

254



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**USO DEL RAYO LÁSER EN
OPERATORIA DENTAL**

T E S I S A

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE :
CIRUJANA DENTISTA**

**PRESENTA:
LIDIA HERRERA PINEDA**

**DIRECTOR: C.D. GASTÓN ROMERO GRANDE
ASESOR: C.D. GASTÓN ROMERO GRANDE**



**FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA**

MEXICO, D.F.

2001



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A Isabel y Viliulfo:

Por ser el motor de mi vida, impulsándome en cada momento, por ayudarme a construir un mundo de esperanzas y realidades ¡Gracias por darme la vida!

A ti mamá, por tu apoyo brindado en cada minuto, por compartir mis angustias, mis alegrías, por procurarme, por luchar día a día contra viento y marea para salir avante. Gracias por ayudarme a levantarme en cada una de mis derrotas, ahora comparto contigo este éxito.

A ti Papá por estar conmigo, a veces lejos, a veces cerca, pero siempre a mi lado en pensamiento y alma, por haberme dado una infancia feliz a pesar de las adversidades. Gracias a tu amor y dedicación soy lo que soy. (No se admiten reclamaciones)

A mis hermanas y a mi hermano:

A Vianey, por enseñarme a disfrutar cada momento al máximo, por ayudarme a desenvolverme aún mas como mujer, por ser mi apoyo moral, mi cómplice y por ser como una segunda madre. (Pa' madrecita ¡Niña!)

A José, por ser mi compañero de múltiples aventuras, por haberme dado las herramientas necesarias para salir adelante en la vida cotidiana, por brindarme un consejo en el momento más oportuno, por ser un niño dentro de un hombre.

A Juana, por luchar cada día, por pensar en mí, por darme elementos para sentirme muy orgullosa de ti, por dejarme conocerte, por descubrir en ti a una gran amiga. ¡Dale chava!

A Iliana, por formar parte de mi familia desde hace mucho tiempo, por tu apoyo y por darle vida a un dulce sueño...

A José Saulo, a ti bebito por iluminar con tu sonrisa los días mas oscuros, por ser mi esperanza y alegría mas grande, por darme la oportunidad de maravillarme con tu crecimiento.

A Pepe+, Filo, Pino y Silvina por ser las semillas que dieron vida a mi familia mil gracias.

A Yolanda, Alejandra, Fabián y Beto por estar siempre en mi pensamiento

A Marlene, por ser mi amiga, compañera, confidente, cómplice y mi chacha durante tantos años sin goce de sueldo.

A Blanca, por dejar crecer una nueva amistad y brindarme el titulo de amiga.

Al par de kerras Kutas, Silvia y Mariana por los excelentes momentos y las presiones compartidas.

A Tillo+, donde quiera que estés, este triunfo también es tuyo amigo mío. Te extraño.

A las Familias Herrera López, Pineda Guerrero y Pineda Guerrero (Bis) por que me han ayudado en mi crecimiento como persona.

Con respeto y cariño al Lic. Manuel Tellez+. A la Sra. Elena Ortiz+. A la Sra. Guadalupe Suárez. Muchas gracias por todo.

A mis amigos y conejillos de indias:

A Bernardo, por dejarse anestesiar el facial.

A Mario Alberto, por la interminable endodoncia.

A Arturo Cortes, por sus benditas resinas.

A Pablo por el tratamiento que no ha culminado.

A Luis, por considerar a la anestesia general como una mejor opción.

Gracias a ustedes y a todos los pacientes que cooperaron conmigo, he logrado desarrollar una mejor habilidad. Les debo muchísimo

A Agustín Cano, por su valiosa interacción en mi crecimiento como profesional.

A mi Ángel (a), gracias por hacerte presente en el momento más indicado.

A Rosa, por estar a mi lado cuando más te he necesitado. Mil gracias.

A Lilliam y Ricardo M, por que sé que cuento con ustedes a cada momento.

A Tania y Ana Bertha, por ser mis amigas durante la niñez y la adolescencia.

A mis compañeras (os) y amigas(os) de la facultad, Liliana, Betty, Jessica, Ely, Marisol, Monica, Arturo, Aldo, Armado Reyes, Armando y Cesar Higareda.

A Rocío Núñez y Giovanni Gómez, Gracias a su chispa y a su buen humor este seminario no fue tan pesado.

A Rosa Fuentes con muchísima admiración, por ser estudiante, inhaloterapeuta, madre y mi amiga.

A los amigos a larga distancia, Damaris, Letty, Daniel, Edgar, Martín, Francisco, Rigel y Bernardo por fomentar una amistad sin distancia. Ta tan ta tan ta tan.

To Swaroop Archibald, Thanks for be near me all the time by your mind and your soul, for make me fell very special, I love you. Kisses and kisses and more kisses.

A la C.D. Gabriela Fuentes. Gracias por sembrar en mi la semilla de la odontología y dame la oportunidad de saber desde niña lo satisfactoria que es esta profesión, por enseñarme la calidad y el respeto con el cual deben de ser tratar a nuestros pacientes.

Al C.D. Felipe Téllez. Gracias por sus palabras de aliento, por tener tanta calidad humana.

Al C.D. Martín Arriaga, mil gracias por cada frase brindada.

Al C.D. Cesar Alfaro, por ser un buen amigo.

A la C.D. Norma Palacios, por el mágico viaje por el cuerpo humano.

A cada uno de los profesores que compartieron sus conocimientos conmigo.

Al C.D. José Torres por su colaboración para la elaboración de esta tesina.

Al C.D. José Miguel y C.D. Manuel Lazzeri, Gracias por hacer mucho mas amena mi estancia en la facultad, por sus consejos, por sus chistes, por todas las sonrisas brindadas.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme la oportunidad de crecer y madurar dentro de ella.

A Box Pol, por compartir veladas a la luna en noches de insomnio, por limpiar mis mas amargas lágrimas.

A Dios, por haberme dado la oportunidad de subir un escalón mas en la larga escalinata de la vida.

A Lidia por seguir adelante cada día con más fuerza, recuerda que no hay mujer, ni hombre, ni bestia viviente que pueda detenernos, por que nacimos para pelear. Te amo

INDICE.

Introducción	pag. 1
Capitulo 1. Histología dental	pag. 2
1.1 Dentina	pag. 2
1.2 Esmalte	pag. 4
1.3 Cemento	pag. 5
1.4 Pulpa	pag. 6
Capitulo 2. Historia del Rayo Láser	pag. 7
Capitulo 3. Física Láser	pag. 8
3.1 Aspecto electromagnético	pag. 8
3.2 Propiedades de la luz ordinaria	pag. 10
3.3 Luz Láser	pag. 12
3.4 Absorción y emisión de luz	pag. 16
3.5 Amplificación de luz por emisión estimulada de radiación	pag. 17
Capitulo 4. Generación del rayo	pag. 18
4.1 Longitud de onda láser	pag. 22
4.2 Calidad de haz	pag. 24
4.3 Poder y densidad de la energía	pag. 26
Capitulo 5. Generalidades sobre la operación láser	pag. 31
5.1 Operación láser	pag. 31
5.2 Parámetros láser	pag. 32
5.3 Suministro del rayo láser	pag. 32
5.4 Interacción láser-tejido	pag. 33
5.5 Seguridad	pag. 33

Capitulo 6. Láser Er:YAG.	
6.1 Notas generales	pag. 35
6.2 Ventajas del láser Er:YAG sobre la pieza de alta velocidad	pag. 36
Capitulo 7. Aplicaciones en el tejido dental duro	pag. 37
7.1 Remoción de esmalte	pag. 37
7.2 Remoción de dentina	pag. 38
7.3 Remoción de lesiones cariosas	pag. 39
7.4 Remoción de materiales de relleno	pag. 40
7.5 Sellado de fisuras	pag. 41
7.6 Modificación de esmalte y dentina	pag. 42
7.7 Desensibilización de dientes hipersensitivos	pag. 43
Conclusiones	pag. 45
Hemerografía	pag. 46

INTRODUCCIÓN.

A lo largo de la historia la necesidad del hombre, por combatir y mitigar el dolor, lo ha orillado a buscar diferentes técnicas para la solución de sus problemas dentales sin la necesidad de padecer el nerviosismo y la angustia que le produce el asistir con el cirujano dentista. El miedo y la angustia son predispuestos por el hecho de saber que serán sometidos a un tratamiento con agujas y con el molesto sonido de la pieza de alta velocidad aunado a que será un proceso relativamente tardado.

Esta misma necesidad orilló a los investigadores a ofrecer la tecnología láser en el campo de la medicina y posteriormente en la odontología.

El rayo láser ofrece al paciente el tratamiento de sus caries sin la necesidad de recurrir en la gran mayoría de los casos al uso de los anestésicos..

Al odontólogo le ofrece la oportunidad de trabajar selectivamente el área afectada del la pieza dentaria, sin tener que destruir tejido sano, además de eliminar la gran mayoría de las bacterias que se encuentran en la pieza dentaria.

Se desarrollarán las características de los rayo láser mas ocupados en operatoria dental como son: el Nd:YAG y el Er:YAG.

Así mismo se determinar que el uso del rayo láser dental no sustituye por completo el uso de la pieza de alta velocidad en operatoria dental, así como describir las características, ventajas y desventajas del uso del rayo láser dental

CAPITULO 1: HISTOLOGÍA DENTAL

1.1 DENTINA

Forma la mayor parte del diente y es un tejido calcificado semejante al hueso, pero más duro por su mayor contenido de sales de calcio (80%) en forma de cristales de hidroxapatita. La dentina no tiene células incluidas en ella, sólo las prolongaciones largas de los odontoblastos. El material intercelular orgánico (20%) está formado principalmente por fibras colágenas y glucosaminoglucanos, sintetizados por las células llamadas odontoblastos. Los odontoblastos se encuentran como una sola hilera de células en la periferia de la pulpa y en la cara interna de la dentina. Estas células de origen mesenquimatoso, son altas semejantes a las cilíndricas, con núcleos basales, citoplasma basófilo con abundante retículo endoplásmico granuloso y un gran aparato de Golgi supranuclear. La cara externa del aparato de Golgi está próxima al retículo endoplásmico granuloso y forma la cara inmadura (cara cis) del aparato. La cara madura (cara trans) mira hacia el centro y contiene vacuolas agrandadas y gránulos precursores de la secreción. En la prolongación larga y terminada en punta del odontoblasto, también se observan gránulos de secreción madura.

