



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**APLICACIÓN DEL LÁSER Er-YAG EN
RESTAURACIONES CLASE I CON RESINAS DE
NANORELLENO**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

RUTH LIZBETH LÓPEZ HERNÁNDEZ

TUTORA: C.D. NAYELI CALDERÓN NIETO

ASESOR: C.D. GASTÓN ROMERO GRANDE



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ÍNDICE

PAGINA

INTRODUCCIÓN.....	3
--------------------------	----------

Capítulo I .ANTECEDENTES

1.1 Historia del Láser	4
1.2 Características del Láser	6

Capítulo II .TIPOS DE LÁSER

2.1 Generalidades.....	9
2.2 Láser CO ₂	10
2.3 Láser CO ₂ Continuo	11
2.4 Láser CO ₂ Pulsátil.....	12
2.5 Nd:Yag	12

Capítulo III .LÁSER Er-YAG

3.1 Historia.....	13
3.2 Características	13
3.3 Efectos en Dentina y Esmalte.....	15
3.4 Indicaciones y Contraindicaciones en Tratamientos Operatorios	18
3.5 Ventajas y Desventajas	19

Capítulo IV .RESINAS MICROHÍBRIDAS

4.1 Composición	24
4.2 Clasificación.....	25
4.2.1 Macrorrelleno	25
4.2.2 Microrrelleno	27
4.2.3 Híbridas	28

4.3 Resinas de Nanorrelleno	29
-----------------------------------	----

Capítulo V .SEGURIDAD EN LA UTILIZACIÓN DEL RAYO LÁSER DENTAL

5.1 Procedimientos Operatorios con el Rayo Láser	33
5.2 Clasificación de los Riesgos	36
5.2.1 Riesgos Oculares	40
5.2.2 Riesgos Ambientales	43
5.2.3 Riesgos Eléctricos	44

CONCLUSIONES	46
---------------------------	----

FUENTES DE INFORMACIÓN	47
-------------------------------------	----



INTRODUCCIÓN

Debido a los avances que existen hoy en día en el área de la Odontología Estética y Restauradora, el Cirujano Dentista debe estar actualizado y consciente de estas transformaciones para así poder ofrecer a sus pacientes tratamientos de vanguardia.

Uno de los avances más importantes en la Odontología ha sido el Láser; en la tecnología Láser existen varios tipos de Láser CO₂, Nd: Yag, Er-Yag; todos ellos son de alta potencia, capaces de producir, cambios físicos y visibles, como la eliminación de hipersensibilidad dentaria, cirugía en tejidos blandos, preparación de cavidades, acondicionamiento del esmalte para la colocación de sistemas adhesivos.

Se han evaluado los efectos del Láser sobre los tejidos duros y las aplicaciones de las diferentes longitudes de onda que están disponibles. Hemos observado que existen ventajas y desventajas en su uso.

En este trabajo el objetivo principal es resaltar las características y usos del Láser Er-Yag ya que este tipo de Láser es uno de los más utilizados en la preparación de cavidades.

El aparato que es capaz de generar la luz Láser es un instrumento único y versátil por la virtud de sus características físicas, propiedades tales como la colimación, coherencia y monocromaticidad. Son generados dentro de la cavidad óptica que al proyectarse en la caries permite eliminarla en menor tiempo y es capaz de producir cambios físicos y visibles, siendo un método innovador y alternativo a la pieza de alta utilizada en la Odontología tradicional.

I. ANTECEDENTES

1.1 Historia del Láser

La palabra **Láser** es un acrónimo que responde a los vocablos ingleses: “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”. Es decir, **“Amplificación de Luz por una Emisión Estimulada de Radiación”**.¹

Existen evidencias de que culturas antiguas como los Egipcios (ver figura 1.1), Griegos, Mayas e Incas usaban la luz del sol como medio terapéutico (ver figura 1.2). Ya que sabían que el sol es energía, la luz ha sido utilizada por muchos siglos.¹⁵

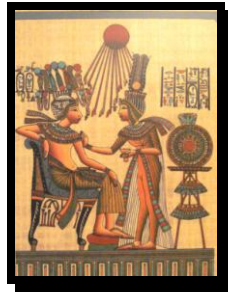


Figura 1.1 Grabado egipcio.¹⁵



Figura 1.2 Sol.¹⁵

El Láser, se remonta a 1916 con los estudios de Albert Einstein (ver figura 1.3) quien planteó los fundamentos con la posibilidad de estimular los electrones para que emitiesen luz de una longitud de onda determinada, dando a conocer este fenómeno de emisión estimulada en los átomos, nace la posibilidad de crear un dispositivo Láser.¹⁵

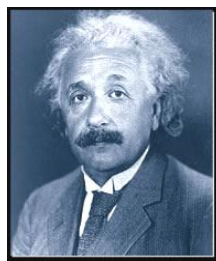


Figura 1.3 Albert Einstein¹⁵

En 1960, Theodore H. Maiman (ver figura 1.4) construiría el primer Láser de Rubí (ver figura 1.5), en los laboratorios de Howard Hughes, con una longitud de onda de $694\mu\text{m}$.

Es aquí cuando nacen las posibilidades de crear diferentes y mejores tipos de Láser para diversas aplicaciones.¹⁵



Figura 1.4 Theodore H. Maiman.¹⁵

El 7 de Julio de 1960, Maiman comunicó a la prensa que había hecho funcionar el primer Láser, tan pequeño el aparato de escasos centímetros de longitud, pero en esta época el tamaño no era agradable por lo tanto tuvo que hacer un Láser más grande.¹⁵

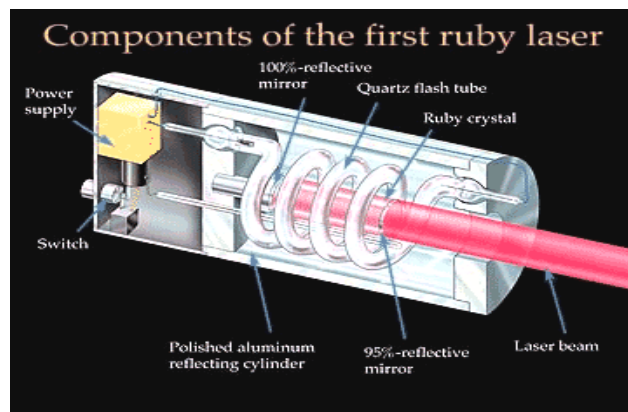


Figura 1.5 Láser de Rubí.¹⁵



1.2 Características del Láser

El Láser dental es un rayo que se transmite a través de una fibra óptica similar a una pieza que utilizamos en los tratamientos operatorios, la cual el odontólogo guía dependiendo el tratamiento que esté realizando, tal es el caso de la eliminación de caries; en la cual el Láser remueve sin molestias el tejido afectado.¹⁸

La luz del Láser, al igual que la luz visible cumple con todos los principios básicos de la óptica como:

❖ Transmisión

La energía Láser transmitida con menos potencia, después del área de absorción, hacia el interior del tejido, no causa efecto térmico alguno, pero sí una bioestimulación que ayuda a la reparación celular del área.¹⁵

❖ Reflexión

Es la energía que se refleja en la superficie del tejido, tanto de modo directo como difuso. La reflexión puede ser utilizada en áreas accesibles, mediante un espejo especial para ese propósito, dirigiendo el rayo hacia el tejido y área deseada; la reflexión presenta un grado de inseguridad cuando se usan parámetros altos de energía.¹⁸

❖ Dispersión

Es la disminución del rayo Láser a causa de la reflexión de la energía en otras direcciones.

