radiación láser, deben ser tomadas extremas precauciones para proporcionar una protección óptima. Relativamente los niveles bajos de radiación láser pueden causar daño permanente a los ojos. Los daños oftálmicos a los ojos dependen de la longitud de onda del láser y de la absorción del tejido a esta energía<sup>1</sup>.

La protección de los ojos requiere de la comprensión de dos términos: *la máxima exposición permisible* (MPE) y de *la zona de lesión nominal* (NHZ). El estándar de ANSI (American National Standards Institute) Z136.3 define los siguientes términos<sup>8</sup>:



La MPE es el nivel de radiación láser al cual una persona debe ser expuesta sin tener daños o cambios biológicos adversos en el ojo o la piel. Los niveles de MPE son determinados en base a la longitud de onda del láser, tiempo de exposición y repetición de pulsos<sup>1, 26</sup>.

La NHZ es el espacio en el cual el nivel de la radiación dirigida, reflejada o dispersada durante una operación normal de láser, excede la exposición máxima permisible. Los niveles de exposición llegan a ser la frontera de la NHZ que están por debajo de los niveles apropiados de la MPE. La NHZ es la línea límite para la exposición máxima permisible de energía láser<sup>1</sup>.

El principal uso del criterio de la NHZ es para definir la región cercana a la operación láser en la que las medidas de control son requeridas. Nadie dentro de la NHZ debe usar protección ocular apropiada porque el nivel de la MPE está excedido. Las personas que estén fuera de la NHZ estarían expuestas a la energía láser por debajo del nivel de la MPE y están considerados en territorio seguro<sup>1</sup>.

### 6.1.2. Lesiones oculares.

Con 10,600 nm, el láser de CO<sub>2</sub> es fácilmente absorbido por la superficie tisular del ojo y puede fácilmente causar un daño en la cornea o la esclerótica. La protección ocular con lentes que filtran estas longitudes de onda específicas es necesaria. Con protección lateral están altamente recomendados para personas que están cerca del área de impacto tisular del láser para proteger lateralmente la cornea de lesiones. Las personas que están alejadas de estos rayos se encuentran usualmente fuera de la NHZ del láser de CO<sub>2</sub> y no requieren usar de protectores laterales. Los lentes de prescripción no son usualmente recomendados como una protección apropiada porque el cristal o plástico de los lentes no absorben



adecuadamente el rayo y la transmisión hacia el ojo puede ocurrir. Los lentes de contacto no son una protección suficiente porque la esclerótica está desprotegida<sup>1</sup>.

### 6.1.3. Protección ocular.

Proveer una protección ocular requiere de un entendimiento de las longitudes de onda del láser y de la interacción láser-tejido. Cada instalación láser debe regirse de políticas y procedimientos para dirigir apropiadamente una protección ocular necesaria cuando se use un láser<sup>1</sup>.

Las recomendaciones sugieren que los goggles de protección, lentes y cubiertas para lentes deben tener las capacidades apropiadas para filtrar y la densidad óptica debe estar específicamente anotada en los lentes. Por ejemplo, un par de lentes para Nd:YAG deben tener inscritos la leyenda de, “para uso con 1064 nm, 5 OD”. La densidad óptica de los lentes es la capacidad que tiene el material para absorber una longitud de onda específica; eso está expresado en términos matemáticos. La densidad óptica más alta no quiere decir que sea la mejor protección ocular. Algunos lentes con las densidades ópticas más altas son más oscuros y pueden disminuir la visibilidad, provocando que no se pueda ver las lecturas del láser en el panel de control u observar el color del paciente. Gafas más delgadas de lentes protectores con densidades ópticas adecuadas están siendo desarrolladas como avances tecnológicos<sup>1,9</sup>.



Fig. 6.1. Lentes de protección láser<sup>1</sup>





Escogiendo los materiales apropiados para los lentes con lleva confort y eficiencia. Los lentes de plástico tienden a ser más delgados, sin embargo es más probable que resistan un impacto directo de rayo láser los lentes de cristal<sup>9</sup>.

El uso de aditamentos para proteger los ojos puede ser caro, así que el cuidado y el manejo que se les den debe ser de suma importancia. Los lentes y goggles tienen que ser revisados periódicamente para detectar alguna grieta, fractura u otro daño que puedan tener. Estos aditamentos de protección deben mantenerse en sus estuches originales para protección de los mismos<sup>9</sup>.

#### 6.1.4. Protección del paciente.

Los ojos del paciente deben ser protegidos de la energía láser. Si el paciente está despierto, los lentes o goggles deben ser apropiadamente usados. Una educación completa preoperativa se proporciona al paciente con la protección racional de los ojos durante la intervención láser. Si el paciente se encuentra bajo los efectos de anestesia general, se pueden colocar unos parches especiales para protección láser en los ojos con los párpados cerrados<sup>9</sup>.

#### 6.2. Zona de tratamiento.

El área donde se va a usar el láser debe ser controlada por los miembros del consultorio. El acceso al área donde se llevarán a cabo los tratamientos con láser, solo debe ser permitido a los individuos que han sido debidamente capacitados con las medidas de seguridad del equipo láser<sup>9</sup>.



Letreros de advertencia deben ser colocadas en todas las entradas al área de tratamiento láser. La ANSI recomienda que los letreros deben ser coherentes y con las siguientes características. Por ejemplo, un letrero de láser tipo IV debe ilustrar un símbolo de que el láser causa lesión. “Peligro” debe ser escrito en la parte alta del letrero con “Radiación Láser- evite la exposición directa del rayo en piel, ojos o la exposición esparcida del rayo”. Por lo general se localizan los lentes o goggles cerca del letrero para las personas que requieran entrar al área de tratamiento cuando el láser se encuentre activado<sup>1,9</sup>.

