

263  
2ej



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**VALORACION COMPARATIVA DE FUERZA DE  
RETENCION DE RESINA A ESMALTE GRABADO  
CON ACIDO Y CON LUZ LASER**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
**CIRUJANO DENTISTA**  
P R E S E N T A N :

**MIYAKI ISHIHARA, PATRICIA FUMIKO  
MARTINEZ HERNANDEZ LUIS ALBERTO**

DIRECTOR DE TESIS:

C.D.M.O. JORGE MARIO PALMA CALERO

ASESOR DE TESIS:

DR. FEDERICO BARCELO SANTANA

CIUDAD UNIVERSITARIA, MEXICO, D.F.,

1996

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**



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.

## AGRADECIMIENTOS

### A Didatec del Grupo Satdec Pierre Rolland:

Por su gran colaboración para realizar este trabajo al facilitarnos el uso del emisor láser e información al respecto, así como apoyar este tipo de investigaciones en forma conjunta con instituciones de educación como la UAM; y de manera especial al Lic Fernando Ogarrío, Gerente de Ventas, por su tiempo y finas atenciones.

*Muchas Gracias*

### Al Dr. Federico Barceló Santana

Por su asesoría y apoyo, y la transmisión de sus conocimientos que fueron indispensables para la elaboración de esta tesis.

*Muchas Gracias*

### Al Dr. Jorge Mario Palma Calero:

Quien es un ejemplo a seguir no sólo como maestro, sino como persona, por el invaluable conocimiento que nos proporcionó durante la carrera y creyó en nosotros para elaborar este trabajo.

*Muchas Gracias*

## DEDICATORIA

*A mi mamá*

*Por darme la vida y en todo momento estar conmigo apoyándome y alentándome a continuar por el camino correcto para tratar hacer de mí una persona de bien. El haber llegado a esta meta es un triunfo tuyo también.*

*Gracias. Te quiero.*

*A la memoria de mi papá*

*Quién fue un ejemplo de tenacidad y hasta el último momento se preocupó por darme todas las herramientas necesarias para salir adelante en la vida. a él muchas gracias porque me dio la vida y la oportunidad de tener una educación y una profesión.*

*A mis tíos y primos*

*Gracias tanto para aquellos que viven cerca de mí como para los que están lejos en cuanto a distancia pero no en cuanto a sentimientos. por estar siempre pendientes de mí y ayudarme a terminar esta ciclo.*

*Una dedicatoria especial para mis tíos: Fukiko y Yoshinori. quienes han sabido ser unos guías maravillosos y casi unos segundos padres.*

*Fumiko*

*A todos mis amigos del Liceo Mexicano Japonés y de manera especial a Hiza y Abemi*

*Con quienes compartí momentos inolvidables desde la infancia hasta ahora. Gracias por su apoyo y amistad que sé será de por vida.*

*A mis compañeros y amigos de la Facultad: Gaby, Brenda, Armando, Carmen y Ernesto*

*Por compartir momentos y experiencias a lo largo de nuestra formación profesional, así como el inicio de una noble profesión como lo es la odontología.*

*A la familia Martínez Hernández*

*Por brindarme siempre su apoyo, comprensión y amistad.*

*Muchas gracias.*

*De manera muy especial a Luis*

*Quien ha sido mi gran apoyo y que si el este trabajo no hubiera podido haberse realizado.*

*Gracias porque con paciencia has sabido comprenderme y ayudarme, por dejarme aprender de ti y contigo un enfoque distinto de la vida; porque a lo largo de este tiempo en el que hemos vivido experiencias buenas y malas he encontrado a alguien invaluable.*

*Muchas gracias. Te quiero.*

*A todos los maestros que desde el inicio de mi vida escolar hasta ahora han sembrado en mí la inquietud de conocer más y aprender más, transmitiéndome sus conocimientos de manera admirable.*

*Muchas gracias*

*Fumiko*

## DEDICATORIAS

*A mis Padres, Pepe y Gloria:*

*Por haberme dado la vida, el amor, el apoyo y el inigualable ejemplo para ser un profesionalista. Por su esfuerzo, espero darles siempre satisfacciones. Los quiero mucho.*

*A mis hermanos, Zaga y Baro:*

*Por ser mis amigos y en ocasiones mis maestros. Los admiro y respeto de verdad porque me han enseñado como ser un gran hijo.*

*A mis abuelitas, Crupi y Carlota:*

*Porque con su sabiduría he aprendido que la paciencia y el respeto son virtudes tan importantes como el conocimiento. Por su cariño y sus atenciones.*

*A Dios:*

*Por iluminar mi vida y mi espíritu. Gracias.*

*A todos mis tíos y primos:*

*Con los que he compartido momentos felices de mi vida.*

*Muy especial agradecimiento a Jami:*

*Que ha sido una gran compañera y amiga, por ser un verdadero ejemplo de fortaleza y coraje, dejándome una gran lección como recuerdo. Un millón de gracias.*

*A las familias Castillo López, Miyabi Ishihara, Miyagui Ishihara e Ishijara Miyabi:*

*Por su apoyo y su amistad, gracias por aceptarme y ayudarme cuando fue necesario.*

*A mi gran amigo Marco:*

*Con su amistad espero pensara por siempre.*

*A mis amigos de la carrera Gaby, Erasmo, Carmen, Brenda y Armando:*

*Quiénes me acompañaron y aconsejaron, con los que compartí mi vida universitaria, me dejan un muy feliz recuerdo.*

*A todas las personas sin las cuales sería posible este trabajo ya que sin su ayuda no estaría hoy aquí.*

*LMS*

## ÍNDICE

	<i>Página</i>
<i>Resumen</i>	6
<i>Introducción</i>	7
<i>Conceptos básicos de adhesión</i>	
*Adhesión	9
*Adhesivo	9
*Energía superficial	10
*Mojeamiento	10
*Angulo de contacto	11
*Adhesión química	12
*Retención mecánica	12
<i>Esmalte</i>	
*Matriz orgánica	17
*Matriz inorgánica	18
*Grosor	19
*Componentes estructurales	19
-Prismas	19
-Vaina de los prismas	21
-Sustancia interprismática	21
*Lineas de incremento	22



***Página***

-Estrías de Retzius	22
-Estrías transversales	23
* <i>Penachos</i>	24
* <i>Laminillas</i>	24
* <i>Husos</i>	25
* <i>Cutícula</i>	25
* <i>Esmalte cervical</i>	27
* <i>Esmalte de la base</i>	27

***Grabado del esmalte***

* <i>Historia del grabado ácido</i>	29
* <i>Efecto del grabado ácido sobre el esmalte</i>	32
* <i>Aplicaciones de la técnica de grabado ácido</i>	34
* <i>Técnica de grabado ácido</i>	35
-Preparación del esmalte	35
-Limpieza	35
-Grabado	37
-Colocación de la resina	39
* <i>Efectos de la modificación del tiempo de grabado</i>	40
* <i>Influencia de las condiciones del esmalte en el grabado</i>	42
-Esmalte aprismático	42

**Página**

-Esmalte fluorado 43

\*Efecto del tiempo de lavado 44

\*Tiempo de secado 45

\*"Remineralización" 46

**Láser**

\*Energía electromagnética 48

\*Principios de funcionamiento del láser 51

\*Fuentes convencionales de luz 54

\*Aplicación a la tecnología láser 55

\*Propiedades del láser 58

\*Historia del láser 59

\*Tipos de láser 61

\*Láser de Argón 63

\*Láser de Nd:YAG 64

\*Láser de He-Ne 66

\*Láseres excimeros 67

\*Láser de Erbio:YAG 68

\*Láser de CO<sub>2</sub> 69

\*El láser de CO<sub>2</sub> en la práctica dental 71

***Página***

-Esmalte	72
*Perspectivas futuras	73
-Prevención	73
-Retención de materiales al esmalte	73
*Detección de caries en el esmalte	75
*Esterilización de fosetas y fisuras	76
*Remoción de brackets	77
-Dentina	78
*Tratamiento de caries en la dentina	78
*Protocolo de operación del láser	79
*Modificaciones químicas y estructurales de la apatita bajo el efecto de altas temperaturas	82
*Esterilización de la dentina	84
*Aceleración de la dentinogénesis	84
*Hiperestesia dentinaria	86
*Retención de materiales a la dentina	86
-Pulpa	88
*Recubrimiento pulpar directo.	88

***Desarrollo experimental***

*Planteamiento del problema	90
-----------------------------	----

	<i>Página</i>
<i>*Justificación</i>	91
<i>*Objetivos</i>	92
<i>*Hipótesis</i>	93
<i>*Variables</i>	94
<i>*Materiales</i>	95
<i>*Metodología</i>	97
<i>*Método estadístico</i>	100
<i>*Criterios de inclusión y exclusión</i>	101
<i>*Resultados</i>	102
<i>*Discusión</i>	105
<i>*Conclusión</i>	107
 <i>Bibliografía</i>	 108
 <i>Anexo</i>	 
<i>Tabla 1</i>	118
<i>Gráfica 1</i>	119
<i>Gráfica 2</i>	120
<i>Gráfica 3</i>	121
<i>Gráfica 4</i>	122
<i>Fotografías</i>	123

## RESUMEN

La técnica convencional de grabado utilizada para la retención de materiales de restauración, como las resinas, está basada en el tratamiento de la superficie dental con ácidos. Actualmente se presenta otra alternativa que es el uso del láser para el grabado del esmalte. El objetivo de este estudio fue evaluar la fuerza de retención obtenida al grabar el esmalte con un emisor láser de CO<sub>2</sub>, comparandola con la fuerza de retención a esmalte grabado con ácido fosfórico al 37 % y con ácido maléico al 10 %. Se utilizaron 80 molares sin caries y sin restauraciones que se dividieron en 4 grupos iguales. El primer grupo fue grabado con láser, el segundo con ácido fosfórico, el tercero con ácido maléico y el cuarto se utilizó como grupo control; posterior al tratamiento de la superficie se colocó resina compuesta. Todo el procedimiento fue realizado de acuerdo a las especificaciones de los fabricantes. Las muestras fueron almacenadas 96 horas a 37 °C en 100 % de humedad relativa y posteriormente fueron termocicladas durante 500 ciclos, y regresandolas nuevamente al ambientador durante 24 horas. Finalmente se les aplicó carga traccional en la máquina universal de pruebas INSTRON. Los resultados obtenidos indican que hay una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo grabado con láser y los grupos grabados con ácidos, ya que la fuerza obtenida para el grupo grabado con láser, con respecto a los grupos grabados con ácidos, fue mucho menor. La aplicación en odontología de la tecnología láser, se puede decir que aún está en su fase experimental y requiere afinar muchos detalles para su aplicación clínica.

## INTRODUCCIÓN

La tecnología del láser es un campo relativamente nuevo dentro de la investigación, pero se le han dado infinidad de aplicaciones y la odontología no es la excepción ya que también ha recibido un gran número de aplicaciones que van desde efectos analgésicos hasta aplicaciones de tipo quirúrgico. Existen aproximadamente 8 láseres para su aplicación en la odontología y de estos solo 3 están aprobados para ser usados en la práctica privada. Esto da pie a pensar que aún existen muchas lagunas en lo que se refiere a efectividad del láser. Una de las múltiples aplicaciones del láser dentro de la odontología es el grabado del esmalte para la colocación de restauraciones que así lo requieren, sin embargo, los reportes de la literatura no confirman la efectividad real de este método de grabado recordando que los materiales que actualmente se usan para grabar el esmalte son principalmente ácido fosfórico y ácido maléico, y que el objetivo de dicho grabado es dar una superficie rugosa para permitir la retención mecánica de ciertos materiales como las resinas compuestas.

***CONCEPTOS  
BÁSICOS DE  
ADHESIÓN***

## CONCEPTOS BÁSICOS DE ADHESIÓN

El fenómeno conocido como adhesión es usado constantemente en la clínica y laboratorio odontológicos, por ejemplo la colocación de un material restaurador en un diente , la retención de prótesis totales y la unión de la placa dentobacteriana y sarro a la estructura dentaria. Inclusive podemos decir que uno de los requisitos "ideales" que debe poseer un material restaurador es el de tener características adhesivas.

### Adhesión.

Es el fenómeno por el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfásicas, estas fuerzas pueden ser de origen químico (adhesión específica) o físico-mecánica (retención o traba mecánica) o por ambas. (Uribe, 1990)

### Adhesivo

Un material con capacidad para fluir, y que, colocado entre dos superficies favorece la adhesión entre ellos, se llama adhesivo.

### Adherente.

La superficie a la que se le aplica el adhesivo se denomina adherente. (Phillips, 1976).



### Energía superficial.

Los sólidos y los líquidos existen gracias a las fuerzas intermoleculares, que impiden que las moléculas se separen como sucede con los gases. Dichas fuerzas intermoleculares son también la causa de la denominada energía superficial (en el caso de los sólidos) y tensión superficial (en el caso de los líquidos).

Una molécula en el interior de un cuerpo, ya sea sólido o líquido es atraída por moléculas vecinas que están a su alrededor, sin embargo, la resultante de todas estas fuerzas en el interior del cuerpo es nula debido a que se contrarresta con otra igual de otra molécula. Pero si la molécula está en la superficie del cuerpo, existirá una zona donde no haya moléculas vecinas y entonces la fuerza resultante será perpendicular a la superficie del cuerpo. A esta fuerza resultante se le denomina energía superficial (Beltrán, 1984)

La energía superficial y, por lo tanto, las cualidades adhesivas, disminuyen por acción de cualquier impureza de la superficie del adherente (Phillips, 1976).

### Mojamiento o Humectancia.

Es la capacidad que tiene un líquido de mojar a un sólido, o la "oportunidad" que presenta un adhesivo de cubrir un sustrato con la finalidad de obtener el máximo beneficio de las fuerzas de adhesión (Uribe, 1990).

### Ángulo de contacto.

La capacidad de un adhesivo para humectar al adherente se evalúa midiendo al ángulo de contacto. El ángulo de contacto es el formado por el adhesivo con el adherente en su interfase (Phillips, 1976 y Anderson, 1988).

Si el adhesivo tiene una alta tensión superficial, se formará un ángulo de contacto igual o mayor a  $90^\circ$ , siendo improbable que un material con estas características tenga la suficiente capacidad de humectancia para beneficiar la adhesión. A medida que el ángulo se hace más agudo aumenta la fluidez y el grado de humectación y también el adhesivo llenará mejor las irregularidades de la superficie del adherente. También la viscosidad influye sobre la medida en que estas irregularidades son llenadas.

Las superficies planas sólidas no son realmente planas. De forma invariable contienen salientes, hendiduras y surcos, estas "imperfecciones" pueden ser un obstáculo o bien en el caso contrario una ayuda para obtener la adhesión.

Pueden ser un obstáculo debido a que durante la dispersión del adhesivo pueden quedar burbujas de aire que impedirán que la superficie se humecte totalmente, estas zonas de discontinuidad entre el adhesivo y el adherente favorecen la rotura de la unión formada (Phillips, 1976). Sin embargo, estas irregularidades, si son humectadas completamente, nos pueden favorecer incrementando la adhesión mediante retención mecánica como se mencionará más adelante.

### Adhesión química.

Este tipo de adhesión se logra al generarse fuerzas que impiden la separación de las superficies implicadas debido a la interacción de los componentes íntimos de sus estructuras. Estos componentes íntimos son los átomos y moléculas (Barrancos,1991). Por lo que la unión lograda es debida a fuerzas interatómicas o intermoleculares, determinando lo que se conoce como uniones químicas primarias (iónicas y covalentes) o secundarias (puentes de hidrógeno, fuerzas de Van der Waals, fenómenos de inducción de Debye y de dispersión de London) (Uribe, 1990).

### Retención mecánica. (Adhesión mecánica)

El término adhesión mecánica, no del todo correcto, debido a que el concepto de "verdadera" adhesión implica una unión donde hay interacción molecular y/o atómica, debería ser el de traba mecánica o retención mecánica, que explica los fenómenos de dificultad de desplazamiento o retención entre dos componentes.

La unión mecánica se logra de dos formas:

- 1.- Efectos geométricos.
- 2.- Efectos reológicos, cuando una sustancia de consistencia plástica o fluida endurece alrededor de una proyección y al solidificar sufre una contracción, produce un agarre de tipo mecánico en compresión (Guzmán, 1990)

La traba mecánica puede lograrse a nivel macroscópico y microscópico, y la diferencia entre ellas es sólo una cuestión de orden de magnitud. Así, para lograr una retención mecánica macroscópica basta crear retenciones de décimas de milímetros y la interfase puede estar en este orden de magnitud, en tanto que para lograr retención mecánica microscópica la interfase no deberá superar las milésimas de milímetro (micrómetro) (Barrancos, 1991).

Salvo contadas excepciones es casi imposible lograr contacto entre partes sólidas a un nivel más allá del que permite lograr retención mecánica macroscópica, sólo con una sustancia fluida puede esperarse lograr retención mecánica microscópica (Barrancos, 1991).

Durante mucho tiempo se ha buscado la mejor forma de retener un material en la estructura dental, tratando de conseguir una interfase lo más pequeña posible, sin embargo, existen algunas dificultades para lograrlo de manera satisfactoria, algunos de los problemas con los que nos encontramos son los siguientes:

- El fácil desalojo del material restaurador de la superficie dental debido a que no se consigue una interfase lo suficientemente pequeña para lograr uniones de tipo químico.
- La tendencia a la acumulación de residuos en las superficies y márgenes debido a que la energía superficial de muchos de los materiales de restauración es mayor que la de la superficie del diente, que conlleva a la filtración, reincidencia de caries y desalojo de la restauración.

- La composición del diente no es homogénea. La dentina, el esmalte y el cemento tienen proporciones diferentes de componentes orgánicos e inorgánicos. Así una restauración que se adhiera a la parte orgánica no se comportaría de igual manera con la parte inorgánica.
- Al crear retenciones con instrumentos sobre la superficie dental quedan residuos microscópicos, además de que se obtiene una superficie rugosa debido a irregularidades en dicha superficie, que actuarán como concentradores de tensión cuando se someta la restauración a la masticación y cambios de temperatura.
- Presencia de líquidos en la superficie dental, hecho que reducirá la energía superficial.
- La adhesión debe lograrse en un medio permanentemente acuoso.

Para resolver los problemas de retención de materiales en la estructura dental se ha recurrido a diversas técnicas tales como:

- Realización de socavados (cavidades) en la estructura dental.
- Modificación geométrica de las cavidades que impidan o limiten el desplazamiento de la restauración (por ejemplo, cavidad tipo Brunner).
- Colocación de elementos en la estructura dental que incrementan la retención por traba mecánica como: Pines intradentarios, tornillos intrarradiculares, endopostes vaciados o roscados, etc.
- Incremento de la retención de cavidades al añadir dentro de estas otros socavados como surcos.

- Creación de microporosidades en el esmalte donde pueda fluir un adhesivo de baja viscosidad e incrementar la retención mecánica (grabado ácido).
- Investigación y creación de "nuevos" materiales que presenten el fenómeno de adhesión específica al diente. Por ejemplo, cementos de policarboxilato de zinc e ionómeros de vidrio.
- Utilización de características físicas de los materiales de obturación para incrementar la retención. Por ejemplo, cierta expansión que sufre la fase gamma de la amalgama que favorece el sellado.