En posición apical hacia la dentina, las células muestran un velo celular con complejos de unión y prolongaciones citoplasmáticas largas y delgadas llamadas fibras dentinales de Tomes. Estas fibras atraviesan todo el espesor de la dentina y se encuentran en conductos pequeños que hay en ella denominados tubos dentinales. En la periferia, en la unión entre la dentina y el esmalte (corona) o dentina y cemento (raíz), las fibras ramifican, pero en la parte central no dan ramas. Las fibras tienen 3 a 4 micrones de diámetro. La presencia de los túbulos dentinales da a la dentina una estriación radiada, y los túbulos siguen un trayecto algo ondulado en forma de una "S" abierta. La dentina inmediata a la periferia de cada túbulo es más refringente y se

llama vaina de Newmann. La dentina joven e inmadura forma una capa con relación a las bases de las prolongaciones odontoblásticas que se llama preentina, en esencia esta capa no esta mineralizada y se tiñe de manera diferente a la dentina. Contiene una sustancia fundamental y fibrillas de colágena formadas por los odontoblastos. Las fibrillas de colágena tienden a seguir trayectos paralelos entre sí y aparecen como líneas onduladas y muy juntas en los cortes esmerilados de dentina. La mineralización tiene lugar en la unión de la preentina y dentina (frente de mineralización), y las fibrillas de colágenas quedan ocultas por cúmulos de cristales de hidroxiapatita. Esta fibrillas colágenas de la dentina madura calcificadas por abundantes incrustaciones, permanecen tejidas al azar, sin seguir un modelo obvio, excepto su orientación longitudinal con respecto a las prolongaciones de los odontoblastos. Las variaciones en el grado de calcificación de la dentina se observan en pequeñas regiones localizadas, en especial en la corona. En la dentina pueden persistir zonas pequeñas no calcificadas o calcificadas en parte llamadas espacios interglobulares. La formación de dentina es cíclica, irregular, y en el diente totalmente desarrollado hay líneas de crecimiento o de incremento (líneas de Owen) que parecen como anillos de crecimiento en los cortes transversales. Este modelo rítmico de crecimiento explica las líneas de incremento, que a menudo se ven siguiendo trayectos perpendiculares a los conductillos dentinales.

La dentina es sensible al calor, frío concentración de hidrogeniones y al tacto. Se cree que estos estímulos son recibidos por las fibras dentinales y trasmitidos a las fibras nerviosas de la pulpa.

Los odontoblastos permiten durante toda la vida, y se estimulan por uso excesivo o enfermedad periodontal.

1.2 ESMALTE

Cubre sólo la corona del diente, es de origen epitelial (ectodérmico) y es el material mas duro del cuerpo. El 99% de él es material inorgánico, principalmente fosfato de calcio en formas de cristales de apatita, y 1% es matriz orgánica. Esta no contiene colágena, sino una proteína llamada amielina, que contiene ácido aspártico, glicina, prolina y ácido glutámico. Esta proteína de esmalte maduro contiene péptidos más pequeños que pueden haberse formado por la fragmentación de las proteínas mayores. También pueden encontrarse azúcares libres, glucoproteínas y fosfoproteínas.

La unidad estructural del esmalte es el prisma del esmalte, y entre los prismas hay una sustancia intraprisimática, ambos formados por los cristales de apatita en una matriz orgánica. Cada prisma se sitúa perpendicular a la superficie de la dentina, y se extiende desde la unión dentina-esmalte a la superficie del diente, pero en la parte central se dobla algo en forma de espiral. Cada prisma está formado por un solo ameloblasto, mide unos 6 micrometros de diámetro, y en corte transversal se parece a una escama básicamente hexagonal. Los ameloblastos son células cilíndricas altas cuyos vértices (hacia la dentina) se alargan para formar las prolongaciones de Tomes. Estas forman los prismas en los lugares que los cristales alargados de apatita son grandes y se encuentran en su mayor parte paralelos a ellas; en la sustancia intraprisimática, los cristales se hallan perpendiculares a la superficie del esmalte. Como los prismas siguen trayectos oblicuos a través del esmalte interprismático, los cristales de ambos son casi perpendiculares entre sí; por lo demás, el esmalte del prisma y de la sustancia interprismática es idéntico.

A semejanza de la dentina, el esmalte se deposita en forma rítmica, y los cortes transversales de la corona del diente muestran líneas de incremento (de Retzius) concéntricas y paralelas.

Después de que el esmalte se ha formado y mineralizado por completo, los ameloblastos persisten por un corto periodo como células cúbicas pequeñas que forman la cutícula que cubre la superficie del esmalte, pero esta cutícula desaparece al erupcionar el diente. Es obvio que al perderse los ameloblastos es imposible la formación de nuevo esmalte.

1.3 CEMENTO.

Este cubre la dentina de la raíz del diente, del cuello del vértice, y sirve para unir al diente a la membrana periodontal. En el aspecto histológico es semejante al hueso con haces gruesos de fibrillas colágenas en una matriz calcificada, aunque suelen faltar los sistemas de Havers; recibe su nutrición de los vasos sanguíneos que hay en la membrana periodontal circundante. En general, es delgado y acelular en el tercio superior, pero en la porción inferior hay células óseas (cementocitos) situadas en lagunas interconectadas por conductillos. Los haces gruesos de Colágena se continúan con la fibra de la membrana periodontal que penetran en el cemento como fibras de Sharpey. Estas no se calcifican, y por tanto aparecen como conductos claros en los cortes esmerilados.

A semejanza del hueso, el cemento es un tejido lábil que reacciona a los esfuerzos y, bajo ciertas circunstancias, puede sufrir resorción o hiperplasia. El aumento del grosor, que puede aparecer cerca del vértice en edad avanzada, se efectúa por crecimiento por aposición, esto es por adición de nuevas capas a su superficie. A veces el grosor es tal que forman sistemas de Havers con los vasos sanguíneos. Los casos de destrucción del cemento son raros. El cemento parece ser más resistente a la resorción que el hueso.

La actividad osteoclástica sólo se ve en la resorción de la raíz durante la sustitución de la dentición decidua.

1.4 PULPA.

Es de origen mesenquimatoso y ocupa la cámara pulpar principal y los conductos radiculares. Consta de células y material intercelular formado por fibrillas colágenas finas y sustancia fundamental que contiene glucosaminoglucanos. La mayor parte de las células es estrellada y se asemeja al mesénquima, pero no tiene la misma potencialidad. Las prolongaciones de estas células pulpares parece hacer contacto unas con otras para formar retículo, u forman parte del material extracelular. También hay cantidades limitadas de otras células, como linfocitos macrófagos y células plasmáticas, y como ya se describió, en la periferia de la pulpa hay una capa de odontoblastos productores de dentina.

Generalmente, por los conductos radiculares entran a la cavidad pulpar una arteriola y dos vénulas de paredes delgadas que se ramifican y forman un plexo capilar bajo los odontoblastos e incluso entre ellos es difícil de identificar los vasos linfáticos. Todos los vasos sanguíneos pulpares tienen paredes delgadas y por tanto son sensibles a la presión al encontrarse en una cámara inextensible. Por ello inflamaciones y edema relativamente ligeros pueden provocarla oclusión de estos vasos y en consecuencia la muerte de la pulpa. Esta también recibe nervios destinados a los vasos sanguíneos y los odontoblastos. Pequeñas fibras amielínicas pasan entre los odontoblastos e incluso acompañan a sus prolongaciones hasta la predentina y la dentina para conducir la sensación de dolor, de esta manera se puede pensar que los odontoblastos son receptores neuroepiteliales que actúan como transductores para las dendritas que los envuelven.

CAPITULO 2:HISTORIA DEL RAYO LASER.

Las últimas décadas han sido testigo del uso de métodos ópticos para diagnóstico y tratamiento médicos. Por ejemplo, la sangre se analiza por métodos espectroscópicos que involucran absorción, reflexión o emisión de luz. En terapia, algunas veces se utilizan lámparas curativas especiales para aliviar el dolor. Las fuentes ordinarias de luz como lámparas incandescentes, fluorescentes y otras fuentes de luz especializadas se utilizan en todas estas aplicaciones.

En 1960, apareció una fuente de luz totalmente nueva: el láser. La palabra "láser" había aparecido ya en los escritos de Plinio, el famoso historiador del siglo I de nuestra era. "El láser se nombra entre los más milagrosos dones de la naturaleza y por sí mismo conduce a una variedad de aplicaciones" (Plinio, XII, 49). El láser de Plinio fué una planta herbácea que crecía en las costas del Mediterráneo y fué usada por los romanos para terapia. La moderna palabra láser es un acrónimo para: light amplification by stimulated emission of radiation (amplificación de luz por la emisión estimulada de radiación).

El principio fundamental de la acción láser (emisión estimulada) fué descrito por Einstein en 1917. La primera demostración práctica de este principio tuvo lugar en 1954. En aquel momento, Charles Townes reportó emisión estimulada de radiación en la región microonda del espectro electromagnético. Este instrumento fué conocido como un MASER (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) (amplificación microonda por emisión estimulada de radiación). En 1958, Townes y Schawlow propusieron extender los principios de la operación maser a instrumentos que operasen en los rangos infrarrojo y visible del espectro. En 1960, Theodore Maiman estimuló un cristal de rubí para producir luz láser roja a una longitud de onda de 0.69 m. En un año, este láser fué utilizado en oftalmología para foto-coagulación y se sentó la base para el desarrollo de

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

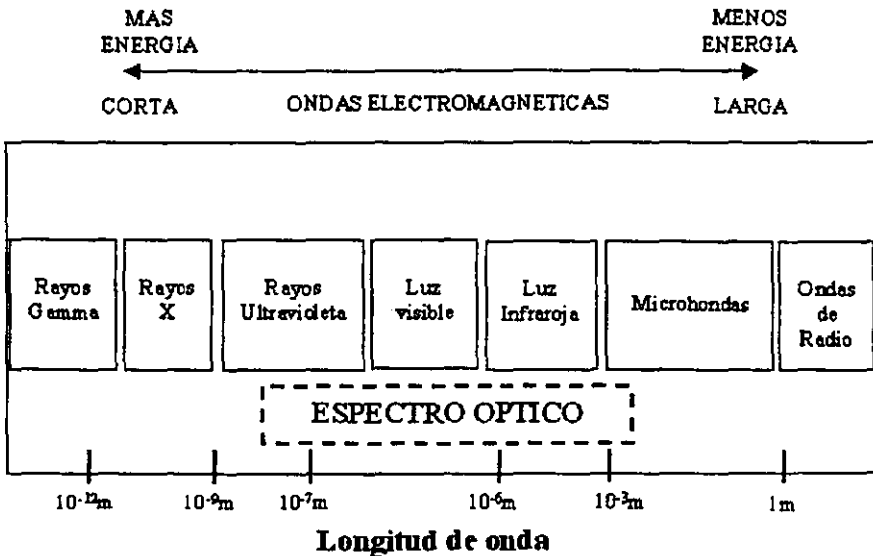


Fig. 2: El espectro electromagnético. El espectro óptico es una pequeña porción del espectro electromagnético. El espectro visible ocupa menos del 0.1% del espectro óptico. Los láseres médicos funcionan dentro del espectro óptico y sus riesgos varían considerablemente.

