



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

27

ZEJ

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

EFFECTOS DE LASER EN ESMALTE, DENTINA Y CARIES DENTAL

Calzada
Lab.

T E S I S

QUE PRESENTA:

GREGORIO CARIZA ESPINOSA

PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

DIRIGIO Y SUPERVISO:

C. D. MANUEL CALZADA NOVA

COORDINADOR DEL SEMINARIO DE TITULACION

AREA ODONTOLOGIA RESTAURADORA:

C. D. GASTON ROMERO GRANDE

MEXICO. D.F.

1995

TESIS CON

FALLA DE ORIGEN

FALLA DE ORIGEN





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

Por abrirme las puertas y brindarme tantas oportunidades en mi aprendizaje y formación como futuro profesionalista.

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Por darle un giro diferente a mi vida, en mis sueños de poder estudiar y ser una persona responsable para brindar un servicio al pueblo mexicano.

MIS PADRES

Por todo el apoyo que me dieron, al desarrollarme académicamente y como ser humano. Gracias Gregorio Ariza Hernandez y Siria Espinosa Aguilar.

MI ABUELO

Por creer en mí, por haber tenido una visión tan amplia de lo que podía y seguiré haciendo. Gracias donde quiera que estés Reyes Espinosa Gil.

MIS PROFESORES

Por depositar sus conocimientos y experiencia en mi aprendizaje. Gracias Dr. Santos, Dr. Paladino, Dr. Romero, Dr. Sámano, Dr. Shirahishi y al Dr. Vera.

MI COORDINADOR Y ASESOR DE LA TESINA

Por darme la oportunidad de creer en mí y en mi proyecto. Gracias Dr. Gastón Romero Grande y Dr. Manuel Calzada Nova .

MIS AMIGOS

Por haberme permitido la poca o mucha alegría que desbordaban y siguen desbordando conmigo para sentir la armonía de vivir. Gracias Manuel, Silis, Nanni, He-Man, Erik, Oscar, Pablo, Fernando, Luis, Yamir y Roberto. Y a mis amigas por ese pequeño lapso de tiempo en sus vidas, que me ayudó a despejar dudas y desconciertos, por las locuras y desventuras que pasamos alguna vez. Gracias Araceli, Rodmina, Rocío, Guille, Evelia, Arcelia, Guille, Blanca, Laura, Teresita del Niño Jesús, Isabel y Sandra.

MI NOVIA

Por tu dedicación, cariño, comprensión y apoyo. Gracias Ivonne.

A DIOS

Por estar siempre conmigo, sin importar que tan grande sea el problema o la aflicción por la que esté pasando. Gracias por eso y por muchas cosas más.

INDICE

| | <i>Pags.</i> |
|--------------------------------------------------------|--------------|
| INTRODUCCIÓN | 1 |
| CAPÍTULO 1 GENERALIDADES DE LA TECNOLOGÍA LASER | 2 |
| 1.1 BOSQUEJO HISTÓRICO DEL LASER | 2 |
| 1.2 PRINCIPIOS BÁSICOS DEL LASER | 3 |
| 1.2.1 RADIACIÓN TÉRMICA | 4 |
| 1.2.2 CUANTO DE ENERGÍA | 6 |
| 1.2.3 ÁTOMOS Y TRANSICIONES ELECTRÓNICAS | 6 |
| 1.2.4 INTERACCIÓN ÁTOMO CUANTO | 7 |
| 1.3 AMPLIFICADORES Y OSCILADORES ÓPTICOS | 8 |
| 1.3.1 ABSORCIÓN Y AMPLIFICACIÓN DE LUZ | 8 |
| 1.3.2 AMPLIFICADORES ÓPTICOS | 9 |
| 1.3.3 OSCILADOR ÓPTICO | 10 |
| 1.4 CONMUTACIÓN Q Y SISTEMAS LASER ESPÉCIFICOS | 11 |
| 1.4.1 Q-SWITCHING | 12 |
| 1.4.2 SISTEMAS LASER ESPÉCIFICO | 13 |
| 1.5 TIPOS DE LASER | 13 |
| 1.5.1 LASER DE RUBÍ | 14 |
| 1.5.2 LASER HELIO-NEÓN | 16 |
| 1.5.3 LASER ARGÓN IONIZADO | 16 |
| 1.5.4 LASER CO₂ | 17 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 1.5.5 LASER DE SOLUCIONES LÍQUIDAS ORGÁNICAS | 19 |
| 1.5.6 LASER DE SEMICONDUCTORES | 20 |
| 1.5.7 LASER DIÓDICO | 21 |
| 1.5.8 LASER DE ELECTRONES LIBRES | 23 |
| 1.6 APLICACIONES BIOMÉDICAS DEL LASER | 25 |
| 1.6.1 PRECAUCIONES PARA EL USO DEL LASER EN APLICACIONES BIOMÉDICAS | 26 |
| 1.6.2 CONTRAINDICACIONES PARA EL USO DEL LASER EN APLICACIONES BIOMÉDICAS | 26 |
| CAPÍTULO 2 EL LASER EN ODONTOLOGÍA | 28 |
| 2.1 BOSQUEJO HISTÓRICO | 28 |
| 2.2 PRINCIPIOS FÍSICOS DEL LASER EN LOS TEJIDOS VIVOS | 30 |
| 2.2.1 FOTOABLACIÓN | 30 |
| 2.2.2 FOTOTERMIA | 30 |
| 2.2.3 COAGULACIÓN | 30 |
| CAPÍTULO 3 APLICACIONES EN LAS ESPECIALIDADES ODONTOLÓGICAS | 31 |
| 3.1 TIPOS DE LASER EN ODONTOLOGÍA | 31 |
| 3.1.1 LASER ARGÓN | 31 |
| 3.1.2 LASER CO₂ | 32 |
| 3.1.3 LASER ND:YAG | 32 |
| 3.1.4 LASER ER:YAG | 32 |
| 3.1.5 LASER EXCÍMERO | 32 |

| | |
|-------------------------------------------------------|-----------|
| CAPÍTULO 4 EFECTOS DEL LASER EN TEJIDOS | |
| DUROS DEL ÓRGANO DENTARIO | 33 |
| 4.1 ESTRUCTURAS DEL ESMALTE DENTAL | 33 |
| 4.1.1 EFECTOS DEL LASER EN ESMALTE DENTAL | 35 |
| 4.1.2 METODOLOGÍA DEL PROCESO DE INVESTIGACIÓN | 35 |
| 4.1.3 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN | 37 |
| 4.2 ESTRUCTURAS DE LA DENTINA DENTAL | 38 |
| 4.2.1 EFECTOS DEL LASER EN LA DENTINA DENTAL | 41 |
| 4.2.2 METODOLOGÍA DEL PROCESO DE INVESTIGACIÓN | 41 |
| 4.2.3 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN | 42 |
| CAPÍTULO 5 EFECTOS DEL LASER EN CARIES DENTAL | 44 |
| 5.1 GENERALIDADES DEL PROCESO CARIOSO | 44 |
| 5.2 EFECTOS DEL LASER EN CARIES DENTAL | 45 |
| 5.2.1 METODOLOGÍA DEL PROCESO DE INVESTIGACIÓN | 45 |
| 5.2.2 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN | 45 |
| CONCLUSIONES | 47 |
| BIBLIOGRAFÍA | 48 |

INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos han despertado un gran interés en el desarrollo de nuevas aplicaciones en el mejoramiento de vida y salud de la humanidad.

El surgimiento de la tecnología LASER permitió en gran parte la formación y facilidad de realizar distintas labores industriales y aplicaciones terapéuticas en la medicina.

La acción del LASER vislumbra nuevas fronteras en la ciencia odontológica, permitiendo el logro de investigaciones en favor de obtener resultados positivos en la acción de este dispositivo físico-cuántico para poder realizar en el futuro inmediato, aplicaciones terapéuticas óptimas en base a investigaciones previamente determinadas con el fin de transmitir mejores y revolucionarios tratamientos dentales.

Los tejidos dentales han sido sometidos a pruebas de investigación por mucho tiempo para formar un criterio en el sentido de como se deben tratar estas estructuras y proporcionarles medios de protección con la mínima injuria posible; se pueden señalar múltiples investigaciones al respecto y una de ellas es mediante la acción de fotones emitidos la radiación LASER hacia las estructuras dentarias y determinar sus efectos a diferentes niveles de energía del dispositivo.

El acrónimo LASER se determina con mayúsculas y sin acentos.

CAPÍTULO 1 GENERALIDADES DE LA TECNOLOGÍA LASER

Los descubrimientos científicos de este siglo han tenido una gran repercusión pero sin duda el que más causó polémica en la vida científica y tecnológica fué el dispositivo LASER.

Este instrumento de la tecnología ha permitido el desarrollo de muchas ramas de la ciencia, con innumerables aplicaciones.

Ha permitido la solución de muchos problemas en el área científica desde su invención hasta la actualidad.

1.1 BOSQUEJO HISTÓRICO DEL LASER.

Los principios de la física cuántica y clásica forman los pilares básicos de que se sustenta la física moderna. El concepto básico de la física es, el cuanto de energía, descubierto por Max Planck en 1900. A partir de este descubrimiento se desarrolló la física cuántica y en 1917 Albert Einstein introduce el concepto de emisión estimulada, idea básica para la formación del LASER.

Los esfuerzos para la construcción de dispositivos prácticos para la demostración del concepto de la emisión estimulada se lograron hasta 1954, en forma simultánea pero independiente, Nikolay G. Basov y Alexander M. Prokhorov del instituto Lebedev de Moscú, y Charles H. Townes de la Universidad de Columbia, en Estados Unidos de América, formaron un amplificador de microondas llamado MASER (por el acrónimo de Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation), cuyo funcionamiento se realiza en un aumento de rango de microondas en la radiación amplificada de fotones.

Esta gran contribución fué reconocida en 1964 otorgándose a estos tres científicos internacionales el premio Nóbel de física.

Inmediatamente después de la construcción del MASER, varios científicos intentaron aplicarlo a longitudes de onda cada vez menores, pero el MASER no cuenta con las condiciones físicas para producir emisión estimulada por medio de la luz visible, si no con ondas.

Investigadores tanto en la antigua Unión Soviética Alexander M. Prokhorov y en Estados Unidos de América Charles H. Townes y Arthur L. Schawlow, justificaron teóricamente la idea del LASER (es el acrónimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation).

Así empezó el interés de crear el primer láser; Schawlow, como algunos investigadores, pensó que el mejor medio activo que se podría utilizar sería un gas, mientras que Theodore H. Mainman, investigador de los Laboratorios Hughes en Malibú, California, se inclinó utilizando como medio activo cristales sintéticos de rubí.

El primero en mostrar un láser al mundo, fué Mainman en 1960 demostrando su operación; en ese mismo año, el investigador de los Laboratorios Bell, Ali Javan, puso a funcionar el primer LASER de gas en el mundo, usando como medio activo la mezcla de helio y neón.

