



ODONTOLOGIA



**UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO FORMACION INTEGRAL DEL HOMBRE
INFORME DE INVESTIGACIÓN**

**EL LASER COMO HERRAMIENTA EN LA PRACTICA DE LA
ODONTOLOGÍA MODERNA**

Autores:

Angie La Concha

Verónica Licón

Prof: Carlos Sierra

Valencia, Noviembre del 2002

DEDICATORIA

A Dios por guiarnos por el camino de la ciencia y la sabiduría.

A nuestros Padres, Orlando y Margarita, Servando y Ligia, por estar con nosotras en las buenas y en las malas, por ser fuente inagotable de orientación, de ayuda y de apoyo constante. A nuestros hermanos: Valerie, Félix y Antonio.

Y a todos nuestros seres queridos.

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad de Carabobo por prepararnos profesionalmente para así enfrentar de una mejor manera los retos del campo laboral.

A nuestros padres, ya que gracias a sus esfuerzos y orientación continua, hicieron de nosotras, mujeres de bien y con un futuro promisorio.

A la Doctora Luisa Gómez por su orientación y por proporcionarnos toda la información que tenía a su alcance.

Al profesor Carlos Sierra, por su orientación y ayuda en la realización

**UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
INFORME DE INVESTIGACION**

**EL LASER COMO HERRAMIENTA EN LA PRÁCTICA DE LA
ODONTOLOGÍA MODERNA**

**Autores: Licón, Verónica
La Concha, Angie
Prof: Carlos Sierra**

RESUMEN

La finalidad de la investigación es abarcar los aspectos más importantes del uso del Láser como herramienta en la práctica odontológica, su funcionamiento, componentes y clasificación. El nombre Láser significa “Amplificación de luz por emisión estimulada de radiación”, y debutó en la práctica clínica a principios de los 80. El Láser es una radiación electromagnética en el rango de energía visible o cerca de lo visible, que se produce como resultado de la emisión de luz a partir de incontables átomos individuales. Existen dos tipos generales de equipos Láser para aplicaciones odontológicas: a) Láser suaves y b) Láser quirúrgicos o duros. Todos los Láser constan de tres elementos principales: a) Un medio amplificador, b) Un generador y c) Un resonador óptico. El mecanismo de acción del Láser de Co2 consiste en la vaporización del agua intra y extracelular. El uso sugerido del Láser de Argón, es de iniciar la polimerización de resinas fotocurables y diagnóstico de caries interproximal. El Láser de Nd:YAG es utilizado para la remoción de caries y para sellar fosas y fisuras. Otro Láser estudiado es el Láser Excimer, el cual es útil en la preparación de conductos. Así mismo se recomienda la protección adecuada cuando se usa el Láser, debido a que más allá de los posibles daños a la boca, los peligros oculares deben prevenirse. Se concluye diciendo que la incorporación de esta nueva tecnología puede abrir un gran campo de futuros y nuevos tratamientos para brindar así soluciones a nuestros pacientes.

INDICE

	Pág.
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPITULO I	
Planteamiento del Problema.....	3
Objetivo General, Objetivos Específicos.....	6
Justificación.....	7
CAPITULO II	
Analizar Investigaciones Relacionadas con el Láser como Herramienta en la Práctica Odontológica.....	9
CAPITULO III	
Fundamentos Físicos, Componentes y Clasificación del Rayo Láser.....	13
Componentes y Funcionamiento del Rayo Láser.....	16
Clasificación y Tipos de Rayo Láser.....	20
CAPITULO IV	
Analizar el Láser de CO2, Láser de Argón, sus características Efectos y usos en Odontología.....	24
Láser de CO2.....	24
Características del Láser de Co2.....	24
Usos del Láser de CO2.....	25
Efectos del Rayo Láser de CO2 sobre el Esmalte.....	26
Efectos del Rayo Láser de Co2 sobre el Órgano Dentino- Pulpar.....	28

Grabado del Esmalte con el Rayo Láser de CO2.....	31
Láser de CO2 en Odontología.....	32
Rayo Láser de Argón.....	33
Características del Rayo Láser de Argón.....	33
Usos del Rayo Láser de Argón.....	34
Interacción del Rayo Láser de Argón con los Materiales de Restauración.....	34
Diagnóstico de caries Interproximal con el Rayo Láser de Argón.....	37
Otros Usos del Rayo Láser de Argón.....	38
CAPITULO V	
Describir el Láser de Nd: YAG (Neodimio: Itrio- Aluminio- Granate), sus características y aplicaciones clínicas.....	40
Características del Rayo Láser de Nd: YAG.....	40
Aplicaciones clínicas del Rayo Láser de Nd: YAG.....	41
CAPITULO VI	
Investigar sobre el Rayo Láser Excimer (Excited Dimer), Holmiun YAG (Ho: YAG) y Erbium: YAG (Er: YAG), sus usos clínicos y experimentales en Odontología.....	43
Rayo Láser Excimer (Excited Dimer).....	43
Rayo Láser de Holmiun: Rayo Láser de Holmiun: YAG (Ho: YAG).....	46
Rayo Láser Erbium: YAG (Er: YAG).....	47
Precauciones en el Uso del Rayo Láser.....	49
CONCLUSIONES.....	51
BIBLIOGRAFÍA.....	53

INTRODUCCIÓN

La presente investigación consta de cinco capítulos destinados al estudio de la tecnología Láser, fundamentos físicos, componentes, clasificación, características, efectos y usos actuales en la Odontología moderna.

Hasta hace pocos años, los Láser eran relativamente desconocidos en Odontología. Todo comenzó a cambiar en 1991 cuando, 4 fabricantes de Láser exhibieron sus productos en la reunión de la Academia Dental Americana en Seattle, Estados Unidos de Norteamérica.

Las investigaciones básicas ofrecen nuevas posibilidades para el avance de la tecnología Láser. 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, medición y diagnóstico, efectos analgésicos, cirugía, soldaduras de prótesis dentales y grabado ácido del esmalte.

En el campo Odontológico se han evaluado los efectos del Láser sobre los tejidos duros y las aplicaciones de las diferentes longitudes de onda que estaban disponibles. Los pioneros en éste campo fueron Fisher y Frame en el Reino Unido, Pecaro y Pick el los Estados Unidos y Welcer en Francia.

Los recientes desarrollos en Odontología Láser han permitido un incremento en la aceptación de ésta tecnología para el práctico y el público en general. Considerando el interés en la tecnología, se asume que las investigaciones continuaran acumulándose y permitiendo un uso clínico más extenso.

Hoy, muchos creen que el rayo Láser será (o ya lo es) el próximo adelanto que afecte la forma de ofrecer el servicio odontológico; sin embargo existe una duda sobre el futuro del mismo, porque habría que entender las diferencias entre las diversas longitudes de onda y su efecto sobre los tejidos.

La Odontología Operatoria trata, hoy más que nunca, de conservar la mayor cantidad de tejido sano, aplicando técnicas cada vez más conservadoras y materiales muy sofisticados. La incorporación de ésta nueva tecnología puede abrirnos un gran

campo de futuros y nuevos tratamientos para brindar así soluciones a los problemas de nuestros pacientes.

Existen más de 12000 publicaciones acerca del uso de ésta herramienta en Odontología y su número aumenta cada día, esto puede indicarnos el interés y los adelantos tecnológicos que suceden por la investigación constante sobre éste tema.

CAPITULO I

Planteamiento del problema

La palabra Láser es un acrónimo del inglés que significa: “Luz Amplificada por la Emisión Estimulada de Radiación”, y es a la vez sinónimo de alta tecnología.

Una revisión de la historia muestra algunas innovaciones que han influenciado enormemente a la profesión odontológica en los últimos 50 años, entre las que se encuentran: el óxido nítrico por HORACE WELLS en 1844, la vulcanización por GOODYEAR en 1851, los rayos x en 1895 por ROENTGEN, la amalgama en 1895 por BLACK, la novocaína en 1904 por EINHORN, la máquina del colado en 1906 por TAGGART, la fluoración de las aguas en 1915 por POLLER, el motor de aire en 1958 por BORDEN, las resinas compuestas en 1967 por BUONOCORE y el primer implante bucal de titanio en 1965 por BRANEMARK, donde, posiblemente la turbina, el grabado ácido y el láser sean los avances más significativos en la odontología moderna.

Hasta hace pocos años, los Láser eran relativamente desconocidos en Odontología. Todo comenzó a cambiar en 1991 cuando, 4 fabricantes de Láser exhibieron sus productos en la reunión de la Academia Dental Americana en Seattle, Estados Unidos de Norteamérica.

Las investigaciones básicas ofrecen nuevas posibilidades para el avance de la tecnología láser. Algunas de esas técnicas ya han sido introducidas en la investigación clínica donde se consideran diferentes tratamientos tales como: vaporización de caries, eliminación de la hipersensibilidad dentaria, medición y diagnóstico, efectos analgésicos, cirugía, soldadura de prótesis dentales y grabado ácido del esmalte.

En ocasiones los pacientes, sobre todo infantiles no desean asistir a la consulta odontológica por el dolor, o por el stress que causa el sonido de la turbina y el instrumental a usar, el cual a la vista no es agradable, agravando el estado de ansiedad de los pacientes. El tratamiento odontológico clásico (con el uso de la turbina) genera además vibraciones desagradables, es un tratamiento de contacto directo con la unidad dentaria a tratar y la turbina, lo cual en la mayoría de los casos se requiere la aplicación de anestesia.

Ahora bien, la tecnología láser se presenta como una herramienta que crea gran expectativa por reemplazar los instrumentos rotatorios, reduciendo en gran porcentaje los efectos negativos mencionados anteriormente.

El Láser como alternativa de tratamiento odontológico en los casos indicados, representa grandes ventajas sobre la turbina en cuanto a mecanismos de acción se refiere entre las cuales se tienen: es un tratamiento de no contacto, sin vibraciones desagradables, efecto esterilizante en toda la superficie tratada con láser, ablación selectiva, preserva la estructura dentaria y abre sus túbulos, crea una superficie retentiva sin necesidad de abrasión con ácido, tratamiento menos doloroso, ya que en un 95% de los casos no requiere anestesia.

El tratamiento con Láser presenta algunas desventajas como: su elevado costo, no es aplicable para todo tipo de tratamiento (hasta ahora); para el odontólogo representa ergonomía pero, implica una gran inversión en equipos y una meticulosa preparación técnica para la operación de los mismos.

El Láser no solo se utiliza en operatoria, también se usa en Endodoncia, Cirugía, Periodoncia entre otras; cubriendo las exigencias que estos tratamientos demanden. Aunque el Láser no sustituye a la turbina (hasta ahora) todas las ventajas enunciadas demuestran un claro avance tecnológico. Para los pacientes, es un importante progreso ya que es silencioso, reduce el dolor y las visitas al odontólogo.

En el campo odontológico se han evaluado los efectos del Láser sobre los tejidos duros y las aplicaciones de las diferentes longitudes de onda que están disponible. Los pioneros en este campo fueron Fisher y Frame en el Reino Unido, Pecaro y Pick en los Estados Unidos y Welcer en Francia.

Los recientes desarrollos en odontología láser han permitido un incremento en la aceptación de esta tecnología para el práctico y el público en general. Considerando el interés en la tecnología, se puede asumir que las investigaciones continuaran acumulándose y permitiendo un uso clínico más extenso.

Hoy, muchos creen que el rayo láser será (o ya lo es) el próximo adelanto que afecte la forma de ofrecer el servicio odontológico.

El precio de estos equipos puede ser alto, y lo será aun por dos (2) ó tres (3) años mas, pero muchos fabricantes están interesados en el desarrollo del Láser como una herramienta común en el consultorio, ya que el mercado potencial es muy atractivo.

La odontología trata, hoy más que nunca, conservar la mayor cantidad de tejido sano, aplicando técnicas cada vez más conservadoras y materiales muy sofisticados. La incorporación de ésta nueva tecnología abre un gran campo de futuros y nuevos tratamientos para brindar así soluciones a los problemas de nuestros pacientes.