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

Los fotones de los rayos X poseen una mayor cantidad de energía que la de los fotones de la luz visible. Las ondas de radio transportan menos energía. Para evitar confusión en relación a la terminología, es importante conocer que los físicos se refieren a todo tipo de ondas electromagnéticas como radiación. El público general a menudo asocia el término radiación con la radiación ionizada como rayos X o rayos gamma.

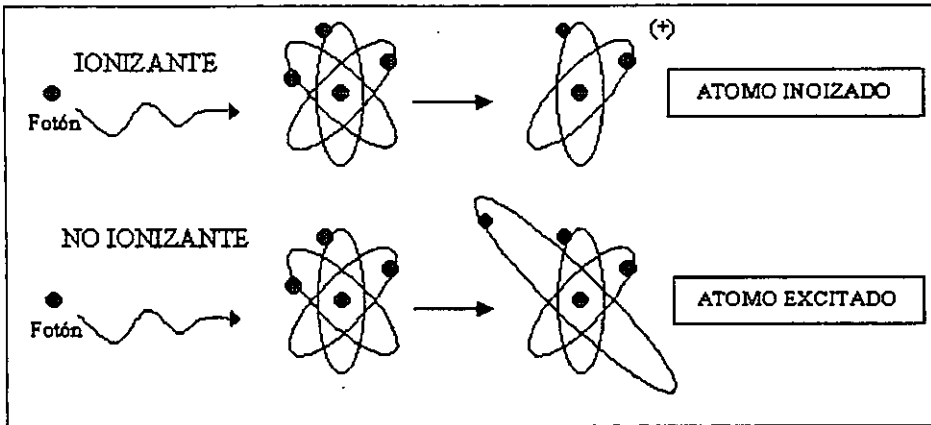


Figura 3: Interacción de la radiación con la materia, la radiación ionizante o no-ionizante interactúa con la materia en formas sustancialmente diferentes. Las diferencias biológicas aparecen porque la radiación ionizante crea iones y envía electrones de alta energía que se mueven a través del tejido.

En la Figura 3 se ilustra la diferencia en la interacción de ionización y la radiación óptica. Las energías del fotón del rayo X más altas, hacen que los electrones sean arrojados del átomo que él golpea. Por otro lado, la radiación de luz generalmente causa solamente un aumento en la energía del electrón sin ionización, lo cual resulta, típicamente, en calentamiento o en una emisión de luz secundaria llamada fluorescencia. La liberación del electrón puede ocasionar cambios secundarios que pueden alterar el material genético dentro de la célula. La emisión de luz secundaria o calor, usualmente sólo produce efectos locales sin secuela. Hoy en día los láseres solamente emiten radiación óptica no-ionizante, y no hay evidencia que sugiera que la radiación láser tiene algún efecto biológico, o riesgos de salud diferentes de los que pudiera causar la energía radiante, con igual longitud de onda, emitida por fuentes de luz convencionales.

3.2 Propiedades de la luz ordinaria

Las fuentes de la luz ordinaria pueden ser especificadas en términos de los siguientes parámetros:

Composición espectral (color): Las fuentes de luz ordinaria emiten luz de muchos colores y se llaman policromáticas (muchos colores). Algunas

fuentes de luz ordinaria tienen un rango limitado de longitudes de onda y parecen ser roja o azul o amarilla (ej. algún color definido). Otras fuentes de luz que emiten muchas longitudes de onda parecen ser "blanca". En cada caso, está involucrado un rango de longitudes de onda.

Dirección: La luz de una lámpara ordinaria es emitida en todas las direcciones. Usualmente viene de un área moderadamente grande, tal como un filamento incandescente. O desde la descarga interna de una lámpara fluorescente.

Potencia: Potencia es la relación entre energía (generalmente medida en julios) y el tiempo (medido en segundos). La potencia se mide en watos, definidos como julios/segundo. Para una fuente de luz ordinaria, tal como la lámpara incandescente, está dada la potencia eléctrica de entrada (típicamente 60 o 100 W). La fuente de luz produce luz y calor como potencia de salida. La eficiencia de la mayoría de las lámparas es muy baja, en el sentido de que solamente una fracción de la potencia eléctrica consumida por la lámpara se convierte en luz. Para una lámpara poderosa que consuma 500 W (ej.: potencia de entrada), la luz emitida (ej.: potencia de salida) es sólo de unos pocos watos.

Orden: Cuando las ondas son emitidas por una fuente de luz regular, en direcciones diferentes, no hay correlación entre las diversas ondas (ej.: sin orden). La fuente de luz es denominada incoherente.

Densidad de potencia: La potencia de la luz de salida es usualmente distribuída sobre la esfera completa alrededor de la lámpara. La relación entre la potencia de luz emitida y el área iluminada se llama densidad de potencia (irradiante). Por ejemplo, para la lámpara de 500W arriba

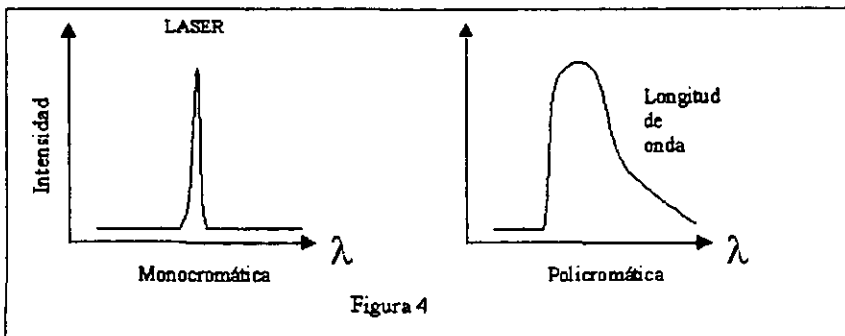
mencionada, la densidad de potencia puede bien ser solamente de 1 miliwatio por centímetro cuadrado a una distancia de la lámpara de 10 cm .

Debe mencionarse también que solamente puede reunirse una pequeña fracción de esta potencia , utilizando un lente de enfoque o un espejo, y que el punto focal no tiene un área pequeña. Por lo tanto, la iluminación de esta área de punto focal está caracterizada por una densidad de potencia baja.

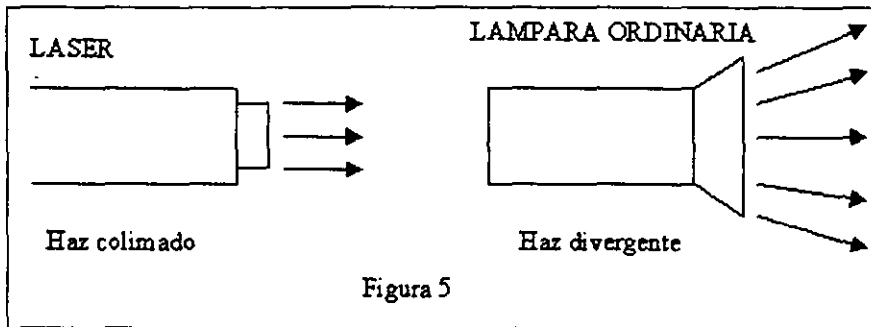
3.3 Luz láser

El láser es un tipo completamente diferente de fuente de luz. Sus características intrínsecas son:

Monocromaticidad: Un láser emite un "color" (una longitud de onda) o más exactamente una banda muy estrecha de longitudes de onda. Tales colores puros no se observan normalmente en la naturaleza. Aunque la luz de una lámpara, o la luz del sol, que pase a través de un filtro de vidrio coloreado produce "un color", este color corresponde a una relativamente amplia banda de longitudes de onda. Es mucho menos "puro" en este sentido que la luz láser. El filtro cierra mucha de la energía y por tanto la potencia transmitida por el filtro es baja. Por contraste, un láser emite inherentemente luz monocromática solamente, con toda la potencia concentrada en una longitud de onda única.

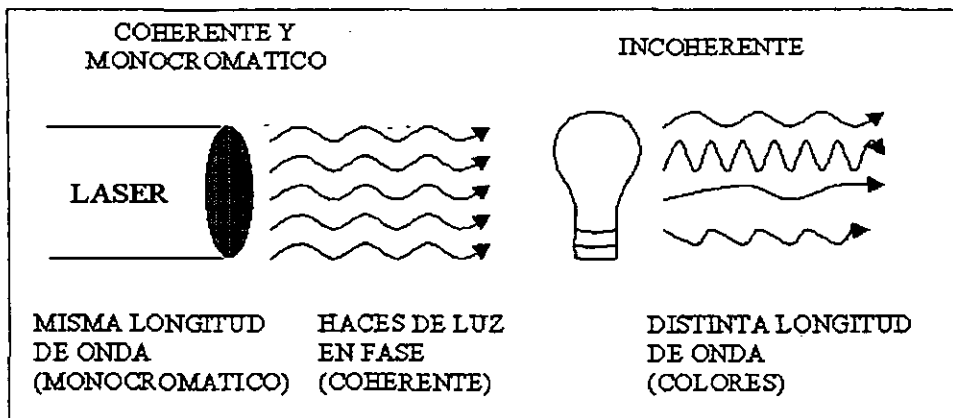


Direccionalidad: La luz láser es emitida en un rayo bastante estrecho que permanece estrecho. Esta propiedad hace posible el enviar un rayo láser desde la Tierra hasta la Luna con una divergencia muy pequeña. Para muchos fines prácticos, este es un rayo paralelo.



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

Coherencia: Tal como se estableció anteriormente, el rayo colimado láser consiste en ondas de un color (ej.: ondas de igual longitud). El término coherencia se utiliza en la física óptica para expresar el grado de monocromaticidad y colimación. Todas las ondas en el rayo láser están altamente ordenadas en espacio y correlacionadas en tiempo. Una analogía para explicar esta condición de orden es relacionar la fuente del láser a un gran grupo de soldados caminando en un desfile, con el mismo paso y al mismo tiempo. Una fuente de luz ordinaria es similar a un desfile cuando se ha dado la orden de despliegue.



