



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

EL USO DEL RAYO LASER EN LA ELIMINACIÓN DE LA
CARIES DENTAL.

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:

ALEJANDRA MORÁN SÁNCHEZ

TUTORA: Mtra. MARÍA TERESA DE JESÚS GUERRERO
QUEVEDO



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICATORIAS

Agradezco a Dios por protegerme durante todo mi camino y darme fuerzas para superar obstáculos y dificultades a lo largo de toda mi vida.

A mi mamá, que con su demostración de una madre ejemplar me ha enseñado a no desfallecer ni rendirme ante nada y siempre perseverar a través de sus sabios consejos. Por todo el amor que me demuestra día a día y que siempre está a mi lado. Te amo mamá.

A mi hermana Ely, por ser una gran amiga para mí, uno de los seres más importantes en mi vida.

A Darío, por acompañarme durante todo este arduo camino y compartir conmigo estos momentos.

A el motor de mi vida, mi hijo Emilio, gracias a el no me he rendido, soy la persona más feliz desde que está en mi vida.

Agradezco también a la Mtra. Teresa Quevedo por el apoyo que me brindó en la elaboración de la tesina.

Índice

1. Introducción.....	5
2. Objetivo.....	5
3. Historia y desarrollo del laser.....	6
3.1 El descubrimiento del laser.....	7
3.2 El laser en Odontología.....	8
3.3 Historia del laser odontológico.....	12
4. Principios físicos del laser.....	14
4.1 Componentes de un aparato de laser.....	19
5. Interacciones tisulares del laser.....	20
5.1 Efectos del laser quirúrgico en los tejidos.....	23
6. Laser dental.....	24
6.1 Generalidades.....	25
6.2 Clasificación.....	26
6.3 Tipos de laser.....	27
6.4 Recomendaciones de seguridad para el uso del laser dental.....	40
7. Laser: diagnostico y eliminación de caries.....	41
7.1 Acción sobre el tejido adamantino.....	47
7.2 Acción sobre la dentina.....	48
7.3 Acción sobre la pulpa dentinaria.....	49

7.4 Preparación de cavidades.....	50
7.4.1 Indicaciones y contraindicaciones.....	51
8. Conclusiones.....	53
9. Bibliografía.....	54
10. Anexos (caso clínico).....	57

1. Introducción

Las investigaciones ofrecen nuevas posibilidades para el avance de la tecnología laser. Algunas de esas técnicas ya han sido introducidas en la investigación clínica donde se consideran diferentes tratamientos, como son: vaporización de caries, eliminación de la hipersensibilidad dentinaria, efectos analgésicos, cirugía y grabado del esmalte.

En el campo odontológico se han evaluado los efectos del laser sobre los tejidos duros y las aplicaciones de las diferentes longitudes de onda que estaban disponibles.

La Odontología Restauradora trata, de conservar la mayor cantidad de tejido sano, aplicando técnicas más conservadoras y materiales muy sofisticados. La incorporación de esta nueva tecnología puede abrirnos un gran campo de futuros y nuevos tratamientos para brindar así soluciones a los problemas de nuestros pacientes.

2. Objetivo

El objetivo de esta revisión bibliográfica es conocer los diferentes tipos de Rayos Laser que se utilizan en Odontología, para la eliminación de caries, su funcionamiento, como influyen las diferentes longitudes de onda en los tejidos bucales específicamente esmalte y dentina y las precauciones que debemos tener durante el uso del laser.

3. Historia y desarrollo del laser odontológico

La luz ha sido utilizada como agente terapéutico durante siglos. Existen evidencias de que las culturas antiguas como los egipcios, griegos y mayas usaban la luz del sol como medio terapéutico hacían exposición del cuerpo humano al Sol para restaurar la salud. En China, se usaba el Sol para tratar enfermedades de la piel, algunas psicosis y el raquitismo.

Los efectos beneficiosos del Sol empezaron a conocerse a finales del siglo XVIII y principios del siglo XIX. Se conoce en la medicina moderna como fototerapia a la acción de curar o sanar con las propiedades de la luz.^{1,3}

Cuando el físico danés Niels Finsen inventó un dispositivo de cuarzo y agua, con el cual produjo una luz ultravioleta capaz de curar la psoriasis y el vitíligo por medio de la fototerapia, este fue el primer científico que utiliza luz artificial como medio terapéutico. Finsen comprobó que la luz del Sol o la que obtenía mediante concentración de luces eléctricas poseían propiedades bactericidas y bioestimulantes.^{1,7}

Civilizaciones antiguas, como por ejemplo la de la India fue de las primeras en utilizar la fotoquimioterapia al emplear fotosensibilizadores exógenos para absorber la luz del Sol con una finalidad terapéutica. Así emplearon drogas llamadas "psoralens" obtenidas de plantas para tratar el vitíligo, se aplicaba una loción en la piel que era expuesta a la luz del Sol. Los egipcios también usaron "psoralens" para tratar enfermedades de la piel como la leucodermia. En 1974, se descubrió que la aplicación de "psoralens" combinada con la exposición a la radiación ultravioleta era realmente efectiva en el tratamiento de psoriasis y vitíligo.⁷

3.1 El descubrimiento del laser.

Los laser médicos y odontológicos actuales se han beneficiado de décadas de investigación sobre la irradiación laser, basándose en la teoría de la resonancia óptica, formulada en el inicio del siglo XX por el físico danés Niels Bohr, entre otros. Pero son las teorías atómicas de Albert Einstein, sobre la radiación controlada las que pueden considerarse el punto de partida de la tecnología laser. El mérito del desarrollo de la teoría de la emisión de radiación espontánea y estimulada, es generalmente atribuida a Einstein por su tratado “Zur Quantum theorie der Stralung” publicado en 1916.^{1,4}

Y más concretamente, el artículo de Einstein sobre la emisión estimulada de energía radiante, publicado en 1917, se reconoce como la base conceptual de la ampliación óptica. En 1928, la teoría de Einstein fue revisada por R. Landberg, pero en aquel momento no existían los medios técnicos necesarios para producir un aparato de laser funcional.⁴

Durante la década de los años 30 y 40 se progresa en el conocimiento sobre los niveles energéticos de átomos y moléculas, y se avanza en el desarrollo de innovador material óptico avanzado lo que condiciona de manera muy importante la fabricación de un aparato de láser.^{1,4}

Años más tarde, el físico estadounidense C.H. Townes amplificó por primera vez las frecuencias de las microondas mediante un proceso de emisión estimulada y empezó a emplearse el término máser. Máser es el acrónimo de “Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation,” amplificación de microondas mediante emisión estimulada de radiación, que es, como se deduce de la denominación misma, un amplificador de microondas de muy bajo ruido, lo que describe el principio básico de actuación del laser.¹⁹

Este primer aparato funcionaba de manera poco convencional para entonces, empleando directamente la interacción mecánico-cuántica de la materia con la energía radiante. En 1958, A.L. Shawlow y C.H. Townes proponen la extensión del principio del maser a la porción óptica del campo electromagnético y surge entonces el concepto de laser “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation,” (amplificación de la luz mediante emisión estimulada de radiación). Posteriormente, en 1960 Theodore H. Maiman construye el primer aparato de laser funcional, un laser pulsado de rubí que emitía una luz de longitud de onda 6943 nm.¹⁹

Se trataba de un dispositivo con capacidad para producir un rayo intenso de luz visible o radiación infrarroja casi sin divergencia, monocromático y coherente.¹⁹

3.2 El laser en odontología.

El inicio de la década de los años sesenta fue testigo del inicio de las investigaciones con laser en Odontología, centrado fundamentalmente en el desarrollo de los parámetros básicos del laser y de aparatos de uso específico para el campo odontológico.¹

Casi inmediatamente después del desarrollo del laser de rubí por Maiman (1960), los investigadores postularon que éste podría ser aplicado en la terapéutica dental. Muchas de estas investigaciones iniciales en el ámbito de la Odontología emplearon empíricamente el laser de rubí para estudiar la interacción tisular con el esmalte y la dentina, debido a que el laser de rubí sintético era el único material empleado de forma habitual como medio activo de los laser en esos primeros años. Este hecho provocó, debido a los pésimos resultados obtenidos, un retraso en el desarrollo del laser odontológico.^{1,4}

La investigación en el laser de uso dental se inició en 1963, en la Universidad de California donde los investigadores Ralfh H. Stern y Reidor F. Sognaes fueron los precursores de las investigaciones sobre el efecto térmico del laser de rubí en los tejidos duros y materiales de restauración odontológica.³

Ambos investigadores describieron el desarrollo de cráteres y la fusión del esmalte, así como la penetración y destrucción de la dentina ocasionada tras la aplicación de un pulso de un milisegundo del laser de rubí de 500 a 2000 J/cm. Posteriormente, estos mismos investigadores llevaron a cabo experimentos en los que observaron bajo un parámetro específico de exposición al laser de rubí un aumento de la resistencia a la penetración del ácido en el esmalte, sugiriendo así, una posible aplicación del mismo para la prevención de caries.¹

En 1968, J. Vahl empleó la microscopía electrónica y la difracción de rayos X para estudiar los efectos de la irradiación laser sobre el esmalte. Sus estudios demostraron claramente que se producían cambios ultraestructurales y cristalográficos en respuesta a la irradiación laser.¹

La primera noticia de exposición del laser en un diente vital humano aparece en 1965, cuando Leon Goldman aplicó dos pulsos de laser de rubí en un diente de su hermano Bernard -que era dentista-. Con esta primera experiencia clínica del laser en el ámbito odontológico se demostraba la ausencia de dolor y un daño superficial de la corona.

