



**UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

Uso del láser Er,Cr:YSGG en Prótesis bucal

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

**P R E S E N T A**

ANA CAREN GONZALEZ VARGAS

TUTOR(A): YAZMÍN MARTÍNEZ CARRILLO

MÉXICO, Cd. Mx. ENERO, 2022



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.

## **Gracias...**

A mi madre Verónica, la mujer más valiente, trabajadora y generosa, quien me inspira todos los días a dar lo mejor de mí. Tu amor, apoyo y comprensión me han hecho llegar hasta este momento, eres mi mayor ejemplo a seguir y mi mejor amiga.

A toda mi familia: a mi tía Lupe por ser mi segunda madre, por tanta paciencia y amor. A mi tío Pepe, por apoyarme siempre, por ser mi papá cuando lo necesité. A mi abuela, por quererme y considerarme como a una hija. A mi tía Luisa por consentirme desde que era una niña. A mi tío Miguel, por sus consejos y su gran humor. A mis primos, por su divertida compañía y apoyarme a su manera.

A Daniela y a Leonardo, por tantas risas compartidas que alegraron mis días, por ser mi hombro de descanso y porque al tratar de enseñarles y ser un ejemplo de hermana mayor, aprendo todos los días de ustedes.

A Donovan, mi fiel compañero de aventuras, por creer en mí y motivarme todos los días durante estos siete años. Por brindarme tu inmenso amor de jacarandas y por abrigarme con la calidez de tu corazón, que es mi hogar.

A las amigas que conocí y que compartieron conmigo este camino; Alanis, Dalia y Vania, porque la amistad y el apoyo incondicional que me brindaron hicieron de la carrera una etapa inolvidable. A mis amigos, a los que están y a los que ya no, porque decir adiós significa crecer y aprender lo que cada persona tiene por enseñarnos.

A la Dra. Esp. Yazmín Martínez Carrillo, por su asesoría para la realización de este trabajo y por su dedicada labor de docencia en la Clínica periférica de Padierna en donde tuve la suerte de ser su alumna.

A "GOA" *Grupo de Odontología Avanzada* y a la Dra. Esp. Karina López  
Gazcón Zamudio por la aportación del caso clínico con WaterLase MDX  
para la presentación de esta tesina.

# ÍNDICE

---

<b>Introducción</b>	<b>6</b>
<b>Objetivo general</b>	<b>8</b>
Objetivos específicos	8
<b>Antecedentes históricos</b>	<b>9</b>
<b>Fundamentos físicos del láser</b>	<b>12</b>
2.1 La luz	12
2.2 Espectro electromagnético	13
2.3 Características de la luz láser	14
2.4 Componentes del láser	15
2.4.1 Amplificación	15
2.4.2 Emisión estimulada	17
2.4.3 Sistemas de entrega	17
2.4.4 Modos de emisión	19
2.4.4 Spot	20
<b>3. Fundamentos biológicos del láser</b>	<b>22</b>
3.1 Interacciones del láser sobre los tejidos orales	22
3.2 Propiedades ópticas de los tejidos orales	25
<b>4. Láseres en Odontología</b>	<b>27</b>
4.1 Clasificaciones del láser	27
4.2 Láseres más utilizados en Odontología	29
4.2.1 Láser de argón (Ar)	29
4.2.2 Láser de diodo	29
4.2.3 Láser Neodimio: Itrio-Aluminio-Granate (Nd:YAG)	30
4.2.4 Láser de CO <sub>2</sub>	31
4.2.5 Láseres Erbio	32
4.2.6 Láser Erbio:YAG (Er:YAG)	32
4.3 Low level laser therapy (LLLT) o fotobiomodulación (PBM)	34
4.4 Interacciones del láser con materiales no biológicos	34
4.5 Parámetros del láser	35
<b>5. Láser Erbio, Cromo: Itrio-Escandio-Galio-Granet (Er,Cr;YSGG)</b>	<b>38</b>
5.1 Interacciones del láser Er, Cr:YSGG con los tejidos duros y blandos	39
5.2 Preparación de esmalte y dentina	44
5.3 Adhesión en esmalte y dentina	51
5.4 Eliminación de carillas	56

5.5 Retracción gingival	57
5.6 Alargamiento de corona de tejido blando y óseo	59
5.7 Formación de un pónico ovoide	62
5.8 Despigmentación de la mucosa	63
5.9 Procedimientos quirúrgicos pre protésicos	64
<b>6. Blanqueamiento</b>	<b>66</b>
<b>7. Uso del láser en tiempos de la pandemia del COVID-19</b>	<b>68</b>
<b>8. Seguridad del láser</b>	<b>70</b>
<b>9. Conclusiones</b>	<b>73</b>
<b>Referencias bibliográficas</b>	<b>75</b>

## Introducción

---

El láser es un aparato que ha proporcionado una nueva tecnología de vanguardia en los últimos años, la cual es utilizada no sólo en la Odontología, sino también en la Medicina, la industria cosmética y constructora, entre otras. Desde la aparición del primer láser, diseñado específicamente para la Odontología en 1990 por Myers & Myers, se han estudiado e introducido láseres con varias longitudes de onda para los tejidos blandos y duros de la cavidad oral, con el propósito de brindar tratamientos eficaces, seguros y ergonómicos con aplicaciones en todas las áreas de la Odontología, incluyendo la Prótesis bucal.

Inicialmente el láser se introdujo como una alternativa para la cirugía de los tejidos blandos, sin embargo, hoy en día representa una herramienta que puede convertirse en una parte integral de la consulta dental, ya sea utilizándose de forma complementaria o sustituyendo a otros instrumentos como la pieza de mano, el bisturí y el electrobisturí.

A lo largo del tiempo, las expectativas del paciente y el clínico han cambiado, pues ambos buscan un tratamiento menos doloroso, más preciso, menos invasivo, con menos sangrado, mejor cicatrización y que se pueda realizar en menos citas. Todas estas expectativas se pueden cumplir con el uso del láser, ya que cuando se utiliza con el conocimiento, la comprensión y la formación adecuada puede ofrecer seguridad y múltiples beneficios al paciente y al profesional en el tratamiento odontológico.

En este sentido, el estudio de los fundamentos físicos y biológicos del láser ayudan a elegir la longitud de onda que se adapte mejor a las necesidades del clínico y a utilizarlo de forma eficiente y segura. Cada longitud de onda láser tiene diferentes interacciones biológicas: un mismo láser no produce igual efecto sobre los diferentes tejidos orales y, a su vez, cada láser produce diferentes efectos sobre el mismo tejido. Los láseres quirúrgicos son adecuados para la cirugía de tejidos blandos (con

ciertas ventajas y desventajas entre cada uno), sin embargo, para el tratamiento de tejidos blandos y duros en conjunto se utilizan láseres específicos para este fin, como el Er,Cr:YSGG de la familia Erbio.

La principal ventaja del uso del láser Er,Cr:YSGG es la especificidad con la que trabaja en todos los tejidos, ya que puede interactuar de forma selectiva en el campo de trabajo. Junto con los sistemas adhesivos actuales se deja a un lado el concepto de la “prevención por extensión”, en donde se tenía que eliminar tejido dental sano para obtener mayor retención durante la preparación de cavidades. Además, no se produce el ruido/vibración de la pieza de mano característico y gran parte de los procedimientos quirúrgicos que se realizan en el tejido blando, como el alargamiento gingival estético y la retracción gingival, son más rápidos y se pueden realizar sin el uso de la anestesia local, lo cual ayuda al manejo de los pacientes ansiosos, con necesidades especiales o en donde el uso de los anestésicos está limitado.

El láser Er,Cr:YSGG puede mejorar procedimientos existentes, ofrecer tratamientos nuevos o referidos previamente y aumentar los ingresos del clínico sustentado con todos los beneficios ofrecidos. No obstante, es importante que el profesional que desea incorporar este aparato en su consulta cuente con el estudio, la capacitación adecuada y la experiencia clínica para brindar tratamientos seguros a sus pacientes.



## **Objetivo general**

---

Estudiar el uso del láser Er,Cr:YSGG y sus indicaciones en la Prótesis bucal fija y removible a partir de una revisión bibliográfica y hemerográfica actualizada.

### **Objetivos específicos**

- Investigar los principios físicos de la luz para comprender las características específicas de la luz láser, su formación y los componentes del aparato.
- Analizar las interacciones biológicas de la luz láser y su objetivo terapéutico para entender los cambios que se producen en los tejidos.
- Estudiar la relación que existe entre las distintas longitudes de onda y las propiedades ópticas de los tejidos duros y blandos de la cavidad oral.
- Describir las longitudes de onda más utilizadas en Odontología para comprender y analizar sus indicaciones.

## 1. Antecedentes históricos

---

Considerando la teoría del modelo atómico de Niels Bohr (1913), la descripción del fenómeno de la emisión estimulada (1916) y la formulación de la teoría de la emisión estimulada de radiación de Albert Einstein (1917), la tecnología láser tiene un siglo de historia que la precede. La última teoría mencionada, que se apoya en la emisión espontánea de fotones planteada por Max Planck y Bohr, es en la cual se basa el láser:

Einstein propuso que en el intercambio de electrones entre el exterior y el átomo pueden existir dos procesos: absorción o emisión. A su vez, dentro de los procesos de emisión existen dos fenómenos: emisión espontánea (de un fotón a partir de la desestimulación espontánea del átomo) y emisión estimulada (de dos fotones similares a partir de un fotón incidente. (Briceño *et al.*, 2017, pág. 4)

A pesar de esta teoría, pasaron décadas para que se produjera un avance importante en el desarrollo del láser, pues nadie pensaba en construir un dispositivo basado en ella. A principios de los años cincuenta, Charles Townes comenzó a trabajar con una amplificación de microondas en 1951 y propuso el concepto *maser*, “un acrónimo de la amplificación de microondas por emisión estimulada de radiación (*microwave amplification by stimulated emission of radiation*)” (Convissar, 2012, pág. 17). En 1957 Gordon Gould describió una primera idea de cómo construir un láser, hecho considerado como la primera vez que se utilizó el término, el cual patentó treinta años después.

El primer láser fue construido por el Dr. Theodore Maiman en 1960 en el laboratorio Hughes, el cual produjo una emisión pulsada de luz roja brillante desde un cristal de rubí con una longitud de onda de 694 nm. Esto llevó a los investigadores a explorar las aplicaciones de los láseres en la medicina y campos dentales. Durante esa década se desarrollaron otros láseres que utilizaban como medio activo distintos gases o metales

y que producían a su vez distintas longitudes de onda, entre los cuales cabe destacar el láser de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) en 1964, por Kumar Patel, y, en el mismo año, el láser Nd:YAG, de Joseph Geusic y Richard Smith, ambos construidos en los laboratorios Bell (Donald, *et.al*, 2017).

Las primeras investigaciones sobre tejidos blandos intraorales se llevaron a cabo empleando el láser de rubí de Leon Goldman, un dermatólogo que había experimentado con la remoción de tatuajes. Fue el primero en utilizar este láser sobre la estructura del diente en 1965: observó que se podía vaporizar la caries, pero que la cantidad de energía causaba cambios irreversibles y necrosis pulpar, por lo que se descartó su uso en Odontología (Convissar).

Los otorrinolaringólogos, cirujanos orales y periodoncistas fueron los primeros profesionales que utilizaron los láseres médicos intraoralmente para llevar a cabo una serie de aplicaciones quirúrgicas en los tejidos blandos, sin embargo, estos láseres médicos eran adaptados para su uso intraoral. El Dr. William D. Myers era oftalmólogo y fue uno de los primeros en introducir el láser en su consulta privada junto con su hermano, el odontólogo Michigan Dr. Terry D. Myers, ambos diseñaron un láser específico para las necesidades del profesional dental, el cual contaba con un panel de control que permitía utilizar parámetros seguros según las indicaciones y un sistema de fibra óptica flexible para facilitar su uso dentro de la cavidad oral (Convissar).

En 1989 la FDA permitió el uso del láser pulsado Nd:YAG para cirugía bucal de tejidos blandos. Un año después, el 3 de mayo de 1990, se presentó en Estados Unidos el primer láser diseñado específicamente para la Odontología general: el láser Nd:YAG dLase 300, desarrollado por Myers & Myers. Este suceso marcó el inicio de la utilización clínica del láser por parte de los dentistas, un desarrollo anticipado por un pionero en la cirugía con láser, León Goldman (Moradas, 2016).

Finalmente, en 1997 la FDA aprobó el uso del láser Er:YAG en tejidos dentales duros y, al año siguiente, el láser Er,Cr:YSGG, dispositivo que se estudiará en el presente trabajo. Actualmente se utilizan

numerosos láseres con distintas longitudes de onda para la Odontología y otros se encuentran aún en desarrollo (Moradas).

## 2. Fundamentos físicos del láser

---

### 2.1 La luz

Según Briceño *et al.* (2017), “la luz es una forma de energía electromagnética que viaja a una velocidad constante y se puede comportar como una onda o una partícula”. El fotón es la unidad fundamental de la luz y las ondas de fotones se pueden definir por dos propiedades: la amplitud y la longitud.

Por otro lado, Briceño *et al.* dice que “la amplitud se define como el tamaño total de la oscilación de onda desde la punta superior del pico hasta la parte inferior en un eje vertical”. Esta propiedad se relaciona con la cantidad de energía transportada en la onda, es decir, cuanto mayor es la amplitud, mayor es la cantidad de energía disponible y de trabajo útil que se puede realizar.

En palabras de Donald, *et al.* (2017): “la longitud de onda es definida como la distancia entre dos puntos correspondientes de la onda en el eje horizontal”, y se mide en nanómetros (nm: una milmillonésima de metro) o en micrómetros ( $\mu\text{m}$ : una millonésima de un metro), e indica cómo llega la luz láser al tejido y su interacción con el mismo.

La frecuencia es una propiedad de la onda que se refiere al número de oscilaciones por unidad de tiempo y es inversamente proporcional a la longitud de onda, es decir, cuanto más corta es la longitud de onda, mayor es la frecuencia y viceversa. Esta propiedad describe la cantidad de pulsos por segundo de la energía láser emitida y se mide en hertzios (Hz).

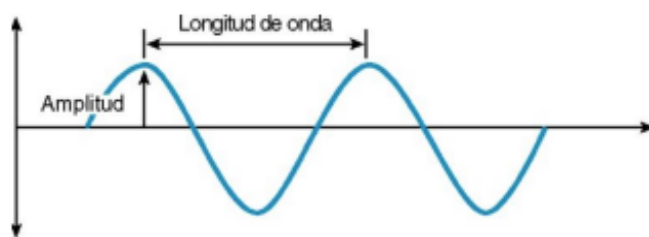


Imagen 1. Partes de una onda: longitud y amplitud (Convissar).

Para entender las propiedades de la luz láser es importante conocer las de la luz ordinaria (incluyendo la luz solar y artificial), la cual se caracteriza por ser multicromática, es decir, está compuesta por todas las longitudes de onda y los colores dentro del espectro visible (violeta, azul, cian, verde, amarillo, naranja y rojo). Por lo tanto, la luz no es focalizada y se dispersa en todas las direcciones.

## **2.2 Espectro electromagnético**

De acuerdo con Convissar (2012): “las ondas de luz producidas por el láser son una forma específica de radiación o energía electromagnética”. El espectro electromagnético es el conjunto de ondas de energía, es decir, todas las frecuencias y longitudes de onda de radiación. Está conformado por siete clases generales con un orden creciente de longitud de onda para describir la radiación: rayos gamma, rayos X, radiación ultravioleta, radiación visible, radiación infrarroja, microondas y ondas de radiofrecuencia.

Las ondas que tienen un efecto ionizante (menor de 500 nm) se encuentran ubicadas en el rango ultravioleta y se utilizan poco sobre tejidos en Odontología por producir secuelas mutagénicas del ADN. Las ondas no ionizantes (0,5  $\mu$  500 nm) de hasta 10,6  $\mu$  (10600 nm) están ubicadas en la luz infrarroja en una porción denominada radiación térmica. Todos los láseres dentales emiten una longitud de onda de luz visible y/o una longitud de onda infrarroja invisible en la porción del espectro no ionizante denominada radiación térmica del espectro electromagnético, ya que “el ojo humano responde a longitudes de onda de aproximadamente 380 a 750 nm, y esos dos números representan el violeta intenso y el rojo oscuro, respectivamente” (Olivi y Olivi, 2015, p. 54).

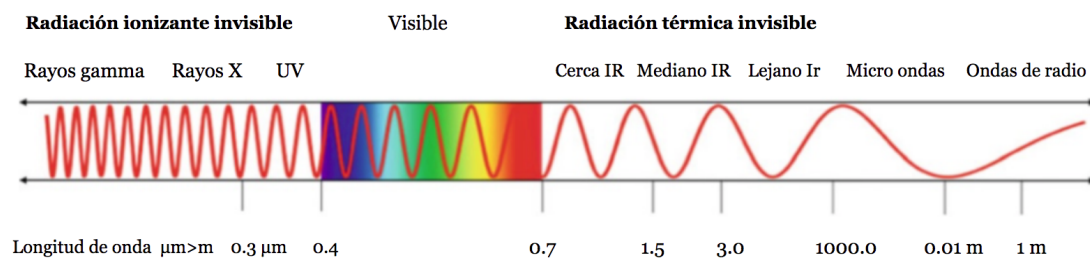


Imagen 2. Espectro electromagnético de luz desde los rayos gamma hasta longitudes de onda de ondas radio, ultravioleta (UV) e infrarrojos (IR) (Olivi y Olivi).