Luminosidad (resplandor). La luz de un láser puede ser recogida en su totalidad por un lente, y ser enfocada a un punto lejano más pequeño que la luz de una fuente convencional. Este punto de enfoque más pequeño del láser contiene mayor cantidad de luz concentrada (una irradiación más alta) que el punto focal de una fuente de luz convencional. Las aplicaciones quirúrgicas del láser se apoyan en esta propiedad.

COVENCIONAL

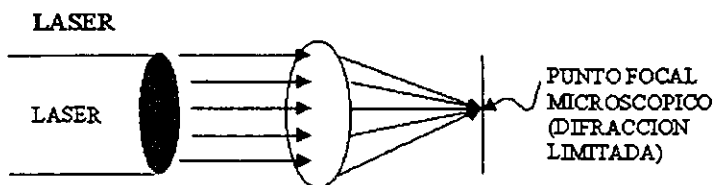
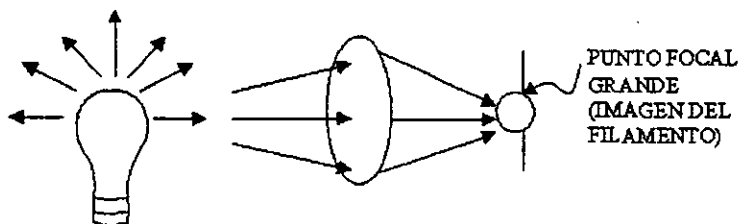


Figura 7

Densidad de potencia alta: La radiación láser se concentra en un delgado haz de luz, cuya área es unos pocos milímetros cuadrados. La densidad de potencia del rayo láser por sí misma es alta; más aún, el rayo puede enfocarse en un punto cuyo diámetro es del orden de la longitud de onda. La densidad de potencia en el punto focal es extremadamente alta, con magnitud de muchos órdenes por encima que el caso de una lámpara ordinaria.

La comparación entre la fuente del láser y de una luz ordinaria se muestra en la Tabla 1.

Propiedad	Láser	Fuente de luz ordinaria
Direccionalidad	Colimada (rayo paralelo)	No-colimada (luz emitida en todas direcciones)
Color	Monocromático (un color) Comentario: rayo coherente (ej.: ordenado en tiempo y espacio)	Policromático (muchos colores) Comentario: rayo no coherente (ej: no ordenado)
Salida de potencia	Puede ser alta	Media o baja
Temporal	Puede producir pulsos muy cortos	Pulsos típicamente largos y de baja energía
Densidad de potencia	Alta; puede ser enfocado a un punto muy pequeño)	Baja; punto focal relativamente grande

Tabla 1: Luz láser versus la fuente de luz ordinaria

3.4 Absorción y emisión de luz.

Toda la materia estable está compuesta de uno o más tipos de átomos. Cada átomo contiene un núcleo de protones cargados positivamente y electrones que circulan orbitando al núcleo. Una vista simplificada de la estructura de los átomos sería un sistema solar diminuto. Para átomos neutros, el número de protones cargados positivamente en un núcleo es igual al número de electrones cargados negativamente fuera del núcleo. Los electrones exhiben diferentes niveles de energía, son capaces de cambiar las órbitas, pero para hacer esto necesitan una fuente externa de energía.

Añadiéndole energía a un átomo hace que los electrones que están orbitando pasen a una energía mayor, creando órbitas más inestables conocidas como estados excitados. Un electrón excitado intenta entonces recuperar una órbita más estable y, al hacer esto, libera la energía que obtuvo en la forma de un fotón. Este proceso se llama emisión espontánea de radiación.

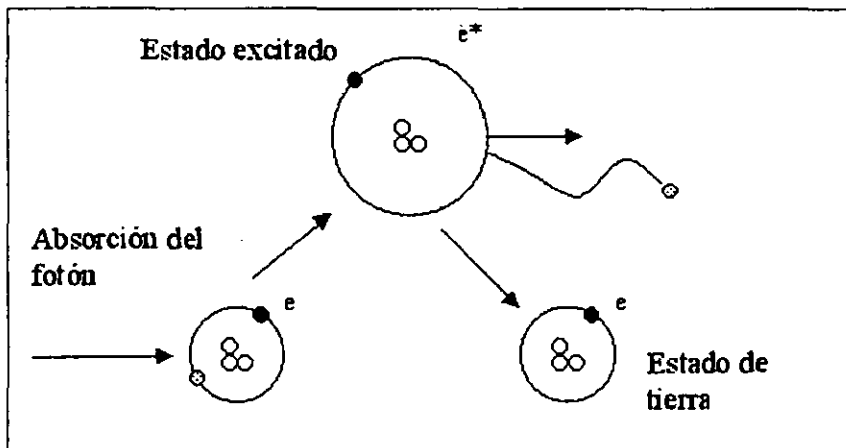


Figura 8: Un átomo absorbe una cantidad de energía y es estimulado hacia un estado de excitación. La emisión espontánea ocurre cuando el átomo decae del estado excitado a un estado de energía más baja. La energía en exceso se libera como un fotón.

Un átomo puede absorber un fotón (ver Fig. 8). El fotón cesa entonces de existir y un electrón (e) dentro del átomo salta a un nivel de energía mayor (e^{*}). Este átomo es estimulado a un estado de excitación desde el estado de descanso en tierra. En el estado excitado, el átomo es inestable y pronto decaerá de vuelta espontáneamente al estado de tierra, liberando la energía almacenada en forma de un fotón emitido. Este proceso se llama emisión espontánea. El intervalo entre absorción y re-emisión usualmente es muy corto y define el tiempo de vida fluorescente del átomo. Nótese en la Fig. 8 que el fotón emitido espontáneamente tiene menos energía (una longitud de onda más larga) que el fotón absorbido. La diferencia en energía usualmente se convierte en calor.

Cualquier átomo, sólo admite ciertas órbitas (niveles de energía). Cuando un fotón es absorbido, el átomo salta a uno de los niveles de energía admisibles. Esto significa que cada tipo de átomo o molécula puede absorber solamente fotones de la energía (o longitud de onda) adecuada. El resultado es que cada especie de átomo o molécula tiene un espectro de absorción único.

3.5 Amplificación de luz por emisión estimulada de radiación.

El proceso del láser ocurre cuando un átomo excitado, puede ser estimulado para emitir un fotón antes de que el proceso ocurra espontáneamente (ver Fig. 9). Cuando un fotón, con exactamente la energía adecuada (longitud de onda) entra en el campo electromagnético de un átomo excitado, el fotón incidente dispara la caída del electrón excitado, hacia el estado de energía más bajo. Esto es acompañado por la liberación de la energía almacenada en forma de un segundo fotón. El primer fotón no es absorbido pero continúa hasta encontrar otro átomo excitado.

La emisión estimulada puede ocurrir solamente cuando el fotón incidente tiene exactamente la misma energía que el fotón liberado. De esta forma, el resultado de la emisión estimulada son dos fotones de idéntica longitud de onda que viajan en la misma dirección. La liberación del segundo fotón está

dependiente del tiempo de las oscilaciones del primer fotón, de tal modo que los dos fotones oscilan juntos en la fase.

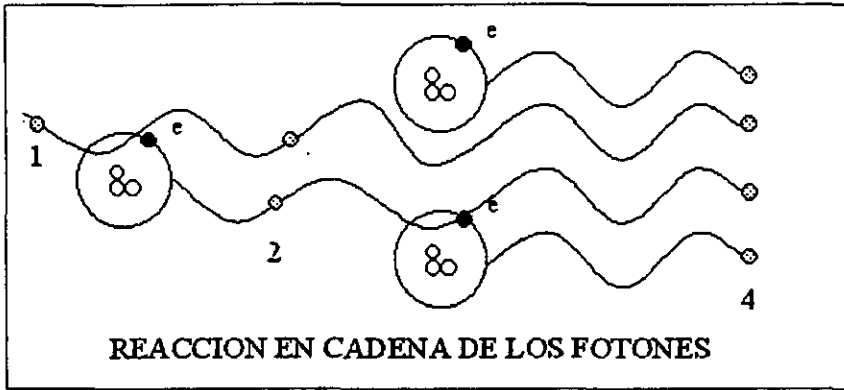


Fig. 9: La emisión estimulada ocurre cuando un átomo excitado es estimulado, para liberar la energía almacenada. El fotón excitado, y el fotón liberado, estimulan a dos átomos excitados más, y así sucesivamente, produciendo una reacción de fotones en cadena..

Si una colección de átomos incluye más átomos estimulados, en estado de excitación, que los que permanecen en el estado de descanso, se presenta una inversión de población. Esta es una condición necesaria para el láser. Ahora bien, la emisión espontánea de un fotón por un átomo estimulará la liberación de un segundo fotón en un segundo átomo, y estos dos fotones dispararán la liberación de dos fotones más; estos cuatro entonces conducirán a ocho, ocho llevarán a dieciséis, y así sucesivamente. En un pequeño espacio a la velocidad de la luz, esta reacción de fotones en cadena produce una luz breve, con resplandor intenso monocromático (misma longitud de onda) y coherente (misma fase).

Capítulo 4: Generación del rayo

Todos los instrumentos láser, llamados simplemente láseres, tienen tres componentes generales: una fuente de energía, un medio activo y una

cavidad resonante (Fig. 10). La luz láser es generada dentro del medio activo, el cual puede ser sólido, líquido o gaseoso. Sin embargo, sólo ciertas sustancias tienen las características ópticas, mecánicas, atómicas o moleculares necesarias para hacer posible la eficiente acción láser. Para que una acción láser ocurra, debe ser posible traer, simultáneamente, a la gran mayoría de los átomos o moléculas dentro del medio activo hacia un estado de energía mayor. Esta energetización del medio activo está hecha por una fuente de energía que puede ser de muy diferentes formas. Las fuentes de energía de uso común en los sistemas láser médicos incluyen, entre otras, una lámpara de flash similar al flash fotográfico o una corriente eléctrica similar a la de la corriente eléctrica que ilumina un bombillo de neón o fluorescente. Estas fuentes de potencia energizan los átomos en el medio activo para producir la "inversión de población". Una inversión de población ocurre cuando la energía es vertida tan rápidamente dentro del medio, que la mayoría de sus átomos o moléculas adquieren energía en exceso y por tanto están, por así decirlo, "en un estado de excitación". Una vez que esta "excitación" o "inversión" de la distribución usual de niveles de energía ocurre, los átomos o moléculas se preparan para la emisión estimulada. En la mayoría de los láseres, la emisión estimulada ocurre al crearse una inversión de población a nivel atómico (ej.: argón y neodimio: itrium-aluminio-garnet, o Nd:YAG), aunque en otros láseres (ej.: CO₂) la inversión de población ocurre al energetizarse las moléculas, en lugar de los átomos del medio.