Desafortunadamente los resultados de las primeras investigaciones sobre el empleo del laser de rubí en Odontología no fueron nada favorables. La mayor parte de los resultados fueron desfavorables y se atribuían a la interacción destructiva de su longitud de onda sobre el tejido duro. Los efectos histológicos del laser de rubí en la pulpa dental fueron documentados por Taylor y cols. en 1965.

Esta primera respuesta del daño extensivo en la pulpa y de la destrucción provocada con el laser de rubí fue más tarde confirmada por Adrián y cols. Incluso con una importante reducción de la potencia empleada.^{3,4}

Estos y otros estudios contribuyen a descartar el laser de rubí como herramienta dental. A finales de los años sesenta, la mayor parte de los investigadores dentales estaban de acuerdo en que los altos niveles de energía requeridos para remover la estructura dentaria por el laser de rubí reportaban un daño térmico severo para los tejidos vivos dentales (pulpa dentaria).

Desde entonces y hasta principios de los años ochenta, los investigadores no cesaron en la búsqueda de otro tipo de laser que permitieran una mayor eficacia en su aplicación sobre tejidos duros dentales. En los EE.UU, Stern en UCLA y Lobene en el Forsyth Dental Center de Boston, centraron su atención en el laser de CO₂. Su longitud de onda de 10.6 μm era bien absorbida por el esmalte y aplicaron el laser de CO₂ en la superficie del diente, para el sellado de fisuras en la prevención de la caries dental y en el soldado de materiales cerámicos al esmalte dentario.

Casi simultáneamente en Finlandia, Kantola y cols. (1972, 1973) trabajando con el láser de dióxido de carbono sobre dientes, llevaron a cabo una serie de estudios con microscopio electrónico de barrido, rayos X y técnicas de microanálisis de penetración de electrones que demostraron los cambios físicos y químicos que resultaban de la exposición del esmalte y la dentina a esta longitud de onda. Mientras estos estudios confirmaban la capacidad del laser de CO₂ para inducir resistencia a la penetración del ácido en el esmalte, el intento de usar este láser para sellado de fisuras, soldado o fusionado de materiales con hidroxiapatita al esmalte fue un fracaso debido a la alta temperatura generada durante el proceso.¹

Posteriormente, Melcer y cols. fueron progresivamente desarrollando la aplicación clínica del laser de CO₂ para la vaporización de caries, estos investigadores registraron un éxito en el tratamiento de 1000 pacientes tratados con laser para la remoción de caries. Más tarde concluyeron, en un estudio con animales "*in vivo*", que el laser podía inducir la formación de dentina secundaria, la esterilización de la dentina y la pulpa expuesta.

En una serie de experimentos posteriores demostraron además que el Nd:YAG era una herramienta eficaz para inhibir la formación de caries incipiente "*in vivo*" e "*in vitro*" Estos estudios demostraron el potencial del laser de Nd:YAG, de 1064 nm de longitud de onda, para fusionar del esmalte dental a alta potencia (1GW/cm²) y hacerlo más resistente a la posterior disolución ácida.¹²

Simultáneamente, J.C. Adrián que trabajaba en el USA Army Institute de Investigaciones Dentales, empleó el laser de Nd:YAG en dientes, estudió su efecto sobre la pulpa dental y su empleo para el sellado de aleaciones dentales.¹²

Mientras las investigaciones en el campo odontológico continuaban en la búsqueda de la longitud de onda ideal para la aplicación del laser sobre los tejidos duros dentales, un enorme avance se realizó en el campo de la Medicina y concretamente en la cirugía con laser.

En enero de 1987, la FDA (*Food and Drug Administration*) dio su aprobación a la empresa Pfizer Laser Company para la comercialización de un laser portátil de CO₂ de 10 vatios de potencia. Estos primeros láseres de CO₂ fueron sistemas de aplicación otorrinolaringológica. Durante los años ochenta, un cierto número de artículos aparecieron en la literatura médica sobre la aplicación de este tipo de laser, así por ejemplo, los ingleses Fisher y Brame emplearon el laser de CO₂ en el tratamiento de lesiones benignas y premalignas. La utilización de este laser se fue

extendiendo y fueron varios los autores que han referido: su excelente hemostasia, visibilidad durante el procedimiento quirúrgico, minimización del daño en tejidos adyacentes, la reducción de la inflamación, el dolor e infección postoperatorios y una ausencia de cicatrices y contracción de las heridas quirúrgicas.

Las ventajas de la aplicación del laser de CO₂ fueron empleadas por primera vez en la cirugía periodontal por J.M. Pick y cols. La tecnología laser fue aplicada para conseguir hemostasia en las gingivectomías de aquellos pacientes que presentaban desórdenes de coagulación, éste fue quizás el primer paso que generó la expansión del uso del laser en la práctica odontológica general.

Sin embargo, el laser de CO₂ presentaba importantes limitaciones para su aplicación sobre tejidos duros (esmalte, dentina o cemento). Otras aplicaciones del laser de CO₂ a baja energía como el sellado de fisuras la prevención de caries, el grabado de esmalte o la desensibilización dentinaria son aplicaciones aceptadas en la práctica clínica diaria.¹²

3.3 Historia del laser odontológico

El interés por intentar emplear el laser en la clínica odontológica diaria fue promovido por un dentista general de Michigan, el Dr. Ferry Myers que insistió en la búsqueda de una longitud de onda que pudiera ofrecer mayores ventajas que las del laser de CO₂. De hecho, el Dr. Ferry Myers y su hermano, William, un oftalmólogo, empezaron a trabajar con el laser de Nd:YAG en sus experimentos de eliminación de caries incipiente ya que se trataba de un laser de uso oftalmológico muy extendido a mediados de los años 80.^{19,12}

Más tarde, comenzaron a desarrollar el verdadero primer sistema de laser dental, el cual indudablemente constituiría el punto de inicio de la posterior revolución del laser en Odontología.

Surgen agrupaciones de usuarios de laser, sociedades y diversas organizaciones con el propósito de formar y mostrar casos clínicos de su uso. Este incremento de usuarios conlleva una mayor demanda por parte de los pacientes a ser atendidos mediante técnicas laser. Aunque la población ya conocía la aplicación de la tecnología laser en la Medicina, especialmente en la Oftalmología, poco a poco, fueron conociéndose sus aplicaciones en la clínica odontológica.

Es a partir de 1990, cuando el uso del laser odontológico en Estados Unidos comienza a ser continuado, al menos en términos clínicos. Tras la aprobación, en mayo de 1990 por la FDA de este primer laser desarrollado por Myers y Myers, se suceden otras acreditaciones destacables en el campo de la Odontología laser como: ^{1,4}

- Endurecimiento de materiales de resina compuesta o composites
- Blanqueamiento dental.
- Desbridamiento sulcular.
- Eliminación de caries y de la pulpa coronal.
- Preparación de cavidades (mínimamente invasivas).
- Ablación selectiva de caries de esmalte.

Todo ello supuso la utilización clínica de laser de distintas longitudes de onda, por ejemplo el laser de Argón se utiliza para la polimerización de composites (al estimular la reacción química que afecta al fotoiniciador canforoquinona presente en las resinas compuestas o composites) y el blanqueamiento dental (al acelerar térmicamente la oxidación de sustancias blanqueadoras).

Otros laser de uso quirúrgico para tejidos blandos intraorales son los laser de Nd: YAG, de CO₂, de diodo empleados en cirugía periodontal, en el desbridamiento, o en el tratamiento quirúrgico de lesiones intraorales.

4. Principios físicos del laser

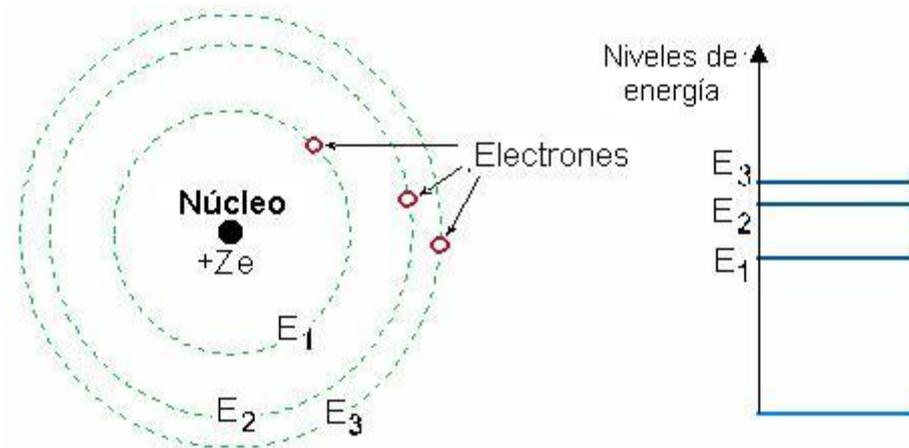
El acrónimo laser significa amplificación de la luz por emisión estimulada de radiación (en inglés Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) ^{3,4} se utiliza para definir los dispositivos que generan un tipo determinado de radiación electromagnética.

Éste es un fenómeno físico que puede resumirse de la siguiente forma: algunas sustancias especialmente sensibles, como el CO₂ o el Holmium (es decir las llamadas "sustancias laser") cuando son excitadas por alguna fuente de energía (en general por corriente eléctrica) liberan a su vez parte de la energía adquirida en forma de fotones (emisión espontánea). Los fotones liberados pueden repetir el proceso al interactuar con otros electrones de la misma sustancia que, a su vez, son excitados y liberan más fotones (emisión estimulada). La intensidad de la energía resultante se puede amplificar al reflejarse los fotones repetidamente en dos espejos paralelos colocados en el dispositivo. El efecto final es la producción de un haz de fotones, de la misma intensidad, características físicas, equivalente a una cantidad de energía superior a la utilizada para estimular la emisión inicial.