El objetivo de ésta revisión bibliográfica es conocer los diferentes tipos de rayos láser que se utilizan en odontología, su funcionamiento, como influyen las diferentes longitudes de onda en los tejidos bucales, y las precauciones que se deben tener en el uso del Láser, sus posibles alcances en la práctica odontológica y varias marcas comerciales que se pueden encontrar en el mercado.

Objetivo general

Explicar el uso del Láser como herramienta en la práctica de la odontología moderna.

Objetivos específicos

- Analizar investigaciones relacionadas con el Láser como herramienta en la práctica odontológica.
- Explicar fundamentos físicos, componentes y clasificación del rayo Láser.
- Analizar el Láser de CO² (Anhídrido Carbónico), el Láser de Argón, sus características, efectos y usos en Odontología.
- Describir el Láser de Nd: YAG (Neodimio: itrio-aluminio-granate), sus características y aplicaciones clínicas.
- Investigar sobre el rayo Láser Eximer (Exited Dimer), Holmium: YAG (HO:YAG) y Erbium: YAG (ER: YAG), sus usos clínicos y experimentales en Odontología.
- Educar sobre las precauciones en el uso del rayo Láser.

Justificación

Hoy en día la influencia de la tecnología se pone de manifiesto en todo ámbito y la profesión de odontología no escapa de esa influencia. Poco a poco se hace indispensable el uso de nuevas técnicas en el ejercicio de cualquier profesión, los odontólogos no son una excepción a esa exigencia. Una de las tantas nuevas técnicas que hoy en día se usa es el Rayo Láser y, en odontología tiene un efecto muy beneficioso, tanto para el operador como para los pacientes, si el mismo es bien empleado. De allí se deriva la motivación por desarrollar un estudio que ofrezca, tanto a odontólogos como a estudiantes de odontología, de manera resumida y simplificada los diferentes tipos de rayo láser en odontología, su funcionamiento, cómo influyen las diferentes longitudes de onda en los diferentes tejidos bucales específicamente duros y las precauciones que se deben tener durante el empleo del láser y sus posibles alcances en la práctica odontológica.

La odontología moderna trata hoy mas que nunca de conservar la mayor cantidad de tejido sano, aplicando técnicas cada vez más conservadoras y materiales más sofisticados. La incorporación de esta nueva tecnología puede abrir un gran campo de futuros y nuevos tratamientos para brindar así soluciones a los problemas de los pacientes.

No todo tipo de tratamiento se puede realizar con rayo láser, depende de las indicaciones, del tipo de rayo láser disponible en el consultorio, además del costo que representa. Si bien es una técnica más costosa que la convencional (turbina), bien vale la pena su precio, pues son procedimientos donde el factor dolor es casi inexistente, detalle muy importante cuando se trata de adaptar niños a la consulta; además de ahorro de tiempo y menos fatiga, entre otras. Aunque la turbina no ha sido totalmente sustituida por el rayo láser, se considera que en un futuro no muy lejano el láser será una herramienta de uso diario en la consulta odontológica, o por lo menos será una alternativa obligada de tratamiento.

Los profesionales que deseen ofrecer el láser como una opción en el ejercicio de su profesión, deben someterse a cursos de entrenamiento, con el fin de conocer el manejo del láser, precauciones para el operador y los pacientes, así como también el mantenimiento del equipo, para garantizar su óptimo funcionamiento.

El láser es una realidad y está presente en esta época para hacer uso correcto de él, siempre que se interprete muy bien la literatura y se haga caso omiso de las pretensiones de los grupos interesados en comprometer al profesional con los resultados “milagrosos” del rayo láser.

CAPITULO II

Analizar Investigaciones relacionadas con el Láser como herramienta en la práctica Odontológica.

Yearn J.A. (1.989) realizó una investigación denominada “Factores de luz visibles en Láser” cuyo objetivo fue estudiar el papel de la fibra óptica en el Láser y llegó a la siguientes conclusiones: La fibra óptica se utiliza sobre todo en algunos Láser, dada la dificultad de proyectar en pequeñas zonas la emisión de una lámpara, que suele ser de grandes dimensiones. El principal inconveniente es la perdida de intensidad de la emisión a su paso por la fibra óptica, sobre todo si no es de calidad apropiada. Por otra parte, debe tratarse de un sistema de doble fibra óptica con dos niveles de refracción en su interior. La salida del haz de fibra óptica se produce ya con una dispersión en torno a los 25° de angulación.

Asimismo Frentzen M. y Koort H.J (1.990) realizaron una investigación denominada “Nuevas posibilidades en el avance de la Tecnología Láser” cuyo objetivo fue explicar una de las características del rayo Láser como es la monocromía y llegaron a las siguientes conclusiones: La luz Láser es “monocromática” ya que los fotones que la forman tienen la misma energía y pertenecen a una misma longitud de onda y mismo color, es decir, tienen una ubicación específica dentro del espectro electromagnético.

Igualmente Mida M, y Renton-Harper P (1.991) realizaron una investigación denominada: “Lasers in Dentistry” en esta investigación uno de los objetivos principales fue explicar en que difieren los sistemas Láser que existen en la actualidad, llegando a las siguientes conclusiones: Los sistemas Láser difieren principalmente en:

- a) El “medio activo” de liberación de energía.

- b) En la longitud de onda de la energía liberada.
- c) En el rendimiento del poder disponible.
- d) En la capacidad de producir pulsaciones de energía.

Asimismo Midda M. Y Renton Harper P. (1.991) realizaron una investigación denominada: “Laser in Dentistry” cuyo objetivo fue explicar las vías que puede tomar el rayo Láser cuando impacta con un tejido llegando a las siguientes conclusiones: Una de las vías es Absorción, que se refiere a que tan lejos es absorbido o transferido el rayo dentro del tejido. Otro fenómeno que ocurre es la reflexión. Este se refiere a si el rayo es reflejado en el tejido y en que proporción. Una tercera vía es la dispersión, se entiende como la cantidad de energía fotónica que se dispersa en el tejido.

De igual manera Pick R. M. (1.993) realizó una investigación denominada “Impulsión del Láser” cuyo objetivo fue comprobar los métodos de impulsión del Láser, llegando a los siguientes resultados: Existen dos métodos de impulsión del Láser, de acuerdo a la distancia que existe desde donde es activado el mismo y el objeto. Estas formas de actuar son conocidas con el nombre de “contacto” o “sin contacto”. En la forma de “contacto” la salida del haz de Láser está en contacto directo con la superficie de impacto. En la forma “sin contacto”, existe una distancia entre la salida del haz de Láser y el área de choque. Los efectos del Láser en los tejidos pueden variar de acuerdo a estos métodos de impulsión.

Mientras que Miserendino L. J. Y Rober M. Pick (1.995) realizaron un estudio denominado “Bases físicas del Rayo Láser” el objetivo de la investigación fue estudiar como se emite el rayo Láser, y llegaron a la conclusión que la unidad básica de la luz es el fotón, ellos se comportan como finas ondas similares a las sonoras. Cuando un átomo es estimulado por medio de un fotón de luz, pasa a un nivel de energía superior, esto se llama “absorción”. Cuando el átomo regresa a su estado fundamental, emite una luz incoherente; esto se llama “emisión espontánea”. Si un átomo fuese nuevamente bombardeado por un fotón de luz, igual que el fotón que inicialmente lo estimuló, pasaría a un nivel de energía superior, y al descender al estado original, formaría dos fotones de luz, que serán idénticos en longitud de ondas, fase y coherencia espacial, esto se llama “emisión estimulada” ambos fotones son

capaces de estimular la emisión de más fotones semejantes, y cada uno de estos formara una luz con características especiales.

De igual modo Benedetto M. D. (1.995) realizó una investigación denominada “Láser para la detección visible de caries en fosas y fisuras”, cuyo objetivo fue demostrar como impacta la luz del rayo Láser sobre el esmalte sano, llegando a las siguientes conclusiones: Cuando el impacto Láser actúa sobre esmalte sano, se produce una superficie de color blanco o “Halo de difusión térmica” o vitrificación de la capa superficial del tejido, con formación de cristales regulares e irregulares de fosfato de calcio y aumento de la micro dureza superficial (posiblemente por la formación de estos cristales). También se produce la iluminación superficial del tejido seguida de su volatilización y carbonización, por transformación de la energía fotónica en calor que provoca la evaporización brusca del contenido acuoso de la periferia del tejido con una profundidad variable entre 50 a 200 micrómetros dependiendo del impacto.

Por otro lado Uribe E. A. (1.995) realizó una investigación denominada “Odontologic Láser Action Over Carius Enamel”, cuyo objetivo fue determinar como la energía Láser altera el esmalte humano luego a los siguientes resultados: La energía Láser altera el esmalte humano, volviéndolo menos susceptible a la desmineralización por el fenómeno de la recristalización. Observo un aumento de la resistencia a la penetración de los ácidos en la superficie expuesta del diente a la irradiación del Láser, la cual potencialmente podría reducir la colonización bacteriana y mejorar la resistencia a la caries.

Igualmente Powell G. L: (1.995) realizó una investigación denominada “Tratamiento de los tejidos duros del diente con Láser y su repercusión en el órgano pulpar” cuyo objetivo fue investigar sobre los posibles efectos iatrogénicos que genera el rayo Láser sobre el tejido dentinopulpar, llegando a las siguientes conclusiones: Los posibles efectos iatrogénicos sobre el tejido dentinopulpar, son minimizados por la rápida absorción y difusión térmica de los tejidos y por la intermitencia con mínima potencia de impactación. El mayor efecto iatrogénico reside en la supresión brusca del agua del interior de los túbulos dentinarios en forma

de vapor y su posible acción inmediata sobre la barrera odontoblástica. La utilización de impactos de solo décimas de segundo, seguidos por periodos de descanso de igual o del doble del lapso de aplicación, minimizan este efecto.

CAPITULO III

Fundamentos físicos, componentes y clasificación del Rayo Láser.

La luz ha sido utilizada como agente terapéutico por muchos siglos. En la antigua Grecia el sol fue utilizado en la helioterapia, o en la exposición del cuerpo al sol para la restauración de la salud. Los chinos la utilizaron en el tratamiento de enfermedades como el cáncer de piel y aún en la psicosis.

El nombre “Láser” es una palabra formada por las iniciales de la frase “Light amplification by stimulated emission of radiation” (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación). (Dorros, G. 1991).

Albert Einstein, en 1.917, a partir de su propia teoría sobre la naturaleza corpuscular de la luz (1.916), anunció el concepto de “emisión estimulada” que es en esencia el fenómeno en el que se basa el Láser.

La luz Láser es una radiación electromagnética en el rango de energía visible o energía cerca de lo visible, que se produce como resultado de la emisión de luz a partir de incontables átomos o moléculas individuales. (Lanzafame R. J, Hinshaw R).

Recordemos que la unidad básica de la luz es llamada fotón. Los fotones se comportan como finas ondas similares a las ondas sonoras. Cuando un átomo es estimulado por medio de un fotón de luz, pasa a un nivel de energía superior; esto se llama “**absorción**”. Cuando el átomo regresa a su estado fundamental, emite una luz incoherente; esto se llama “**emisión espontánea**”. Si este átomo fuese nuevamente bombardeado por un fotón de luz, igual a el fotón que inicialmente lo estimuló, pasaría al nivel de energía superior, y al descender al

estado original, formaría dos fotones de luz, que serán idénticos en longitud de ondas, fase y coherencia espacial; esto se llama **“emisión estimulada”**. Ambos fotones son capaces de estimular la emisión de mas fotones semejantes a ellos mismos, y cada uno de estos formará una luz con características especiales.

La luz producida por un Láser consiste de fotones del mismo tamaño, movimiento y dirección, siendo entonces el rayo de luz de alto poder distintivo espectral, con características bien definidas. (Frentzen M, Koort H. 1991).