Mainman al intentar publicar los resultados de su investigación sobre el LASER de rubí en la revista científica Physical Review Letters, pero fué rechazado por los editores de la revista porque pensaron que se trataba de una variante del MÁSER.

Las investigaciones del LASER tal vez nunca se detengan, por el afán de lograr nuevas aplicaciones y nuevos descubrimientos para el desarrollo tecnológico del ser humano.

1.2 PRINCIPIOS BÁSICOS DEL LASER.

El desarrollo de un dispositivo LASER, fué posible por los avances previamente logrados en diferentes disciplinas científicas. Las disciplinas fundamentales de la física moderna y de la

llamada **mécanica cuántica** del siglo XIX, permitieron el forjamiento de las bases para el conocimiento teórico del cual, posteriormente se aplicó en la práctica para formar lo que llamamos hoy LASER.

1.2.1 RADIACIÓN TÉRMICA.

Al calentar un cuerpo a 200 °C se denota la emisión de cierta radiación llamada calor o radiación infraroja al usar la sensibilidad de la mano, si se aumentara aproximadamente a 600°C se observará una luz roja alrededor del cuerpo y aún sometiéndola a 2 000°C brindará una emisión visible de color amarillo y elevando más será azul o violeta.

Los cuerpos tienden a emitir radiación calorífica a temperaturas elevadas y se presenta la **ley de desplazamiento de Wien**, que estipula un desplazamiento de longitudes de onda cada vez menores en el cuerpo. Entre mayor sea el calentamiento del cuerpo mayor será la radiación emitida; considerando esto como la **ley de Stefan-Boltzman** que enuncia que la temperatura de un cuerpo se elevará proporcionalmente a la cuarta potencia de su temperatura en que se encuentra.

Cabe señalar que esto se someterá a diferencias de acuerdo al cuerpo utilizado. Es aquí, donde las investigaciones sobre la variación de cuerpos en la emisión del calor motivaron la construcción de un modelo teórico-matemático capaz de determinar el problema de la radiación térmica emitida por un cuerpo caliente.

James Jeans, planteó el problema bajo la física estadística determinando con precisión la distribución de energía de las moléculas de un cuerpo caliente y obtener la longitud de onda de este; así se dió un experimento pensado (Gedankenexperiment, termino alemán de resolver un

problema puramente teórico) que se llamó **ley de equipartición de energía**, enuncia que colocando moléculas y radiación electromagnética en cierta longitud de onda dentro de un cubo rectangular hueco y otro en igual configuración pero con paredes internas con material capaz de absorber radiación de cualquier longitud de onda, se introduce radiación electromagnética al azar, la radiación electromagnética es absorbida y reemitida por las paredes del cubo, esto es por el choque de moléculas entre sí, transfiriéndose y distribuyendo la energía de las moléculas de un cubo a otro.

Pero se determinó nula esta ley por una simple razón; se mantiene un espectro de radiación electromagnética en un cubo y se mantuvo constante y proporcional la temperatura y así mismo la energía se distribuyó en formas oscilatorias dentro de éste, con longitudes de onda cada vez menores. Esto quiere decir que al bajar las longitudes de onda de la oscilación en forma constante, así como la temperatura se nulificarían ámbas, porque la oscilación sería infinita por ser constante y de igual modo la temperatura .

Si se aplica un espectro de luz roja como en los hornos, la longitud de onda del espectro electromagnético de las oscilaciones bajarían progresivamente de azul, violeta, ultravioleta, rayos X, rayos gamma y sucesivamente sin límite y al abrir ese horno moriríamos por una mortífera radiación de muy corta longitud de onda llamada **catástrofe ultravioleta**.

Por consiguiente, la física clásica demostró ser incapaz de determinar bien la solución a este problema.

1.2.2 CUANTO DE ENERGÍA.

El problema de la radiación térmica se le llamó también como **problema del cuerpo negro**, especificado por Max Planck en 1900. Fundándose en los inicios de la física moderna, Planck descubrió que la energía E de cada cuanto es directamente proporcional a la frecuencia de oscilación ν :

$$E = h \nu$$

Donde h es una constante universal llamada **constante de Planck** y vale 6.6256×10^{-34} joules-segundo. Así, se logró solucionar el problema pudiendo calcularse la distribución de energía emitida por longitudes de onda de un cuerpo a una cierta temperatura. Posteriormente se vió que no solo era un problema matemático que se tenía que resolver, si no que es un ente físico de comportamiento de partículas con energía propia. De este modo se hicieron investigaciones para apoyar esto y se obtuvo el efecto fotoeléctrico por Albert Einstein y el efecto de Compton por Arthur H. Compton en 1923.

1.2.3 ÁTOMOS Y TRANSICIONES ELECTRÓNICAS

En 1913 Neil Bohr propuso un modelo atómico en el cual los electrones se encuentran en un número discreto de órbitas alrededor del núcleo, con el fin de que un electrón pase de una órbita a otra emitiendo un cuanto de energía; a partir de la última órbita, el electrón recibe un cuanto de energía y si recibe otro cuanto de energía, este electrón será libre y se separa del átomo por no tener más órbitas superiores libres a las cuales pasar. Ahora se dice que un átomo está ionizado cuando ha perdido uno o varios de sus electrones. Los modelos de Bohr proporcionaron las bases para comprender el espectro de átomos más complejos.

1.2.4 INTERACCIÓN ÁTOMO-CUANTO.

Los procesos básicos de interacción entre materia y la radiación electromagnética se simplifican entre la interacción de átomos y cuantos de energía de radiación electromagnética. La acción de dos niveles de energía donde un primer nivel corresponde a un electrón en su órbita inferior y el segundo a un nivel correspondiente a un electrón en su órbita superior; así el primero es una órbita de un átomo en estado base (órbita libre), y el segundo es una órbita de un átomo excitado (órbitas con electrón y su cuanto de energía).

La interacción del átomo-cuanto o llamado también **átomo-fotón** es un proceso resonante en el que se presenta un **proceso de absorción** que es la interacción átomo-fotón en un estado base absorbiendo el fotón y usa su energía para pasar a su estado excitado.

Teniendo un átomo ya excitado puede pasar a su estado base emitiendo en el proceso un fotón igual a la diferencia de energía entre los dos estados, a este proceso se le denomina **emisión espontánea**. Pero el proceso que tiene más interés en esta investigación es el **proceso de emisión estimulada**, su existencia fué propuesta por Albert Einstein en 1917 y es la base teórica para la formación del rayo LASER; la interacción entre un fotón y un átomo en estado excitado dando como resultado que pase el átomo a su estado base emitiendo con mismas características de dirección.

La existencia del LASER surgió en el momento en que se aplicó prácticamente el proceso de emisión estimulada, por acción de este proceso se le denominó así:

LASER: Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation.

Esta palabra en español significa Amplificación de Luz por Emisión Estimulada de Radiación.

1.3 AMPLIFICADORES Y OSCILADORES ÓPTICOS.

La interacción en gran número de fotones con una enorme cantidad de átomos ayudará a explicar el funcionamiento de amplificadores y osciladores ópticos.

1.3.1 ABSORCIÓN Y AMPLIFICACIÓN DE LUZ

En la interacción de grandes cantidades de fotones y átomos, consideremos un flujo de fotones propagándose a lo largo de una cavidad cilíndrica de longitud arbitraria, con átomos en estado base y átomos excitados o estimulados; Los fotones al entrar y salir de la cavidad se presentará una interacción en los átomos formando el proceso de emisión estimulada, dando como resultado una amplificación del flujo inicial de fotones.

El flujo inicial interactúa con átomos inicialmente excitados dando lugar a un proceso de emisión estimulada con transición del átomo a su estado base o no excitado, pero la existencia de átomos en su estado base al interactuar con el flujo inicial de fotones forman el proceso de absorción de fotones disminuyendo el flujo de fotones. Considerando esto, deben existir en la cavidad un mayor número de átomos excitados, para que se incremente el flujo inicial de fotones y recorra distancias mayores en la cavidad cilíndrica y la amplificación aumentará.

Considerando el proceso de absorción, si se propaga un flujo inicial de fotones en una cavidad con un largo eje recorriendo una distancia arbitraria, será mayor la cantidad de átomos base y mayor será el decrecimiento en el flujo de fotones. Pero es necesario considerar simultáneamente el proceso de absorción y el proceso de emisión estimulada, porque el proceso de emisión estimulada tiende a amplificar el flujo de fotones dependiendo de la cantidad de átomos en su estado de excitación mientras que el proceso de absorción disminuye el flujo de

fotones dependiendo de la cantidad de átomos base que se encuentran en su estado base. Si existen cantidades iguales de átomos base y átomos excitados, obtendremos en promedio igualdad en amplificación y absorción, por lo tanto el flujo inicial de fotones y el flujo final de fotones no será ni mayor, ni menor tan solo será igual a la cantidad de fotones que entraron y salieron de la cavidad cilíndrica.

En el caso de que el número de átomos excitados sea menor que el número de átomos base, tendremos que el flujo inicial de fotones se incrementó y no se amplificó.

Sí fuera mayor el número de átomos excitados que los átomos base, el flujo inicial de fotones será mayor y se podrá amplificar a lo largo de la cavidad cilíndrica. Estas son las bases de un amplificador óptico o amplificador LASER.

1.3.2 AMPLIFICADORES ÓPTICOS.

Son sistemas que al proporcionarles un flujo inicial de fotones, proporcione un flujo final de fotones mayor que el inicial. La amplificación de flujo se presentará cuando el número de átomos excitados sea mayor que el número de átomos que se encuentran en su estado base, esto se llama **condición de inversión de población**; para que exista una amplificación óptica se debe lograr la inversión de población, es decir, para lograr el mayor número de átomos que se encuentren en la cavidad amplificadora (ahora la cavidad cilíndrica se llamará cavidad amplificadora por tener un grado mayor en su funcionalidad) y pasen a su estado base, que es el estado normal de un átomo sin pasar a su estado excitado.

Para lograr la inversión de población se utilizará un dispositivo que proporcione energía a los átomos contenidos en la cavidad amplificadora, para que pasen de su estado base a su estado

excitado; éste dispositivo se llama **sistema de bombeo** y es de varios tipos pero los más utilizados son de tipo **óptico** o de tipo **eléctrico**.

El **sistema de bombeo óptico** se tiene en la cavidad amplificadora circundada por una o varias lámparas amplificadoras de destello de flash muy potente; la acción del flash de las lámparas emiten fotones que son absorbidos por los átomos base pasando a estado de excitación formándose la inversión de población.

El **sistema de bombeo de tipo eléctrico** se forma por una intensa carga eléctrica en los átomos dentro de la cavidad amplificadora, las descargas transfieren por colisiones electrón-átomo parte de su energía a los átomos de su estado base a su estado de excitación formando la inversión de población.