## 2.3 Características de la luz láser

El término *laser* es el acrónimo de *light amplification by stimulated emission of radiation*, que en español se traduce como “amplificación de luz mediante emisión estimulada de radiación” (Calzavara, 2016). Las ondas de luz láser tienen las siguientes características:

1. Monocromatismo: El láser genera un haz de un sólo color con una determinada longitud de onda que puede ser visible o invisible dependiendo de su ubicación en el espectro electromagnético.
2. Colimación: Los haces que son emitidos a lo largo de una distancia son colimados, pues todas las ondas son paralelas entre sí, asegurando una “forma de onda constante emitida de la cavidad láser” (Briceño *et. al.*, 2017).
3. Coherencia: Cada onda de luz láser producida en un instrumento es idéntica, por lo que la amplitud y la frecuencia de todas las ondas de fotones son iguales y fáciles de transportar a largas distancias sin disiparse, por lo tanto, la luz láser es focalizada (Moradas).
4. Brillo: Debido al gran paralelismo y a la colimación de la luz láser el brillo se concentra incluso a grandes distancias (Moradas).

## 2.4 Componentes del láser

### 2.4.1 Amplificación

La amplificación “delimita el proceso que sucede al interior del láser y determina cómo se produce la luz láser” (Convissar). En Odontología hay dos tipos básicos de láseres: el primero se conoce como láser de diodo, que es compacto y funciona como semiconductor; el segundo abarca todos los demás láseres y tiene componentes distintos que, cuando se ensamblan, ocupan un espacio más grande. Ambos tipos tienen en común una *cavidad láser* en el centro, la cual está conformada por un medio activo, un mecanismo de bombeo y un resonador.

- Medio activo

Se refiere a los elementos, moléculas o compuestos químicos que está estimulando, y son los que le otorgan nombre a los diferentes láseres que existen, que pueden ser:

“un contenedor de gas, como una cámara de gas dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) en un láser de CO<sub>2</sub>; un cristal sólido como un cristal de itrio, aluminio y granate (YAG) en un láser de erbio (Er) YAG o un láser de neodimio (Nd) YAG; un semiconductor de estado sólido, como los semiconductores que se encuentran en los láseres de diodo” (Convissar).

El medio activo determina la longitud de onda específica, pues los átomos de ese material absorben la energía y luego la emiten.

- Mecanismo de bombeo

Es una fuente de energía externa (circuito eléctrico, bobina eléctrica, etc.) que se encuentra alrededor del medio activo y bombea energía a los átomos o moléculas para excitarlos en la capa más externa del medio activo. Cuando esta energía es absorbida en el nivel exterior, los electrones saltan hacia el siguiente nivel superior más alejado del núcleo, que está en un nivel de energía más alto. En este punto se produce un fenómeno denominado *inversión de población*, donde se observan más electrones con energía alta (excitados) que electrones con energía inicial



(1). Los electrones en este estado excitado liberan después esta energía en forma de un fotón y vuelven a su estado de reposo. A todo este proceso se le conoce como *emisión espontánea* (descrito por Bohr en 1913), al cual, en las condiciones adecuadas, le sucede después la *emisión estimulada* (Gounder y Gounder, 2016).

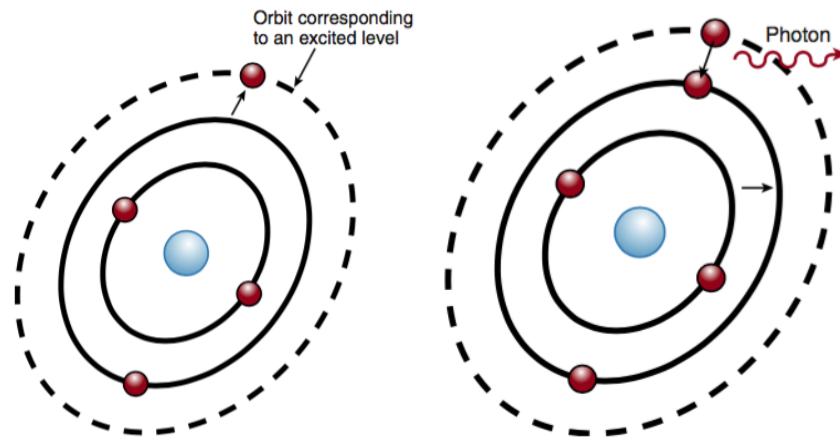


Imagen 3. Emisión espontánea: a) Un átomo de un medio activo en estado excitado. b) Un átomo de un medio activo emite espontáneamente un fotón y regresa a una órbita estable liberando la misma energía que ha absorbido (Convissar).

- Resonador o cavidad óptica

En la mayoría de los láseres hay dos espejos, uno en cada extremo de la cavidad óptica, los cuales están colocados de forma paralela entre sí y actúan como resonadores ópticos. Su función es reflejar las ondas para ayudar a colimar y a amplificar el haz que se está formando (Donald, *et. al.*).

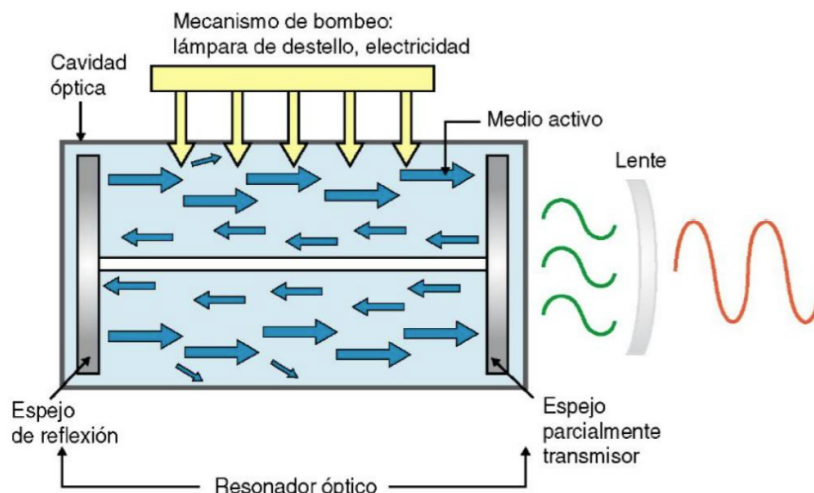


Imagen 4. Láser con medio activo, gas o sólido, como el dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) o láser Nd:YAG (Convissar).

### 2.4.2 Emisión estimulada

En palabras de Briceño *et al.*, “la *emisión estimulada* se define como el proceso por el cual los haces de luz láser son producidos dentro de la cavidad láser”. Como se dijo anteriormente, la teoría de la emisión estimulada fue postulada por Albert Einstein en 1916 y se basó en las teorías de Max Planck y Niels Bohr .

Esta teoría explica que durante el proceso de emisión espontánea, antes de que el electrón excitado regrese a un nivel más bajo de energía y libere un fotón, es decir, que aún se encuentre en una condición de equilibrio inestable, se puede volver a estimular al átomo con un cuanto de energía (fotón) para que libere una cantidad doble de fotones. Estos fotones son idénticos en fase, dirección y longitud de onda, “son entonces capaces de energizar más átomos en una progresión geométrica, que posteriormente produce la emisión de fotones idénticos adicionales, dando lugar a una amplificación de la energía lumínica y produciendo de esta forma un haz láser” (Olivi y Olivi). Por lo tanto, cuanto mayor sea el estímulo, mayor será la cantidad de fotones que libera.

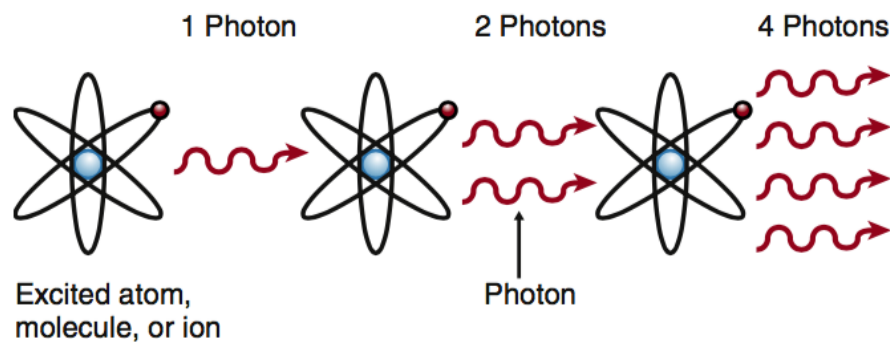


Imagen 5. Amplificación de la luz por emisión estimulada de radiación (Convissar)

### 2.4.3 Sistemas de entrega

Para que la energía láser llegue al sitio en donde se quiere usar se utilizan varios medios o sistemas como una fibra óptica, una guía de ondas huecas y/o un brazo articulado. Todos los láseres que son de luz

invisible (Nd:YAG, CO2, erbio y diodo) están equipados con una luz guía que puede ser un láser o una luz independiente.

Los láseres dentales se pueden emplear con o sin contacto: cuando se utilizan en contacto puede ayudar a entrar a zonas de difícil acceso, como cuando se elimina tejido de granulación en una bolsa periodontal. Cuando se utiliza sin contacto (con una luz guía que apunta a una cierta distancia) ayuda a seguir varios contornos de tejido.

- Fibra óptica

Este sistema es el más fácil de usar en la cavidad bucal debido a su flexibilidad, los láseres que lo utilizan son los que se encuentran en el espectro visible (445 y 532 nm), como el láser KTP, y los láseres que se encuentran en el infrarrojo cercano (de 810 a 1064 nm), como el láser Nd:YAG, cuya fibra óptica generalmente está hecha de cuarzo para entregar directamente la energía láser al tejido, haciendo contacto al utilizar una pieza de mano terminal con puntas angulares (Olivi y Olivi).

También, algunos láseres que se encuentran en el infrarrojo medio (2780-2940 nm) utilizan fibras ópticas más complejas, pero estas son de mayor diámetro y están hechas de zafiro o fluoruros con una pieza de mano terminal que sujeta las puntas. Un ejemplo de ellos son los láseres Erblio y los de CO2 (Olivi y Olivi).



Imagen 6. Un conjunto de fibra óptica (Donald, *et. al.*)

- Fibra hueca

Es un tubo flexible encamisado y está revestido en su parte interna por un reflectante como el yoduro el cual transmite energía láser a lo largo de su eje interno (Donald, *et. al.*). Estas fibras son muy flexibles y ligeras, sin embargo, su desventaja es que pierden energía con el tiempo. Algunos tipos de láser Er:YAG o de láser de CO<sub>2</sub> utilizan este medio de transmisión.

- Brazo articulado

Este sistema utiliza una serie de espejos conectados entre sí que provoca una transmisión de energía con poca dispersión, lo que lo convierte en el sistema más eficiente. El brazo tiene un contrapeso para facilitar el movimiento y el puerto de emisión láser está acoplado al primer tubo (se puede añadir una pieza de mano y una punta opcional al extremo) (Olivi y Olivi; Donald, *et. al.*).



Imagen 7. Sistema de entrega de brazo articulado (Donald, *et. al.*).

- Pieza de mano

Todos los sistemas dispensadores utilizan piezas de mano angulares o rectas. La pieza de mano ideal debe ser pequeña, liviana y manejable. Algunas piezas de mano no tienen una punta terminal, sino un espejo reflectante que funciona a una distancia del tejido (pieza de mano sin punta, sin contacto o de contacto lejano).

#### **2.4.4 Modos de emisión**

La energía de los láseres dentales se puede transmitir en dos modalidades distintas: onda continua y pulso de funcionamiento libre.

- Modo de onda continua o *continuous wave mode* (CW)

En este modo la energía se está transmitiendo de manera continua, es decir, a un único nivel de potencia durante el tiempo que el operador esté utilizando el láser (activando el pedal), lo que produce una interacción constante con los tejidos. Los láseres KTP, de diodo y de CO2 de modelos anteriores funcionan de esta manera (Donald, *et. al.*).

- Pulso de funcionamiento libre o free running pulse (FRP)

La potencia que se produce tiene un pico alto y un nivel medio bajo. Esta emisión se produce con ráfagas muy cortas de energía láser debido a un mecanismo de bombeo de encendido y apagado muy rápido. Los láseres Nd:YAG, Er: YAG y Er,Cr:YSGG y algunos dispositivos de dióxido de carbono funcionan como láseres de impulsos directos de funcionamiento libre (Donald, *et. al.*).

#### **2.4.4 Spot**

El diámetro del punto o *spot* en el tejido, es en donde se enfoca o focaliza la máxima energía del haz de luz láser y se utiliza para la cirugía de incisión y escisión. La cantidad de energía por mm<sup>2</sup> de tejido se denomina *fluencia* y tiene una relación inversa con el tamaño del *spot*. El *spot* se encuentra en la punta de la fibra para los láseres que utilizan el sistema de fibra óptica y para los láseres que trabajan sin contacto. El punto focal puede estar en cualquier lugar, desde 1 hasta 12 mm desde la superficie del tejido.

Para los láseres que trabajan sin contacto, la cercanía de la pieza determina el tamaño (o diámetro) del *spot*, y cada tamaño tiene diferentes efectos: cuando se está muy cerca se produce el tamaño de *spot* más pequeño, por lo que aumenta la transferencia y absorción del láser en el tejido. Cuando la pieza de mano se mueve alejándose un poco del tejido el haz se vuelve divergente (desenfocado), entrega menos energía y crea un tamaño de *spot* relativamente pequeño en la superficie del tejido que cubre una zona más amplia, esto es muy útil para producir hemostasia;

sin embargo, si la pieza de mano se aleja aún más, crea un tamaño de *spot* más grande en la superficie del tejido, provocando que la luz láser se disipe y no tenga ningún efecto sobre el tejido. En conclusión, entre más se aleje la pieza de mano del tejido, más aumentará el tamaño del *spot* y menor será la cantidad de energía (fluencia) es decir, se disipará; y por el contrario, entre menor sea el tamaño del *spot*, mayor será la fluencia.

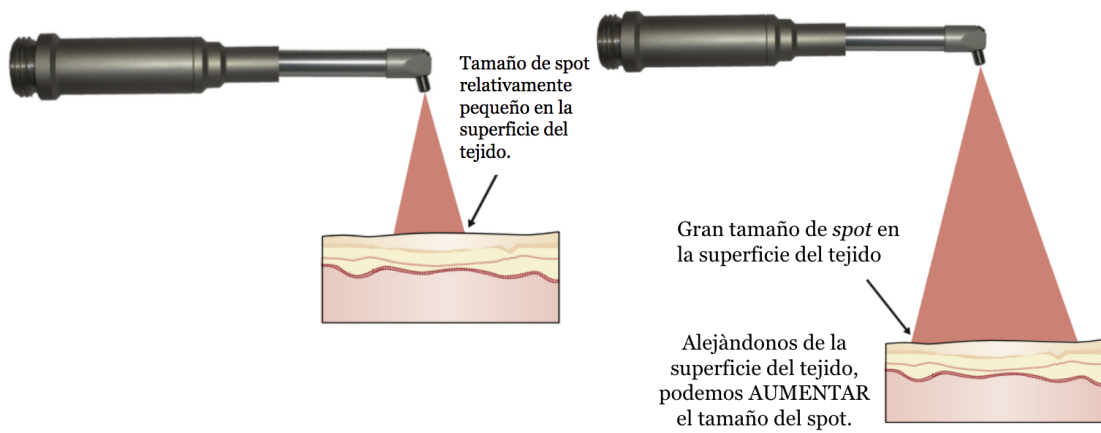


Imagen 8. Tamaños de spot provocados por la distancia de la pieza de mano con el tejido (Convissar).

### 3. Fundamentos biológicos del láser

---

#### 3.1 Interacciones del láser sobre los tejidos orales

La interacción de la luz láser con los tejidos sigue las reglas de la física óptica independientemente del tipo de láser que se utilice: un rayo láser puede reflejarse, absorberse, difundirse (o dispersarse) y transmitirse.

##### 1. Absorción

Es el efecto deseado que se pretende conseguir; para los láseres ubicados en el espectro del cercano infrarrojo, la absorción se encuentra en los elementos pigmentados como la hemoglobina y melanina, las cuales se denominan *cromóforos*, mientras que los láseres ubicados en el espectro infrarrojo más lejano presentan mayor absorción al agua de los tejidos.

La porción de energía láser absorbida por los tejidos es responsable de la mayoría de los efectos terapéuticos: se convierte en energía fototérmica, energía fotoquímica y energía fotomecánica-fotoacústica, según el tipo de láser, los parámetros y la emisión-modo utilizado (Olivi y Olivi; Briceño *et. al.*).

La teoría fotoquímica es la teoría más aceptada que se muestra para explicar los efectos y los mecanismos de los láseres, mediante los cuales la luz es absorbida por moléculas específicas provocando algunos eventos biológicos sobre los tejidos: “Según Smith, la primera ley de la fotoquímica es que la luz debe ser absorbida para que haya algún cambio en el tejido. La segunda ley habla que no todas las longitudes de onda producen los mismos cambios fotobiológicos en los tejidos” (Briceño *et al.*).