### 6.2.1. Barreras protectoras.

Las ventanas dentro del área de tratamiento deben ser cubiertas por la parte de adentro con una barrera protectora para detener la transmisión del rayo. El bloqueo es necesario solamente para proteger de aquellas longitudes de onda que sean capaz de penetrar la ventana (por ejemplo: argón y Nd:YAG). Las ventanas que se encuentren a una altura considerable en la que no se pueda causar algún daño si el rayo pudiera transmitirse, no es necesario que usen estas barreras<sup>1,2</sup>.

### 6.2.2. Bloqueos de funcionamiento.

Los estándares de ANSI recomiendan la colocación de bloqueos colocados en los cerrojos de las puertas del área de tratamiento que deben ser usados durante los procedimientos con láser. Estos bloqueos en las puertas no permiten que el láser sea activado si una puerta se encuentra abierta, o apaga el sistema cuando alguna puerta del área de tratamiento es abierta. Estos bloqueos pueden proporcionar la seguridad al personal de trabajo, pero puede comprometer la seguridad del paciente. Por ejemplo, cuando se busca la coagulación de algún vaso durante el tratamiento, si este se interrumpe puede causarle un daño al



paciente. Pero todo esto se puede evitar cuando los miembros del personal de trabajo saben y deben cuidar de que solamente se permita la entrada al área de trabajo a personas autorizadas, que saben de la utilización de una protección especial<sup>1, 9</sup>.

### 6.2.3. Incendios.

Prevenir incendios es crítico durante la cirugía láser. Estar consiente de que la biofísica del láser es valiosa en el entendimiento de la interacción tejido-láser y de los problemas que pueden ocurrir. Un incendio puede ser iniciado por un reflejo del rayo tan fácilmente como por un impacto directo. Un inadvertido impacto de un rayo perdido puede incendiar materiales flamables. El control del rayo láser resulta del esfuerzo tanto del operador como del personal que labora en el consultorio. Aun cuando ocurra un incendio de manera inesperada durante algún tratamiento, los profesionales del cuidado de la salud deben estar preparados y reaccionar rápidamente para controlar el fuego. La acción inmediata minimizará lesiones al paciente o al personal quirúrgico<sup>2</sup>.

### 6.2.4. Extintores.

Se deben colocar extintores portátiles en lugares convenientes para usar en caso de emergencia sobre el láser si éste se incendia. El personal debe estar apropiadamente entrenado para responder al incendio desconectando aparatos eléctricos y usar adecuadamente los extintores. Se recomienda usar extintores de halocarbono hidrogenado para las unidades láser porque estos no producen residuos y tienen baja toxicidad. Los otros tipos de extintores no son recomendados, porque emiten un polvo muy fino que pueden dañar los circuitos o fibras del equipo láser<sup>10, 2</sup>.



En caso de que los campos quirúrgicos sean incendiados se recomienda el uso de agua o solución salina para controlar incendios pequeños<sup>2</sup>.

Los materiales flamables no deben ser usados en inmediata cercanía al sitio de impacto del tejido-láser. Algunas soluciones para preparar la piel son flamables, como el alcohol o acetona<sup>1, 2</sup>.

El cabello debe ser cubierto con esponjas húmedas o toallas para prevenir la ignición, si está cerca del sitio de impacto tejido-láser. El cabello facial es particularmente vulnerable a quemarse por estar cerca de gases anestésicos. El spray para cabello, gel para estilizado o mouss también puede incrementar la flamabilidad del cabello, se le debe pedir previamente al paciente que evite usar estos productos<sup>1, 2</sup>.

#### 6.2.5. Instrumentos opacos.

Los ojos y la piel pueden resultar lesionados por el reflejo del rayo láser. Instrumentos sin reflejo han sido desarrollados para disminuir la posibilidad de causar daño con el reflejo del rayo cuando el instrumento este cerca del sitio de impacto. También, los instrumentos pueden ser ebonizados. La ebonización es un proceso que consiste en cubrir el instrumental con una sustancia que disminuye la reflectividad, por lo regular produce una superficie negra. No es necesario ebonizar todos los instrumentos, solamente aquellos que serán usados cerca del sitio de impacto láser. Se debe revisar constantemente en el instrumental que no existan partes sin esta cubierta para evitar accidentes<sup>11</sup>.



### 6.2.6. Daños eléctricos.

Estos ocurren constantemente durante los procedimientos láser. Los recipientes con solución nunca deben ser colocados sobre la unidad láser porque cualquier cantidad por pequeña que sea puede causar corto circuito en el láser<sup>1</sup>.

### 6.2.7. Daños de transportación.

Son siempre una amenaza porque los láser algunas veces deben ser movidos de un área a otra. Los láser pueden ser pesados y voluminosos, así que las manufactureras están haciendo ruedas más largas para hacer su transportación más fácil. Se debe tener cuidado de no golpear el láser contra la pared porque los componentes del láser pueden descomponerse fácilmente<sup>1</sup>.



---

## 7. CIRUGÍA PLÁSTICA PERIODONTAL CONVENCIONAL.

---

Aunque en un estricto sentido todo tratamiento instrumental se puede considerar quirúrgico, veremos principalmente las técnicas quirúrgicas de la cirugía plástica periodontal que incluyen corte o incisión del tejido periodontal, teniendo como objetivos mejorar la estética de los tejidos periodontales<sup>15</sup>.

La apariencia de la encía, particularmente de la encía vestibular superior, que puede estar lobulada o con un marcado agrandamiento no siempre es bien aceptado por el paciente. Porque los dientes aparentan ser pequeños o cortos si la encía no ha tomado sus niveles normales de inserción, como ocurre en la erupción pasiva alterada y un procedimiento quirúrgico estético sería la opción para descubrir las coronas clínicas de los dientes afectados<sup>15</sup>.