El pulso de luz es la cantidad de emisión de flujo inicial de fotones o luz transmitida; ahora para amplificar un pulso de luz usando un amplificador óptico por un bombeo óptico o eléctrico, debe ser sincronizado el paso del sistema de bombeo. Si no está sincronizado el pulso de luz, no será amplificado.

1.3.3 OSCILADOR ÓPTICO.

Con el conocimiento de un amplificador óptico se puede comprender el principio funcional de un oscilador óptico llamado de otra manera **oscilador LASER** o simplemente **LASER**.

Tomando condiciones óptimas de un amplificador óptico con su sistema de bombeo en el cual se colocan en sus extremos un par de espejos planos o ligeramente cóncavos paralelos entre sí; a este dispositivo se le llama **resonador óptico**. Uno de los espejos del resonador es 100% reflejante y el otro tiene una reflejancia típica de alrededor del 90%.

Al funcionar el sistema de bombeo, un grupo de fotones mantienen una dirección definida y de salida en el eje óptico del resonador (el eje optico del resonador es la línea imaginaria perpendicular a la parte media de los resonadores ópticos, que se forma al estar estos resonadores ópticos entre sí). Mientras que los demás fotones emitidos a lo largo del eje óptico del oscilador serán amplificados y formarán el proceso de emisión estimulada e inmediatamente generan un enorme flujo de fotones concentrados en el resonador óptico propagándose a lo largo del eje óptico.

Sin la presencia de los resonadores ópticos, los átomos pasarían a su estado base por el proceso de emisión espontánea emitiendo fotones en diferentes direcciones perdiéndose la energía recibida por el sistema de bombeo.

Los resonadores ópticos aprovechan la energía del sistema de bombeo de los átomos contenidos en la cavidad amplificadora. Debido a que uno de los resonadores ópticos tiene una reflejancia del 90%, permite la salida del 10% de fotones que incidan ahí transmitiéndose fuera del resonador óptico, formando un haz de luz muy intensa, monocromática y altamente direccional, estas son las propiedades fundamentales de la formación de la radiación LASER.

1.4 CONMUTACIÓN Q Y SISTEMAS LASER ESPÉCIFICOS

La evolución del dispositivo LASER permitió la invención de componentes por los cuales se puede variar su nivel de oscilación (conmutación Q), así como el poder formar diferentes tipos de LASER de acuerdo a su medio activo y sistema de bombeo, con el fin de tener en cada uno diferentes y en algunas ocasiones igualdad en las aplicaciones tecnológicas.

1.4.1 Q-SWITCHING

El tiempo que dura un pulso de luz LASER o radiación LASER producido por un tipo de LASER pulsado, depende de la duración del pulso óptico o eléctrico que realiza el sistema de bombeo.

Cuando la duración del pulso LASER es muy grande la intensidad del pulso será demasiado pequeño, es necesario que el pulso LASER tenga menor duración para obtener mayor intensidad y aplicaciones óptimas, lográndose con la utilización de una técnica llamada conmutación Q o Q-Switching; al hacerse los estudios de los osciladores ópticos se determinó una cantidad llamada **factor de calidad**, que se denota por la letra **Q**. Esta cantidad es el cociente de la energía almacenada por el sistema oscilante; el factor de calidad Q ayuda a caracterizar las pérdidas de un sistema oscilante.

Cuando un oscilador tiene bajas pérdidas de energía se caracteriza por tener un alto valor de Q y si un oscilador tiene altas pérdidas de energía se caracteriza por tener un bajo valor de Q; es decir, que cuando se encuentra un cuerpo extraño en el interior del resonador, impedirá que el sistema entre en oscilación y tendrá un valor bajo de Q.

Es posible colocar un interruptor óptico que permita variar a voluntad el valor de Q; manteniendo el interruptor encendido, el flujo de fotones puede pasar a través de él dando un valor alto de Q, si se encuentra apagado los fotones no pueden atravesarlo y el valor de Q es bajo.

Los valores típicos de duración y potencia son de 10 a 100×10^{-9} segundos de duración y 10^6 a 1×10^8 watts de potencia.

1.4.2 SISTEMA LASER ESPÉCIFICO.

Para que se forme un proceso de absorción y emisión se necesita un sistema microscópico llamado **centro activo** y un medio macroscópico llamado **medio activo**.

El centro activo es el desarrollo de la interacción de átomo-fotón en el proceso de emisión estimulada, mientras que el medio activo es la materia que permite la formación del centro activo como puede ser la mezcla de un gas (He-Ne), un cristal (Rubí) o un semiconductor (Ga-As).

De esta manera es fácil distinguir un LASER de otro sabiendo su medio activo y el tipo de sistema de bombeo que se utiliza.

La energía que desarrolla el LASER se sitúa en longitudes de onda de los rayos ultravioleta luz visible, y hasta rayos infrarrojos no visibles, sus parámetros de radiación son: longitud de onda, potencia, coherencia, monocromocidad, direccionalidad, intensidad o brillo.

1.5 TIPOS DE LASER

Los diferentes tipos de LASER mantienen los principios básicos de la mecánica cuántica, con algunas modificaciones para su funcionamiento, esto es debido al medio activo y su sistema de bombeo por el cual cada uno se diferencia.

El poder tener diferentes tipos de LASER permite aumentar su capacidad en las diversas aplicaciones para mejorarlos y aumentar los avances hacia el futuro.

1.5.1 LASER DE RUBÍ

El LASER de rubí fué el primer láser que funcionó en el mundo. Su creador Theodore Mainman en 1960, utilizó como medio activo un cristal sintético de rubí, este cristal es una piedra preciosa formada por cristales de óxido de aluminio Al_2O_3 , que contiene pequeñas concentraciones de 0.05% de impurezas del compuesto de óxido de cromo Cr_2O_3 .

El óxido de cromo permite al transparente cristal puro de óxido de aluminio ser de color rosado hasta un color rojizo, solo si la concentración de óxido de cromo aumenta.

La forma geométrica del rubí en el uso de un dispositivo láser es de barras cilíndricas de 1 a 15 mm de radio y algunos centímetros de largo.

La excitación del rubí es por medio de energía óptica realizada por lámparas de flash conectadas a un banco de capacitores. Este tipo de láser presenta una desventaja muy grande, que es la dificultad del crecimiento de los cristales de rubí.

De esta manera se ocasionó la búsqueda de un medio activo en el uso de vidrios de fácil fabricación (vidrios con impurezas de neodimio) y no cristales de rubí.

Dentro de las aplicaciones del LASER de rubí se pueden enunciar los usos industriales, militares, médicos y científicos.

Pero desde hace algunos años este tipo de LASER a sido desplazado por otros similares en concepción y diseño utilizando un medio activo de neodimio. Su básica diferencia de ambos LASER es la longitud de onda de emisión: el LASER de rubí es de 0.6943 Mm y en el de neodimio de 1.064 Mm. Así las aplicaciones pueden realizarlas ambos LASER por ser tan sólo similares.

En el uso industrial se utiliza en la microperforación, en la producción de componentes de precisión, como son las resistencias, en las cuales es necesario volatilizar muy pequeñas cantidades de material para fabricar resistencias de muy alta precisión. En el mercado de productos de logotipos comerciales.

La industria militar encontró diversas aplicaciones, como ser utilizado como apuntador de blanco; a baja potencia se apunta hacia el objetivo que se desea destruir; en seguida un misil con sensor adecuado con diseño para identificar el lugar donde el láser está siendo apuntado se dirige a dicho lugar y logra así la destrucción del objetivo.

Entre las aplicaciones médicas están en el uso de tratamientos de problemas dermatológicos y tumores cancerosos, como cauterizador o bisturí LASER. Intervenciones en el estómago para el tratamiento de úlceras o en las venas para destruir obstrucciones que podrían causar problemas circulatorios, se pueden realizar en cuestión de minutos.

En las aplicaciones científicas se tiene la de obtener energía por medio de microexplosiones termonucleares de fusión que puedan ser utilizables para fines civiles.

En la construcción de nuevos reactores nucleares de fusión utilizando intensos pulsos LASER, focalizados en microesferas (de 0.1 a 1 mm de diámetro) que contienen combustible nuclear; esto se forma debido a la intensa radiación láser incidente sobre la superficie de la microesfera volatilizando el combustible nuclear casi instantáneamente, formando un gas de muy alta temperatura llamado **plasma**, este se expande dentro de la esfera formando una implosión alcanzando temperaturas y densidades similares a las que ocurren en las estrellas, de este modo

el combustible nuclear reacciona fusionándose y liberando energía que se puede utilizarse para generar electricidad.

1.5.2 LASER HELIO-NEÓN

En la actualidad se sigue utilizando a pesar de ser el primer LASER de gas que se construyó.

Los centros activos de este láser son los átomos de neón, pero la excitación es a través de los átomos de helio. Al mezclarse forman He-Ne en proporción de siete partes de helio por una parte de neón.

El bombeo del LASER de He-Ne se realiza por colisiones de electrones de una descarga eléctrica, principalmente con los átomos de helio. La excitación de los átomos de neón se presenta en las colisiones con átomos excitados de helio pasando a su estado base y los átomos de neón pasan del estado base al estado de excitación..

Se han utilizado en investigaciones básicas con fines didácticos o industriales.

Dentro del campo de la metrología, la holografía y la interferometría holográfica, en la realización de pruebas mecánicas no destructivas para verificar el estado de fatiga de tanques de alta presión, estructuras mecánicas y llantas de avión.

En aplicaciones médicas como en dermatología para tratamiento de manchas en la piel, o en la ayuda de estimulación de regeneración de tejidos en cicatrices.

1.5.3 LASER ARGÓN IONIZADO

Las transiciones radiactivas entre niveles altamente excitados de gases nobles se conocen desde hace mucho tiempo y la oscilación láser de este medio activo va desde la década de los sesenta.

De estos LASER se tiene el LASER argón ionizado que es el más utilizado debido a sus intensas líneas de emisión azul-verde del espectro electromagnético y de su alta potencia continua.

Para poder lograr la inversión de población de los niveles energéticos superiores y la ionización del argón formando las colisiones múltiples entre electrones, se realiza con un bombeo de descarga eléctrica con iones y átomos activos. La descarga eléctrica tiene una corriente de 15 y 50 amperes, que al pasar la descarga puede producir densidades de corriente del orden de 1 000 amperes/cm².

La manera de evitar que se pierda energía al presentarse la colisión con las paredes del tubo de descarga es utilizando una bobina que forma un campo magnético para eliminar el movimiento de los electrones en la dirección longitudinal del tubo.

Se usa en fotoimpresión, litografía, en el mercado de logotipos comerciales, en el estudio de la cinética de reacciones químicas y en su excitación selectiva.

En medicina se aplica en oftalmología realizando fotocoagulación y soldaduras de pequeñas áreas. El ojo es transparente a la luz entre 0.38 y 1.4 mm: a menores longitudes de onda el cristalino y la córnea absorben la radiación y a mayores longitudes de onda son las moléculas de agua presentes en el ojo las absorbe la luz. Ahora es posible tratar casos de desprendimiento de retina.