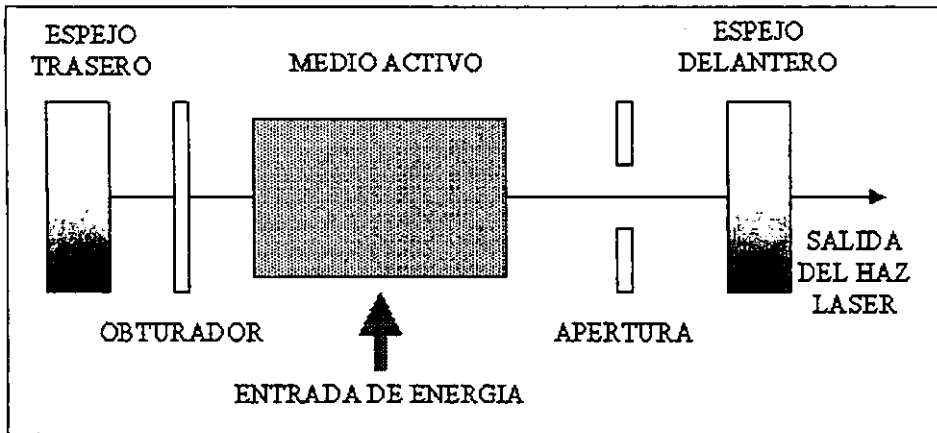


Figura 10: Componentes de un láser. Toda la acción láser se origina en un medio activo ligado a dos espejos. Ambos espejos reflejan fotones, pero el espejo de salida es semi-transparente para permitir que la luz láser salga de la cavidad. Se requiere una fuente de energía para excitar el medio activo e instituir la acción láser. La entrada de energía que conduce la acción láser generalmente es en forma de luz desde una lámpara de flash, y una corriente eléctrica enviada a través de un tubo de gas o diodo semiconductor. Otros componentes que pueden estar dentro de la cavidad incluyen aperturas para darle forma al rayo, y obturadores para controlar la acción láser.

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

La alta energía del rayo láser se obtiene mediante el pasaje de la energía estimulante a través de un considerable volumen del medio activo excitado. Una forma de hacer esto sería tener el medio activo en la forma de un cilindro muy largo. Uno puede visualizar que los fotones que viajan paralelos al eje del cilindro tendrían una mucho mayor probabilidad de encontrarse con otros átomos excitados y estimularlos para que emitan su energía,

conduciendo a una construcción de fotones que viajan hacia abajo del cilindro largo. Esta generación se llama proceso de cascada (Fig. 11) y lleva a la amplificación de la energía de luz que es la característica del proceso láser. Este paso de luz a lo largo de un largo tubo o cilindro, formará un rayo colimado de intensa radiación óptica de un sólo color saliendo del final del cilindro. Puesto que la luz viaja "en pasos", tiene un gran orden tanto en espacio como en tiempo; este arreglo paso por paso, altamente ordenado, de la energía se denomina "coherencia", lo que significa que las formas de onda están sincronizadas o, técnicamente, "en fase".

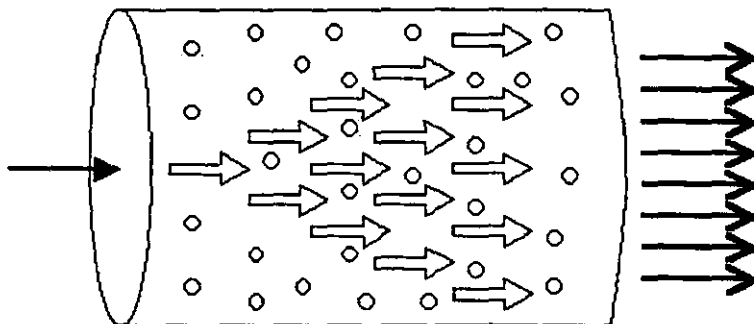
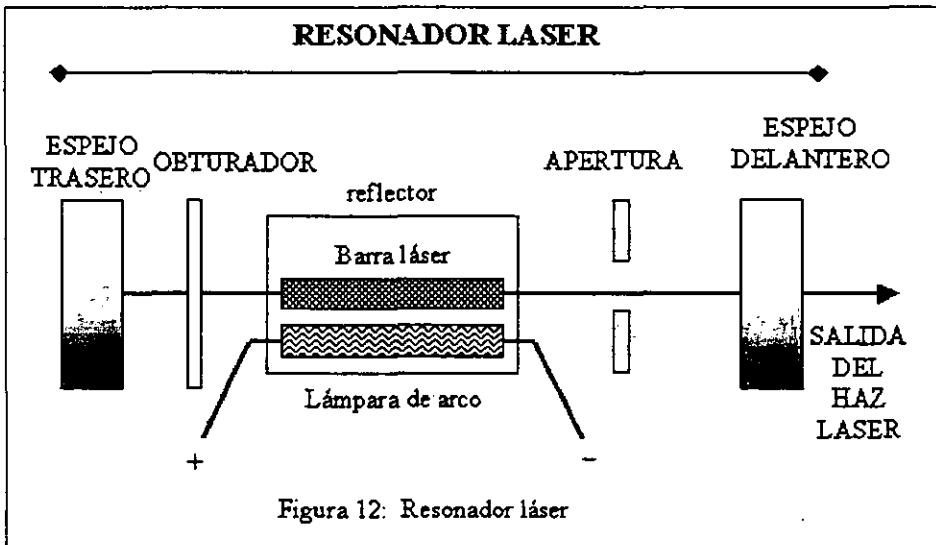


Fig.11: Emisión estimulada. A medida que los fotones de luz viajan a lo largo del eje de la cavidad, estimulan los átomos vecinos excitados para que emitan otros fotones idénticos que viajan en la misma dirección, dentro del medio activo. Esta emisión estimulada produce una cascada de fotones que es el corazón de la acción láser.

LASER - Amplificación de luz que ocurre por la emisión estimulada de radiación de luz. En la práctica real generalmente necesita de una larga longitud de paso por donde viaje la luz. Sin embargo, no resulta práctico construir un láser con un tubo muy largo, en su lugar, la larga longitud del paso para la generación del rayo láser se crea al forzar que la luz viaje entre espejos. Estos espejos se colocan en ambos extremos de un corto cilindro y se envían los fotones para que reboten de atrás hacia adelante, dentro del medio energizado. El espacio formado por el medio óptico determinado por

los dos espejos es un espacio óptico especial denominado cavidad resonante (ver Fig. 12).

Si un espejo es totalmente reflexivo (trasero) y el otro espejo parcialmente transmisible (delantero) la luz que escapa a través del espejo delantero se convierte en rayo láser. Si nuestra potencia de circulación es de 1,000 W y el espejo delantero es un 10% transmisible, entonces la potencia que regresa de este espejo es de 900 W, y el rayo resultante es de 100 W. Un viaje completo a través del medio del láser regresa la potencia de nuevo a los 1,000 W.



4.1 Longitud de onda láser

La radiación óptica emitida por un láser puede ser la porción ultravioleta (UV), la visible o la infrarroja (IR) del espectro óptico. Solamente se emite una sola longitud de onda de luz, o en algunos casos unas pocas, por la naturaleza quantum de la emisión estimulada desde el estado activo en la inversión de población. Por ejemplo, el familiar láser argón emite la mayoría de su luz en dos longitudes de onda: 488 nm. (azul) y 514 nm. (verde). En un

argón o en un CO_2 (10.6 μm longitud de onda), el medio del láser se dispersa en la cavidad óptica en forma de un gas. En los láseres de estado sólido, el medio láser es suspendido en un cristal transparente. Comúnmente se utiliza un cristal garnet hecho de itrium y aluminio en una variedad de láseres quirúrgicos llamados láseres YAG.

El láser Nd:YAG emite la mayor parte de su energía en la porción cercana al infrarrojo del espectro, a 1064 nm (1,064 μm) y una salida ligeramente más débil a 1318 nm (1,318 μm). Los espejos y otros componentes ópticos de la cavidad resonante del láser están diseñados para favorecer una cierta longitud de onda para resaltar la salida de potencia y suprimir otras longitudes de onda, para ayudar a producir un rayo de salida verdaderamente monocromático. De esta forma, siempre es esencial especificar las longitudes de onda en las que un láser dado está operando, en lugar de apoyarse solamente en nombrar el medio activo para identificar el sistema láser.

En el pasado, el término láser YAG se usaba para referirse a las aplicaciones con neodimium:YAG (Nd:YAG). Empero, en la actualidad se utilizan tres tipos de láseres YAG para aplicación médica. Aunque cada uno utiliza un cristal YAG para suspender el medio láser, difieren en cuanto a los elementos raros del planeta, neodimium, holmium y erbium que se integran al cristal. Cada elemento tiene un arreglo diferente de electrones orbitales, por tanto el proceso láser ocurre en longitudes de onda distintas para cada uno. Las transiciones de energía en los láseres YAG son más energéticas que aquellas de los de CO_2 , por lo tanto, las longitudes de onda son más cortas en el infrarrojo cercano (ver Fig. 1): Transición Nd: 1,06 μm ; transición Ho: 2.1 μm ; transición Er: 2,94 μm .

En este momento, hay sistemas médicos que combinan dos de los tres cristales en un sistema sólo con longitudes de onda múltiples. Además, hay elementos ópticos llamados cristales no-lineales, que pueden ser colocados en la cavidad óptica o en el paso del rayo. La función de estos cristales es cambiar la longitud de onda de la luz que está pasando a través de ellos. El más común es el cristal KTP (potasio-titanio-fosfato), el cual cambia la longitud de onda del Nd:YAG de 1.064 μ m (infrarrojo cercano) a su armónico segundo de 0.534 μ m (verde).

4.2 Calidad del haz

Tubos láser de distinto diseño producen haces láser de distinta calidad. La calidad del rayo representa la distribución de poder a través del diámetro del haz. Esta distribución de poder es referida a veces como el modo, o calidad del modo. La calidad del modo afecta fuertemente en la precisión con que el láser puede ser enfocado. El punto focal mas pequeño es asociado con el perfil de rayo Gausiano, también conocido como el modo TEM₀₀. La distribución de poder de este modo es la distribución "normal" con forma de campana, conocida de las estadísticas (Fig 15) El modo Gausiano o TEM₀₀ es el único modo que mantiene el mismo perfil de intensidad, con excepción de cambios en diámetro, ya sea en foco o fuera de foco.