La luz Láser tiene características específicas que describiremos a continuación: La luz Láser es **“monocromática”** ya que los fotones que la forman tiene la misma energía y pertenecen a una misma longitud de ondas y mismo color, es decir, tienen una ubicación específica dentro del espectro electromagnético. Hacemos un ejemplo: con un Láser verde, podemos perforar una pelota verde, que se encuentra dentro de una pelota blanca, porque la pelota blanca no absorbe la luz verde, sino que la deja pasar.

Además, esta luz es **“coherente”**. Esto significa que todas las ondas que conforman el haz Láser, están en cierta fase relacionadas una con otras, tanto en tiempo como en espacio. Esto se debe a que cada fotón esta en fase con el fotón entrante.

La luz Láser es **“colimada”** (direccionabilidad), o lo que es lo mismo, en una sola dirección, ya que todas las ondas emitidas están casi paralelas y por lo tanto no hay divergencia del rayo de luz, por lo que permanece invariable aún después de largos recorridos. (Frentzen M., Koort H. 1991).

LA LUZ LASER ES.....

COHERENTE

MONOCROMATICO

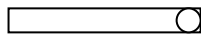


COLIMADA



Fig. 1. Las principales características de la luz Láser son: Coherencia, Monocromaticidad y Colimación (Tomado de Pick R .M. 1993).

COLIMADO



NO COLIMADO

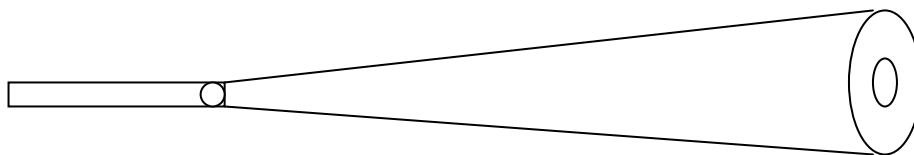


Figura 2. Un rayo colimado como el del Láser contra uno no colimado de una linterna. (Tomado de Pick R. M. 1993).

De lo descrito anteriormente se deduce fácilmente que la luz Láser es muy intensa, ya que a ella contribuyen todas las características, oscilando igual, y además concentrada, direccionales, sin apenas divergencias. Así se alcanza una concentración energética por unidad de superficie que es altamente considerable. Los primeros informes de su empleo, a pesar de haber sido estudiados in vitro datan de finales de los años 1.960. Pero no fue hasta principio de los 80, que el Láser realmente debutó en la práctica clínica.

Componentes y funcionamiento del rayo Láser.

Todos los Láser constan de tres elementos fundamentales:

1. Un medio amplificador, constituido por los átomos a excitar. Estos se encuentran en un tubo o una cavidad sellada. Este es el origen de la energía Láser.
2. Un generador o fuente de energía, destinado a producir la excitación de los átomos del medio amplificador (descarga eléctrica de alta frecuencia).
3. Un resonador óptico entre cuyos dos elementos esta situado el medio a excitar, y facilita la retroalimentación de la luz que se amplifica. Está conformado por dos espejos altamente pulidos: Uno de reflexión total y una de reflexión parcial. Estos espejos redirigen los fotones incoherentes del medio activo, lo que produce una forma de luz brillante, direccional, monocromática y coherente. (Miserendino L.J, Robert M. Pick, Coherent E).
4. La fibra óptica: se utiliza sobre todo en algunos Láser, dada la dificultad de proyectar en pequeñas zonas la emisión de una lámpara, que suele ser de grandes dimensiones. El principal inconveniente es la pérdida de intensidad de la emisión a su paso por la fibra óptica, sobre todo si no es de calidad apropiada. Por otra parte, debe tratarse de un sistema de doble fibra óptica con dos niveles de reflexión en su interior. La salida del haz de la fibra óptica se produce ya con una dispersión en torno a los 25° de angulación.

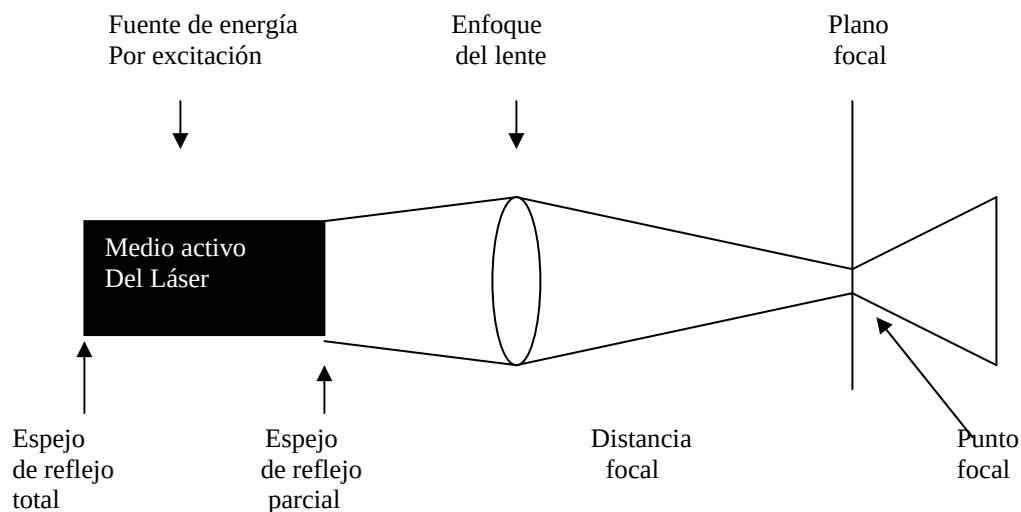


Fig. 3. Diagrama de los componentes del rayo Láser. (Tomado de Pick R. M. 1993).

Distintos tipos de fibras ópticas:

Se van a diferenciar de acuerdo al material de que son fabricadas. Eso le da características específicas:

- Cuarzo. Son sumamente caras y carecen de flexibilidad, siendo, por lo tanto, muy frágiles. Se fabrican en diámetros muy pequeños de 600 micras, lo que obliga a interponer un sistema óptico de focalización. Produce pérdidas inapreciables en las longitudes empleadas en la terapia Láser.
- Vidrio. Son muy costosos y frágiles, un poco más flexibles que las de cuarzo y se fabrican en diámetros pequeños. Provocan pocas pérdidas en las longitudes empleadas.
- Plástico. Muy flexibles, bajo costo. Se fabrican en diámetros de hasta 3 mm. Y ellos hacen innecesario el sistema de focalización. Provoca pérdidas elevadas de longitud (hasta 60 % por metro). Sin embargo, en función de la calidad de la fibra y la perfección del pulido, puede rebajarse el porcentaje de pérdidas hasta llegar sólo al 15 % por metro.

- Lentes divergentes: constituyen el sistema más seguro de la dispersión Láser, no causando ninguna pérdida en la calidad de la emisión. Solamente habrá que observar las dimensiones del diámetro del haz tras la dispersión, en función del ángulo de refracción que hayamos producido

La luz Láser puede ser dirigida a través de lentes que acumulan rayos convergentes, los cuales incrementan su intensidad hasta formar un “punto focal”, que es la parte más intensa del rayo. Pasado el punto focal, el rayo diverge y el poder decrece. Esto produce dos formas en que el haz Láser puede actuar: enfocado y desenfocado y esto va a tener influencia directa en los efectos del Láser.

Para producirse la luz Láser debe existir primero una “inversión de población”. Esto es logrado por el cambio obtenido en el “medio amplificador”, debido a la activación de la “fuente de energía”, lo cual lleva a las moléculas del “medio activo” a un estado excitado. Se inician entonces los fenómenos de “absorción”, “emisión espontánea” y “emisión estimulada”, formándose una gran cantidad de fotones. (Mida M, Renton- Harper P. 1991).

Una vez que comienza la salida de fotones, ellos se reflejan en todas las direcciones dentro del tubo o cavidad sellada donde se encuentra el “medio activo amplificador”, hasta que haya concentrado suficiente energía para pasar a través del extremo conformado por el “espejo de reflexión parcial”, y formar así la luz Láser.

Los Láser tienen parámetros físicos para controlar los efectos en los tejidos donde impacta. Se entiende que la luz Láser es una forma de energía. Esta energía viene representada en joules (J). La potencia de luz Láser viene expresada en vatios (W), y representa la cantidad de energía emitida en joules por segundo. Un vatio de potencia es equivalente a un joule de energía emitida en un segundo.

$$\text{Potencia (W)} = \text{Energía (J)} / \text{Tiempo (seg.)}$$

El Láser puede ser activado en forma pulsada. Estos pulsos se producen en unidades de tiempo. Este parámetro se mide en pulsos por segundo.

Pulsos por segundo: p.p.s

La frecuencia de las pulsaciones viene representada en Hertz.

Frecuencia: ciclo por segundo. Hertz (Hz).

El tamaño del punto luminoso o punto focal, representa el área de energía del Láser que se aplica al material que sirve de blanco. Se mide en centímetros cuadrados (cm²); también se expresa en términos del diámetro del área circular en micrones (μ).

Tamaño del punto luminoso: (cm²) o (μ)

La densidad de la potencia es variable, más importante en la determinación del efecto que en un Láser tiene sobre el material irradiado. Se calcula como la potencia, expresada en vatios (W), dividida por el tamaño del punto luminoso en centímetros cuadrados (cm²). (Lanzafame R. J., Hinshaw R.).

Densidad de potencia=

Potencia (W) / Tamaño del punto luminoso (cm²).

La luz Láser puede ser emitida de varias formas. Dependiendo del tipo de Láser, se puede emitir un rayo de onda “continua” o un rayo “pulsátil”.

Un rayo de ondas continuas consiste en la estabilización de la energía emitida continuamente. Es decir, mientras el Láser este activado, la salida del haz será constante. Los Láser que emiten de forma pulsada logran un conjunto de pulsaciones repetidas en serie, ya que la energía es emitida en cortos estallidos; entre las pulsaciones no hay energía que se transmita.

Existen dos métodos de impulsión del Láser de acuerdo a la distancia que existe desde donde es activado el mismo y el objeto. Estas formas de actuar son conocidas con el nombre de “**contacto**” o “**sin contacto**”. En la forma de “contacto” la salida del haz Láser está en contacto directo con la superficie de impacto. En la forma “sin contacto”, existe una distancia entre la salida del haz Láser y el área de choque.

Los efectos del Láser en los tejidos pueden variar de acuerdo a estos métodos de impulsión. (Pick R. M. 1993).

Clasificación y Tipos de Rayo Láser

Aunque el comienzo del desarrollo de la tecnología del láser data apenas de tres décadas, existen actualmente muchos equipos láser comercialmente disponibles.

Los sistemas láser difieren principalmente en:

- a) El “Medio Activo” de liberación de energía.
- b) En la longitud de onda de la energía liberada.
- c) En el rendimiento del poder disponible.
- d) En la capacidad de producir pulsaciones de energía. (Midda, M. 1991).

Existen dos tipos generales de equipos láser para aplicaciones odontológicas:

1.a) Los llamados “Láser Suaves”.

1.b) Los “Láser Quirúrgicos” o “Duros”.

1.a) Láser Suave:

Es el láser de baja potencia o láser frío, ya que sus rayos no generan calor (láser atómico). Se comprende en este grupo todos los láseres cuya potencia de emisión es inferior a 50 mW.

Estos equipos láser son esencialmente usados en las ciencias médicas como dispositivos para ayudar a la regeneración de tejidos, alivio del dolor, reducir la inflamación, edemas y acelerar la cicatrización. Así, hemos encontrado que los láseres suaves más usados son Helio-Neón (He-Ne), Galio-Arsénico y Galio-Aluminio-Arsénico.

1.b) Láser Quirúrgicos o Duros:

Es el láser de alta potencia o láser caliente, ya que su uso genera calor en la superficie sobre la que actúa (Láser Térmico). Se trata de un rayo principalmente destructor, por lo que su uso es muy importante en el campo de la industria.