1.5.4 LASER CO₂

El láser de bióxido de carbono (CO₂) es considerado un LASER molecular por tener un medio activo formado por la mezcla de bióxido de carbono (CO₂) nitrógeno (N₂) y helio (He), pero

la transición de niveles energéticos se llevan a cabo en los niveles energéticos del bióxido de carbono.

Existen diferentes tipos de láseres de bióxido de carbono de los cuales se clasifican por la manera de hacer circular la mezcla gaseosa y por los métodos de producir la descarga eléctrica.

LASER de bióxido de carbono de flujo axial. Estos LASER conocidos también como LASER longitudinales de CO₂, están formados de un tubo enfriado por medio de agua (o algún refrigerante) en cuyos extremos se colocan los espejos del resonador. La mezcla de gas se hace fluir por el tubo y al mismo tiempo ésta se excita eléctricamente utilizando dos electrodos. La mezcla más común del gas es de CO₂:N₂:He y está a una relación aproximada de 0.8:1.0:7:2. Su eficiencia es aproximadamente del 25% en relación a los demás LASER.

LASER de flujo y excitación transversal de bióxido de carbono.

Este tipo de LASER CO₂ elimina el calor por difusión del centro del tubo hacia las paredes, las cuales son enfriadas.

Otra forma de enfriamiento consiste en hacer que el gas fluya perpendicularmente a la descarga, siendo así más rápido el flujo del gas, eliminando el calor por convección más que por difusión, la excitación se realiza por una descarga perpendicular al eje del resonador.

El flujo de gas y de corriente eléctrica de descarga puede aumentarse considerablemente y por tanto la potencia aumenta.

Se aplica el uso de los LASER de bióxido de carbono en la industria metal-mecánica, textil, en el endurecimiento de metales así como en su corte, soldadura y perforación.

En el corte de metales y soldadura, las industrias automotrices las usan con elementos automáticos o computarizados tales como robots.

No solo en la industria se aplican los LASER de bióxido de carbono sino también en el área médica; en una radiación LASER emitida de 10.6 mm es fuertemente absorbida por las moléculas de agua al hacer incidir la radiación en los tejidos humanos. Al ser focalizada esta radiación en un tejido se produce una fina quemadura, cuya productividad puede controlarse variando la potencia del LASER, esto es uno de los principios del bisturí LASER.

La ventaja que tiene el LASER CO₂ sobre los bisturís convencionales, radica en que un LASER CO₂ no solo corta sino también cauteriza, ambos en forma simultánea, de esta manera es posible realizar complicadas intervenciones quirúrgicas sin gran pérdida de sangre y con mayor rapidez.

Además de su uso en aplicaciones quirúrgicas del LASER de bióxido de carbono se destacan también en dermatología, ginecología, proctología y recientemente en odontología.

1.5.5 LASER DE SOLUCIONES LÍQUIDAS ORGÁNICAS.

El medio activo está compuesto por líquidos en los que se han disuelto compuestos orgánicos. Su sistema de bombeo es óptico y la característica más importante de este LASER es la de emitir radiación en anchas bandas de longitud de onda, esto quiere decir que son sintonizables.

Al compuesto líquido orgánico se le puede colocar algunos aditivos que tienen como función de excitar rápidamente las moléculas de manera de que fluya el líquido orgánico a través del dispositivo LASER.

Las moléculas orgánicas se presentan como centros activos para este tipo de LASER, formando una energía vibracional de la molécula.

En la actualidad hay más de 200 líquidos orgánicos que pueden ser usados como medio activo, se pueden obtener longitudes de onda de emisión desde ultravioleta hasta el infrarrojo.

Se utiliza en el problema de la separación isotópica, con objeto de investigaciones en el desarrollo de los programas nucleares; El uranio natural U^{238} contiene aproximadamente el 0.7% del isótopo más ligero U^{235} , que es requerido en la industria nuclear, debido a la diferencia de masa entre átomos U^{238} y U^{235} los niveles energéticos de sus electrones son también ligeramente diferentes, por lo tanto, el LASER de líquidos orgánicos puede ionizar a los átomos de U^{235} dejando neutros a los átomos de U^{238} . Después, un conjunto de campos magnéticos separa a los átomos ionizados de los neutros.

1.5.6 LASER DE SEMICONDUCTORES

Son los LASER más eficientes, baratos y pequeños que se pueden obtener en la actualidad. Los elementos semiconductores típicos son el silicio y el germanio. Un semiconductor como el silicio en su forma cristalina presenta cuatro electrones de valencia entrelazada con átomos adyacentes.

A temperaturas bajas el silicio se comporta como un aislador, porque no hay electrones libres para conducir la corriente eléctrica. Pero a temperatura ambiente, por la agitación térmica algunos electrones forman una red cristalina, quedando libres y con un espacio de carga positiva. Al aplicarse un campo electromagnético con una pequeña corriente eléctrica a través del cristal de silicio se formará el proceso de emisión estimulada, porque existen electrones libres.

1.5.7 LASER DIÓDICO

Para poder comprender lo que es un láser diódico es indispensable saber que es un semiconductor, tomar en cuenta que existen varios tipos de materiales en el universo y pueden ser clasificados por sus propiedades, una de ellas es el grado de conductividad eléctrica y se clasifican en: **conductores**, **aislantes** y **semiconductores**.

Conductores. Son los que tienen la facilidad de permitir el paso de corriente eléctrica por su estructura.

Aislantes. Presentan una gran dificultad para conducir la corriente eléctrica por su estructura.

Semiconductores. Se encuentran en forma intermedia de conductividad eléctrica.

Los materiales semiconductores son el germanio (Ge), el silicio (Si) y compuestos químicos como el arsenuro de galio (GaAs) y el sulfuro de plomo (PbS).

Para que un semiconductor presente un aumento en su conductibilidad debe ser impuro; esto quiere decir, que un material semiconductor puro se le introduzcan pequeñas cantidades de átomos contaminantes con tres electrones de valencia como es el bario (Ba), el galio (Ga) o el indio (In); de esta manera se forma una estructura cristalina imperfecta con espacios positivos más grandes que aumentan la conductibilidad.

Estos semiconductores se les conoce como **semiconductores tipo P**.

También con átomos de cinco electrones de valencia, se puede formar un semiconductor impuro, utilizando fósforo (P), el arsénico (As), el bismuto (B) o el antimonio (Sb); creando una estructura cristalina imperfecta con aumento de la conductibilidad eléctrica en su superficie.

Estos semiconductores se les conoce como **semiconductores tipo N**.

Al unir un material semiconductor tipo P y uno tipo N, la unión se llama **unión P-N** conocida comunmente como **diodo**.

La introducción de una batería a un diodo, con una carga de polo positivo al semiconductor tipo N y una carga de polo negativo en el semiconductor P; da como resultado la atracción del **potencial negativo de la batería con el semiconductor tipo P** y una **atracción de electrones libres** por el potencial positivo de la batería, por lo cual no hay paso de corriente eléctrica através de la **unión P-N**.

Este fenómeno se conoce como **polarizado en sentido inverso**.

Si se cambia la **polaridad del diodo** colocando el polo positivo de la batería en el semiconductor tipo P y el polo negativo en el semiconductor tipo N, el resultado sería el **repelimiento del espacio del semiconductor tipo P** por el potencial positivo de la batería dirigiéndose hacia la **unión P-N** y los electrones libres del semiconductor tipo N son repelidos por el potencial negativo dirigiéndose también a la **unión P-N**, formando así el paso de corriente eléctrica através del diodo.

Este fenómeno se conoce como **polarización en sentido directo**.

Al realizarse el fenómeno de polarización en sentido directo, se forma una recombinación de espacios y electrones que pueden ser emitidos sus fotones, así es posible formar el proceso de **emisión estimulada** necesaria para el dispositivo LASER.

Por su solidez y sus reducidas dimensiones tienen aplicaciones en cualquier área tecnológica que necesite un LASER de baja intensidad, como en los sistemas electro-ópticos de

comunicación, por medio de la fibra óptica es posible transmitir múltiples informaciones (50000 conversaciones telefónicas simultáneas) sin perturbaciones eléctricas como presentan los cables eléctricos. Otro uso que se tienen estos tipos de LASER es en los sistemas de lectura de discos ópticos compactos, mejor conocidos como discos LASER o compact disk (discos compactos); Los discos LASER tienen cierta información (la información más común es musical , de video juegos y de tipo bibliográfico) grabada digitalmente por medio de perforaciones cortas o largas en una laminilla metálica que esta encapsulada con plástico como medio de protección (al colocar el disco LASER a contra luz es posible apreciar las perforaciones). Para la aplicación del LASER diódico en el disco LASER, es necesario que el disco LASER gire desde su parte central para que sea uniforme el recorrido de las perforaciones junto con el LASER diódico, la acción en si del LASER diódico es detectar la ausencia y presencia de las perforaciones del disco LASER por el reflejo del rayo, formando el rayo reflejado una señal eléctrica que es interpretada por un sistema de microcomponentes.

1.5.8 LASER DE ELECTRONES LIBRES

El mecanismo del LASER de electrones libres es diferente a los demás LASER, ya que los otros están sujetos a la inversión de la población del centro activo; mientras que el LASER de electrones libres no lo necesita.

Este LASER utiliza un medio activo de un haz de electrones que se mueven a velocidades cercanas a la de la luz. A esto se le llama **haz relativista de electrones**.

El láser de electrones libres se puede describir como un instrumento que convierte la energía cinética de un haz relativista de electrones en radiación LASER.

La partícula eléctricamente cargada llamada electrón, al ser acelerada radia energía en forma de ondas electromagnéticas, llamado a este fenómeno **emisión Bremsstrahlung**.

Pero si una partícula relativista es sometida a una aceleración centrípeta (aceleración de un cuerpo de una parte central hacia el exterior) en un campo magnético el fenómeno se denomina **radiación sincrotrónica**.

Al generarse esta radiación es posible que se presente la emisión estimulada.

Para que exista un intercambio de energía entre un haz de electrones relativistas y una onda electromagnética que se propaga de manera colineal, los electrones del haz relativista deben tener un movimiento transversal a la dirección de propagación; esto se realiza colocando imanes a lo largo del LASER para desviar la trayectoria rectilínea del haz de electrones relativistas y convertirla en una trayectoria ondulada.

El conjunto de imanes a lo largo de la cavidad amplificadora se le llama **ondulador**.

En un LASER de electrones libres, la serie de ondulaciones del haz relativista de electrones creada por los imanes del ondulador forman una estructura **helicoidal**.

Al convertirse el campo magnético helicoidal con la ayuda del haz relativista de electrones y el ondulador, se logra el liberamiento de fotones con una aceleración capaz de mantener choques en los resonadores ópticos y formar el rayo LASER.