Los procedimientos de cirugía estética periodontal son empleados después de que una terapia antibacteriana se ha completado. Esta terapia antibacteriana consiste en la eliminación de áreas retentivas de placa dentobacteriana (PDB), eliminación de cálculo, raspado y alisado radicular y la institución de una adecuada higiene oral<sup>14</sup>.

Los puntos finales a través de la terapia antibacteriana son: la eliminación de la inflamación de la encía, eliminación de cálculo y placa supragingival y subgingival y la reducción o eliminación de flora subgingival patógena<sup>14</sup>.



## 7.1. Indicaciones y contraindicaciones.

Las **indicaciones** de una cirugía estética periodontal son: (1) para mejorar el aspecto morfológico del tejido blando periodontal, (2) para obtener una estructura gingival fisiológica más estética, (3) para alterar la forma o dimensión de los componentes del periodonto en procedimientos restaurativos y protésicos<sup>14, 15</sup>.

Existen varias **contraindicaciones** significantes para llevar a cabo un procedimiento quirúrgico estético: (1) ineficiente control de higiene por parte del paciente, (2) la no aceptación del plan de tratamiento, (3) defectos óseos que pueden alterar a la regeneración del tejido blando, (4) presencia de enfermedades sistémicas no controladas<sup>14, 15</sup>.

## 7.2. Cicatrización de la herida quirúrgica con bisturí.

Cuando se lleva a cabo correctamente el procedimiento quirúrgico, los eventos iniciales de una regeneración están directamente establecidos por la hemostasis y la aparición de fibrina sobre la superficie de la herida. Esta fase inicial va acompañada por una proliferación epitelial en los márgenes de la herida (12 a 24 horas) y la proliferación de tejido vascular, el cual lleva de 3 a 4 días después de la cirugía. Estos eventos son necesarios para reemplazar el epitelio que se perdió y para restaurar la continuidad del tejido. Todo esto ocurre después de 35 a 48 horas, las células epiteliales resultan de la replicación celular que inicia a través del corte de la superficie de tejido conjuntivo por debajo de la fibrina para cubrir la herida. Estas células migran en un rango de 0.5 mm por día aproximadamente hasta que la superficie de la herida esté cubierta. Dependiendo de la extensión de la herida, ello puede tomar de 1 a 2 semanas para completar la superficie de epitelialización. La fuente de esta migración de células epiteliales proviene del margen de la herida y



de las células de epitelio residual que no fueron eliminadas en su totalidad en la incisión. La subsiguiente proliferación de tejido conjuntivo adyacente a la raíz va dar origen a la formación de un nuevo tejido gingival. En aproximadamente 14 días los tejidos asumen su forma clínica normal, a pesar de que una hipervascularización puede persistir. La remodelación de los tejidos, con evidencia en el color y forma, puede continuar por un periodo de aproximadamente 3 meses<sup>15</sup>.

### 7.3. Gingivectomía.

La gingivectomía es una técnica quirúrgica que incluye un número de pasos secuenciales: (1) anestesia, la cual puede incluir bloqueo local o regional, (2) instrumentación quirúrgica; (3) colocación de apósitos quirúrgicos y (4) los cuidados postoperatorios durante el periodo de cicatrización<sup>14, 23</sup>.

#### 7.3.1. Anestesia.

La mayoría de los procedimientos de gingivectomía son desarrollados usando un bloqueo regional y la infiltración de un agente anestésico local. Además del bloqueo regional, muchos clínicos infiltran en cada área interpapilar, usando anestesia local con un agente vasoconstrictor. Esta infiltración proporciona sedación a los tejidos para producir una isquemia local transitoria y para reducir el sangrado durante la excisión de la encía. La anestesia local puede estar combinada con el uso de otros agentes anestésicos como agentes sedantes orales o sedación intravenosa<sup>14, 15</sup>.

#### 7.3.2. Instrumentación quirúrgica.

Instrumental para llevar a cabo una gingivectomía:

- Jeringas de anestesia local, agujas y solución anestésica.





- Tijeras periodontales Goldman-Fox
- Hemostático.
- Esponjas quirúrgicas.
- Espejo periodontal.
- Gasas.
- Sonda periodontal.
- Marcador de bolsa periodontal de Crane-Kaplan.
- Bisturí Kirkland 17
- Bisturí Orban
- Curetas Columbia 4R/4L o 2R/2L
- Retractor quirúrgico Minnesota
- Cánula de aspersion quirúrgica<sup>15</sup>

### 7.3.3. Objetivos y técnica quirúrgica.

Una vez que se ha obtenido la (a) anestesia del área quirúrgica el proceso y los buenos resultados de la gingivectomía requerirán de una (b) precisa identificación de la profundidad de las bolsas producidas por el aumento de volumen sobre todas las superficies de todos los dientes en el campo quirúrgico. La identificación de la base de las bolsas está usualmente acompañada por la (c) colocación de puntos sangrantes que corresponden a la extensión apical de la bolsa. Estos puntos sangrantes pueden ser realizados con un instrumento como es el marcador de bolsas Crane-Kaplan o Goldman Fox. Cuando se utiliza una sonda periodontal, la base de la bolsa periodontal es medida y esa profundidad es transferida a la parte externa de la encía. Se perfora la encía con la sonda periodontal, y se realizan los puntos sangrantes perpendiculares a la base de la bolsa. Generalmente, se realizan tres puntos sangrantes por diente sobre cada cara vestibular y lingual. Estos puntos sangrantes sirven de guía al cirujano durante las incisiones iniciales<sup>14, 15</sup>.