Los tres tipos más comunes de láser en esta modalidad son: Itrio-Aluminio-Granate (Nd:YAG), Anhídrido Carbónico (CO₂) y Argón, y son los más frecuentemente usados durante los procedimientos odontológicos. (Midda, M. 1991).

Con el fin de regular los procedimientos de seguridad en los sistemas láser, se ha propuesto el siguiente esquema de clasificación.

Láser Clase 1:

Seguros ante cualquier circunstancia.

Láser Clase 2:

Tienen un rendimiento continuo limitado de 1 mW, dentro de longitudes de ondas visibles. La reacción de parpadeo se considera suficiente para proveer un elemento de protección al ojo humano. La mayoría de los rayos que dirigen los láseres quirúrgicos disponibles, son de este tipo.

Láser Clase Tres a:

Es una extensión del Láser Clase II pero con un límite superior de rendimiento continuo de 5 mW.

Láser Clase Tres b:

Son aquellos láser que se emiten a grandes longitudes de ondas con límites de rendimiento continuo de potencia de 0.5 W. Es peligroso verlos de forma directa.

Láser Clase IV:

Pertenecen a esta clase todos aquellos láser cuyo rendimiento continuo de potencia esté sobre los 0.5 W. Son utilizados en odontología para cortar y perforar. (Midda, M. 1991).

Según las diversas utilidades que pueden encontrar en las Ciencias de la Salud los distintos tipos de láser, podemos clasificarlos en dos grandes grupos:

- 1) **“Quirúrgicos” o “de alta potencia”.**
- 2) **“Terapéuticos” o “de baja y mediana potencia”.**

De todas maneras resulta condición previa una clasificación de los láser de acuerdo con el tipo de medio activo utilizado para situar posteriormente entre cada uno de ellos, los que van a tener aplicación en las Ciencias de la Salud en cualquiera de las dos direcciones apuntadas.

De esta forma nos encontramos con la siguiente clasificación:

1) Láser a Gas:

- 1.1) De mezclas a gases atómicos (He-Ne).
- 1.2) Moleculares (CO₂, vapores de H₂O).
- 1.3) De átomos ionizados (Argón, Criptón, Xenón).

2) Láser en estado sólido:

En ellos se introduce una especie atómica de comportamiento inestable, como aditivo, en un vidrio o cristal, es el caso del Neodimio, que se introduce en un cristal YAG (Ídrio, Aluminio, Granate).

3) Láser en estado líquido:

De poca utilización en medicina y odontología.

4) Láser Químico:

Como el Fluoruro de Hidrógeno, igualmente poco utilizados en odontología y en Medicina.

5) Láser Diódico o Semiconductores:

El más utilizado es el Diódico de Arseniuro de Galio y Aluminio (As, Ga, Al)

Otro tipo de láser en odontología incluye al **Láser de Erbium: YAG (Er: YAG)**, **Holmium: YAG (Ho: YAG)** y los **Láser Excimer** que combinan un gas de halógeno y un gas noble, por ejemplo: **Argón- Fluoruro**, **Kriptón- Fluoruro**, **Xenón- Fluoruro**.

Tipo de Láser	Longitud de Onda	Tipo de Luz
- Anhídrido Carbónico, Gas Carbónico o CO2	10600 nm	Invisible
- Neodimio: Ytrio- Aluminio- Granate (Nd: YAG)	1064 nm	Invisible
- Argón	488- 514.5 nm	Visible
- Helio- Neón (He- Ne)	632.8 nm	Visible
- Erbium: YAG (Er: YAG)	2960 nm	Invisible
- Holmium: YAG (Ho: YAG)	2100 nm	Invisible
- XeCl- Excimer	308 nm	Invisible
- Arf- Excimer	193 nm	Invisible
- Diódico (Semiconductor, Arseniuro de Galio y Aluminio, As, Ga, Al.)	904 nm	Invisible

CAPITULO IV

Láser de CO2, Láser de Argón, sus características, efectos y usos en Odontología.

Láser de CO2.

Fue inventado por el doctor C. K. N. Pattel y col., y aunque su invención fue motivada para mejorar las comunicaciones, en el presente es más usado en Medicina y Odontología, aunque hasta 1990 fue el único Láser en el mercado. (Pick 1993).

Fue el primer Láser aprobado por la Administración de Drogas y Alimentos de Estados Unidos de Norteamérica para procedimientos en tejidos blandos.

Características del Láser de CO2.

Este Láser emite una luz infrarroja, de longitud de onda de 10,6 nm. Como la longitud de onda del rayo que emite el Láser de CO2 cae dentro del espectro electromagnético invisible, necesita de un Láser de He- Ne coaxial de bajo poder, que emite radiación en el rango visible (longitud de onda 630 nm, color rojo), con un punto de aprox. 0,3 mm de diámetro para poder enfocarse y saber con precisión donde se producirá el impacto fotónico. (Pick 1993).

Este tipo de Láser usa un medio activo que consiste en una mezcla de 10% - 15% de CO2, que aunque no es el más abundante es el responsable de la reacción, 10% - 20% de Nitrógeno, con el remanente de 65% - 80% de Helio, a una presión total de 6 a 15 mm Hg (cerca del vacío). Aunque ésta relación de componentes es una norma, no se cumple para todos los Láser de CO2 de la misma manera, y todos ellos tienen secretos según el fabricante.

Su poder viene expresado en Vatios y puede ser accionado en décimas de segundos por un microprocesador incorporado a casi todas las unidades del

mercado. La pieza de mano puede ser de Tantanio, un material parecido al Titanio, que es muy liviano. La luz es focalizada por un lente y una punta especial ya que éste Láser es transmitido por el aire desde ésta punta hasta impactar, esto asegura que se tiene la misma potencia en Vatios en la salida que en el objetivo. Por sus propiedades el Láser de CO₂ no se puede distribuir por medio de fibras ópticas; aunque la fabrica francesa Satelec ha desarrollado una fibra flexible que permite llegar a las zonas más inaccesibles de la cavidad oral.

El haz de luz sale a 1700 ° C e impacta a 1100 ° C a 300.000 Km / seg. , el impacto se produce en una 50 millonésima de segundo, es tan rápido que el calor generado no se percibe. (Pick, 1993).

Este Láser tiene afinidad por el tejido “mojado” o húmedo sin importar el color del mismo, esto significa que son altamente absorbidos en mucosa oral, la cual es más del 90% agua, sin embargo su poder de penetración es de aproximadamente 0,2 a 0,3 mm.

El mecanismo de acción del Láser de CO₂ consiste en la vaporización del agua intra y extra celular, con la consiguiente lisis de dichas células, provocando carbonización y desnaturalización celular del tejido, lo que permite tener un efecto de corte superficial dosificable capa por capa.

El Láser de CO₂ puede ser reflejado por espejos bucales de Rodio, material que permite la reflexión del rayo sin pérdida de potencia, permitiendo su acceso hacia áreas inaccesibles. Desafortunadamente se reflejan fuera de los instrumentos dentales pudiendo hacer una reflexión accidental hacia una porción de tejido que no nos interesa.

Usos del Láser de CO₂.

El Láser de CO₂ puede coagular vasos sanguíneos menores de 0,5 mm de diámetro y crear un campo operatorio limpio y libre de sangre. Esto tiene dos ventajas: el operador puede ver mejor el campo operatorio y se reduce el riesgo de contaminación por medio de la sangre. La infección de la herida se minimiza debido al efecto térmico antiséptico. (Pick 1993).

El uso del rayo Láser de Co2 en Odontología Operatoria está dirigido a la detección de caries, esterilización de surcos oclusales y del fondo cavitario, vitrificación de la superficie dentaria, aumento de la dureza de ésta superficie al ataque del ácido láctico, cítrico o fosfórico, sellado de los túbulos dentinarios, inducción de neo dentina y creación de microretenciones en el esmalte.

Efectos del Rayo Láser de CO2 sobre el Esmalte.

Detección y Eliminación de Caries, y Sellado del Esmalte.

El esmalte dental, cemento y la dentina contienen Apatita carbonatada la cual absorbe la luz infrarroja del rayo Láser de CO2 de la misma manera que lo hace el Fosfato, el Carbonato y los grupos Hidroxilo en la estructura del cristal del esmalte.

Stern y col (1992) utilizaron un Láser de rubí demostrando que la exposición del esmalte a éste Láser, incrementa la resistencia de la superficie a la desmineralización in vitro. Vahl (citado por Featherstone J., y Nelson D.), usó un microscopio electrónico y difracción de Rx., donde observó los efectos del Láser en el esmalte. Estos estudios demostraron claramente los cambios ultra estructurales y cristalográficos del esmalte, en respuesta a la radiación Láser.

En otros estudios, Stern y col, y Brune D., evaluaron los efectos del Láser de Co2 con niveles de energía entre 13 y 50 J/ cm2, cuando incide sobre esmalte humano; cuando el impacto fotónico incide sobre un tejido deshidratado como el adamantino, se genera una elevación marcada de la temperatura a nivel superficial que limita o focaliza la acción destructiva al ser el esmalte un mal conductor térmico.

Con exposiciones de 50 J/ cm2, encontraron que se producían grandes grietas en la superficie del esmalte, y observaron decoloraciones sobre la misma. A niveles de energía de 13 J/ cm2, no observaron la formación de tales grietas superficiales.

Cuando el impacto Láser actúa sobre el esmalte sano, se produce una superficie de color blanco o “halo de difusión térmica” o vitrificación de la capa superficial del tejido, con formación de cristales regulares e irregulares de Fosfato de Calcio y aumento de la micro dureza superficial (posiblemente por la formación de estos cristales). También se produce la iluminación superficial del tejido seguida de su volatilización y carbonización, por transformación de la energía fotónica en calor que provoca la evaporización brusca del contenido acuoso de la periferia del tejido con una profundidad variable entre 50 a 200 micrómetros dependiendo del impacto. (Benedetto, 1995).

Según la intensidad del rayo Láser de CO₂, éste penetrará de manera diferente en el tejido adamantino:

4 Watts>> 2 seg.>> penetra 230 um. de tejido adamantino.

3 Watts>>2 seg.>> penetra 200 um. de tejido adamantino.

2 Watts>>2 seg.>>penetra 170 um. de tejido adamantino.

La acción del Láser de CO₂ sobre las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, vestibulares y linguales tiene su indicación precisa como instrumento de apertura física de las mismas, con eliminación de la enfermedad, ya que el contenido orgánico e inorgánico de los defectos estructurales (placa bacteriana y tejido cariado), son vaporizados por el impacto fotónico, dejando un residuo carbonizado a nivel de tejido adamantino lesionado y un halo blanco en tejido sano.

Benedetto y col. (1990) demostró mediante experimentos que el efecto del Láser de CO₂ en el esmalte se limita a las zonas donde existe algún contenido acuoso como la caries, dejando un residuo carbonizado y produciendo un efecto parecido al grabado ácido sobre éste en las zonas donde se diagnostica caries, siendo éste método más objetivo que el método convencional del explorador en el diagnóstico de la enfermedad.

Stern (1990) determinó la mayor resistencia a la disolución por ácidos del esmalte que fue previamente tratado con Láser de CO₂, también registró valores de microdureza del esmalte luego de la radiación con Láser de CO₂, usando test de dureza Vickers y los comparó con los valores del esmalte normal y del grabado con

ácidos. Demostró que los valores de microdureza Vickers aumentaron significativamente en el esmalte impactado.

Sobre caries superficial, la acción del impacto fotónico sobre caries proximal en etapa de mancha parda o negra, depende de la intensidad aplicada. Con una aplicación de mínima potencia, se observa pérdida de sustancia superficial en forma de oquedad crateriforme irregular, con exposición de la estructura prismática y fenómenos de recristalización. De ésta manera es muy fácil tratar caries expuestas con Láser de Co2, eliminar la escara negra y luego grabar con ácido y colocar el material.