Las aplicaciones del LASER de electrones libres se encuentran aun en investigaciones, de las cuales se encuentran las del área militar en relación con el proyecto de iniciativa de defensa estratégica estadounidense conocido como **la guerra de las galaxias**, con el objetivo de

desarrollar sistemas LASER colocados en el planeta Tierra o en el espacio para la destrucción de misiles nucleares.

1.6 APLICACIONES BIOMÉDICAS DEL LASER

La acción del LASER en tejidos puede ser en dos niveles:

Celular: bioestimula o biorregula las células en tres estructuras básicas:

Mitocondria: La formación de ADP en ATP, almacenándose mayor energía intracelular.

Membrana celular: Ayuda a la repolarización de la membrana cuando esta se encuentra despolarizada. Normaliza la ionización intracelular y extracelular, obteniendo más oportunidad de vitalidad celular y restablecimiento de sus funciones.

Protoplasma: La reacción de los fotones coherentes proporcionan energía en su estructura, así como ciclos metabólicos intracelulares de gran consumo de oxígeno.

Sistémico: La radiación de tejidos por el LASER permite resultados analgésicos desde la zona irradiada hasta el sistema nervioso central.

En el caso de un LASER CO₂, los tejidos blandos absorben la luz del láser fácilmente por el agua. La mucosa es vaporizada en sus células debido a su alto contenido de agua. Enfocado el rayo LASER en forma estrecha realiza incisiones precisas y a mayor amplitud del foco produce destrucción o remoción más amplia del tejido.

Otras aplicaciones son: la extirpación de biopsias, remoción de lesiones malignas, tratamientos con problemas de coagulación o hemorrágicos, mínima inflamación, mínima cantidad de cicatriz, cirugía con menos sangre, regenerador tisular (cicatrización) y cirugías oftálmicas de retina y córnea.

1.6.1 PRECAUCIONES PARA EL USO DEL LASER EN APLICACIONES BIOMÉDICAS

Las precauciones que se deben estimar en el empleo de un LASER son: el uso de lentes especiales tanto para el paciente como para el operador, no aplicar deliberadamente el rayo en un espejo, evitar las superficies que pueden reflejar, considerar que no toda la radiación emitida se absorbe sino que una parte de ella puede reflejarse por la superficie de la piel o de la mucosa donde se irradia, es necesario preparar la zona en que se irradiará aminorando el reflejo.

1.6.2 CONTRAINDICACIONES PARA EL USO DEL LASER EN APLICACIONES BIOMÉDICAS

En la aplicación del LASER es necesario tener en cuenta las contraindicaciones, para evitar iatrogenias de gran debastación; las contraindicaciones se determinan en dos tipos, las **contraindicaciones relativas** y las **contraindicaciones absolutas**.

Las contraindicaciones relativas, en caso de tratar a personas con problemas como: distiroidismo, embarazo, infecciones bacterianas sin previa cobertura antibiótica, combinación con fármacos fotosensibles, dolor de origen orgánico o visceral.

Las contraindicaciones absolutas, se presentan en personas que: son irradiadas directa e indirectamente hacia el globo ocular y a la glándula tiroides, neoplasias, mastopatía fibroquística, irradiación prolongada a niños, pacientes con marcapasos, reciente infarto al miocardio, glándulas sexuales y sangrados con facilidad (hemofilia).

Existe peligro en el uso de niños, debido al movimiento constante y reacciones desfavorables por parte del mismo.

CAPÍTULO 2 EL LASER EN ODONTOLOGÍA

Con el desarrollo tecnológico de microcomputadoras se logró que la energía de los LASER fuera pulsada en operación rápida en un haz de energía láser térmica seguido por un periodo inactivo largo en el cual no se emite energía; la serie de pulsos y periodos inactivos ocurren varias veces por segundo, la energía calorífica es capaz de vaporizar el tejido mientras que suficientes periodos de reposo ocurren para prevenir el excesivo acumulamiento de calor.

Esto permitió el uso del LASER dental en 1989 por la American Dental Láser, Michigan Estados Unidos.

2.1 BOSQUEJO HISTÓRICO.

- Stern, Sognnaes y Goldman de la Universidad de California son los primeros en realizar las investigaciones de los LASER en tejidos dentales en 1964.

- Stern utiliza un LASER Nd:YAG para sus investigaciones en 1969.

- Stern se define por un LASER CO₂ por su capacidad en 1972.

- Muchos investigadores surgieron posteriormente, investigadores

como:

- Vahl en 1972; Kantola, Laine y Tarna en 1973; Yamamoto y Ooya en 1974; Boehm en 1977.

- Otros como: Borovsky, Lebene, Kinersly, Gordon, Taylor, Adrián, Glover, Keller, Hibst, Balastre, Melcer y Lhuisset.

- Pero las investigaciones más importantes fueron a partir de la década de los ochentas y principios de los noventas, por investigadores como:

- Sato y Yamamoto demuestran la posible utilización del láser Nd:YAG en la investigación del área odontológica en 1980.
- Lenz y Gilde realizan observaciones de sus muestras de estudio en un microscopio electrónico en 1982.
- Fowler y Kuroda investigan la reacción del esmalte con la radiación láser para disminuir la desmineralización en 1986.

- Fowler descubre bajas cantidades de fosfato tricálcico en el esmalte radiado por un láser en 1984.
- Hattab y Nmmour demuestran la posibilidad de utilizar un láser Argón en las investigaciones odontológicas en 1987.
- Nelson determina las longitudes de onda de la radiación láser en la aplicación en los órganos dentarios en 1986 y 1987.
- Nelson utiliza espectroscopía para sus investigaciones en la reducción del fosfato tricálcico en 1987.
- Terry Meyers graduado en la University of Detroit's School of Dentistry, con el apoyo de su hermano William Meyers desarrolló las primeras aplicaciones dentales prácticas con láser.
- Tom Pekar utilizó el láser en la práctica odontológica en 1989.
- En 1989 se permitió el uso del láser dental por la American Dental Láser, Michigan, Estados Unidos.

- En 1991 se manufacturaron cuatro láseres exhibidos como productos de la American Dental Association.

- En Agosto de 1991 se declaró el uso del láser en tejidos blandos y tejidos duros por investigaciones desarrolladas clínicamente por la Canadian Dental Association.

2.2 PRINCIPIOS FÍSICOS DEL LASER EN LOS TEJIDOS VIVOS

Clarckson fué uno de los investigadores que determinó que la densidad de la fuerza, el tiempo de interacción del LASER y el modo de reacción en los tejidos vivos sería en fotoablación, fototermia o coagulación.

Determinando la posibilidad de aplicación en tejidos vivos.

2.2.1 FOTOABLACIÓN

La fotoablación se produce cuando la energía del LASER es utilizada por un elevador de finas capas de material de modo selectivo, no produce lesión en la zona continua.

2.2.2 FOTOTERMIA

La fototermia o vaporización tiene la acción de absorber varias capas de tejido por las altas temperaturas

2.2.3 COAGULACIÓN

La coagulación por acción del LASER es de manera apropiada en los tejidos blandos o flácidos por la rápida e instantánea cicatrización.

CAPÍTULO 3 APLICACIONES EN LAS ESPECIALIDADES ODONTOLÓGICAS.

Las diversas investigaciones realizadas brindaron la oportunidad de obtener las posibilidades y limitaciones para la aplicación de los LASER en los tejidos dentales, de tal manera que su uso permitiera avances odontológicos en la actualidad.

3.1 TIPOS DE LASER EN ODONTOLOGÍA

La clasificación de los diferentes LASER es de dos tipos: baja y alta intensidad.

Los de baja intensidad presentan una fuente fría (atérmica), baja de energía emitida en determinada longitud de onda pensada tan sólo para estimulación de la actividad celular, son esenciales para el tratamiento de úlceras orales, periodontitis (reducción de anaerobios, aerobios y estreptococos), pericoronitis e hipersensibilidad dentinaria.

Los de alta intensidad son térmicos, producen calor, se utilizan en cirugía como fuente de energía precisa para cortar, coagular y vaporizar. Pero no pueden cortar ambos tejidos (duros y blandos).

Los LASER que se emplean en odontología son: LASER de Rubí, LASER Nd:YAG (Neodyum Ytrium Aluminium Garnet), LASER Argon, LASER CO₂, LASER excimeros y LASER Er:YAG,

3.1.1 LASER ARGÓN

Utilizado para la detección temprana en el desarrollo de caries, en la polimerización de resinas dentales y en la resistencia a la desmineralización del esmalte dental.

3.1.2 LASER CO₂

El LASER CO₂ se aplica para disminuir la solubilidad y permeabilidad en la dentina así como su excavación, el reforzamiento del esmalte en contra de la desmineralización, y también se usa en parodontia, cirugía oral y endodontia.

3.1.3 LÁSER Nd:YAG

El LASER Nd:YAG se utiliza en la disminución de la solubilidad y permeabilidad de la dentina, así como en el sellado de túbulos dentinarios, vaporización de la caries, en el reforzamiento del esmalte ante la desmineralización, otras aplicaciones son en: curetajes, gingivoplastias, gingivectomías menores, remoción de fibromas, reducción de hiperplasias, retracción de tejidos para impresión, frenectomías, biopsias, incisión y drenado de abscesos, coagulación y hemostasia de pequeños vasos.

3.1.4 LASER Er:YAG

Se aplica en la eliminación de obturaciones éxicas sin capacidad de reflejar la luz (resinas) y remoción de dentina, esmalte y caries dental.

3.1.5 LASER EXCÍMERO

La aplicación de los LASER excímeros se realiza en la vaporización de caries dental por tener la capacidad también de exterminar al Streptococo Mutans, y en la remoción de tejido orgánico residual en conductos radiculares.

CAPÍTULO 4 EFECTOS DEL LASER EN TEJIDOS DUROS DEL ÓRGANO

DENTARIO

En los últimos años se ha dedicado la atención al estudio de la interacción del LASER en los tejidos dentarios con el fin de valorar las reacciones de las estructuras dentarias, teniendo un control de los efectos en el esmalte y dentina.

4.1 ESTRUCTURAS DEL ESMALTE DENTAL

Por su contenido alto en mineral es sumamente duro, con la capacidad de soportar fuerzas mecánicas en la masticación, pero es frágil por lo que necesita una base muy elástica (dentina) para mantener su integridad.

El esmalte es transparente con colores de amarillo claro a blanco grisáceo.

El contenido de material inorgánico es de fosfato de calcio cristalino llamado **hidroxiapatita** y iones de estroncio, magnesio, plomo y flúor.

La porción en cristales de hidroxiapatita es del 96% y de material orgánico y agua es del 4% en el esmalte.

Las estructuras del esmalte son:

Prismas del esmalte.

Son los cristales de hidroxiapatita que siguen un patrón altamente organizado, tienen forma cilíndrica y un eje mayor paralelo a su eje longitudinal cuando se encuentran a lo largo del eje central, los que se encuentran a distancias lejanas del eje central se inclinan lateralmente.

La región de un prisma a otro se le denomina **región interprismática** y se ubica en la parte cervical de los prismas por la angulación lateral. Las partes anatómicas del prisma son: cabeza, tallo y su parte longitudinal.