Después de establecer los puntos sangrantes, se realiza una (d) incisión a bisel externo dirigida coronalmente, empleando un bisturí quirúrgico apropiado. La incisión es generalmente iniciada en distal al primer diente en el área quirúrgica y extendida hacia anterior, usando los puntos sangrantes como guías, para incluir el último diente con profundidad de bolsa. La incisión debe comenzar en la línea ángulo mesial del diente adyacente a la primera bolsa y así a través de la papila y proceder bien al final de la línea ángulo mesial del diente inmediatamente adyacente al diente terminal a ser tratado. Para obtener un bisel apropiado, la incisión sobre la superficie externa de la encía debe ser localizada apical a la base de la bolsa periodontal, pero coronal a la unión mucogingival y después se debe angular coronalmente para incidir el tejido en la base de la bolsa periodontal. La incisión de la gingivectomía nunca debe iniciar apical a unión mucogingival, porque la incisión eliminará la zona completa de encía, así como a las bolsas periodontales, y esto resultará en un margen posquirúrgico completamente de mucosa alveolar<sup>15, 22</sup>.

Una incisión a bisel externo de alrededor de 45° es considerada como óptima. Sin embargo, la angulación del bisel que puede ser obtenida está influenciada por la (a) altura de la banda de la encía, (b) el grosor de la encía, (c) la posición de la base de la bolsa en relación a la cresta de hueso adyacente, (d) el grosor de la cresta de ósea alveolar y (e) la relación de la unión mucogingival con la cresta ósea externa<sup>15</sup>.

La anchura y características de la banda gingival pueden variar significativamente de un diente a otro en el campo quirúrgico<sup>15</sup>.

La incisión primaria es usualmente realizada con un bisturí Buck 3/4, Goldman Fox 7/8 o Kirkland 15K/16K. El contorno redondeado de la banda incidida con el bisturí permite que la hoja incida a través del tejido sin ser alterado por irregularidades en el hueso o de las superficies de los



dientes. El contraángulo diseñado en el bisturí para gingivectomía lo hace particularmente ideal para este propósito. Solamente los factores negativos asociados con su uso son la necesidad de re-contornear y re-esterilizar los bisturís después de cada uso. Un número de hojas disponibles estériles quirúrgicas, como las de Bard Parker 15 o 10A, diseñados para dar un manejo quirúrgico adecuado son también útiles y pueden ser usadas durante el procedimiento quirúrgico de la gingivectomía<sup>15</sup>.

Después de completar la incisión primaria sobre la cara bucal/vestibular y palatina/lingual, las incisiones interproximales son hechas con hojas de bisturí, como el de Goldman Fox 8 o 11 DE, Towner 19/20, Orban ½ o Buck 5/6. Estos bisturís son comúnmente triangulares o con forma de hoja de árbol y el filo está diseñado para permitirles ser dirigidos al espacio interproximal. Estos bisturís son usados en la porción interproximal del tejido blando de las bolsas con el mismo ángulo interproximal que fue usado en la incisión primaria. Cuando se desarrolla apropiadamente, la incisión primaria vestibular y la secundaria interproximal se quita completamente esa porción de encía de tejido blando. Esto permite que la excisión del tejido sea separada y retirada alrededor del diente. Los instrumentos apropiados para remover el tejido blando son la cureta de Prichard 1-2, pinzas hemostáticas de mosquito, cincel K-29, elevador de periostio y otro tipo de curetas universales (Columbia)<sup>15</sup>.

Después de remover el tejido excidido, el sitio quirúrgico se inspecciona cuidadosamente para que no haya ningún residuo y se sondea la profundidad de bolsa residual. Después de desbridar, los márgenes de la encía y de la mucosa adyacente pueden ser remodelados con una gingivoplastia si es necesario<sup>15</sup>.



## 7.4. Gingivoplastía.

Este procedimiento quirúrgico al igual que la gingivectomía requiere de la implementación de pasos para llevar a cabo con orden el tratamiento; estos pasos incluyen: (1) anestesia, esta es de tipo infiltrativa local o regional; (2) instrumentación quirúrgica; (3) colocación de apósitos quirúrgicos y (4) cuidados postoperatorios por parte del paciente<sup>14, 15</sup>.

### 7.4.1. Anestesia.

La técnica para lograr una analgesia adecuada y así poder llevar a cabo un tratamiento sin complicaciones se emplea un bloqueo nervioso con la infiltración del agente anestésico. Este se coloca interpapilarmente en el área que se va a realizar la gingivoplastía por ambas superficies, vestibular y lingual, y se refuerza con una infiltración en el vestíbulo. También se puede administrar analgésicos orales para ayudar en el procedimiento quirúrgico<sup>14, 15</sup>.

### 7.4.2. Instrumentación quirúrgica.

Esta instrumentación quirúrgica incluye los siguientes requerimientos:

- Jeringa de anestesia local, agujas y solución anestésica.
- Tijeras periodontales Goldman-Fox
- Fresones de diamante Fox para gingivoplastía.
- Esponjas quirúrgicas.
- Espejo periodontal.
- Gasas.
- Sonda periodontal.
- Bisturí Kirkland 17
- Retractor quirúrgico Minnesota



- Cánula de aspersión quirúrgica<sup>15</sup>

### 7.4.3. Objetivos y técnica quirúrgica.

El propósito de una gingivoplastia es re-contornear o remodelar la encía remanente a una forma fisiológica. La gingivoplastia puede desarrollarse con un número de diferentes instrumentos. Dentro de los instrumentos usados en una gingivoplastia están las tijeras quirúrgicas periodontales<sup>15</sup>.