En 1916 Albert Einstein propuso que se podía excitar a los electrones de un átomo cuando se encuentra en su fase excitada y producir una cantidad de energía llamada fotón siendo esto el principio de la energía laser.

Más tarde el científico Neils Borh reafirma este concepto de que los átomos están compuestos por un núcleo central rodeado de varios niveles

de energía que contiene en su órbita electrones. Estos electrones que se encuentran en las órbitas que rodean al núcleo tienen un nivel de energía específico, entre más distante el núcleo se encuentre el electrón, tiene más energía y entre más cerca tiene menos energía. ¹⁹



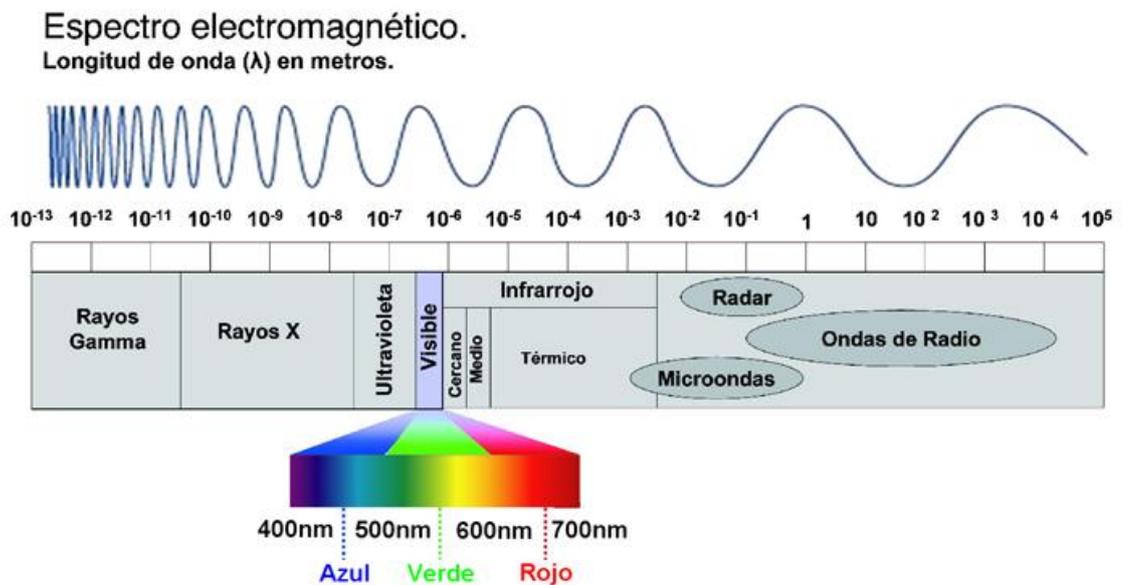
Modelo de Bohr (tomado de www.um.es)

Cuando un electrón que se encuentra en la fase E_0 absorbe la energía de un fotón provoca que el electrón se excite y pase a un nivel más elevado o fase E_1 , como el electrón no puede permanecer por mucho tiempo en esta fase excitada espontáneamente regresa a su fase original liberando una cantidad de energía llamada fotón. A este proceso se le llama: “EMISIÓN ESPONTÁNEA”

Cuando el átomo es excitado cuando sus electrones se encuentran en su fase E_1 o fase excitada al regresar a su fase inicial o de reposo libera dos fotones por la misma frecuencia y energía y viajan en la misma dirección, a este fenómeno se le conoce como: “EMISIÓN ESTIMULADA DE RADIACIÓN”

La luz blanca o normal está compuesta por diferentes longitudes de onda y ésta contiene todos los colores de la porción visible del espectro electromagnético. James Maxwell demostró que la luz del sol está compuesta por un espectro visible de colores por lo que el espectro electromagnético de la radiación de RADIO y RAYOS X se conocen las

diferentes longitudes de onda dentro del espectro electromagnético con diferentes áreas en donde encontramos radiaciones con longitudes de onda muy cortas de escasos billonésimas de metro y otras con longitudes de onda de miles de kilómetros como lo son las ondas de radio y las microondas algo que debemos de considerar es que entre más larga o grande sea la longitud de onda menos energía tiene y entre más corta tiene más energía. ¹⁹



ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO (tomada de www.astronomia2009.es)

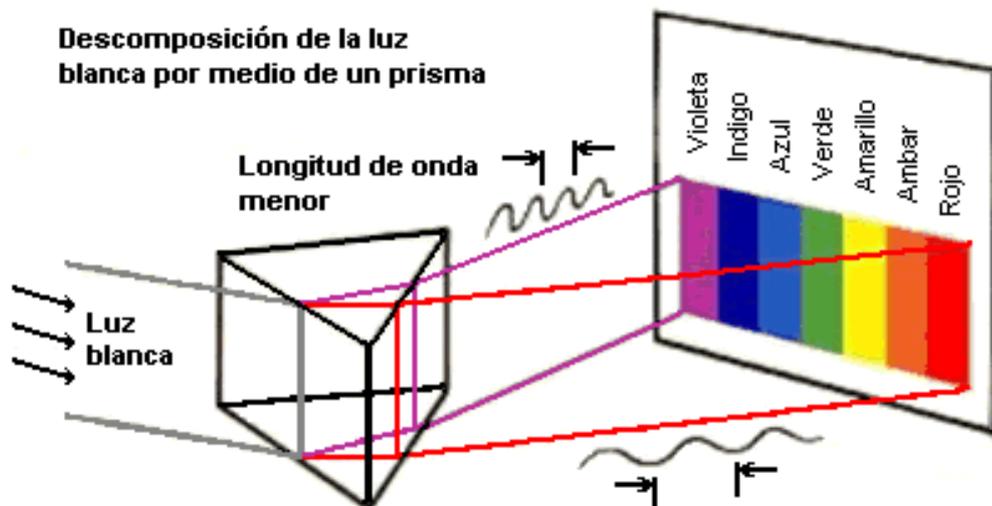
El campo electromagnético lo podemos dividir en tres áreas diferentes, dos invisibles y una visible.

Una invisible con radiación ionizante que puede ser absorbida por las células y tejidos, permanecer en ellos por un período de tiempo. Aquí situamos a los rayos gama, x y ultravioleta. Una visible en donde pudiéramos situar a la mayoría de los laser.

Otra invisible con radiación no ionizante en donde encontramos dos áreas una infrarroja y las ondas de radio que incluyen a las microondas, onda corta de radio y ondas de televisión.

El área infrarroja tiene un efecto termal, aquí se encuentran localizadas las ondas de los laser de Nd:YAG, HO:YAG y CO₂ en la porción del área infrarroja cercana a el área visible.

La luz ordinaria es incoherente por estar compuesta por diferentes longitudes de onda y ahí encontramos todos los colores del área visible y esto lo podemos observar si pasamos un rayo de luz ordinaria a través de un prisma esta luz se dispersa y podemos observar la gama de colores que van desde el violeta hasta el rojo, siendo el violeta el que está formado por una longitud de onda menor, entre 380 nm, incrementándose hasta el rojo con una longitud de 760 nm.



Longitud de onda (tomada de www.unicrom.com)

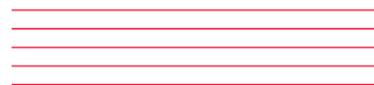
Conociendo la longitud de onda de cada color podemos encontrar su situación dentro del campo visible.

VIOLETA	380 nm a 450 nm
AZUL	450 nm a 500 nm
VERDE/AZUL	500 nm a 520 nm
VERDE	520 nm a 570 nm
AMARILLO	570 nm a 600 nm
NARANJA	600 nm a 630 nm
ROJO	630 nm a 760 nm

PROPIEDADES DE LA LUZ LASER

- **Monocromática:** porque es de un solo color por estar formada por fotones con la misma longitud de onda.^{4,8}
- **Coherente:** porque todos los fotones que la forman se encuentran en la misma fase y viajan en la misma dirección.^{4,8}
- **Colimático:** porque se transmite en una sola dirección paralela y por tanto no hay divergencia del rayo de luz, por lo que permanece invariable aún después de largos recorridos.^{4,8}

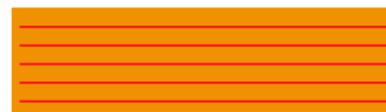
COHERENTE



MONOCROMÁTICA



COLIMADA



4.1 Componentes de un laser

Todos los laser están formados por cinco componentes básicos: ⁴

- Medio activo
- Cavidad de resonancia
- Medio de bombeo o estimulación
- Sistema de enfriamiento
- Panel de control

Medio activo: puede ser líquido, sólido o gas y determina la longitud de onda de laser y también le da el nombre, por ejemplo a laser que su medio activo es el argón se le llama laser de argón.^{4,8}

El medio activo se encuentra localizado dentro de la cavidad de resonancia y al ser estimulado produce fotones con la misma longitud de onda.

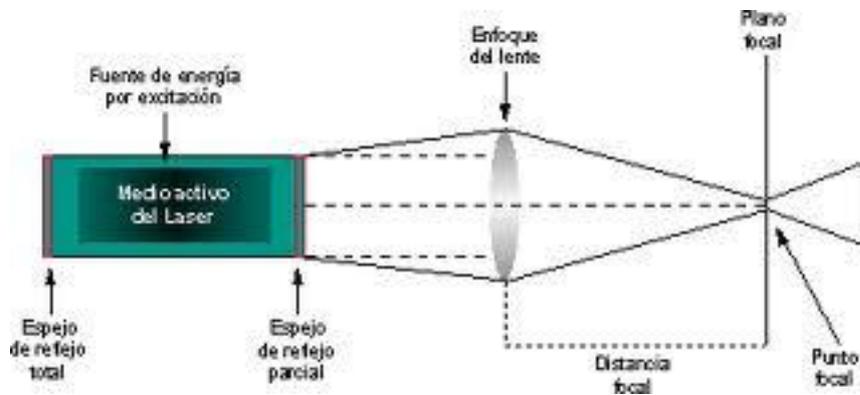
Cavidad de resonancia: está compuesta por un sistema óptico que consiste en dos espejos altamente pulidos separados entre sí con sus superficies paralelas y alineadas, encontrándose entre ellos el medio activo que al liberar los fotones estos se reflejan en las superficies de los espejos de los cuales uno tiene unas microperforaciones por donde se libera el 20% de la energía concentrada dentro de la cavidad laser formando un rayo de luz monocromático y direccional.