Esta reduce la fuerza de densidad aumentando el diámetro del área de trabajo con una densidad de energía menor que la del rayo principal, sin producir un

efecto biológico significativo, por lo que su efecto es totalmente diferente al de absorción.¹⁵

❖ Absorción

Proceso físico en el que los átomos y las moléculas del tejido convierten la energía Láser en otras formas de energía: calorífica, química y atérmica (ver figura 1.6).

Cuando el rayo penetra en el tejido, se remueve cierta cantidad de él, dependiendo del tiempo y la energía usada. Lo anterior convierte el sobrante en otro tipo de energía, disminuyendo su capacidad, de la cual no procede un efecto biológico significativo.¹⁸

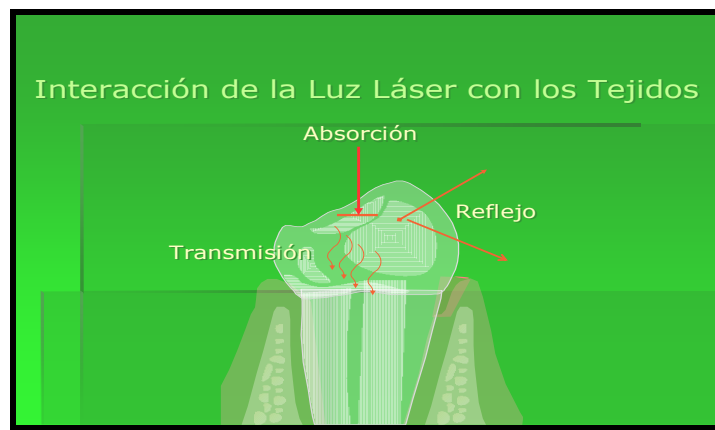


Figura 1.6 Interacción de la luz Láser con los tejidos dentales.¹⁵

La fuerza y el proceso de penetración dependen de la longitud de onda y del tipo de tejido a tratar.¹⁵

Posee además otras características específicas como:

❖ Monocromaticidad

Los fotones que la forman tienen la misma energía y pertenecen a una misma longitud de onda y mismo calor, es decir, tienen una ubicación específica dentro del espectro electromagnético.¹⁹

❖ Colimación o Direccionalidad

Se refiere a 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 aun después de largos períodos (ver figura 1.7).¹⁹

❖ Coherencia

Todas las ondas que conforman el haz de luz Láser están en cierta fase relacionadas una con otra, tanto en tiempo como en espacio. Esto se debe a que cada fotón está en fase con el fotón entrante.¹⁹

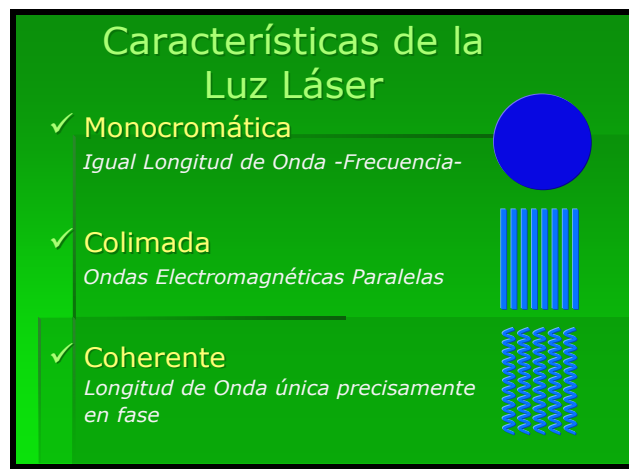


Figura 1.7 Principales características de la luz Láser.¹⁹

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 concentradas, direccionales, sin apenas divergencia.

Estas características hacen posible que estos Láseres puedan ser absorbidos por los tejidos duros del diente.¹⁹



II. TIPOS DE LÁSER

2.1. Generalidades

Existen dos tipos de equipos Láser para Aplicaciones Odontológicas:

a) Los llamados "**Láser suaves**".

Es el Láser de baja potencia o Láser frío, ya que su rayo no genera calor (Láser atérmico).

b) Los "**Láser quirúrgicos**" o "**duros**".

Son esencialmente usados en las ciencias médicas como dispositivos para ayudar a la regeneración de tejidos, alivio de dolor, reducir la inflamación, edema y acelerar la cicatrización.

Así, hemos encontrado que los Láser suaves más usados son Helio-Neón (He-Ne), Galio-Arsénico y Galio-Aluminio-Arsénico.

Los tres tipos más comunes de Láser en esta modalidad son: (Er-YAG), Erblio, Itrio-Aluminio-Granate (Nd: YAG), Anhídrido Carbónico (CO₂), Dióxido de Carbono, son los más frecuentemente usados durante los procedimientos odontológicos (ver figura 2.1).¹⁹

INTERACCION LASER-TEJIDO	
Interacción Tisular	Tipo de Laser
Fototérmico	CO ₂ , Nd:YAG, Er:YAG
Fotodisrupción	Nd:YAG
Fotoablación	Excimer, Er:YAG, CO ₂
Bioestimulación	He-En, Diódico

Figura 2.1.Láser Suaves.¹⁹

2.2 Láser CO₂

Entre 1961 y 1964, Patel inventa el Láser de CO₂.

Forsyth, fué el primer investigador en reportar el uso de Láser en esmalte ya que era el más eficiente que el Rubí en la aplicación de irradiación del esmalte y dentina.

En 1976 el láser de CO₂ es aprobado por (FDA) Food and Drug Administration (Administración de Drogas y alimentos).²²

En 1977 Shafir hace las primeras aplicaciones del láser de CO₂ en Odontología. Goldman, Sognaes y Myers fueron los primeros en investigar los efectos del Láser en los tejidos duros.

La longitud de onda del Láser es de 1064 μm , está en el espectro electromagnético se encuentra en el rango infrarrojo (ver figura 2.2).²³

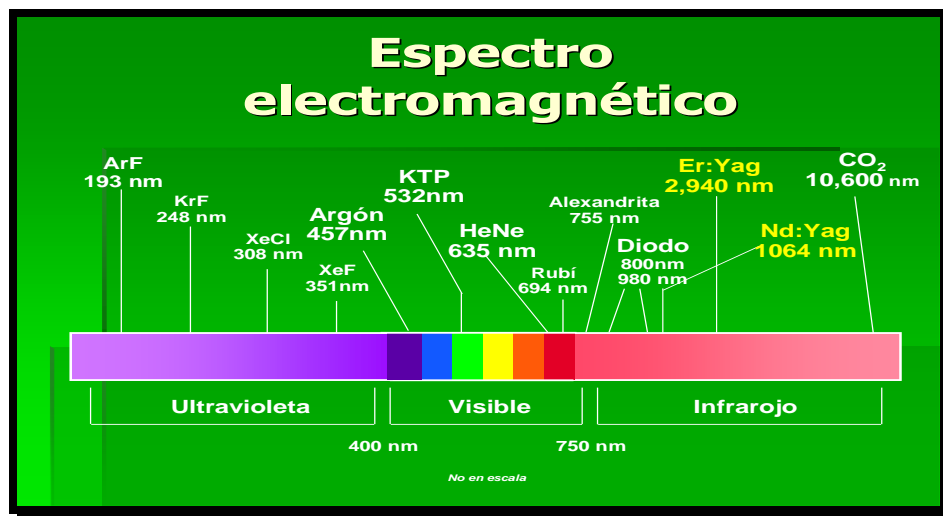


Figura 2.2 Ubicación de algunos de los Rayos Láser mas comunes en el espectro electromagnético.⁹



Es compatible con el diente se absorbe fácilmente, por su gran afinidad con el agua, produce incisiones precisas y limpias, por lo cual se le conoce como Láser bisturí.¹⁵

Es muy eficaz para remover tejido blando ya que es altamente hidrofílico y está conformado por una mezcla de Dióxido de Carbono, Nitrógeno y distintas formas de Helio.