- Efecto fototérmico

La energía láser es transformada en calor, ya que al contactar con el tejido se produce un aumento de la temperatura. Dependiendo de la temperatura que se alcance, las principales interacciones fototérmicas son: incisión/escisión de los tejidos, ablación/vaporización y hemostasia/coagulación. Cuando se alcanza una temperatura entre 37 y

50 °C se produce una inactivación bacteriana, y a partir de los 60° C la hemoglobina de los eritrocitos se empieza a desnaturalizar atrayendo plaquetas, por lo que se isquemia el tejido y se produce la *coagulación* (Briceño *et. al.*).

Si la temperatura aumenta y es mayor a 100° C se produce vaporización de agua, es decir, las moléculas del agua de las células se hinchan y explotan. A este proceso se le denomina *ablación*. El efecto térmico de la energía láser afecta principalmente al contenido de agua del tejido. El tejido blando está compuesto por una alta cantidad de agua, por lo que la escisión/incisión del tejido blando se produce a la temperatura mencionada. La vaporización también es responsable de la esterilización de la herida, pues también se vaporizan todas las bacterias superficiales. Como las células son vaporizadas, no se liberan mediadores químicos de la inflamación, por lo tanto, el láser tiene un efecto antiinflamatorio y una mayor capacidad de cicatrización en los tejidos. Por ello, el láser tiene mejores efectos postoperatorios comparados con con la terapia quirúrgica convencional (Briceño *et. al*; Donald, *et. al.*).

En cambio, si la temperatura aumenta hasta los 200 °C el tejido sufre *carbonización*, es decir, se deshidrata e impide la ablación normal del tejido y provoca necrosis tisular.

- Efecto fotoquímico

El láser puede estimular y/o acelerar reacciones químicas como el fotocurado de una resina, un agente blanqueador sobre el esmalte o efectos de fluorescencia para detección de caries o la denominada terapia fotoquímica, “en donde gracias a la interacción de una sustancia sensibilizadora (generalmente un pigmento afín al láser) con el láser produce un radical de oxígeno con propiedades específicas que ayuda a desinfectar bolsas periodontales y canales endodónticos” (Briceño *et. al.*).

- Efecto fotomecánico

Este efecto produce una onda de choque con efecto vibratorio y se ha reportado su eficacia en la eliminación de caries y descontaminación de conductos radiculares antes de la obturación final.



## 2. Reflexión

En esta interacción, el láser se redirige desde la superficie sin dañar al tejido diana, sin embargo, puede ser peligrosa, ya que esta energía podría ser redirigida a otro tejido diana como los ojos. La radiación láser es potencialmente dañina para las estructuras del ojo y, por ello, es importante utilizar protección facial y ocular durante el uso de este dispositivo. Un ejemplo de reflexión sería la interacción de un láser de CO<sub>2</sub> y los implantes de titanio. La energía del láser de CO<sub>2</sub> es reflejada por los implantes y podría ser redirigida a los ojos del operador (Convissar).

## 3. Dispersión

La dispersión es la capacidad de la energía para propagarse más en profundidad y provoca que la energía se disemine, debilitando así su potencial de acción. Este fenómeno es predominante con los láseres infrarrojos cercanos. La porción de energía luminosa difundida en los tejidos de estas longitudes de onda láser es responsable de los efectos de bioestimulación y descontaminación profunda en el tejido. Sin embargo, la dispersión del haz de láser podría causar también la transferencia de calor al tejido adyacente en la zona que se esté tratando, y se podría producir un daño no deseado (Olivi y Olivi).

## 4. Transmisión

La transmisión es el paso directo de la energía láser a través del tejido sin ningún efecto sobre el tejido diana: es lo contrario a la absorción. Cada longitud de onda presenta una capacidad de penetración diferente. Es muy importante tener esto en cuenta para no presentar efectos dañinos sobre otros tejidos. Por ejemplo, los láseres de CO<sub>2</sub> y de erbio interactúan con la cornea y el cristalino (parte superficial del ojo), mientras que los láseres Nd:YAG y de diodo se transmiten a través de la esclerótica hasta la retina, es decir, hasta la parte más profunda del ojo. La reflexión, la difusión y la transferencia no son efectos deseados del láser, mientras que sí lo es su absorción (Convissar).

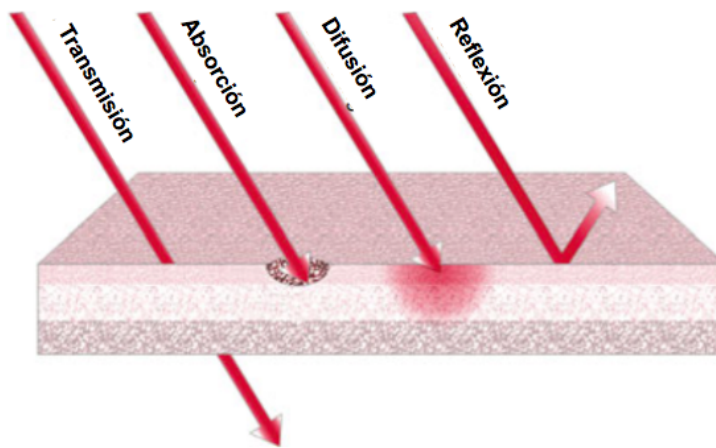


Imagen 9. Interacciones de la luz láser con el tejido: La luz puede ser reflejada, absorbida, dispersada o transmitida (Olivi y Olivi).

### 3.2 Propiedades ópticas de los tejidos orales

Como ya se mencionó anteriormente, el objetivo terapéutico del láser es su absorción en los tejidos orales, lo cual depende de la longitud de onda que se maneje. Cada longitud tiene su propio coeficiente de absorción con los principales componentes hísticos de los tejidos orales, como el contenido de agua, pigmento, sangre y minerales (Convissar).

Las longitudes de onda más cortas ubicadas en el espectro del cercano infrarrojo (500 a 1000 nm aproximadamente) se absorben fácilmente en el tejido pigmentado como la melanina y la hemoglobina, denominados  *Cromóforos*. En cambio, las ondas más largas ubicadas en el espectro infrarrojo presentan mayor afinidad al agua de los tejidos (Shreya *et al.*, 2019). El agua que contienen todos los tejidos biológicos absorbe las longitudes de onda de los láseres erbio (Er:YAG y Er,Cr:YSGG), seguidas por la longitud de onda del láser CO<sub>2</sub> y también, el agua permite la transmisión de los láseres de longitud de onda más corta como el láser de diodo y el Nd:YA.

Los tejidos dentales están compuestos por una combinación de componentes para los tratamientos de los tejidos blandos, el clínico puede utilizar cualquier longitud de onda disponible, porque todos los láseres dentales son absorbidos por uno o más de los

componentes del tejido blando. Sin embargo, para el tejido duro, los láseres de erbio con pulsos de muy corta duración producen fácilmente la ablación de las capas de tejido calcificado con efectos térmicos mínimos (Convissar ).

Las longitudes de onda más cortas tienden a penetrar en el tejido blando a profundidades de 2-6 mm produciendo una dispersión significativa. Las longitudes de onda más largas se atenúan en o cerca de la superficie del tejido debido al contenido de agua del tejido celular. “Cuanto más penetra la energía láser, más se dispersa y distribuye por todo el tejido” (Shreya *et al.*). Por lo tanto, cada longitud de onda presenta una capacidad de penetración y absorción diferente, que se debe tener en cuenta para no presentar efectos negativos sobre los tejidos. Por ejemplo, una longitud de onda compatible con cromóforos que penetre sobre el hueso puede producir necrosis.

## 4. Láseres en Odontología

### 4.1 Clasificaciones del láser

Existen distintas clasificaciones de láser según diversos criterios:

1. Dependiendo de la longitud de onda: en rojos visibles con una longitud de onda de 350-750 nm e infrarrojos invisibles, en donde se incluyen los láseres que pertenecen a la porción cercana, media o lejana del espectro infrarrojo. Estos tipos de láser no son visibles al ojo humano, por lo que se requieren haces de luces visibles como apuntadores (Briceño *et. al.*).

Tabla 1. Clasificación de los láseres en Odontología de acuerdo a su longitud de onda.	
Láseres rojo visibles	Láseres infrarrojos invisibles
<ul style="list-style-type: none"><li>• Láser de argón con longitud de onda azul (488 nm)</li><li>• Láser de argón con longitud de onda azul-verde (514 nm)</li><li>• Láser KTP (potasio titanil fosfato de 532 nm)</li><li>• Láseres de baja densidad de potencia (longitudes de onda no quirúrgicas rojas):<ul style="list-style-type: none"><li>-Fotobiomodulación (635 nm)</li><li>-Detección de caries: (655 nm)</li></ul></li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Láseres de diodos (800 – 980 nm)</li><li>• Nd:YAG (1,064 nm)</li><li>• Er:YAG (2.940nm)</li><li>• Er,Cr:YSGG (2,780 nm)</li><li>• CO2 (10,600 nm)</li></ul>

1. Dependiendo del medio activo: láser en estado sólido (Er,Cr:YSGG, Nd:YAP) y láser en estado líquido o gaseoso (CO2, Argón, Helio-Neón) (Calzavara).
2. Dependiendo de la temperatura que alcance el tejido: los láseres blandos o *soft laser* (*Low level laser therapy-LLL*T), también conocidos como láseres fríos, pues no generan calor. Incluye todos los láser cuya potencia de emisión es inferior a 50 mW que no producen aumento de temperatura y que generan efectos

directamente sobre cicatrización y regeneración celular, denominados *efectos bioestimuladores*. En esta categoría se incluyen el láser KTP y los láseres de diodo de 635-675, 810, 940 y 1.064 nm. Los láseres duros, llamados quirúrgicos o de alta potencia (*HLLT: high level laser therapy*), producen un efecto térmico sobre los tejidos, lo cual se traduce en cortes muy precisos, vaporización y coagulación de vasos de pequeño calibre (Briceño *et. al.*).

- Según su uso clínico en odontología: láseres de tejido blando, láseres de diodo, KTP (532 nm), Nd:YAG (1,064 nm), Nd:YAP (1,340 nm) y CO<sub>2</sub> (10,600 nm), láseres para tejidos duros y blandos; Er,Cr:YSGG (2,780 nm), Er:YAG (2.940nm) y CO<sub>2</sub> (9,300 nm), láseres para detección de caries; láser de diodo de 405 y 655 nm y láseres usados en la *HLLT: high level laser therapy* (Olivi y Olivi).

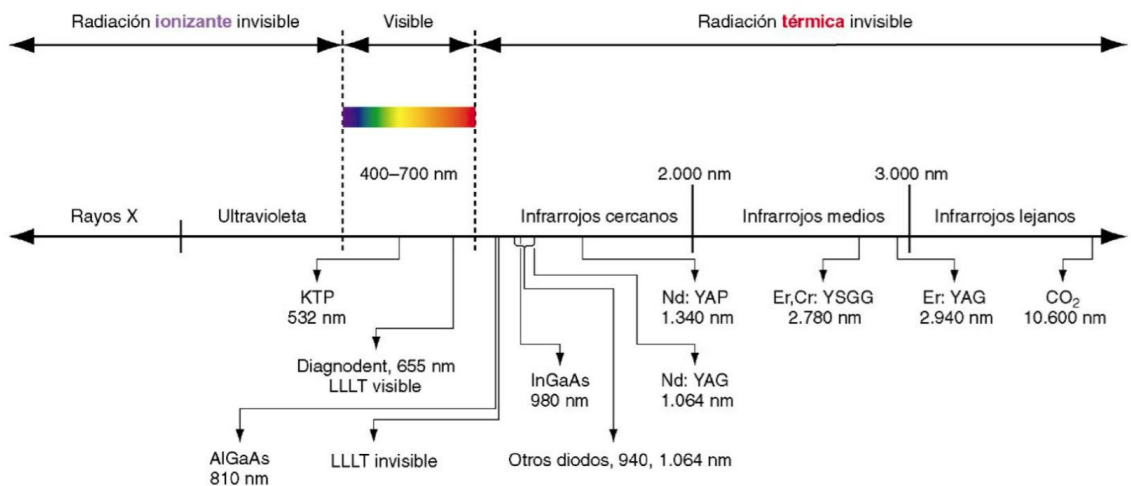


Imagen 10. Parte del espectro electromagnético que muestra la división de la porción visible ionizante y la porción no ionizante (Convissar).

## **4.2 Láseres más utilizados en Odontología**

### **4.2.1 Láser de argón (Ar)**

El argón es un láser visible con un medio activo de gas argón, el cual emite dos longitudes de onda que se utilizan en Odontología. La primera tiene una tonalidad de color verde con 514 nm de longitud de onda. La otra tiene una tonalidad de color azul con una longitud de onda de 488nm. Ambas permiten que sean absorbidas fácilmente por cromóforos (tejidos pigmentados) y poco absorbidas por el agua.

Su modo de entrega es mediante una fibra óptica en modos de onda continua y pulsado. Coincide con el láser-Nd:YAG en no tener una elevada absorción por los tejidos de la cavidad oral y en tener bastante penetración y difusión. Por lo tanto, las lesiones muy vascularizadas como el hemangioma o el tratamiento de la enfermedad periodontal aguda son las ideales para tratarse con este láser (Shreya *et al.*)

### **4.2.2 Láser de diodo**

El láser de diodo tiene un medio activo sólido fabricado a partir de cristales semiconductores que utilizan alguna combinación de aluminio o indio, galio y arsénico. Está ubicado en el espectro de radiación infrarroja (cercano) y la luz no visible. Su modo de entrega es mediante fibras ópticas con una pieza de mano. Funciona en modo de contacto y no contacto según el procedimiento y con una emisión de onda continua o pulsada. Está disponible en las siguientes longitudes de onda: 810-830 nm, 940 nm, 980 nm, y 1,064 nm, las cuales son absorbidas en tejidos con elementos cromóforos y penetran profundamente (2-3 mm o más en tejido blando, según la longitud de onda). Por esto, el láser de diodo es considerado un excelente agente hemostático. Al igual que el láser de argón, estos láseres son poco absorbidos por la estructura del diente, por lo que la cirugía de tejidos blandos, al igual que en un recontorneado gingival, se puede realizar de manera segura cerca del esmalte, la dentina

y el cemento. Además, está recomendado para coagular mucosa, encía y para el desbridamiento de surcos (Convissar; Calzavara; Shreya *et. al.*).

El médico debe usar aire y a veces agua para enfriar el sitio quirúrgico y continuar moviendo la fibra alrededor del área de tratamiento (Shreya *et al.*), sin embargo, los láseres más modernos en la longitud de onda de 980 nm ofrecen controles de tiempo de activación/desactivación que permiten que los tejidos se enfríen adecuadamente antes de recibir más energía. Además, algunos láseres de diodo de 980 nm tienen irrigación con agua para el enfriamiento y lavado del tejido durante su uso (Convissar).

#### **4.2.3 Láser Neodimio: Itrio-Aluminio-Granate (Nd:YAG)**

Es un láser que tiene como medio activo un cristal sólido de granate de itrio-aluminio, dopado con átomos de neodimio y está ubicado en el espectro de radiación infrarroja (cercano) y la luz no visible, por lo que utiliza un láser de He-Ne de color rojo para poder observarse. Su modo de entrega es mediante una fibra óptica para los procedimientos de contacto y no contacto, es un láser pulsado de circulación libre, por lo que permite el enfriamiento del tejido durante el tiempo de desactivación (Calzavara; Briceño *et. al.*).

Su longitud de onda es de 1,064 nm, la cual es absorbida en su mayoría por los elementos cromóforos y ligeramente absorbida por el agua. Es bactericida y proporciona una hemostasia excelente. Se puede utilizar para el modelado gingival, el contorneado estético de la encía y el tratamiento de úlceras orales. Además, el láser Nd: YAG se puede utilizar para eliminar la caries incipiente del esmalte, aunque no lo hace con tanta eficacia como los láseres de la familia erbio. La gran desventaja de este láser es que tiene la mayor profundidad de penetración de todos los láseres quirúrgicos dentales disponibles, ya que su longitud de onda es mal absorbida por el agua (el principal componente del tejido gingival), esto expone los los tejidos que se encuentran debajo de la superficie a

una elevada cantidad de energía que no se puede absorber rápidamente provocando transmisión y difusión, esta desventaja debe tenerse muy en cuenta por el odontólogo, ya que se puede causar daño al hueso subyacente o a la pulpa dental cuando se esté tratando el esmalte (Calzavara; Shreya *et. al*; Convissar)

La vaporización producida es más lenta que con otras longitudes de onda de mejor absorción como por ejemplo el láser de CO<sub>2</sub>, que realiza cortes profundos y si lo comparamos con este, el láser “Nd: YAG hace un corte muy superficial, con un espesor de tejido necrótico muy grande de 2-4mm” (Calzavara).

#### **4.2.4 Láser de CO<sub>2</sub>**

Es un láser que tiene un medio activo de gas con un tubo sellado que contiene una mezcla gaseosa con moléculas de CO<sub>2</sub>, está ubicado en el espectro de radiación infrarroja (lejano) y la luz no visible, por lo que utiliza un láser de He-Ne de color rojo para poder observarlo. Este láser no puede ser utilizado a través de fibra óptica, por lo que se utiliza una fibra flexible de 1,2 mm de diámetro con una pieza de mano de pequeño tamaño que permite su acceso en la cavidad oral y sólo actúa sin contacto con dos modalidades: una modalidad de corte (puntual) o de vaporización (desenfocada) (Calzavara).