# ***ESMALTE***

## ESMALTE

El esmalte es el tejido más duro del cuerpo, su dureza se debe principalmente a que está formado por 96 a 99 % de matriz inorgánica, y sólo de 1 a 4 % de matriz orgánica. La matriz inorgánica es de fosfato de calcio en forma de cristales de hidroxiapatita, semejante a otros tejidos calcificados, no obstante, este factor es la única semejanza que existe entre el esmalte y los otros tejidos calcificados. El esmalte es único en los siguientes aspectos:

- Se deriva del ectodermo.
- Su matriz orgánica es de naturaleza no colágena.
- Sus cristales de hidroxiapatita son grandes en extremo, mucho más grandes que los de otros tejidos calcificados.
- En el esmalte maduro no hay células ni prolongaciones celulares. Las células mueren y por ello no se puede elaborar nuevo esmalte por aposición después de la erupción, es decir, no hay crecimiento del esmalte maduro.

Físicamente, a causa de su alto contenido inorgánico, el esmalte es de gran dureza, que lo capacita para resistir las fuerzas de la masticación, entre otras. También tiene extrema fragilidad y si no fuese por la dentina subyacente, el esmalte se fracturaría con facilidad.

### Matriz orgánica

A diferencia de la matriz orgánica de otros tejidos calcificados, en que predomina la presencia de colágena, la matriz orgánica del esmalte está compuesta de proteínas no colágenas llamadas en conjunto proteínas del esmalte.



Avances recientes en los procedimientos de extracción bioquímica han identificado dos clases diferentes de proteínas en la matriz del esmalte, enamelinas y amelogeninas. Se ha encontrado que las enamelinas poseen gran afinidad por los cristales de hidroxiapatita de calcio.

En esta matriz también hay glucosaminoglucanos, proteoglicanos y diversas clases de lípidos que pueden desempeñar un papel importante en la calcificación.

#### Matriz inorgánica

El principal material del esmalte es el fosfato de calcio en forma de hidroxiapatita cristalina, esto es,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Los cristales de hidroxiapatita en el esmalte son especialmente grandes y asemejan a placas en forma hexagonal. La longitud aproximada promedio de estos cristales es de 2000 Å, pero no son raras las longitudes entre 5000 y 6000 Å. Además de calcio, fosfato e hidroxilo hay otros elementos. El esmalte de la unión amelodentinaria contiene altas concentraciones de sodio, magnesio y carbonato, aunque la concentración de estos mismos materiales está muy reducida en la superficie del esmalte. Por otro lado, se han encontrado altas concentraciones de elementos como flúor, plomo y zinc en las capas superficiales, pero se reducen en las capas profundas. Es probable que estos gradientes iónicos tengan importancia funcional. Por ejemplo, cuando se incorporan flúor, plomo y zinc a la hidroxiapatita del esmalte, hacen que los cristales sean extremadamente duros y resistentes a la disolución por ácidos. Por ello, este esmalte es más resistente a la caries, ya que hay una notable disminución de la solubilidad del esmalte de la superficie. Los

iones relacionados con los cristales de hidroxiapatita del esmalte hacen que las estructuras más profundas sean más solubles en agua y ácidos.

Otros elementos de los cuales se encuentran huellas son: aluminio, bario, cobre, molibdeno, estroncio, azufre, estaño y titanio. (Davis, 1988).

### Grosor

El grosor del esmalte varía dependiendo de la forma del diente y su localización en la corona. El esmalte más grueso, por ejemplo, se encuentra en la cresta de las cúspides o en los bordes incisales (más de 2.5 mm), se adelgaza en las vertientes, llegando a un grosor mínimo (menos de 100µm) en el cuello o a lo largo de las fisuras y depresiones. El esmalte de las cúspides es más grueso que el de los bordes incisales, además de que el esmalte en las cúspides de los molares es más grueso que en los premolares (Provenza, 1981).

### Componentes estructurales

El esmalte consta de 2 componentes: prismas y sustancia interprismática.

*Prismas.* - Los prismas se originan en la unión del esmalte y la dentina y se extienden a través del esmalte hasta la superficie. Puede haber más de 8.5 millones de prismas en la corona de un incisivo y más de 12.25 millones en la corona de un molar. El prisma es más angosto en su punto de origen, incrementándose gradualmente el grosor a medida que se acerca a la superficie. En la superficie la anchura del prisma es aproximadamente el doble que en la unión amelodentinaria. El diámetro promedio de los prismas es de aproximadamente 4 µm. (Provenza, 1981)

Inicialmente se creyó que los prismas seguían un trayecto rectilíneo que se extendía de la unión amelodentinaria a la superficie del esmalte. Estudios recientes con microscopía electrónica revelan que los prismas siguen un trayecto ondulante, y que en ciertas zonas del tejido hay esmalte aprismático. Las zonas aprismáticas están relacionadas con la ausencia de prolongaciones de Tomes durante la amelogénesis. Las ondulaciones predominan de manera especial en las regiones donde hay cúspides y las más cercanas a la unión amelodentinaria, donde dan origen al esmalte nudoso.

En cortes transversales, al microscopio óptico, los prismas aparecen como cilindros o arcadas, algunos estudios los describen como estructuras de "ojo de cerradura", por estar formados por una cabeza y una cola. Sin embargo, la morfología de los prismas en corte transversal varía según el plano de corte y el grado de ondulación de los prismas (Davis, 1988).

Todo el esmalte, ya sea prismático, aprismático o interprismático, está formado por cristales de hidroxiapatita agrupados muy juntos (Davis, 1988).

Los cambios en la orientación de los cristales de hidroxiapatita son los que dan origen a los diversos tipos de esmalte: prismático, aprismático e interprismático. Por ejemplo, si observamos esmalte prismático y consideramos que los prismas son cilindros largos, encontraremos que los cristales de hidroxiapatita se orientan paralelamente al eje mayor del prisma. Afuera del prisma los cristales de hidroxiapatita se orientan más o menos perpendiculares al eje mayor del prisma, este es el esmalte interprismático que rodea a todos los prismas para formar una estructura continua (Davis, 1988).

En la interfase, donde se efectúan cambios radicales en la orientación de los cristales de hidroxiapatita, se localiza la vaina del prisma (Davis, 1988).

*Vaina de los prismas.*- Durante la amelogénesis, la prolongación de Tomes es la encargada de los cambios en la orientación de los cristales de hidroxiapatita que dan origen al esmalte prismático e interprismático, así como a la vaina del prisma. Por ello, los polos secretores de los ameloblastos dan origen al esmalte prismático, en tanto que el esmalte interprismático se origina de ameloblastos adyacentes en la unión entre el cuerpo del ameloblasto y el origen de la prolongación de Tomes. Como resultado de esta disposición se crea un espacio semejante a una arcada en la interfase entre el esmalte prismático y el interprismático. Este espacio es rico en material orgánico y constituye la vaina del prisma. (Davis, 1988). Debido a su poca mineralización esta zona es menos afectada por ácidos (Provenza, 1981).

*Sustancia interprismática.*- Como se mencionó anteriormente los prismas están "unidos" unos a otros por sustancia interprismática. El grosor de esta sustancia nunca es mayor de 1µm y en el esmalte humano es a menudo mucho menor. Al microscopio electrónico no hay diferencia entre el esmalte prismático y el interprismático, por otra parte, los científicos que estudian estas áreas con rayos X y microscopios de luz polarizada creen haber observado diferencias en sus características. Por ejemplo, la sustancia interprismática parece ser menos rígida que el prisma. (Provenza, 1981)

### Lineas de incremento

El esmalte se caracteriza por la presencia de lineas de incremento. Estas lineas demuestran que el esmalte durante la amelogenesis "crece" por un proceso de aposición que se caracteriza por periodos alternos de crecimiento y reposo. Este tipo de crecimiento es característico de todos los tejidos duros (esmalte, dentina, cemento y hueso). Existen 2 tipos de lineas incrementales: estrías de Retzius y estriaciones transversales. (Davis, 1988)

### *Estrías de Retzius*

Aparecen como una serie de lineas o bandas de color pardo, de anchura variable en los cortes longitudinales. En los cortes transversales, las estrías aparecen como anillos de crecimiento concéntricos. Los incrementos del esmalte delimitados por las estrías, así como el grosor de una estría individual son muy variables. Los incrementos pueden variar de unos cuantos  $\mu\text{m}$  a varios cientos de ellos, en tanto que el grosor de las estrías puede variar de unos cuantos  $\mu\text{m}$  hasta aproximadamente 150  $\mu\text{m}$ .

El color oscuro de las estrías indica su naturaleza, por lo general hipomineralizada, y refleja una íntima relación con algunas alteraciones sistémicas, como las enfermedades febriles, que producen una alteración temporal de la amelogenesis. Estos estímulos sistémicos afectan a todo el diente en desarrollo al mismo tiempo y por ello, casi con seguridad se podrá asumir que las estrías en todos los dientes de una dentición son las mismas. (Davis, 1988).

Hay muchas interpretaciones respecto a la naturaleza de estas estrias, algunas de las más aceptadas son:

- 1).- Diferencias en la proporción de sustancia orgánica e inorgánica.
- 2).- Trastornos en el sitio de mineralización.
- 3).- Cambios notables en el curso de los prismas.
- 4).- Retraso en la producción de la matriz. (Provenza, 1981).

Línea neonatal.- El esmalte producido durante el desarrollo embrionario contiene solamente unas cuantas estrias de Retzius. Por esto, se piensa que es de calidad superior al producido después del nacimiento. El esmalte embrionario contiene menos estrias debido a que en esta etapa el individuo se encuentra en el protector medio uterino. Al nacer, el recién nacido asume una existencia más "libre", el choque se registra en el esmalte por medio de una estria exagerada de Retzius llamada línea neonatal (Provenza, 1981).

#### *Estriaciones transversales*

Reflejan los incrementos diarios de la amelogénesis demostrando la ritmicidad diurna regular de la formación del esmalte. También estas estriaciones pueden reflejar alteraciones en el proceso, cuando los incrementos son mayores pudiendo llegar a ser de 14 a 16 días.

### *Penachos*

Son estructuras que tienen aspecto de haces de hierba, empiezan en la unión amelodentinaria y pueden extenderse hasta el tercio interno del esmalte, excepto en el área cervical, donde pueden llegar a la superficie. El aspecto de penacho es sólo un efecto óptico (Provenza, 1981). La mayoría de los científicos creen que son prismas de esmalte menos calcificados, es decir, que contienen más sustancia orgánica (Davis, 1988 y Provenza, 1981), aunque no se sabe con certeza si todos los componentes de los penachos están deficientemente calcificados. Aunque también hay otros conceptos como el de que son un tipo de membrana orgánica que da lugar a la unión de esmalte y dentina. Cuando la membrana avanza dentro del esmalte se "quiebra" en numerosas estructuras con aspecto de fibrillas, de diámetros y longitudes diferentes, que están diseminadas entre los prismas del esmalte (Provenza, 1981).

### *Laminillas*

Son "fallas" que se encuentran en el esmalte y de acuerdo a la clasificación que da Provenza pueden ser de tres tipos: El tipo A son segmentos longitudinales de esmalte que contienen menos minerales y más sustancia orgánica; las laminillas del tipo B son grutas longitudinales que contienen desechos celulares, probablemente residuos del órgano del esmalte; y las laminillas del tipo C son grutas longitudinales, pero se producen después de que el diente ha surgido en la cavidad bucal (Provenza, 1981).

Las laminillas siguen un curso relativamente recto de la superficie del esmalte hacia adentro, a veces llegan a la unión dentina-esmalte y en ocasiones la atraviesan (Davis, 1988). Aún no se sabe si tienen un papel importante en la evolución de caries debido a que pueden constituir vías para la invasión bacteriana. Davis cree que sólo tienen un papel en la adaptación a la expansión y la contracción, y que no constituyen un peligro en la formación de caries, sin embargo, Provenza considera que sí puede ser ésta una vía para la formación de caries.

#### *Husos*

Durante las primeras fases de aposición en la dentinogénesis, las prolongaciones odontoblásticas penetran a través de la unión dentina-esmalte para quedar en íntima relación con los recién diferenciados ameloblastos secretores. Al iniciarse la amelogénesis, estas estructuras quedan atrapadas dentro de la matriz calcificada del esmalte para formar los husos. Por ello, estas estructuras son túbulos dentinarios que han cruzado la unión amelodentinaria. En el diente maduro los husos pueden representar un vacío y no contener estructura alguna además del líquido extracelular (Davis, 1988).

La superficie del esmalte puede mostrar estructuras como: cutícula primaria y secundaria, depresiones y fisuras.

#### *Cutícula*

La última función secretoria del ameloblasto es la de producir una capa orgánica de hasta 1µm de anchura, esta estructura se denomina cutícula primaria o membrana de



Nasmyth. Esta cutícula envuelve toda la corona, y debido a que es una estructura orgánica, las fuerzas de trituración y fricción de la masticación hacen que se desgaste pronto después de la erupción del diente. Las áreas más protegidas, como el cuello del diente, pueden conservar la cutícula durante un tiempo más largo.

Por encima de la cutícula primaria está la cutícula secundaria. Ambas son resistentes a la acción de los ácidos. La cutícula secundaria es diferente porque se cree que es queratinosa, es más gruesa (10  $\mu\text{m}$ ) y puede encontrarse tanto sobre el cemento como sobre el esmalte (Provenza, 1981).

### Esmalte Cervical.

Además de las diferencias en la disposición de los prismas del esmalte y la frecuencia de las laminillas, existen otras diferencias en el esmalte cervical. Estas incluyen el grado de mineralización y el grosor del incremento diario del esmalte.

Muchos investigadores han mostrado que las áreas menos mineralizadas, y por lo tanto las más blandas, se presentan con más frecuencia en las regiones cervicales. Se ha estimado que puede haber diferencias en dureza de más del 40 % con respecto a esmalte de otras zonas (Provenza, 1981).

### Esmalte de la base

El esmalte inmediato a la dentina no muestra claramente prismas, vainas ni estructura interprismática, basándose en esto, se dice que es aprismático. Hay pruebas que han indicado que este esmalte está más calcificado que el de los prismas pero en algunos intervalos, correspondientes a aquellos en que se encuentran penachos, el esmalte está menos mineralizado.

A nivel ultraestructural, se nota que el esmalte y la dentina se entrecruzan de modo que los cristales de hidroxiapatita de ambos se mezclen. Esto es posible porque no existen barreras entre ambos tejidos duros (Provenza, 1981).

***GRABADO DEL  
ESMALTE***

## **HISTORIA DEL GRABADO ÁCIDO**

Una de las técnicas que ha tenido efectos profundos sobre muchas de las fases de la odontología clínica y sobre la cual nos enfocaremos es la técnica del grabado ácido. Esta técnica ha cambiado de manera significativa los tratamientos de elección disponibles en varias áreas: odontología operatoria, prótesis fija, odontología "estética", odontología preventiva, y ortodoncia.

El uso de esta técnica se inició con Michael Buonocore en 1955, quien publicó un trabajo titulado "Un método simple para aumentar la adhesión de los materiales de restauración acrílicos a la superficie del esmalte". Al reconocer que una de las mayores deficiencias de los materiales acrílicos restauradores era su falta de adhesión a la dentina y al esmalte, Buonocore emprendió el desarrollo del "bonding" (anclado, sujeción, traba) como se conoce popularmente a la técnica de grabado ácido (Simonsen, 1984).

Buonocore eligió emplear ácido fosfórico para el grabado del esmalte; esta elección no fue accidental. Dicho ácido se ha usado durante años en la industria para obtener mejor adhesión de la pintura y la resina al metal. La potencia del ácido utilizado en la industria (85%) también fue utilizada por Buonocore en su trabajo inicial. Demostró que la resina acrílica puede retenerse al esmalte humano en vivo mediante grabado de la superficie de éste durante 30 segundos con ácido fosfórico al 85% (Simonsen, 1984).

La retención incrementada de la resina acrílica al esmalte grabado frente al no grabado fue atribuida por Buonocore a varios factores:

- 1.- Un gran aumento en la superficie del esmalte disponible para la interacción con la resina como resultado del proceso de grabado.
- 2.- La exposición de la trama orgánica del esmalte, que entonces sirve de trama para la adhesión.
- 3.- Una remoción de la estructura del esmalte superficial "inerte", con exposición de una superficie reaccionante fresca.
- 4.- La presencia en el esmalte de una capa intensamente absorbida de grupos fosfato altamente polares derivados del ácido (Simonsen, 1984).

Diversos investigadores realizaron estudios in vitro de distintos ácidos (ácido fosfórico, cítrico, fórmico y láctico) y su efecto sobre el esmalte de bovino y humano. Braver y Terminl, Laswell y col., Lee y col. y Silverstone contribuyeron a la literatura científica en este campo.

Los datos de Silverstone de 1974 fueron decisivos para la elección del ácido y su concentración recomendable (Simonsen, 1984).

Silverstone usó el ácido fosfórico al 20, 30, 40, 50, 60 y 70%; ácido fosfórico al 50% tamponado con óxido de zinc al 7%; ácido cítrico al 5 y al 50 %, ácido poliácrico al 10% y soluciones al 5 y 50 % neutras y ácidos de EDTA con tiempos de exposición de variables entre 1 y 5 minutos. Silverstone halló la máxima retención de la resina con ácido fosfórico del 20 al 50%, concluyendo que una solución de ácido fosfórico al 30 % era el agente grabador más eficaz (Simonsen, 1984).

Silverstone también comprueba cómo las altas concentraciones de ácido están en relación inversa a la formación de microporos. A esta misma conclusión llegaron Gwinnett y

Buonocore en su trabajo de adhesivos y prevención de caries publicado en 1965, y posteriormente siete años más tarde, describen el efecto del ácido en la estructura del esmalte visto al microscopio electrónico de barrido (Guzmán, 1990)

Actualmente continuamos usando ácido fosfórico en una concentración que va del 35 al 40 % (Barrancos, 1991). Más específicamente un gel tixotrópico de ácido fosfórico al 37 % en colores contrastantes (azul, rojo, verde, amarillo) que por su alta tensión superficial no presenta fenómenos de capilaridad, impidiendo la penetración a zonas no deseadas y pudiendo el operador delimitar y posicionar el ácido solamente en áreas que así lo requieran (Uribe, 1990).

Los fabricantes de resinas compuestas incluyen generalmente en el estuche ácido grabador en la concentración antes mencionada, solamente el sistema adhesivo Scotchbond multipropósito incluye ya sea ácido fosfórico al 37 % o ácido maléico al 10 %.

Existen diversos estudios relacionados con la técnica de grabado ácido que no sólo se enfocan en el tipo de ácido y su concentración, sino también en los tiempos de aplicación, formas de aplicación e inclusive sobre los tiempos y formas de secado y lavado de la superficie tratada con ácido; así como los efectos que toda esta serie de variables puede traer consigo sobre la fuerza de retención de una resina compuesta adherida a la superficie del esmalte tratada con ácidos. Los resultados de estas investigaciones se tratarán más adelante.

### EFEECTO DEL GRABADO ÁCIDO SOBRE EL ESMALTE

El grabado ácido se produce a un pH muy bajo (0.2), durante un tiempo de aplicación corto, eliminándose una capa superficial de 3 a 5  $\mu\text{m}$ . La capa subyacente presenta una estructura heterogénea porosa después del ataque inicial al cristal por parte del ácido, el cual destruye el centro. La estructura ahuecada que permanece se disuelve seguidamente, pero de una forma más lenta (Roth, 1994).

La variación en la orientación de los cristales en relación a la superficie atacada determina el modo de "destrucción" (Roth, 1994).

En un informe de 1975, Silverstone y cols. definieron 3 pautas básicas de grabado del esmalte humano tras la exposición al ácido fosfórico (Simonsen, 1984).