Su utilización en tratamientos de caries, por su efecto fototérmico produce esterilización de la dentina tratada, evitando así el sellado de la cavidad.²

Absorbe mejor la hidroxiapatita 1000 veces más que los Láseres de Erblio.¹⁵

2.3 Láser CO₂ Continuo

Consiste en emitir la luz con una intensidad de manera constante, y que pueda ser reflejada, absorbida y diseminada por el tejido dentario, ya que este Láser puede aplicarse en superficies oclusales por lo cual puede usarse de manera preventiva.¹⁵

Teniendo así una absorción de energía que se realiza paulatinamente y que posteriormente producirá un incremento gradual de la temperatura del diente hasta que se alcance una buena estabilización de la misma.²³



2.4 Láser CO₂ Pulsátil

El Láser realiza pulsaciones con una frecuencia baja, significando que tenemos pocos o muchos pulsos, si la luz visible de la emisión del Láser y la pulsación se hace con una frecuencia baja del pulso se considera que la luz esta en centello.

Ya que este tipo de Láser pueda generar una menor temperatura, sobre los tejidos dentarios remanentes ocasionando por lo mismo un menor riesgo de daño en la pulpa.²³

2.5 Nd: YAG

El Láser consiste en una barra de cristal de Itrio, Aluminio y Granate (YAG), cubierto de Neodimio (Nd).² Su medio activo es de cristal cubierto con Nd; necesita de un Láser guía de He: Ne o un diodo.

Se trasmite por medio de fibra óptica y su longitud de onda es de 1,064 μm ; los rayos que produce son bien absorbidos por la pigmentación oscura y por la sangre que le da una mayor penetración la cual se permite trabajar a 1 mm de la pulpa sin causarle daño.⁹

Tiene aplicaciones en operatoria, es útil para grabar o modificar el esmalte y para sellar los túbulos dentarios.

Se puede transmitir como onda continua, y de forma pulsátil o de superpulsos.¹⁵



III. LÁSER Er-YAG

3.1 Historia

En 1988 Paghdwala probó por primera vez en Estados Unidos la capacidad del Er-YAG para perforar tejido dentario, logrando preparar con éxito cavidades en esmalte y dentina.⁴

En 1989, Keller y Hibst en Alemania, demostraron que la capacidad de este Láser para realizar cavidades en esmalte y dentina era posible sin producirse ningún daño o efecto secundario.

El efecto del cráter en el esmalte o la dentina depende del número de pulsos aplicados, encontrando que para el esmalte el rango de ablación por cada pulso oscila en el rango de 200 a 500 micrones por pulso.⁴

En el caso de la dentina el rango es 300 a 500 micrones por segundo.¹⁵

3.2 Características

El Láser de Er-YAG es un Láser pulsátil (ver figura 3.1) que posee un elemento sólido en su cavidad de resonancia; específicamente un cristal sintético formado por itrio (Y) y aluminio (A) con impurezas de erbio (Er) y estructura granate (G) nombre genérico de los sólidos que cristalizan en el sistema cúbico.²²

Tiene una emisión en el rango medio infrarrojo de 2,940 μm , para lograr el proceso físico de ablación y termodinamia por el cual eliminará el tejido cariado.¹¹

Dicha emisión es compatible con los tejidos biológicos incluyendo el esmalte y la dentina.

El coeficiente de absorción del agua para la radiación producida por un Láser de Er-YAG es 10 veces mayor que el mismo coeficiente para el Láser de CO₂.

La caries en dentina es fácilmente eliminada y esterilizada por el Láser de Er-YAG, ya que los microorganismos causantes de esta enfermedad provocan la proteólisis de la materia orgánica y la descalcificación de la materia inorgánica, generando sustancias ricas en agua.¹¹

Según las normas de seguridad ISO (europeas) y ANSI (estadounidenses), el Láser Er-YAG es un láser clase IV. A principios de 1997, la Food and Drug Administration (F.D.A.) aprobó la utilización del Láser Er-YAG.¹⁰



Figura 3.1 Láser Er-YAG¹⁰



3.3 Efectos en Dentina y Esmalte

El Er-YAG es considerado un Láser quirúrgico, ya que la base de su aplicación es la interacción con la materia produciendo un efecto fotoablasivo o fototérmico – termoablasivo.¹⁶

La primera descripción de los efectos del Láser de Er-YAG en tejidos duros del diente indicó que el efecto de ablación de tejidos sanos, así como de 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.

El Láser de Er-YAG es utilizado en la eliminación de caries y se recomienda utilizar dique de goma, aunque es un procedimiento lento, debido a la pobre absorción del láser infrarrojo por el esmalte dental.

Es eficiente el Láser Er-YAG tanto para el esmalte como para la dentina, obteniendo los siguientes efectos de forma simultánea:

- ❖ Eliminación del tejido cariado.
- ❖ Acondicionamiento del esmalte.
- ❖ Acondicionamiento de la dentina.
- ❖ Esterilización de la cavidad.
- ❖ Posibilidad de adhesión sin necesidad de grabado ácido.
- ❖ Ausencia de sensibilidad.¹⁶

A nivel microscópico en el Esmalte se observa:

- ❖ Cráteres de bordes bien definidos.
- ❖ Sin lesión en estructura adyacentes.
- ❖ Esmalte fundido con bordes redondeados.
- ❖ Cráteres cónicos e irregulares (ver figura 3.2).
- ❖ Bordes nítidos.
- ❖ Superficie rugosa o escamosa.
- ❖ Copos de ablación.
- ❖ Sin cambios en la disposición en la estructura de los cristales de Hidroxiapatita.¹⁶



Figura 3.2 Formación de un cráter y ablación del esmalte con un Láser de Er-YAG.¹⁷

Efecto sobre la Dentina a nivel microscópico:

- ❖ Los cráteres son semejantes a los provocados en el esmalte con bordes nítidos y paredes rugosas.
- ❖ Los túbulos dentinarios se encuentran abiertos, la dentina intertubular esta erosionada y la peritubular forma una pared lisa(ver figura 3.3.a).¹⁶
- ❖ No se produce capa de Smer Layer, que aparece con los procedimientos mecánicos.
- ❖ Pfister y Cols, demostraron la esterilización de los túbulos dentarios tras la irradiación con Láser Er-YAG.¹⁶

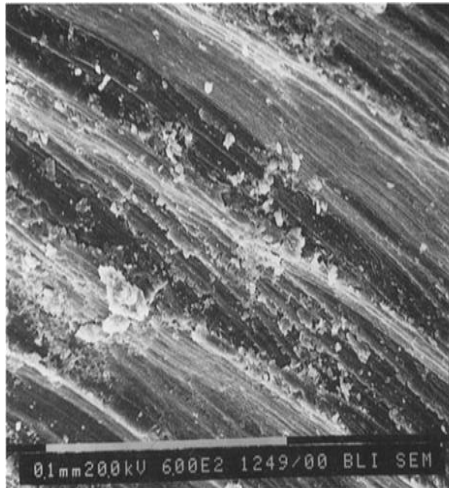


Figura 3.3.a Imagen al microscopio electrónico de la dentina con Láser Er-YAG.²⁴



Figura 3.3.b Imagen al microscopio electrónico de la dentina con Láser Er-YAG²⁴



3.4 Indicaciones y Contraindicaciones en Tratamientos Operatorios.

Indicaciones:

- a) A nivel dentinario, el Láser Er-YAG produce un acondicionamiento que ofrece mayores fuerzas de adhesión que el instrumental rotatorio convencional, mejorando la unión de las resinas (Willenborg, citado por Miserendino L.).
- b) Legramandi y cols., recomiendan el uso de grabado con ácido fosfórico, posterior a la aplicación del Láser de Er-YAG para obtener mejor unión entre la dentina y las resinas, según los resultados de su estudio acerca de los efectos de este láser en la adhesión de las resinas.¹⁴
- c) Souyias y cols., estudiaron el efecto del Láser Er-YAG y los instrumentos rotatorios en preparaciones de resina, obteniendo microfiltración marginal en menor grado a nivel oclusal con Láser Er-YAG y mayor grado a nivel cervical utilizando pieza rotatoria para la preparación cavitaria.²⁵
- d) En cavidades clase I son consideradas totalmente atípicas a diferencia de las realizadas con pieza de alta por lo que se busca con el Láser Er-YAG la eliminación, esterilización y grabado del tejido y no cavidades con diseño.⁹



- e) Tratamientos de las superficies de adhesión y técnicas directas.
- f) Se utiliza para la eliminación de ionomero de vidrio y restauraciones de composite.

Contraindicaciones:

- a) Su utilización, en la eliminación de materiales que produzcan gran reflexión de energía o que transmitan calor fácilmente como las incrustaciones metálicas y las amalgamas.
- b) Restauraciones Indirectas.⁴

3.5 Ventajas y Desventajas

Ventajas:

- a) El Láser de Er-YAG, presenta por su eficacia de corte, precisión, evitando destrucción de tejido saludable 98%, ausencia de ruido y vibración, psicológicamente producen menos ansiedad en el paciente, lo cual representa un tratamiento exitoso en la clínica odontológica.³
- b) Crea un acondicionamiento de la superficie del esmalte o dentina en remplazo del grabado químico por su adhesión.
- c) El ruido, es muy bajo y el sonido es opaco al concretarse la ablación termo-mecánica además el compresor del rayo Láser es silencioso.



- d) No existe posibilidad de contagio pues casi todas las intervenciones se hacen sin contacto con el diente.

- e) Disminuye el tiempo de trabajo para el odontólogo, ya que omite la aplicación de anestesia local y la aplicación del grabado con ácido fosfórico al 37 % para el acondicionamiento del esmalte, creando una superficie de adhesión.³

- f) No se produce dolor alguno en la mayoría de los procedimientos de remoción de caries, siempre y cuando se regulen los parámetros de energía utilizada en cada caso.

- g) No posee efectos nocivos a la pulpa dental por poseer una adecuada refrigeración.³

- h) Con la aplicación del Láser Er-YAG, en algunos casos deberán realizarse las terminaciones de la preparación con la pieza de alta, en caso de ser incrustación estética o metálica o por consiguiente en la aplicación de una amalgama.³

- i) Con su eficacia, el Láser ahorra tiempo y elimina algunos pasos operatorios, además combina y simplifica otros procedimientos e introduce soluciones a problemas tales como la hipersensibilidad dentinaria.



- j) Comparado el Láser Er-YAG con la técnica convencional podemos hallar en el segundo caso la presencia de barrido dentario (Smer Layer) residual el cual es importante que sea descontaminado.⁶

- k) El Láser Er-YAG tiene un alto poder bactericida aplicado en bajos niveles de energía, lo cual impide la posibilidad de recidiva y el fracaso de la restauración.

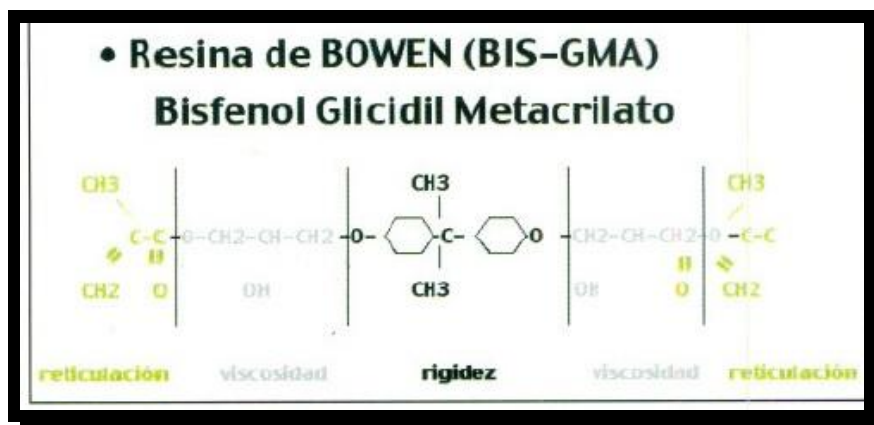
Desventajas:

- a) Elevado costo inicial.
- b) Aparato grande con movilidad restringida.
- c) No posee buena manejabilidad.
- d) No es recomendable, para preparaciones de prótesis fija.
- e) Se debe tener especial protección en los ojos y mucho más en pacientes que utilizan lentes de contacto.
- f) No usar con metales.⁸

IV. RESINAS MICROHÍBRIDAS

Fueron introducidas a finales de los años cuarenta y principios de la década de 1950, y parcialmente reunieron los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores.²¹

Como la investigación en polímeros estaba fuertemente apoyada por la industria aeronáutica y militar, fue en ese ámbito donde el doctor estadounidense Rafael L. Bowen desarrolló en los años setenta una molécula orgánica polimérica que tiene menores cambios dimensionales llamada bisfenol A glicidil dimetacrilato (BIS-GMA) y que con el agregado de partículas inorgánicas reduce aun más el cambio dimensional aumentando su resistencia (ver figura 4.1).⁵



4.1. Figura. Formula de Resina¹³

Esta mezcla de material orgánico y material inorgánico tratado con silano órgano funcional para poder unirse con el orgánico, es lo que recibe el nombre de resina compuesta.⁵



La clasifica la Norma 27 de la ADA en:

- ❖ Clase A. Material recomendado por el fabricante para usarse en restauraciones que involucran caras oclusales.
- ❖ Clase B. Material recomendado para todos los demás usos.⁵

Estas clases pueden ser:

- ❖ Tipo I. De reacción química o quimiopolimerizables (también llamadas autopolimerizables).
- ❖ Tipo II. De activación por energía externa o fotopolimerizable. Aquí se incluyen también las que se activan de las dos formas (por quimiopolimerización y por fotopolimerización), llamadas de polimerización dual.⁵

La Norma 4049 de la ISO las clasifica de la siguiente manera:

- ❖ Macrorrelleno: Partículas más grandes que soportan mas cargas pero son menos tersas.
- ❖ Microrrelleno: Partícula pequeña, son menos resistentes pero tersas.
- ❖ Híbridas: Una mezcla de las dos partículas que proveen dureza y tersura aunque en la misma proporción que por separado.⁵



4.1 Composición

Las resinas compuestas poseen 3 componentes fundamentales además de iniciadores y activadores:

Matriz orgánica

Constituida de monómeros que son diacríticos alifáticos o aromáticos siendo el Bis-GMA (bisfenol A – glicidil metacrilato) y el UDMA (uretano dimetil metacrilato) los más frecuentes.¹³

Además de estos componentes posee monómeros diluyentes, necesarios para disminuir la viscosidad de los monómeros (Bis-GMA y UDMA) que poseen alto peso molecular.