Medio de bombeo o estimulación: generalmente es una lámpara o flash que estimula con su luz al medio activo

Sistema de enfriamiento; se encarga de mantener el medio activo siempre a una misma temperatura para su mejor operación por lo que el calor generado por el medio de bombeo es eliminado por este sistema.

Panel de control: consiste en una microcomputadora o un microprocesador localizado en la parte superior del laser y tiene diferentes

funciones como: encendido, cantidad de energía y de pulsaciones por segundo.⁴



CAVIDAD LASER

5. Interacciones tisulares del laser.

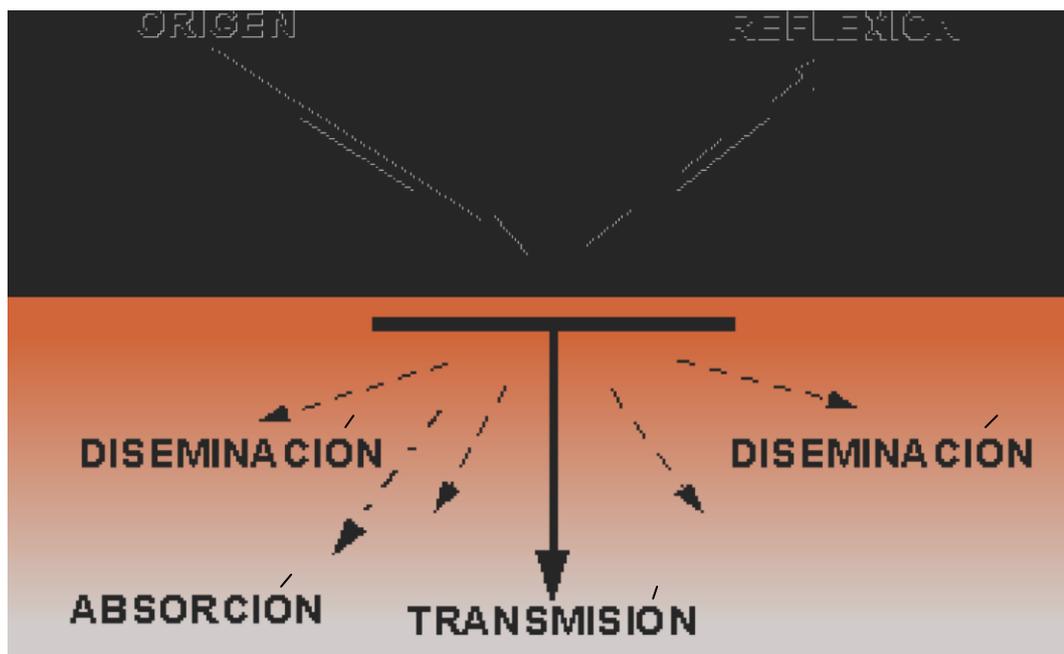
Existen distintos tipos de laser de uso médico y odontológico que emiten prácticamente en toda la gama de frecuencias, tanto del espectro electromagnético visible como del infrarrojo o ultravioleta. Básicamente los laser se clasifican en dos grandes grupos, según su potencia y capacidad de interacción con los tejidos: los laser de alta intensidad de energía o laser quirúrgicos denominados en inglés *High Intensity Laser Treatment* (HILT) y los laser de baja intensidad de energía o laser no quirúrgicos, denominados *Low Intensity Level Laser Treatment* (LILT) o *Soft Lasers*.

A su vez, los distintos tipos de laser se diferencian en la sustancia empleada como medio activo que determina una longitud de onda característica, una mayor o menor potencia, propiedades y efectos específicos sobre los tejidos estableciendo así sus aplicaciones clínicas.

Los laser de alta intensidad o quirúrgicos (HILT) producen un efecto térmico sobre el tejido irradiado. Dentro de este grupo se encuentran fundamentalmente, los laser de CO₂, Argón, Nd-YAG, Ho-YAG, Er: YAG y los laser de diodo.

Los laser de baja intensidad de energía (LILT) o también denominados laser blandos o terapéuticos en cambio, no producen aumento de temperatura; presentan efectos especiales como la bioestimulación que mejora la cicatrización, efectos analgésicos y efectos antiinflamatorios que permiten un uso de forma aislada o como coadyuvante en tratamientos convencionales. Dentro de este grupo se encuentran por ejemplo: el laser de diodo semiconductor (ArGa) o el láser de He-Ne.

La radiación laser debe ser absorbida para producir un cambio físico y/o químico que resulte en una respuesta biológica o un potencial efecto terapéutico. Una vez observada la respuesta biológica, debemos determinar la dosis de radiación de una determinada longitud de onda y el número de dosis necesarias para producir un mejor efecto terapéutico.



La energía de un laser interacciona con el tejido de cuatro formas distintas, dependiendo de las propiedades ópticas del tejido y la longitud de onda utilizada.

La primera interacción es la *reflexión*, una porción del rayo incidente puede reflejarse en la superficie sin penetración o interacción de la energía lumínica sobre el tejido. Se trata del reflejo del haz sobre sí mismo desde la superficie del tejido, lo que carece de efecto sobre el tejido.

La segunda interacción es la *absorción de la energía* laser por el tejido previsto. Se trata del efecto que espera conseguirse con la aplicación del laser depende de las características tisulares, como la pigmentación el contenido acuoso, la longitud de onda del laser y el modo de emisión.

La tercera interacción es la *transmisión de la energía* laser directamente a través del tejido, sin ningún efecto sobre el tejido diana. Esta interacción también depende en gran medida de la longitud de onda del laser.

La cuarta interacción es la *dispersión* de la luz laser. La luz remanente puede penetrar el tejido y dispersarse sin producir un efecto notable sobre el tejido. La dispersión del haz de laser podría transferir calor a los tejidos adyacentes a la zona de aplicación con aparición de algún tipo de lesión térmica no deseada. En el efecto térmico de la energía laser sobre el tejido influye principalmente el contenido acuoso y el aumento de temperatura del tejido.

Los laser también tienen efectos fotoacústicos, así la energía laser aplicada en forma de pulso sobre los tejidos duros dentales puede producir una onda de choque responsable de la explosión o pulverización del tejido con la consiguiente creación de un cráter poroso.

Todos los aparatos de laser tienen partes internas comunes, pero sistemas de administración y modos de emisión diferentes. La longitud de onda del laser afecta a algunos componentes del tejido; el contenido

acuoso, el color del tejido y su composición química influyen en la absorción de la energía laser.

5.1 EFECTOS DEL LASER QUIRÚRGICO EN LOS TEJIDOS

Cuando la energía del haz de laser es absorbida por un tejido se producen cuatro tipos de interacciones: fotoquímicas, fototérmicas, fotomecánicas, fotoeléctricas o fotoionizantes.

La mayor parte de los efectos clínicos de aplicación de laser se pueden agrupar en estos cuatro efectos. Y como consecuencia podemos entrelazar dichas interacciones con aplicaciones clínicas de los mismos.

Fotoquímicas: incluye la fotoestimulación que conlleva la estimulación de los tejidos interviniendo en los procesos moleculares de cicatrización y reparación que ocurren normalmente en los tejidos. Distinguimos la “terapia fotodinámica” que induce reacciones titulares para el tratamiento de determinadas condiciones patológicas; y la “reemisión fosforescente” o “fluorescencia tisular”, la cual puede ser usada como un método diagnóstico para detectar sustancias reactivas a la luz en los tejidos.

Fototérmicas: se manifiestan clínicamente como la “fotoablación”, o la eliminación de tejidos mediante la vaporización o la eliminación de tejidos por vaporización y sobrecalentamiento de fluidos tisulares; coagulación y hemostasis.

Fotomecánicas: incluyen la “fotodisociación” que permite la separación de estructuras mediante la luz del laser; y la “fotoacústica” que permite la eliminación de tejidos mediante la generación de ondas de choque.

Fotoeléctricas: incluye la “fotoplasmaólisis”, descrita como la eliminación de tejidos a través de la formación de iones cargados eléctricamente y partículas que existen en estado semi-gaseoso, estados de alta energía.

- **FOTOTERMAL:** Cuando la luz del laser es absorbida por los tejidos se convierte en calor, lo que da como resultado el aumento de temperatura.
- **FOTODISRUPCIÓN:** En los laser pulsátil la energía se convierte en energía mecánica en forma de onda con gran presión que físicamente rompe la estructura del tejido donde se aplica.
- **FOTOQUÍMICA:** cuando la luz laser es absorbida se convierte en energía química rompiendo las cadenas moleculares de los tejidos excitándolos a un estado reactivo bioquímico.
- **FOTODINÁMICA:** Se considera igual que el fotoquímico cuando las moléculas son activadas por la luz laser producen una reacción bioquímica en los tejidos produciendo oxígeno.
- **BIOESTIMULACIÓN:** Este proceso envuelve todos los factores físicos y químicos juntos con los factores fototérmicos y fotoquímicos.

