

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Postgrados

Comparación in vitro del grado de microfiltración en restauraciones con resina, elaboradas con dos sistemas (láser Er: YAG o turbina) aplicando o no grabado ácido

MARIA SOLEDAD PEÑAHERRERA MUÑOZ

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de especialista en
Rehabilitación Oral

Quito, Julio de 2007

Universidad San Francisco de Quito
Colegio de Postgrados

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

Comparación in vitro del grado de microfiltración en restauraciones con resina, elaboradas con dos sistemas (láser Er: YAG o turbina) aplicando o no grabado ácido

Maria Soledad Peñaherrera Muñoz

Francisco Buenaño, Dr.
Director de Tesis

Alejandro Castillo, Dr.
Miembro del Comité de Tesis

Pablo Proaño, Dr.
Miembro del Comité de Tesis

Nancy Mena, Dra.
Miembro del Comité de Tesis
Coordinador del Postgrado de Rehabilitación Oral

Mauricio Tinajero, Dr.
Director de Postgrado de Odontología

Fernando Sandoval, Dr.
Decano de la Facultad de Odontología

Victor Viteri Breedy, Ph.D.
Decano del Colegio de Postgrados

Quito, julio de 2007

Dedicatoria

La realización de esta tesis, hecha con mucho esfuerzo y sacrificio, se la dedico en primer lugar a Dios por haberme permitido culminar mi carrera profesional con mucho éxito, ya que era una de mis más grandes metas.

A mis padres y familia cuyo, ejemplo y apoyo han sido un pilar fundamental en todas las cosas que he realizado en mi vida.

A mi esposo y a mi querida hija, cuyo cariño y amor me impulsaron a concluir la realización de este trabajo.

Agradecimiento

A Dios, por tenerme presente cada día de mi vida.

A mis padres y familia, por su apoyo incondicional.

A mi esposo e hija, por que con su amor me inspiraron a concluir este trabajo.

A la Universidad San Francisco de Quito, por haberme permitido formar parte de esta gran familia de profesionales.

A mis profesores, quienes con sus conocimientos me han guiado y han llegado a ser el pilar de mi vida profesional.

Al Dr Fernando Sandoval, por haber confiado en mí, al abrirme las puertas de esta prestigiosa institución.

Tabla de contenido

	Pag.
<u>1. Introducción</u>	1
<u>2. Revisión de literatura</u>	3
2.1. Física del láser	4
2.2 Espectro electromagnético	5
2.3 Propiedades de la luz láser	6
2.4 Componentes del láser	6
2.5 Tipos de láser	7
2.6 Procedimientos a realizar con el láser duro	8
2.7 Láser Er: YAG	9
2.8 Datos técnicos del Er: YAG láser	12
2.9 Aplicaciones del Er:YAG láser en Operatoria	13
2.9.1 Remoción de esmalte	13
2.9.2 Remoción de dentina	13
2.9.3 Remoción de caries	13
2.9.4 Remoción de materiales de relleno	14
2.9.5 Modificación de esmalte y dentina	14
2.10 Recomendaciones de seguridad para el uso del láser	15
<u>3. Antecedentes</u>	17
<u>4. Justificación</u>	17
<u>5. Objetivos:</u>	18
5.1 Objetivo General	18
5.2 Objetivos Específicos	18

<u>6. Hipótesis</u>	18
<u>7. Materiales y métodos</u>	19
<u>8. Resultados</u>	31
<u>9. Discusión</u>	34
<u>10. Conclusiones</u>	36
<u>11. Recomendaciones</u>	37
<u>12. Bibliografía</u>	38
<u>13. Anexos</u>	41
13.1 Anexo 1A	41
13.2 Anexo 1B	42
13.3 Anexo 1C	43

Listas de Figuras

		Pág.
Figura 1.	Espectro electromagnético	5
Figura 2.	Terceros molares	19
Figura 3.	Limpieza con cavitron	19
Figura 4.	Dibujo de cavidades	20
Figura 5.	Confección de cavidades con turbina	20
Figura 6.	Limpieza con piedra pómez	20
Figura 7.	Sistema adhesivo POINT 4 Kerr	20
Figura 8.	Grabado ácido	21
Figura 9.	Colocación del adhesivo	21
Figura 10.	Colocación de la resina	21
Figura 11.	Fotopolimerización	22
Figura 12.	Modificación esmalte	23
Figura 13.	Modificación dentina	23
Figura 14.	Grabado mecánico de esmalte y dentina	23
Figura 15.	Er: YAG láser Fotona	24
Figura 16.	Preparación de cavidad con láser	24
Figura 17.	Preparación esmalte	24
Figura 18.	Preparación dentina	24
Figura 19.	Pulido con discos Soflex	25
Figura 20.	Ionómero ionofil Plus Voco	26
Figura 21.	Incubadora wsu100 (MLW)	26
Figura 22.	Muestras a 37°C	26
Figura 23.	Muestras a 36°C	27
Figura 24.	Muestras a 7°C	27
Figura 25.	Muestras a 70 °C	27
Figura 26.	Muestra con esmalte de uñas	28