Los monómeros diluyentes utilizados son dimetacrilatos, tales como TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), el cual posibilita la incorporación de alto contenido de carga además de facilitar un material final con mejores características de manipulación.¹³

Refuerzo inorgánico

Ofrece estabilidad dimensional a la matriz orgánica, reducción de la contracción de polimerización.¹³

Otras mejoras, son la menor absorción de agua y menor coeficiente de expansión térmica, además de un aumento en la resistencia a la tracción, compresión, abrasión y un mayor modulo de elasticidad (mayor rigidez).



Los refuerzos inorgánicos son partículas de cuarzo o vidrio, éstas también son utilizadas como refuerzo inorgánico las diminutas partículas de sílica.¹³

4.2. Clasificación

Existen varias formas de clasificar las resinas compuestas, siendo la más usual la clasificación según su tipo de refuerzo inorgánico (fase dispersa) y por el tipo de polimerización.

La clasificación de las resinas compuestas de acuerdo a la época de aparición, la cual indica, además, los avances respectivos particularmente en las clases de refuerzos utilizados. De acuerdo con esta clasificación tenemos en este momento seis generaciones.

Clasificación Cronológica

1ª Generación: Macropartícula

2ª Generación: Micropartícula

3ª Generación: Partículas Híbridas

4ª Generación: Refuerzo Cerámico.

5ª Generación: Técnica Indirecta.

6ª Generación: Autograbantes

Por su composición:

4.2.1 Macrorrelleno

Las primeras resinas compuestas fueron con macrorrelleno y emplearon rellenos de cuarzo, el tamaño medio de las partículas de relleno era de 1530 μm (partícula grande), aunque podía llegar a los 100 μm .

Estos tamaños grandes permitían una carga por peso de relleno inorgánico del 75 –80 %. Obtener superficies lisas en estos materiales era difícil, ya que los procedimientos de pulido ponían al descubierto porciones de las partículas grandes e irregulares (ver figura 4.2).¹³

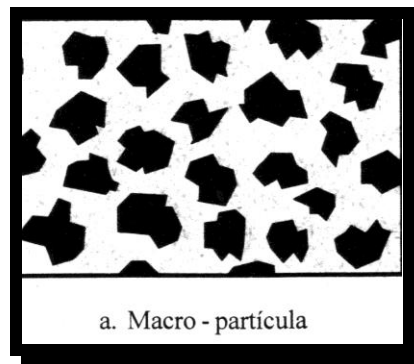


Figura 4.2 Partículas de Macrorrelleno¹³

El desgaste clínico continuo de la matriz de resina conducía a una exposición cada vez mayor y desprendimiento de las partículas de relleno de la superficie aumentando la rugosidad con el tiempo y esta facilita el cambio de color y la acumulación de placa dentobacteriana comprometiendo la estética de las restauraciones, además estos materiales presentan abrasión, por lo que da como resultado la pérdida de contorno en las restauraciones sometidas a cargas funcionales. Por todo ello, debía reemplazarse con frecuencia.¹³

Los macrorrellenos más recientes del mercado presentan partículas con tamaños de 1 a 5 μm (partícula pequeña). Los rellenos más blandos y de menor tamaño (cristales de bario y estroncio) que permite mejorar el pulido.

4.2.2 Microrrelleno

Desarrolladas a finales de los años setenta, los microrrellenos fueron diseñados para poner en evidencia a los problemas de pulido que presentaban los composites de macrorrelleno.²¹

El componente inorgánico del microrrelleno, está formado por partículas de sílice (sílice pirolítico) submicrónicas (0.04 μm) en lugar de cuarzo o cristales, obtenido únicamente por hidrólisis y precipitación (ver figura 4.3).¹³

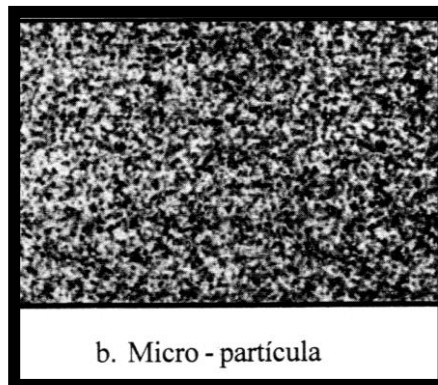


Figura 4.3 Partículas de Microrrelleno¹³

Para que las características de manipulación sean apropiadas solo se permite colocar 35% del peso total al mezclar directamente la resina con el microrrelleno. En consecuencia, las propiedades físicas y de comportamiento clínico de estos materiales (microrrellenos homogéneos) han sido decepcionantes.¹³

Por lo mismo estas resinas compuestas son utilizadas en dientes anteriores como sustituto del esmalte, debido a sus características de buena textura superficial, estabilidad de color y excelentes cualidades de pulido.

4.2.3 Híbridas

Combinan las ventajas de los macrorrellenos con los de microrrellenos, y como grupo representan hasta el momento el material restaurado estético directo.

Los híbridos, pueden describirse como resinas compuestas de macrorrelleno de partículas pequeñas ($0.06-5\ \mu\text{m}$) con microrrelleno de $0.04\ \mu\text{m}$ incorporado en la matriz de resina (ver figura 4.4).¹³

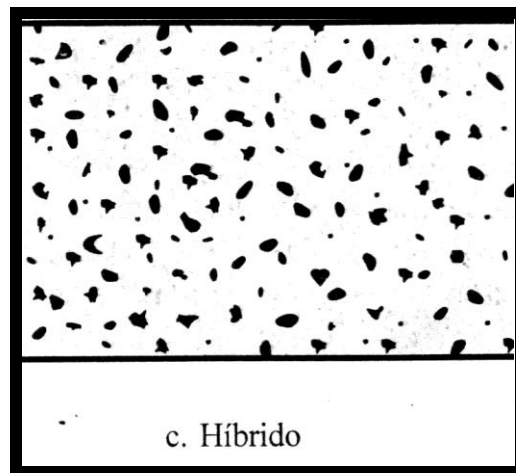


Figura 4.4 Partículas Híbridas.¹³

El propósito de esta mezcla fue la obtención de materiales con las mejores propiedades de las resinas de macrorrelleno y de las resinas de microrrelleno.

Presentan resistencia mecánica mejorada en comparación con las de microrrelleno, como un mejor pulido y terminada que las de macrorrelleno, además de ser más resistente al desgastarse.

4.3 Resinas de Nanorrelleno

Son las demás recientes aparición, llegando al mercado a finales del 2002 cuya novedad es que poseen Nanorrelleno compuesto por partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros y “nanoclusters” están formados por partículas de zirconia/sílica o nanosilica.¹³

Las partículas que se emplean en los nanocomposites poseen entre 20 y 60 nm y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal.¹³

No son nuevas dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque si es novedoso el tratamiento superficial con silanos que la integran a la matriz orgánica de los composites y que evitan que se aglomeren.

Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas: Tienden a aglomerarse (y a formar partículas más grandes) y al hacerlo no se comportan como nanopartículas y no pueden ser aprovechadas sus ventajas.

Al ser partículas tan pequeñas, por lo tanto numerosas, constituyen superficies muy extensas y poseen elevada energía superficial (ver figura 4.5).¹³

La tecnología convencional obtiene las partículas cerámicas de los composites moliendo un bloque cerámico.