6. LASER DENTAL

Los laser que podemos encontrar en el mercado dental son:

- **NIODIUM:** YTRIO ALUMINIO Y GRANATE
- **ERBIUM:** YTRIO ALUMINIO Y GRANATE
- **HOLIUM:** YTRIO ALUMINIO Y GRANATE
- **HELIO NEÓN**
- **ARGÓN**
- **ARGÓN, FLORURO EXIMER**
- **XENÓN CLORURO EXIMER**

BENEFICIOS GENERALES DEL LASER EN ODONTOLOGÍA

- RELAJACIÓN DEL PACIENTE
- ELIMINA SONIDOS MOLESTOS
- DESINFECCIÓN
- SELECTIVIDAD
- COAGULACIÓN
- ANALGESIA
- DISMINUCIÓN EN LA LIBERACIÓN DE PROSTAGLANDINAS
- CONSERVADOR
- BIOESTIMULACIÓN

6.1 Generalidades

LASERS PRODUCIDOS POR SÓLIDOS

NEODIUM: YTRIO ALUMINIO Y GRANATE Nd: YAG

ERBIUM: YTRIO ALUMINIO Y GRANATE Er: YAG

HOLIUM: YTRIO ALUMINIO Y GRANATE Ho: YAG

LASER PRODUCIDO POR GAS

- He Ne
- CO₂
- Ar
- Ar F Excimer
- Xe Cl Excimer

6.2 CLASIFICACIÓN DE LASER

Según la peligrosidad de los laser y en función del Límite de Emisión Accesible (LEA) se pueden clasificar en las siguientes categorías de riesgo:

- **Clase 1:** seguros en condiciones razonables de utilización.
- **Clase 1M:** como la Clase 1, pero no seguros cuando se miran a través de instrumentos ópticos como lupas o binoculares.
- **Clase 2:** laser visible (400 a 700 nm). Los reflejos de aversión protegen el ojo aunque se utilicen con instrumentos ópticos.
- **Clase 2M:** como la Clase 2, pero no seguros cuando se utilizan instrumentos ópticos.
- **Clase 3R:** Cuya visión directa es potencialmente peligrosa pero el riesgo es menor y necesitan menos requisitos de fabricación y medidas de control que la Clase 3B.
- **Clase 3B:** La visión directa del haz es siempre peligrosa, mientras que la reflexión difusa es normalmente segura.
- **Clase 4:** La exposición directa de ojos y piel siempre es peligrosa y la reflexión difusa normalmente también. Pueden originar incendios.

CLASIFICACIÓN LASER	USO EN ODONTOLOGÍA	POSIBLES RIESGOS
CLASE 1	Detección de caries	Sin riesgo
CLASE 1M	Detección de caries	Sin riesgo
CLASE 2	Detección de caries	Riesgo al tener contacto Directo con los ojos
CLASE 2 M		
CLASE 3R	Laser suave	Daño en los ojos
CLASE 3B		Daño en los ojos
CLASE 4	Laser duro, cirugías, eliminación de caries	Daño en los ojos, piel.

CLASIFICACIÓN DEL LASER DENTAL

6.3 TIPOS DE LASER

- Terapéuticos o laser blando
- Quirúrgicos o laser duro

LASER TERAPÉUTICO

Se emiten con menor energía que los laser quirúrgicos y su efecto no es termal por lo que no se utiliza para cortes de tejidos.

Su efecto se debe a la interacción de la luz con procesos metabólicos celulares por lo que a este tipo de laser se le llama BIOESTIMULANTE por su excelente biológica celular.

A la aplicación del laser terapéutico en Odontología o Medicina se le conoce como laserterapia.

Los laser terapéuticos tienen como medio activo el Arsenio de galio y Aluminio (As, GA, Al) o el Helio Neón (He Ne)

Los efectos de estos laser son únicamente:

- Analgésico
- Antiinflamatorio
- Bioestimulador

La profundidad de la energía de estos laser en tejido óseo es de 1 cm mientras que en tejidos blandos su penetración puede ser de 2 a 5 cm.

Estos laser terapéuticos se aplican en odontología con muy buenos resultados en todos los procedimientos en que estén involucrados el dolor, la inflamación y la cicatrización.

LASER QUIRÚRGICO

Tiene una potencia muy alta y una energía termal que les da la capacidad de cortar, vaporizar o coagular los tejidos, debido a estas propiedades sus aplicaciones dentro del campo de la Odontología son muchas.

La forma de de transmisión de estas energías tiene una papel muy importante porque dependiendo de su forma de transmitirse va a depender su aplicación para la cavidad oral.

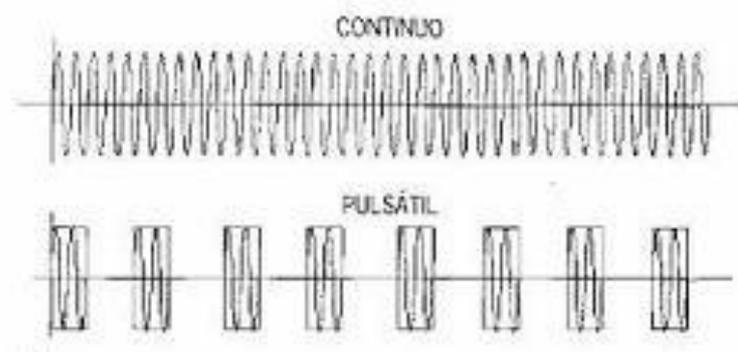
Los laser se pueden transmitir por:

- BRAZOS ARTICULADOS
- ESPEJOS ARMADOS
- TUBOS GUÍA DE ONDA
- FIBRAS ÓPTICAS

La forma de emisión de estos laser sin duda es una de las cosas que debemos considerar como mas importantes, ya que nos vamos a

encontrar con laser que emiten de manera continua como son los laser de CO₂, el de Nd:YAG o el de rubí, también encontraremos algunos que se transmiten por pulso y otros que son pulsátil.

Los de emisión continua son excelentes para cirugía, mientras los que se emiten en forma de PULSO o PULSATIL son lo mejor para Odontología General por su seguridad para evitar daños a los tejidos.



FORMAS DE EMISIÓN (tomada de www.ecured.com)

Ho:YAG

LONGITUD DE ONDA	2100 nm
RADIACIÓN	INFRARROJO CERCANO
MEDIO ACTIVO	SÓLIDO
ABSORCIÓN BIOLÓGICA	AGUA
TRANSMISIÓN	FIBRA ÓPTICA
EMISIÓN	PULSO
PRECAUCIONES	AFECTA LA CORNEA QUEMA LA PIEL PRODUCE CATARATAS
APLICACIÓN	TEJIDOS DUROS

Er:YAG

LONGITUD DE ONDA	2.94 nm
RADIACIÓN	INVISIBLE INFRARROJO
MEDIO ACTIVO	SÓLIDO
ABSORCIÓN BIOLÓGICA	AGUA
TRASMISIÓN	BRAZOS ARTICULADOS
EMISIÓN	PULSOS
PRECAUCIONES	AFECTA LA CORNEA Y LENTE ACUOSO CATARATAS QUEMA LA PIEL
PRINCIPAL APLICACIÓN	TEJIDOS DUROS

El laser de *Erbio:YAG*, cuya propiedad principal es la de poder descargar su energía en el agua, le posibilita lograr ablación fría y rápida del tejido duro. Esta propiedad hidroquinética permite el tratamiento selectivo de la caries, preservando el tejido sano y evitando tres de los aspectos menos deseados por los pacientes en el tratamiento dental: el uso de agujas para aplicar anestesia, la vibración de la fresa y el sonido penetrante del método tradicional.

Este tipo de laser permite al profesional realizar aplicaciones como la remoción de todo tipo y clase de caries, remoción y modificación de esmalte, dentina, materiales de relleno plástico y sellado de fisuras. También posee la capacidad de reemplazar al grabado ácido, sustituyéndolo por la acción láser, evitándose así los efectos secundarios indeseables que el mismo puede producir. La eliminación inmediata de las hipersensibilidades de cuello también constituye otra importante práctica cotidiana para este tipo de laser, pudiendo cerrar los canalículos expuestos en pocos segundos y proveyendo al paciente de una solución definitiva a este problema.

Su afinidad por el agua le permite también actuar sobre tejidos blandos logrando cortes rápidos y dejando una superficie desinfectada.

Por su poder desinfectante el Erbio también actúa muy favorablemente al realizar cavidades, virtualmente eliminando el problema de recidiva.

He NE

LONGITUD DE ONDA	0.632 nm
RADIACIÓN	VISIBLE COLOR ROJO
MEDIO ACTIVO	GAS
ABSORCIÓN BIOLÓGICA	MELANINA
TRASMISIÓN	FIBRAS ÓPTICAS BRAZOS ARTICULADOS
EMISIÓN	ONDA CONTINUA
PRECAUCIONES	CAUSA LESIÓN DE RETINA QUEMA LA PIEL REACCIONES FOTOSENSIBLES

ARGÓN

LONGITUD DE ONDA	0.488 nm.
RADIACIÓN	VISIBLE
MEDIO ACTIVO	GAS
ABSORCIÓN BIOLÓGICA	HEMGLOBINA Y MELANINA
TRASMISIÓN	FIBRA ÓPTICA
EMISIÓN	ONDA CONTINUA
PRECAUCIONES	LESIONA LA RETINA PRODUCE REACCIONES FOTOSENSIBLES
PRINCIPAL APLICACIÓN	TEJIDOS BLANDOS CURAR RESINAS

	CO₂
LONGITUD DE ONDA	10.6 nm
RADIACIÓN	INVISIBLE EN EL INFRARROJO
MEDIO ACTIVO	GAS
ABSORCIÓN BIOLÓGICA	AGUA
TRASMISIÓN	BRAZOS ARTICULADOS TUBOS GUÍA DE ONDA
EMISIÓN	ONDA CONTINUA Y PULSOS
PRECAUCIONES	QUEMA LA CORNEA Y LA PIEL
PRINCIPAL APLICACIÓN	TEJIDOS BLANDOS Y DUROS

LASER DE DIÓXIDO DE CARBONO

Se descubrió en 1964 y sus primeras aplicaciones las hizo Patel, una longitud de onda de 10.6 nm. está situado en el área infrarroja lejana del espectro electromagnético.