Otros perfiles de haz son referidos como modos de orden mayor o haces multimodo, y hacen foco en puntos de mayor diámetro que el equivalente del modo Gausiano, pero que también al separarse de su foco se transforman de una distribución de bordes filosos a una que posee picos y valles.

El modo TEM₀₀ es generalmente considerado el ideal porque su suave perfil y pequeño diámetro focal le brindan la mayor densidad de poder posible, lo cual es importante en la interacción entre tejido y láser. A pesar de las declaraciones de los fabricantes de láseres, ningún láser posee un modo

TEM₀₀ perfecto. Aunque la distribución de poder parezca Gausiana, puede no ser TEM₀₀ y puede producir un punto focal con un diámetro significativamente mayor. La única verdadera medida de la calidad del haz es la relación entre el diámetro del haz y el diámetro del punto focal. Los mejores láseres quirúrgicos se encuentran alrededor del 25% del ideal.

Algunos láseres tienen un perfil de haz con el formato de una rosquilla. Cuando el láser es puesto en foco, hay un pequeño anillo con luz láser de alta intensidad con un agujero en el medio. Aunque este formato de modo puede comportarse muy bien en muchas aplicaciones, su densidad de poder es mucho menor que el de un haz TEM₀₀.

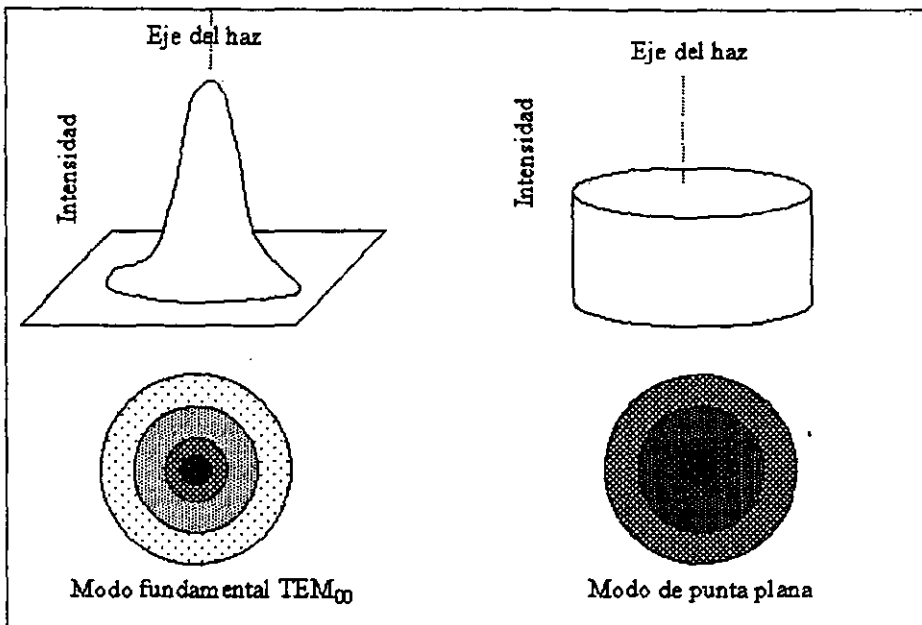


Fig. 13. El modo fundamental TEM₀₀ representa la calidad de haz más alta que pueda obtenerse en el sentido que su diámetro es el más pequeño permitido por las reglas físicas. Mantiene su formato Gausiano dentro y fuera de foco. Otros perfiles de intensidad son posibles en diámetros mayores. Estos perfiles de intensidad cambian radicalmente entre las posiciones de foco y fuera de foco. Un modo de punta plana, aunque difícil de producir, es

útil para ablaciones de largas áreas. En medicina, se utilizan modos de punta plana a menudo.

4.3 Poder y densidad de energía

La densidad de poder es la concentración de fotones en una unidad de área. La concentración de fotones es medida en Watts y el área en centímetros cuadrados. Por lo tanto:

$$DP = W / \text{cm}^2$$

Para calcular DP, se precisa el área de sección cruzada del haz. Esto se obtiene de la fórmula para el área de un círculo (A) dado el radio ($r = \text{diámetro}/2$):

$$A = \pi r^2$$

donde $\pi = 3.14$

Si 10 W salen del láser en un haz, y el diámetro del haz es de 1.0 cm:

$$\begin{aligned} DP &= 10 / 3.14 [(0.5)]^2 \\ &= 10 / 0.79 \\ &= 12.7 \text{ W} / \text{cm}^2 \end{aligned}$$

Este es la DP promedio. Nótese en el perfil del haz que la DP en el centro del punto es mayor que en el borde del punto donde aproxima a 0.

La densidad de poder puede ser incrementada significativamente colocando una lente en el paso del haz.

Como la luz del láser es colimada y monocromática, es posible enfocar el poder a un punto de diámetro micrométrico. Los lentes no alteran generalmente el perfil del haz, pero solo cambian la densidad del poder. Si se enfocan 10W en un punto de 0.05mm (50×10^{-6} m) de diámetro, una DP de 509.000 W/cm^2 es creada.

El área del punto es en realidad un mejor indicador del efecto en el tejido que el diámetro del punto, pero convencionalmente el tamaño del punto es descrito por el diámetro.

Distintas densidades de poder son logradas de la combinación de diferentes poderes y tamaños de punto (Tabla 2). Nótese que 10W en un punto de 2.0mm producen una densidad de poder de 318 W/ cm^3 . Si el tamaño del punto es reducido a por un factor de 10 a 0.2mm, la densidad del poder crece por un factor de 100 (10^2) alcanzando 31.800 W/ cm^2 . Empero, el cambiar el poder por un factor de 10 solo cambia la densidad del poder por un factor de 10.

El tamaño y formato de la lente determina la longitud focal y el tamaño del punto en el punto focal. Más allá del punto focal, el haz se diverge y la densidad de poder o intensidad decae. El término enfocado y fuera de foco, cuando se trabaja con láseres, se refiere a la posición del punto focal en relación a los planos del tejido. Cuando se trabaja en tejido, el láser puede usarse con el punto focal posicionado en la superficie del tejido (en foco), o posicionado por encima de la superficie del tejido (desenfocado) o por debajo de la superficie (pre-enfocado). (Fig 16)

Poder (W)	Tamaño del punto en diámetro (mm)		
	0.05	0.2	2.0
1.0	50,900	3,180	32
5.0	255,000	15,900	159
10.0	509,000	31,800	318
50.0	2,550,000	159,000	1,590

Tabla 2: Densidades de poder (W/cm)

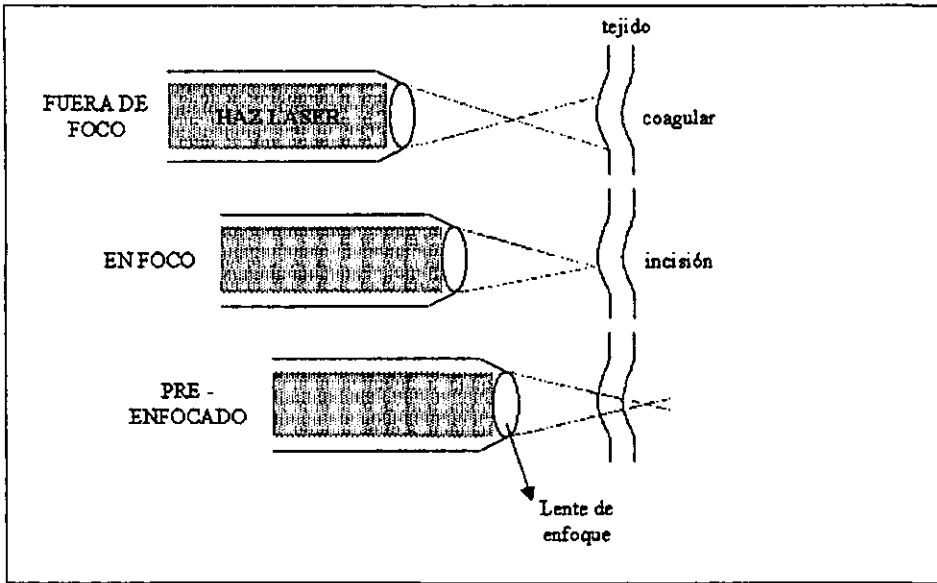


Fig. 14: Una lente colocada en el paso del haz enfocará la energía del láser en pequeño punto focal. Más allá del punto focal, el haz diverge. La densidad máxima de poder es alcanzada cuando el haz está en foco en el objetivo, produciendo una rápida vaporización del tejido. Retirando la pieza de mano láser del tejido desenfoca el haz, y la menor densidad de poder logra coagulación del tejido. El modo pre-enfocado debe evitarse clínicamente ya que produce daño térmico profundo.

Para duraciones de pulso muy cortos, es a menudo más práctico hablar sobre la cantidad de energía por pulso en Joules (J), en vez de salida de poder promedio en Watts. La energía es en realidad el trabajo que se está realizando, o sea el poder aplicado por un periodo de tiempo. Una unidad de energía, 1 J, es igual a una unidad de poder (1 W) multiplicado por una unidad de tiempo (1 seg). Por lo tanto 100 J son iguales a 100 W aplicados por un seg., o 10 W aplicados por 10 seg.

$$1 \text{ J} = 1 \text{ W} \times 1 \text{ seg.}$$

La mayoría de los láseres clínicos pulsados suministran menos de 1 J por pulso. Aquí se utiliza como unidad el milijoule:

$$1 \text{ J} = 1.000 \text{ mJ}$$

Un concepto similar a la densidad de poder es el de densidad de energía. Esta es simplemente la cantidad de energía por unidad de área, o dicho de otra manera, la densidad de energía es la densidad de poder aplicada a través del tiempo.

Hoy en día el láser se utiliza ampliamente en el campo de la medicina, incluyendo en odontología. La aplicación clínica del láser está, en muchos aspectos, revolucionando el cuidado dental, en la medida en que el número de odontólogos adoptando esta tecnología va en aumento.

Algunas de las ventajas asociadas al creciente aumento del uso de láseres entre pacientes y usuarios son por ejemplo: ausencia de sangrado durante la cirugía, poca o ninguna sutura después de los procedimientos y generalmente, ausencia de dolor en los tratamientos. Además, el láser da al profesional el poder de llevar a cabo tratamientos que no eran posibles antes con las técnicas dentales clásicas.