Figura 27.	Azul de Metileno	28
Figura 28.	Muestras a 37°C	28
Figura 29.	Muestras con azul de metileno	28
Figura 30.	Disco de Diamante	39
Figura 31.	Muestra cortada	29
Figura 32.	Observador	30
Figura 33.	Muestra al microscopio	30

Listas de Gráficos

	Pag.
Gráfico 1. Escala de microfiltración	29
Gráfico 2. Gráfica de Promedios de microfilmación por grupo y observador	31

Lista de tablas

		Pag.
Tabla1.	Promedios de microfilmación por grupo y observador	31
Tabla 2.	Significancia estadística entre valores de pared oclusal y gingival	32
Tabla3.	Comparación entre grupos	33

Resumen

El objetivo de este estudio in vitro fue comparar el grado de microfiltración marginal en cavidades clase V, en la cara vestibular a nivel de esmalte y dentina.

Para este estudio se utilizó 30 terceros molares humanos extraídos sanos, los mismos que fueron seleccionados de manera aleatoria y divididos en tres grupos.

En el grupo 1 se utilizó turbina, grabado con ácido fosfórico, sistema adhesivo de la Kerr como lo indica el fabricante; en el grupo 2 se usó láser Er:YAG, se modificó el esmalte y dentina con láser, adhesivo y resina; en el grupo 3 se usó láser Er:YAG, ácido fosfórico, adhesivo y resina similar al grupo 1 y 2, las restauraciones de los tres grupos fueron realizadas con la técnica incremental.

Después del terminado y pulido de las restauraciones, los cuerpos de prueba fueron sometidos a termo ciclado y seguidamente fueron inmersos en azul de metileno, seccionados longitudinalmente con disco de diamante y los cortes fueron analizados de acuerdo a la cantidad de microfiltración en base a categorías estandarizadas.

Los análisis estadísticos ANOVA mostraron diferencias estadísticamente significativas, reduciendo considerablemente el grado de microfiltración en el margen gingival al utilizar láser y grabado ácido en las restauraciones; mientras que a nivel del margen oclusal el grupo 1 presentó menores valores de microfiltración.

Abstract

The objective of this *in vitro* study was to compare the degree of marginal microfiltration in Class V cavities, on the vestibular face involving the enamel and the dentine.

For this study 30 human healthy extracted third molar were used, the same that were selected in a random manner and divided into three groups.

In group 1, it was used turbine, etching with phosphoric acid, adhesive system from Kerr following the instructions from the manufacturer, in group 2 it was used laser Er:YAG, modifying the enamel and dentin, adhesive and composite; in group 3 it was used laser Er:YAG, phosphoric acid, adhesive and composite similarly to group 1 and 2. Fillings from the three groups were made with the incremental technique.

After the finishing and polishing of the fillings, the bodies of prove went through thermocycling and immersed into blue of metilene, longitudinally sectioned with a diamond disc and the cuts were analyzed according to the quantity of microfiltration in base to the standardized categories.

The statistical analysis ANOVA showed statistically significant differences, reducing considerable the degree of microfiltration in the gingival margin when using laser and acid etching in the fillings; while in the level of the occlusal margin, group 1 presented less values of microfiltration.

1. INTRODUCCION

Hoy en día, el láser se utiliza ampliamente en el campo de la medicina, incluyendo la odontología, su aplicación está en muchos aspectos revolucionando el cuidado dental ²³. Desde hace más de 30 años nuevas alternativas para el tratamiento de la superficie dental han sido propuestas incluyendo el aire abrasivo, micrograbado y la irradiación laser⁶. La irradiación con láser está basado en la teoría de Albert Einstein de la emisión de luz, que fue publicado en 1917²⁶.

En años recientes, ha incrementado el debate del uso del láser para la preparación de cavidades y para el acondicionamiento del esmalte y la dentina⁷. El uso del láser en odontología se inició en la década de los 80, principalmente el láser de CO2 y el Nd/YAG (Neodinium/Ytrium-Aluminum-Garnet), su principal uso es en tejidos blandos en la cavidad oral; así como también, el Er/YAG (Erbium/Ytrium Aluminum Garnet) que se utiliza hoy en día para remover caries y perforar estructura dentaria³⁰.