Existen dos variaciones en la técnica de gingivoplastia que pueden ser usadas. La primera técnica consiste en una **incisión primaria** que se realiza perpendicular (90°) a la superficie del tejido para conectar los puntos sangrantes que fueron hechos inicialmente para marcar la profundidad de bolsa. La incisión puede ser hecha con un bisturí para gingivectomía o con una hoja de bisturí Bard Parker 10A o 15 iniciando en la superficie disto-vestibular y disto-lingual. Las incisiones deben contactar la superficie del diente y extenderse interproximalmente tan lejos como los dientes lo permitan. El propósito de estas incisiones es para eliminar esa porción de encía que forman las bolsas periodontales. El resultado es la eliminación de bolsas de tejido blando, pero con la producción de tejido blando horizontal<sup>15</sup>.

Las **incisiones secundarias** son coronalmente dirigidas y producen un bisel externo, la profundidad de esta depende del grosor de la encía remanente y la altura del hueso radicular vestibular y lingual. El objetivo de la incisión secundaria es la creación de un contorno externo apropiado para la encía, llamada encía fisiológica. Los mismos principios e instrumentos previamente mencionados deben ser usados en la excisión y remoción del tejido. Y también en el re-contorneado o remodelado del tejido externo para obtener resultados favorables<sup>15</sup>.



## 7.5. Frenectomía.

Los términos frenectomía u frenotomía significan operaciones que difieren de grado; la frenectomía es una eliminación total del frenillo, incluye su inserción al hueso subyacente, como la que se requiere para corregir problema estético ocasionado por un diastema anormal entre los incisivos centrales superiores. La frenotomía es la incisión del frenillo; es decir, reubicación de la inserción del frenillo para crear una zona de encía insertada entre el margen gingival y el frenillo. Frenectomía y frenotomía por lo regular se utilizan junto con los procedimientos de tratamiento periodontal, pero en ocasiones se realizan como operaciones separadas<sup>15</sup>.

Los problemas de frenillo con frecuencia se presentan en la superficie vestibular entre los incisivos centrales superiores e inferiores y las áreas de caninos y premolares; y con menor incidencia en la superficie lingual<sup>15</sup>.

### 7.5.1. Anestesia.

La técnica de anestesia empleada en estos procedimientos, se lleva a cabo con un bloqueo regional de la zona del frenillo con una solución anestésica que contenga un vasoconstrictor para controlar el sangrado del lecho quirúrgico, esta infiltración de la solución anestésica se lleva a cabo en las zonas laterales de la inserción del frenillo y se refuerza con la administración previa de analgésicos orales<sup>14, 15</sup>.

### 7.5.2. Instrumentación quirúrgica.



La instrumentación quirúrgica que se emplea en este procedimiento quirúrgico es el siguiente:

- Jeringa de anestesia local, agujas y solución anestésica.
- Pinzas hemostáticas de mosquito.
- Bisturí Bard Parker
- Tijeras Goldman Fox
- Gasas estériles
- Retractor Columbia
- Cánula de aspersion quirúrgica<sup>15</sup>

### 7.5.3. Objetivos y técnica quirúrgica.

El propósito de este procedimiento quirúrgico incluye la necesidad de remover la inserción del frenillo, también cuando la higiene oral del paciente está involucrada con una inserción alta del frenillo que por la presencia de algún aditamento protésico pueda poner en riesgo la salud del periodonto. O cuando la colocación de una prótesis este limitada por la presencia de una inserción alterada del frenillo<sup>15</sup>.

Se debe obtener la remoción completa de las fibras que se insertan en el periostio para minimizar la recurrencia del frenillo. Después de infiltrar el anestésico, el frenillo es tomado con la pinza hemostática para identificar su extensión, que puede ser lateral, apical o coronal. La hoja de bisturí es empleada para incidir la mucosa y diseccionar las fibras musculares del frenillo. Es importante que se deje el periostio del hueso vestibular. La extensión de la mucosa labial de la incisión es cerrada con puntos de sutura. La extensión de la mucosa gingival no es cerrada y se le permite regenerar por segunda intención, o la herida triangular producida puede ser cubierta con un injerto libre. El apósito quirúrgico es colocado sobre el sitio quirúrgico<sup>15</sup>.







---

## 8. CIRUGÍA PLÁSTICA PERIODONTAL CON LÁSER.

---

La aplicación de láser en los últimos años en la odontología ha experimentado grandes cambios. Esta tecnología se ha encontrado con muchos obstáculos o interrogantes conforme se han desarrollado nuevas aplicaciones más especializadas como su utilización en tejidos blandos en el campo de la cirugía periodontal y en una gran variedad de intervenciones estéticas intraorales y extraorales<sup>16</sup>.

### 8.1. Ventajas y desventajas de la cirugía láser.

Como en todas las tecnologías, existen significantes ventajas y desventajas en la aplicación de láser. Las ventajas de la cirugía plástica láser son numerosas e involucran las propiedades actuales del láser y sus aplicaciones. Las ventajas significantes del láser en cirugía son su capacidad para coagular, vaporizar o incidir tejido, basado en su potencia y el tiempo de aplicación sobre el tejido<sup>13</sup>. Las desventajas del láser surgen de la extraordinaria potencia de su energía radiante y las complejidades en la generación del rayo, esto se traduce en las medidas de seguridad que se deben tomar en cuenta para mantener un entorno operativo seguro tanto para el paciente como para el personal del consultorio. Otros inconvenientes son el costo generalmente elevado de la adquisición y el mantenimiento del láser, la pérdida de la sensación táctil cuando se utiliza un láser sin contacto directo, el periodo de aprendizaje necesario para conseguir unos resultados uniformes y la especificidad de algunas longitudes de onda del láser, que obligan en ocasiones a utilizar más de un láser para una determinada intervención. Por último, aunque las heridas suelen cicatrizar muy bien tras la cirugía con láser (generalmente, mucho mejor que con otros instrumentos como el bisturí



convencional o el bisturí eléctrico), la cicatrización suele ser también más lenta debido al sellado vascular que se produce al aplicar el rayo<sup>16</sup>.