Tipo I: es el más frecuente, denominado "nido de abejas". Se elimina el esmalte intraprisático, quedando en pie la periferia de los prismas. Así la superficie del esmalte se presenta cubierta de cráteres observada con el microscopio electrónico de barrido (SEM) (Simonsen, 1984, Roth, 1994).

Tipo II: Es el menos frecuente y está determinado por la destrucción de las zonas interprismáticas. El microscopio electrónico nos permite apreciar en este caso una superficie similar a la de árboles estrechamente apretados entre sí y vistos desde arriba (Simonsen, 1984, Roth, 1994).

Tipo III: es una pauta donde se ven entremezclados los Tipo I y II. Hay ausencia de relieve a consecuencia de la fusión uniforme de los cristales, orientados todos ellos según el

mismo eje o debido a un esmalte especialmente resistente a la acción del ácido, por ejemplo: esmalte muy fluorado (Simonsen, 1984 y Roth, 1994).

Cualquiera de estas pautas o las tres se pueden ver en una sola muestra de esmalte grabado. Clínicamente, el esmalte grabado adquiere un aspecto blanco escarchado (Simonsen, 1984).

Podemos decir que el grabado ácido tiene los siguientes efectos:

- 1.- Limpieza de la superficie. Disolución de la capa superficial contaminada.
- 2.- Desmineralización superficial y profunda hasta 30  $\mu\text{m}$  por ataque ácido a la hidroxiapatita, formación de fosfatos de calcio, los cuales al ser removidos dejan una superficie microporosa que servirá de anclaje mecánico al adhesivo.
- 3.- Modificación de la capa superficial "no reactiva" del esmalte, produciendo un sustrato de alta energía superficial, con atracción polar (Guzmán, 1990)



### **APLICACIONES DE LA TÉCNICA DE GRABADO ÁCIDO**

Actualmente la técnica de grabado ácido tiene muchas aplicaciones importantes en la odontología, entre ellas:

- 1).- Obturación con resina de cavidades en operatoria dental: haciendo que las cavidades sean aún más conservadoras al disminuir el tallado en éstas, ya que la técnica del grabado ácido provee la retención necesaria.
- 2).- Selladores de fosetas y fisuras: utilizan el ataque ácido para posteriormente adherir una resina de baja viscosidad como método preventivo al evitar, que en zonas inaccesibles a la higiene, como lo son los surcos, fosetas y fisuras debido a su tamaño tan reducido se formen procesos cariosos.
- 3).- Colocación de aparatos fijos en ortodoncia (brackets).
- 4).- Retención de carillas de porcelana en dientes anteriores.
- 5).- Retención de prótesis en las que se lleva a cabo una mínima preparación del diente.
- 6).- Grabado de metales (con ácidos fuertes). (Anderson, 1988; Smith, 1994).

## TÉCNICA DE GRABADO ÁCIDO

### Preparación del esmalte

Para poder obtener una superficie en el esmalte adecuada para la retención, es necesario que el diente sea preparado previamente de manera cuidadosa. Habitualmente existen barreras mecánicas que impiden una adhesión "fuerte" entre el esmalte y una resina compuesta.

Cuando un diente erupciona está completamente cubierto por la membrana de Nasmyth, que es la etapa final de la actividad ameloblástica. Cuando se encuentra presente esta capa puede evitar el grabado adecuado de la superficie del esmalte, aunque sólo mide de 1 a 2  $\mu\text{m}$  de espesor cuando el diente está recién erupcionado y pronto se pierde algún grosor por abrasión, por lo que en la edad adulta no constituye una barrera. Existe otra barrera formada por una delgada capa orgánica denominada película adherida, constituida por proteínas de la saliva, cuando esta película se coloniza, se denomina placa dentobacteriana y contiene también componentes sólidos y líquidos de los alimentos; esta capa actúa como barrera al grabado del esmalte con ácidos moderados.

### Limpieza

El primer paso de la preparación del esmalte para la retención, es la eliminación de la capa superficial de contaminantes. Por un tiempo se pensó que el ácido grabador por sí mismo podía ser suficiente para este propósito, pero en 1973 Mura y cols. demostraron que sólo se podía alcanzar la fuerza retentiva máxima si antes de grabar se practicaba una

profilaxis bucal (McLaughlin, 1987, 18). Guinnett demostró que el esmalte dental grabado que no había sido preparado con una limpieza, estaba con frecuencia contaminado por remanentes de película, así como por microorganismos aún después del tratamiento ácido. (McLaughlin, 1987, 10). Además, el sarro impide la preparación correcta y debe ser minuciosamente eliminado antes de grabar.

La profilaxis se lleva a cabo con tierra pómez sin sabor y sin fluoruros. La razón para la falta de sabor en el abrasivo es que la mayoría de los saborizantes provienen de aceites esenciales que pueden interferir en la acción del ácido. Se sugiere que se debe eliminar el fluoruro del agente pulidor, debido a que puede reaccionar con la hidroxiapatita del esmalte y formar fluorapatita, sustancia mucho más resistente al ataque ácido (McLaughlin, 1987), aunque en algunos textos se dice que una pasta fluorada para profilaxis puede ser utilizada para el procedimiento, debido a que el vehículo de la pasta es completamente soluble en agua y que inclusive el agua fluorada puede ser usada para enjuagar (Dale, 1993).

Se puede utilizar para llevar a cabo la profilaxis una copa de hule o un cepillo de cerdas, algunos prefieren el uso de la copa debido a que el cepillo a veces daña la encía causando hemorragia y secreción. Otros evitan la copa de hule porque dicen que tiende a "bruñir" antes que eliminar los contaminantes. Aunque no está claro que técnica es superior, es útil señalar que no hay diferencias cualitativas entre el uso de la copa de hule y el cepillo de cerdas para la eliminación de la placa (McLaughlin, 1987, 5,35).

Recientemente se ha venido utilizando un dispositivo para la eliminación de placa y las pigmentaciones durante la profilaxis (Prophy jet, Dentsply). Este método emplea un chorro de bicarbonato de sodio y agua a presión dirigido hacia el diente. Esto tiene una

ventaja potencial sobre otros métodos de limpieza porque es capaz de acceder a áreas en las cuales los contactos son muy estrechos.

### Grabado

Una vez hecha la profilaxis los dientes deben ser lavados, secados y aislados correctamente de la saliva, siendo siempre preferible el aislamiento absoluto (con dique de hule), se aplica entonces el ácido al esmalte. El ácido, cuando está en forma líquida, debe ser agitado suavemente en la superficie del diente para lograr resultados óptimos. Esta agitación suele cumplirse usando un golpeteo leve o por un movimiento de pincelado (McLaughlin, 1987). Los patrones "ideales" de grabado se obtienen mediante la aplicación de ácido fosfórico al 37 % durante lapsos que varían entre 10 a 25 segundos (Uribe, 1990), aunque existen varios factores que pueden afectar el tiempo de grabado, dichos factores se mencionarán más adelante.

Cuando un diente está bien grabado debe mostrar un aspecto mate, despulido y opaco. El subgrabado produce una superficie que aún conserva brillo. El grabado excesivo produce una superficie con aspecto de tiza debido a la formación de una sal insoluble durante el proceso de grabado (McLaughlin, 1987).

Para llevar a cabo el grabado se puede optar por un gel o un líquido, la ventaja clínica del gel sobre el líquido es el mayor control en la ubicación del ácido, debido a la necesidad de colocar en forma precisa el grabador, la mayoría de las marcas de geles han añadido colorantes que ayudan a visualizar exactamente dónde se ubica.

La mayor objeción al uso del gel ácido es que requiere de un tiempo mayor de lavado tras completar el grabado (McLaughlin, 1987).

Inmediatamente después del grabado, el esmalte debe ser lavado de todo material grabador. Se han hecho estudios sobre el tiempo de lavado y las implicaciones que tiene, se dice que el tiempo adecuado es de 10 a 15 segundos, aunque este tiempo debe ser aumentado si se emplea un gel debido a su mayor viscosidad. Este gel puede quedar fácilmente atrapado en la superficie porosa que ha creado, por lo cual actúa como contaminante.

Antes de recibir la resina de unión, el esmalte debe ser secado con aire limpio por unos 30 segundos (Uribe, 1990).

La superficie resultante del grabado es mucho más humectable y debe ser protegida, se debe evitar la contaminación del área pues alteraría la energía superficial y reduciría mucho la fuerza retentiva. Hay quienes aconsejan regrabar la superficie cuando ha sufrido contaminación, pero algunos estudios indican que lejos de incrementar la fuerza de retención la disminuyen, debido a que debilitan aún más el esmalte, por lo que únicamente se aconseja lavar la superficie con peróxido de hidrógeno al 3% (Uribe, 1990).

Además de la creación de una nueva topografía en el esmalte, quizá el resultado más significativo consista en que el área total de esmalte está muy incrementada pudiendo llegar este incremento a ser centuplicado (McLaughlin, 1987 29).

### Colocación de la resina

Posterior al grabado, la energía superficial del esmalte se ve incrementada notoriamente permitiendo recibir una resina de enlace o resina fluida que una vez polimerizada, conformará dentro de los microporos las interdigitaciones de retención o traba físico-mecánica (Uribe, 1990).

La resina fluida se coloca con un pincel y debe "embeber" la superficie grabada, algunos recomiendan dirigir hacia la resina una leve corriente de aire para uniformar el grosor de la capa, formando una capa superficial delgada que se interrelacione con el esmalte grabado.

Si la capa de resina fluida fuese gruesa o se efectuaran dos aplicaciones, las posibilidades de ruptura o desprendimiento aumentarían, ya que las resinas de unión no tienen resistencia físico-mecánica por carecer de carga inorgánica. Sin embargo, el sistema resinoso fluido integrado al esmalte presenta su máxima resistencia, permitiendo a la restauración conformar una unidad estructural con el esmalte.

La resina aplicada debe ser polimerizada y la capa lograda no debe ser tocada o alterada, puesto que debe permitir la adhesión química con la resina para restauración (Uribe, 1990).

### EFFECTOS DE LA MODIFICACIÓN DEL TIEMPO DE GRABADO

Como ya se mencionó anteriormente, el grabado del esmalte se puede obtener fácilmente aplicando una solución de ácido fosfórico al 37 %, durante un periodo que va de 10 a 25 segundos.

Cuando el tiempo de grabado supera los 25 segundos se genera el patrón de grabado tipo III, en donde la profundidad de las microrretenciones disminuye de 2 a 8  $\mu\text{m}$  porque el ácido en su accionar continúa eliminando tejido en su superficie (Uribe, 1990).

Este tipo de grabado no tiene la capacidad suficiente para retener en forma efectiva la resina, por lo que el aumento del tiempo de acondicionamiento es uno de los fenómenos más negativos a nivel clínico como causa de fracasos, con desprendimientos de la restauración. (Uribe, 1990).

Los periodos superiores a los 60 segundos provocan en el esmalte grandes pérdidas de sustancia en la superficie y ampliación de fallas, como son las lamelas y penachos del esmalte, generando grietas que comunican la periferia del tejido con la dentina. Este agrietamiento del esmalte es más significativo a nivel del tercio gingival donde existen zonas de esmalte aprismático que puede microfracturarse por la contracción de polimerización de las resinas (Uribe, 1990).

Cuando el ácido penetra por capilaridad en el interior de una lamela es muy difícil de eliminar con el lavado de agua a presión, siendo capaz de llegar, en caso de ser una solución acuosa, al tejido dentinario.

Las técnicas iniciales de grabado ácido aconsejaban aplicarlo durante 3 a 4 minutos y se aseveraba que cuando el diente se contaminaba con sangre o saliva se debía regrabar por un periodo de tiempo similar. El alto porcentaje de fracasos con estas técnicas fue debido al exceso de tiempo empleado, donde por capilaridad el ácido llegaba a zonas profundas en la dentina, cerca de la pulpa, produciendo lesiones irreversibles (Uribe, 1990 32,33).



### **INFLUENCIA DE LAS CONDICIONES DEL ESMALTE EN EL GRABADO.**

#### *Esmalte aprismático.*

Existen normalmente zonas de esmalte aprismático en los dientes permanentes y temporales.

En los dientes permanentes la zona aprismática se encuentra cubriendo la parte más profunda de las vertientes cuspidas que dan origen a las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, así como también la superficie del esmalte del tercio gingival y la porción cervical del tercio medio.

Esta capa aprismática clínicamente no es aceptable como sustrato para grabado, debido a que no dará una estructura geométrica micromecánica que permita la retención de la resina. Aunque en esta zona hay cristales de hidróxido y fluorapatita, los microporos causados por el ácido a nivel submicroscópico (nanómetros) en los cristales de apatita, no tendrían una gran significación en los mecanismos de retención físico-mecánica.

Si se lleva a cabo un grabado de 15 segundos sobre un esmalte aprismático, la profundidad de los microporos será de 5 a 8  $\mu\text{m}$ , no siendo estos valores suficientes para lograr efectividad en la traba micromecánica, por lo que se recomienda suprimir esta zona por medios físico-mecánicos (piedras diamantadas extrafinas, instrumentos sónicos o ultrasónicos) y no por el aumento de tiempo de grabado, ya que este procedimiento puede originar patrones de grabado tipo III y grietas que son indeseables.

### *Esmalte fluorado*

La solubilidad de la hidroxiapatita ante ácidos disminuye con la aplicación e ingesta de fluoruros, debido a que la hidroxiapatita se convierte en fluoroapatita haciendo que la acción de los ácidos se torne menos efectiva.

Si se lleva a cabo el grabado en un esmalte normal y se compara con un esmalte fluorado durante igual periodo de tiempo, el esmalte fluorado se desmineralizará menos y los microporos tendrán menos profundidad variando ésta entre 2 a 5  $\mu\text{m}$ . En estos casos se recomienda aumentar el tiempo de grabado 10 segundos con respecto al habitual para conseguir la profundidad de grabado adecuada para la retención.

### EFEECTO DEL TIEMPO DE LAVADO.

La disolución y desmineralización del esmalte por ácidos da lugar a la formación de precipitados solubles e insolubles que deben ser eliminados mediante el procedimiento de lavado.

Este paso se considera actualmente de igual o mayor importancia que el tiempo de grabado, ya que si no se utilizan las técnicas de lavado en una forma adecuada y de acuerdo con las características del ácido utilizado, los precipitados de fosfatos de calcio producirán el taponamiento y contaminación de los microporos creados por el ácido, impidiendo la unión micromecánica.

Un lavado incorrecto (menor tiempo) hace que el ácido pueda continuar actuando en determinadas zonas generando patrones de acondicionamiento tipo III, que dificultarán los fenómenos de retención.

Cuando se aplica una solución de ácido fosfórico al 37 %, un tiempo de lavado con agua a presión por 30 segundos es suficiente para eliminar totalmente el ácido y bloquear su acción. El agregado de compuestos celulósicos de hidroximetilo a los geles tixotrópicos coloreados hace que el tiempo de lavado aumente a 45 segundos por la gran viscosidad de estos geles que se retienen fuertemente al esmalte (Uribe, 1990).

Algunos investigadores han sugerido que el contenido mineral del agua de lavado debe ser un factor determinante en el tiempo de lavado.

Prolongados lavados con agua muy mineralizada podrían conducir a una remineralización y disminución de la actividad química del esmalte grabado (McLaughlin, 1987).

También se dice que un lavado superior a 60 segundos puede dañar la superficie creada disminuyendo la fuerza de retención (Dale, 1993).

### **TIEMPO DE SECADO.**

De la misma forma que es importante lavar la superficie grabada, también lo es un buen secado, por ejemplo algunos investigadores como Silverstone y Dogon encontraron que la fuerza de retención de los selladores de fosetas y fisuras disminuía drásticamente si se colocaba sobre esmalte grabado contaminado por agua destilada si se comparaba con una superficie seca (Mixon, 1988).

Por lo anterior se recomienda que el esmalte grabado y lavado sea secado con aire limpio y seco durante un lapso de 30 segundos. No debe ser utilizado ningún otro producto que pudiese dejar una película de residuos o que modifique de forma negativa la superficie de alta energía periférica lograda, deteniendo los fenómenos de humectación necesarios para lograr la unión de los sistemas resinosos (Uribe, 1990).

### "REMINERALIZACIÓN"

Una de las principales inquietudes y dudas en el uso de agentes ácidos sobre el esmalte radica en la posibilidad de desmineralizar el tejido dentario adyacente, que no va a quedar protegido por el material restaurador y las condiciones de posible susceptibilidad a la caries de este tejido afectado.

Se han realizado estudios tanto in vitro como in vivo, para determinar el comportamiento de este tejido afectado en el medio oral.

Albert y Grenoble, reportan un estudio in vivo en el cual se demuestra con ayuda del microscopio electrónico de barrido, cómo al término de una hora, ya comienzan a precipitarse depósitos de fosfato de calcio provenientes de la saliva sobre el tejido desmineralizado (Guzmán, 1990).

Algunos otros estudios realizados por Arana y cols. y por Monus y cols. indican que el aspecto clínico del esmalte grabado, sin adhesión posterior, se restablece de 48 a 72 horas después del grabado (McLaughlin, 1987). Muhlemann y cols. informaron que las superficies del esmalte grabado se llenaban con un precipitado inorgánico granulado fino cuando se les dejaba expuestas al medio bucal (McLaughlin, 1987, 20).

Este aspecto elemental de "remineralización" ha sido confirmado por otros investigadores (McLaughlin, 1987 16,33,35).

Garberoglio, Cozzane y Guinnett hallaron que el aspecto microscópico normal del esmalte se restablece sólo después de una profilaxis con piedra pómez, pero no se atribuye significación clínica a esta observación (McLaughlin, 1987 6a).

# ***LÁSER***

## LÁSER

El uso del láser en el área de la medicina ha abierto las puertas para el desarrollo de nuevas técnicas alternativas para el tratamiento de distintas enfermedades. Por esto aparece la necesidad de conocer la forma de producción de esta radiación así como su manejo

Al entender a ciencia cierta los principios básicos de esta energía, y saber que se le ha dado una gran cantidad de aplicaciones, ponemos en tela de juicio el desarrollo de cada técnica en que se aplica y debatimos los resultados que se reportan en la literatura, así será posible avanzar en el manejo clínico de éste tipo de aparatos, para poder obtener óptimos resultados en sus aplicaciones.

## ENERGÍA ELECTROMAGNÉTICA

La luz visible es una forma de radiación electromagnética, donde el término "radiación" se refiere a transferencia de energía. La radiación electromagnética está caracterizada por las siguientes propiedades:

- 1.- Puede viajar en línea recta en el vacío.
- 2.- Viaja a velocidad constante de  $3 \times 10^{10}$  cm / seg. (299,792.5 Km./seg.).

3.- La energía puede ser catalogada en dos formas: cuando es ondulatoria, se puede enfocar con lentes; cuando es como partícula, la energía es confinada a pequeños paquetes denominados fotones. (Pizzutiello, 1985).

Es importante, entonces, distinguir la energía electromagnética de otros tipos de energía, por ejemplo: la luz es un tipo de energía electromagnética que cumple con las 3 características antes mencionadas. El sonido no lo es, porque para poder transmitir la energía acústica se requiere de la vibración de moléculas como el aire o el agua, pero no puede propagarse en el vacío.

La energía electromagnética se puede graficar, para facilitar su estudio, en el espectro electromagnético. Esta representación gráfica de la energía electromagnética la podemos dividir en tres grupos: dos de ellos invisibles, el térmico y el ionizante; y uno visible (Pizzutiello, 1985, Bourgeois, Martínez, 1994).

Dentro del grupo de radiaciones ionizantes podemos encontrar a los rayos gamma y a los rayos X. Este tipo de radiación se caracteriza porque puede provocar alteraciones a nivel celular y molecular.