La mayoría de los láser para uso en medicina y odontología emiten energías invisibles infrarrojas y visibles del espectro electromagnético, por lo que tiene efecto termal sobre los tejidos; según su longitud de onda, su energía es selectiva hacia los componentes de los tejidos, como el agua, la hemoglobina y la melanina. Las primeras investigaciones con láser en odontología se realizó con el láser de rubí sobre esmalte y dentina, demostrando que la vaporización de ambos era posible. Estas investigaciones definieron sus capacidades y también sus limitaciones como: el calor generado por este primer láser de onda continua, que tiene un efecto nocivo sobre la pulpa, los brazos articulados y los espejos armados para emitir el láser, pues eran muy complicados para su aplicación en la boca.

Durante la segunda década de los láser, en 1970, la tecnología cambió con el uso de las microcomputadoras, la cuales permiten que las ondas continuas que generan calor en los tejidos se transmitan por pulsos, los mismos que permite que el pulso de energía sea seguido por un período de reposo más largo, consiguiendo un tiempo de enfriamiento que evita la acumulación de calor excesivo. Las pulsaciones y las fibras ópticas fueron esenciales en

1980, para la fabricación del primer láser dental de Nd:YAG con aplicaciones en tejidos blandos y duros.

Ultimamente se han hecho más descubrimientos del láser para el uso en: endodoncia, en odontología restauradora, provocando el desarrollo de materiales nuevos que tratados con el láser tiene una unión más fuerte en el esmalte y la dentina, en prevención, haciendo el esmalte más duro y resistente a los ácidos; la propiedad analgésica de los láser reduce el dolor postoperatorio y stress del paciente y del odontólogo¹⁹.

Los láser son clasificados de acuerdo al material de emisión, así pueden ser: sólidos (cristales), líquidos (tintes), o gases (helio-neon, CO₂). Estos aparatos emiten una luz con cierta longitud de onda, que está asociada con otros parámetros como son: el modo de emisión (pulsátil o continuo), tiempo de irradiación y poder, dando como resultado diferentes interacciones con cada clase de tejido²⁶.

El tratamiento láser fue descubierto, para ser el más confortable de los tratamientos mecánicos con un alto significado estadístico. Durante el tratamiento la necesidad de anestesia local fue del 11% en preparaciones mecánicas, comparado con un 6% durante la aplicación del láser¹⁷. A pesar de que el dolor se puede reducir con el uso de anestesia local, el miedo a las agujas y el ruido de la vibración de las preparaciones mecánicas, son causa de desconformidad en el paciente; este fue uno de los factores que estimularon al dentista a interesarse en el láser¹⁷. Actualmente existen en el mercado varios láser para aplicaciones en odontología, siendo 8 los más conocidos y solo 3 están aprobados para su uso en la práctica privada, los restantes aún están en proceso de investigación¹⁹.

2. REVISIÓN DE LA LITERATURA

En 1960, apareció una fuente de luz totalmente nueva: el láser. La palabra láser había aparecido ya en los escritos de Plinio, el famoso historiador del siglo I de nuestra era, quien lo considera entre los más milagrosos dones de la naturaleza y le otorga por sí mismo una variedad de aplicaciones. La moderna palabra láser es un acrónimo para: Light amplification by stimulated emission of radiation (amplificación de luz por la emisión estimulada de radiación)²³.

Existen evidencias de que culturas antiguas como los Egipcios, Griegos y Mayas usaban la luz del sol como medio terapéutico. La primera vez que se usa la luz artificial para efectos terapéuticos es al final del siglo XVIII cuando Nils Finsen, con cuarzo y agua como sistemas de enfriamiento producen una luz ultravioleta capaz de curar soriasis y vitíligo.

En 1916 Albert Einstein, en su teoría corpuscular de la luz, predice que si un átomo se excita, sus electrones pasan de una fase de reposo a una fase excitada y que al regresar a su fase inicial liberan una cantidad de energía llamada fotón¹⁹.

A principios de los cincuenta, Townes, amplifica la frecuencia de las microondas con un proceso de emisión estimulada y en 1958 da a conocer el principio MASER formada por el acrónimo Micro Ondas Amplificadas por una Emisión de Radiación Estimulada. Mas tarde en 1960 Hughes y Maiman descubren una nueva era, fabricando el primer láser con Rubí, con una luz rojo intensa más brillante que la luz del sol²⁷.

El primer uso clínico de láser en la terapia de caries, fue realizada con el láser de rubí pero este tenía un limitado efecto de ablación, es por eso que varios sistemas láser en estudios subsecuentes se volvieron inservibles en el uso clínico¹³.

Consecutivamente Townes, fue quien creó el láser de Helio Neon (HeNe), cuatro años después en 1964 la tecnología láser crece dentro del área de la cirugía, haciendo de este año, uno de los más importantes, pues se crean varios láser diferentes.

Townes introduce el láser de Dióxido de Carbono (CO₂) mientras que Giesic y Viter introducen el láser de Niodium, Itrio, Aluminio, Granate (Nd:YAG), desde entonces son cientos de sustancias y materiales que se están estudiando para producir nuevos láser como el de Aragón y el de Fosfato, Potasio, Titanio; aplicando su uso a las diferentes áreas como la industria y la medicina.