Muchas longitudes de onda de láser son absorbidas por la hemoglobina e inducen a una contracción del colágeno de las paredes vasculares, produciendo una cirugía limpia<sup>17</sup>. Esto permite al cirujano trabajar en un campo quirúrgico limpio y seco. Si se utiliza correctamente, el láser permite eliminar con exactitud cantidades muy pequeñas de tejido con unos efectos mínimos sobre los tejidos adyacentes, siendo ideal para una manipulación tisular exacta y detallada<sup>18</sup>. El láser tiene un efecto sobre tejido nervioso que generalmente conlleva a menos dolor postoperatorio que otros tipos de tratamientos<sup>16</sup>.

Normalmente, el escaso dolor postoperatorio y la ausencia de hemorragia suelen hacer innecesarias las suturas, el cierre tisular o la cobertura con férulas o apósitos quirúrgicos, salvo en aquellos casos en los que las necesidades estéticas dicten lo contrario, debido al sellado del sistema linfático durante la cirugía con láser y al mínimo traumatismo celular, se produce un pequeño edema postoperatorio en la mayoría de los casos<sup>19</sup>. Finalmente, debido al mínimo daño tisular y al menor número de fibroblastos en la herida tratada con láser que en la herida con bisturí, disminuye considerablemente la cicatrización, no hay contractura del tejido en el postoperatorio, lo que permite realizar intervenciones sin miedo a que se produzcan deformidades estéticas o deficiencias funcionales significativas después de la cirugía<sup>16</sup>.

## 8.2. Cicatrización de la herida quirúrgica con láser.

El rayo láser de CO<sub>2</sub> puede ser usado para hacer incisiones epiteliales. Cuando se compara con la cicatrización que ocurre después de una incisión con bisturí, el patrón de cicatrización de la herida por inducción



del láser es clínicamente similar aun cuando los procesos de cicatrización son diferentes. Hay estudios que han mostrado que la herida producida por un láser de CO<sub>2</sub> proporciona la misma fuerza tensil como una incisión con bisturí después de 21 días de la operación. Por lo tanto, el defecto relativo de la incisión es solamente temporal<sup>7</sup>.

Se ha afirmado que el empleo de niveles bajos de energía radiante del láser produce un efecto positivo sobre los procesos biológicos y bioquímicos de la reconstitución de la herida. Como se esperaba, estas afirmaciones han sido recibidas con escepticismo por parte de la comunidad quirúrgica. Ya que han reportado que los niveles bajos de energía radiante del láser aceleran la cicatrización de la herida, reducen el dolor y estimulan la regeneración neural. Investigaciones en dermatología han mostrado una epitelialización, neovascularización y disminución en la producción de colágena por fibroblastos in vivo lo que acorta el tiempo de cicatrización con la aplicación de radiación láser de argón o helio-neón<sup>13</sup>.

Luomanen y colegas en 1990, estudiaron los componentes celulares y extracelulares de la cicatrización y reparación de epitelio y tejido conjuntivo subyacente en incisiones con láser CO<sub>2</sub> en mucosa de rata y lo compararon con la incisión convencional con bisturí. De esta investigación, fue claro que existen diferencias en la respuesta del tejido cuando se realizan incisiones con instrumentos convencionales o con las modalidades del láser, concluyendo que las diferencias vistas clínicamente (por ejemplo, una cicatrización más lenta y la disminución de formación de costra) se presentan cuando el láser de CO<sub>2</sub> es usado con las propiedades específicas del láser. Además, la característica de ablación del láser y los efectos térmicos específicos son producto del control ejercido por el cirujano que se obtienen al usar las propiedades óptimas del espectro del láser cuando se irradia el tejido con la modalidad de ondas continuas o en pulsos del láser de CO<sub>2</sub><sup>16</sup>.



En cuestión de tiempos de recuperación en el tejido tratado con láser quirúrgico se encontró que la regeneración epitelial comparada con un bisturí convencional es retardada por la extensiva coagulación del tejido incidido, esto es que con el láser se logra esto a los 17 a 21 días contra 10 a 14 días de tiempo que le toma al bisturí convencional<sup>16</sup>.

### 8.3. Gingivectomía.

La aplicación quirúrgica del láser está indicada para llevar a cabo gingivectomía en casos de hiperplasia gingival. El láser de CO<sub>2</sub>, se utiliza en modalidad enfocado para seccionar el borde gingival deseado y, a continuación, para la resección o ablación del tejido hiperplásico sobrante. Se tiene que proteger tejidos duros adyacentes (los dientes) contra el rayo láser colocando un instrumento fino entre el diente y la encía. También se puede conseguir mayor protección cubriendo los dientes con dos instrumentos curvos mientras se aplica el láser sobre la zona papilar. Esta técnica tiene varias ventajas: no se produce ningún sangrado, permite el control más preciso que con electrocirugía y no se requiere de la colocación de ningún apósito quirúrgico<sup>20, 16</sup>.

#### 8.3.1. Anestesia.

Se administra una solución anestésica local para proporcionarle al paciente comodidad y permitirnos un manejo adecuado de los tejidos<sup>26</sup>. Se recomienda un anestésico con 3% de clorhidrato de mepivacaína sin vasoconstrictor.