Seguido al grupo de radiaciones ionizantes encontramos el grupo correspondiente a luz, ya sea visible o invisible, al ojo humano. En este grupo encontramos a los láseres. A este grupo a su vez lo dividimos en tres tipos de luz:

1.- Luz Ultravioleta.

2.- Luz visible.

3.- Luz Infrarroja. (Pizzutiello, 1985, Bourgeois, Martínez, 1994)



La luz ultravioleta y la infrarroja no pueden ser captadas por el ojo humano debido a que sus quimiorreceptores no la detectan. Sin embargo, algunas especies animales si las logran captar.

La luz visible se encuentra entre 380 a 760 nm de longitud de onda y va desde el violeta formado por una longitud de onda menor (380 nm) incrementándose hasta el rojo cuya longitud de onda es de 760 nm. (Martinez, 1994, Pizzutiello, 1985, Bourgeois)

En esta área visible del espectro electromagnético podemos situar a los siguientes láseres: Rubi, Kriptón, He-Ne, Vapor de oro y Argón. Las características de estos láseres serán descritas más adelante.

El área infrarroja tiene efecto térmico y aquí situamos las longitudes de onda del láser de CO<sub>2</sub>, Er:YAG, Ho:YAG, Nd:YAG.

El área ultravioleta comprende longitudes de onda menores a las de la luz visible. En esta área encontramos los láseres excímeros: Xenón cloruro excimer, Kriptón fluoruro excimer y Argón fluoruro excimer.

Después del grupo correspondiente a luz, ya sea visible o invisible, encontramos el grupo de radiaciones térmicas que incluyen microondas, ondas de radio, FM, TV, ondas de radio de onda corta y ondas de AM. Siendo estas radiaciones de mayor longitud de onda que la luz visible.

## PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO DEL LÁSER.

Un láser es una fuente de radiación luminica que se puede ubicar en la parte visible, infrarroja o ultravioleta del espectro electromagnético, y su nombre se compone de las siglas en ingles de "Amplificación de la luz por emisión estimulada de radiación". Para entender mejor este concepto es conveniente comparar el láser con otras fuentes de luz convencionales.

La luz como fenómeno fisico natural está ligado al ser humano desde que éste nace hasta que muere.

La luz es una radiación natural contemplada dentro del espectro de radiaciones electromagnéticas; y el ser humano tiene conciencia de ella porque la misma naturaleza lo dotó de elementos celulares que le permiten percibirla.

Como toda radiación electromagnética, la luz viaja a través del espacio ondulatoriamente, y si en ese espacio no interviene un factor ajeno, viaja ininterrumpidamente en línea recta con una velocidad de desplazamiento muy cercana a los 300,000 Km./seg.

¿Cómo se genera una radiación con características tan especiales? recordemos que en un átomo, alrededor del núcleo, a gran velocidad y a distintas distancias (distintos niveles de energia) se mueven partículas subatómicas, los electrones. Cuando un electrón por algún motivo, gana energia, viaja a niveles más alejados del núcleo, cuando regresa a niveles

internos, lo hace liberando el exceso de energía; esa energía liberada es radiación electromagnética identificada como FOTÓN; esa energía ondulatoria es luz.

Cuando el electrón regresa a niveles internos de energía y emite fotones se le denomina emisión espontánea de radiación y es una de las principales diferencias entre la luz normal y la luz láser.

La emisión estimulada es aquella donde, antes de que el electrón regrese a niveles de energía menores en forma espontánea, un estimulador de desexcitación produce la emisión estimulada de fotones. El estimulador, en este caso puede ser una "colisión" con un fotón incidente. La probabilidad de que ocurra una emisión estimulada en relación con una emisión espontánea incrementa con la longitud de onda. La emisión estimulada es favorecida en longitudes de onda correspondientes a la parte infrarroja del espectro electromagnético.

Si el fotón estimulador encuentra un átomo excitado, éste tiene el poder de estimular el regreso del átomo a su estado base o inicial al promover el tránsito del electrón a su posición inicial. Entonces el sistema emite dos fotones:

- 1.- El suministrado por transición.
- 2.- El estimulado por el primero.

Al lograrse la emisión estimulada se logran características particulares: los fotones emitidos son totalmente idénticos en energía, dirección y velocidad, o sea, son totalmente coherentes.

Si estos dos fotones idénticos alcanzan otros dos átomos excitados, entonces se producirán cuatro fotones idénticos.

Una reacción en cadena es creada para lograr una amplificación sustancial de la energía inicial. A este proceso se le denomina inversión de población.

### **FUENTES CONVENCIONALES DE LUZ**

En una lámpara de filamento de tungsteno, como ejemplo de fuente convencional de luz, los átomos que constituyen el filamento se elevan continuamente por calentamiento a estados excitados. Posteriormente, los átomos decaen espontáneamente al estado base perdiendo energía y emitiendo luz (fotones); esto le sucede a cada átomo independientemente de los demás, es decir, el desorden asociado a la materia a altas temperaturas se refleja en la emisión totalmente aleatoria de fotones. En consecuencia, la radiación emitida va en todas direcciones, o sea es isotrópica y posee un espectro continuo de frecuencias (Ruiz, 1985).

La luz de cualquier fuente convencional se llama luz incoherente porque surge como un conjunto de ondas que se refuerzan o cancelan unas a otras al azar: el frente de onda varía de instante a instante y de punto a punto. Esta luz es, por lo tanto, incoherente tanto espacial como temporalmente. La incoherencia espacial se debe a que estas fuentes no son puntuales, sino que ellas tienen dimensiones finitas; así, la luz emitida al azar por átomos que están alejados entre sí hasta varios centímetros, llega a un punto por trayectorias ópticas diferentes. Por el contrario, la luz espacialmente coherente surge de un punto (Ruiz, 1985).

La incoherencia temporal se refiere a la policromaticidad de la luz que surge de estas fuentes (Ruiz, 1985).

### APLICACIÓN A LA TECNOLOGÍA LÁSER.

Por las anteriores consideraciones se podría pensar en modificar en alguna fuente que generara una radiación cuasimonocromática, como un tubo de descarga, para que los fotones emitidos por el medio que constituye la fuente, surjan coherentemente, es decir, con ciertas características específicas y en instantes determinados, en vez de hacerlo al azar y en instantes distintos.

Para lograr una emisión de LÁSER, se recurre a la emisión estimulada, pero para lograr esto es necesario que la emisión inducida de fotones sea mayor que la absorción que tiende a hacerlos desaparecer, por lo que el número de átomos en el estado excitado deberá ser mayor que en el estado base. Para lograrlo se requiere de un mecanismo de "bombeo" que dé a los átomos selectivamente la energía necesaria; esto se logra en el tubo de descarga bajo condiciones específicas de presión, voltaje, composición de la mezcla de gases, etc. (Ruiz, 1985)

Si después se coloca al medio convertido en amplificador, en una cavidad resonante (por ejemplo, entre dos espejos), el resultado será la aparición de una intensa oscilación electromagnética de la misma frecuencia. Las características espaciales y temporales de esta oscilación estarán determinadas por la cavidad, que hará que todos los fotones sean emitidos en fase, obteniéndose luz coherente, en contraste con las fuentes convencionales. La radiación coherente confinada en la cavidad se puede extraer haciendo que uno de sus extremos sea semitransparente a la radiación (Ruiz, 1985).

Entonces, el láser es un oscilador óptico: una fuente de radiación constituida básicamente por un medio amplificador en donde ésta se genera y una cavidad resonante que la contiene.

Se han producido diversos láseres que emiten desde el infrarrojo hasta el ultravioleta, pero cualquiera que sea el tipo de láser debe reunir dos características esenciales que la distinguen de otras fuentes de luz convencionales:

1.- En el medio amplificador, el número de átomos en estado excitado debe ser mayor que en el estado base, con el fin de obtener emisión estimulada y en consecuencia amplificación. Sin embargo, en forma natural, los átomos se encuentran en su estado base, y se necesita un mecanismo artificial que provoque que la mayoría de los átomos estén en un estado excitado, es decir, se debe obtener una inversión de población.

2.- Si en este medio se estableciera una determinada radiación, esta radiación se amplificaría en todas direcciones, y para tener una amplificación sólo en una dirección preferencial, se necesita conservar únicamente la radiación que lleve esa dirección, es decir, se debe confinar la radiación dentro de un resonador, que fija la frecuencia y fase de los fotones emitidos, de tal forma que a la salida de este resonador se tiene una onda coherente (Ruiz, 1985).

En la práctica, el resonador está constituido por dos espejos que se ponen frente a frente y entre los cuales la luz se refleja propagándose a través del medio, los fotones que viajan perpendicularmente al eje que une a los espejos se escapan, y sólo los fotones que viajan a lo largo del eje se amplifican. Cada fotón, al reflejarse en un espejo, induce su viaje de regreso a través del medio de la emisión de muchos fotones y a su vez induce la emisión

de más fotones. Al poco tiempo de iniciado el proceso, se tiene en el interior de la cavidad una radiación muy intensa. Si la amplificación es lo suficientemente intensa para sobrepasar el efecto de la absorción y las pérdidas por calor, se puede hacer que parte de la radiación confinada escape al exterior. Esta radiación que emerge de la cavidad constituye la salida del láser.

El funcionamiento del láser puede ser por pulsos o continuo; cuando es por pulsos, la inversión de población se establece abruptamente y después el conjunto total de átomos en estado excitado se descarga, vaciándose bruscamente (en aproximadamente  $1\mu\text{seg}$ ). El funcionamiento continuo se logra si se aporta la energía necesaria continuamente y se impide el calentamiento excesivo del medio.



## PROPIEDADES DEL LÁSER

Son 4 las propiedades que caracterizan a la luz láser y las que determinan su excepcional importancia en la óptica moderna, debido a su enorme utilidad en la investigación.

1.- Gran intensidad. La luz láser puede ser muy intensa y se puede concentrar en un objeto, con lentes apropiados, calentándolo a temperaturas altísimas. La luz de láseres como los de Rubí o CO<sub>2</sub> cuya potencia es del orden de Kilowatts, al concentrarse, puede perforar hasta diamantes. Pero hay láseres comunes, como el de He-Ne que tienen una intensidad muy baja ( $< 1.5 \text{ mW}$ ).

2.- Monocromaticidad. La luz del láser es casi monocromática, o sea que tiene un sólo color o longitud de onda, a esta característica también se le conoce como coherencia temporal, y se refiere a que los fotones emitidos tienen la misma longitud de onda.

3.- Gran directividad o colimación. El haz del láser tiene una divergencia muy pequeña, del orden de 1 miliradian. Por lo que el ancho del haz es casi constante a lo largo de distancias grandes.

4.- Gran coherencia espacial. Se refiere al hecho de que el haz sale prácticamente de un punto ( el diámetro del haz es menor a 1.5 mm) y la parte más intensa está en el centro del rayo. Esta propiedad está relacionada con la coherencia temporal, y se aprovecha en las experiencias en donde se muestra el carácter ondulatorio de la luz.

## **HISTORIA DEL LÁSER**

A principios de 1917, Einstein dijo que un átomo en estado base es capaz de absorber energía y en estado excitado es capaz de emitirla. Y a esta liberación de energía se le denomina fotón (Midda, 1991, Martínez, 1994, Ruiz, 1985).

Charles Hard Townes aplicó este principio y logró un proceso de amplificación de frecuencia de las microondas (MASER). En 1958 Townes planteó la probabilidad de aplicar este mismo proceso de amplificación pero con luz (LÁSER) (Martínez, 1994).

Hacia 1960, Theodore Harold Maiman usó rubi sintético hecho de óxido de aluminio y cubierto de óxido de cromo para la fabricación del primer aparato emisor de LÁSER (Midda, 1991, Martínez, 1994). Ali Javan creó el láser de He-Ne en las mismas fechas y cuatro años después, en 1964, Kumar Pastel crea el láser de CO<sub>2</sub> y Guesic Marcos y Van Viter introdujeron el láser de Nd: YAG (Martínez, 1994). Estos dos últimos láseres son los más utilizados en odontología y son los únicos aprobados por la FDA para procedimientos odontológicos sólo en tejidos blandos. Su uso en tejidos duros aún está en observación (Loiacono, 1993) Stern, Sognaes, Kinersly, Goldman y Lobene fueron los primeros en usar el láser para investigar sus aplicaciones en odontología (Martínez, 1994) y Midda, Stern y Sognaes reportaron que es posible "craterizar" el esmalte con el impacto del láser y que al mismo nivel de potencia se producen "cráteres" mucho más profundos en dentina (Midda, 1991).

Gordon usó el láser de Rubi sintético para la eliminación de caries. El láser produce una luz brillante que produce luz y calor y emisión de energía que se denomina "penacho", seguido del impacto del láser en la superficie dental. Gordon determina que el "penacho" incrementa la profundidad de penetración del láser en el esmalte (Loiacono, 1993).

## TIPOS DE LÁSER

Existen dos tipos de láser en el mercado, los láseres blandos y los láseres duros.

Los láseres blandos o terapéuticos emiten menor potencia que los láseres duros. Su efecto es a través de la interacción de la luz con los procesos metabólicos celulares, obteniéndose:

- 1.-Efecto analgésico
- 2.- Efecto antiinflamatorio.
- 3.- Efecto bioestimulador.(Martínez, 1994).

Este tipo de láser se usa esencialmente para ayudar a la regeneración tisular, reducir inflamación y edema, y acelerar la cicatrización (Midda, 1991, Martínez, 1994).

Sin embargo, para comprobar estos efectos es difícil llevar a cabo un estudio objetivo y muchas de las evidencias obtenidas en favor o en contra del láser han sido solo suposiciones (Midda, 1991).

Los láseres blandos, en la práctica clínica se han aplicado en la desensibilización de dentina, en la cicatrización de la osteitis localizada aguda (alvéolo seco) y reducir las enfermedades asociadas con aftas acelerando su cicatrización (Midda, 1991)

La profundidad de penetración de estos láseres en tejido óseo es de 1 cm mientras que en tejidos blandos su penetración es hasta de 5 cm. (Martínez, 1994)

Los láser duros o quirúrgicos emiten mayor potencia, lo que provoca energía térmica que da la capacidad de cortar, "vaporizar" o cauterizar los tejidos (Martínez, 1994)

Los componentes de los tejidos, como son los átomos y las moléculas son responsables de la absorción del láser y la convierten en otras formas de energía como calor, energía química y energía mecánica (Midda, 1991, Martínez, 1994).

Podemos decir entonces que los efectos del láser quirúrgico sobre los tejidos son:

- 1.- *Fototérmico*: Cuando la luz láser es transformada en calor. El efecto térmico del láser varía dependiendo de la potencia y la longitud de onda del haz, ya que los átomos o moléculas que captan determinada longitud de onda, transmitirán a las moléculas circundantes el calor.
- 2.- *Fotodisruptor*: La luz láser es convertida en energía mecánica que físicamente rompe la estructura del tejido donde se aplica.
- 3.- *Fotoquímico*: La luz láser rompe las cadenas moleculares del tejido donde se aplica, excitando a las moléculas a un estado reactivo.
- 4.- *Bioestimulador*: Este proceso es activado por la conjunción de los tres efectos anteriores (Martínez, 1994).

De acuerdo con la FDA, sólo dos láser están autorizados en el mercado dental, el láser de CO<sub>2</sub> y el láser de Nd: YAG (Loiacono, 1993); sin embargo existen otros láseres con posibilidades de introducción por los efectos obtenidos en diferentes estudios, que son el láser de Argón y los láseres Excímeros (Bourgeois, Frentzen, 1992).

Para entender mejor las posibilidades de interacción con los tejidos, es necesario describir los diferentes tipos de láser más detalladamente.

### LÁSER DE ARGÓN.

El medio activo de este láser es un gas: Argón ionizado. Su longitud de onda se encuentra dentro del rango visible y varía de 488 nm cuando es azul a 515 nm cuando es verde. La potencia de este láser va de 1 mW hasta 5 W.

El láser de Argón presenta acción selectiva en tejidos pigmentados porque, aunque su radiación es pobremente absorbida por agua, en tejidos que tienen melanina o en zonas con alta concentración de hemoglobina es muy bien absorbido. (Bahn, 1994, Bourgeois, Martinez, 1994). Por lo anterior, tiene gran utilidad para inhibir hemorragias no profusas. Así también, su uso está enfocado a la eliminación de tejidos melanizados como nevos, o eliminación de hemangiomas. Otra aplicación de éste láser es en retinopatías.

En odontología está indicado principalmente para fotopolimerizar resinas, y al respecto, se ha encontrado que la resina polimeriza más rápido con láser que con el método convencional, además de presentar mayor dureza final.

Este láser se transmite por medio de fibra óptica. El tipo de emisión es de onda continua.

Las precauciones en el uso de éste láser incluyen protección de la vista porque afecta la retina, evitar la exposición de piel porque la quema y en ocasiones produce reacciones fotosensibles (Bourgeois, Martinez, 1994).

### LÁSER DE Nd: YAG

Este láser es activado por un medio sólido: Ytrio, Aluminio y Granate (YAG) en un cristal recubierto por Neodimio en 1 a 3 %. El Neodimio es un raro elemento en la naturaleza. La longitud de onda es de 1.064 nm, encontrándose dentro del rango infrarrojo en el espectro electromagnético. La potencia de éste láser puede variar desde 1 mW hasta 120 W. Se transmite a través de fibra óptica y la forma de emisión del aparato puede ser pulsada o continua. (Bougeois, Martínez, 1994).

Algunos autores dicen que este láser es absorbido por tejidos pigmentados por melanina y por la hemoglobina (Bahn, 1994, Martínez, 1994), en tanto que otros autores sostienen que la absorción de este láser por los tejidos es muy baja (Bougeois), comentando además, que la zona de necrosis que rodea a la zona de "incisión" provocada por el láser de Nd: YAG es mucho más profunda que la provocada por un láser de CO<sub>2</sub> (Bahn, 1994, Bougeois). Su uso ha sido inicialmente en medicina, para cirugía de retina. También se ha aplicado para detener hemorragias dada su afinidad por la hemoglobina.

En odontología se le han atribuido las siguientes aplicaciones: "vaporización" de caries, desensibilización de dientes, grabado del esmalte y la dentina, frenilectomía labial y lingual, gingivectomías, gingivoplastias, eliminación de hiperplasias, "analgesia láser", cauterización de úlceras, "alargamiento de coronas" y retracción de tejido para impresiones (Martínez, 1994).

Algunos investigadores han utilizado este láser para llevar a cabo el grabado del esmalte, aunque aseguran que debido a que el esmalte humano tiene una baja absorción de la

luz con longitud de onda cercana al infrarrojo producida por el láser Nd: YAG, los dientes deben ser cubiertos con una tinta oscura (Sumi Ink, KF2, Yasutom, Brisbane, CA. Japón) (Midda, 1991; Roberts, 1994). Roberts utilizó un láser de Nd: YAG pulsado, a 15 pulsos por segundo, con una potencia de 1.25 W. Dicho láser fue considerablemente más lento y menos confiable que el grabado convencional, por lo que junto con los resultados obtenidos de un estudio hecho por Launay y cols., se concluyó que el láser de Nd: YAG no es recomendable para el uso en esmalte dental. (Roberts, 1994).

Las precauciones en el uso de este láser son: protección de la vista con lentes especiales porque afecta la retina y lentes comunes, quema la piel, y hay que evitar dirigirlo hacia amalgamas o cualquier otro metal ya que puede ser absorbido perfectamente por estos materiales (Bourgeois).