Tiene una longitud de onda de 10,600 nm, por lo tanto, es absorbido por el agua presente en los tejidos (más que cualquier otra longitud de onda de láser de tejidos blandos) y, en menor grado, por el esmalte, la dentina, el cemento, el hueso, y el tejido conectivo. El tejido blando está constituido por un 90%-97% de agua, esto hace que tenga un alto nivel de absorción en la mucosa oral, consiguiendo así una alta capacidad de corte con una baja penetración (0,2-0,3 mm) sin provocar transmisión y reflexión de la energía láser. Según Calzavara, “es el más indicado para la cirugía oral y el más rápido en la eliminación del tejido blando” (pág. 25). Su gran capacidad de corte y coagulación brinda un campo quirúrgico despejado con poco dolor postoperatorio y su baja



capacidad de penetración es muy útil cuando se tratan lesiones de la mucosa. La apariencia del tejido después del corte con este láser tiene una apariencia negra/marrón causada por el residuo del carbón, la cual regresará a su aspecto natural después de 15 días (Maninagat *et al.*, 2019; Calzavara; Convissar).

Las desventajas de este láser son su volumen, alto costo y destrucción de tejido duro (Maninagat *et al.*).

#### **4.2.5 Láseres Erbio**

Hay dos longitudes de onda distintas que utilizan erbio: erbio, cromo YSGG (Er,Cr;YSGG a 2780 nm) y erbio YAG (Er:YAG a 2940 nm). Estos láseres se absorben de forma máxima en el agua, seguido de una alta absorción en hidroxiapatita y una mala absorción en hemoglobina. Gracias a su alta afinidad con el agua en los tejidos, estos láseres tienen un amplio campo de aplicaciones en Odontología, tanto en tejidos blandos como duros, por lo que se les denomina como láseres “para todo tejido”. La diferente absorción en agua de las dos longitudes de onda produce distintas capacidades de penetración, sin embargo, clínicamente es insignificante (Olivi y Olivi).

#### **4.2.6 Láser Erbio:YAG (Er:YAG)**

Es un láser que tiene como medio activo un cristal sólido de granate de itrio y aluminio dopado con erbio. Su modo de entrega es mediante una pieza de mano terminal a través de diferentes sistemas, entre los cuales la fibra óptica y el brazo articulado todavía están en uso y funciona con un modo de pulso de funcionamiento libre. Se encuentra ubicado en el espectro de radiación infrarroja (lejano) y la luz no visible, por lo que utiliza un láser de helio-neón para poder visualizarlo.

Tiene una longitud de onda de 2,940 nm, la cual es la más absorbida por el agua y la hidroxiapatita de todos los láseres disponibles

en Odontología. Esto permite que sea muy eficiente en la remoción de caries. Generalmente no se necesita anestesia local y produce márgenes limpios y nítidos en el esmalte y la dentina. Este láser tiene un efecto *fotomecánico* sobre los tejidos duros al producir una onda de choque con efecto vibratorio. Su capacidad de penetración es de 7  $\mu\text{m}$  en el esmalte, y de 5  $\mu\text{m}$  en la dentina, con daños mínimos y casi nulos en la pulpa por la baja penetración de energía que tiene. Esto lo convierte en el instrumento más eficaz para la ablación del esmalte y de la dentina de todos los láseres anteriores. Fue aprobado en 1997 por la FDA para su uso sobre tejidos duros como el esmalte, la dentina, el cemento y el hueso (Olivi y Olivi; Shreya *et al.*; Calzavara).

Tabla 2. Características principales de los láseres más usados en Odontología				
Láser	Longitud de onda (nm)	Medio activo	Modo de emisión	Usos generales
Argón	Verde (514 nm) y azul (488 nm) Visible	Gas: argón	CW	Procedimientos de tejidos blandos
Diodo	800 – 980 nm No visible	Sólido: cristales con alguna combinación de aluminio o indio, galio y arsénico	CW	Procedimientos de tejidos blandos
Nd:YAG	1,064 nm No visible	Sólido: cristal de granate de itrio-aluminio, dopado con átomos de neodimio	FRP	Procedimientos de tejidos blandos
CO <sub>2</sub>	10,600 nm No visible	Gas: mezcla con moléculas de CO <sub>2</sub>	CW, FRP	Procedimientos de tejidos blandos
Er:YAG	2,940 nm No visible	Sólido: cristal de granate de itrio-aluminio dopado con erbio	FRP	Procedimientos de tejidos blandos y procedimientos de tejidos duros

Er,Cr;YSGG	2,780 nm No visible	Sólido: Erblio, itrio dopado con cromo, escandio, galio, granate	FRP	Procedimientos de tejidos blandos, procedimientos de tejidos duros
------------	------------------------	--	-----	--

### 4.3 Low level laser therapy (LLLT) o fotobiomodulación (PBM)

Es una técnica que consiste en utilizar *láseres terapéuticos* o láseres fríos, los cuales se encuentran en la parte del rojo visible al infrarrojo casi invisible del espectro electromagnético (630-980 nm), que son absorbidos por elementos cromóforos y son utilizados no sólo en Odontología, sino también en Medicina y Fisioterapia. Los nombres de estos láseres están determinados por su medio activo al igual que los láseres quirúrgicos, como el láser de galio-aluminio-arsénico (GaAlAs) (Convissar).

La aplicación de esta energía en los tejidos genera efectos terapéuticos como la bioestimulación, la capacidad regenerativa y los efectos antiinflamatorios sin provocar un aumento de la temperatura. Es una técnica no quirúrgica que puede tener varias aplicaciones en Odontología: para acelerar la cicatrización de heridas, alivio del dolor dental, problemas de ATM, mucositis oral y reducción de la incidencia de edemas e inflamaciones.

El láser Er,Cr:YSGG es un láser quirúrgico y no se utiliza con ese propósito. La LLLT está contraindicada en pacientes con trastornos de la coagulación porque tiene un efecto directo sobre flujo sanguíneo y en casos de neoplasias porque estimula el crecimiento celular. En palabras de Maninagat *et al.*, “la FDA clasifica los láseres de bajo nivel como dispositivos de bajo riesgo porque no son dañinos”.

### 4.4 Interacciones del láser con materiales no biológicos

Durante el uso de los láseres, el clínico se encontrará con varios materiales de restauración no biológicos, los cuales pueden dar lugar a reflexión, absorción, dispersión, refracción o transmisión de energía. La

investigación sobre los efectos negativos de esta interacción accidental o intencional ha sido escasa:

Muchas publicaciones han afirmado que la energía láser se refleja en la superficie de las restauraciones metálicas y, por lo tanto, tiene pocas consecuencias, excepto para tener cuidado con las superficies reflectantes. De hecho, la energía láser de la mayoría de las longitudes de onda es absorbida por los metales. Los láseres se utilizan habitualmente en situaciones industriales para cortar y soldar acero, cobre y aluminio. (Donald, *et. al.*, )

#### 4.5 Parámetros del láser

La longitud de onda del láser tiene una emisión de energía única que no se puede alterar, sin embargo, el odontólogo puede ajustar varios parámetros de esa emisión desde el panel de control del láser y la posición de la pieza de mano en el tejido objetivo (*spot*).

- Energía y fluencia

La energía se define como la capacidad de realizar un trabajo y se entrega en forma de pulso. Su unidad es el joule (J) pero en Odontología se utiliza el milijoule (mJ) (Donald, *et. al.*). Por lo tanto, la energía del pulso es la cantidad de energía en un pulso. La *fluencia* se denomina como la cantidad de energía por mm<sup>2</sup> de tejido y se expresa como J / cm<sup>2</sup> y, como ya se vio anteriormente, tiene una relación directa con el tamaño del *spot* y en los efectos en el tejido. Estos conceptos son muy importantes, ya que los procedimientos de diferentes tejidos dentales requerirán varias fluencias para ser eficientes y seguros .

- Potencia y densidad de potencia

La potencia es la medida del trabajo completado durante un período de tiempo y se mide en vatios (W). Un vatio equivale a 1 joule entregado durante 1s. La densidad de potencia es la medida de la potencia utilizada por unidad de área y se expresa como W/cm<sup>2</sup>. También se le conoce como intensidad o resplandor (Donald, *et. al.*).

- Potencia media y máxima

A excepción del funcionamiento de onda continua, todos los láseres pueden producir emisión pulsada, es decir, pueden ocurrir varias explosiones de energía en un segundo. La potencia promedio es lo que experimenta el tejido durante la duración del procedimiento. La potencia máxima es la potencia de cada pulso (Donald, *et. al.*). Con los láseres de onda continua realmente no hay pico de potencia, y para cualquier láser pulsado la potencia media será menor que la potencia máxima .

- Pulsos

La frecuencia es la cantidad de pulsos por segundo de la energía láser emitida y se mide en hertzios (Hz). Cuando la frecuencia es alta, aumenta la velocidad y la potencia del láser con el tejido, provocando que éste tenga menos tiempo para su enfriamiento, ya que se disminuye el tiempo que existe entre un pulso y otro. La duración del pulso puede ser tan corta como un microsegundo. Al tiempo que existe entre un pulso y otro (en donde no se emite energía) se le denomina *intervalo de pulso* (Donald, *et. al.*).

La frecuencia es inversamente proporcional a la longitud de onda del láser, es decir, cuanto más corta es la longitud de onda, mayor es la frecuencia y viceversa.

- Tamaño del haz (*spot*) de la punta

Como ya se explicó anteriormente en el apartado 2.4.4, el tamaño del *spot* de los láseres que trabajan sin contacto tiene diferentes efectos sobre el tejido diana. Los láseres que trabajan con fibra óptica tienen su tamaño de *spot* indicado en las puntas láser, las cuales están disponibles en varios diámetros. Los tamaños típicos son 200, 300, 400 y 600 micrones (Donald, *et. al.*). Las medidas de densidad de potencia y fluencia se basarán en este diámetro y de esto depende su elección de uso.

Con la misma configuración de salida de un láser pueden suceder dos situaciones con puntas de dos diámetros distintos que podrían afectar la interacción con el tejido: 1) al elegir una punta de menor diámetro o

producir un área enfocada más pequeña aumentará la fluencia o la densidad de potencia; 2) al elegir una punta de mayor diámetro disminuirá la fluencia o la densidad de potencia. La figura 2.9 es un gráfico que muestra cómo la diferencia en los tamaños de las puntas afectaría la densidad de potencia.

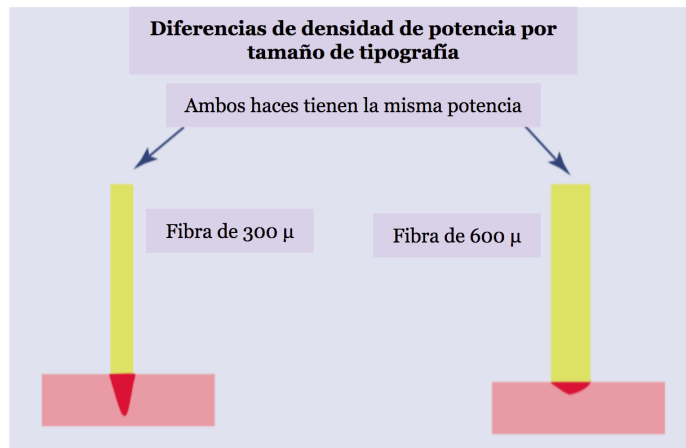


Imagen 11. Diferencia entre las áreas de densidad de potencia usando un tamaño de punta / haz de 300 micrones y un tamaño de punta / haz de 600 micrones (Donald, *et al.*)

Tabla 3. Terminología importante para el uso del láser		
Término	Definición	Abreviación
Energía	La capacidad de trabajar	J (joule) or mJ (millijoule)
Fluencia	Energía por área	J/cm <sup>2</sup>
Potencia	Trabajo realizado a lo largo del tiempo	W (watt)
Densidad de potencia	Potencia por área	W/cm <sup>2</sup>
Tamaño del haz	El área del rayo láser proyectado en el tejido	(Generalmente medido en micrones o milímetros)
Frecuencia	Cantidad de pulsos por segundo de la energía láser emitida	Hz
Describe los términos fundamentales que son notaciones comunes que se encuentran en los procedimientos clínicos.		

## 5. Láser Erbio, Cromo: Itrio-Escandio-Galio-Granet (Er,Cr;YSGG)

---

El láser Er:Cr:YSGG pertenece a la familia de los láseres erbio, es de alta potencia y tiene como medio activo un cristal sólido de escandio de itrio, granate de galio dopado con erbio y cromo. Utiliza un sistema de transmisión por fibra óptica con una pieza de mano terminal y puntas de zafiro o cuarzo en una mezcla de agua y aire en aerosol (*spray*). Tiene modo de emisión de pulsos de funcionamiento libre, es decir, liberando pulsos de energía alternados por momentos en los que la energía no se libera, y se repiten varias veces por segundo (ancho de pulso 50-150  $\mu$ s), que dan lugar a altos niveles de potencia pico (> 1000 vatios). Estos niveles de potencia dan como resultado una vaporización instantánea y explosiva del contenido de agua del esmalte y la dentina que conduce a la eliminación del tejido (Donald, *et al*; Olivi y Olivi).

Además, el láser Er:Cr:YSGG tiene una longitud de onda de 2,780 nm, la cual es altamente absorbida por el agua que se encuentra en los tejidos blandos, seguida de una alta absorción de la hidroxiapatita de los tejidos duros y una baja absorción de los elementos cromóforos. Junto con el láser Er:YAG, actualmente son las únicas dos longitudes de onda capaces de absorberse en gran medida dentro de los tejidos dentales, convirtiéndolo al Er:Cr:YSGG en la mejor opción para el tratamiento de tejidos duros. Este láser también puede cortar tejido blando, pero con menos capacidad hemostática que los láseres de tejido blando (Silva *et al.*, 2019; Calzavara).

En 1998 la FDA aprobó el uso del láser Er,Cr:YSGG en tejidos dentales duros (Moradas) y, en el año 2001, aprobó su uso en la cavidad oral para realizar incisiones, vaporizaciones o remoción y coagulación de los tejidos blandos (Calzavara). Las características de este láser permiten su uso en todas las ramas de la Odontología, siempre y cuando se utilice con parámetros clínicos seguros y aceptados.



Imagen 12. Unidad láser Er,Cr:YSGG equipada con fibra óptica (iPlus, Biolase, EE. UU.) y pieza de mano láser con spray de aire-agua integrado de forma coaxial (iPlus y Waterlase MD, Biolase, EE. UU) (Olivi y Olivi).

## 5.1 Interacciones del láser Er, Cr:YSGG con los tejidos duros y blandos

Es importante conocer la diferencia que existe entre el contenido de agua de los diversos tejidos duros (esmalte, dentina, hueso) y tejidos blandos para comprender los diferentes porcentajes de absorción y de ablación. Al considerar esto, podremos ajustar de forma segura y efectiva la configuración para la ablación con láser de los tejidos dentales.

- Características de los tejidos duros

El esmalte es un tejido cuyo elemento básico es el prisma adamantino, constituido por cristales de hidroxiapatita y se caracteriza por una estructura prismática con orientación radial (ortogonal) a la superficie del diente. Tiene un espesor de 2-3 mm en la punta de las cúspides y de 1-1,3 mm en las superficies vestibular y lingual (Barrancos y Barrancos). Según Olivi y Olivi (2015), “un esmalte sano es un tejido altamente mineralizado compuesto por 93-96% de hidroxiapatita, 3-5% de agua y 1% de tejido orgánico en peso”.



La dentina y la pulpa se consideran como una sola entidad conformada por dos tejidos que comparten funciones importantes. La dentina es una mezcla de fibras de colágeno mineralizadas que forman una arquitectura de túbulos intratubulares y peritubulares. Estos se extienden desde la pulpa hasta el esmalte dentario y son los que se exponen durante la preparación de la cavidad y hacen permeable a la dentina, ofreciendo una vía de entrada a los irritantes del tejido pulpar. A diferencia del esmalte sano, la dentina sana está menos mineralizada y tiene un mayor porcentaje de agua: “está compuesta por sólo un 65-70% de mineral, con un mayor contenido de tejido orgánico (18-20%) y agua (10%) en peso” (Olivi y Olivi, 2015). La pulpa se compone de células, fibras, matriz fundamental amorfa, nervios, vasos sanguíneos y linfáticos. Está conformada por un 75% de agua y un 25% de sustancia orgánica, por lo tanto, es el tejido dental con más contenido de agua y se debe tener cuidado en la ablación profunda de la cavidad cerca de la cámara pulpar (Barrancos y Barrancos, 2006).

Estos porcentajes de composición en esmalte y dentina son promedio, y dependen de factores como la edad, vitalidad, parafunciones y el contenido de flúor del esmalte, factores que influyen en la dureza de los tejidos. Además, también se debe considerar si el diente a tratar es deciduo o permanente, ya que su estructura y composición es distinta y debe estudiarse para su uso en Odontopediatría. Básicamente, en un diente con caries existe mayor contenido de agua (del 27 al 54% dependiendo del estadio de la lesión de caries), lo que resulta en una mejor absorción del láser Er,Cr:YSGG al ser más rápida y selectiva con el tejido cariado en comparación con el esmalte y la dentina sana.