La aplicación de un impacto de máxima potencia (8 Watts) genera, sobre el área adamantina en cuestión, una pérdida de tejido apreciable con microporosidades que llegan hasta el nivel sub.-superficial, siendo evidentes los fenómenos de recristalización. Este impacto funde el esmalte como si fuera un metal a una temperatura entre 800 y 1100 ° C.

Meurman (1991) utilizó una hidroxiapatita sintética fundida con Láser de CO2 sobre esmalte en dientes extraídos. Encontró que ésta hidroxiapatita era menos soluble que el propio esmalte sin ningún tipo de impacto fotónico.

Featherstone (1991) demostró que la progresión de caries de superficie proximal del esmalte fueron marcadamente inhibidas por el tratamiento combinado de fluoruros y Láser de CO2.

Estudios experimentales han demostrado que la energía Láser altera el esmalte humano, volviéndolo menos susceptible a la desmineralización por el fenómeno de la recristalización. Otros han observado un aumento de la resistencia a la penetración de los ácidos en la superficie expuesta del diente a la irradiación Láser, la cual potencialmente podría reducir la colonización bacteriana y mejorar la resistencia a la caries.

Efectos del Rayo Láser de CO2 sobre el Organo Dentino- Pulpar.

La dentina es la porción de tejido duro del complejo Dentino- pulpar. Está químicamente de 70% de material inorgánico, 20% de material orgánico y 10% de

agua. La porción inorgánica está compuesta principalmente por Hidroxiapatita y la parte orgánica por colágeno de tipo I. Como característica estructural se encuentran los túbulos dentinarios, dentina peritubular, dentina intertubular y zonas de calcificación deficitaria llamada dentina interglobular. Los túbulos dentinarios se extienden a través de todo el espesor de la dentina siguiendo un trayecto en “S”, siendo menos pronunciada en la dentina radicular y menos aún en el tercio cervical de la raíz. (Pick, 1993).

El componente blando de éste órgano es la pulpa. Esta es un sistema de tejido conjuntivo formado por células, sustancia fundamental y fibras. Se encuentra encerrada en una estructura rígida de esmalte y dentina, en el cual los procesos fisiopatológicos son diferentes al de otros órganos y tejidos. Como otros tejidos +conjuntivos del cuerpo, la pulpa responde a los irritantes, con inflamación.

Los tratamientos restauradores pueden comprometer la salud e integridad de la pulpa dental. El daño pulpar puede resultar como una consecuencia directa de los procedimientos operatorios, o por la irritación de agentes nocivos que entran en contacto con la dentina expuesta (Bergenholtz citado por Saavedra J.). Los procedimientos operatorios convencionales producen casi siempre daño pulpar (Seltzer y Bender, citados por Saavedra J.). En ocasiones, la inflamación resultante es leve y en otros casos es más grave, dependiendo de la profundidad de la preparación y, de la deshidratación de la dentina debido al calor friccional generado durante la preparación (Barnett F. Citado por Saavedra 1995).

Los posibles efectos iatrogénicos sobre el tejido Dentino- pulpar, son minimizados por la rápida absorción y difusión térmica de los tejidos y por la intermitencia con mínima potencia de impactación.

El mayor efecto iatrogénico reside en la supresión brusca del agua del interior de los túbulos dentinarios en forma de vapor y su posible acción inmediata sobre la barrera odontoblástica. La utilización de impactos de sólo décimas de segundos, seguidos por períodos de descanso de igual o del doble del lapso de aplicación, minimizan éste efecto.

Con turbina, el tejido sano es eliminado, con el Láser es conservado y vitrificado, o sea, fundido. Se elimina la escara negra con agua a presión o cucharita de dentina para colocar los materiales adhesivos a usar. La zona peritubular de la dentina aumenta su contenido mineral enormemente. La cicatrización física de las heridas dentinarias, tan buscada y anhelada por la profesión odontológica, se lograría a través del Láser de Co2 por la formación de una barrera dentinaria homogeneizada, esterilizada y de alta microdureza superficial, con mayor resistencia a los ácidos.

A medida que aumentan los segundos de exposición y los Watts de potencia, aumenta el poder de penetración del Láser.

4 Watts>>5 d-seg. >>penetra 80 um de tejido dentinario.

3 Watts>>5 d-seg. >>penetra 58 um de tejido dentinario.

2 Watts>>5 d-seg. >>penetra 28 um de tejido dentinario.

Nunca se debe trabajar en dentina con más de 4 Watts y en dentina profunda no más de 2 Watts.

La carbonización de los tejidos dentinarios depende del grado de hidratación y de su contenido orgánico. Si la energía Láser que incide sobre la dentina, es absorbida en lugar de ser reflejada, es convertida en calor. Dependiendo de la intensidad del rayo, la dentina se puede quemar, derretir o vaporizar su matriz. Melcer y col. Tomado de Pashley.

Entre otros efectos el Láser de CO2 en dentina, está el de aumentar la fuerza de unión con las resinas. Esto ha sido comprobado por Cooper L. F. Y col. El obtuvo un aumento del 300% en la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la dentina impactada comparada con la dentina no impactada. El pre-tratamiento de la dentina con Láser produjo irregularidades en la superficie que fueron llenadas con la resina.

Meléndez E. J. Y col, estudiaron la fuerza de adhesión de tres diferentes vidrios ionoméricos a la dentina luego de ser irradiada con el Láser de CO2. Aunque encontraron diferencias entre los tres diferentes tipos de materiales, concluyen que la fuerza de adhesión entre éstos materiales y la dentina impactada fue marcadamente mayor que con dentina no impactada.

Glover Bondeau, (tomado de Bonin y col.), analizó, in Vitro, impactos del Láser de Co2 en dentina, y describió tres zonas:

- 1.- Zona térmicamente afectada. (Aprox. 130 micrones), situada en la periferia del área del impacto.
- 2.- En el medio, una zona mineral sujeta a fusión y después a recristalización.
- 3.- Una zona negra de componentes orgánicos de dentina quemada, incluyendo una precipitación de Fosfato tricálcico insensitivo al grabado ácido, la cual se encontraba en el centro del área del impacto del Láser.

La herida pulpar tratada debe ser cubierta con una capa de hidróxido de calcio, seguido de un material de restauración provisional hasta estar seguros de la cicatrización de la pulpa y obtener una respuesta de normalidad a los test de vitalidad. Todo éste procedimiento dependerá de la edad del paciente, estado de salud de la pulpa y en general, del tamaño de la exposición y de todos los aspectos relacionados. El diagnóstico de una lesión pulpar irreversible significa una contraindicación a la terapéutica Láser.

Grabado del esmalte con el rayo Láser de Co2

Al utilizar el Láser de CO2 de mediana potencia, 6-8 Watts, se profundiza la eliminación de la capa adamantina periférica, se funde el esmalte como si fuese metal. Los cristales de hidroxiapatita se reorganizan. 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, por la evaporización del contenido acuoso en el tejido.

Alrededor del impacto, se produce una zona de recristalización por difusión térmica con características de un grabado de tipo 1 ó 2, y las zonas de recristalización con las esferas de fosfato de calcio. Si se debe realizar el grabado, ya que ésta zona tiene gran poder de agarre, éste debe ser hecho donde no ha impactado el Láser para lograr el sellado.

Bonin P. Y col., aseguraron que las microretenciones generadas por el impacto Láser, sobre el esmalte, permiten una retención correcta de las resinas compuestas a la superficie dental aunque se debe grabar el esmalte periférico que no ha sido impactado, siendo un ahorro importante de tiempo y materiales, además de ser más selectivo en el proceso de grabado.

Láser de CO2 en Odontología

APLICACIONES	POTENCIA FOCAL DESFO	TIEMPO DISPARO	TIEMPO REPOSO	INDICACION
CARIES DENTINA -Lejos de Pulpa -Cerca de pulpa	4 w 3 w	0,2 -0,3 seg 0,1	0,6 seg. 1 seg.	Muy Buena Buena
Caries de Cuello	3 – 3,5 w	0, 2 seg.	0, 6 seg.	Muy Buena
HIPERSENSIBILIDAD	3 w	0, 2 seg.	0, 6 seg.	Buena
ADHESION dentin	3 w	0, 2 seg.	0, 6 seg.	Muy Buena
ADHESIÓN esmal.	1 w	0,05 seg,	1 seg.	Buena
EXPOSICIÓN PULPAR -Accidental -Caries profunda PULPOTOMIA	1,5 w 2 w 4 w	0,1 seg 0,1 seg. Continuo	0,6 seg. 0,6 seg.	Muy Buena Delicada Muy Buena
ESMALTE -Esterilización de los surcos oclusales - Detección de la caries de esmalte	0,5– 1 w 0,5-1 w	0, 05 seg. 0, 05 seg.	1 seg. 1 seg.	Muy Buena Muy Buena

De la literatura revisada se deduce que el Láser de CO₂ puede ser usado en tejidos duros del diente para diagnosticar caries incipientes, eliminación de caries y apertura física de fosas y fisuras, sellado de esmalte en defectos estructurales, grabado de esmalte para realizar técnicas adhesivas, esterilización de esmalte y dentina, tratamiento de la hipersensibilidad e inclusive en pequeñas exposiciones pulpares donde no existan alteraciones irreversibles. Todo esto con gran seguridad tanto para el paciente como para el operador dado la gran cantidad de investigaciones que se han generado alrededor de este instrumento y, en muchos casos sin anestesia debido al corto impulso que le induce al impacto fotónico.

Rayo Láser de Argón.

El Láser de Argón fue el primer Láser aprobado por la F.D.A para estos fines ya que posee una longitud de onda de 477-515 nm y se encuentra en el mismo rango de la lámpara de luz visible. (Powell, 1995).

Es el más común de los Láser médico-odontológico que utilizan iones de gas. Las primeras aplicaciones de este Láser en odontología restauradora implicaron la iluminación de dientes para la detección de caries.

Características del Láser de Argón:

Su medio activo consiste en iones de gas de Argón con una carga positiva, contenidos en un tubo de cerámica de aproximadamente 50 centímetros de largo, a una presión de 0,5 mmHg (cerca del vacío).

El gas Argón es inerte, pero el Argón ionizado puede experimentar muchas conversiones de energías. De esto se puede obtener 18 tipos diferentes de longitudes de ondas (o líneas) a partir de la transición del gas Argón. Las principales longitudes de ondas y que han encontrado más aplicaciones son: 514 nm (verde) y 488nm (azul). (Misserendino, 1995).

La longitud de onda a la cual emiten estos Láser cae dentro del espectro visible azul y verde, operando a 477 nm ó 515 nm. , y puede llegar a una potencia de 30 Watts., pero potencias por encima de 3 Watts requiere refrigeración con agua y fuentes de poder de 220 V.

Constituidos por un gas como el Láser de CO₂, y distribuidos a través de fibras ópticas como el Láser de Nd:YAG trabajan en “forma de contacto” o en “forma de no contacto”. A causa de su corta longitud de onda, es posible enfocar al rayo de Argón a un punto extremadamente pequeño.

Usos del Rayo Láser de Argón.

El principal uso sugerido para el Láser de Argón es el de inicializador de la polimerización de resinas fotocurables y esta ha sido la principal razón por la que se han realizado estudios preliminares desde los años 80, utilizando todo el espectro de luz visible del Láser de Argón (477,488,514,5 nm), (Swartz y col.; Forsten; Weaver y col., citados por Leo J. Miserendino/Robert 1995.) además de su especificidad de longitud de ondas que son requeridas para la inicialización de polimerización de la creciente familia de materiales restauradores activados por luz. Esto incluye resinas compuestas como materiales de restauración, bases, cemento, incluyendo vidrios ionomericos activados por luz, sellantes de fosas y fisuras y, materiales de impresión activados por luz. La porción azul (488 nm) de su longitud de ondas es usada principalmente para curar las resinas compuestas, mientras que su parte verde (510nm) es utilizada para tratar tejidos blandos y como coagulante.