### LÁSER DE He-Ne.

El medio activo de este láser es un gas compuesto por helio (85 %) y neón (15%). Su longitud de onda se localiza en el rango visible del espectro electromagnético; se puede observar de color rojo ya que su longitud de onda es de 632 nm. El láser de He-Ne tiene potencia de 0.5 a 50 mW.

La absorción biológica de éste láser es en melanina, pero su principal uso no es terapéutico, es utilizado como láser guía para láseres invisibles, se transmite por medio de fibra óptica o por brazos articulados. Se emite en forma de onda continua.

Este láser a máxima potencia puede ocasionar lesiones en la retina, quemar la piel y provocar reacciones fotosensibles (Bourgeois, Martinez, 1994, Bahn, 1994).

## LÁSERES EXCÍMEROS

Estos láseres son activados por gases halógenos: Xenón, Kriptón y Argón combinados con fluoruros o cloruros. Las longitudes de onda que presentan van de los 100 a los 400 nm, encontrándolos en la región ultravioleta del espectro electromagnético. En el láser de XeCl excimer la longitud de onda es 308 nm. El de ArF excimer es de 193 nm. El de Kr F excimer es de 248 nm.

La potencia a la que se manejan estos láseres es de 7 a 20 W. se transmiten por medio de fibra óptica, emitiéndose de manera pulsada.

Se dice que son absorbidos por hemoglobina, y al estar cerca de los 266 nm de longitud de onda se aproxima a la longitud de onda del DNA por lo que se le implican reacciones mutagénicas. Estos láseres presentan características atómicas, por lo que, aunque aún sus efectos y posibilidades de uso están en observación, en el futuro parece que serán un excelente auxiliar en el tratamiento de tejidos duros.

Las precauciones que hay que tomar en el manejo de estos láseres son protección de los ojos porque afectan la córnea y provocan fotoqueratitis.

Se ha observado que la exposición prolongada a esta radiación es carcinogénica. Puede causar eritema e hiperpigmentación. Los gases utilizados pueden ser tóxicos (Bourgeois, Bahn, 1994, Martínez, 1994)

### **LÁSER DE ERBIO: YAG**

Este láser es activado por un sólido. Es un cristal de Ytrio, Aluminio y Granate recubierto por Erblio. La longitud de onda del láser Er: YAG es de 296 nm encontrándolo dentro de los láseres infrarrojos. El tipo de emisión de este láser es pulsado y cada disparo es de 90 ó 200 nanosegundos. La potencia del láser es de décimas de Joules sobre centímetro cuadrado.

En medicina, sus aplicaciones son principalmente en dermatología y oftalmología. En esta última especialidad se prefiere utilizar combinado con el láser de CO<sub>2</sub> o con láseres excimeros. Algunos autores comentan que puede ser recomendable utilizarlo sobre tejidos dentales provocando un daño térmico mínimo. Este láser se transmite por medio de brazos articulados.

Los efectos que puede provocar el láser de Er:YAG si no se usan protectores debidamente, son: afectar la córnea, provocar cataratas y quemar la piel. (Bahn, 1994, Bougeois)

### LÁSER DE CO<sub>2</sub>

El medio activo del láser de CO<sub>2</sub> es una mezcla de 3 gases: Bióxido de carbono (10%), Nitrógeno (10%) y Helio (80%) con una pureza de 99 %.

El CO<sub>2</sub> es el elemento activo, éste es activado por transferencia de excitación del nitrógeno. Por otro lado, la presencia del Helio estabiliza el medio ya que promueve la "desexcitación" del CO<sub>2</sub>. A 1mm Hg de presión el CO<sub>2</sub> emite debajo de 100 impulsos por segundo, y en presencia del Helio arriba de 4000 impulsos por segundo. La longitud de onda de este láser es de 10.6 μm ( 10.5915 μm es la longitud de onda óptima). Su variación depende de los isótopos "C" y "O".

La potencia de este láser varía desde 1 μW a 100 W y el modo de transmitirlo es por medio de brazos articulados, ya que no es posible a través de fibra óptica. Los brazos articulados consisten en reflexión por lentes (7 usualmente). Este sistema requiere un mecanismo muy seguro, porque es muy frágil y costoso. Así se obtiene la ventaja de mantener la calidad óptica de la onda. Piezas de mano adaptables, con diferentes rangos de enfoque (distancia focal), son usados para concentrar el rayo.

Debido a que es un láser invisible al ojo humano (infrarrojo), se requiere de un láser guía, que es un láser de He-Ne.

Gracias a su longitud de onda, el láser de CO<sub>2</sub> es altamente absorbido por agua; por lo que, como en todos los tejidos hay agua, es perfectamente absorbido por el organismo, tanto en tejidos pigmentados como no pigmentados.

Si el rayo está en su máximo punto focal trabaja más rápidamente y causa daños menores sobre los tejidos adyacentes.

A este láser se le utiliza muy frecuentemente en cirugía ya que los cortes que se logran son muy limpios y precisos.

En odontología su uso se ha limitado mucho, porque el tamaño de la pieza de mano es muy grande, ya que la cavidad de resonancia se encuentra en la misma.

Los procedimientos ya aprobados para aplicarlos en la práctica común se encuentran en cirugía principalmente y son : incisión, hemostasia, toma de biopsias, frenilectomías, eliminación de hiperplasias, gingivectomías, gingivoplastias y cauterización de aftas.(Bourgeois, Bahn, 1994, Martínez, 1994)

Los procedimientos en tejidos dentales se describirán más adelante.

## **EL LASER DE CO<sub>2</sub> EN LA PRACTICA DENTAL**

### *Tejidos dentarios*

Se han llevado a cabo experimentos con el Láser de CO<sub>2</sub> en esmalte, dentina y pulpa, que abarcan procedimientos tales como:

- Esterilización de fosetas y fisuras.
- Detección de caries en esmalte.
- Retención de materiales a la superficie del esmalte.
- Tratamiento de caries en dentina.
- Retención de materiales a estructura dentinaria.
- Tratamiento de sensibilidad dentinaria.
- Pulpotomías.
- "Recubrimiento" pulpar.
- Tratamiento de infecciones periapicales.
- Blanqueamiento de dientes desvitalizados.

### Esmalte

Los primeros experimentos no estuvieron orientados al tratamiento de caries en el esmalte sino a su profilaxis. La hipótesis inicial decía que el esmalte expuesto sería más resistente a la desmineralización causada por ácidos producidos por los microorganismos de la placa dentobacteriana.

Esta hipótesis se puede confirmar in-vitro. El cristal de hidroxiapatita, a través de un "rearreglo" en su estructura podría convertirse en fosfato tri o tetracálcico, que se vitrifica en un grosor cercano a los 30 micrómetros. El esmalte adquiere un color blanco apalado, "transparente" como el vidrio.

In-vivo, este "rearreglo" sólo se mantiene por un periodo de tiempo corto. En un medio acuoso, los fosfatos experimentan hidrólisis que causa que la hidroxiapatita recobre su forma cristalina. Después de este periodo de resistencia, el esmalte rápidamente se vuelve sensible al ataque por microorganismos. (Bourgeois).

Así como las investigaciones orientadas a la prevención, el tratamiento de caries en el esmalte aún no ha dado resultados conclusivos.

El uso incorrecto del láser de CO<sub>2</sub> puede debilitar el esmalte, por lo que no se recomienda su uso para eliminar caries en este tejido. La alta densidad de energía requerida para este procedimiento puede ocasionar daño pulpar o agrietamientos. Si la potencia del láser utilizada es muy alta, la gran tensión interna causada por las cargas térmicas durante la exposición generarán fisuras y la ruptura del esmalte a la mínima presión mecánica (Bourgeois).

### Perspectivas futuras

#### *Prevención:*

Así como la fluoración endógena, la exposición al láser de CO<sub>2</sub> de algunos productos como una mezcla de polvo de esmalte y fluoruro de sodio puede permitir incrementar la resistencia de la hidroxiapatita y "disminuir" la sustancia interprismática. De tal forma, una fluorapatita mucho más estable podría disminuir el riesgo de ataque por caries.

Han sido probadas muchas mezclas, pero ninguna ha dado resultados satisfactorios hasta la fecha. Se han hecho estudios en los Estados Unidos y Japón que describen el sellado de fisuras y "llenado" de lesiones cariosas usando una mezcla hecha de 70% hidroxiapatita y 30% de un componente eutéctico de fluoruro (litio, magnesio y fluoruro de calcio).

#### *Retención de materiales al esmalte:*

Ordinariamente el único método utilizado para retener en esmalte una resina es el uso de grabado ácido. El uso del láser de CO<sub>2</sub> puede ser otra alternativa para llevar a cabo este procedimiento.

Se utilizan impactos de baja potencia para crear microrretenciones permitiendo el anclaje de la resina al esmalte.

La alteración de la apariencia de la superficie (deshidratación sin fusión) ocurre a 50 J/cm<sup>2</sup> (1 a 1.5 Watts por 0.1 segundos) y la temperatura de fusión de la hidroxiapatita se da por arriba de los 200 J/cm<sup>2</sup>.



Liebermann y cols. compararon la retención obtenida por grabado ácido y grabado con láser e indicaron que los resultados fueron similares.

Bonin y cols. indican que este tipo de tratamiento disminuye la fuerza retentiva de la resina en un 50% comparada con la retención obtenida por grabado ácido.

Arcoria y cols. llevaron a cabo un estudio en el cual se grabaron dientes con ácido y se compararon con otros a los cuales se les aplicó el láser para determinar la rugosidad de la superficie del esmalte. Se utilizaron láseres de diferentes características: una combinación de CO<sub>2</sub> / Nd: YAG (en forma de transmisión continua), CO<sub>2</sub> (superpulsado rápido), Nd: YAG (en forma continua), Argón (en forma continua), Ar: F excimer (superpulsado rápido), todos con una densidad de energía de 25.47 J/cm<sup>2</sup>.

Los resultados obtenidos indicaron que no hubo diferencias estadísticas significativas entre el Nd: YAG, el CO<sub>2</sub> y el Ar: F excimer. Y que la radiación con CO<sub>2</sub> y Nd: YAG produce una medida y cualidad de rugosidad de la superficie del esmalte próxima a la que se obtiene con tratamiento ácido. (Arcoria, 1993).

*Detección de caries en el esmalte:*

Uno de los exámenes clínicos más subjetivos en la práctica diaria es la detección de caries en los surcos del esmalte. En estas depresiones, ya sea de mayor o menor profundidad, el grosor del esmalte es muy reducido, estas zonas de retención son sitios ideales para fijar la placa dentobacteriana y como consecuencia más propensas a que se vean atacadas por caries.

El diagnóstico de caries a nivel de los surcos en el esmalte a menudo depende de la experiencia clínica del profesional, por lo que se propone el uso del láser para llevar a cabo este procedimiento

Como ya se mencionó antes, la exposición del esmalte al láser de CO<sub>2</sub> con una potencia suficiente para provocar su fusión, produce una superficie "transparente" como el vidrio, debido a que se forma fosfato tri o tetracálcico, mientras que la exposición de la dentina al láser de CO<sub>2</sub> generará una zona negra de carbonización debido a la pirólisis de la fracción orgánica. Esta diferencia es debido al alto contenido inorgánico en el esmalte y la mayor hidratación y más alto porcentaje de contenido orgánico de la dentina. Así tenemos la siguiente conclusión: los impactos con el láser en el esmalte ocasionarán una zona blanca, en tanto que en la dentina será una zona negra.

Aunque lo anterior no es siempre verdadero, la zona impactada en el esmalte puede tener también una coloración oscura; se piensa que estas zonas son superficies desmineralizadas, que denotan la presencia significativa de materia orgánica. Esta carbonización deberá permitir diagnosticar la presencia de caries de manera más precisa.

La densidad de energía utilizada para el diagnóstico de caries en esmalte debe ser baja para evitar daños en el esmalte pero lo suficientemente alta para producir la zona negra en presencia de materia orgánica. Se utiliza 0.5 Watts por 0.1 segundos. El láser de CO<sub>2</sub> para el diagnóstico de caries en el esmalte parece ser más preciso que el método convencional.

#### *Esterilización de fosetas y fisuras*

El uso de resinas para sellar las fosetas y fisuras es un método eficiente para proteger estos sitios del ataque de caries, pero desafortunadamente, el sellado de estas fisuras a menudo ocasiona el confinamiento de cierto número de bacterias.

Como consecuencia parece interesante que sea posible esterilizar las fosetas y fisuras a través de la acción térmica del láser de CO<sub>2</sub>, que destruye cualquier forma de vida mediante la "vaporización" de las células. No es necesaria una alta densidad de energía, todos los microorganismos son destruidos a 375 J/cm<sup>2</sup>.

La idea no es nueva. En 1978 Adrian esterilizó por primera vez instrumentos metálicos usando un láser de CO<sub>2</sub>, desinfectó hojas de bisturí contaminadas con esporas de Bacillus o Clostridium.

En 1980, Hook y cols. usaron el láser de CO<sub>2</sub> en instrumentos de endodoncia para demostrar la esterilización al desaparecer el 100% de las esporas y las bacterias.

Algunos años después Melcer probó los efectos esterilizantes del láser de CO<sub>2</sub> sobre muestras de dentina infectada.

*Remoción de brackets*

Strobl y cols. se enfocaron a utilizar el láser para desprender brackets y encontraron que la fuerza para despegarlos se redujo significativamente, al igual que el daño al esmalte. Aseguran que este método es potencialmente menos doloroso y más seguro (menos riesgo de daño al esmalte) para el paciente.

## Dentina

### *Tratamiento de caries en la dentina*

El tratamiento para remover caries en la dentina inicia de manera convencional utilizando pieza de mano de alta velocidad. La dentina necrótica puede ser removida usando una cucharilla, una fresa de bola o el láser de CO<sub>2</sub>. La remoción de esta dentina con el láser se hace "vaporizando" capa por capa (de aproximadamente 150 micrómetros), mientras que con el método convencional se abarcan capas cercanas a 1mm.

Los parámetros para el uso clínico del láser sobre caries en dentina varían con la edad del paciente, la condición anatómica de la pulpa y el metabolismo de ésta de acuerdo a la edad. La dentina más "vieja" es más dura y translúcida, su peso específico es mayor, la permeabilidad está reducida y los túbulos son gradualmente obstruidos.

El tratamiento con láser requiere de 5 a 15 minutos adicionales con respecto al tratamiento convencional dependiendo del tamaño y la localización de la cavidad.

La distancia de emisión dependerá de la edad del diente tratado, debido a que en un diente más joven la pulpa es más grande. El tiempo entre disparo y disparo puede variar también de acuerdo a dichas condiciones, y de la misma forma se pueden utilizar energías más bajas: si la zona "reestructurada" de dentina es de 200 micrómetros con 3 watts, esta zona será únicamente de 40 micrómetros con 1.5 watts.

Este cambio en los parámetros es particularmente interesante cuando sólo hay una delgada capa de dentina protegiendo a la pulpa. Para un tratamiento más rápido, la radiación

puede ser "desafocada", en este caso la potencia y el tiempo de exposición deben ser modificados para mantener la misma densidad de energía.

Una vez que la cavidad ha sido cubierta con impactos, puede ser observada una zona negra de carbonización. Esta zona es interesante, debido a sus propiedades hidrofóbicas que deben prevenir la adhesión de microorganismos. Preservar esta zona carbonizada puede ser interesante aunque es antiestética y puede afectar la apariencia de una restauración que se colocará posteriormente, por lo que se remueve con una cucharilla o una unidad de pulido.

### *Protocolo de operación*

#### *Densidad de potencia, densidad de energía superficial.*

La absorción y la penetración son nociones esenciales en el uso del láser de CO<sub>2</sub>, así como la densidad de energía superficial. Esta noción es muy importante especialmente en tejidos dentarios. La densidad de potencia es directamente proporcional a la potencia emitida e inversamente proporcional a la superficie blanco.

$$Dp = \frac{Pe \times T}{S}$$

La densidad de potencia es expresada en Joules/cm<sup>2</sup>, la potencia emitida en watts, el tiempo en segundos y la superficie en cm<sup>2</sup>.

Para una misma densidad de potencia, podemos elegir muchos parámetros posibles.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

*Intervalo de pausa.*

Cuando la dentina es tratada con láser la elevación de temperatura no debe exceder el umbral incompatible con la salud pulpar.

Hay varios elementos que se oponen a la difusión térmica hacia la pulpa:

- La energía necesaria para la fusión de la superficie de tejidos mineralizados reduce la cantidad de energía transmitida hacia la pulpa.
- La vaporización de agua y materia orgánica, que representa una alta proporción en la dentina, especialmente en pacientes jóvenes, actúa como una bomba para disipar el calor.

A pesar de estas barreras térmicas, es necesario considerar que disparos continuos causan una mayor elevación de temperatura en la cámara pulpar que la elevación obtenida con un sólo disparo.

El intervalo de la pausa entre disparos debe ser por lo menos el doble del tiempo de emisión, para permitir que el flujo sanguíneo de la pulpa disemine la energía transmitida a través de la dentina.

La máxima seguridad se obtiene haciendo varios disparos que estén lo más alejados posibles uno del otro.

La distancia entre el piso de la cavidad y la pulpa también debe ser considerada. La temperatura se eleva muy rápido en distancias que van de 1 mm. a 0.5 mm. (la caries cervical es la más difícil de tratar).

La dificultad de este tratamiento radica en lograr una "reestructuración homogénea" de las paredes de la cavidad. Si se considera que la "reestructuración" es insuficiente puede

llevarse a cabo una segunda aplicación. La capa de carbonización no se remueve y así la segunda aplicación actuará de manera exclusiva en las superficies no "reestructuradas".

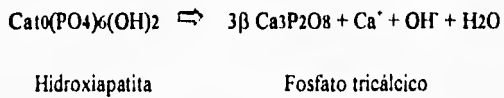
La radiación de láser de CO<sub>2</sub> es completamente absorbida por agua. Un tejido irradiado con láser de CO<sub>2</sub> puede alcanzar temperaturas de alrededor de 1400°C, mientras que la temperatura a menos de 1/10 de mm. es lo suficientemente baja para que la vitalidad del tejido sea preservada. Este fenómeno es posible debido a la alta hidratación de los tejidos.

Hay un 250% de diferencia entre la capacidad de difusión térmica del esmalte y de la dentina. Debido a esto el láser de CO<sub>2</sub> no produce fracturas en la dentina y protege a la pulpa de la dispersión de calor. La dentina sometida al láser se hace más dura y resistente a la disolución por ácidos.

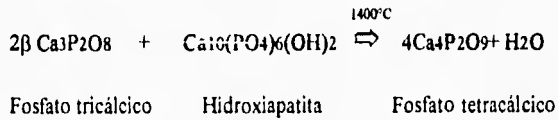


Modificaciones químicas y estructurales de la apatita bajo el efecto de altas temperaturas.

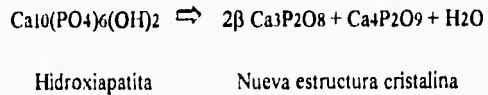
1.- De 700° - 1000°C la hidroxiapatita se deshidrata.



2.- Si la temperatura se incrementa



3.- Toda la reacción se puede resumir como sigue:



Microscópicamente después de un impacto se observan varias zonas:

- 1.- Superficie donde ocurrió la fusión.
- 2.- Zona afectada térmicamente y desnaturalizada.
- 3.- Zona no afectada térmicamente.

1.- Superficie externa fusionada.

La brillantez y lustrosidad como el vidrio, es una vitrificación real. La recrystalización de la dentina, después de la fusión de la estructura cristalina, puede ser comparada con la hidroxiapatita del esmalte.