Los prismas del esmalte y la relación de los ameloblastos son el resultado del proceso de Tomes (es un proceso de forma cóncava en una de sus superficies y de base hexagonal). que permite la orientación de los cristales del prisma del esmalte.

El ameloblasto es el causante de la formación del prisma del esmalte.

Estrías de Retzius

Son líneas de crecimiento incremental que se forman en el desarrollo del esmalte como irregularidades en la calcificación y interrupción del curso de prismas del esmalte tomando una serie de bandas oscuras.

Estrías transversales

Las interrelaciones estructurales entre grupos de prismas del esmalte pueden formar las estrías transversales alineadas horizontalmente.

Penachos y laminillas del esmalte

los penachos son proyecciones en el esmalte desde la unión amelodentinaria, mientras que las laminillas se extienden a profundidades variables. Todo esto se debe a defectos lineales de orientación longitudinal de las proteínas del esmalte.

Unión amelodentinaria

Se determina la unión amelodentinaria durante la formación del esmalte y la dentina con una forma ondulante.

Superficie del esmalte

Presenta varias formaciones con la presencia de estrías de Retzius formando valles poco profundos llamados **periquimafías**; las cuales van linealmente en un plano horizontal en la superficie coronaria. Las laminillas también se localizan en varias regiones de la superficie dentaria.

4.1.1 EFECTOS DEL LASER EN ESMALTE DENTAL

La exposición del rayo LASER en superficies del esmalte permite modificar ciertas propiedades químicas y físicas de los tejidos (fototerapia o vaporización), como la formación de la recristalización del esmalte (volatilización de sustancias orgánicas), cambios en la solubilidad, cambios en la permeabilidad y aumento de su dureza estructural.

El resultado de la acción LASER desarrolla estos cambios en la superficie del esmalte dentario aumentando su resistencia al ataque de ácidos cariogénicos.

4.1.2 METODOLOGÍA DEL PROCESO DE INVESTIGACIÓN

Los materiales utilizados dentro de las investigaciones de la acción láser sobre esmalte son: Órganos dentarios recién extraídos, LASER CO₂ (a intensidades de energía de 14 J/cm², 10 J/cm², 9 J/cm² y 3.5 watts), Microscopio electrónico, Microtomo, Hidroxietil-celulosa, Ácido láctico y medidor estandar para calibrar la dureza.

Los métodos de investigación realizados por varios autores siguen un mismo parámetro en el desarrollo del proceso de experimentación, por lo cuál se da la siguiente descripción global.

Utilizaron para la experimentación órganos dentarios recién extraídos libres de caries. Cada órgano dentario fué seccionado en cuatro partes de igual proporción. colocando la mitad de las

partes seccionadas como un grupo de estudio o de experimentación y la otra mitad como grupo control.

Las partes seccionadas del grupo estudio se les colocó un aro de cera en la superficie del esmalte, con el fin de tener una ventana de esmalte libre para la radiación LASER, así las muestras se sumergieron en una solución salina antes del impacto de la acción LASER.

La emisión del rayo LASER (duración de menos de 10 segundos) se aplicó tan sólo en el grupo de estudio y no en el grupo control. Posteriormente las muestras se sumergieron en una solución desmineralizadora compuesta por hidroxietil-celulosa y ácido láctico.

Al paso de algunos días se examinaron las muestras de ambos grupos, sometiéndolos a cortes finos con el microtomo y colocándolos bajo un microscopio electrónico para la observación e impresión de microfotografías.

Otras partes seccionadas del grupo de estudio se sometieron a pruebas de dureza con el medidor estandar para calibrar dureza registrando los resultados.

La acción de la radiación se hizo en diferentes densidades de energía por un LASER CO₂ para poder determinar que efectos y que resultados positivos se lograron obtener con el estudio en el microscopio electrónico a objetivos de X100, X2000 y X5000.

4.1.3 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

Los resultados obtenidos fueron de acuerdo a la dureza, solubilidad y permeabilidad del esmalte.

Dureza del esmalte

La radiación deberá ser menor a la resistencia de penetración para poder obtener resultados óptimos en la dureza del esmalte (recristalización del esmalte), en caso de que sea mayor es posible que el esmalte se torne quebradizo por no soportar la resistencia de penetración.

De esta manera la intensidad del LASER mantiene una dureza inicial y una dureza final en la emisión del rayo LASER, el porcentaje más aproximado de la dureza inicial es del 60% y de la dureza final es del 40%; si las variaciones de intensidad aumentan la resistencia a la penetración en el esmalte dental y sufriría bruscos cambios formando una estructura dental quebradiza.

La intensidad que es óptima para la dureza del esmalte es de 3.5 watts en 15 segundos de exposición con un LASER CO₂.

Solubilidad y Permeabilidad del esmalte

Se obtubieron los siguientes resultados comparativos:

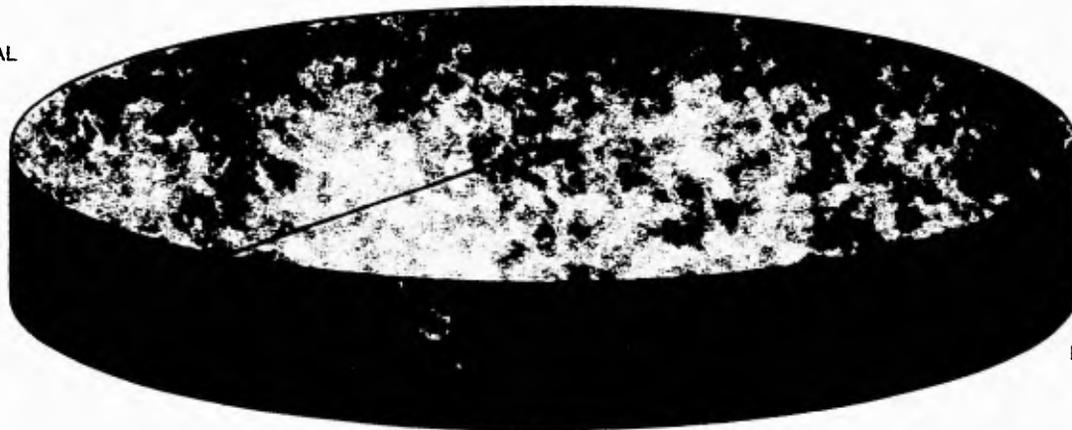
A 14 J/cm² se observaron las muestras en el microscopio electrónico que mostró poros sellados pero con una superficie irregular y rugosa.

A 10 J/cm² se obserbaron las muestras en el microscopio electrónico que mostró una baja cantidad y tamaño de poros y la superficie más lisa y homogénea.

A 9 J/cm² se obserbaron las muestras en el microscopio electrónico que mostró baja cantidad de poros en la zona central donde se aplicó la radiación láser, pero en la periferia se localizaron una cantidad de poros igual al del grupo control.

PORCENTAJE DE DUREZA

DUREZA FINAL
40%



DUREZA INICIAL
60%

Las valoraciones de la temperatura por las densidades de energía aplicadas fueron del 58% en 14 J/cm², 25% en 10 J/cm² y de 17% en 9 J/cm².

De todas las muestras estudiadas las que presentaron mayor número de poros e irregularidades en la superficie del esmalte, fueron las del grupo control, mientras que las muestras del grupo de estudio en especial las que se sometieron a una intensidad de 10 J/cm² brindaron mejores resultados comparativos.

Los niveles de fosfato y calcio del esmalte dental sufrieron cambios, siendo que fueron más elevadas las concentraciones en las muestras de estudio en un 65% de calcio y 64% en fosforo, que en las muestras de control de un 35% en calcio y un 36% en fosforo.

También se pudo determinar la cantidad de temperatura con la intensidad de la energía LASER.

Ahora es posible determinar que tanto la solubilidad y permeabilidad del esmalte se reducen con la radiación LASER al bajar el número de poros y la presencia de caries en la superficie del esmalte también es baja por tener una superficie lisa y no irregular.

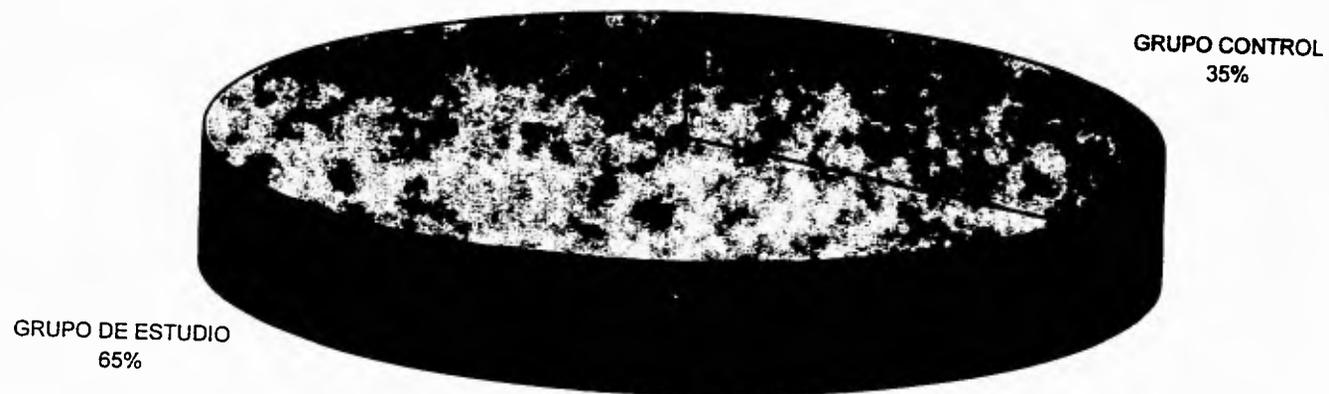
4.2 ESTRUCTURAS DE LA DENTINA DENTAL

La dentina está compuesta por material inorgánico (hidroxapatita) en un 70 %, de material orgánico (colágeno tipo I) en un 20% y de agua en un 10%.

Posee un color amarillento, elasticidad que otorga flexibilidad para evitar la fragilidad del esmalte y esta propiedad es diferente en la unión del cemento con la dentina.