Interacción del Láser de Argón con los materiales de restauración.

Actualmente las resinas compuestas fotoactivadas emplean una diquetona como una canforquinona, y una amina terciaria para iniciar la polimerización (American Dental Association; Craig, citados por Leo J. Miserendino/Robert, 1995). Este sistema fotoiniciador es sensible a la luz en la región azul del espectro visible con un

ancho máximo en la región de 480 nm. (Cook, citado por Leo J Miserendino/Robert 1995.). Cuando se exponen estos materiales a la luz de esta longitud de ondas, se forman radicales libres que inducen la reacción de polimerización. Las actuales lámparas de luz visibles usan un bombillo halógeno de tungsteno como fuente de luz, además de un filtro para reducir la salida de cierto tipo de energía no deseada.

Se ha demostrado que la longitud de ondas monocromáticas del Láser de Argón de 488 nm y 514,5 nm, es efectiva en la inicialización de polimerización de las resinas compuestas. Así mismo se ha demostrado que el Láser de Argón puede ser utilizado para polimerizar las resinas compuestas de relleno híbrido y micro relleno con un aumento de sus propiedades físicas y mayor profundidad de curado comparado con la exposición de estos materiales a una lámpara de luz visible convencional. Esta tendencia fue mucho mas pronunciada en los materiales de microrellenos y parece estar relacionadas al hecho de que el Láser de Argón estuvo asociado con un mayor grado de polimerización de la resina. (Blankenau, citado por Leo J. Miserendino/Robert M. Pick). Investigaciones posteriores han demostrado que la unión a dentina cuando se utiliza la energía del Láser de Argón con los materiales adhesivos, fue igual o superior a la obtenida con la lámpara de luz visible convencional. La unión de los sellantes de fosas y fisuras al esmalte del diente también fue significativamente mayor con la polimerización con Láser de Argón comparada con la luz visible de la lámpara, y la micro filtración asociada con estos sellantes se redujo sensiblemente. También se ha demostrado que el aumento de las propiedades físicas, la mayor adhesión y la reducción de la micro filtración se puede lograr con una significativa reducción del tiempo de exposición (Blankenau y col., citados por Leo J. Miserendino/Robert 1995).

Estudios en la Universidad de UTA y Crighton demostraron que este Láser cura las resinas más rápidamente y se cree que en un futuro, la mayoría de las resinas compuestas serán curadas con algunas formas de este tipo de Láser.

Kelsey W. P. y col., y, Severin y Maquin (citados por Kelsey, W.P., III, Blankenau, R.j. y col. 1989.), usando un Láser de Argón a 300 mWatts, reportaron que, cuando es usado para polimerizar resinas fotocurables, puede reducir la

contracción por polimerización de éstos materiales y también puede curar a profundidades de tres centímetros en un cuarto del tiempo de las lámparas convencionales resultando en materiales mas duros e incrementa la posibilidad de mantener al campo seco a través del procedimiento ya que se disminuye el tiempo de activación significativamente. La polimerización con el Láser de Argón requiere solo de 10 segundos de exposición mientras que los sistemas de luz visible requieren de aproximadamente 40 segundos. (Blankenau y col., citados por Leo J. Miserendino / Robert M. Pick). Para curar resinas compuestas, el poder de salida del Láser de Argón debería estar entre 250 a 500 mWatts, esto dependerá del tipo de resina compuesta seleccionada. El parámetro de pulso se coloca en pulso sencillo con una duración de 10 segundos. La clave de todo es crear un área de impacto en el material de aproximadamente 5 mm. Esto produciría un poder de densidad de aproximadamente 1.25 a 2.50 W/cm² en toda el área. El Láser cura adecuadamente a una profundidad de 2mm en la mayoría de los materiales en 10 segundos. No se debería exceder los 600 mWatts por 40 segundos de exposición en cada incremento de material.

Lámpara común de curado	Láser de Argón
1.40 segundos	1.5 segundos
2.40 segundos	2.5 segundos
3.40 segundos	3.5 segundos
<u>4.40 segundos</u>	<u>4.10 segundos</u>
160 segundos	25 segundos

Fig. 15 Comparación de curado en tiempo entre la lámpara común y el Láser de Argón.

Diagnostico de la Caries Interproximal con el Rayo Láser de Argón.

Estudios científicos indican que el Láser de Argón puede poseer capacidades de diagnóstico cuando se utiliza para iluminar dientes. Alfano y col., (citados por Leo J. Miserendino/Robert M. Pick) utilizaron una luz monocromática a 350 nm, 410 nm, y 530 nm y midieron la emisión espectral visible comparándola con tejido cariado y no cariado, el resultado fue un cambio de la emisión espectral a $\pm$ 540 nm, o el rango rojo visible del espectro electromagnético.

Bjelkhagen y col., (citados por Leo J. Miserendino/Robert 1995), usaron un Láser de Argón para luminiscencia y estudiaron los resultados a través de filtros. Una vez mas detectaron diferencias, con el tejido cariado se observo mas oscuro que con el tejido no cariado.

Kutsch, (citado por Leo J. Miserendino/Robert, 1995), reporto hallazgos clínicos comparando tejidos cariados y no cariados iluminándolos con Láser de Argón con una lamina fotografica oscura. Estos hallazgos fueron comparados con la observación clínica y radiográfica. El tejido cariado fue fácilmente observado con la iluminación Láser. Cuando se iluminó con la luz del Láser de Argón, el tejido cariado tiene una apariencia clínica de anaranjado o rojo oscuro y encendido y es fácilmente diferenciado de la estructura dentaria sana. Las áreas descalcificadas aparecen como un anaranjado apagado y opaco. Para examinar un diente, el poder de salida del Láser debe ser lo más bajo posible, lo más común es 80mWatts, de onda continua. Se puede seleccionar cualquier tamaño de fibra aunque se prefiere la fibra de 300 μ m para casi todas las aplicaciones, aunque muchos clínicos usan la fibra de 600 μ m. Esto crearía un poder de densidad de 114W/cm² en la punta de la fibra. La fibra debería ser colocada tanto por la cara lingual como por la cara vestibular del diente y puede ser observada directamente o indirectamente con un espejo. Las fracturas del esmalte también son fácilmente observables con este proceso. Este método puede ser utilizado en conjunto con radiografías de la zona. Las caries que no aparezcan radiograficamente pueden ser detectadas con la iluminación Láser, e incluso las caries

recurrentes alrededor de restauraciones metálicas. Existe en el mercado un sistema del fabricante BIOLASER que posee una pieza de mano mas grande que provee una salida de 12 mm con la que asegura cubrir todo el diente sin pérdida de potencia. Este sistema no ha sido probado del todo aún.

Otros Usos del Rayo Láser de Argón

Fagnoni en 1985 de la Universidad de Torino, realizó estudios observando una disminución de la sensibilidad por la aplicación del ión fluor con Láser de Argón, estabilizando este ión logrando mayor permanencia del mismo convirtiendo la Hidroxiapatita en Fluorapatita. Bergenjolph, reafirma esto diciendo que se produce un “taponamiento orgánico” de los canalículos dentinarios disminuyendo así la sensibilidad dentinaria en cuellos y cavidades profundas.

En otros experimentos realizados por Goodman y col., y Westerman y col., se demostró que el Láser de argón incremento el nivel de fluoruro de sodio en el esmalte o reduce la lesión cariosa en dientes extraídos.

Bendicenti (Univ. Torino 1995), realizo estudios y determino que la hipersensibilidad dentinaria se puede tratar con Rayos Láser de Argón, porque este disminuye la sensibilidad por liberación de “B endorfina” que es estimulada por el láser de baja longitud de onda. Esta liberación de “B endorfina” se traduce en aumento del umbral del dolor y a su vez en disminución de la sensibilidad.

Debido a que la energía Láser de Argón no es afectada por el agua (absorbida) y genera suficiente energía térmica, la corriente de agua puede ser usada para limpiar el tejido de la punta de la fibra óptica cuando se usan en forma de contacto. También puede ser usado, en su forma atenuada, como un rayo de ayuda para los Láser invisibles.

La luz del Láser de Argón no es bien absorbida por los tejidos duros y por lo tanto no se necesita de un cuidado especial de los dientes en su uso en la cavidad oral. Paralelo a esto, el Láser de Argón no presenta ninguna reflexión en la cavidad bucal, pero sí presenta alguna diseminación y transmisión.

Powell y Whisenant, compararon la capacidad de esterilizar instrumental endodóntico del Láser de Argón y otros tipos, contaminando el instrumental con microorganismos específicos e irradiándolos a diferentes niveles, luego eran colocados en caldos de cultivo de triptecasa de soya, incubados y posteriormente examinados para observar si existía o no crecimiento microbiano. Los resultados demuestran que el Láser de Argón mostró gran efectividad pero a un nivel de energía menor de 1 Watt durante 120 segundos.

En investigaciones recientes se ha demostrado in Vitro, que este tipo de Láser puede disminuir la incidencia de caries en las superficies radiculares y en zonas susceptibles a ella como los márgenes de las restauraciones en estas zonas, haciendo mas resistente el tejido dentario al ataque de los ácidos, todo esto debido a que la incidencia del rayo Láser de Argón sobre el cemento radicular produce una vitrificación de este haciéndolo menos susceptible a la caries.

Resumiendo lo anteriormente expuesto, el Rayo Láser de Argón es utilizado para diagnosticar caries incipientes tanto como en etapa de mancha blanca en lugares donde los métodos convencionales no son tan efectivos. El otro uso es el de polimerización de materiales fotocurados economizando gran cantidad de tiempo disminuyendo la contracción por polimerización y el tratamiento de la hipersensibilidad.

CAPITULO V

Láser de Nd: YAG (Neodimio: itrio- aluminio- granate), sus características y aplicaciones clínicas.

Características del Rayo Láser de Nd: YAG.

Fué desarrollado en 1964 por Geusic. Este Láser emite una longitud de onda de 1064 nm, cerca del espectro infrarrojo, por lo que no puede verse. Usa un Láser de He- Ne de baja potencia, o un Láser diódico semiconductor para ajustar o dirigir el rayo principal. Este se encuentra alineado a través del plano axial del cristal YAG. (Dorros, 1991)

Su medio activo consiste en una barra sólida sintética de cristal de Y₂- Al₂O₃ (Itrio- Aluminio- Granate = YAG); en ellos, el 1% de los átomos de itrio, son reemplazados por átomos de neodimio en forma de iones, cargando 3 cargas eléctricas positivas. Los iones de neodimio forman el curso de la luz Láser. El cristal sólido es el receptor, que provee un lugar para los iones impuros de neodimio. A su vez el cristal YAG es transparente para no absorber los fotones de energía (luz) emitidos por los iones de neodimio.

Este Láser emite un rayo de energía concentrada que vaporiza la materia. Es capaz de desensibilizar dientes al mismo tiempo de sellar puntos y fisuras en 30 seg. Estos sistemas Láser tienen varios grados de dispersión óptica y de penetración en los tejidos, absorción mínima, no tienen reflexión y la mayoría funcionan en forma pulsada, de contacto o no contacto. Dependiendo del modo de aplicación, el haz Láser de Nd: YAG puede penetrar de 0.5 a 4 mm en tejidos bucales, y es absorbido muy bien por el agua, es parcialmente absorbido por la hemoglobina y la melanina. Una gran ventaja de éstos Láser, es que pueden ser emitidos a través de dispositivos de fibras ópticas, por lo que su manejo intraoral es infinito. Esta fibra óptica es un sólido de vidrio flexible, con un diámetro de cerca de 100 micrones hasta 800 micrones. Transmite la luz por reflexiones internas múltiples, la cual casi no disminuye en intensidad hasta la otra punta.