Después de la fusión, la dureza de la dentina en la zona es 6 veces mayor y cercana a la del esmalte, aunque este aumento en la dureza da como resultado una dentina más frágil.

La propiedad más importante de esta zona es que su resistencia al ataque ácido se incrementa. Así, el interés en esta zona radica en:

- Crear un obstáculo en la invasión bacteriana suprimiendo la entrada a los túbulos dentinarios.
- Crear una protección de la matriz peritubular la cual no es disuelta por el metabolismo ácido de las bacterias.

2.- La zona afectada térmicamente es una zona de transición, muestra un grado de mineralización más bajo que el de la zona en donde ocurrió la fusión debido a que una parte

de la matriz orgánica es mantenida. En esta zona la dureza no se incrementa y puede estar debilitada debido a que aparecen fisuras

#### *Esterilización de la dentina*

Cuando se realiza la remoción de caries lo ideal es dejar una cavidad libre de microorganismos, lo cual con técnicas convencionales no se logra. El láser de CO<sub>2</sub> puede ser utilizado para destruir las bacterias y obtener dentina esterilizada por radiación láser. La barrera formada previene una reinfección.

#### *Aceleración de la dentinogénesis*

Los tratamiento convencionales no conducen de manera sistemática a la formación de dentina reparativa. Esta reacción natural es más común después del tratamiento con láser, sobre todo en adolescentes y adultos jóvenes. Esta nueva dentina es más gruesa que la formada después de un tratamiento convencional.

La reparación de la dentina se desarrolla rápidamente, y parece que se estabiliza entre el 4º y 12º mes.

Siempre hay una relación muy estrecha entre la potencia utilizada, el espesor de la dentina y el grado de dentinogénesis.

De acuerdo con algunos investigadores tenemos los siguientes datos:

Lenz en 1978 indica que la dentina se forma usando 50 J/cm<sup>2</sup>, la hiperamia pulpar ocurre entre los 50 y 100 J/cm<sup>2</sup> y por arriba de los 100 J/cm<sup>2</sup> se causa necrosis por coagulación.

En 1983 Adrian dijo que la reacción pulpar varia de acuerdo con la densidad de energía.

Mercer indica que la estimulación de la función odontoblástica y el grosor de la nueva dentina depende de la "dosis" de energía recibida.

Otros autores indican que la dentinogénesis ocurre a los 4000 J/cm<sup>2</sup> y la necrosis a dosis mayores de 8000 J/cm<sup>2</sup>; ¿por qué una discrepancia tan grande de 100 J/cm<sup>2</sup> a 4000 J/cm<sup>2</sup>? Puede ser posible que la distancia hacia la pulpa entre uno y otro caso fueran muy diferentes y J.C. Franquin introdujo la idea de que el grosor y también la calidad de la dentina tengan una influencia directa en la reacción pulpar.

Aunque lo anterior aún no está bien investigado J. Melcer da una explicación:

El efecto térmico de la radiación puede excitar a los odontoblastos, o producir sustancias metabólicas que son capaces de estimular la actividad de otras células pulpares para reemplazar a aquellas que han sido destruidas.

Como no se han observado células en mitosis, está en duda si hay diferenciación celular sin división, con células polimórficas convirtiéndose en nuevos odontoblastos.

### *Hiperestesia dentinaria*

La dentina hipersensible se encuentra en un 18% de los pacientes. La hipersensibilidad en los cuellos de los dientes se elimina sellando los túbulos dentinarios.

La teoría hidrodinámica puede explicar esta hipersensibilidad: a través de los túbulos dentinarios abiertos un flujo variable de líquido estimula las terminaciones nerviosas del plexo subodontoblástico. Simultáneamente la sensibilidad de la dentina radicular expuesta desaparece tan pronto como la luz de los túbulos es sellada.

La dentina reestructurada con el láser de CO<sub>2</sub> y la fotocoagulación de las terminales nerviosas produce una sedación, que no necesariamente es inmediata, puede ser necesario un lapso de 10 días y en ocasiones se puede requerir de 2 a 3 sesiones más. (Bourgeois).

### *Retención a la dentina*

La retención de los materiales de obturación a la dentina generalmente es de menor magnitud a la retención obtenida en el esmalte. Se dice que esta retención puede incrementarse usando el láser de CO<sub>2</sub>. Al igual que en el esmalte, se generan "cráteres" en la dentina que proveen microretenciones mecánicas al material restaurador, además de que la dentina reestructurada puede ser atacada con ácidos como en el esmalte. Después del tratamiento con el láser el calcio remanente puede ser quelado por ácidos carboxílicos (ionómero de vidrio y carboxilato de zinc), dando una adhesión más adecuada con la dentina.

Melendez y cols. llevaron a cabo un estudio grabando la dentina con un láser de CO<sub>2</sub> y compararon la fuerza de adhesión de 2 ionómeros de vidrio a la superficie grabada. Encontraron que se aumentó la fuerza de adhesión del ionómero Fuji II y disminuyó al utilizar Ketak Fil y Ketak-Bond. Aunque con éste láser se aumentó la adhesión del cemento Fuji II a dentina creen que aún es necesario establecer el efecto que tienen los láseres sobre los tejidos duros.

## Pulpa

### *Recubrimiento pulpar directo*

El recubrimiento pulpar directo consiste en recubrir la pulpa expuesta para mantenerla viva, con la finalidad de promover la formación de nueva dentina que protegerá la zona de la "herida" pulpar.

Se propone el uso del láser de CO<sub>2</sub> para llevar a cabo el recubrimiento directo. El doctor Bourgeois llevó a cabo estudios en vivo obteniendo como resultado dentina reparativa después de algún tiempo (dentina de 200 a 300 micrómetros de grosor en un término de 3 meses).

El primer paso es la hemostasis, posteriormente se ensancha la zona de comunicación pulpar para destruir toda el área infectada y finalmente realizar una ligera amputación pulpar. (Bourgeois).

Siguiendo un procedimiento similar también se propone el uso de este láser para llevar a cabo pulpotomías tanto en dientes permanentes como en temporales.

***DESARROLLO***  
***EXPERIMENTAL***



## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

En la actualidad, se ha venido comercializando el uso del láser y los múltiples beneficios que los fabricantes nos ofrecen, entre los cuales se encuentra el grabado del esmalte para proporcionar retención mecánica a los materiales restauradores como son las resinas, sin embargo, no existen muchos estudios que confirmen la eficacia de este método al compararlo con lo métodos tradicionales, que se llevan a cabo con ácidos.

## **JUSTIFICACIÓN**

Día con día surgen nuevas tecnologías en todas las áreas científicas y la odontología como tal no puede ser la excepción. Existe un acelerado avance y aparición de nuevas técnicas algunas de las cuales se han venido utilizando aún sin comprobar en un porcentaje adecuado su efectividad. Una de estas tecnologías de "reciente" aparición en el mercado es el láser para uso odontológico. Con el advenimiento de nuevos materiales de restauración, el grabado del esmalte, para obtener la retención de estos materiales constituye una necesidad en el consultorio y debido a que la tecnología láser es la alternativa más moderna para conseguirlo, es necesario comprobar su eficacia.

## **OBJETIVO GENERAL**

Comparar la fuerza de retención de resina colocada sobre esmalte grabado con ataque ácido y con luz láser.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Determinar la fuerza de retención de resina a esmalte grabado con ácido fosfórico al 37%.

Determinar la fuerza de retención de resina a esmalte grabado con ácido maléico al 10%.

Determinar la fuerza de retención de resina a esmalte grabado con luz láser.

Determinar el sitio de la falla (resina-resina, esmalte-resina).

Determinar las ventajas y desventajas que el uso de luz láser ofrece como alternativa como agente grabador del esmalte.

### **HIPÓTESIS DE TRABAJO**

La fuerza de retención de una resina obtenida con el grabado con láser será superior a la obtenida con el grabado con ácido fosfórico o ácido maléico.

### **HIPÓTESIS ALTERNA**

La fuerza de retención de una resina obtenida con el grabado con láser será igual a la obtenida con el grabado con ácido fosfórico o ácido maléico.

### **HIPÓTESIS NULA**

La fuerza de retención de una resina obtenida con el grabado con láser será menor a la obtenida con el grabado con ácido fosfórico o ácido maléico.

## **VARIABLES CONTROLABLES**

- Tipo de ácido grabador.
- Tipo de láser.
- Potencia del láser utilizado.
- Duración de la exposición de la superficie dentaria al láser.
- Duración de la exposición de la superficie dentaria al ácido grabador (fosfórico o maléico).
- Tiempo de "enjuague" al eliminar el ácido.
- Tiempo y tipo de secado de la superficie del esmalte después del lavado.
- Magnitud de los cambios de temperatura a los que se someterán las muestras para simular los cambios térmicos en la cavidad oral.
- Tiempo al que se someterán las muestras a los cambios de temperatura.
- Tiempo de fotopolimerizado de la resina a colocar.
- Marca de resina a utilizar.
- Concentraciones de ácidos grabadores.
- Características clínicas de los dientes a utilizar para las pruebas.

## **VARIABLES NO CONTROLABLES**

- Grado de hidratación de los dientes de la muestra.

## **MATERIALES**

- 88 dientes humanos extraídos e hidratados .
- Cavitron (Dentsply).
- Cepillo.
- Piedra pómez.
- Plastilina.
- 10 moldes circulares de aluminio.
- Vaselina sólida.
- Resina acrílica autopolimerizable.
- Espátula de acero inoxidable.
- 20 losetas de vidrio de 5X5 cm.
- 3 lijas de los números 120, 320 y 600.
- Emisor láser de CO<sub>2</sub> de 3 Watts (Satelec)
- Lentes protectores para el uso del emisor láser.
- Ácido fosfórico al 37% en gel 3M
- Ácido maléico al 10% en gel 3M
- Piseta.
- Agua bidestilada.
- Pera para insuflar aire.
- 2 pinceles.

- Resina líquida del estuche de adhesivos Multipropósito de 3M. (lote 199550719).
- Resina en pasta Z100 de 3M. (lote 199550719).
- Instrumentos plásticos para colocar resina.
- 3 moldes de teflón.
- Grapas metálicas.
- Unidad de fotopolimerización Visilux II de 3M.
- Cronómetro.
- Bandas de poliéster.
- Ambientador Hanau.
- Alambre de cobre delgado.
- Termociclador.
- 2 termómetros.
- Hielo.
- Mango de bisturí.
- Hojas de bisturí del No. 15.
- Máquina universal de pruebas INSTRON modelo 1137.
- Aditamentos de carga de la máquina universal (celda y alambre).
- Aditamento de acero inoxidable portamuestra.
- Papel milimetrado para graficar.
- Microscopio metalográfico (Leitz).

## **METODOLOGÍA**

Se tomaron 8 dientes para llevar a cabo las pruebas piloto, dividiéndolos en 4 grupos: 2 dientes fueron grabados con láser, 2 con ácido fosfórico, 2 con ácido maléico y 2 sin grabar con la finalidad de detectar los posibles errores al llevar a cabo la metodología. La metodología empleada para las pruebas piloto fue la misma que la utilizada para el estudio definitivo, y será descrito a continuación.

Los 80 dientes restantes se dividieron en la misma forma que los dientes utilizados en las pruebas piloto, solo que en este caso, cada grupo estuvo formado por 20 especímenes. La finalidad del grupo sin grabar fue determinar si el procedimiento de lijado alteraba la superficie del esmalte incrementando la fuerza de retención.

Cada diente fue fijado en la loseta de vidrio con una pequeña porción de plastilina; la parte que quedó en contacto con la plastilina fue la cara vestibular. Diente y plastilina se colocaron dentro del cilindro metálico de aluminio cuya pared interna fue previamente lubricada con vaselina cuidando que la corona del diente quedara próxima a la periferia del cilindro; posteriormente se preparó suficiente cantidad de resina autopolimerizable para llenar completamente el cilindro y encima de este se colocó otra loseta de vidrio para lograr una superficie plana. Polimerizada la resina se despegó completamente el bloque mediante presión digital.



Se eliminó la plastilina y la superficie dentaria expuesta fue limpiada con cepillo y piedra pómez. Una vez limpia y seca la superficie dentaria fue aplanada mediante la fricción de lijas de los números 120, 360 y 600 cuidando en este paso de no descubrir dentina.

Se llevó a cabo el ataque ácido de acuerdo a las especificaciones del fabricante:

- aplicación del ácido 15 segundos ( tanto para el ácido fosfórico como el maléico),
- lavado de la superficie grabada por 15 segundos
- secado de la superficie durante 10 segundos.

Para el grabado con láser también se utilizaron las especificaciones del fabricante.

-La potencia utilizada fue de 1 Watt por 0.1 seg. para cada impacto (la potencia del emisor fue calibrada debido al desgaste del medio activo).

-La distancia focal fue de aproximadamente 1.2 cm. de manera perpendicular a la superficie.

Grabada la superficie dentaria, se colocó resina líquida con un pincel y se le aplicó aire con presión ligera, con el fin de lograr una capa delgada, se fotopolimerizó durante 10 segundos y posteriormente se colocó sobre esta superficie un molde rectangular de teflón de 2 cm de ancho por 3 cm de largo y 2.5 mm de grosor, que tiene una perforación en el centro de 4 mm de diámetro, cuidando que la perforación circular coincidiera en toda su área con la superficie grabada; la lámina de teflón y el botón de acrílico fueron unidas firmemente con una grapa metálica de presión.

Se colocó la resina en pasta en la perforación empaquetándola para evitar la presencia de burbujas, y sobre la cual se puso una banda de poliéster aplicando presión

digital, sin retirar esta banda, se fotopolimerizó la resina durante 40 segundos. Una vez concluida la fotopolimerización se retiró la grapa y la lámina de teflón cuidando no desprender la resina de la superficie dentaria.

Las muestras fueron guardadas durante 96 horas dentro del ambientador que las mantuvo en 100% de humedad relativa y 37 °C.

Posteriormente, las muestras fueron colocadas en el termociclador y fueron sometidas a 500 ciclos de un minuto cada uno (20 segundos a  $5 \pm 2$  °C, 20 segundos a  $65 \pm 2$  °C y 20 segundos a  $22 \pm 2$  °C).

Después del termociclado, las muestras fueron almacenadas 24 horas en el ambientador, de donde se sacaron para ser sometidas a carga traccional en la máquina universal de pruebas que aplicó la carga a una velocidad de 0.5 mm/min. hasta provocar el desprendimiento de la resina. Previo a la aplicación de la carga traccional, se eliminaron los excedentes de resina de la periferia de la muestra con una hoja de bisturi, con la finalidad de que estos no alteraran la fuerza de retención. La magnitud de la carga aplicada fue registrada gráficamente sobre papel milimetrado; la superficie disponible en el papel para el registro gráfico mide 250 mm por lo que el rango total de carga fue dividido entre 250 para obtener el valor de cada medida.

Una vez provocado el desprendimiento de la resina, la muestra fue llevada a un microscopio metalográfico para verificar la ubicación de la falla. Inicialmente se observó la superficie dental y posteriormente la superficie de la resina desprendida.

## **MÉTODO ESTADÍSTICO**

Las cifras obtenidas fueron convertidas a megapascuales con fines de reporte de resultados cuyo análisis estadístico fue determinado por medio del análisis de la varianza ANOVA y la prueba de Scheffé.

### **CRITERIOS DE INCLUSIÓN**

- Molares humanos sin caries y sin restauraciones , que se encuentren hidratados.
- Molares sin alteraciones anatómicas en el esmalte, en la cara a grabar.

### **CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

- Molares no humanos.
- Molares con caries y con restauraciones.
- Molares no hidratados
- Molares con alteraciones anatómicas en el esmalte, en la cara a grabar.
- Exposición de la dentina al momento de aplanar la superficie a tratar.

## RESULTADOS

Los resultados de las pruebas realizadas para comparar la fuerza de retención de resina a esmalte grabado con tres técnicas diferentes después de aplicarles una carga traccional fueron en promedio:

- 1 - Grabado con láser: 2.9 MPa ( 3.71 Kg.).
- 2 - Grabado con ácido fosfórico: 12.41 MPa ( 15.9 Kg).
- 3.- Grabado con ácido maléico: 12.59 MPa ( 16.2 Kg).

Los resultados de cada muestra se representan en la tabla I.

Nota:

Del grupo grabado con láser dos muestras se desprendieron del esmalte durante el proceso de termociclado, por lo que no se considerarán para el análisis de los resultados.

El grupo control utilizado para determinar si el procedimiento de lijado alteraba la fuerza de retención de la resina, nos mostró que el procedimiento de termociclado al provocar contracción y expansión de la resina, fue suficiente para lograr su desprendimiento, por lo que se concluyó que la retención a la superficie del esmalte de la resina no fue modificada por el procedimiento de lijado.

El análisis estadístico utilizando la prueba ANOVA nos dió una diferencia significativa entre los grupos (utilizando un nivel de significancia de  $\alpha=0.05$  y  $\alpha=0.01$ ). Se obtuvo  $F=35.0035$ , en tanto que  $F_0=3.17$  para  $\alpha=0.05$  y  $F_0=5.01$  para  $\alpha=0.01$ .

Debido a que  $F$  es significativa, esto es,  $F \geq F_0$ ; la forma más apropiada para determinar que grupo es el que difiere más es aplicar la prueba de Scheffé.

Utilizando la prueba de Scheffé encontramos que el grupo grabado con láser es significativamente diferente a los otros dos grupos grabados con ácido, pero entre estos dos últimos grupos no existen diferencias estadísticamente significativas. Para  $F_0=3.17$ ,  $d=4.55$ , en tanto que para  $F_0=5.01$   $d=5.72$ , es decir que la diferencia significativa más pequeña entre grupos debe ser menor o igual a los valores de  $d$ ; pero la diferencia entre la media de los valores obtenidos con los ácidos y el láser fue mucho mayor a este valor ( $\bar{x}$  ácido fosfórico -  $\bar{x}$  láser = 9.51,  $\bar{x}$  ácido maléico -  $\bar{x}$  láser = 9.62 ).

El sitio de la falla después de aplicar la fuerza traccional con la máquina universal de pruebas INSTRON, a las muestras fue:

GRUPO/SITIO DE LA FALLA	INTERFASE RESINA-ESMALTE	RUPTURA DE ESMALTE	RUPTURA DE RESINA
GRABADO CON LÁSER	14 MUESTRAS	0 MUESTRAS	4 MUESTRAS
GRABADO CON ÁCIDO FOSFÓRICO	17 MUESTRAS	3 MUESTRAS	0 MUESTRAS
GRABADO CON ÁCIDO MALÉICO	12 MUESTRAS	1 MUESTRA	5 MUESTRAS

Se observó que en la mayoría de los casos el sitio de la falla se dio en la interfase resina-esmalte en los 3 grupos.

## DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos nos indican que no hubo diferencias significativas entre la fuerza de retención obtenida al grabar el esmalte con ácido fosfórico al 37 % y con ácido maléico al 10%, por lo que ambos procedimientos dan prácticamente iguales resultados, debido a que el tiempo de grabado es el mismo y las condiciones previas y posteriores al grabado son también iguales.

La retención obtenida con el láser fue significativamente menor comparada con los dos grupos grabados con ácidos, por lo que el láser -con los parámetros establecidos por el fabricante en el caso de grabado del esmalte- no proporciona una retención adecuada para retener una restauración de resina compuesta, además que el tiempo invertido con ésta técnica es mucho mayor, en promedio, se utilizaron 2 minutos con 25 segundos aproximadamente, debido a que la forma de emisión fue continua (probablemente este tiempo se pueda reducir con una unidad láser que trabaje con una forma de emisión pulsada), en tanto que el grabado con ácidos, incluyendo el procedimiento de lavado, nos lleva realizarlo un tiempo de 30 segundos.