- Interacción y efectos del láser Er,Cr:YSGG en los tejidos duros

La interacción de este láser con los tejidos duros y que determina su acción ablativa se refleja en tres efectos: fototérmico, fotomecánico y fotoacústico, los cuales ocurren rápidamente y se describen en el apartado 3.1. Las interacciones que se producen son el resultado de una acción fototérmica: el aumento de la temperatura (vaporización a 100 °C)

produce un aumento de presión sobre las moléculas de agua dentro de la dentina y el esmalte, las cuales exceden su capacidad de resistencia estructural y provocan que “exploten” o que se lleve a cabo una microexplosión dentro del tejido (efecto fotomecánico y acústico), eliminando así la estructura del diente sin producir carbonización.

- Efecto del spray del láser Er,Cr:YSGG

El láser Er,Cr:YSGG presenta de forma coaxial a la pieza de mano un *spray* de agua/aire o agua pulverizada, el cual se puede ajustar de forma individual. Según Olivi y Olivi: “ayuda a modular la energía láser absorbiéndola directamente antes de interactuar con el tejido para enfriar los tejidos”, evitando así, un aumento excesivo de la temperatura y cambios estructurales indeseables en la dentina y esmalte. Además, tiene un efecto de limpieza que ayuda a eliminar los desechos de la microexplosión producidos durante la ablación, por lo tanto, el papel del agua en este láser no es solamente el de actuar como un cromóforo diana para la ablación de tejidos duros.

El efecto del agua pulverizada sobre la eficacia de la ablación de los tejidos duros dentales con láseres de erbio sigue siendo objeto de investigación. Sobre esto, en un estudio realizado por Shinkai, *et.al.* (2018) se demostró que con el láser Er,Cr:YSGG “el porcentaje de aire/agua en aerosol en un rango de proporción relativamente alta no mostró efectos significativos en la eficacia del corte del esmalte, mientras que tuvo un efecto significativo en el corte de la dentina”. Con esto podemos concluir que la eficacia ablativa del láser sobre el esmalte podría no verse afectada por su escaso contenido de agua, sin embargo, es importante el manejo correcto de la dentina sana o infectada con un ajuste del porcentaje de agua/aire en el aerosol en el panel de operación según sea el caso. Por ejemplo, en caso de eliminar dentina cariada en una cavidad profunda cerca de la pulpa, lo recomendado sería un mayor porcentaje de aire en el *spray*, ya que este estudio también demostró que la cantidad de ablación en dentina fue menor con una alto porcentaje de aire al momento de rociar. La selectividad característica de este láser con

el tejido o material más rico en agua permite ser menos invasivo y manejar su rapidez de ablación con la modulación de la energía aplicada.

El enfriamiento con agua es obligatorio para la seguridad de la pulpa durante la ablación con el láser Er,Cr:YSGG de los tejidos dentales y la temperatura a la que se consigue la ablación no debería ser un tema preocupante, ya que incluso, es menor que la conseguida por la pieza de mano convencional.

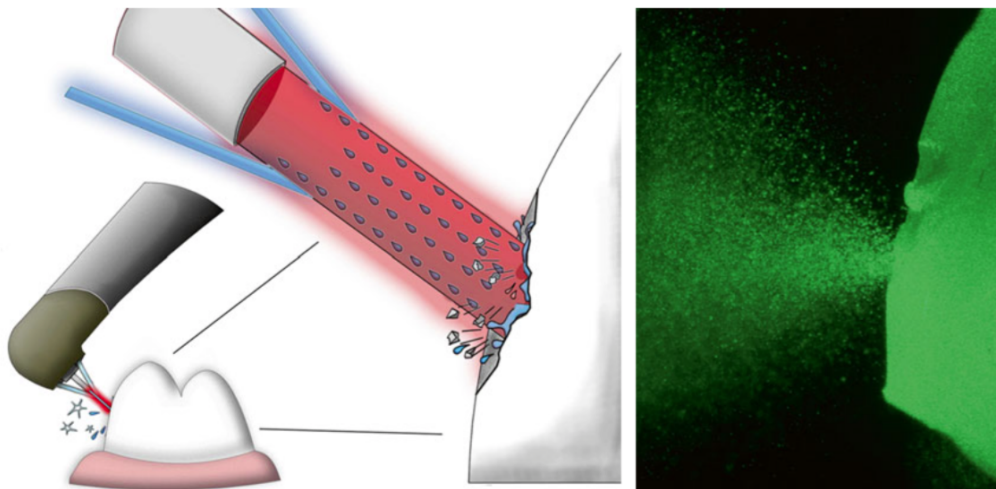


Imagen 13. Interacción del spray del láser Er,Cr:YSGG sobre el tejido durante la ablación de los tejidos dentales (Olivi y Olivi).

- Interacción y efectos del láser Er,Cr:YSGG en los tejidos blandos y el hueso

Los tejidos blandos orales se componen principalmente de agua, hemoglobina, melanina y tejidos orgánicos (colágeno y fibras elásticas). El tejido sano es en teoría menos vascularizado y el agua es su componente principal, por lo que se absorbe y vaporiza de manera eficaz durante la ablación del tejido blando con el láser Er,Cr:YSGG. En cambio, el tejido inflamado contiene más sangre y, por lo tanto, los elementos cromóforos estarán presentes en mayor proporción. Aunque la capacidad de coagulación de los láseres erbios es menor que la de otras longitudes de onda, es suficiente y eficaz para lograr un campo operatorio seco sin sangrado y para lograr una buena hemostasia. En estos casos se podría

considerar el uso de anestesia local con vasoconstrictor para afectar la vascularización y producir isquemia del tejido.

La ablación de tejidos blandos se puede realizar con anestesia tópica y no requiere en su mayoría de anestesia local. De hecho, en un estudio realizado por Khalighi *et. al.* (2020) sobre la mucosa bucal, se mostró que la irradiación con este láser antes del uso de un agente anestésico tópico aumenta la penetración de profundidad del fármaco en las capas mucosas más profundas, mejorando la absorción de ésta y la profundidad de inserción de la aguja sin dolor, lo cual es muy útil durante procedimientos de tejidos blando.

El tejido óseo del maxilar y la mandíbula se asemeja al de la dentina en términos de proporciones de minerales, proteínas y agua. El mayor contenido de agua y la menor densidad del hueso en comparación con el esmalte permiten un corte más rápido, mediante la dislocación de la hidroxiapatita y la escisión de la matriz de colágeno, esta facilidad de corte hace que láser Er,Cr:YSGG sea la opción preferida para la ablación ósea en comparación con otras longitudes de onda.

En los tejidos blandos y en el hueso también existe un control y seguridad en el aumento de temperatura gracias al *spray* que utiliza este láser. Sobre esto, Sindel, *et al.*, (2018) hizo un estudio comparativo del láser Er,Cr:YSGG y el láser de diodo (940 nm) sobre la generación de calor en el tejido blando y óseo, en donde “el láser Er,Cr: Ysgg de 6 W mostró menos generación de calor en comparación con el láser de diodo de 5 W [...] de manera similar, el láser de diodo de 1 W generó niveles más altos de calor en comparación con el láser Er,Cr: Ysgg de 2,75 W”. El grupo de láser Er,Cr:YSGG de 2,75 W mostró la generación de calor más baja entre otras configuraciones de láser de diodo y Er,Cr: YSGG, lo que proporciona una cirugía más segura con respecto al aumento de temperatura. Por lo tanto, podemos concluir que el calor generado con diferentes tipos de láser difiere (entre otros factores) con las diferentes salidas de potencia W (watt) y que los láseres de diodo deben usarse con

cuidado por su baja absorción en tejidos duros y por su alta capacidad de penetrar en los tejidos blandos.

Para la ablación de tejidos blandos y duros el odontólogo debe considerar además, el diámetro del haz (tamaño del spot), la distancia focalizada y desfocalizada, los hercios y la cantidad/tipo de enfriamiento (aire/agua) según sea el caso. Como ya se revisó anteriormente, el diámetro del haz tiene una relación directa con la cantidad de energía láser sobre la superficie (fluencia), ya que entre más pequeño sea el *spot* será más fácil obtener el efecto de ablación. Al colocar la punta en contacto con el tejido blando, la fluencia suele ser máxima, mientras que al aumentar la distancia, se reduce en aproximadamente un 70% a 0,5 mm, un 52% a 1 mm, un 32% a 2 mm, un 22% a 3 mm, y así sucesivamente. La eliminación de un tejido se produce con un nivel específico de energía a partir del valor “umbral” y debajo de éste, no se producirá la escisión. En cambio, por encima del umbral de 150-200 mJ, habría un aumento proporcional de la escisión, pero también un aumento del riesgo de alteraciones térmicas estructurales, sobre todo si el enfriamiento por pulverización es insuficiente (Donald, *et. al.*).

## **5. 2 Preparación de esmalte y dentina**

El láser Er,Cr:YSGG es un sistema de preparación diferente al convencional y podría ser considerado parte de la Odontología mínimamente invasiva, ya que elimina de manera selectiva y segura el tejido cariado sin la remoción innecesaria de tejido sano. Junto con los sistemas adhesivos actuales, permiten la preparación de todas las clases de cavidades de Black dejando a un lado el concepto de “prevención por extensión”. Por lo tanto, logran obtener una buena retención eliminando únicamente el tejido cariado sin preparar en exceso y sin provocar hipersensibilidad o una comunicación pulpar. Las propiedades de este láser mencionadas anteriormente, lo convierten en la mejor opción para el tratamiento de tejidos duros, es decir, para la remoción de caries en esmalte y dentina y para la preparación de cavidades.

La ablación de los tejidos duros (a los 100° C o más), con este láser se produce sin contacto con el diente (funciona en *modo sin contacto*), ni fricción, y vibración, por lo que permite una menor estimulación del nervio dentario y el calor disipado en el tejido es mínimo. Esto reduce el uso de anestésicos locales, e incluso, se puede prescindir de ellos, lo que posibilita realizar tratamientos en donde los anestésicos están prohibidos o limitados. Según Olivi y Olivi (2015): “el láser Er, Cr: YSGG penetra 21 µm en esmalte y 15 µm en la dentina”. Gracias a su absorción en estos tejidos, no provoca aumento de la temperatura en la pulpa subyacente, lo que reduce la sensibilidad postoperatoria y evita efectos negativos en la vitalidad pulpar. El resultado del esmalte después de la preparación de la cavidad es una superficie irregular y rugosa, sin microfracturas (por la ausencia de vibración) y sin evidencia de carbonización (Shinkai, *et al.*, 2018 y Verma *et al.*, 2015).

Las observaciones SEM (*Scanning Electron Microscope*) del láser y la superficie preparada con fresa observadas en la imagen 14 por Verma *et. al.* revelaron que “la superficie del diente con láser era irregular y también había ausencia de una capa de frotis con alguna evidencia de estructura del prisma; Las superficies del esmalte con corte de fresa sin “rasguños” no muestran la estructura del prisma debido al enmascaramiento por una capa de frotis difusa”.

La superficie dentinaria preparada con este láser muestra túbulos dentinarios abiertos, micro irregularidades (debido a la eliminación de la dentina intertubular) y ausencia de barrillo dentinario, el cual, dificulta la impregnación con el agente adhesivo. En este sentido, Silva *et. al.* (2019) “La dentina intertubular sufre una mayor ablación que la dentina peritubular, ya que tiene una mayor cantidad de agua, lo que hace que los túbulos dentinarios sobresalgan”. Todas estas características permiten mejores condiciones para la adhesión a dentina y la formación de la capa híbrida.

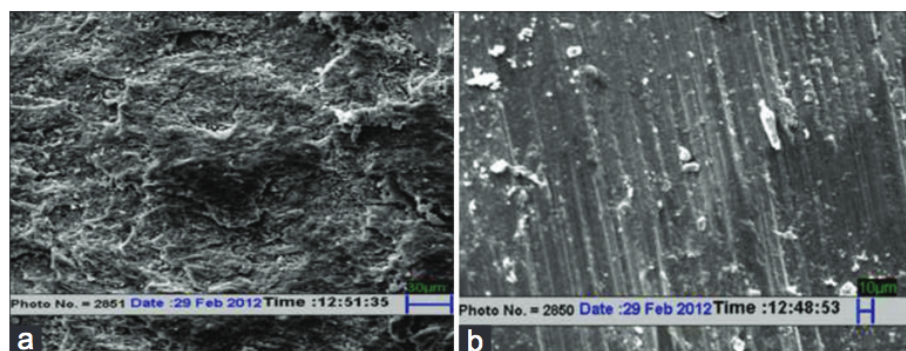


Imagen 14. Vista de microscopio electrónico de barrido de la superficie del diente, (a) preparado con láser, (b) preparado con fresa (Verma *et al.*).

Según Tudose y Biclesanu, 2020 “los estudios demuestran que el uso del láser Er Cr: YSGG 2.790 nm aumenta la resistencia del esmalte a la acción de los ácidos, reduciendo así el riesgo de caries secundaria” . La irradiación con este láser aumenta la resistencia a la desmineralización ácida, ya que altera la relación calcio/fosfato y conduce a la formación de compuestos más estables y menos solubles en el ácido. Esto es muy útil en pacientes con una alta susceptibilidad de caries y en general, en la Odontología preventiva. La temperatura que se necesita para lograr la ablación de los tejidos duros (vaporización) supera la temperatura a la que se produce la inactivación bacteriana (50 C°) por lo que se logra también, la vaporización de todas las bacterias superficiales y la desinfección de las cavidades preparadas con láser (efecto bactericida). También se puede utilizar el láser para desinfectar cavidades ya preparadas con pieza de mano: a 75 mJ, la energía daña las paredes celulares de las bacterias y se recomienda que la superficie dentinaria profunda se descontamine con 75 mJ, 10 Hz, con una alta relación aire-agua del aerosol.

Independientemente del instrumento que se utilice, después de la preparación, se debe llevar a cabo la desproteinización del tejido. El hipoclorito de sodio al 5% elimina residuos orgánicos, proteínas o la biopelícula con la finalidad de favorecer el uso de los adhesivos antes del uso del ácido grabador. Produce la división de las cadenas polipeptídicas

que se encuentran en las fibras de colágeno y deja inmune los prismas del esmalte para aumentar la penetración del adhesivo.

Comparando la preparación de cavidades realizada con una pieza de mano de alta velocidad, el láser produce un “sonido de estallido”, el cual, es menos ruidoso y es mejor aceptado por los pacientes ya que disminuye el estrés. La velocidad del corte con láser es menor, “un 80% más lenta en el esmalte y una velocidad comparable en dentina” (Calzavara, 2016), sin embargo, puede realizar la ablación de restauraciones con ionómero de vidrio y resinas compuestas. Una desventaja de los láseres erbio, además de su velocidad de corte, es que, según Convissar (2012): “no puede retirar coronas de oro o metal, porcelana vítrea ni restauraciones de amalgama” (pág. 139).

Tabla 4. Diferencia entre el uso del láser y una pieza de mano para la ablación de tejidos duros.		
	Láser Er,Cr:YSGG	Pieza de mano
Modo operativo	Sin contacto ni vibración	En contacto, vibración lenta
Ruido	Sonido de estallido	Sonido chillón y estridente
Control	-Sensación visual -Precisión a la vista	-Sensación táctil -Precisión por retroalimentación táctil
Aplicaciones clínicas	-Uso de tejidos blandos -Más lento en esmalte -Menos doloroso en dentina -No se puede quitar la amalgama -No es adecuada en la preparación para corona	-Sin uso de tejidos blandos > peligroso - Eliminación de esmalte más rápida -Más doloroso en dentina -Remueve amalgama -Apto para la preparación de coronas
Aplicaciones operativas	-Solo corte final -Efecto bactericida -Selectivo para tejidos cariados -Superficie limpia -Sin microfisuras	-Corte final y lateral -Sin efecto bactericida -No selectivo para caries -Producción de barrillo dentinario -Con posibles microfisuras



Aunque el láser es capaz de eliminar los materiales compuestos, no es aconsejable porque los restos micro explosionados contienen micropartículas de cuarzo, vidrio o circonio que podrían dañar la punta o el espejo de la pieza de mano láser. Es muy importante establecer todos los parámetros desde el panel de control, que pueden aumentar o disminuir la absorción de agua e hidroxiapatita y así, reducir los efectos negativos durante el proceso de ablación con láser (potencia, diámetro de la fibra, frecuencia del pulso, cantidad de agua y aire utilizados) (Shinkai, *et al.*, 2018). La tabla 4 muestra las diferencias que existen entre la preparación con pieza de mano y el láser.

- Otros láseres usados en la ablación dental

Como ya se mencionó anteriormente, los láseres erbio se absorben de forma máxima en el agua y en los tejidos duros. La longitud de onda del láser Er: YAG trabaja con el pico de absorción de agua (2940 nm) mientras que la longitud de onda del láser Er, Cr: YSGG es absorbida ligeramente menos por el agua (300% menos) a 2780 nm. La diferencia de absorción se refleja en una discrepancia de penetración; Er: YAG penetra aproximadamente 7  $\mu\text{m}$  en el esmalte y 5  $\mu\text{m}$  en la dentina, mientras que Er, Cr: YSGG penetra tres veces más profundo (21  $\mu\text{m}$  en el esmalte y 15  $\mu\text{m}$  en la dentina). Sin embargo, esta discrepancia no tiene una relevancia clínica importante, ya que en ambos la difusión es casi insignificante, la velocidad de ablación es la misma y se puede trabajar cerca del tejido pulpar sin riesgo de elevación de temperatura y daño a la vitalidad pulpar (Olivi y Olivi).