A alto poder de energía y pulso, el Láser de Nd: YAG produce un gas superrecalentado sobre la superficie del tejido. Este gas se llama “plasma”. Este plasma puede ser el responsable de los efectos de coagulación, vaporización o corte de los tejidos. Si no se enfría, el plasma puede causar daño en los tejidos circundantes, por lo tanto se hace correr una corriente de agua a lo largo de la fibra para controlarlo y disminuir el daño a los tejidos. (Dorros, 1991).

Otra característica de éste Láser es la duración de extinción, que es la intensidad por la cual más del 90% de la energía inherente es absorbida, se utiliza para comparar las profundidades de penetración del Láser. Estas duraciones son establecidas en agua, por lo que la duración de extinción de éste Láser es de 0,60 mm. Esto significa que la energía viaja aprox. 0,180 mm. en el agua, siendo su penetración en el tejido blando de 0,1 a 0,3 mm. con éste Láser.

Este Láser es bien absorbido por los tejidos pigmentados. La dentina esclerótica absorbe una cantidad considerable de energía, mientras que la dentina no esclerótica casi no absorbe nada la energía Láser.

El haz del Láser de Nd: YAG es fácilmente absorbido por la amalgama, titanio y metales no preciosos, lo que requiere un manejo cuidadoso de éstos materiales en presencia de éste Láser.

Aplicaciones clínicas del Láser Nd: YAG

El Láser de Nd: YAG es utilizado para la remoción de caries siendo muy conservador ya que no es absorbido por el esmalte. Para los procedimientos de sellantes de fosas y fisuras, removiendo las partículas orgánicas e inorgánicas que se encuentran en los defectos estructurales sin dañar el esmalte sano que está alrededor.

Myers T. D. y Myers W. D., realizaron un experimento en el cual sometían dientes cariados recién extraídos, al impacto de un Láser de Nd: YAG con variación de la densidad de energía de 10 a 80 mJ. Las lesiones de caries fueron sometidas a varios pulsos de Láser y fueron chequeados periódicamente para evaluar visualmente y con exploradores la vaporización de la lesión. Ellos mencionan que la potencia de

salida del aparato es un factor que debe ser cambiado durante el tratamiento. Los niveles de energía superiores a 65mJ. Vaporizan con facilidad las lesiones de caries.

Myers T. D. y col., (citado por Saavedra J. 1988), usaron un Láser de Nd: YAG para tratar caries incipientes y moderadas en 163 dientes de 97 pacientes. Usaron un rango de energía entre 0,2 y 1,0 W. En todos los casos la caries fue eliminada sin anestesia y sin complicación. En casi todos los casos los pacientes no refirieron molestias al tratamiento con Láser.

Concluyen que el tratamiento de caries con éste tipo de Láser ofrece un método conservador con menor riesgo de daño a las estructuras sanas del diente cuando se compara con las técnicas convencionales de tallado, además produce un mínimo aumento de temperatura en la cámara pulpar.

En resumen se puede decir que el Láser de Nd: YAG puede ser utilizado al igual que el rayo Láser de CO₂, en la eliminación de caries incipientes y avanzadas, apertura física de fosas y fisuras, esterilización de esmalte y dentina y tratamiento de la hipersensibilidad dentinaria.

CAPITULO VI

Rayo Láser Excimer (Excited Dimer), Holmium: YAG (HO: YAG) y Erbium: YAG (ER: YAG), sus usos clínicos y experimentales en Odontología.

Rayo Láser Excimer (Excited Dimer).

Los usos clínicos y experimentales de los Láser en Odontología no están limitados a los Láser en la porción infrarroja y visible del espectro electromagnético. Otro tipo de Láser desarrollado recientemente, llamado “Excimer”, se refiere a una clase entera de Láser y opera en un rango cerca del área ultravioleta.

Un Excimer son moléculas diatómicas excitadas. Este tipo de moléculas consiste en 2 átomos de gas noble, o en un átomo de gas noble en conjunción con un átomo halógeno. Este tipo de Láser solo puede existir en un estado excitado, y emiten luz ultravioleta cuando las moléculas se disocian dentro de los átomos constituyentes. (Pick, 1991).

Funcionan de “forma pulsada”, con una repetición entre 1 y 250 pulsos por segundo con una duración entre 10 a 200 ns. Pueden ser guiados a través de fibras ópticas y los mas frecuentemente usados son: ArF (193 nm), KrF (248 nm), XeF (308 nm), XeCl, ArO y XeO entre otros.

Típicamente, el medio activo de estos Láser consiste en una mezcla de un gas noble y un gas halógeno la cual puede ser estimulada para emitir una radiación

intensa ultravioleta. Esta energía tiene una manera diferente de interactuar con el tejido biológico, descrita como interacción fotoquímica en la cual, la energía fotónica absorbida es convertida en una excitación de fotones en el rango ultravioleta.

Por medios espectroscópicos se puede verificar la descomposición de materia orgánica e inorgánica del tejido dentario en fragmentos moleculares por efectos fotoquímicos. Con solo un pequeño incremento de la temperatura fue posible remover esmalte, dentina, caries y hueso utilizando un Láser Excimer de Argón Flúor. Los efectos termale del Láser Excimer con una longitud de onda mayor, por ejemplo, el Láser de Xenon Clorhídrico (308 nm), son mas importantes, pero las zonas de carbonización son solo un poco por encima de 1 um de profundidad. (Pick, 1991).

En un experimento donde se utilizaron dientes humanos extraídos recientemente, que no presentaban caries profunda, se dividieron en dos grupos y a todos los dientes se les realizo preparación canalicular con Rayo Láser. A un grupo con el Nd: YAG y al otro grupo con el Láser Excimer (308 nm.). Luego de ser observados con microscopio electrónico de barrido, el grupo que fue tratado con Láser de Nd: YAG mostró severos daños termale y alteraciones mecánicas de la dentina. El otro grupo tratado con el Láser Excimer no mostró daños termale ni cambios mecánicos. Parece ser que el Láser Excimer es más útil como herramienta para preparar conductos que los métodos convencionales y que el mismo Láser Nd: YAG.

Usando microscopio de luz y microscopia electrónica de barrido, no se observaron cambios en el tejido remanente adyacente a la irradiación con luz láser de 193 nm. Los tejidos pulpare de los dientes tratados in vivo, no demostraron signos de daño. Frentzen y Koort encontraron que no es posible remover dentinas de las paredes del conducto radicular con este tipo de láser, pero T. Liesenhoff, H. Lenz y T. Seiler, de la Universidad de Munich y de Berlin, Alemania, usando un Láser Excimer, a 308nm, demostraron que es posible remover tejidos blandos y duros por fotoablación. Por este efecto de fotoablación estos Láser Excimer

pueden ser más apropiados para la remoción de dentina enferma ya que los efectos colaterales son menores, así como para acondicionamiento de superficies dentarias y en Endodoncia. (Pick 1991).

En contraste con la dentina no afectada, las zonas desmineralizadas de un efecto carioso son muy fáciles de disecar. La remoción de caries por el proceso de fotoablación permite preservar áreas en esmalte y dentina.

Recientes estudios han demostrado que el Láser Excimer puede ser suficientemente efectivo para usos en aplicaciones clínicas. Ejemplos de aplicaciones clínicas puede ser el acondicionamiento de superficies dentarias con luz ultravioleta y la remoción selectiva de caries. Usando el Láser Excimer de ArF de 193 nm, para la preparación de tejidos duros del diente, se induce, debido al impacto del rayo una luz fluorescente específica, la cual depende de la estructura del espécimen. Comparando el espectro fluorescente con un espectro estándar, es posible decidirse en continuar el proceso dentro de un rango de pocos milímetros. Arcoria y col., encontraron que el grabado del esmalte con Láser de ArF produjo una rugosidad superficial similar a la que se produce con la técnica de grabado ácido convencional y sin el riesgo de daño pulpar encontrado con otros tipos de rayo láser.

Stabholz y col., estudiaron in vitro los efectos del Láser Excimer XeCI sobre los estreptococos mutans. Encontraron que la irradiación láser de 4 a 8 segundos, resultaban en un efecto bactericida estadísticamente significativo. Observaron que se producían grandes zonas de inhibición con niveles de energía láser de 0,5 Joule/cm², 0,7 Joule/cm² y 1,0 Joule/cm², concluyendo que el Láser Excimer XeCI puede aniquilar efectivamente el estreptococo mutans.

Para el presente los problemas por resolver, en lo que respecta al uso del Láser Excimer, con el alto costo, la dificultad de manejo y lo concerniente a la capacidad de algunas longitudes de onda (248 y 308 nm) de producir mutación. Estos Láser son 2 o 3 veces mas costosos que el Láser de Nd:YAG, y tienden a ser mas costosos por su operación y manejo. De todas maneras, tienen mucho futuro y su

aplicación en odontología esta en pleno desarrollo, por lo que leerá mucho acerca de ellos.

Rayo Láser de Holmiun:YAG. (Ho:YAG).

Este tipo de láser ha logrado recientemente la autorización de la Administración de Alimentos y Drogas de los Estados Unidos, para ser empleado en el tejido bucal blando y tratamientos en la articulación temporomandibular. Es transmitido a través de un transportador de fibra óptica y tiene una longitud de onda de 2100 nm. Su medio activo es un cristal YAG combinado con un elemento raro que es el Holmiun. (Pick, 1991).

El Láser Ho:YAG utiliza un láser de Helio-Neon rojo como luz para apuntar. El Láser Ho:YAG, al igual que el Láser de Nd:YAG, puede utilizarse tanto en el modo de contacto como en el de no contacto, y emiten una radiación pulsada de hasta 250 microsegundos de duración. Este pulso puede variar a 8 a 20 pulsos por segundo y es ajustable para un incremento de 2 pulsos por segundo. Esta energía pulsada varía de 0.6 a 2 Joule, ajustable para un incremento de 0.2 Joule. Para ciertos procedimientos, la velocidad se acerca a la longitud de onda del Láser de Co₂.

Debido a la capacidad del Holmio de atravesar el agua, su atracción al tejido blanco y su capacidad para coagular, se convierte en un excelente láser para el cirujano bucal y maxilofacial en la cirugía artroscopica de la articulación temporomandibular. Su aplicación en odontología operatoria, y en general en la odontología restauradora, radica principalmente en su capacidad de retracción gingival o vaporización del tejido gingival, sin ninguna hemorragia y en un tiempo extraordinariamente rápido.

Actualmente un fabricante ha incorporado, tanto el láser de Nd:YAG como el Láser Ho:YAG en una sola unidad. Robert M. Pick augura que en un futuro cercano se verán láser para los tejidos duros del diente que corten la estructura perfectamente, utilizando la transmisión por computadora y la tecnología CAD-CAM, logrando la

restauración resultante al mismo tiempo. Así mismo Leo Miserendino vaticina un futuro muy brillante para este láser, debido a su versatilidad de ser utilizado al mismo tiempo con otro Láser como el Nd:YAG.

Rayo Laser Erbium:YAG. (Er:YAG).

El Erbium es un elemento metálico del grupo de las tierras raras que, en unión con el itrio, es usado como medio activo para la emisión del Láser. Un Láser de Er:YAG es un Láser de pulso en estado sólido, que tiene una emisión máxima en el rango medio infrarrojo de 2940 nm. Este máximo coincide con la principal absorción de agua, resultando en una buena absorción de agua por todos los tejidos biológicos, incluyendo el esmalte y la dentina. El agua absorbe esta energía enormemente en esta región de espectro electromagnético. El coeficiente de absorción del agua para la radiación producida por un Láser de Er:YAG, es 10 veces la radiación producida por un Láser de CO₂.

La primera descripción de los efectos del Láser de Er:YAG en tejidos duros del diente, indicaron que el efecto de ablación de tejidos sanos, así como del tejido cariado, es posible sin el daño termal a los tejidos duros circundantes. Desde ese momento se han llevado a cabo una variedad de investigaciones en la remoción de tejido dentario, efectos termales, posibles danos a la pulpa, etc. (Willenborg, citado por Miserendino, 1995).