Podemos comentar también que clínicamente es mucho más difícil utilizar el láser debido al gran tamaño de la pieza de mano y a que en la cavidad oral hay zonas de muy difícil acceso, además que es necesario colocar la pieza de mano a una distancia "ideal" para lograr los cráteres, esta distancia es de aproximadamente 1.2 centímetros y el rayo debe ser dirigido de manera perpendicular a la superficie. Por otro lado, las técnicas de



grabado ácido no exigen tanto control en la colocación del ácido y son mucho más baratas que una unidad láser.

Macroscópicamente hay diferencias en los patrones de grabado, con el láser se forman "cráteres" en tanto que en la superficie grabada con ácidos no es evidente la presencia de las microperforaciones aunque si se observa una zona opaca.

El láser tiene la ventaja de que podemos distinguir si lo estamos aplicando sobre esmalte o sobre dentina, debido a que si lo aplicamos sobre dentina se producirá una zona de carbonización, en cambio, si la superficie es grabada con ácidos, será mas difícil determinar si fue exclusivamente esmalte o dentina lo que grabamos.

Si los parámetros utilizados con el láser como son: potencia, distancia focal y tiempo de exposición de la superficie fuesen modificados, los resultados tal vez podrían mejorar.

## CONCLUSIÓN

Actualmente creemos que la tecnología láser en el campo de la odontología, sobre todo en tejidos duros, tiene un gran trecho por recorrer. Por lo que es necesario que se lleven a cabo más investigaciones al respecto, ya que en otras áreas de la medicina, sobre todo la cirugía, constituye ya en la actualidad, una de las herramientas más útiles.

Desafortunadamente el costo tan elevado de estos equipos hace muy difícil que se utilicen de manera rutinaria en procedimientos convencionales, si posteriormente se obtienen resultados satisfactorios estas unidades podrían comercializarse y alcanzar otros niveles socioeconómicos y su costo se reduciría, sin embargo, previo a todo esto es necesario comprobar si todos los usos propuestos por los fabricantes son viables; esto puede hacerse en colaboración con instituciones de enseñanza como se hace en otras partes del mundo.

Concluimos que el láser utilizado para grabar el esmalte con los parámetros establecidos por el fabricante no son adecuados para retener una restauración de resina compuesta.

### **BIBLIOGRAFÍA**

- Albers, Harry F. Odontología estética. Selección y colocación de materiales. 1ª ed. Ed. Labor. España. 1988. 304 pág..
  
- Anderson. Materiales de aplicación dental. Salvat Editores. España. 1988. 184 pag.
  
- Arcoria, C.J., Lippas M.G. y Vitasek B.A. Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. J Oral Rehabilitation. 1993. Vol. 20. Pag 220 a 224..
  
- Bahn, S.L. Dental lasers: Safe or Sorry? . Compend Contin Educ Dent, 1994. Vol. XV, No 6. Pag 812-824.
  
- Baharav, H; Cardash, H.S; Pilo, R.; Helft, M. The efficacy of liquid and gel acid etchants. The Journal of Prosthetic dentistry. November, 1988. Vol 60. No.5. Pag 545-547.
  
- Barghi, N; Knight, G.T., Berry, T.G. Comparing two methods of moisture control in bonding to enamel: a clinical study. Operative dentistry, 1991. Vol 16. Pag 130-135.

-Barrancos, J Operatoria dental. Restauraciones 1ª ed Ed Médica Panamericana. Argentina. 1991. 678 pag.

-Baum, L; Phillips, R; Lund, M. Textbook of operative dentistry. 3ª ed.Ed. Saunders company. E:U.A. 1995.

-Beltrán, Virgilio. Física breve. Ed.Trillas. México. 1984. 180 pág.

-Bourgeois, P. CO<sub>2</sub> laser in dental practice. Grupe Satelec-Pierre Rolland.

- Bowen, R.L.; Cobb, E.N. A method for bonding to dentin an enamel. JADA, Vol. 107, Nov. 1983 pág 734-736.

- Brauer, G.M y Termini, D.J. Bonding of bovine enamel to restorative resin: effect of pretreatment of enamel. J Dent Res. Jan-Feb. 1972. pág 151-160.

- Buonocore, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J. D. Res. Dec. 1955. Vol. 34. No.6. pág 849-853.

- Cooper, L.F.; Myers, M.L.; Nelson, D.G. y Mowery, A.S. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. The Journal of Prosthetic Dentistry. Jul. 1988. Vol. 60. No 1. pág 45-49.
- Cormack, D.H. Histología de Ham. 9ª ed. Ed Harla. México. 1988. 892 pág.
- Craig, R. G. Restorative dental materials. 8ª ed. Ed. The C.V. Mosby company. E.U.A. 1989. 591 pág.
- Dale, B.G. y Aschheim, K.W. Esthetic dentistry. A clinical approach to techniques and materials. Ed. Lea and Febiger. Londres. 1993. 510 pág.
- Davis, W.L. Histología y embriología bucal. Ed. Interamericana-McGraw-Hill. México. 1988. 283 pág.
- Dederich, D.N.; Tulip, J. The effect of Nd:YAG laser on dentinal bond strength. SPIE. Vol. 1424. Lasers in orthopedic, dental, and veterinary medicine. 1991. pág. 134-149.
- Dederich, D.N. Lasers in dentistry (Letter). JADA, Vol. 122. Jun. 1991. pág 10-12.

- Diccionario de Física. Ediciones Rioduero. México. 1972. 253 pág
  
- Elorza, H. Estadística para ciencias del comportamiento. Ed.Harla. México. 1987. 571 pág.
  
- Ferreira,J.M.; Palamara, J.; Phakey, P.P.; Rachinger, W.A.; Orans, H.J. Effects of continuous-wave CO<sub>2</sub> laser on the ultrastructure of human dental enamel. Archs Oral Biol. 1989. Vol. 34. No. 7. pág 551-562.
  
- Frentzen, M.; Koort, H.; Thiensiri, Y. Excimer lasers in dentistry: Future possibilities with advanced technology. Quintessence International. 1992. Vol. 23. No.2. pág 117-133.
  
- Fusayama, T. A simple pain-free adhesive restorative system by minimal reduction and total etching. Ed.Ishiyaku EuroAmerica, Inc. Tokio. St. Louis. 1993. 128 pág.
  
- Guzmán, H.J. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Ed.Cat Editores. Colombia. 1990. 284 pág.
  
- Hörsted, P. y Mjör, I. Modern concepts in operative dentistry. Ed Munksgard. Copenhagen. Alemania. 1988. 339 pág.

- Jordan, R.E. Composites en odontología estética. Técnicas y materiales. Salvat editores. Barcelona. 1989. 375 pág.
  
- Laswell, H.R.; Welk, D.A.; Regenos, J.W. Attachment of resin restorations to acid pretreated enamel. JADA. 1971. Vol. 82 Mar. pág. 558-563.
  
- Leinfelder, K.F.; Lemons, J.E. Clinical restorative materials and techniques. Ed. Lea & Febiger. E.U.A. 1988.
  
- Lobene, R.R.; Bhussry, B.R., Fine, S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. J Dent Res. Mar-Apr. 1968. Vol. 47. No. 2. Pág. 311-317.
  
- Loiacono, C.; Shuman, D.; Darby, M.; Luton, J.G. Lasers in dentistry. Gen Dent. 1993. Sep-Oct; 41 (5): 378-381 (28 ref).
  
- Martínez, H. Manual de odontología láser. Ed. Comunicatio corporación. México. 1994. 123 pág.
  
- McLaughlin, G. Retenedores de adhesión directa (puente de Maryland y otras alternativas). Ed. Médica Panamericana. Argentina. 1987. 224 pág.

- Melendez, E.J.; Arcoria, C.J.; Dewald, J.P., Wagner, M.J. Effects of laser-etch on bond strenghts of glass ionomers. J Prosthet Dent. 1992; 67: 307-312.

- Mercer, C. Let there be light-the laser in dentistry. British Dental Journal. Jun. 1992. Vol. 20 172 (12): 464-465.

-Midda, M.; Renton-Harper, P. Lasers in dentistry. British Dental Journal. May. 1991. Vol.11. 170 (9): 343-346.

-Mixon, J.M.; Eick, J.D; Tira, D.E.; Moore, D.L. The effects of variable wash times and techniques on enamel-composite resin bond strenghts. Quintessence International. Vol. 19, No. 4. 1988. pág 279-285.

-Myers, T.D. L. More about lasers. (letter). JADA. 1991. Jun. Vol.122. pág. 13-18.

-Nammour, S.; Carleer, M., Renneboog-Squilbin, C.; Dourov, N. Use of the laser for welding cracks on the dental enamel. Jour. Biol. Buccale, 1987, Vol. 15 pág. 37 a 43.



-Nelson, D.G.; Wefel, J.S.; Jongebloed, W.L.; Featherstone, J.D. Morphology, histology and cristallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation. Caries Res. 1987.; 21: 411-426.

Philips, R. La ciencia de los materiales dentales. 7a.ed.Ed Interamericana. México. 1976.  
pág. 583

-Pickard, H.M. Manual de operatoria dental. Ed.El manual moderno. México. 1987. 327  
pág.

- Pizzutiello, R. Color Atlas of CO<sub>2</sub> laser surgical techniques (introductory physical principles).

- Provenza, V.D. Histología y embriología odontológicas. Nueva editorial Interamericana.  
México. 1981. 272 pág.

- Raad, M.de; Paschoud, Y; Holz, J. Effets du laser à CO<sub>2</sub> sur les tissus dentaires. J.Biol.  
Buccale 1988. Vol. 16. Pág. 137-150.

- Roberts-Harry, D. Lasers in orthodontics. Br J Orthod, 1994. Aug.; 21 (3): 308-312.

(14 ref).

- Roth, F. Los Composites. Ed.Masson, S.A. Barcelona. 1994. 244 pág.

- Ruiz, R. Láser. Breve introducción y algunas demostraciones sencillas. 2ª ed.Ed. Universidad Nacional Autónoma de México. México. 1985. 51 pág.

- Simonsen, R.; Thompson, V.; Barrack, G. Técnica de grabado ácido en prótesis de puentes "Puente de Maryland". Ed.Médica panamericana. Buenos Aires. 1984. 167 pág.

- Smith, B.; Wright, P.; Braun, D. The clinical handling of dental materials. 2ª ed.Ed. Wright. Irlanda. 1994. 263 pág.

- Stern,R.H.; Sognaes, R.F.; Goodman, F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. JADA. 1966. Oct. Vol. 73, pág 838-843.

- Stern, R.H.; Sognaes, R.F. Laser beam effect on dental hard tissues (Abstract). J Dent Res. Supplement to No. 5. Vol 43, pag 873.

- Stern, R.H.; Valh, J.; Sognnaes, R.F. Lased enamel: Ultrastructural observations of pulsed Carbon Dioxide Laser effects. J. Dent Res. 1972, March-Apr. Vol. 51, No.2, pág 455-460.
- Strobl, K; Bahns, T.L.; Willham, L.; Bishara, S.E.; Stwalley, W.C. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1992 Feb. Vol. 101, No. 2. pág 152-158.
- Sturdevant, C.M. Arte y ciencia de la operatoria dental. 2ª ed Ed. Médica Panamericana. Argentina 1987. 765 pág.
- Uribe, J. Operatoria Dental, Ciencia y práctica. Ed. Avances. Madrid. 1990. 385 pág.
- Von Fraunhofer, J.A.; Orbell, G.M. Laser etching of enamel for direct bonding. The Angle Orthodontist. 1993. Vol. 63. No 1. pág 73-76.
- Wang, W.N.; Yeh, C.L.; Fang, B.D.; Sun, K.T.; Arvystas, M.G. Effect of H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> concentration on bond strength. The Angle Orthodontist. 1994. Vol. 64. No. 5. pág 377-382.

- Zakariasen, K.L.; McDonald, R.; Boran, T. Spotlight on lasers. JADA. 1991. Vol 122,  
pág 58-62

### TABLA DE VALORES OBTENIDOS PARA CADA TECNICA DE GRABADO

NUMERO DE MUESTRA	ACIDO MALEICO	ACIDO FOSFORICO	LASER
1	19.21	13.9	1.87
2	18.27	22.17	4.83
3	13.59	11.24	2.72
4	14.05	6.56	2.47
5	15.77	6.4	1.19
6	6.71	15.48	4.75
7	5.15	16.4	2.28
8	5.31	11.4	1.19
9	18.89	7.34	3.72
10	11.71	16.71	4.19
11	12.65	22.95	3.44
12	14.37	9.21	4
13	12.18	14.37	1.75
14	11.87	10.62	2.5
15	11.87	2.81	2.5
16	5.31	17.18	2.87
17	11.87	12.6	2.12
18	11.09	7.03	3.81
19	16.24	9.68	
20	15.62	14.05	
PROMEDIO	12.56	12.41	2.9
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	4.32	5.24	1.13

# VALORACIÓN COMPARATIVA DE FUERZA DE RETENCIÓN DE RESINA A ESMALTE GRABADO CON ÁCIDO Y CON LUZ LÁSER

GRABADO CON ÁCIDO MALÉICO

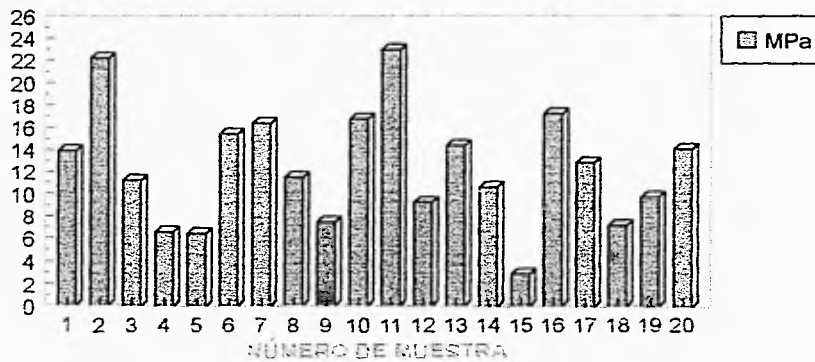
FUERZA EN MPa



# VALORACIÓN COMPARATIVA DE FUERZA DE RETENCIÓN DE RESINA A ESMALTE GRABADO CON ÁCIDO Y CON LUZ LÁSER

GRABADO CON ÁCIDO FOSFÓRICO

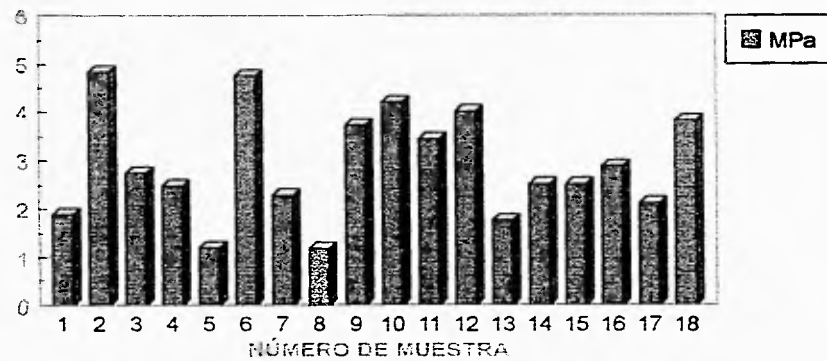
FUERZA EN MPa



# VALORACIÓN COMPARATIVA DE FUERZA DE RETENCIÓN DE RESINA A ESMALTE GRABADO CON ÁCIDO Y CON LUZ LÁSER

GRABADO CON LÁSER

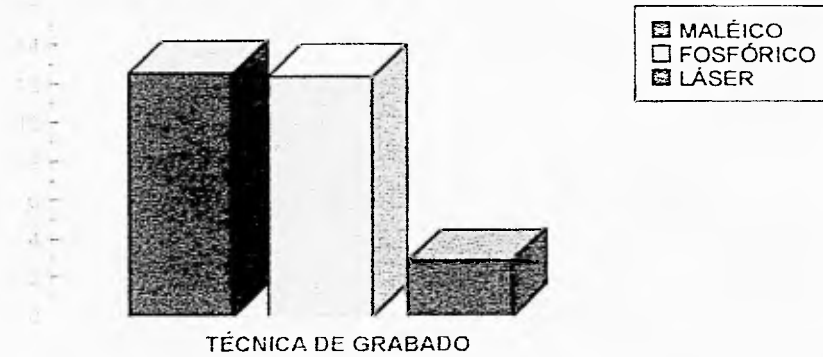
FUERZA EN MPa

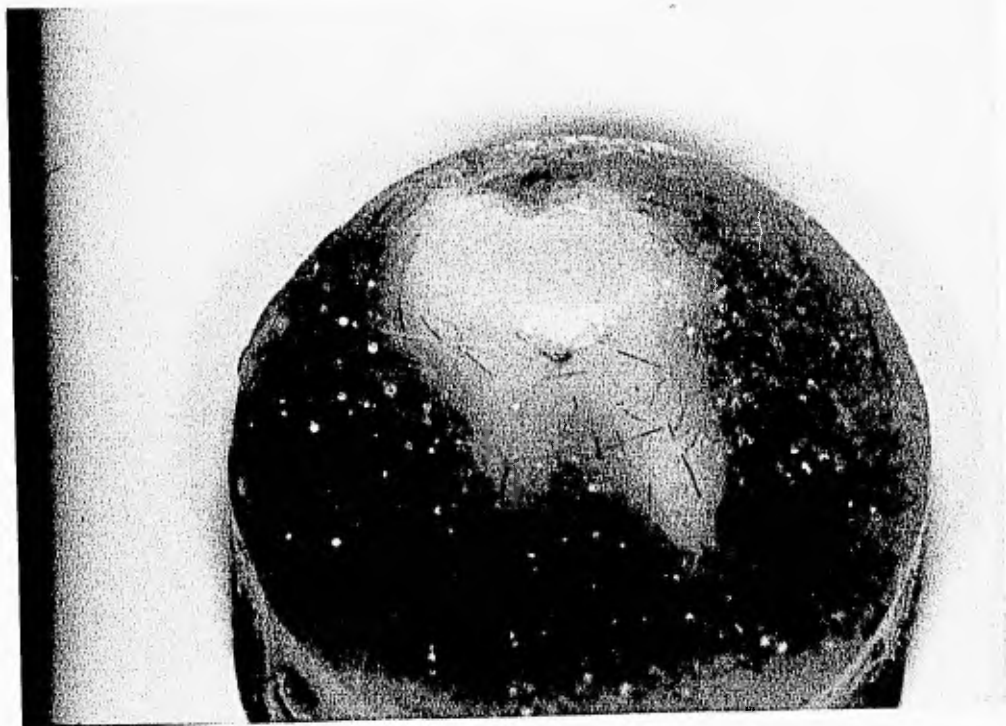




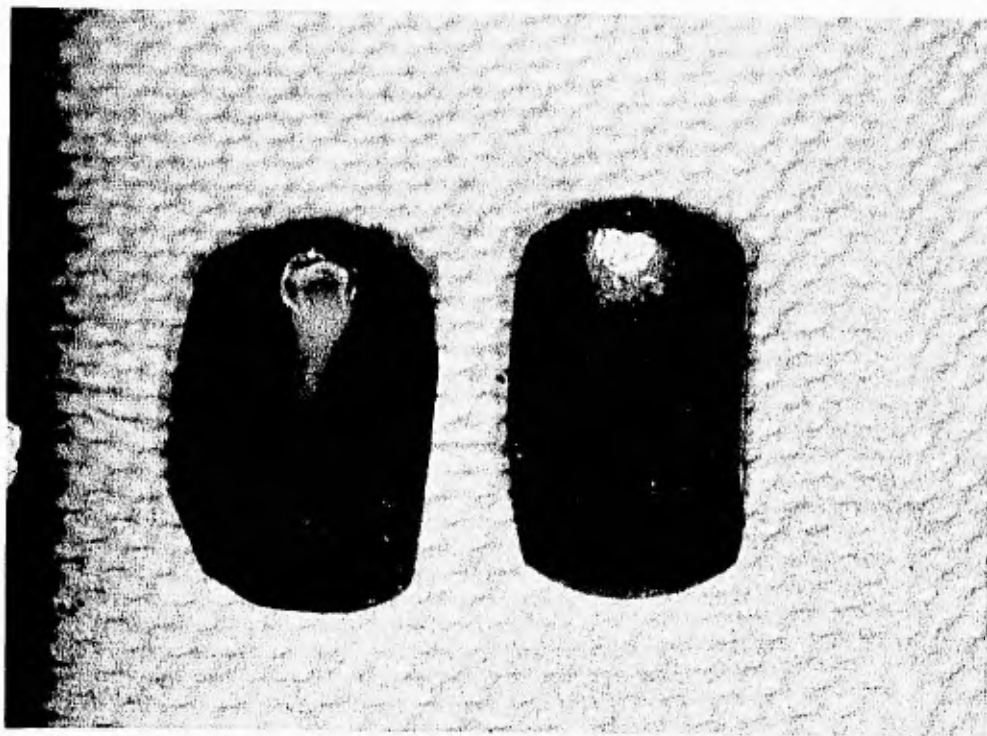
# VALORACIÓN COMPARATIVA DE FUERZA DE RETENCIÓN DE RESINA A ESMALTE GRABADO CON ÁCIDO Y CON LUZ LÁSER