Los láseres se utilizan ahora en muchas condiciones clínicas tales como: tratamiento de caries, corte de tejido blando, coagulación, tratamiento de conducto, contorneado menor en tejido blando, exposición para implantes, esterilización y en una amplia variedad de otras condiciones.

El tipo de procedimiento que puede realizarse con un láser depende del tipo de láser, y especialmente de la longitud de onda que posea. Idealmente, el practicante preferirá usar un solo láser para todas las aplicaciones.

Desafortunadamente ésto no es posible y existen muchos tipos diferentes de láseres dentales. Los más populares son: Nd:YAG, CO₂, y Er:YAG. Los dos primeros se han utilizado principalmente en tejidos dentales blandos, y el último, Er:YAG, principalmente en tejidos dentales duros.

Capítulo 5: Generalidades sobre la operación del láser

La luz que se encuentra comúnmente en la naturaleza, está compuesta de varios campos electromagnéticos que viajan en forma desorientada, ésto se conoce como luz incoherente. La luz del láser es emitida en una longitud de onda específica en el campo electromagnético y viaja en un patrón predecible. La palabra LASER se deriva de la amplificación de luz mediante la emisión estimulada de radiación (**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation). El láser es un instrumento que genera un haz de luz colimada, coherente y monocromática.

5.1 Operación del láser

La energía láser se produce en lo que se conoce como "cavidad láser", que consiste en tres componentes básicos. El primero es el medio activo (la fuente de energía láser) que puede ser sólido, líquido o gaseoso. El medio activo sólido consiste en un cristal cilíndrico láser. Los cristales típicos láser son el Nd:YAG y el Er:YAG. El medio activo determina la longitud de onda específica de la luz a la cual el láser opera (1.06 μ m para el Nd:YAG y 2.94 μ m para el Er:YAG). El segundo componente es una fuente de energía incidente que se usa para estimular los átomos del medio activo; lo que se utiliza más comúnmente es una lámpara flash de xenon pulsada a baja presión.

El tercer componente es el resonador óptico, dos espejos altamente pulidos colocados en cada uno de los extremos de la cavidad láser, los cuales redireccionan la luz incoherente que se escapa del medio activo, produciendo una forma de luz muy brillante, direccional, monocromática (longitud de onda sencilla) y coherente.

5.2 Parámetros del láser

El láser Er:YAG (erbium) opera en modo pulsado. Esto significa que la energía láser es emitida en pulsos de muy corta duración (aproximadamente 1/10.000 de un segundo) que ocurren a niveles de repetición de 1 a 50 pulsos por segundo (1-50 Hz). La operación pulsada es muy importante, puesto que permite el suministro de altas energías láser a unas áreas de tejido muy pequeñas, sin afectar la temperatura del tejido circundante.

El promedio de potencia láser dirigida a la zona de tejido irradiado se determina por la energía contenida en cada pulso láser (típicamente por el orden de los 100 miliJulios) multiplicada por el rango de repetición del pulso: $\text{Potencia (W)} = \text{Energía (J)} \times \text{rango de repetición (Hz)}$. Los rangos de potencia típicos son de 0.5 a 8 W. Por ejemplo, si el operador escoge una energía de pulso láser de 100 mJ (= 0.1 J) y un rango de repetición de 50 Hz, el promedio de potencia láser es $100 \text{ mJ} \times 50 \text{ Hz} = 5 \text{ W}$. De forma similar, si el operador decide escoger una potencia promedio láser de 3 W a 10 Hz esto asciende la energía por pulso de $3 \text{ W} / 10 \text{ Hz} = 0.3 \text{ J} (= 300 \text{ mJ})$.

5.3 Suministro del rayo láser

El Er:YAG es un láser de no-contacto, lo cual significa que la punta de suministro debe permanecer aproximadamente a 15 mm de distancia del tejido objetivo. Para algunas aplicaciones está disponible una punta de contacto Er:YAG. El láser Er:YAG se suministra por una serie de espejos en un brazo articulado, o en una guía flexible especial Er:YAG. Puesto que este láser posee una longitud de onda invisible, simultáneamente hay también un haz apuntador de láser de diódo rojo, el cual permite al operador ver el tejido apuntado. La proyección del rayo láser sobre este tejido se llama punto. El diámetro de este punto se llama tamaño del punto.

5.4 Interacción láser-tejido

Los efectos de la emisión láser sobre estructuras biológicas dependen de la longitud de onda de la energía radiante emitida por el láser, la densidad de potencia del rayo y las características temporales de la energía del rayo. Cuando el rayo láser golpea un tejido, la luz láser es absorbida, transmitida, reflejada y esparcida. La proporción de estas interacciones se determina por la longitud de onda específica de la emisión láser y de las características ópticas del tejido objetivo. Solamente la absorción de la energía láser produce un efecto perceptible sobre el tejido. El efecto puede ser el resultado de interacción foto-química, foto-térmica, foto-mecánica o foto-eléctrica, dependiendo de la longitud de onda del láser, de la densidad de potencia y del tiempo de interacción del haz láser. Debe seguirse una regla general durante el uso láser: mientras más energía sea absorbida por unidad de superficie, mayor será el efecto. La operación y eficiencia láser estará definida por los parámetros del láser, el tamaño de la superficie expuesta y la velocidad con la que el ejecutante mueva el rayo a través del tejido.

5.5 Seguridad

Para la operación del Er:YAG, se prescriben las siguientes normas de seguridad:

DIN/VDE 0837 o DIN EN 60 825 Seguridad de radiación de instrumentos láser
DIN/VDE 0750-1 Instrumentos médicos eléctricos, medidas generales de seguridad
VBG 93, Medidas para prevención de accidentes de radiación láser,
MedGV - Decreto sobre instrumentos médicos

Estas medidas de seguridad especiales prescritas por la ley, para la operación de láseres médicos, garantizan la seguridad del ejecutante, sus asistentes y pacientes. Asegurarse también de que se siguen las instrucciones aquí descritas.

Todos los que se encuentren en la sala donde se esté operando con láser deben usar protectores oculares. Los rayos directos o reflejados pueden ser peligrosos para la piel y los ojos.

El Er:YAG. debe conectarse solamente a un enchufe principal que tenga tierra, y debe instalarse en locaciones que cumplan con los requisitos IEC.

El Er:YAG. debe ser instalado, mantenido, calibrado y reparado solamente por el personal calificado, entrenado y autorizado.

A la entrada de la sala de tratamiento deben haber luces de alerta que muestren cuando el láser está funcionando. Durante todos los tratamientos la puerta debe permanecer cerrada. Dentro del área de tratamiento láser no pueden mantenerse sustancias explosivas. Antes y durante el tratamiento láser no pueden usarse materiales inflamables. Los instrumentos médicos que van a estar en el área del rayo láser deben excluir reflexión, aquellos que no reflejan luz pueden calentarse por el rayo láser.

Capitulo 6:LASER Er: YAG .

El láser pulsado Er:YAG (erbium)(2.94 μ m) opera en el así llamado modo termo-mecánico. La longitud de onda del láser erbium coincide con el pico principal de absorción del agua y es absorbido altamente por hidróxido de apatita. Este es el secreto para el efecto eficiente y de ablación, térmicamente no invasivo en los tejidos dentales humanos duros. El efecto es producido por una vaporización selectiva del agua que rebota en la dentina y esmalte. La expansión del agua genera alta presión, ocasionando la remoción del tejido dental duro, por las así llamadas micro-explosiones. El hidróxido de apatita no se derrite durante la ablación porque casi toda la energía es usada por la evaporación del agua.

Debido a contenidos diferentes de agua en los tejidos, la remoción en la dentina cariada es mayor que en la dentina sana (conduciendo a una selectividad de taladro no-invasivo), y es más fuerte en la dentina que en el esmalte. Debido a la preparación libre de contacto, el dentista puede lograr efectos de eliminación muy buenos con una alta reducción de sensación de dolor.

6.1 Notas generales

Los parámetros láser que pueden instalarse directamente en la consola del láser Er:YAG. son la energía, la frecuencia y la longitud del pulso. El operador instala los parámetros apropiados de un tratamiento requerido según la guía que se incluye en este trabajo.

El tamaño de la superficie expuesta depende de la distancia que haya, desde la pieza de mano del erbium hasta el tejido. La densidad de energía máxima se logra cuando el rayo está enfocado a la superficie del tejido. El foco está a

1.5 cm., aproximadamente, del tejido y puede encontrarse fácilmente al observar el tamaño del punto del rayo apuntador. El foco está a la distancia, entre la pieza de mano y la superficie del diente, donde el tamaño del punto del rayo apuntador es el mínimo.

Se recomienda fuertemente el rociado de agua durante la ablación del tejido dental duro, a fin de evitar aumento de la temperatura y para prevenir la desecación del tejido y subsecuente disminución en la eficacia de la ablación.

Durante el tratamiento las partículas escapadas del tejido dental duro y de la caries pueden recogerse en la ventana de salida de la pieza de mano; por esta razón, la pieza de mano del modelo Fidelis tiene un diseño único, donde el aire presurizado limpia continuamente la ventana. Sin embargo, se recomienda limpiar la ventana con un paño suave, una o dos veces durante el procedimiento (algunos dentistas simplemente usan sus dedos).

La preparación de la cavidad se hace mediante un movimiento continuo y lento del rayo láser a lo largo del área de preparación. El corte preciso se logra en los tejidos dentales duros y en los compuestos de relleno.

Nota: Nunca apuntar el rayo láser de Er:YAG a la amalgama, rellenos de oro o restauraciones con cerámica.

6.2 Las ventajas del láser Er:YAG sobre la pieza de alta velocidad

- Tratamiento de no contacto, sin vibraciones desagradables,
- Efecto esterilizante de la superficie tratada con láser,
- Ablación selectiva; la ablación de las lesiones por caries es mayor debido al alto contenido orgánico y de agua, en comparación con el esmalte

y la dentina. Por lo tanto, la luz láser elimina más rápidamente el esmalte y la dentina desmineralizada y cariada (a energías menores) comparado con el tejido intacto,

- La estructura de la dentina se preserva y sus túbulos se abren,
- Superficie retentiva para buena adhesión, sin necesidad de abrasión con ácido,
- Tratamiento menos doloroso, no se requiere anestesia.