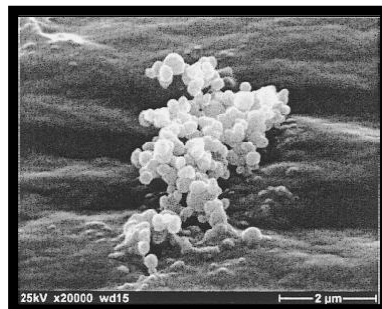


Figura 4.5. Imagen microscópica de resina de nanorrelleno²⁷



El tamaño inferior de las partículas es de 0.5 micrones. La forma de estas es irregular y la dispersión de tamaños es amplia. Las nanopartículas poseen tamaños promedio entre 20 y 60 nm, formas esféricas y una dispersión de tamaños muy baja.²¹

Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son:

- ❖ Mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo, resistencia a la abrasión.
- ❖ Mejorar la superficie de la restauración y permitir un mejor terminado.
- ❖ Incorporar más componente cerámico.
- ❖ Disminuir la cantidad de resina en la fórmula de los composites y con ello; disminuir la contracción de polimerización volumétrica (CPV) del mismo.¹³

Al poseer un composite mayor carga cerámica, disminuye su porcentaje de contracción, garantizando que el estrés producido por la fotopolimerización sea menor, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspídea además de disminuir la microfiltración a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración, bacteriana y posible sensibilidad postoperatoria.



Agente de unión:

Material responsable de la unión de las partículas de carga a la matriz orgánica, además ofrece una estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase resina/partículas de carga.¹³

Los agentes de unión son denominados silanos, por pertenecer al grupo del órgano-silanos, y estos por ser moléculas bipolares, también poseen grupos metacrilatos, los cuales forman conexiones covalentes con la resina en el proceso de polimerización, ofreciendo una adecuada interfase matriz orgánica-refuerzo inorgánica.

Los sistemas de activación responsables de la conversión polimérica actualmente utilizados son: el calor (termopolimerizables), a la luz azul visible (fotopolimerizables) y componentes químicos (autopolimerización).¹³



V. SEGURIDAD EN LA UTILIZACIÓN DEL RAYO LÁSER DENTAL

La seguridad del Láser es de suma importancia, cuando se emplea apropiadamente, el Láser es un instrumento muy seguro, pero ciertas medidas de seguridad deben acatarse estrictamente.

Los peligros oculares deben prevenirse con mucho cuidado, la protección de los ojos es esencial para el operador, paciente y empleados y todo aquel que se encuentre presente en el momento en que se está aplicando el Láser.¹⁵

Se debe de llevar un protocolo coherente para el personal auxiliar del consultorio; en donde el acceso se ha limitado en el área operatoria.

Todo Láser utilizado en lugares y períodos errados puede causar daño a la estructura dental. Por lo tanto, ciertos medios defensivos pueden ser necesarios para la protección del diente.

Los Láser son potencialmente riesgosos, debido a la deposición de energía térmica en el tejido blanco, lo cual genera un incremento de temperatura en el mismo.¹⁵

Por lo tanto deben tomarse un gran número de criterios de seguridad, y concientizar y entrenar a aquellos que estén involucrados en la utilización de esta tecnología.



Esto es responsabilidad compartida de distintos grupos (instituciones educativas, profesionales de la salud, sector comercial, fabricantes, etc.).

La principal reglamentación de Seguridad en Láser en los Estados Unidos, fue creada por el ANSI (Instituto Nacional Americano de Regulaciones).

El comité del ANSI, también desarrolló normas clínicas y generales que sirven como lineamientos para la seguridad en el uso de Láseres.

Distintas organizaciones crearon normas y reglamentaciones. En EU, la FDA (Administración de Drogas y Alimentos) a través del Código Federal de Reglamentaciones (CFR), no solo clasifica a todos los Láseres existentes dentro de cuatro categorías dependiendo de su energía total y su longitud de onda.

También les impone pautas a los fabricantes, como la colocación de rótulos o etiquetas de advertencia, determinar ciertos límites para la emisión colateral, colocar mecanismos de seguridad de traba, luces indicadoras de emisión.etc.²⁰

De esta manera, la FDA, controla la fabricación, promoción y comercialización de Láseres para cada aplicación específica, e indirectamente controla su utilización clínica.



5.1 Procedimientos Operatorios con el Rayo Láser

La unidad debe encontrarse en áreas controladas y de acceso limitado, con puertas de acceso con señales removibles con la palabra "Peligro, Radiación Láser", que nos adviertan que en el lugar se utiliza un Láser de alta potencia con los riesgos que esto conlleva.

Las paredes deben estar cubiertas con algún material o pintura antireflectiva. Además el equipamiento Láser debe estar conectado a la llave general, así como a la puerta de acceso, de modo que si esta es abierta inadvertidamente durante un procedimiento con Láser, se corta la corriente eléctrica, y la unidad se apaga automáticamente.²⁰

Para prevenir disparos inadvertidos o accidentales del rayo Láser, el pedal accionador está protegido por una cubierta metálica.

Con el mismo objetivo, el panel del control de la unidad, cuenta con una función llamada "stand by", que es una posición de reposo de la unidad, ya que al encontrarse activada esta función, el Láser no va a emitir radiación aunque sea accionado el pedal.²⁰

También podemos encontrar en el panel operación un botón de emergencia que desconecta la unidad en forma inmediata, en caso de que ocurra alguna contingencia.

Las unidades cuentan también con una llave de conexión de seguridad, que asegura que el Láser sea utilizado solo por personal autorizado y entrenado, evitando el uso indiscriminado del mismo. Esta llave puede ser mecánica, magnética o por combinación codificada.



Antes de utilizar la unidad, se deben revisar los parámetros con los que trabaja el Láser (potencia, frecuencia, tiempo), de acuerdo con la utilización clínica que se le va a dar en ese momento, para no generar efectos indeseables en los tejidos.

La capacitación en el uso de esta tecnología es la prioridad para el clínico, investigador o cualquier persona involucrada en el uso de un sistema Láser, debiendo tener completo conocimiento sobre seguridad, equipamiento para la protección del personal, los riesgos potenciales, procedimientos operativos y mantenimiento de la unidad.²⁰

Como en toda práctica profesional, se deben tener en cuenta aspectos legales.

Se le debe informar al paciente sobre las altas estadísticas de éxito que se obtienen con esta tecnología, y los beneficios que el Láser les puede brindar con respecto a las técnicas convencionales, pero igualmente se les debe mencionar los posibles riesgos que involucran los procedimientos, y que tal vez los resultados no sean los esperados en su totalidad.

El paciente debe firmar un documento, un consentimiento escrito, en donde conste su aceptación a realizarse el tratamiento, conociendo los beneficios pero además los infrecuentes pero posibles riesgos o complicaciones que puedan ocurrir.

Es así que consideramos que el Láser, utilizado con conocimiento y en forma adecuada, es un instrumento importante en la práctica odontológica diaria, ya sea utilizándose como elemento primario y único o como complemento de técnicas convencionales.²⁰



5.2 Clasificación de los Riesgos

Clasificación simplificada de los Láseres, según su riesgo, en base a su energía total y su longitud de onda y así es que podemos ubicarlos de la siguiente manera:

Clase I: Láseres que en condiciones normales de operación no puede producir daños, por ejemplo los Láseres lectores de códigos de barra de los supermercados o lectores de CD.

Clase II: Láseres de bajo poder, (menor o igual a 1 mW), que trabajan dentro del espectro visible y que normalmente no provocan perjuicios, porque como generan un fuerte brillo, la observación directa es evitada.²⁰

Pero pueden producir daños por una observación directa mayor a 0,25 segundos, que es la duración del reflejo palpebral.