TABLA COMPARATIVA DE PROMEDIOS DE FUERZA DE RETENCIÓN  
MPa

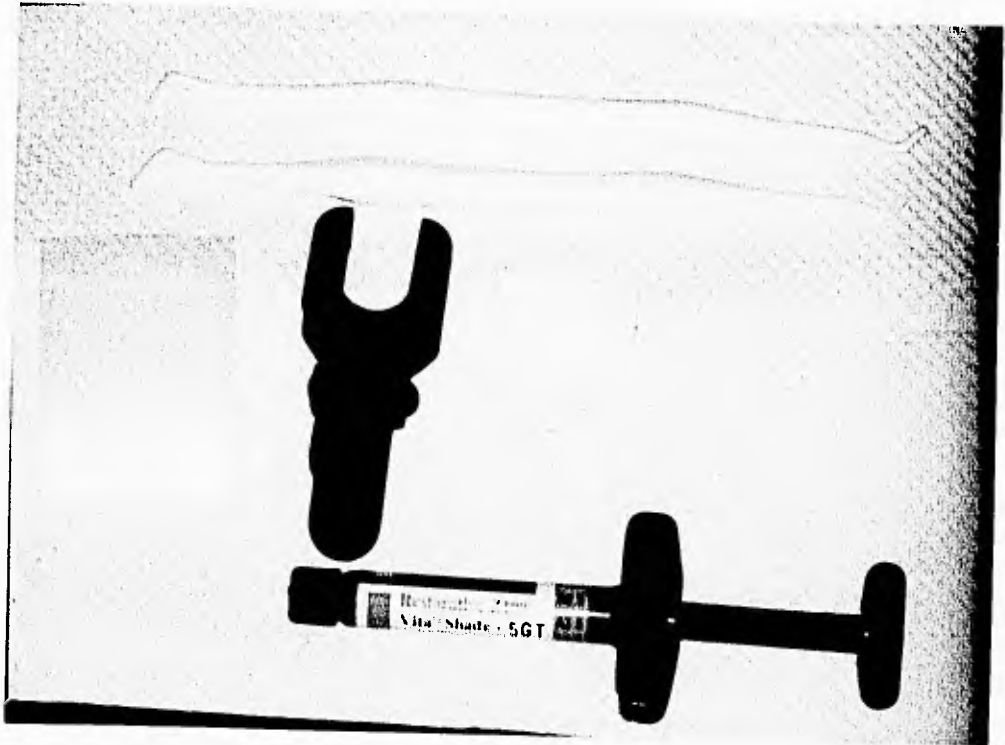




*Fotografía 1.-Especimen incluido en resina acrílica y cuya superficie ha sido aplanada con lijas.*



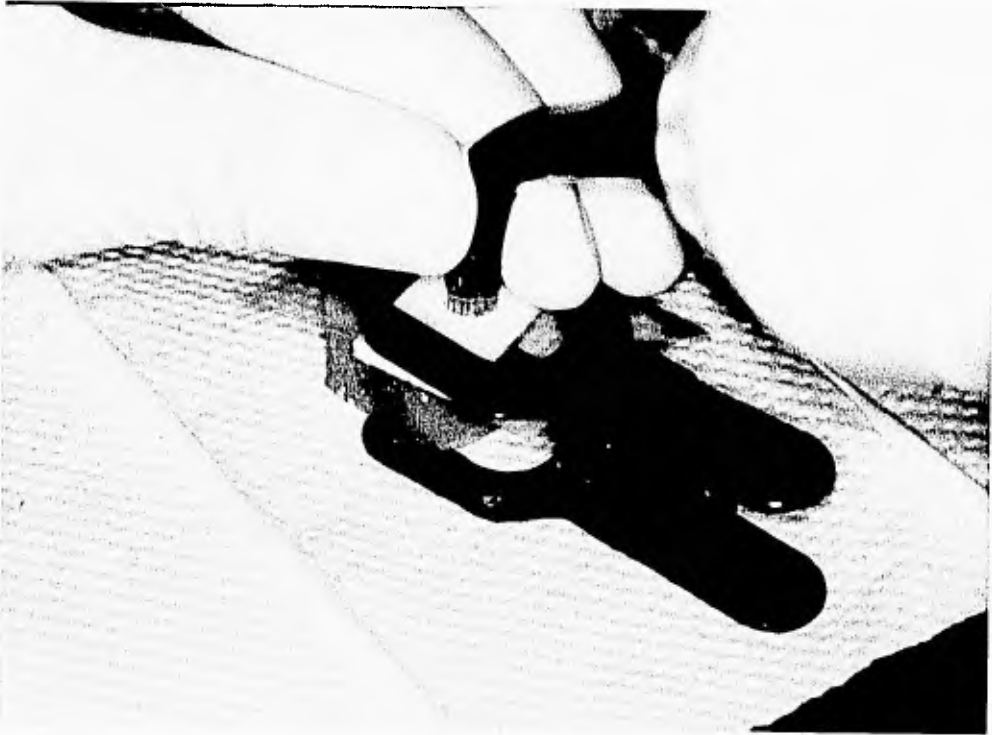
*Fotografía 2.- A la izquierda diente grabado con luz laser. Del lado derecho diente sin grabar.*



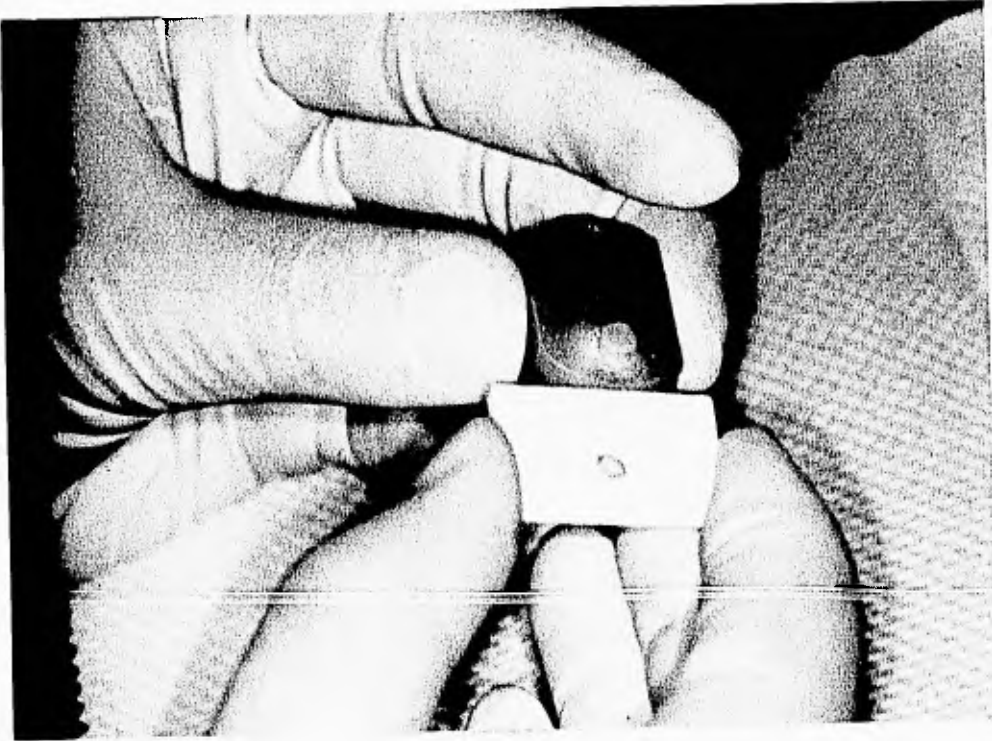
*Fotografía 3.- Material utilizado para la colocación de resina. Arriba: Instrumentos plásticos. Extremo izquierdo: banda de poliéter. Centro: grapa metálica. Extremo derecho: moldes de teflón. Abajo: jeringa de resina en pasta.*



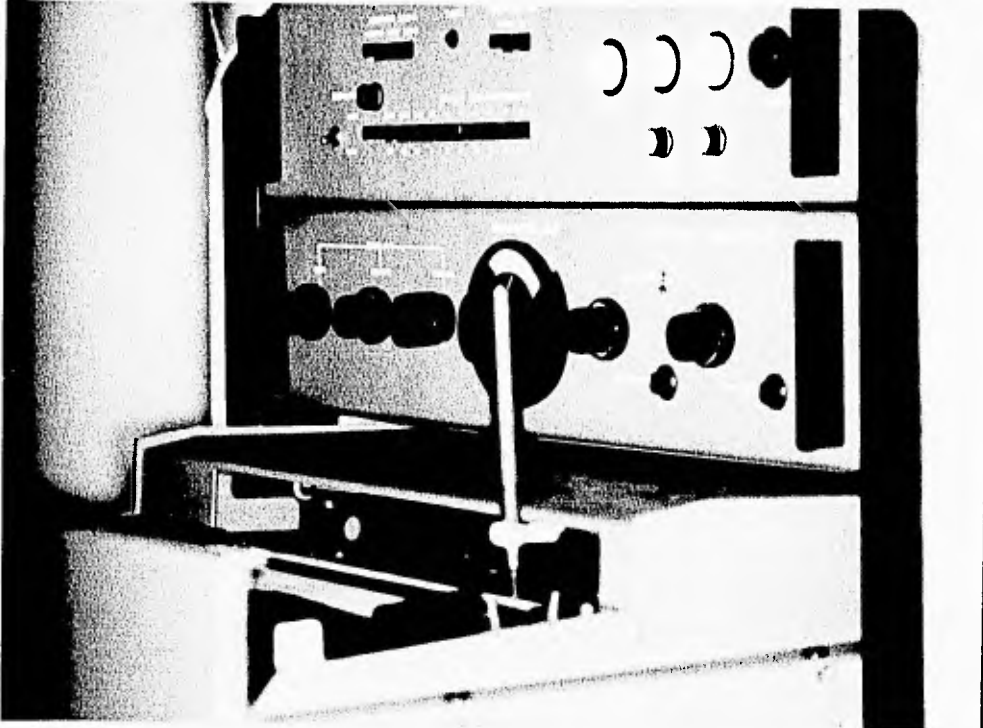
*Fotografía 4.-Colocación del molde de teflón y grapa sobre el espécimen ya grabado.*



*Fotografía 5.- Fotocurado de la resina ya colocada.*

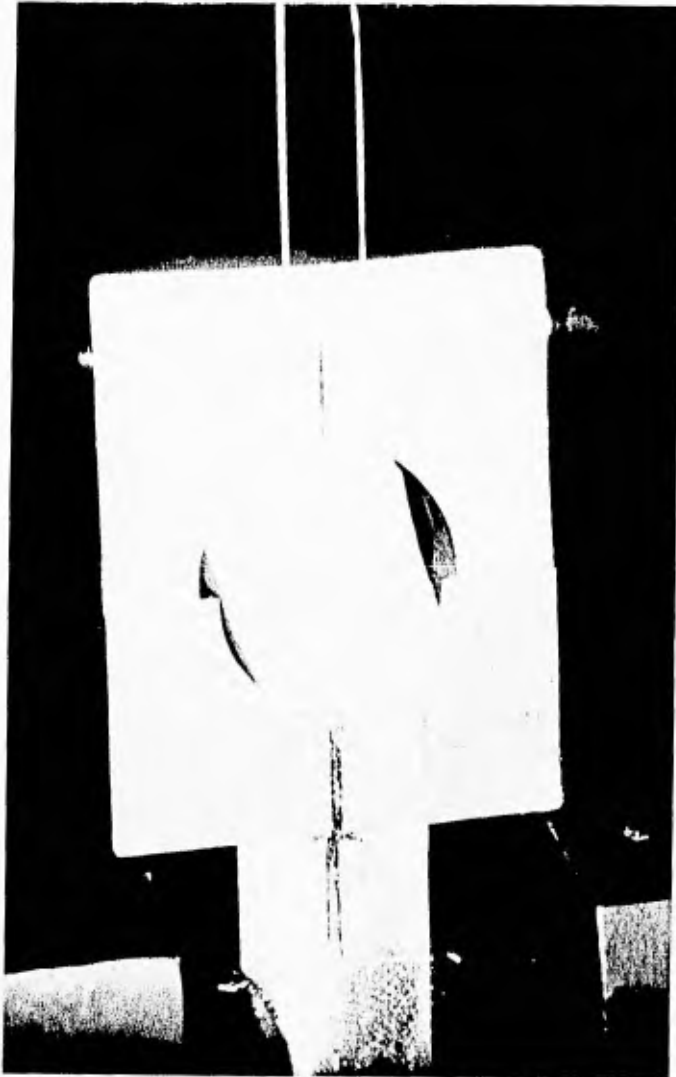


*Fotografía 6.- Desprendimiento del molde de teflón, dejando adherida al diente la resina.*

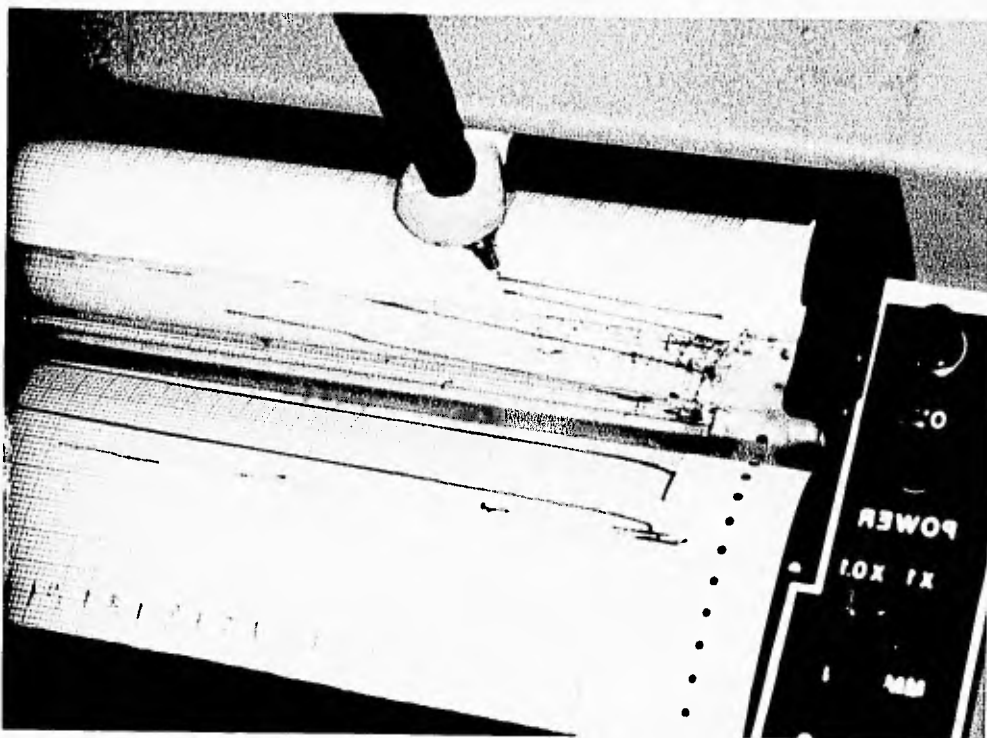


*Fotografía 7.-Panel de control de la máquina universal de pruebas INSTRON.*

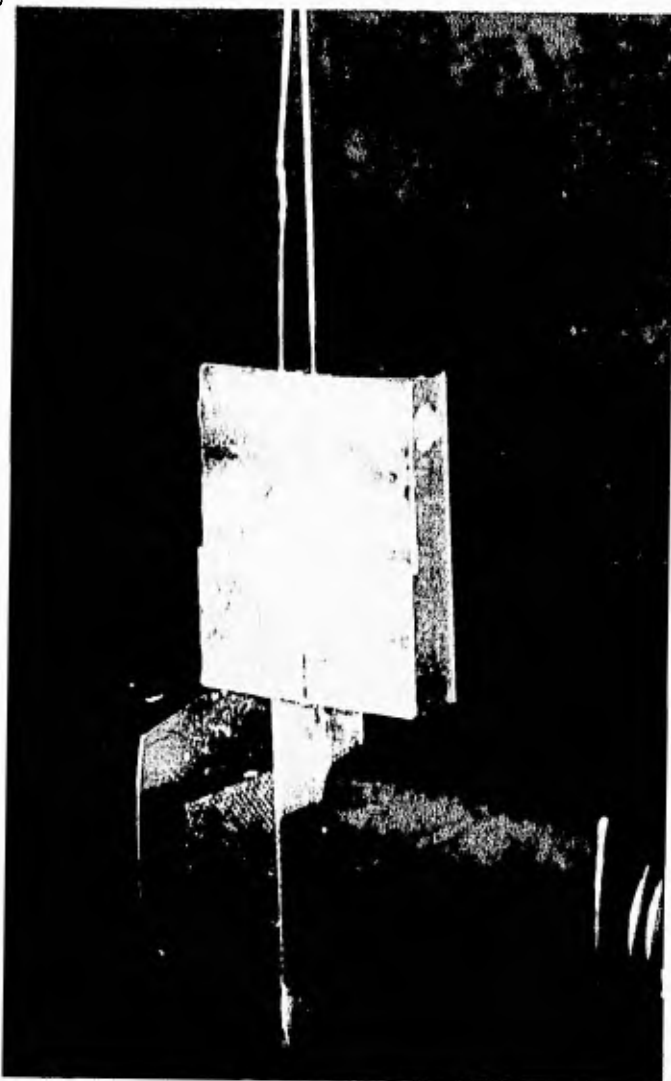




*Fotografía 8.- Colocación del aditamento traccional sobre el espécimen.*



*Fotografía 9.- Gráfica obtenida por la máquina universal de pruebas INSTRON al momento de aplicar la carga traccional.*



*Fotografía 10.- Especimen durante el momento de la aplicación de carga traccional.*