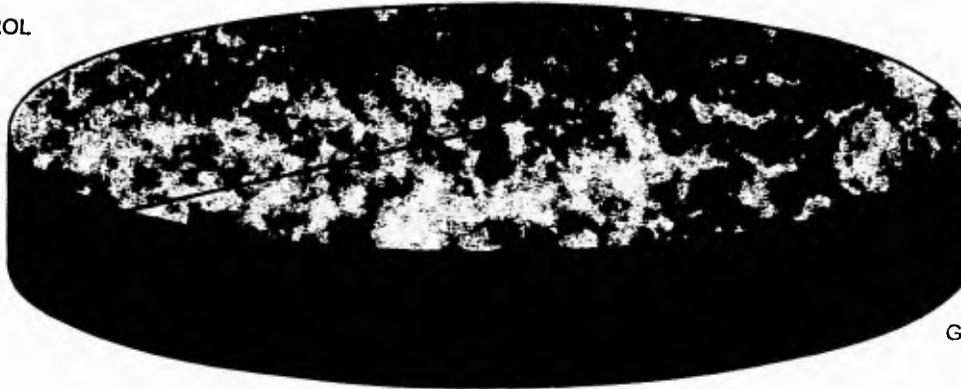
Los tipos de dentina son:

PORCENTAJE EN CONCENTRACIONES DE CALCIO



PORCENTAJE EN CONCENTRACIONES DE FOSFORO

GRUPO CONTROL
36%



GRUPO DE ESTUDIO
64%

Dentina primaria. Es considerada la primera capa de dentina formada por los odontoblastos, compuesta por una matriz orgánica con sustancia fundamental y fibrillas de colágenas laxamente empaquetadas.

Dentina secundaria. Representa la aposición continúa más lenta de la dentina por los odontoblastos después de la formación de la raíz. Tiene menos túbulos dentinarios que la dentina primaria y reduce gradualmente el tamaño de la cámara pulpar dando forma al piso y cuernos pulpares.

Dentina de reparación

Se forma por la reacción de estímulos hacia el odontoblasto. En el caso de estimulación por caries dental la dentina de restauración deposita 3.5 mm diariamente formando un patrón tubular irregular y células incluidas llamadas **osteodentinias**. En cambio, si el estímulo no es nocivo la dentina de reparación realiza un patrón tubular más regular con menos número de células incluidas.

Predentina

Es la dentina que bordea la porción más interna de la dentina (pulpa) y no está mineralizada como las otras. Sin su presencia se presentaría la reabsorción de los tipos de dentina por los odontoclastos.

Las estructuras de la dentina son las siguientes:

Túbulos dentinarios.

Son espacios tubulares pequeños localizados dentro de la dentina, llenos de fluido tisular y son ocupados en toda su longitud por prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos.

Se extienden desde la pulpa hasta la unión amelodentinaria, teniendo una trayectoria en forma de S; pero va disminuyendo en la dentina radicular y cervical de la raíz.

Los túbulos dentinarios permiten la permeabilidad de la dentina, por lo cuál los cambios de presión en los fluidos tisulares (hidropresión) en dentina expuesta por acción química, mecánica o parasitaria dan como resultado una estimulación en el odontoblasto representado como dolor.

Dentina peritubular.

Es la dentina que se encuentra inmediatamente alrededor del túbulo dentinario, posee una matriz orgánica con pocas fibras colágenas.

Dentina intertubular.

Se localiza entre la dentina peritubular y se considerará el mayor componente de la dentina del órgano dentario; contiene fibras colágenas alineadas en angulos rectos a los túbulos dentinarios.

Dentina interglobular.

Son las zonas de dentina no mineralizada (hipomineralizadas) en dentina madura, zonas globulares de mineralización que no se han unido para formar una dentina homogénea.

Capa granular de Tomes.

Se localiza por de bajo de la superficie dentinaria de la raíz que está cubierta por cemento y tiene un aspecto granular.

Unión amelodentinaria.

Presenta extensiones de los túbulos dentinarios formando husos adamantinos, así como una serie de listones que probablemente aumenta la adherencia entre la dentina y el esmalte.

4.2.1 EFECTOS DEL LASER EN LA DENTINA DENTARIA

La radiación LASER en las superficies de la dentina presentan algunas propiedades del LASER en tejidos, como es el sellado de los túbulos dentinarios, cambios en la solubilidad y permeabilidad de la dentina.

Permitiendo estos cambios el control de la presión de los fluidos tisulares dentro de los túbulos dentinarios.

4.2.2 METODOLOGÍA DEL PROCESO DE INVESTIGACIÓN

Los materiales utilizados en la investigación son los siguientes: Órganos dentarios recién extraídos libres de caries, LASER CO₂ (a intensidades de energía de 11.3 J/cm², 113.2 J/cm² y 565.9 J/cm²), LASER ArF-193 nm (a intensidades de energía de 0.2 J/cm², 0.5 J/cm², 1.0 J/cm², 5.0 J/cm² y 15.0 J/cm²), LASER XeCl-308 nm (a intensidades de energía de 0.5 J/cm², 0.7 J/cm², 1.0 J/cm², 4.0 J/cm² y 7.0 J/cm²), Micrótopo, Microscopio electrónico, Sistema hidráulico, Sensor hidráulico, Anillos de goma y oro.

El método realizado en la investigación se describe en forma global por que las experimentaciones de los diferentes autores siguen un mismo patrón.

Se utilizaron órganos dentarios recién extraídos libres de caries. Cada uno se seccionó en cuatro partes iguales en proporción liberándolos del esmalte y dejando al descubierto la dentina y se lavaron durante 30 segundos.

Posteriormente se colocaron las muestras en un disco de goma y en un disco de oro para sellar los bordes de las muestras después se seleccionaron las muestras del grupo de estudio y muestras del grupo control.

El LASER fué utilizado sobre las muestras del grupo de estudio mientras que las muestras del grupo control no se sometieron a ninguna radiación.

La radiación se realizó en menos de 10 segundos sobre las muestras de estudio.

Se colocaron después en un sensor hidráulico para poder determinar los datos comparativos de las muestras del grupo control con el grupo de estudio.

La presión de los fluidos sobre la superficie formado por el sistema hidráulico es detectada por el sensor hidráulico, de esta manera es posible obtener resultados de la experimentación en la dentina.

Otro estudio fué realizado bajo el microscopio electrónico a objetivos de X100, X2000 y X5000 para observar las microestructuras de la dentina en los dos grupos de la experimentación.

4.2.3 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

El analisis de las muestras de la dentina bajo el microscopio electrónico y con el sensor hidráulico en la experimentación se obtuvieron los siguientes resultados:

De acuerdo a las intensidades de energía y a las observaciones se obtuvo lo siguiente:

De 0.2 a 5.0 J/cm² no se observó ningún cambio en los túbulos dentinarios y las muestras del grupo control presentaron similares resultados.

7.0 J/cm². Se presentó el cierre de los túbulos dentinarios por la recristalización de la dentina, bajando la solubilidad y permeabilidad de fluidos.

11.3 J/cm². Se formaron múltiples lesiones en la dentina, como la amplitud de los túbulos dentinarios en la periferia de la radiación y una zona central recristalizada, de tal modo que la

solubilidad y permeabilidad bajaron ante el grupo control pero no a la similitud de los resultados de la intensidad de energía de 7.0 J/cm^2 .

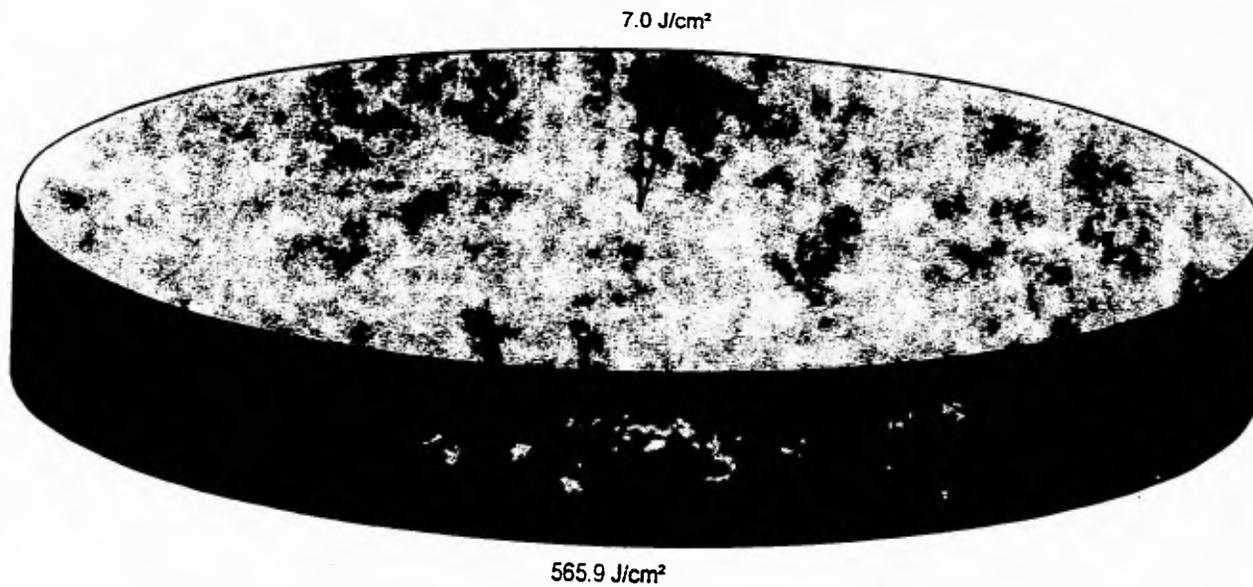
15.0 J/cm^2 . Las lesiones que se presentaron determinaron mayor amplitud de los túbulos dentinarios alrededor de la zona central con poca superficie recristalizada y con la aparición de poros en la zona periférica permitiendo un incremento en la solubilidad y permeabilidad.

113.2 J/cm^2 . La formación de lesiones aumentaron de la periferia hacia el centro de la zona radiada con la presencia de poros en los túbulos dentinarios, así la solubilidad y la permeabilidad aumentaron en comparación a la intensidad de energía de 11.3 J/cm^2 .

565.9 J/cm^2 . Las lesiones ahora son exageradas presentando pérdida de dentina peritubular formando una amplitud de 5 a 8 mm en los túbulos dentinarios y subiendo la solubilidad y permeabilidad de la dentina, pero esto demostró que la dentina puede ser removida.

De todos los resultados, el más efectivo sin lesiones en la dentina y manteniendo baja la solubilidad y permeabilidad ante fluidos es el de la intensidad de energía de 7.0 J/cm^2 .

COMPARACIÓN DEL NIVEL DE ENERGÍA MÁS ADECUADO CON EL MÁS ALTO



CAPÍTULO 5 EFECTOS DEL LASER EN CARIES DENTAL

Los efectos del LASER en caries dental se resumen en una sola reacción física de los tejidos por acción del rayo LASER que es la vaporización (fototermia).

Como los LASER tienen la capacidad de vaporizar la materia orgánica, es posible que el proceso carioso sea removido.

5.1 GENERALIDADES DEL PROCESO CARIOSO

La caries dental se desarrolla en la desmineralización ácida de los cristales del esmalte causada por microorganismos (latín: caries = podredumbre).

La interacción de la caries dental se forma por tres factores principales: un **huesped** que sea susceptible, una **flora** oral cariogénica y un **sustracto** que deberá estar presente en un periodo de tiempo para desarrollarse el proceso.

Los microorganismos que comunmente se encuentran en la caries dental son: Streptococcus Mutans, Streptococcus Sanguis, Lactobacillus sp, Actinomyces Naeslundii y Actinomyces Viscosus.