Otros láseres como el de CO<sub>2</sub> y Nd:YAG pueden provocar cambios en la superficie del esmalte, sin embargo, no son aptos para la preparación de la cavidad ya que tienden a provocar fisuras, grietas, o focos crateriformes de fusión. Nd:YAG tiene una longitud de onda de 1,064, nm la cual, es mal absorbida en los tejidos duros y tiene la mayor profundidad de penetración de todos los láseres quirúrgicos, por lo que puede causar daño pulpar cuando se esté tratando el esmalte.

- Parámetros recomendados para tejidos duros

Cada fabricante de láser muestra un grupo diferente de parámetros recomendados para cada tratamiento específico con el propósito de brindarle al odontólogo seguridad y practicidad durante su uso. Sin embargo, el operador debe poder elegir con precisión los parámetros del láser para realizar la ablación de manera eficiente sin dañar los tejidos a su alrededor. Algunos de los parámetros recomendados en la literatura con este láser para los tejidos duros son los siguientes:

Tabla 5. Parámetros clínicos sugeridos para el láser Er, Cr: YSGG (MD e iPlus, Biolase; CA, EE. UU) en dientes anteriores y posteriores permanentes			
	Energía	Pulso	Tip
Ablación del esmalte	Dientes anteriores 200 > 250 mJ Dientes posteriores 200 > 300 mJ	20 > 15 pps	1.1 mm 600 µm
Ablación de dentina	Dientes anteriores 180 > 100 mJ Dientes posteriores 200 > 100 mJ	20 > 15 pps	600 µm
Descontaminación de la dentina	75 mJ	10 pps	600 µm
Remoción de caries	<150 mJ	20 > 15 pps	600 µm
Acondicionamiento del esmalte	50–75 mJ	25 > 50 pps	1.1 mm 600 µm
Acondicionamiento de la dentina	40–50 mJ	15 > 10 pps	600 µm
En todos los tratamientos se utilizó una duración de pulso de 140 µs			

- Terapia pulpar vital

Como se mencionó anteriormente, la capacidad de coagulación de los láseres erbio es menor que la de otras longitudes de onda, pero es suficiente para lograr un campo operatorio seco sin sangrado. El área coagulada que se forma es más superficial que la que se crea con otras longitudes de onda o cuando se utilizan agentes químicos de recubrimiento pulpar, permitiendo el desarrollo de un puente dentinario más coronal.

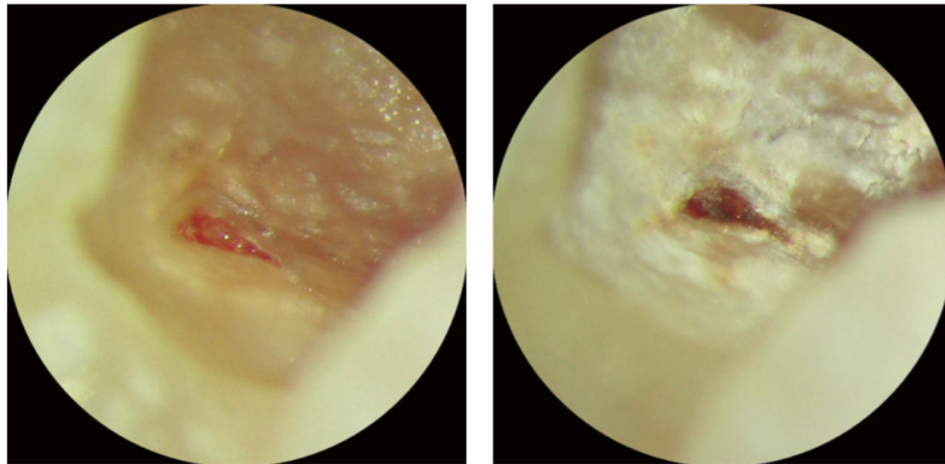


Imagen 15. Er,Cr:YSGG con una punta de 600  $\mu\text{m}$ , a 25 mJ, 10 Hz y sin agua (Olivi y Olivi).

En un estudio clínico Olivi y Olivi reportaron “una tasa de éxito del 80% después de 4 años usando un láser Er, Cr: YSGG e hidróxido de calcio como agente de recubrimiento pulpar en dientes posteriores con caries” (pág 239), con ausencia de síntomas y translucidez apical. No existen parámetros determinados para este fin, sin embargo, el autor recomienda el siguiente protocolo para la terapia de recubrimiento pulpar en dientes vitales utilizando el láser erbio, el cual, se realiza en modo sin contacto:

1. Descontaminación con los parámetros recomendados con el láser para obtener un campo limpio.
2. Descontaminación de la pulpa expuesta: se realiza reduciendo ligeramente la energía (50 mJ, 10 Hz) e irradiando de forma suave durante 15-20 segundos. Durante este proceso, la pulpa sangrará ligeramente, por lo que se retirará la pieza de mano (modo desenfocado con aire y sin agua) para producir la hemostasia/coagulación, la cual, para el láser Er,Cr:YSGG se obtiene con muy baja energía (10-25 mJ, 10 Hz con punta de 600  $\mu\text{m}$ ).
3. Una vez coagulada la superficie de la pulpa, se coloca una capa de hidróxido de calcio. Debido a la escasa adhesión de este material a la interfase dentina-pulpa y la contracción de polimerización en la

interfase, el autor recomienda colocar una segunda capa presionando sobre el margen dentinario de la exposición con el fin de asegurar una mayor adherencia del hidróxido de calcio.

4. Grabado periférico y aplicación del sistema adhesivo seguido de una primera capa de composite fluido para completar el sellado.

### **5.3 Adhesión en esmalte y dentina**

La adhesión se define como la propensión de partículas y/o superficies diferentes a unirse entre sí. En Odontología se refiere a la unión de dos sustratos, los cuales, son en la mayoría de los casos el adhesivo dental y el diente. Esta se consigue por la formación de la capa híbrida, la cual es creada cuando la matriz de colágeno desmineralizado de la dentina es infiltrada por los monómeros de resina del adhesivo, en otras palabras, la capa híbrida es una zona de interconexión entre el adhesivo y la dentina (Olivi y Olivi). Existen factores que intervienen en la adhesión, como por ejemplo, la limpieza/contaminación del sustrato, la presencia de humedad, la rugosidad, el acondicionamiento de la superficie y el mismo material adhesivo (viscosidad).

Mecanismos de adhesión en el diente:

1. Adhesión mecánica: ocurre cuando se crean micro irregularidades en el esmalte mediante el grabado ácido, con el objetivo de permitir que los materiales adhesivos fluyan en estos huecos y se puedan entrelazar y crear los “tags de resina”.
2. Adhesión química: sucede por la unión química entre el componente inorgánico del esmalte (hidroxiapatita) o los componentes orgánicos de la dentina (principalmente colágeno tipo 1) y los monómeros funcionales como por ejemplo, el 10-MDP de los adhesivos dentales, formando un compuesto en su unión o interfaz.
3. Adhesión física: se refiere a la unión que se produce por las fuerzas de unión secundarias como las fuerzas de van der Waals o

los enlaces de hidrógeno. Para conseguirlo, el adhesivo y el sustrato deben poder acercarse mucho, es decir, el adhesivo debe mojarse o adsorberse fácilmente sobre el sustrato.

Desde la introducción de la técnica de grabado ácido por Michael Buonocore en 1955, los sistemas de unión dental han evolucionado rápidamente con variaciones en la química, los mecanismos, las técnicas y la eficiencia. Esta evolución ha terminado con los adhesivos “todo en uno”, en donde se simplifica el grabado, la imprimación y la unión en una sola solución/bote. Los sistemas adhesivos se pueden clasificar de acuerdo a su estrategia de adhesión en dentina y esmalte:

1. Adhesivos de grabado y enjuague (*etch and rinse*): Pueden ser de tres pasos (cuarta generación) y de dos pasos (quinta generación).
2. Adhesivos de autograbado (*self etch*): Pueden ser de dos pasos (quinta generación) y de un sólo paso (séptima generación). Los adhesivos de un sólo paso se dividen en: a) dos componentes para mezclar antes de la aplicación, b) de un sólo componente (únicos adhesivos todo en uno verdaderos y c) adhesivos universales.

Como se ha mencionado anteriormente, existen diferencias entre la superficie preparada con fresas y con láser, siendo la superficie del esmalte preparada con láser más irregular y rugosa con prismas y varillas en forma de ojo de cerradura típicos. Además, la duración del pulso de los láseres erbio está relacionada con la capacidad de ablación con láser y la morfología de la superficie, que son un factor muy importante para la fuerza de unión de los adhesivos en el esmalte y la dentina.

- Adhesión en esmalte

El láser Er,Cr:YSGG ha demostrado ser una alternativa útil para grabar la superficie dental, ya que no existe una diferencia significativa entre la desmineralización del esmalte con el láser y el grabado con ácido. La preparación del esmalte con láser no interfiere con los sistemas de grabado y adhesivos universales, e incluso, la ausencia de barrillo dentinario que se produce ayuda a mejorar la adhesión (Donald, *et. al.*). Olivi y Olivi consideran que el término “grabado con láser” es insuficiente y

no aporta un beneficio de valor agregado, proponen el “acondicionamiento con láser” como un término más exacto para describir el efecto ablativo reducido por encima del umbral de ablación.

En el estudio realizado por Verma, *et al.* se demostró que “los valores más altos de resistencia de la unión se observaron en el grupo grabado con ácido preparado con láser, seguido del grupo grabado con ácido preparado con fresa y la diferencia entre ambos grupos fueron estadísticamente insignificantes” . Aunque el valor de fuerza de unión que se logra mediante la preparación con láser sin el uso de ácido grabador u otro tratamiento en este estudio es clínicamente aceptable para la colocación de una resina, sigue siendo menor al grupo de grabado con ácido preparado con fresa.

Olivi y Olivi reportan que el grabado con ácido de los márgenes del esmalte da como resultado una mejor resistencia en comparación a utilizar únicamente adhesivos *self etch* de dos pasos (sexta generación) ya que “solo las superficies de esmalte pretratadas con láser parecían no alcanzar valores clínicamente aceptables debido a la superficie con láser más resistente a los ácidos. Estos hallazgos también coinciden con las recomendaciones actuales de seguir confiando en el uso de ácido fosfórico para grabar los márgenes del esmalte con láser”.

En conclusión, siempre que se utilice el láser para la preparación del esmalte lo ideal será grabar la superficie con ácido fosfórico al 37% para obtener el valor más alto de unión y resistencia.

- Adhesión en dentina

La adhesión a dentina ha sido un desafío mayor que la adhesión al esmalte en la Odontología por su contenido de agua. Inicialmente, el grabado con ácido fosfórico de la dentina fue establecido por Fusayama *et al.* en 1979, sin embargo, se desaconsejó a finales de la década de 1980 debido a la irritación de la pulpa que causaba. Es por esto que la mayoría de los adhesivos de tercera generación estaban diseñados para no eliminar toda la capa de barrido dentinario, sino para modificarla y permitir la penetración de monómeros ácidos. Olivi y Olivi mencionan que

“la capa híbrida creada con adhesivos *etch and rinse* después de la irradiación de la dentina con láser de erbio y después del grabado ácido posterior es más delgada en comparación con la dentina cortada con fresa grabada con ácido” . Para esta hibridación menos profunda el autor propone las causas de ello:

1. Aumento de Ca y P debido a que se eliminan de forma selectiva los componentes orgánicos.
2. Reducción de la relación carbono-fósforo, lo que provoca la formación de compuestos más estables y menos solubles en ácido (esmalte y dentina peritubular). Como ya se vio anteriormente, esta propiedad reduce el riesgo de caries secundaria.
3. La composición química se altera bajo la influencia de parámetros como la duración de pulso, la energía de salida y el agua pulverizada. Esto explica la relación que existe con la calidad de adhesión y por lo tanto, es importante hacer énfasis en la administración de baja energía y un tiempo de duración de pulso más corto (100  $\mu$ s, pero no 50  $\mu$ s).
4. El calor provocado por la irradiación puede ocasionar la desnaturalización de la red de colágeno y la disminución de la permeabilidad de la dentina.
5. La fusión y la recristalización dejan la superficie hipermineralizada y menos permeable y puede afectar la resistencia a los ácidos.

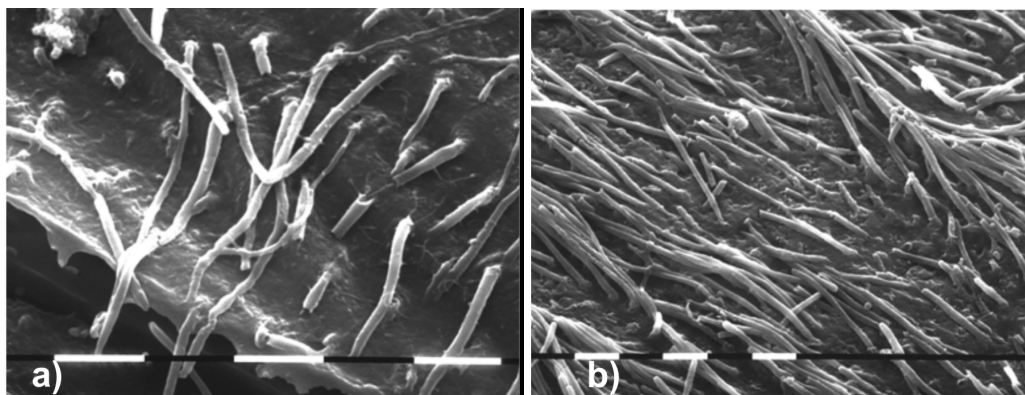


Imagen 16. a) Tags de resina en dentina (corona media) utilizando el sistema de adhesión de autograbado (Xeno V) después de la preparación de Er, Cr: YSGG a 2,0 W, 20 Hz,

100 mJ, punta de 600  $\mu\text{m}$ , menor relación aire / agua (35 / 25%).b) Tags de resina en la dentina (corona media) utilizando el sistema de adhesión de autograbado (Xeno V) después de la preparación de Er, Cr: YSGG a 2,0 W, 20 Hz, 100 mJ, punta de 600  $\mu\text{m}$ , alta relación aire / agua (92 / 80%) (Olivi y Olivi).

Los adhesivos *self etch* a diferencia de los convencionales, no requieren el uso previo de ácido grabador, pues estos contienen monómeros ácidos que acondicionan e imprimen el sustrato dental, por lo que su uso es ampliamente recomendado en la dentina (López, 2020).

Los adhesivos de autograbado de un sólo paso son más fáciles de usar, sin embargo, tienen menor fuerza de unión que los de dos pasos y su alta hidrofilia hace que actúe como una membrana permeable pues absorben el agua a través de la capa adhesiva haciendo que se degrade con el tiempo. Según Olivi y Olivi "...los adhesivos de autograbado de dos pasos (sexta generación) funcionan mejor que los adhesivos de grabado y enjuague de dos pasos (quinta generación) e igual o mejor que los de grabado y enjuague de tres pasos (cuarta generación) sobre el nivel de adhesión a la dentina" .

Hoy en día existe una controversia sobre el adhesivo que muestra mejores resultados en la dentina preparada con el láser Er,Cr:YSGG, ya que todos los productos dentales del mercado están diseñados para trabajar sobre superficies dentales preparadas con pieza de mano, y como ya se vio anteriormente, la configuración del dispositivo láser desempeña un papel importante en la fuerza de unión de los adhesivos, por lo que es importante que los estudios consideren y mencionen estos parámetros (Verma *et. al.*).

En conclusión el acondicionamiento de la dentina muestra mejores resultados cuando se utilizan autoacondicionantes de dos pasos para promover una unión estable y aumentar la longevidad de la capa híbrida. Silva, *et al.*, 2019 coincide con esto, pues menciona que "los sistemas adhesivos de autograbado serían los más apropiados para su uso en dentina preparada con láser y deberían obtener los mejores resultados de adhesión". Para finalizar, se aconseja que los márgenes del esmalte



deben grabarse sin acondicionamiento con láser y se debe realizar un grabado selectivo con ácido fosfórico al 37%.

#### **5.4 Eliminación de carillas**

La eliminación de carillas no deseadas con la pieza de mano puede llegar a ser un procedimiento difícil y que requiere mucho tiempo por el riesgo que existe a dañar estructuras subyacentes y a eliminar de forma innecesaria tejido sano. El láser Er,Cr:YSGG puede despegar de forma muy segura y rápida las carillas de cerámica sin producir un aumento de la temperatura (más de 5.5 °C se considera crítico para la pulpa dental) ya que según Devi, *et al.* 2018, “la energía del láser pasa a través del vidrio de porcelana que no se ve afectado y es absorbida por la molécula de agua en el adhesivo”. La absorción de la energía láser por el cemento y su degradación se lleva a cabo a través de la ablación térmica, en donde el adhesivo se calienta hasta ablandarse permitiendo recuperar de manera íntegra y rápida la carilla sin llegar a producir la ablación del tejido subyacente, esto es debido a que la densidad de energía es 20 veces menor que la densidad de energía requerida para la ablación del esmalte.

La característica óptica de la carilla que se desea retirar está determinada por la fase cristalina y el grosor de la cerámica, lo cual, interviene en la transmisión de la energía. Actualmente los materiales más utilizados para la elaboración de carillas son el disilicato de litio y la cerámica feldespática y como se sabe, el disilicato de litio es una cerámica compuesta por un 75% de cristales de disilicato de litio y una matriz vítrea del 25%, en cambio, la porcelana feldespática tiene un 75-85% de matriz vítrea y una fase cristalina del 15-25% (Gounder & Gounder) .