Séller y Hibst, compararon los efectos de los Láseres de CO₂ y de Er:YAG sobre el esmalte y la dentina. Encontraron que, aunque el espectro de absorción del Láser de CO₂ y de Er:YAG fuera el correcto para la destrucción de los tejidos duros del diente, el Láser de Er:YAG dio resultados mas alentadores.

Observaron que el Láser de CO₂ causo carbonización, fusión y agrietamiento del esmalte, no visto con el Láser de Er:YAG. Este Láser tiene la capacidad de

remover particular en una micro explosión y vaporización de ellos, en un proceso llamado “ablación”. La ablación del esmalte por 10 pulsos del Láser de Er:YAG crea un cráter con descamación de las paredes.

Con el Láser de Er:YAG se pueden obtener efectos termomecánicos en tejidos mineralizados. Recientemente un número considerable de investigaciones han reportado el uso de este tipo de Láser. (Keller y Hibst; Frentzen y Koort, citados por Miserendino, 1995).

En dentina, una zona de necrosis de 1-3 μm de grueso se produce en cavidades poco profundas cuando se utiliza este Láser con un sistema de enfriamiento por agua. En cavidades mas profundas se observaron áreas de carbonización y micro grietas. La ablación del esmalte siempre produce agrietamiento y debridación de las zonas profundas. La localización de las zonas de carbonización y agrietamiento no es predecible de forma alguna.

Hoke y col., describieron los efectos del Láser de Er:YAG en el esmalte y la dentina cuando es combinado con una fina cortina de agua. Ellos fueron capaces de producir una ablación controlada del esmalte y la dentina en dientes extraídos, manteniendo la textura del diente con un fino rocío de agua. Este método produjo un pequeño aumento del calor en la pulpa, solo cuando era usado a un nivel de energía de 56 mJoule a 10 pulsos por segundo (1 grado centígrado), cuando se aumentaba esa energía a 95 mJoule, esta temperatura se incrementa considerablemente.

Los investigadores concluyeron que el largo pulso del Láser de Er:YAG puede ser un nuevo método muy efectivo para el tallado del diente, cuando es usado en combinación con el agua, ya que ofrece una protección térmica contra el daño pulpar por aumento de la temperatura, lo que sugiere una futura investigación sobre los cambios pulpares en dientes vitales, por el uso de este tipo de Láser.

En un diente irradiado con este Láser, existe formación de dentina reparadora en solo 4 días, adyacente al área impactada por el Láser, sugiriendo que estimula la formación de la misma. La razón de que ocurra esto es totalmente desconocida.

Los Láser de Er:YAG, por virtud de su alta eficiencia de corte con menos ansiedad para el paciente, parece tener una gran potencial en la clínica odontológica.

Sistema de Transmisión para el Láser.

Tipo de Láser	Sistema de Transmisión
C02, Er:YAG	Espejos y Fibras en desarrollo
Nd:YAG, Ho:YAG	Sistema de Fibras
He-Ne, Diodico, Argon	Sistema de fibras
Excimer	Espejos y sistemas de fibras

Modo de Transmisión de los Láser.

Tipo de Láser	Modo de transmisión de la energía
C02,	Pulsado y continuo
Nd:YAG	Pulsado y continuo
Er:YAG, Ho:YAG	Pulsado y continuo
Excimer	Pulsado

Precauciones en el Uso del Rayo Láser.

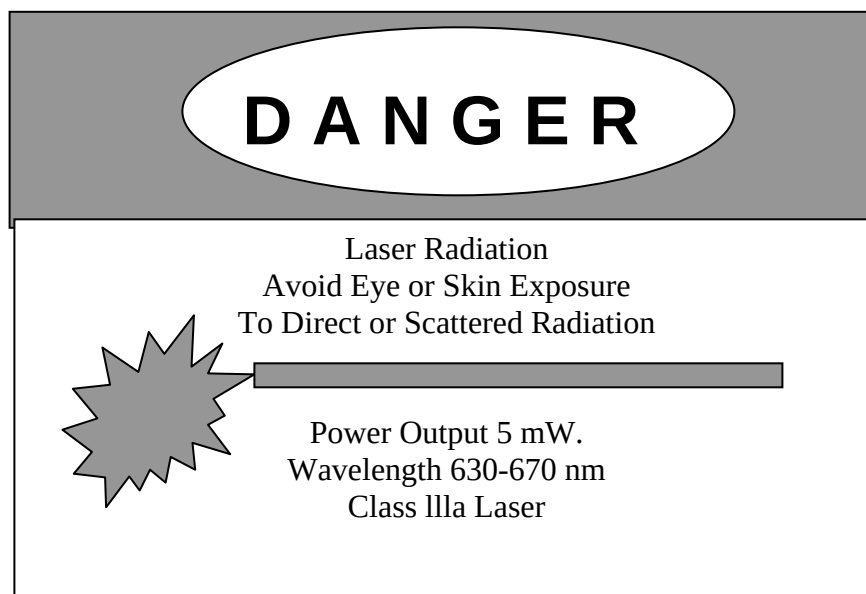
La seguridad del Láser no debe ser sobre enfatizada. Cuando se emplea apropiadamente el Láser es un instrumento muy seguro, pero ciertas medidas de seguridad deben ser acatadas estrictamente.

Más allá del posible daño a la boca, los peligros oculares deben prevenirse con mucho cuidado. La protección de ojos es esencial para el operador, paciente y empleado, y todo aquel que este presente en el momento que se esta aplicando el Láser. Los diferentes Láser requieren distintos tipos de lentes de seguridad y estos jamás deben ser intercambiados. El Láser de Argón requiere lentes de seguridad verde oscuro, así como el Láser de C02 y el Nd:YAG requieren lentes claros.

Todo Láser utilizado en lugares y periodos errados puede causar danos a la estructura dental. Por lo tanto, ciertos medios defensivos dentales pueden ser necesarios para la protección del diente. Obviamente, se debe tener un extremo cuidado con relación a los gases potencialmente explosivos. Algunos objetos cerca de estos gases pueden ser tocados por el rayo y encenderse, originando fuego y explosiones. Esta precaución es particularmente importante cuando se emplea anestesia general.

Se debe colocar la protección adecuada sobre los ojos y tejidos del paciente que no se desean irradiar, de acuerdo con el rayo láser que se este utilizando y ante todo se debe evitar la reflexión accidental con los espejos bucales u otra superficie reflectante. También se debe observar extrema precaución en todo lo concerniente a la corriente eléctrica, los interruptores o dispositivos activadores del rayo láser para no encenderlos por error, y en especial, se deben colocar letreros en las puertas donde se efectuó la manipulación cuando el Láser este en uso y tener la puerta del cubículo adecuadamente asegurado, evitando así, la entrada de personas sin ninguna protección, al área de trabajo.

De todas maneras, la seguridad más completa y eficaz proviene del estudio, la comprensión y el entrenamiento para el manejo de esta herramienta totalmente nueva en nuestra profesión.



CONCLUSIÓN

El nombre “Láser” es una palabra formada por las iniciales de la frase “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación).

La luz Láser es una radiación electromagnética en el rango de energía visible o cerca de lo visible, que se produce como resultado de la emisión de luz a partir de incontables átomos o moléculas individuales.

La luz Láser es “monocromática” ya que los fotones que la forman tienen la misma energía y pertenecen a una misma longitud de onda y mismo color; es “coherente” porque todas las ondas que conforman el haz Láser, están en cierta fase relacionadas una con otra; es “colimada” (direccionabilidad), o lo que es lo mismo, en una sola dirección.

Existen dos métodos de impulsión del Láser de acuerdo a la distancia que existe desde donde es activado el mismo y el objeto. Estas formas de actuar son conocidas como: “contacto” o “sin contacto”. Los efectos del Láser en los tejidos varían de acuerdo a éstos métodos de impulsión.

Existen dos tipos generales de equipos Láser para aplicaciones odontológicas: “Láser suaves” y “Láser quirúrgicos” o “duros”, de ésta forma encontramos la siguiente clasificación: Láser a gas, Láser en estado sólido, láser en estado líquido, Láser químicos, Láser diódicos o semiconductores; otro tipo de Láser en Odontología incluye el Láser de Erbium: YAG (Er:YAG), Holmiun: YAG (Ho: YAG) y los Láser de Excimer que combinan un gas de halógeno y un gas noble.

El Láser de CO₂ (Anhídrido Carbónico) fue el primer Láser aprobado por la Administración de drogas y alimentos de Estados Unidos de Norteamérica para procedimientos en tejidos blandos. Este Láser tiene afinidad por el tejido “mojado” o húmedo sin importar el color del mismo. Esto significa que son altamente absorbidos en mucosa oral, la cual es más del 90% agua.

El mecanismo de acción de éste tipo de rayo Láser consiste en la vaporización del agua intra y extracelular, con la consiguiente lisis de dichas células, provocando

carbonización y desnaturalización celular del tejido, lo que permite tener un efecto de corte superficial dosificable capa por capa.

El uso del rayo Láser de CO₂ en Odontología Operatoria está dirigido a la detección de caries, esterilización de surcos oclusales y del fondo cavitario, vitrificación de la superficie dentinaria, aumento de la dureza de ésta superficie al ataque de ácido láctico; cítrico o fosfórico, sellado de túbulos dentinarios, inducción de neo dentina y creación de micro retenciones en el esmalte.

El Láser de Nd: YAG (NEODIMIO: ITRIO- ALUMINIO- GRANATE), éste Láser es altamente absorbido por los tejidos pigmentados; es fácilmente absorbido por la amalgama, titanio y metales no preciosos, lo que requiere un manejo cuidadoso de éstos materiales en presencia de éste Láser. Este Láser es utilizado en la remoción de caries siendo muy conservador ya que no es absorbido por el esmalte, para sellantes de fosas y fisuras sin dañar esmalte sano que se encuentra alrededor.

El rayo Láser de Argón es el más común de los Láser médico- odontológicos que utilizan iones de gas y su principal uso sugerido es el de inicializador de la polimeración de resinas fotocurables así como también incrementa el nivel de fluoruro de sodio en el esmalte.

El Láser Erbium: YAG (Er: YAG) puede ser un nuevo método muy efectivo para el tallado del diente cuando es usado con una fina cortina de agua ya que ofrece protección térmica contra el daño pulpar.

BIBLIOGRAFÍA

- Benedetto, M. D. (1988) Use of CO2 Laser for visible detection of enamel fissure caries.
New York. Quintessence International.
- Benedicenti, A. (1995) Luce Laser Argon.
Italia. Paradontol Stomatol.
- Dorros, G. (1991) Understanding Lasers.
Chicago. Futura Publishing Company.
- Featherstone, J.D. (1991) Laser effects on dental hard tissues.
Boston. Quintessence International.
- Frentzen, M., Koort, H. J. (1991) Root canal preparation.
New York. (Abstract).
- Lanzafame, R. J. (1988) Atlas of CO2 Laser surgical techniques.
Missouri. Inc. Publishers.
- Midda, M. (1991) Lasers in Dentistry.
New York. Br. Dent J.
- Miller, M. (1993) Lasers in Dentistry.
New York. JADA.
- Miserendino, L. J. (1989) Termal effects of Lasers.
Boston. AD Publishing Co.
- Myers, T. (1991) Emergence of Lasers in Dentistry.
New York. CDA Journal.
- Pick, R. M. (1993) Using Lasers in clinical dental practice.
Carolina del Norte. JADA.
- Powell, G. L. (1995) Tratamiento de los tejidos duros del diente con Láser y su repercusión en el órgano pulpar.
Missouri. JADA.
- Saavedra, F. J. (1995) Odontología al día.
Argentina. Dons Publishers.

- Uribe, E. A. (1995) Odontologic Laser actino over carius enamel.
Madrid. Ediciones Medico Dentales.