Su energía corta rápido los tejidos por lo que se llama LASER BISTURÍ y esto se debe a que es altamente absorbido por el agua vaporizando rápidamente los tejidos. La capa de tejido carbonizado actúa como recubrimiento biológico por lo que se recomienda que no sea removido.

El medio activo de este laser es el dióxido de carbono que está formado por una mezcla de nitrógeno, gases de helio y dióxido de carbón siendo estas últimas partículas las que participan directamente en el proceso de emisión estimulada produciendo una longitud de onda infrarroja de 10.6 nm. en este caso el medio activo es estimulado por descargas eléctricas.

Como el medio activo es un gas están provistos de tubos o cilindros teniendo que reemplazarlo cuando se termine.



EJEMPLO DE UN LASER ¹⁹

Nd: YAG

LONGITUD DE ONDA	1.064 nm
RADIACIÓN	INVISIBLE EN EL INFRARROJO
MEDIO ACTIVO	SÓLIDO
ABSORCIÓN BIOLÓGICA	MELANINA Y HEMOGLOBINA
TRASMISIÓN	FIBRAS ÓPTICAS
EMISIÓN	ONDA CONTINUA Y PULSOS
PRECAUCIONES	AFECTA LENTES Y RETINA CATARATAS QUEMA RETINA Y PIEL
PRINCIPAL APLICACIÓN	TEJIDOS BLANDOS Y DUROS ENDODONCIA

LÁSER DE Nd:YAG Y SUS APLICACIONES CLÍNICAS

Tiene una longitud de onda de 1.064 nm. se encuentra situado en el área cercana del infrarrojo en el espectro electromagnético. A diferencia del

laser de CO₂ el laser de Nd:YAG no es muy absorbido por el agua pero es parcialmente absorbido por la hemoglobina y la melanina.

Los laser de Nd:YAG se pueden transmitir a través de pulsos o en forma pulsátil y en onda continua.

El láser pulsátil de Nd:YAG tiene una penetración en los tejidos de 150 micras a diferencia del laser de Nd:YAG de onda continua que tiene una penetración de varios milímetros en los tejidos blandos. Por lo que no la odontología se recomienda el uso del laser de Nd:YAG pulsátil y de baja potencia.

La longitud de onda del Nd:YAG le permite ser transmitido a través de fibras ópticas que pueden ser de diferentes diámetros, y se puede aplicar la energía laser en contacto con los tejidos. Una pequeña porción del tejido que evapora el laser se carboniza y permanece en la punta de la fibra creando una punta caliente, lo que aumenta la temperatura y el efecto laser.

Un laser de HeNe sirve como laser guía para los láser de Nd:YAG por su longitud de onda que se encuentra en el área visible del espectro electromagnético.

El rayo de Nd:YAG es altamente absorbido por la amalgama, titanio y metales no preciosos por lo que se debe de tener cuidado al trabajar cerca de estos materiales.

Las principales aplicaciones del laser de Nd:YAG son para tejidos duros y blandos lo que hace uno de los preferidos para su aplicación en Odontología.

El medio activo de este laser es sólido y consiste en un cristal formado por ytrio, aluminio y granate cubierto con Niodium siendo este el que

genera los fotones para la emisión laser y que en este caso puede producir tres longitudes de onda diferentes con aplicación en Medicina y Odontología que son de 1,064 nm, 1320 nm, 1440 nm, siendo la de 1064 nm la más apropiada para las aplicaciones en Odontología.

Una de las grandes ventajas de usar el laser de Nd:YAG dentro de la Odontología es su efecto de analgesia al aplicarlo sobre tejidos duros.

APLICACIONES DEL LASER Nd:YAG

- Vaporización de caries
- Desensibilización
- Modificación del esmalte y dentina
- Fosetas y fisuras
- Frenectomía labial y lingual
- Gingivectomias
- Gingivoplastias
- Remoción de fibromas e hiperplasias
- Operculectomias
- Analgesia laser
- Insición y drenados de abscesos
- Ulceras aftosas
- Alargamiento de coronas
- Remoción de tejido de granulación
- Eliminación de pigmentación gingival
- Curetaje laser
- Retracción del tejido para impresiones

6.4 RECOMENDACIONES DE SEGURIDAD PARA EL USO DEL LASER

1. Alineación del laser guía y el quirúrgico: antes de cualquier procedimiento se debe de checar disparándolo sobre un abate lenguas.
2. Control del laser: cuando no se está usando el laser se debe de colocar en posición de reposo para evitar cualquier daño.
3. Energía reflejada: la energía del laser se puede reflejar y causar daño a los tejidos vecinos por lo que es necesario usar instrumental plástico o antirreflejante.
4. Riesgo de explosión: Todos los materiales combustibles deben de mantenerse fuera del área operatoria nunca use el laser en presencia de anestésicos inflamables. Por lo que sólo deben de usarse materiales no inflamables. El área quirúrgica debe de cubrirse con gasas húmedas para prevenir la combustión.
5. Protección visual: los ojos son los órganos más sensibles a los efectos del laser por lo que se debe de usar lentes protectores específicos para cada longitud de onda y deben de usarlo cada uno del personal que se encuentre en el área de trabajo. **NO SE DEBE VER DIRECTAMENTE AL RAYO LASER.**
6. El daño al tejido depende de la cantidad de energía y del tiempo de exposición de laser sobre el área esto se debe de tener en cuenta cuando se hace una incisión con el láser, con la aplicación del laser en períodos de tiempos cortos obtenemos mejores resultados.
7. Se debe de colocar una señal de laser en uso en la puerta el operatorio cuando se esté trabajando con éste. ³



Lentes de protección para cuando se emplea el laser ⁵



Advertencia de uso de laser.⁵

7. LASER: DIAGNÓSTICO Y ELIMINACIÓN DE CARIES

DIAGNÓSTICO DE CARIES POR LASER

Existen alteraciones a nivel de esmalte, muy difíciles de detectar, con este método se puede diagnosticar estas lesiones iniciales y realizar tratamientos mínimamente invasivos, que permiten conservar mayor parte de la estructura del diente.

Este procedimiento se basa en las propiedades de fluorescencia de los tejidos dentales, ya que el tejido desmineralizado o con caries y el tejido

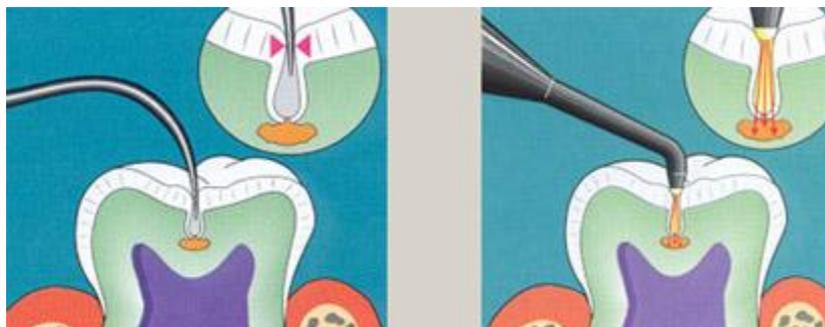
dental sano, muestran diferentes respuestas (fluorescencia) cuando son iluminados con laser.

El laser es un rayo de luz homogeneizada y emitida en una determinada longitud de onda.

El diagnóstico se realiza midiendo la fluorescencia (luz roja) que rebota sobre el diente al emitir una luz laser sin tocar la superficie dental, esta fluorescencia es medida por un sistema electrónico diferenciando el tejido dental desmineralizado o cariado del tejido dental sano .

El diagnóstico mediante laser dental tiene como ventajas la posibilidad de:

1. Diagnóstico precoz de la caries de fosetas y fisuras.
2. Monitorización de la caries, posibilidad de control.
3. Practicar una odontología mínimamente invasiva.



DETECCIÓN DE CARIES CON EXPLORADOR DENTAL (IZQUIERA)
DETECCIÓN DE CARIES CON LASER DIAGNOdent (fuente www.kavodental.com)

Fluorescencia Infrarroja por laser (DIAGNOdent).

Hibst y Gall en 1998 desarrollaron el equipo laser portátil, que mide el incremento en la fluorescencia del tejido dental afectado por caries cuando se aplica sobre él una luz laser con una longitud de onda de 655nm.



DIAGNOdent (tomada de www.newsarasotasmile.com)

El diodo laser se encuentra en el interior del equipo. El *DIAGNOdent* ilumina la superficie dental, a través de una sonda flexible, con una luz láser roja intermitente, que penetra a varios milímetros (12 mm) dentro de la estructura dentaria.