La fase vítrea es la que le confiere al material cerámico la mayor estética por la translucidez que permite y la fase cristalina determina la resistencia. Por lo tanto, la cerámica feldespática es la cerámica más estética pero con los valores de resistencia más bajos, y el retiro de las

misma es más rápido con la pieza de mano ya que el desgaste para su preparación es mínimo. Sobre esto, en un estudio realizado por Alikhasi *et. al.*, 2019, se comparó el tiempo que tardaba el láser Er,Cr:YSGG en retirar carillas de cerámica feldespática y disilicato de litio; se demostró que no había una diferencia significativa al retirar ambos materiales, un aumento de la temperatura que dañara los tejidos subyacentes (el aumento de la temperatura fue de menos de 1° C) y una ablación del esmalte. En otros estudios Alikhasi *et. al.* observó que “el 78% de la energía láser pasa a través de cerámica feldespática de 0,5 mm y el 88% de la energía pasa a través del mismo espesor de vitrocerámica reforzada con disilicato de litio”, sin embargo, la diferencia sigue siendo insignificante y la razón de estos dos resultados contradictorios podría deberse a la utilización de diferentes potencias, frecuencias y condiciones del uso del láser.

## **5.5 Retracción gingival**

Una buena restauración parcial fija depende en su mayoría de una buena impresión, para ello, el odontólogo necesita retraer el tejido gingival para visualizar de forma clara el pilar y la línea de terminación. Cuando buscamos la estética nuestras preparaciones deben ser subgingivales para ocultar la unión de la restauración con el diente, respetando el espacio biológico para mantener la salud periodontal y aumentar la longevidad de la restauración.

La retracción reversible del tejido gingival puede realizarse de forma mecánica con hilos impregnados de hemostático, sin embargo, para lograr una mejor visualización y un campo operatorio seco, a veces se necesita alterar de forma permanente el margen gingival. Las técnicas para lograr esto incluyen el bisturí y el electrobisturí, las cuales, representan una cirugía para el paciente y producen molestias postoperatorias. Además, pueden ocasionar recesión gingival alterando el contorno de los dientes (sobre todo en la zona estética), y provocar un retraso en la cicatrización y toma de impresión.

El láser Er,Cr:YSGG es un instrumento muy eficiente que permite realizar la retracción gingival ya sea con la gingivectomía o con la creación de un pequeño canal alrededor del diente pilar utilizando puntas de cuarzo o zafiro. El procedimiento se realiza colocando la punta paralela al eje longitudinal deslizando suavemente sobre el tejido y limpiando constantemente la punta, se debe observar que el tejido no se tiña de color amarillo, ya que esto nos indica un daño térmico. La creación de estos canales reduce el uso del hilo y en caso de utilizarse, el láser puede provocar la coagulación de los vasos sanguíneos reduciendo y/o evitando el uso de agentes hemostáticos. La vaporización logra conseguir de forma muy rápida un campo de trabajo seco y desinfectado, sin molestias para el paciente durante y después del procedimiento. A diferencia de las otras técnicas, no existe riesgo de retracción gingival y la impresión se puede tomar el mismo día que se realice el procedimiento, lo que permite acelerar los tiempos en la rehabilitación y asegurar un sellado óptimo de la restauración fija (Walid, 2020 y Devi *et.al.*, 2018). La hemostasia y desinfección que se logra en el surco gingival es utilizada en Periodoncia para el tratamiento periodontal, además, es de gran utilidad cuando se realizan preparaciones de dientes restaurados anteriormente con coronas desajustadas y sobrecontorneadas, en donde el sangrado gingival es abundante y los métodos convencionales no son suficientes.

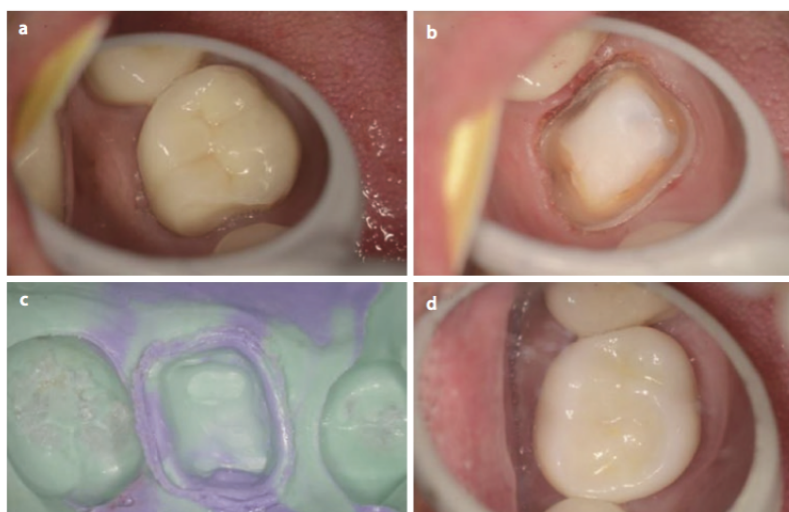


Imagen 17. a y b) Uso del láser Er, Cr: YSGG después de la preparación para corona con una punta MZ 5 a una potencia promedio de 2.25 W (75 mJ por pulso a 30 Hz) en el surco con una pulverización mínima de agua. c y d) Toma de impresión y cementación de corona definitiva (Donald, *et. al.*)

## **5.6 Alargamiento de corona de tejido blando y óseo**

El manejo de los tejidos blandos alrededor del pilar proporciona una mejor línea de acabado y una longitud de corona adecuada, lo cual ayuda a realizar una buena impresión, a mejorar la estética y el sellado de la restauración. El alargamiento de corona elimina el tejido blando/duro para obtener una estructura dental sana por encima de la cresta alveolar y tiene las siguientes indicaciones:

1. Cuando se necesita aumentar el efecto férula en dientes que han perdido una gran parte de la corona clínica y deben restaurarse con endopostes y/o asegurar una forma retentiva y resistente. La proporción corona-raíz que se requiere para lograr este efecto es de 2:3 y mínimo 1:1, sobre todo en dientes que servirán como pilares protésicos.
2. Caries subgingival en donde su eliminación implica una línea de terminación que va más allá del espacio biológico.
3. Contorno gingival anti estético.
4. Fractura de cúspide que se encuentra de forma subgingival y no afecte a la raíz.

La línea de terminación debe respetar el espacio biológico, manteniendo como mínimo 3 mm de encía insertada sobre el hueso subyacente hasta el borde de la restauración para mantener la salud periodontal (Walid 2020). Cuando esto no se cumple se pueden crear bolsas periodontales, recesión gingival, hiperplasia gingival localizada y pérdida ósea. La técnica convencional del alargamiento de corona óseo se lleva a cabo utilizando sistemas rotatorios, sin embargo, existe riesgo de daño térmico, posible daño a las estructuras adyacentes y se necesita levantar un

colgajo, lo que implica una cirugía con molestias postoperatorias y un retraso de la restauración definitiva.

El uso del láser Er, Cr:YSGG no tiene ninguna de estas desventajas, el *spray* de agua tiene un efecto refrigerante que evita el aumento de la temperatura dejando un campo limpio y visible para trabajar sin la necesidad de levantar un colgajo. No existe riesgo a que exista una recesión gingival y/o pérdida ósea que modifique la ubicación de la línea de terminación y el ajuste de la restauración. También se puede realizar el alargamiento de corona óseo a colgajo abierto realizando la incisión con láser y el remodelado óseo con la técnica convencional. En este caso, las suturas se retiran a los 7-10 días y la toma de impresión se realiza después de 3-6 semanas en dientes posteriores y unas semanas después cuando se realiza en dientes anteriores.

El procedimiento del alargamiento de corona óseo con este láser se lleva a cabo con puntas que realizan osteotomías muy pequeñas; se coloca la punta paralela al eje de inserción, y una vez que se alcanza la profundidad que se necesita, se retira la punta y se continúa moviendo 1-2 mm lateralmente para realizar la siguiente osteotomía y así sucesivamente hasta abarcar toda la circunferencia del diente o la zona que se desea tratar. Para finalizar, se realizan movimientos laterales con la punta para eliminar la marca de estos puntos marcados y alisar el hueso. Lo recomendado es esperar de 3-4 semanas con provisional para la cicatrización y la toma de impresión (Convissar). En concreto, el láser Er,Cr:YSGG representa una herramienta muy eficiente en este procedimiento además de lo anteriormente mencionado, ya que acelera los tiempos de cicatrización y toma de impresión comparado con la técnica convencional.

- Recontorneado gingival estético

El margen gingival es considerado el punto de partida para el diseño de sonrisa, ya que la ubicación correcta del cenit en los dientes anteriores brinda más armonía y estética en pacientes con un contorno gingival anti estético visible por una sonrisa media y/o alta. Lo ideal es que el cenit

gingival del central esté a la misma altura que el canino, mientras que el cenit del lateral se encuentre por debajo del central a 1-2 mm. El margen gingival debe tener una forma festoneada y las papilas deben ocupar por completo las troneras interproximales. Es importante que durante la cirugía no se produzca un margen poco festoneado y plano, ya que esto podría comprometer la estética al producir la apertura de los espacios de la tronera y una papila interproximal más corta (triángulos negros) (Donald, *et. al.*).

El procedimiento con láser Er,Cr:YSGG utiliza puntas en paralelo a la superficie labial, su longitud de onda se absorbe en un alto porcentaje por la cantidad de agua en el tejido blando lo que permite una ablación eficiente. Como ya se mencionó en el punto 5.4, las ventajas de utilizar este láser en la cirugía de tejidos blandos incluyen menos molestias para el paciente durante y después del procedimiento, un campo limpio y seco con una irrigación que permite controlar la temperatura. En este procedimiento no se requiere de anestésicos locales ni de la colocación de un apósito, ya que se utiliza constantemente anestesia tópica y la cicatrización de la zona es más rápida. En general no se receta algún analgésico, sólo se recomienda no fumar y evitar alimentos y bebidas muy calientes, picantes e irritantes. El cepillado con cerdas extra suaves y la aplicación de clorhexidina en gel ayudan con la higiene y la cicatrización.



Imagen 18. Alargamiento estético de corona ósea con láser de erbio y ostectomía cerrada (Convissar).

## 5.7 Formación de un pónico ovoide

El pónico es un elemento de la prótesis parcial fija que reemplaza el diente perdido y se encuentra en contacto con la encía (sin ejercer presión) y la elección de su diseño debe adaptarse al estado de los tejidos blandos y las estructuras remanentes. El pónico ovoide proporciona un resultado estético al crear la ilusión de que el diente emerge de la encía debido a que posee perfiles de emergencia semejantes a los dientes naturales. Además, el segmento ovalado que se encuentra en contacto permite un sellado que evita la acumulación de alimentos facilitando así, su limpieza con el hilo dental y disminuyendo la aparición de triángulos negros. En los dientes posteriores el pónico se encuentra ubicado en el centro del reborde y en los dientes anteriores se encuentra más hacia vestibular, por lo que es importante tener una armonía del margen gingival de los dientes adyacentes cuando el alargamiento se realiza en los dientes anteriores.

Está indicado en rebordes con suficiente altura y ancho del reborde alveolar y está contraindicado cuando la altura del reborde residual es insuficiente como por ejemplo, un reborde fino en forma de filo de cuchillo. Este pónico puede formarse mediante la colocación de una prótesis parcial fija provisional después de la extracción de un diente o con cirugía del tejido blando. La gingivectomía se realiza con fresas de carburo y su cicatrización depende principalmente de un provisional bien ajustado y pulido, lo que conlleva un retraso en la rehabilitación y dolor postoperatorio.

La cirugía con láser comienza en el centro del reborde realizando una marca con la punta del láser, posteriormente se va aumentando el diámetro creando una zona ovoide hasta obtener 2 mm mesial y distal al pilar, lo que permite que puedan obtenerse papilas interproximales. Para este procedimiento se debe pensar que se realiza el lecho para el asentamiento de un "huevo", por lo que para finalizar se le debe dar la profundidad eliminando el tejido gingival hacia el centro o más hacia vestibular dependiendo del diente que se trate (Convissar). Después de la

cirugía, se adapta el provisional bien ajustado y pulido para la cicatrización con la forma de este pónico.

Como se ha discutido anteriormente, la cirugía de tejidos blandos con el láser permite un campo seco con mejor visibilidad, aumentando los tiempos de trabajo y cicatrización, en donde la molestia durante y después del procedimiento son mínimas. Es importante observar que el tejido no se tiña de color amarillo, ya que esto es una señal de un daño térmico, por lo que lo que se debe bajar el voltaje y mantener la cantidad de agua. Además, la velocidad con la que el operador maneja la pieza no debe realizarse de forma muy rápida, ya que en este caso, la energía no se absorbe correctamente y una velocidad muy lenta puede producir daño térmico.

## **5.8 Despigmentación de la mucosa**

La encía hiperpigmentada puede llegar a ser un problema estético en algunos pacientes, sobre todo si se encuentra en la parte vestibular de la encía y es visible durante la sonrisa. El color de la encía depende principalmente de la cantidad de pigmentos exógenos o endógenos como la melanina. Existen principalmente dos condiciones comunes en donde se puede observar una hiperpigmentación de la encía; en la melanosia racial o en un tatuaje por metal. La melanosia racial es una alteración normal causada por una acumulación de melanina ubicada principalmente en la encía marginal y está relacionada con la tez de la piel. En cambio, el tatuaje por metal es causado por la acumulación de un pigmento exógeno como el de la amalgama.

El láser Er,Cr:YSGG es utilizado para eliminar la melanosia racial y el tatuaje por amalgama debido a que su longitud de onda es fácilmente absorbida por el agua del tejido gingival, además, utiliza una baja potencia con un tamaño de spot grande, lo que permite minimizar la densidad de potencia y cubrir una mayor zona sin llegar a cortar por completo el tejido (Convissar).



Este procedimiento se realiza en modo sin contacto con agua pulverizada, en donde la longitud de onda vaporiza la superficie gingival o mucosa hasta la capa basal que es en donde se encuentran los melanocitos. Durante el procedimiento no se necesita utilizar anestesia local, sólo se necesita realizar un aislamiento relativo para permitir que la mucosa esté completamente seca y poder utilizar anestesia tópica. La hemostasia lograda y el agua pulverizada permiten un campo de trabajo limpio con mayor visibilidad, no se requiere la colocación de un apósito quirúrgico y la molestia postoperatoria es menor en comparación con la técnica convencional. Aunque la despigmentación con láser es un procedimiento eficaz, los pacientes deben ser conscientes de la recurrencia de la pigmentación en la melanosia racial, Donald, *et. al.* reportan que de los cuatro informes citados notificaron recidivas después de un año y a los dos años después del tratamiento.

## **5.9 Procedimientos quirúrgicos pre protésicos**

La cirugía pre protésica ayuda a mejorar el éxito de una prótesis al mantener los tejidos blandos/duros sanos en las mejores condiciones para recibir un tratamiento y el láser Er,CR,YSGG es una gran opción ya que se utiliza principalmente para procedimientos de tejido duro. Los usos y la aplicación de este láser en la prostodoncia incluyen el tratamiento de la tuberosidad agrandada, torus y exostosis, socavaduras del reborde alveolar, rebordes alveolares inadecuados, frenillos aberrantes y lesiones de tejidos blandos.

- Vestibuloplastia

Este procedimiento se elige cuando la estabilidad protésica es muy poca debido a la atrofia de la cresta maxilar/mandibular en el paciente edéntulo con una profundidad pequeña de vestíbulo, con el propósito de conseguir un soporte adicional y una mayor extensión del borde protésico. La cirugía con láser no requiere de sutura ni injertos y acelera los tiempos de trabajo, ya que posterior al procedimiento se rebasa la prótesis provisional

con acondicionador de tejidos para permitir la cicatrización durante 3-4 semanas y después, comenzar la elaboración de la prótesis definitiva (Ozawa).

- Tratamiento de torus y exostosis

El sellado en una prótesis total removible es muy importante y en ocasiones se encuentran torus y exostosis que, dependiendo del tamaño, forma y posición se deben eliminar antes de iniciar la confección de la dentadura para evitar dolor y ulceración de la zona, ya que representan una retención e impiden el correcto sellado. La técnica quirúrgica convencional incluye la exposición con el levantamiento de un colgajo y el desgaste del hueso con fresas quirúrgicas y/o cincel. El colgajo se cierra con sutura y se coloca apósito para permitir la cicatrización al cabo de 4-6 semanas.

El láser Er,Cr:YSGG es utilizado también en la Implantología durante la colocación, recuperación y preparación del sitio receptor del implante. Para esto último, es de gran utilidad en pacientes con complicaciones hemerográficas ya que este láser proporciona un campo seco, visible y estéril de la superficie (Donald, *et. al.*).

## 6. Blanqueamiento

---

Los agentes blanqueadores utilizados en Odontología como el peróxido de hidrógeno y el peróxido de carbamida tienen concentraciones que van desde el 1-38% los cuales se activan con una fuente de luz como la lámpara halógena. El blanqueamiento dental no sucede por la interacción directa de la luz láser sobre la superficie, según Convissar “el objetivo del blanqueamiento dental profesional con láser es excitar los blanqueadores utilizando el láser como fuente de energía de luz, que resulta muy eficaz”. A diferencia de la luz ordinaria, las propiedades de la luz láser permiten acortar el tiempo que debe permanecer el agente sobre la superficie para producir su efecto disminuyendo de esta forma la posibilidad de un daño térmico.