#### 8.3.2. Instrumentación quirúrgica.

El instrumental quirúrgico consta de:



- Jeringa de anestesia local, agujas y solución anestésica.
- Gasas estériles.
- Vaselina.
- Espátula para cera del número 7.
- Escariador ultrasónico.
- Curetas Columbia<sup>27</sup>.
- Sonda periodontal<sup>29</sup>.

### 8.3.3. Objetivos y programación del sistema láser.

El láser se programa en la modalidad de emisión continua con 5 W, en forma enfocada y desenfocada, para vaporizar el tejido y obtener un contorno y altura de la encía ideal<sup>26</sup>.

La profundidad de penetración del rayo láser se controlará con la variación programada del wattaje, la longitud de enfoque y el periodo de tiempo. El tiempo de exposición varía según la modalidad que se esté empleando; ya sea continua, individual o pulsada, con una duración de pulsos que puede ir en un rango de 1/20 a 1/2 segundo. Cuando se trabaja cerca de los dientes, el láser se usa en modalidad de pulsos con 20 milisegundos de exposición en un rango de repetición de 20 emisiones por segundo<sup>26</sup>.

Esto va a tener variaciones dependiendo de la habilidad que presente el operador al emplear el sistema láser o de la decisión que tome para cada caso en particular<sup>30</sup>.

### 8.4. Gingivoplastia.

En aquellos casos en los que existe una asimetría de los tejidos gingivales o un exceso de tejido gingival en zonas aisladas, se puede usar



el láser de CO<sub>2</sub>, diodo para esculpir con gran precisión los tejidos y conseguir un contorno estético ideal. Ésta es una técnica que resulta útil, cuando se produce una hipertrofia papilar posterior a un tratamiento de ortodoncia o cuando una papila antiestética necesita una remodelación. El láser se utiliza en modalidad enfocada o con punta de contacto si es de fibra óptica y se dirige verticalmente desde la superficie dental hacia el tejido para evitar cualquier contacto con la superficie del diente. Se puede eliminar un espesor superior vaporizando el tejido perpendicularmente. Con una frecuencia de impulsos baja o moderada que son aproximadamente de 2 a 10 impulsos por segundo, se consigue mayor control de manejo y el cirujano puede recorrer lentamente el borde gingival y eliminar verticalmente la cantidad de tejido necesaria para obtener el contorno deseado<sup>21</sup>.

#### 8.4.1. Anestesia.

Se emplea anestésico local para proporcionar al paciente una analgesia que ayudará al operador con el manejo de los tejidos. Una solución anestésica de clorhidrato de mepivacaína es suficiente para alcanzar el efecto analgésico deseado<sup>26</sup>.

#### 8.4.2. Instrumentación quirúrgica.

Se empleará principalmente una espátula de cera del número 7 para prevenir que el rayo penetre en tejidos no deseados y así evitar lesiones graves<sup>16</sup>.

#### 8.4.3. Objetivos y programación del sistema láser.

Se programa el sistema láser en la modalidad de emisión continua con 7W de energía en modalidad desenfocada para tener un mayor control en



el manejo de la energía con un periodo de tiempo de exposición de 20 milisegundos en un rango de repetición de 20 emisiones por segundo, ya que solo se busca en este tratamiento el remodelado del tejido gingival<sup>26</sup>.

## 8.5. Frenectomía.

Prácticamente cualquier láser dental puede eliminar fácil y rápidamente un frenillo labial. El frenillo puede ser resecado en modalidad enfocado con pulsos continuos o con punta de contacto; o bien ser extirpado en modalidad desenfocado con pulsos continuos. En cualquiera de los casos, no es necesario cerrar la herida con sutura y la cicatrización de la herida se ve muy favorecida. La ausencia de sangrado y de suturas hace que esta intervención quirúrgica sea ideal para emplearse en niños. Existen algunos láser con los que es posible realizar el procedimiento quirúrgico sin la aplicación de anestesia local, aunque generalmente se requiere un anestésico local a menos que el frenillo sea pequeño, y en estos casos sería suficiente con anestesia tópica<sup>12</sup>.

### 8.5.1. Anestesia.

Una pequeña cantidad de anestésico local es infiltrado en el área muco-vestibular bilateralmente a la localización del frenillo<sup>26</sup>. Se recomienda el uso de solución anestésica de clorhidrato de mepivacaína, teniendo la precaución de no administrarla demasiado rápida porque se puede ocasionar un aumento demasiado grande que puede interferir con la visión del campo quirúrgico<sup>28</sup>.

### 8.5.2. Instrumentación quirúrgica.

El instrumental quirúrgico necesario para este procedimiento consta de:

- Jeringa para anestesiar, aguja desechable y solución anestésica.



- Gasas estériles.
- Cánula para la aspiración del penacho láser<sup>27</sup>.

### 8.5.3. Objetivos y programación del sistema láser.

La energía del rayo láser debe hacer contacto con el centro del frenillo, esto provoca que el tejido se abra en forma de diamante como la cirugía de frenillo tradicional con bisturí convencional. El tratamiento debe iniciar aproximadamente 1 minuto después que se obtuvo una analgesia adecuada del frenillo<sup>28</sup>.

El sistema láser se programa con 5W en modalidad de pulsos continuos, con emisión enfocada y desenfocada para incidir y vaporizar el tejido del frenillo<sup>26</sup>.





---

## 9. CONCLUSIONES.

---

Queda claro que la aplicación con fines estéticos del sistema láser en el campo de la cirugía plástica periodontal requiere del conocimiento y capacitación previa de las funciones y programaciones del láser, esta preparación debe recibirla tanto el operador o cirujano dentista como los asistentes dentales. Es importante tener presente los efectos y beneficios que se obtienen si se hace la correcta aplicación del sistema láser y de las consecuencias que puede traer si se maneja o se aplica de una forma inadecuada.