Capítulo 7: Aplicaciones en el tejido dental duro

7.1 Remoción de esmalte

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 220 - 400 mJ FRECUENCIA: 8 - 20 Hz

El esmalte tiene un contenido relativamente bajo tanto orgánico (2 vol.%) como de agua (<8 vol.%). Las densidades de energía requeridas para remoción de esmalte son por tanto mayores que las que se necesitan para remover dentina. Debido a la alta absorción de la luz del láser Er:YAG en el agua es posible también eliminar esmalte sano intacto. Por lo tanto, se puede llegar hasta la caries por cortes también, quitando el esmalte superficial con el láser. Se debe utilizar enfriamiento por rociado de agua durante la ablación, para prevenir desplazamiento y daño térmico en el tejido de la pulpa y de las capas adyacentes de tejido dental duro.



Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3

Fig. 1 muestra la lesión de una caries en el lado mesial del diente 44. Fig.2 muestra la cavidad después de utilizar el láser Er:YAG (320mJ, 8Hz) y Fig.3 muestra la situación después de realizado el relleno con el compuesto.

7.2 Remoción de dentina

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 170 - 300 mJ FRECUENCIA: 5 - 12 Hz

La cantidad de agua (25 vol.%) y el contenido orgánico (30 vol.%) que posee la dentina es mayor que en el esmalte, de ahí que la eficacia de la luz láser sea más alta. Las energías que se necesitan para eliminar la misma cantidad de tejido resultan por tanto menores que en el esmalte. El uso de enfriamiento con agua rociada durante la ablación debe ser aún más estricto que cuando se haga remoción de esmalte.



Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3



Fig. 4



Fig. 5



Fig. 6

Fig.1 muestra el diente cariado 41 antes del tratamiento láser, Fig. 2 después de hacerse preparación de la cavidad tipo B IV (280 mJ, 10 Hz) y Fig.3 después de efectuado el relleno con compuesto. Fig.4 muestra el diente 13 con una caries incipiente, Fig.5 preparación de cavidad tipo V. El margen puede verse bien debido a la desecación del esmalte. No se requirió abrasión con ácido por la modificación rugosa de la superficie en las paredes inferiores y laterales de la cavidad, obtenidas durante la preparación de la cavidad con el láser. El nivel de energía usado fué de 300 mJ, 14 Hz y el tiempo requerido para completar la preparación fué de 2 minutos. Fig. 6 muestra el diente después que se realizó el llenado con compuesto.

7.3 Remoción de lesiones cariosas

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 170 - 300 mJ FRECUENCIA: 5 - 15 Hz

Debido a la desmineralización y alto contenido orgánico en una lesión de caries en dentina o esmalte, el láser es más efectivo en la eliminación de tejidos dentales duros cariados que en los sanos. Por lo tanto, la caries se quita más rápidamente que el esmalte cercano a la ablación seleccionada. Cuando se pueda observar la superficie de la dentina la preparación se ha completado. Se recomienda también el enfriamiento por agua para prevenir el desplazamiento de calor en las capas adyacentes y el efecto térmico sobre el tejido de la pulpa. El relleno con compuesto puede hacerse después de la preparación láser, sin material de revestimiento con técnica adhesiva en las cavidades poco profundas. En las cavidades más profundas recomendamos

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

el revestimiento de la cavidad antes de la aplicación del relleno con el compuesto.



Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3



Fig. 4



Fig. 5



Fig. 6

Fig.1 muestra la lesión de una caries incipiente en el diente 35 y una lesión de caries profunda en el diente 34. Fig. 2: la preparación para una cavidad clase V se hizo utilizando el láser Er:YAG. No se usó abrasión por ácido y no se requirió anestesia. Los niveles de energía fueron: para la eliminación de la caries 300 mJ, para la eliminación de esmalte 400 mJ a 10 Hz, para la "abrasión" del esmalte 200 mJ. El tiempo requerido para la preparación de la cavidad 35 fué de 1 minuto y para el diente 34, 4 minutos. Fig.3 muestra la situación después de hechos los rellenos. Fig.4: La lesión de la caries en el lado lingual del diente temporal V. Fig. 5: Después del tratamiento láser con parámetros bajos (220 mJ, 5Hz) debido al alto contenido orgánico y de agua en los dientes deciduos. No se requirió abrasión con ácido y el relleno se hizo por la técnica adhesiva (Fig. 6).

7.4 Remoción de materiales de relleno (Resina compuesta)

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 220 - 340 mJ FRECUENCIA: 5 - 20 Hz

Todos los materiales estéticos de relleno plástico pueden eliminarse con luz láser, no así los rellenos de amalgama. La energía láser remueve los compuestos de resina, cementos de cristal y cementos de fosfato por el mismo mecanismo de micro explosiones como con el tejido dental duro o lesiones de caries. Se recomienda el uso de enfriamiento por rociado de agua durante la iluminación láser para evitar el desplazamiento de calor y el recalentamiento del material y su carbonización.



Fig. 1

Fig. 2

Fig. 3

Fig.1: El viejo relleno de compuesto (Clase IV) en el lado mesial del diente 11. Fig.2 Después de eliminación con láser (260 mJ, 5 Hz). Fig.3: El nuevo relleno de compuesto estético.



Fig. 4

Fig. 5

Fig. 6

Fig.4: La eliminación de cemento de fosfato en la cavidad vieja en el lado mesial del diente 43. Fig. 5: Preparación de la cavidad con el láser (260 mJ, 8Hz). Fig. 6 muestra la situación clínica después de hecho el relleno y de haberse colocado en la boca una dentadura postiza parcial.

7.5 Sellado de fisura

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 60 - 120 mJ FRECUENCIA: 5 - 15 Hz

El procedimiento de sellado de una fisura puede llevarse a cabo en la forma convencional solamente en la superficie oclusiva del diente deciduo o del diente permanente, si hubiera alguna caries incipiente o los orificios tuviesen coloración, debe utilizarse láser para eliminar las partes defectuosas antes del sellado de fisura (ablación selectiva). La eliminación de despojos orgánicos en la fisura puede lograrse con energías más bajas (<100 mJ) y el tejido sano se preserva intacto. La superficie sana del esmalte también se afecta con energías altas (>100 mJ) y se obtiene la superficie retentiva. La pieza de mano está alrededor de 1.5 cm de distancia de la superficie y el rayo apuntador (rojo) se observa en la fisura sobre la superficie oclusiva. Las partes a eliminarse, o esterilizarse, se iluminan de unos 10 a 50 segundos mediante el movimiento del rayo láser a lo largo de la fisura en la superficie oclusiva. No se requiere abrasión con ácido y el material de sellado debe aplicarse inmediatamente después de enjuagarse y secarse la superficie.



Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3

Fig. 1 muestra los efectos de irradiación del láser Er:YAG en el esmalte. Fig.2 muestra el efecto en la fisura sobre el lado oclusivo del diente. El rayo láser eliminó los desechos orgánicos en las fisuras y se obtuvo superficie retentiva para una mejor adhesión del material de sellado. Fig. 3 muestra la preparación de cavidad clase II hecha en el premolar utilizando el rayo láser.

7.6 Modificación de esmalte y dentina

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: <200 mJ FRECUENCIA: 10 Hz

El efecto de ablación de la luz láser Er:YAG en esmalte y dentina sanos, puede usarse también para modificar las superficies dentales. La modificación de la superficie se logra a energías por debajo de 120 mJ para el esmalte, y por debajo de 80 mJ para dentina. La superficie se expone por unos pocos disparos mientras el rayo láser es movido continuamente a través del área tratada. La modificación de la superficie por el láser produce una buena adhesión del material de relleno, eliminando la necesidad de abrasión con ácido. No se requiere enfriamiento por rociado de agua cuando solamente se realiza modificación superficial. Después de la modificación limpiar la superficie con agua oxigenada al 3%, secar con aire y después aplicar el material adhesivo y el compuesto.



Fig. 1



Fig. 2



Fig. 3

La erosión en los dientes 11 y 41 puede observarse muy bien en la Fig. 1. Fig. 2: la dentina del diente 41 estuvo expuesta al rayo láser Er:YAG. Se aplicó sin rociado de agua para modificar la superficie y lograr una mejor adhesión del material de relleno estético. Fig. 3: El compuesto se colocó por la técnica adhesiva sin material de revestimiento.

7.7 Desensibilización de dientes hipersensitivos

Parámetros del tratamiento

ENERGIA: 60 mJ FRECUENCIA: 2 - 6 Hz

Exponer el cuello del diente al suministro del rayo usando la pieza de mano de no contacto. Lenta, continua y uniformemente mover la pieza de mano a lo largo del cuello del diente desde el lado mesial al lado distal, hacia adelante y hacia atrás. Comenzar el procedimiento a una distancia de 30 a 40 mm y después mover hasta estar a 15mm de la superficie del diente. El tiempo de tratamiento es aproximadamente de un minuto.

Siempre realizar con el menor nivel de energía posible, ya que el objetivo es solo sellar los túbulos y minimizar la erosión de tejido. Revisar la sensibilidad del diente con el instrumento si fuera necesario, en caso de persistir sensibilidad repetir el procedimiento. Este procedimiento puede repetirse varias veces, aunque en más del 95% de los casos no es necesario hacerlo.

CONCLUSIONES.

El uso del rayo láser dental, es hasta el momento una buena opción para el tratamiento de pacientes en operatoria dental, aunque no se necesita una instalación costosa para adaptarlo al consultorio, por si mismo el aparato es de un costo elevado, esto es un punto a favor de las desventajas, una limitación es que no se pueden elaborar preparación de cavidades con determinada dirección o angulación en sus paredes, por lo que su utilización es específica para Operatoria Dental Adhesiva, otra limitante es que no se pueden eliminar restauraciones metálicas (amalgama, incrustaciones de metal), por lo tanto la presencia de la pieza de alta velocidad en un consultorio dental hasta ahora es imprescindible.

HEMEROGRAFIA.

- 1.-Colette Cozean, Arcodia Ccharles, Pelagalli James. Dentistry for the 21st century? Erbium: YAG laser for teeth. JADA. Vol 128 august 1997, pp1080-1086.
- 2.-Frame, J W. Cavity preparation using an Erbium: YAG laser. British Dental Journal. Vol.188, No.12 pp 671-673. 1997
- 3.-Association report, Laser-assisted bleaching. JADA, VOL 129 Octubre 1998 pp.1484-1486.
- 4.-Glockner K., Rumpler, M,D., La temperatura intra pulpar durante la preparación con láser de Erbio:YAG en comparación la fresa convencional. www.fotona.com
- 5.-Misenderino Leo. Efectos histológicos de la preparación con Er:YAG en dientes humanos. www.fotona.com
- 6.-Winn, David. Estudio clinico controlado de laser Er:Yag para preparación de dientes. Colorado U.S.A. www.fotona.com
- 7.-TWINLIGHT.Sistema láser dental Nd:YAG + Er:YAG www.fotona.com