La longitud de onda utilizada para este procedimiento puede ser cualquiera siempre y cuando sea compatible con el espectro de absorción del material blanqueador para evitar un daño de los tejidos subyacentes, sin embargo, “en octubre de 1998 el Consejo de la ADA concluyó que debido a las preocupaciones sobre la seguridad pulpar y la falta de estudios clínicos controlados, el láser de CO<sub>2</sub> no podía recomendarse para aplicaciones de blanqueamiento dental” (Shreya, *et. al.*, 2019). En general, las longitudes de onda más cortas que se encuentran ubicadas en el rojo al infrarrojo cercano tienen mayor probabilidad de penetrar en la pulpa y los láseres de diodo, argón y KTP se encuentran más respaldados para su uso en este procedimiento en la bibliografía. Los geles blanqueadores para las longitudes de onda azul y verde contienen tintes de color rojo anaranjado como la rodamina, y los geles blanqueadores para las longitudes de onda del rojo al infrarrojo contienen tintes de color púrpura azulados. (Donald, *et. al.*)

El láser Er,Cr:YSGG absorbe el agua del agente blanqueador produciendo un efecto fototérmico. De acuerdo con Donald, *et. al.* “los láseres de erbio (Er: YAG y Er, Cr: YSGG) aún no se han investigado lo suficiente, y también faltan estudios clínicos controlados para este grupo

de láseres”, por lo que se recomienda tener precaución con este láser por la alta potencia que tiene y su alta absorción en la hidroxiapatita.

En resumen, a pesar de que el láser de interés no se utiliza para realizar un blanqueamiento, es de suma importancia conocer el porqué, ya que este procedimiento es muy común en la prótesis oral y se debe aprovechar al máximo las indicaciones del láser Er,Cr:YSGG de forma segura sin causar iatrogenias.

## 7. Uso del láser en tiempos de la pandemia del COVID-19

---

El 30 de enero de 2020, la OMS declaró oficialmente el brote del coronavirus 2019 (COVID-19). Ante la pandemia, los profesionales de la salud y sobre todo los odontólogos fueron los más afectados por el riesgo de contraer y contagiar la enfermedad debido a el contacto directo con la boca y los aerosoles producidos en la consulta. A pesar de que el odontólogo ya contaba con medidas sanitarias como por ejemplo, la desinfección de superficies/materiales, la esterilización y el uso barreras de protección personal, estas medidas tuvieron que ser reforzadas o modificadas y otras tuvieron que ser implementadas.

Según Arnabat, *et. al.*, (2020) “el SARS-CoV-2 persiste en aerosoles y salpicaduras para arriba a 3 h, y tiene una vida media relativamente larga de alrededor de 1,1-1,2 h” , por lo que los protocolos actuales en Odontología buscan reducir la producción de las gotas generadas al hablar y los aerosoles producidos durante el uso de los sistemas rotatorios convencionales.

El profesional que utiliza el láser en su consulta debe conocer las recomendaciones de su uso ante esta situación. Lo principal, es elegir los parámetros más bajos que permitan lograr buenos efectos clínicos y una adaptación precisa del agua y del aire durante la ablación, ya que esto permitirá reducir los aerosoles y la diseminación de partículas virales. La unidad dental debe contar con un sistema de succión de volumen de flujo elevado, el cual, debe estar colocado lo más cercano a la zona a tratar y se debe trabajar con un aislamiento absoluto siempre que sea posible. Además, se deben cumplir con todas las medidas de seguridad especificadas durante el uso del láser, las cuales, serán mencionadas en el siguiente apartado (Arnabat, *et. al*).

El rayo láser puede producir daños en la “pluma”. Olivi y Olivi definen este concepto como los “subproductos gaseosos y los desechos de la interacción del láser con el tejido. Puede tener una apariencia ahumada o ser completamente invisible a simple vista”. Esto representa

un riesgo de contagio por la capacidad de carga bacteriana que puede tener la pluma del láser. Para esto, Arnabat *et. al.* recomienda un sistema de vacío con alto volumen de flujo y la ventilación del área.

En resumen, la necesidad de retomar la consulta regular está aumentando y el láser Er,Cr:YSGG representa una herramienta muy útil en la práctica dental que se puede adaptar con facilidad a la nueva normalidad. El uso de este láser en tejidos duros y sobre todo en tejidos blandos, acelera los tiempos de trabajo durante el procedimiento y en el postoperatorio, lo que representa menos citas para el paciente. Asimismo, el control que se tiene con los parámetros de agua y aire brindan mayor seguridad al disminuir los aerosoles producidos así como el contagio y por lo tanto, el láser puede recuperar la confianza de los pacientes para regresar al consultorio de una forma segura.

## 8. Seguridad del láser

---

El profesional que utiliza el láser debe tener en cuenta algunas precauciones específicas para su uso, ya que es su responsabilidad tratar a los pacientes de la manera más segura. El fabricante de cada láser brinda al operador un instructivo específico sobre su uso y mantenimiento además de los accesorios utilizados para garantizar esta seguridad.

Existen agencias reguladoras que controlan al operador y al fabricante del láser; El *Center for Devices and Radiological Health* (CDRH) es la oficina de la *Food and Drug Federation* (FDA) que se encarga de la estandarización de los láseres, según Convissar “todos los láseres deben obtener permiso del CDRH para realizar y distribuir todos los aparatos con un propósito específico; esta autorización de comercialización significa que la FDA está satisfecha y que el láser es tan seguro como eficaz para operar con este propósito” . El uso del láser para un procedimiento no autorizado por la FDA puede tener consecuencias legales en caso de una demanda por mala praxis, por lo que es importante contar con un consentimiento informado del láser y contemplarlo en la historia clínica.

De acuerdo a la clasificación de Olivi y Olivi con respecto al potencial de daño, todos los láseres quirúrgicos se encuentran en una clasificación IV (la más alta), en la cual, los posibles riesgos incluyen un daño ocular y cutáneo, daño del tejido no objetivo y la carbonización. El riesgo de daño ocular es producido por la exposición directa o la reflexión del láser cuando no se utiliza una protección ocular y cada longitud de onda puede afectar a una estructura anatómica distinta. Específicamente para la longitud de onda del láser Er,Cr:YSGG (2,780 nm), las estructuras que se pueden dañar son el lente y el humor acuoso, lo que provoca cataratas en el lente y *arqueous flare* en el humor acuoso. En cambio, las longitudes de onda del visible infrarrojo cercano (400-1400 nm) pueden provocar quemaduras retinianas debido a la poca absorción del agua que

tienen. El riesgo de daño en la piel depende de la longitud de onda del láser, la densidad de potencia (tamaño del *spot*) y la duración de la exposición. El láser Er,Cr:YSGG puede llegar a producir una sequedad excesiva y la aparición de ampollas y quemaduras.

El láser no debe usarse si el paciente usa un tanque de oxígeno, pues debe tenerse en cuenta que los materiales que normalmente no son inflamables pueden arder en una atmósfera enriquecida con oxígeno. Las recomendaciones generales para el uso seguro del láser son las siguientes:

- Protección ocular para el paciente y el operador: gafas elaboradas con el material específico para cada longitud de onda.
- Uso de ropa quirúrgica adecuada.
- Acceso limitado a la zona de tratamiento y manejo del láser por personas autorizadas.
- Capacitación y cumplimiento de las normas locales e instrucciones del cuidado y mantenimiento del láser proporcionadas por el fabricante.
- Aspiración con un sistema de vacío con alto volumen de flujo y ventilación del área.
- Prueba del disparo del láser en un medio apropiado antes de su uso para verificar el modo de emisión y el porcentaje de agua/aire.
- Cubrir el interruptor de pie para evitar una operación accidental.

Como ya se mencionó anteriormente, el fabricante proporciona un instructivo o manual al operador para su correcto uso, sin embargo, el láser también está equipado con funciones de seguridad específicas, Donald, *et. al.* mencionan algunas de ellas:

- Botón de parada de emergencia.
- Obturadores del puerto de emisión para evitar la emisión de láser hasta que se conecte el sistema de entrega correcto.
- Interruptor de pie cubierto para evitar una operación accidental.
- Panel de control ajustable para garantizar los parámetros de emisión correctos con señales sonoras o visuales.



- Paneles de la unidad bloqueados para evitar el acceso al personal no autorizado y protección con llave o contraseña.

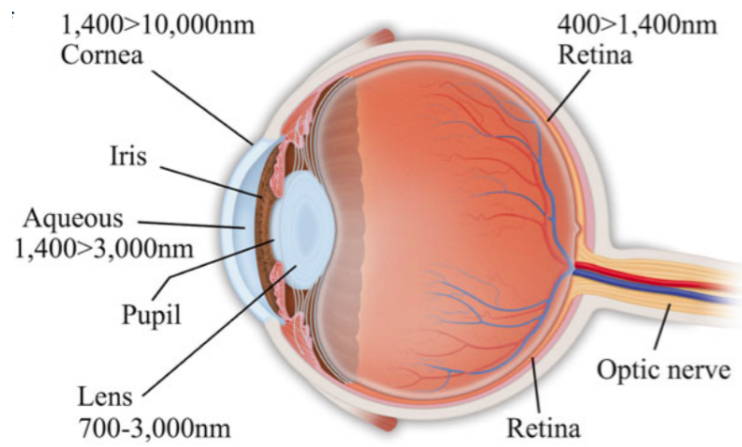


Imagen 19. Representación gráfica de una estructura del ojo y posibles peligros relacionados con la longitud de onda para partes anatómicas específicas (Olivi y Olivi).

## Conclusiones

---

En conclusión, ninguna longitud de onda tratará todos los padecimientos dentales y procedimientos, la eficacia, seguridad y el objetivo terapéutico dependerá de la elección correcta de la longitud de onda que se adapte a las necesidades del clínico. Además, se deben elegir los parámetros adecuados para lograr la absorción del tejido diana, lo cual implica una comprensión profunda de los fundamentos físicos y biológicos del láser y sus interacciones.

El uso del láser Er,Cr:YSGG representa una herramienta innovadora que brinda múltiples beneficios al paciente y es de gran utilidad en la Prótesis bucal debido a su alta absorción en los tejidos duros y blandos de la cavidad oral, por lo que tiene múltiples indicaciones en procedimientos quirúrgicos y convencionales a diferencia de un láser quirúrgico que trata únicamente el tejido blando por su longitud de onda. Lo recomendado al iniciar el uso de este láser, además de toda la capacitación y estudio previo que se necesita, es comenzar a practicar con procedimientos sencillos y utilizar niveles de potencia mínima que permitan obtener experiencia clínica y confianza en el operador para brindar una excelente atención al paciente.

El láser es una herramienta que representa a la Odontología moderna y conservadora, que requiere una capacitación previa adicional tanto para el odontólogo de práctica general como para el especialista. Sin embargo, antes de que se utilice de forma complementaria o sustituya otras herramientas convencionales como la pieza de mano y el bisturí, se deben tener todas las bases teóricas y prácticas dominadas así como la experiencia antes de adentrarse en esta tecnología. Por lo tanto, considero que el cirujano dentista de práctica general que está iniciando el ejercicio de su profesión no debería considerar el uso de esta herramienta tan pronto, sino hasta adquirir la práctica necesaria con las herramientas convencionales que tiene a su alcance. Sin embargo, es

importante que el profesional tenga una educación continúa que le permita estar a la vanguardia a lo largo de su profesión.

## Referencias bibliográficas y hemerográficas

---

- Alikhasi M, Monzavi A, Ebrahimi H, Pirmoradian M, Shamshiri A, Ghazanfari R. (2019). Debonding time and dental pulp temperature with the Er, Cr: YSGG laser for debonding feldspathic and lithium disilicate veneers. *J Lasers in Medical Sciences*, 10(3), 211-214. DOI:10.15171/jlms.2019.34.
- Arnabat, J., Del Vecchio, A., Todea, C., Grzech, K., Vescovi, P., Romeo, u., & Nammour, S. (2021). Laser dentistry in daily practice during the COVID-19 pandemic: Benefits, risks and recommendations for safe treatments. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 30(2), 119-125. DOI:10.17219/acem/130598
- Briceño Castellano, J. F., Gaviria Beitia, D. A., & Carranza Rodríguez, Y. A. (2017). Láser en odontología: fundamentos físicos y biológicos// Laser in Dentistry: Physical and Biological Foundations. *Universitas Odontológica*, 35(75),  
<https://doi.org/10.11144/Javeriana.uo35-75.loff>
- Calzavara Mantovani, D. (2016). *Valoración clínica y microbiológica del láser Er, Cr: YSGG en la terapia periodontal no quirúrgica*. Tesis doctoral Universidad Complutense de Madrid.  
<https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=126065>
- Convissar, R. A. (2012). *Láser en Odontología. Principios y práctica*. Elsevier.  
<https://booksmedicos.org/?s=LASER+EN+ODONTOLOGIA>
- Devi N, Kumar PA, Rakshna M, Rameshkumar KR. (2018). Application of lasers in prosthodontics: A review. *Journal of Indian Academy of Dental Specialist Researchers*, 5, 42-45. DOI: 10.4103/jiadsr.jiadsr\_11\_18
- Donald J. Coluzzi, & Parker, S. P.A. (2017). *Lasers in Dentistry. Current Concepts*. Springer. DOI:10.1007/978-3-319-51944-9

- Gounder, R., & Gounder, S. (2016). Laser Science and its Applications in Prosthetic Rehabilitation. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 7(4), 209-213. DOI:10.15171/jlms.2016.37
- Khalighi, H. R., Mojahedi M., Parandoosh A. (2021). Efficacy of Er,Cr:YSGG laser–assisted delivery of topical anesthesia in the oral mucosa. *Clin Oral Invest*, 25, 1055–1058. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03399-x>
- López, A., P.A., (2020). *Desproteínización del esmalte y adhesión dental*. Tesis Universidad de Guayaquil. <http://repositorio.ug.edu.ec/handle/redug/49714>
- Maninagat Luke, A., Mathew, S., Majed Altawash, M., & Mohammed Madan, B. (2019). Lasers: A Review With Their Applications in Oral Medicine. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 10(4), 324-329. DOI:10.15171/jlms.2019.52.
- Moradas Estrada, M. (2016). Estado actual del láser en odontología conservadora: Indicaciones, ventajas y posibles riesgos. Revisión bibliográfica. Actually in conservative dentistry laser: Indications, advantages and possible risks. Literature review. *Avances en odontoestomatología*, 32(6), 309-315. [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0213-12852016000600004&lng=es&tIng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852016000600004&lng=es&tIng=es).
- Olivi, G., & Olivi, M. (2015). *Lasers in Restorative Dentistry. A practical guide*. Springer. DOI 10.1007/978-3-662-47317-7
- Osawa, J.Y. (2014). *Prostodoncia total*. UNAM.<http://www.librosdehumanidades.unam.mx/libro.php?id=PU B-001321>
- Shinkai, K., Takada, M., Kawashima, S., Suzuki, M., Suzuki, S. (2019). Effects of the percentage of air/water in spray on the efficiency of tooth ablation with erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) laser irradiation. *J Lasers in Medical Sciences*, 34(99), 99-105. <https://doi.org/10.1007/s10103-018-2607-5>

- Shreya, S., Ganapathy, D., & Ramanathan, V. (2019). Types of lasers and its applications in dentistry . A review. *Drug Invention Today*, 12(5), 1114-1117.  
<https://web-s-ebSCOhost-com.pbidi.unam.mx:2443/ehost/detail/detail?vid=3&sid=9fe06a03-8206-4802-bbc7-51293548b8ce%40redis&data=JnNpdGU9ZWhvc3QtbGI2ZQ%3d%3d#AN=136927810&db=asn>
- Silva A.C., Melo P, Ferreira J.C., Oliveira T., Gutknecht N. (2019). Adhesion in dentin prepared with Er,Cr:YSGG laser: Systematic review. *Contemp. Clin Dent*, 10, 129-134. DOI:10.4103/ccd.ccd\_302\_18
- Sindel A, Dereci Ö, Hatipoğlu M, Özalp Ö, Dereci ON, Kocabalkan B, Öztürk A. (2018). Evaluation of temperature rise following the application of diode and ErCr:Ysgg lasers: an ex vivo study. *Eur Oral Res*, 52(3), 131-136. DOI: 10.26650/eor.2018.479
- Tudose, D. A., & Biclesanu, C. (2020). Optimizing the treatment of dental caries with laser Er Cr: YSGG 2,790 nm. *Romanian Journal of Stomatology*, 66(3), 187-191. DOI: 10.37897/RJS.2020.3.6
- Verma, M., Kumari, P., Gupta, R., Gill, S., & Gupta, A. (2015). Comparative evaluation of surface topography of tooth prepared using erbium, chromium: Yttrium, scandium, gallium, garnet laser and bur and its clinical implications. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 15(1), 23-28. 10.4103/0972-4052.155042
- Walid, A.-J. (2020). Application of Laser Technology in Fixed Prosthodontics. *Open Journal of Stomatology*, 10, 271-280. <https://doi.org/10.4236/ojst.2020.1010026>