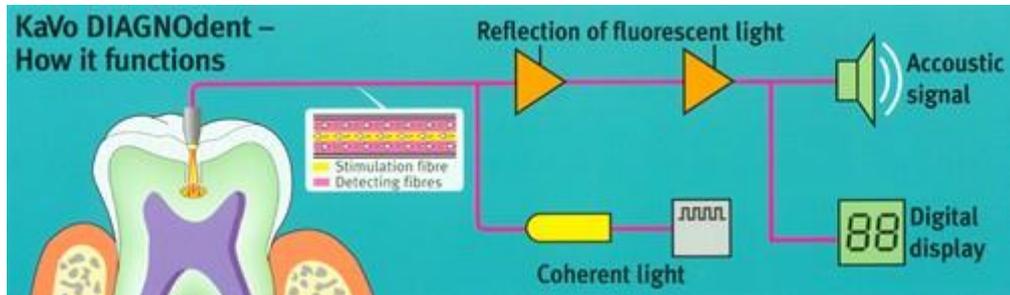
Una parte de la luz es absorbida como fluorescencia, dentro del espectro infrarrojo, hacia el dispositivo. Esta información es analizada y cuantificada. El valor numérico obtenido esta en relación directa con el tamaño de la lesión.

Opcionalmente, la detección de la radiación fluorescente puede ser reflejada por medio de una señal acústica.

La unidad trae dos puntas, una en forma de cono truncado punta A y otra plana punta B. La primera permita realizar el examen en áreas como fosas y fisuras, en tanto que la segunda permite examinar las superficies lisas.

Las instrucciones del dispositivo indican que el área que va a ser diagnosticada debe estar limpia porque la placa, el cálculo dental y las decoloraciones, pueden dar lugar a valores falsos. Las instrucciones señalan también que valores numéricos entre 5 y 25 indican lesión inicial en el esmalte y valores mayores de este rango reflejan caries de dentina

temprana. Cuando existen lesiones avanzadas en la dentina se obtienen valores superiores a 35.



FUNCIONAMIENTO DE DIAGNOdent (tomada de www.kavodental.com)

LASER ELIMINACIÓN DE CARIES

La caries es un proceso de infección bacteriana con descalcificación del esmalte y disolución de la dentina, debe ser excavada selectivamente lo que significa debe ser limitada a la zona de tejido cariado, esta remoción selectiva se puede lograr usando la tecnología laser debido a la alta absorción en el tejido húmedo cariado, una ventaja es la ausencia de lodo dentinario y una cavidad estéril.¹¹

El laser más estudiado y documentado en términos de remoción de tejido dental es el laser de ER:YAG (2,940 nm). La velocidad a la cual la eliminación de tejido ocurre depende de la cantidad de agua presente.

La energía laser causa:

- Liberación del grupo hidroxyl (OH) de la hidroxiapatita.
- Evaporización inmediata de H₂O en el tejido dental
- Evaporización inmediata de la concha de hidratación (consiste en una capa de agua en la superficie de un cristal)^{11,12}

Teniendo en cuenta las aplicaciones en odontología restauradora el laser de emisión continua o laser pulsado debe estar bien absorbido por los componentes principales de los dientes, es decir, el agua y la hidroxiapatita; para promover los efectos deseados térmicos y mecánicos en los tejidos dentales, en un proceso llamado ablación térmica. El proceso de ablación térmica que se produce en los tejidos dentales duros también se conoce como "explosivo", En pocas palabras, este proceso se puede explicar como resultado del calentamiento rápido del agua subsuperficial de la matriz del tejido duro, debido a la mayor interacción con la irradiación con laser, el calentamiento de estas moléculas de agua conduce a un aumento en la vibración molecular y, en consecuencia, un aumento de las presiones bajo la superficie que puede superar la fuerza del tejido.

Finalmente, se puede observar una "explosión". Este proceso tiene lugar a temperaturas por debajo del punto de fusión de los tejidos dentales duros (alrededor 1200°C), que pueden variar de acuerdo a la longitud de onda del laser.¹⁵

Para la comprensión de cómo la irradiación con laser puede proporcionar un tratamiento de las lesiones de caries, la composición química del tejido debe ser conocido por el profesional.

El esmalte humano está compuesto por 95% de hidroxiapatita [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}_2)$], 4% de agua y 1% fibras de colágeno, así como la dentina humana contiene 70% de hidroxiapatita, 20% de fibras de colágeno y 10% de agua.^{11.15}

El tejido cariado contiene un mayor contenido de agua en comparación con el tejido dental sano. Por consiguiente, la eficacia de ablación en la caries es mayor que para los tejidos sanos. Teniendo en cuenta las diferencias en la composición podemos inferir que el laser Er: YAG puede

extirpar la dentina más rápido que el esmalte (ya que tiene más cantidad de agua). La misma regla es válida cuando se comparan tejido cariado con tejido sano, teniendo en cuenta que los tejidos cariados tienen una cantidad significativamente mayor de agua. De esta manera, en una aplicación clínica, se puede observar más fácil eliminación de la caries en comparación con la eliminación de los tejidos circundantes sanos, y este hecho puede influir en los parámetros de irradiación láser que se deben utilizar para diferentes aplicaciones.

Esmalte y dentina tiene una absorción débil en los rangos de longitud de onda visible (400-700 nm) y cercano al infrarrojo (1064 nm).

Desde la aprobación por la FDA de los laser de erbio en los tejidos dentales duros, han sido estudiados ampliamente para la terapia de caries. La literatura presenta una serie de ventajas para la eliminación de la caries, tales como reducción del dolor, el ruido, la vibración, la posibilidad de la eliminación selectiva y los cambios en la composición química del tejido restante, dando lugar a un tejido más resistente a la desmineralización. Es por eso que los laser de erbio se pueden considerar una realidad clínica en los consultorios dentales.^{11,12,15}

A mayor energía por pulsos, los laser de erbio puede inducir lesiones térmicas al tejido dental duro, tales como la presencia de microgrietas, fusión o incluso carbonización. De este modo, durante la aplicación clínica, es esencial utilizar el conjunto correcto de los parámetros del laser y el uso de un sistema adecuado de aire-agua para proporcionar adecuada refrigeración y evitar estos efectos secundarios. Sin embargo, una capa de agua en exceso puede disminuir la interacción de erbio con los tejidos dentales duros de esta manera, el uso de de aspiración es recomendable.

Durante la eliminación de la caries con laser, la ablación del esmalte promueve cavidades con ásperos bordes, paredes irregulares, la profundidad depende de la intensidad de energía y las pulsaciones que se utilicen, habrá exposición de los prismas del esmalte y rugosidad en la cavidad (esta depende de la intensidad de energía que se utilice).

En la dentina sana, debido a las diferencias en la composición y morfología, los láseres de erbio promueven una mayor remoción de dentina peritubular que dentina intertubular. De esta manera al usar laser en dentina se promueve la formación de superficies ásperas con túbulos dentinales abiertos, la ausencia de capa de barrillo, grietas o fusión, con protrusión de la dentina peritubular debido a su cantidad menor de agua en comparación con la dentina intertubular.

En contraste, el uso de piezas de alta velocidad para la preparación de cavidades promueve pisos planos, con paredes internas lisas y formas geométricamente bien definidas, con cerrado los túbulos dentinarios. Estas características, así como los cambios en la química y la estructura en tejido restante promovido por la irradiación con laser, se deben tomar en consideración con el fin de elegir un sistema apropiado para la restauración de resina adhesiva, ya que los sistemas adhesivos interactúan de forma diferente con los tejidos tratados con laser o fresa.^{11,12,15.}

7.1 ACCIÓN SOBRE EL TEJIDO ADAMANTINO

Cuando el impacto laser actúa sobre el tejido adamantino sano se produce un área de color blanco –halo de difusión térmica- caracterizada por la fusión o vitrificación de la capa superficial del tejido y la formación de cristales regulares e irregulares de carbonato de calcio.³

La acción del laser sobre las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, vestibulares y linguales tiene su indicación precisa como elemento de apertura física de las mismas, con eliminación de la enfermedad, ya que el contenido orgánico-inorgánico de las fisuras (placa bacteriana y tejido cariado) son vaporizados por el impacto fotónico, dejando un tejido carbonizado a nivel del tejido adamantino lesionado y un halo blanco en tejido sano.^{3,11}

En cambio su accionar sobre el esmalte cariado en etapa de mancha parda o negra a nivel de una cara proximal, depende de la intensidad del impacto. Con una aplicación de mínima potencia se observa pérdida de sustancia superficial, en forma de oquedad cratiforme-irregular, con exposición de la estructura prismática y fenómenos de recristalización. La aplicación de un impacto de mediana potencia profundiza la eliminación de la capa adamantina periférica, descubriendo estructuras más profundas que presentan la apariencia del esmalte acondicionado con ácido fosfórico o cítrico. Un impacto mayor genera sobre el área adamantina en cuestión una pérdida de tejido apreciable, con microporosidades que llegan hasta el nivel subsuperficial siendo los fenómenos de recristalización evidentes.³

7.2 ACCIÓN SOBRE LA DENTINA

La acción del laser sobre los tejidos dentales se caracteriza por la deshidratación de la matriz orgánica superficial. La dentina cariada es suprimida y las bacterias eliminadas por vaporización. La carbonización de las estructuras orgánicas determina el endurecimiento y homogenización de la superficie dentinaria expuesta, con mayor resistencia a los ácidos como el láctico, cítrico o fosfórico.³

La cicatrización física de las heridas dentinarias se logra a través del láser de CO₂ por la formación de una barrera esterilizada y de alta microdureza superficial.

La eliminación total o parcial de la dentina carbonizada se realiza posteriormente por corte o raspado con instrumental de mano muy afilado (cucharillas o excavadores de tamaño adecuado), hasta visualizar dentina sana.