Su evolución en el órgano dentario se forma de cono invertido hasta llegar a la pulpa dental.

La caries dental en el esmalte evoluciona en cuatro zonas: zona translúcida, zona oscura, cuerpo de la lesión y capa de la superficie:

En la dentina, la caries dental se desarrolla en cinco zonas: zona de dentina descompuesta, zona de invasión bacteriana, zona de desmineralización y zona de esclerosis dentinaria.

5.2 EFECTOS DEL LASER EN CARIES DENTAL

La vaporización es el resultado de la acción del rayo LASER en la remoción del proceso carioso localizado en fosetas y fisuras y en la dentina primaria.

5.2.1 METODOLOGÍA DEL PROCESO DE INVESTIGACIÓN

Los materiales utilizados en la investigación son:

Órganos dentarios con caries dental en baja proporción, Explorador, LASER Nd:YAG (a intensidades de energía de 0.01 J/cm^2 , 0.05 J/cm^2 , 0.065 J/cm^2 y 0.08 J/cm^2), LASER Nd:YAG Q-Switched (a intensidades de energía de 1.71 J/cm^2 y 2.85 J/cm^2), Hidroetil-celulosa, Aparato de rayos X para imprimir microradiografías.

El grupo control se definió como muestras de dentina libres de caries dental y de la radiación LASER. Los órganos dentarios con caries en baja proporción se sometieron a la radiación LASER. La duración de la radiación fué en menos de 10 segundos, giando el rayo en todas las áreas con caries. Las muestras se prepararon para ser seccionadas en cortes finos con el micrótopo y ser observadas en el microscopio electrónico e imprimir microradiografías.

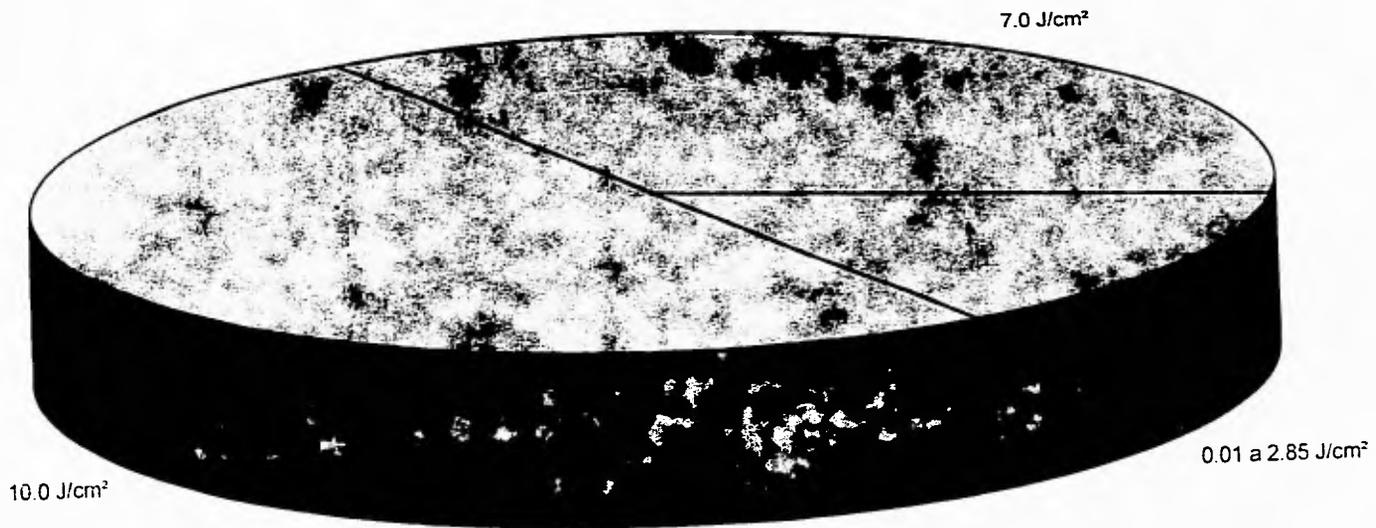
Otra forma de análisis fué por medio de la observación clínica y el uso de un explorador para determinar la continuidad de la dentina y detectar la posibilidad de localizar caries dental.

5.2.2 RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

Las intensidades de energía utilizados en la experimentación demostraron en el análisis comparativo con el grupo control, tener la propiedad de vaporizar el proceso carioso sin afectar la dentina; dichas densidades son las siguientes : 0.01 J/cm^2 , 0.05 J/cm^2 , 0.065 J/cm^2 , 0.08 J/cm^2 , 1.71 J/cm^2 y 2.85 J/cm^2 . Los efectos de la remoción de caries se reducen a un vapor de

aroma desagradable por la propiedad de fototermia, manteniendo la dentina sin cambio alguno por las bajas intensidades de energía formadas por el LASER. Las microradiografías mostraron superficies sin proceso carioso y sin cambios en esmalte y dentina. En la observación no se localizó caries y con el explorador no se detectaron puntos en la superficie de la dentina y esmalte que señalarán la presencia del proceso carioso.

INTENSIDADES DE ENERGÍA LASER POSITIVAS EN LOS EFECTOS DEL ESMALTE, DENTINA Y CARIES



CONCLUSIONES

Los efectos del LASER en las estructuras del órgano dentario son en gran parte la vaporización y ablación de sus componentes.

El esmalte dental presentó ablación en su superficie al bajar su permeabilidad y solubilidad así como aumentó su dureza.

La dentina dental presentó ablación al sellarse los túbulos dentinarios con la baja permeabilidad y solubilidad, y al removerse la dentina a intensidades de energía mayores a las que se utiliza en la ablación se formó la vaporización de la dentina.

En el proceso carioso se formó la vaporización reduciendo todos sus elementos en vapor.

Los efectos a determinadas densidades de energía permiten a las estructuras del órgano dentario, **modificar sus estructuras de manera moderada hasta severa.**

Es posible que estos efectos puedan ser aprovechados con el único fin de mantener en la mayor proporción la integridad de las estructuras del órgano dentario y la eliminación conservadora de la caries dental.

BIBLIOGRAFÍA

Aboites Vicente

**ENDURECIMIENTO DE TEJIDO DENTAL MEDIANTE
RADIACIÓN CON LÁSER DE CO₂**

Práctica Odontológica

Vol. 10 No. 3 PP 18-19 Marzo 1989

James Bahcall, Paul Howard, Leo Miserendino

**PRELIMINARY INVESTIGATION OF THE HISTOLOGICAL
EFFECTS OF LASER ENDODONTIC TREATMENT OF THE
PERIRADICULAR TISSUES IN DOG**

Journal of Endodontics

Vol. 18 No.2 PP 47-48 Febrero 1992

P. Ralph Crawford

LASER - THE NEW WAVE IN DENTISTRY

Journal

Vol. 58 No. 4 Abril 1992

Garrido Juan de Dios, Martínez Roberto S.

EFFECTOS DE LA RADIACIÓN LÁSER CO₂ SOBRE ESMALTE DENTAL

Práctica Odontológica

Vol. 15 No. 3 PP 19-22 1994

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

S.C.Gelskey, J.M. White, V.K. Prithi

**THE EFFECTIVENESS OF THE ND:YAG LASER IN THE TREATMENT
OF DENTAL HIPERSENSITIVITY**

Journal

Vol. 59 No. 4 PP 377-386 Abril 1993

Mier y Terán, Mauricio

LASERTERAPIA Y SUS APLICACIONES EN ODONTOLOGÍA

Práctica Odontológica

Vol. 10 No. 3 Marzo 1989

E.L. Pashley, J.A.Homer

EFFECTS OF CO₂ LASER ENERGY ON DENTIN PERMEABILITY

Journal

Vol. 18 No.6 PP 257 Junio 1992

Ramírez Martínez Carolina, Uribe Romero Armida

GENERALIDADES DEL LÁSER TERAPÉUTICO Y

SUS APLICACIONES EN ODONTOLOGÍA

Práctica Odontológica

Vol. 15 No. 2 PP 44-48 1994

Adam Stabhoiz, Joseph Neev, Lih Huei L.

ORAL SURG. ORAL

EFFECT OF ARF-193 NM EXCIMER LASER ON

HUMAN DENTINAL TUBULES

Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol

Vol. 75 No. 1 PP 90-94 Enero 1993

Adam Stabholz, Joseph Nøev, Ayala Stabholz

SEALING OF HUMAN DENTINAL TUBULES BY

XECL-308 NM EXCIMER LASER

Journal of Endodontics

Vol. 19 No. 6 PP 267-271 Junio 1993

Ralph H. Stern, Reidar F. Sognnaes, Fredric Goodman

LASER EFFECT ON IN VITRO ENAMEL PERMEABILITY AND SOLUBILITY

Journal Association Dental American

Vol. 73 PP 838-843 Octubre 1966

Ralph H. Stern, Johanna Vahl, Reidar F. Sognnaes

LASED ENAMEL: ULTRASTRUCTURAL OBSERVATION

OF PULSED CARBON LASER EFFECTS

Journal Dentistry Research

Vol. 51 No.2 PP 455-460 Marzo-Abril 1972

Thanh Do Nguyen, Jean- Yves Turcotte

LE LASER EN MÉDECINE DENTAIRE ET EN CHIRURGIE

BUCCALE ET MAXILO-FACIALE

Journal

Vol. 60 No. 2 PP 227-237 Marzo 1994

Terry D. Myers
IN VITRO CARIES REMOVE
CDA Journal
PP 9-11 Mayo 1988

Joel M. White, Harold E. Goodis, James C. Setcos
**EFFECTS OF PULSED ND:YAG LASER ENERGY ON HUMAN TEETH:
A THREE-YEAR FOLLOW-UP STUDY**
Journal Association Dental American
Vol. 124 PP 45-51 Julio 1993

H. Yamamoto, K. Sato
**PREVENTION OF DENTAL CARIES BY
ACOUST-OPTICALLY Q-SWITCHED ND:YAG LASER IRRADIATION**
Vol. 59 No. 2 PP 137 Febrero 1980

Kenneth Zakariasen, Robert Macdonald, Thomas Boran
SPOTLIGHT ON LASERS A LOOK AT POTENTIAL BENEFITS
Journal Association Dental American
Vol. 122 PP58-62 Julio 1991

Libros

Vicente Aboites
EL LÁSER
Capítulo I-III PP 11-89
CONACYT y Fondo de Cultura Económica 1991

Letty Moss-Salentijn, Marlene Hendricks Klyvert

DENTAL AND ORAL TISSUES

Capítulo X-XI PP 204-257

Lea and Febiger 1990

Ernest Newbrun

CARIOLOGÍA

Capítulo II, III, VII PP 40-43, 80, 272-289

Limusa 1984

A.r. Ten Cate

HISTOLOGÍA ORAL DESARROLLO, ESTRUCTURAS Y FUNCIÓN

Capítulo X-XII PP 191-235, 252-273

Panamericana 1986