El conjunto de ideas que apoyan el uso de este sistema y la controversia que ha originado el uso del sistema láser en la cirugía periodontal o en otros campos ha dado como resultado el conocimiento de las ventajas y desventajas que esta aplicación trae en comparación con la cirugía plástica periodontal con bisturí.

Esta nueva tecnología en la odontología cuenta con beneficios que facilitan los procedimientos quirúrgicos, incluyendo un tiempo más corto de operación, heridas quirúrgicas sin sangrado, disminución de edema posquirúrgico y la ausencia o disminución de dolor en el periodo postoperatorio del paciente. Todo esto ayuda al paciente, ya que disminuye su tensión o stress que pueda presentar antes del procedimiento quirúrgico las sesiones son más cortas y menos traumáticas. Y por consiguiente el periodo de recuperación es más favorable.

Aunque son pocas las ventajas del láser en cirugía plástica periodontal, proporciona un mayor confort a los pacientes debido a un menos traumatismo durante el tratamiento.



---

## 10. FUENTES DE INFORMACIÓN:

---

1. Ball, KA. *Lasers, The perioperative challenge*. 2ª.ed. St. Louis, Missouri: Editorial Mosby, 1995. p. 3-18, 28-43
2. Laserscope, *Monograph: Tissue interaction and safety considerations of lasers*. San Jose, CA. 1990. p. 30
3. Einstein, Albert. On the quantum theory of radiation. *Physio Z* 18:121, 1917.
4. Schawlow AL and Townes CH. *Infrared and optical lasers*. *Phys. Rev.* 112:1940. 1958.
5. Genco, RJ. *Contemporary periodontics*. 2ª.ed. USA: Editorial Mosby, 1990. p. 231-240
6. Fuller TA. *Thermal surgical lasers, a technical monograph*. Oaks, PA. 1993. Surgical Laser Technologies, Inc.
7. Absten GT and Joffe SN. *Lasers in medicine: an introductory guide*. Londres, 1985.
8. American National Standards Institute, Inc. American National Standard for the safe use of lasers in health care facilities, ANSI Z136.3. Nueva York, 1988. p. 4
9. Baghiss MS, *Eyewear optical density accurate, but the direct beam exposure risky*. *Clinical Laser Monthly* 1992; July. p. 114-115.
10. Lobraico RV. *False alarm in concern over halon fire extinguishers*. *Clinical Laser Monthly* 1993; February. p. 28-29.
11. Wood RL, Sliney DH, Basye RA. *Laser reflections from surgical instruments*. *Lasers Sug. Med.* 1992; 12: p. 675-678.
12. Ashheim, Kenneth W. y Dale, Barry G. *Odontología Estética*. 2ª.ed. Madrid, España: Editorial Mosby, 2002. p. 441-449
13. Catone, Guy A. *Lasers applications in oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: Editorial W. B. Saunders, 1997. p. 1-4, 29-41, 182-185



14. Carranza, FA. *Periodontología Clínica*. 9<sup>a</sup>.ed. México: Editorial McGraw Hill, 1998. p. 632-635
15. Wilson TG, *Advances in periodontics*. 1<sup>a</sup>.ed. Los Angeles: Editorial Quintessence Books, 1992. p.149-152
16. Rhys-Evans PHR, Frame JW, Branddrick J. *A review of carbon dioxide laser surgery in the oral cavity and pharynx*. J. Laryngol. Otol. 1986;100: p. 69
17. Gaspar L, Szabo G. *Removal of benign oral tumors and tumorlike lesions by CO<sub>2</sub> laser application*. Laser Surg. Med. 1989; 9: p. 33
18. Pogrel MA, McCracken KJ, Daniels TE. *Histologic evaluation of width of soft tissue necrosis adjacent to carbon dioxide laser incisions*. Oral Surg. 1990; 70: p. 564
19. Aranoff BL. *CO<sub>2</sub> laser in surgical oncology*. In Kaplan J. editor. Laser surgery: Proceedings of the First and Second International Symposiums on Laser Surgery 1978; p. 191-216
20. Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. *The laser gingivectomy: the use of the CO<sub>2</sub> laser for the removal of phenytoin hyperplasia*. J. Periodontology 1985; 56: p. 492
21. Pick RM, Colvard MD. *Current status of lasers in soft tissue dental surgery*. J. Periodontology 1993; 64: p. 589
22. Glickman I. *The results obtained with the unembellished gingivectomy technic in a clinical study in humans*. J. Periodontology 1956; 27: p. 247
23. Ritchey B., Orban B. *The periodontal pocket*. J. Periodontology 1952; 23: p. 199
24. Waerhaug J. *Depth of incision in gingivectomy*. Oral Surgery 1955; 8:707
25. Whinston GJ. *Frenotomy and mucobuccal fold resection utilized in periodontal therapy*. NY Dental J. 1956; 22:495
26. Israel M. *Use of the CO<sub>2</sub> laser in soft tissue and periodontal surgery*. J. Periodontology 1995; 13:241



27. Russo J. *Periodontal laser surgery*. Dent Today 1997; Nov 16 (11): 80-1
28. Bullock N. *The use of the CO<sub>2</sub> laser for lingual frenectomy and excisional biopsy*. Compen Contin Educ Dent 1995; Nov 16 (11)
29. Hilgers, JJ. *Clinical uses of diode lasers in orthodontics*. J. of Clinical Orthodontics 2004; p. 266-273
30. Pick RM, Pecaro BCS. *The laser gingivectomy. The use of the CO<sub>2</sub> laser for the removal phenytion hyperplasia*. J. Periodontology 1985; 56:492-6