Clase III: Son Láseres de mediano poder y se dividen en:

a) Son Láseres emisores de luz visible, seguros para miradas indirectas y directas breves (menores a 0.25 segundos) por lo tanto dañan la retina si se focalizan dentro del ojo.

b) Son Láseres con mayor emisión de luz, no es seguro para miradas breves, pudiendo producir daños si son observados directamente, ya sea por visión directa o por sus reflexiones en distintas ópticas (reflexión especular).²⁰

Clase IV: Láseres de alto poder. Son la mayoría de los Láseres que utilizamos en odontología y que producen daños no solo por visión directa o reflexión especular, sino también por reflexión difusa.

Además pueden producir quemaduras o lesiones en piel, o bien ocasionar problemas como incendio o explosiones.



En cuanto a los efectos térmicos, que más nos interesan a nosotros, los cambios, dependiendo a que temperatura y con qué velocidad se incremente la temperatura en el tejido, pueden ocurrir en forma transitoria, como la hiperemia, lo cual para exposiciones cortas, no producirá efectos duraderos o irreversibles en el tejido.

Si seguimos incrementando la temperatura podemos lograr otros efectos como desnaturalización de proteínas y coagulación, soldadura de tejidos, la vaporización que resulta en la "ablación", y hasta podemos quemar o carbonizar el tejido.

Daños en la piel:

Las quemaduras térmicas en piel son raras. Generalmente requiere exposiciones a rayos de un alto nivel de energía, durante un tiempo prolongado. El daño en la misma puede ocurrir por un mecanismo de daño térmico o foto químico.

Estos últimos predominan en la zona del espectro electromagnético ultravioleta alejado, que resulta en un eritema de la piel, que se conoce comúnmente como quemadura solar.

La exposición a radiación UV, también se asocia con un aumento del riesgo de desarrollar cáncer y envejecimiento prematuro de la piel.²⁰



Los Factores que influyen el grado de daño al tejido son:

- ❖ La longitud de onda de la emisión, el nivel de intensidad aplicada y. el tiempo de exposición.
- ❖ Pero también influyen otros factores, como la modalidad de la emisión (continua vs. pulsátil, focalizada vs, desfocalizada, en contacto vs no contacto).
- ❖ El grado de daño colateral, también depende de las propiedades del tejido (estructura, composición, contenido de agua, vascularidad) que influyen directamente en la velocidad de disipación de la energía calórica en la masa de tejido.
- ❖ También el grado de absorción y dispersión del rayo, una vez ingresado en el tejido influcía directamente la extensión del daño colateral.
- ❖ La mayoría de los parámetros mencionados (salvo las características del tejido), son controlables por el operador, pudiéndolos combinarse de manera adecuada para no provocar efectos indeseables en los tejidos. De aquí la importancia de una buena capacitación antes de utilizar esta tecnología.²⁰

Irradiación sobre tejidos duros:

Se debe tener en cuenta que los tejidos duros son pobres conductores del calor, actúan como aislantes térmicos, por eso los cambios histológicos en la pulpa son diferentes de aquellos producidos en piel y mucosa.



Además hay que considerar que la elevación de temperatura en cámara pulpar, se relaciona en forma directa con la energía aplicada, por eso es fundamental el tiempo de exposición.

Mismas densidades de energía, por períodos más cortos de tiempo, causan menor daño en la pulpa.

Debe ser considerado también el espesor de esmalte y dentina. Los dientes con menos dentina muestran una elevación de temperatura mayor en la pulpa.

Investigaciones con el Láser de Erblio, aprobado por la FDA en 1997 para su utilización sobre tejidos duros, demostraron que las temperaturas pulpares permanecían por debajo de esa marca al hacer preparaciones cavitarias, elevándose menos de 3°C, con respuestas pulpares mínimas y reversibles.

Hay daños producidos por la exposición de materiales inflamables al rayo Láser, los que pueden ser fácilmente encendidos, o pueden liberar tóxicos al producirse la combustión de los mismos.²⁰

Existen sustancias que podemos encontrar en un ámbito odontológico donde se utiliza un sistema Láser, que pueden generar estas consecuencias al exponerse al rayo, como ser lo que se refiere a lencería o productos de tela como los campos quirúrgicos, plásticos, productos de papel, resinas, solventes, acetona alcohol, y hasta gases volátiles como vapores aromáticos, y anestésicos generales.⁴

Lo ideal sería evitar la presencia de estas sustancias en el ámbito donde se usa el Láser. Si la presencia de materiales potencialmente riesgosos es inevitable, se deben tomar ciertas medidas como humedecer las mismas o envolverlas con sustancias no inflamables.

5.2.1. Riesgos Oculares

Los riesgos oculares son los más frecuentes, por ser los ojos los órganos más sensibles a los efectos del láser (ver figura 5.1). Esto se debe a que en el ojo, las células vivas de la córnea, solo están protegidas por una fina capa de lágrimas.⁴



Figura.5.1 Precaución de Láser en Ojos.¹⁸

El daño puede ocurrir en forma directa, o por reflexión en alguna superficie y justamente los instrumentos dentales son capaces de producir este tipo reflexiones que pueden resultar en un daño, tanto en el operador como en el paciente.

Por eso se recomienda el uso de instrumentos de carbono, o no reflectivos. De las reflexiones especulares, son más peligrosas las reflejadas por superficies rectas que por superficies curvas.

El daño al segmento anterior del ojo (córnea y cristalino) puede ocurrir al trabajar con longitudes de onda dentro del espectro ultravioleta.

En el infrarrojo medio y alejado (Láser de Erbio, CO₂), y producir cataratas (opacidad del cristalino) o puede afectarse la córnea (capa transparente de tejido que cubre el ojo), dañándose solo superficialmente el epitelio, lo que repara sin problemas; o más profundamente, dependiendo de la energía utilizada, implicando un daño permanente (ver figura 5.2).⁴



Figura 5.2. Protección Ocular.¹⁸

Síntomas de lesión ocular por láser:

- a) dolor de cabeza
- b) lagrimeo excesivo
- c) aparición de imágenes o distorsiones

Los filtros de protector láser no deben tener defectos que puedan alterar su función protectora (burbujas, rayas, agujeros, degradación del filtro) por lo tanto deben ser inspeccionadas e higienizadas periódicamente.

Es importante asegurar que los protectores tengan una certificación, asegurando así una mínima garantía de calidad.

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 esté utilizando y ante todo, se debe evitar la reflexión accidental con los espejos bucales u otra superficie reflectante (ver figura 5.3).

Las enfermedades oftálmicas más comunes debido a estas radiaciones son queratitis, conjuntivitis y cataratas.



Figura5.3 .Lentes para Láser¹⁸

Con todos los sistemas de Láser se debe utilizar alguna forma de protección a los ojos del operador, ayudante, paciente y toda aquella persona que se encuentre en el cubículo donde se utilice el rayo Láser, por la vulnerabilidad de los tejidos oculares, regularmente los lentes tienen filtros específicos para el sistema Láser que se ha utilizando.⁴



5.2.2 Riesgos Ambientales

Los daños ambientales se refieren al daño que se puede producir en el sistema respiratorio, debido a la inhalación de productos liberados como resultado de la acción quirúrgica del Láser, o de tóxicos producidos por la combustión de materiales inflamables.

Los contaminantes pueden ser emitidos en forma de humo, o "pluma", la cual es producida siempre que haya una interacción térmica de un Láser quirúrgico con el tejido.

Esta compleja mezcla de partículas y gases volátiles y semivolátiles se genera durante la ablación e incisión de los tejidos al proyectarse el material sólido residual violentamente en el área, y combinarse con el oxígeno (O₂) del medio ambiente.