No sería necesario efectuar acondicionamiento adamantino con ácido ya que las varillas del esmalte presentan luego del impacto fotónico, microporos, microsurcos o microgrietas similares a las producidas por la acción del ácido fosfórico al 37%.³

7.3 ACCIÓN SOBRE LA PULPA DENTINARIA

Uno de los fenómenos más preocupantes es la concentración del calor generado por el impacto laser sobre la estructura biológica del órgano dentino-pulpar. Sin embargo, estos posibles efectos iatrogénicos son minimizados por la rápida absorción y difusión térmica en los tejidos, y por la interminencia con mínima potencia de la impactación. Estos fenómenos efectivizan que el calor generado se disipe a nivel de la zona superficial del esmalte, donde alcanza valores menores a un 5% de la temperatura de incidencia superficial, durante el tratamiento de una caries.^{3,13,14,15}

El umbral crítico que no debe excederse es un aumento de la temperatura de más de 5°C. En 1965, Each y Cohen mostraron que un incremento de temperatura de 6.1°C irrita las fibras C aferentes, como resultado, los neuropeptidos son liberados y se crean cambios hiperémicos en la microcirculación, esto lleva a una inflamación neurógena. Un incremento de temperatura de 7 a 8°C produce una desnaturalización de las proteínas y una necrosis irreversible de las células y tejido, arriba de los 9°C toda la

circulación sanguínea de la pulpa se detiene y causa necrosis completa.^(13,15)

La investigación histológica con experimentos en animales ha mostrado que durante la preparación en la proximidad de la pulpa, sólo aparecen cambios reversibles, seguidos de una formación de dentina terciaria.

7.4 Preparación de cavidades

Se obtienen cavidades similares a las que se pueden preparar con el instrumental rotatorio convencional. Existen discrepancias en relación con las fuerzas de adhesión obtenidas cuando se acondiciona el esmalte con laser de Er:YAG. Para la mayoría de los autores, se obtendrían fuerzas de adhesión menores, pero al superar el 70% del resultado obtenido con el ácido ortofosfórico, se podrían considerar una alternativa aceptable.

El tiempo invertido en la preparación de una cavidad, con los laser de Er:YAG, suele ser mayor que el utilizado con la turbina convencional.^{7,8}

Los laser de Er:YAG permiten la preparación de cavidades sin necesidad de utilizar técnica de alguna anestesia. Esta característica abre nuevas expectativas para el tratamiento de pacientes, que por razones diversas, no acepten o en los que no esté aconsejado el uso de anestésicos locales. Por este motivo, estos laser son cada vez más recomendables en Odontopediatría.^{3,13,14}

Cuando se utilizan altas frecuencias y una energía de pulso baja obtenemos en el esmalte una superficie como la que se obtiene cuando grabamos con ácido ortofosfórico.

COMPARACIÓN DEL LASER CON LA FRESA TRADICIONAL ^{7,8,11}

LASER	PIEZA DE ALTA
SIN RUIDO MOLESTO SIN ANESTESIA +90% SELECTIVO Y CONSERVADOR ABLACION CONTROLADA SIN VIBRACIONES NO PRODUCE PICOS DE CALOR ESTERILIZA AHORRA TIEMPO DE ANESTESIA Y GRABADO	VELOCIDAD DE REMOCIÓN PRECISIÓN DE TALLADO TODOS LOS CUADRANTES EN UNA MISMA SESIÓN

7.4.1 INDICACIONES Y CONTRAINDICACIONES

INDICACIONES

- Para la eliminación de caries en dentina y esmalte
- Acondicionamiento para sistema adhesivo

DESVENTAJAS

- Alto costo del equipo laser.
- Más tiempo en la eliminación del tejido carioso comparándolo con pieza de alta velocidad.
- Mantenimiento obligatorio cada 6 meses del equipo laser.^{3,7,11}

CONTRAINDICACIONES

- Pacientes epilépticos.
- Irradiación prolongada en niños en edad de crecimiento.
- Infecciones bacterianas sin previa cobertura antibiótica.
- Combinación con fármacos que producen fotosensibilidad.
- Piel fotosensibles.^{3,5,7}

CONSIDERACIONES DEL LASER

- Es de gran importancia que durante la activación del laser, es la refrigeración durante la ablación del tejido dental duro para prevenir el aumento de temperatura y la desecación de los tejidos, lo cual provocaría una disminución de la eficiencia de la ablación y daño dental permanente.
- La irradiación directa e indirecta sobre el globo ocular, debe estar muy controlada y es indispensable el uso de lentes de protección.
- Uso de instrumental de mano no metálico.

LIMITACIONES DEL LASER

- Los laser de Erbium está contraindicado para la eliminación de oro, porcelana y amalgama. Ya que reflejan la energía laser. Si se utiliza algún laser para este propósito, debe irradiarse sobre las zonas del diente que favorece la retención del material de obturación, hasta conseguir su total liberación.
- Para la eliminación de esmalte y dentina, el laser no es tan rápido como una pieza de alta velocidad.^{4,7,11}
- Es indispensable tener un excelente conocimiento del uso del laser y estar en constante actualización.⁽¹⁶⁾

8. CONCLUSIONES

- El calor y la vibración son la causa de la mayoría del dolor asociado con la utilización de la pieza de alta velocidad. Dado que las pulsaciones en dientes con tecnología laser no causan ni calor ni vibración, la mayoría de los procedimientos dentales pueden ser realizados sin dolor, prácticamente eliminando la necesidad de anestesia en la mayoría de los casos.
- El laser elimina caries en forma muy precisa lo cual te permite mantener una estructura dental sana y conservar tus dientes sanos más tiempo.
- El laser evita muchos problemas comunes con la pieza de alta velocidad, incluyendo fisuras en los dientes por causa de vibración y giro rápido de las cabezas de la fresa lo cual puede debilitar los dientes, dando pie a problemas futuros.
- El laser descontamina conforme corta, reduciendo la probabilidad de contaminación bacterial.
- En manos de un dentista entrenado, el laser es tan seguro como otros aparatos médicos. Con su rango activo de 2mm desde la punta, el laser otorga precisión de punto de alfiler, reduciendo la posibilidad de causar daños a tejidos sanos.
- La principal medida de seguridad necesaria durante el tratamiento con láser son lentes protectores adecuados para el operador, asistente y paciente.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Castro G. Estudio de las aplicaciones clínicas del laser de diodo InGaAsP (980nm) en Periodoncia e Implantología, 2006. www.scielo.com
2. Arte y ciencia de la odontología conservadora. Studervant, 5° edición, Editorial Elsevier 2007, pp 352-355.
3. Uribe J. Operatoria dental ciencia y práctica. 2° edición, Madrid, Editorial Ediciones Avances Médico Dentales, 1991, pp 367-372.
4. Martínez H. Manual de Odontología Laser, Communication Corporación. Monterrey N.L México. Primera Edición, junio 1994. Pp 126-190
5. Tost A. Domínguez J. Aytés L. Escoda C. Aplicaciones del láser en Odontología. RCOE. 2004 Oct. www.scielo.com
6. P- Verheyen D.D.S. Preparación de cavidades utilizando el láser Erbium-YAG. 2007. www.scielo.com
7. Gómez J. Laser como instrumento quirúrgico. Rev. Inst. Med. "Sucre" LXIX 2004;124: 78-81
8. Natera G. Alfredo E. Uzcátegui G. Gladys M. Usos del Rayo Láser de Erbium:Yag (Er:Yag)en Odontología restauradora: I Parte. Acta odontol. Venez. 2002; 39: 60-71
9. Natera G. Alfredo E. Uzcátegui G. Gladys M. Usos del Rayo Láser de Erbium:Yag (Er:Yag)en Odontología restauradora: II Parte. Acta odontol. Venez. 2002; 40: 145-160

10. Revilla V. Domínguez J. Tost A. Gay-Escoda C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG en Odontología. RCOE. 2006; Venezuela. www.scielo.com
11. Altshuler G. Belikov A. Erofeev A. Laser treatment of enamel and dentin by different er-lasers. Proceedings of SPIE 1994; 2128:273-281.
12. Ana P. Bachmann L. Zezell D. Lasers effects on enamel for caries prevention. Laser Physics 2006;.16: 865-75.
13. Ana P. Blay A. Miyakawa, W. Zezell D. Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG at low fluences. Laser Physics Letters 2007; 4; 827-834.
14. Antunes A. de Rossi, W. Zezell, D. Spectroscopic alterations on enamel and dentin after nanosecond Nd:YAG laser irradiation. Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectroscopy, 2008; 64: 1142-1146.
15. Husein A. Applications of lasers in dentistry: A review. Archives of Orofacial Sciences 2006; 1: 1-4
16. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of ER:YAG laser applications in dentistry. American Journal of Dentistry 2006; 19: 178-186
17. M. Babu, Laser in Dentistry. Indiana 2008; www.agd.org

18. Lomke M. Clinical applications of dental lasers. General dentistry. 2009; www.agd.org

19. Wadhvani R. Lasers in dentistry- An introduction to new Technology. International Dentistry 2007; 9: 6-20. <http://www.moderndentistrymedic.com>

20. Hibst R. Lasers for caries Removal and Cavity Preparation: State of the Art and Future Directions. Rev. Med. The Journal of oral Laser Applications 2002; 2: 203-213.

21. Jacobsen T. Norlund A. Sandborgh G. Tranaeus S. Applications of laser technology for removal of caries: A systematic review of controlled clinical trials. Act. Odont. Scandinavica 2011; 69: 65-74

22. www.scielo.org

23. www.kavo.es

24. www.jla.aip.org

10. ANEXOS

Paciente infantil masculino, 7 años de edad.

Aparentemente sano

Sin antecedentes heredofamiliares



Caries de primer grado en segundo molar superior infantil

Cortesía Esp. Mario Velázquez M



Uso de laser para detectar caries en la fisura distal

DIAGNOdent Cortesía Esp. Mario Velázquez



Eliminación de la lesión de caries con laser de ER:YAG
Cavidad mínimamente invasiva
Cortesía Esp. Mario Velázquez M



Restauración con resina
Cortesía Esp. Mario Velázquez M