La generación de la pluma esta mayormente asociada con Láseres de clase 3 b y clase 4. La exposición a estos contaminantes, debe ser controlada como para reducirla por debajo de los límites de exposición permisibles aceptados por la OSHA.²⁰

Un riesgo adicional lo representa el ablacionar tejido infectado, debido a la posible presencia en el humo, de agentes infecciosos viables intactos. Fue demostrada la presencia de ADN viral viable durante la vaporización con Láser.

Por lo tanto, siempre, y sobre todo al tratar patologías sospechadas de ser infecciosas, es necesaria la succión del campo para reducir los contaminantes a niveles aceptables, a través de equipos que filtran y recirculan el aire por colección del humo en un manguera, y cuyo filtro debe ser cambiado regularmente para que no se acumule material infeccioso.²⁰



Existen trabajos de investigación que confirman que es difícil capturar todas esas partículas emitidas, incluso con un buen sistema de succión.

Estos resultados fueron obtenidos en un ambiente calmo (sin succión, ni ventilado ni aireado), pero durante las aplicaciones médicas con Láser, la unidad de succión no siempre puede ser localizada tan cerca al campo de trabajo como sería adecuado, por los disturbios que pueda causar en los procedimientos, por eso es que es imprescindible el uso de una máscara protectora o barbijo con microporos para evitar la aspiración de micropartículas.²⁰

5.2.3 Riesgos Eléctricos

Los Láseres quirúrgicos pertenecientes a la categoría IV, usan generalmente muy alta corriente, y fuentes de energía de alto voltaje, lo que implica ciertos riesgos, como:

1. Incendio
2. Explosión
3. Electrocutación

El uso de Láseres puede llegar a presentar peligro de shock eléctrico, a los que se puede estar expuesto tanto durante la instalación o mantenimiento de la unidad.



Por eso, este tipo de maniobras debe ser realizado por personal calificado, y los usuarios del Láser no deberían intentar reparar o sacar los paneles de seguridad de la unidad.

Otro riesgo se da particularmente porque a menudo los componentes eléctricos de alto voltaje están localizados cerca de bombas de agua para refrigeración, y en el caso de un derrame o la ruptura de una manguera, puede ocurrir una situación peligrosa.

Se debe mantener seco el piso de la sala y proteger el panel de control y su unidad de energía eléctrica de salpicaduras.

Igualmente, los fabricantes proveen circuitos aislantes y defensas de los componentes eléctricos de voltaje elevado, que nos protegen en muchas circunstancias, y teniendo los cuidados mencionados, el Láser es un instrumento de trabajo completamente seguro.²⁰



CONCLUSIONES:

Es importante no solo conocer la tecnología Láser sino informarnos sobre todas las ventajas, desventajas y forma de utilización, ya que de esta manera estaremos capacitados para poder brindar una atención muy completa, sin olvidar que los fundamentos de la odontología son totalmente necesarios para poder utilizarla.

De acuerdo a la investigación realizada se puede decir que el Láser Er-YAG es un instrumento muy importante en la consulta clínica: disminuye y simplifica el tiempo operacional para el odontólogo, por omitir la aplicación de anestesia local.

El Láser Er-YAG es capaz de crear un acondicionamiento de las superficies del esmalte o dentina reemplazando el grabado químico para lograr la adhesión.

El Láser Er-YAG no produce dolor alguno en la mayoría de los procedimientos de remoción de caries, siempre y cuando se regulen los parámetros de energía utilizada en cada caso.

El Láser Er-YAG no posee efectos nocivos a la pulpa dental por poseer una adecuada refrigeración.

La implementación de esta nueva tecnología para el tratamiento de la caries dental, es una alternativa muy favorable para los pacientes, además de disminuir la ansiedad.

En algunos casos, para complementar la preparación de la cavidad se utiliza en conjunto con la pieza rotatoria.

La desventaja que presenta es el alto costo para su adquisición, resultando imposible de ser aplicable en todas las clínicas odontológicas.



FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Aboites, V, "El Láser", Editorial: Fondo de Cultura Económica, 2001, Pp.93
2. Arcora Ch, Kutson V K. "The Láser a splendid Light for man's use" Med. Clinic. 1984.
3. Aschheim K, Barra G, Odontología Estética. 2ª Edición . Ed. Eiscuvier Scince. 2002.
4. Asociación Dental Mexicana Láser Odontología Actual. 2000. Pp. 29-31
5. Barceló, S.H. Materiales Dentales .Conocimientos Básicos Aplicados.1ª ed.; México; Trillas ,2003. Pp. 103-122.
6. Barrancos M J. Operatoría Dental .3ª Edición. Ed. Buenos Aires, Ed. Panamericana; 1999.
7. Convissar R A. The Biologic rationale for the use of lasers dentistry.Dent Clin N Am 48.2004.
8. Crawford P R,"Láser The new wave in Dentistry". Journal. U.S.A. April; 1992.
9. Di Stefano R. Láser ER: YAG Como Alternativa En La Práctica Odontológica Operatoria. Ed. Acta Odontológica Venezolana, 2003.
10. España A. Láser de Er: YAG en Odontología.1998, obtenible en Infomed Dental: URL: <http://www.infomed.es> (consulta 2008-10-24).
11. Francischetti M. Utilización del Láser de Erblio en Operatoria Dental.2000.



12. Glenn V. Erbium Láser in dentistry ./Dent Clin N Am 48.2004.
Pp. 1018-1119.
13. Guzmán B, H. "Biomateriales Odontológicos de uso Clínico".3ª Edición, 2003. Pp.303-322.
14. Legramandi M.C. y Cols. Effect of Er-YAG Laser on Adhesión of Resin Composite to Dentin. 2002. URL: <http://iadr.confex.com> (consulta: 10 septiembre 2008).
15. Martínez A H "Manual de Odontología Laser" Ed. Panamericana, 2002.
16. Materiales Dentales . Quintessence. Volumen num.4 1998.
17. Miserendino L. J., Pick: R. M: Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co,1995.
18. Natera G A- Usos Del Rayo Láser En Odontología Restauradora I Parte. Ed. Acta Odontológica Venezolana, Vol.38, N° 1,2000.
Pp.64-69
19. Natera .G.A- Usos Del Rayo Láser ER:YAG En Odontología Restauradora II Parte. Ed. Acta Odontológica Venezolana, Vol.40, N° 1,2002.
20. Normas de Seguridad en Láseres.
[http://www.infomed.es/selo/articulos.](http://www.infomed.es/selo/articulos) (consulta 2008-09-20).
21. Phillip, R. La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. 9ª ed.; México: Interamericana, Mc Graw-Hill, 1993.Cap .5



22. Pick R.M. “Using Láasers in clinical dental practice”, Med. Clin. 1993, 124 (37): 47
23. Rezoned F L, Cardoso V L. Effects of the Carbon Dioxido Láser (CO2) Over the dental tissue.2003.
24. Smith W S, Nguyen A, Effects of Cavity Preparation Using a Nanosecond-pulsed Nd-YAG Laser on Tooth-Restoration Interface. Lasers in Medical Science .1997, 12:11-19
25. Souyias J. y Cols. Effects of Er:YAG Laser and Rotary Instrument Preparation on Composite Microleakage. 2002.<http://iadr.confex.com> (consulta: 10 septiembre 2008).
26. Weinner G.P. Laser Dentistry practice managent. /Dent Clin N Am 48.2004.Pp. 1006-1007.
27. Wetzel B, Hauptert E, Friedrich K .Impact and wear resistance of polymer nanocomposites at low filler content, (2002) *Polym. Eng. Sci.* 42, 1919.