Stern et al. fueron los pioneros en usar el láser para investigación y aplicación en odontología. Goldman, Sognaes y Myers fueron los primeros en investigar los efectos del láser en los tejidos duros.

Durante 1983 Myers, encuentra que es posible vaporizar caries con el láser de Nd:YAG y diseña algunos cambios y adaptaciones para uso dental como son las pulsaciones y que se pudiera transmitir a través de fibras ópticas, lo que facilita su uso en odontología, así es como nace el primer láser dental.

En 1989 se comenzó a usar el láser en la práctica privada y una de las grandes desventajas era que no cortaba esmalte, por lo tanto no podíamos hacer cavidades¹⁹. El desarrollo de un nuevo láser de estado sólido, el Erbium-YAG láser, con una longitud de onda ($\lambda=2.94\mu\text{m}$) provee la máxima absorción de agua. Este láser en contraste con otros láser tiene la habilidad de remover dentina y esmalte con mayor eficacia, con un menor daño térmico especialmente cuando se usa spray de agua³¹.

El láser Er-YAG ha sido usado clínicamente para preparar cavidades, reportando los pacientes que éste es un método más confortable en comparación con la turbina, con una reducción significativa de anestesia local^{4, 17}.

Algunas características del láser dental sobre tejidos duros han sido considerados ventajosos: superficies rugosas sin desmineralización, túbulos dentinarios abiertos sin producción smear layer y superficie de dentina esterilizada⁴.

2.1 FÍSICA DEL LASER

En 1916 Albert Einstein propuso que se podía excitar a los electrones de un átomo, cuando se encuentra en su fase excitada y producir una cantidad de energía llamada fotón, siendo esto el principio de la energía láser.

Más tarde el científico Bohr reafirma el concepto, de que los átomos, están compuestos por un núcleo central rodeado de varios niveles de energía que contiene un su orbita electrones, entre más distante del núcleo se encuentra el electrón, tiene más energía y entre más cerca tiene menos energía¹⁹.

2.2 ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO

Es el espectro en el cual se mide la longitud de onda de las radiaciones (luz); el campo electromagnético lo podemos dividir en tres áreas diferentes: dos invisibles y una visible, (figura 1).

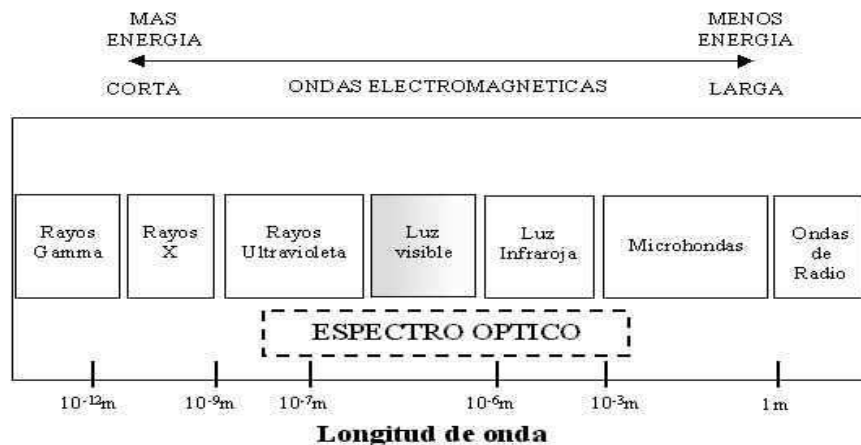


Figura 1. Espectro electromagnético

El término luz se refiere a la parte visible del espectro electromagnético. Se usa también libremente para referirse a las zonas infrarroja (IR) y ultravioleta (UV) del espectro. Hay muchas fuentes de luz como por ejemplo el sol, lámparas incandescentes y lámparas fluorescentes. La luz se puede representar como ondas y los diferentes colores corresponden a ondas de distinta longitud, donde la longitud de onda se define como la distancia entre las crestas de cada onda²³.

La longitud de onda, representa un factor importante, porque determina la clase de procedimientos terapéuticos, que se efectúan con determinado tipo de láser. Estas ondas están medidas en unidades llamadas nanómetros o micrones¹⁹.

El espectro óptico es una pequeña porción del espectro electromagnético; el espectro visible ocupa menos del 0.1% del espectro óptico.

Los láser quirúrgicos caen en el grupo de los que poseen mayor y menor longitud de onda, en las porciones infrarroja y visible, como también en la ultravioleta del espectro electromagnético. Hoy en día los láser solamente emiten radiación óptica no-ionizante, y no hay evidencia que sugiera que la radiación láser tiene algún efecto biológico²³.

2.3 PROPIEDADES DE LA LUZ LASER

La luz láser es diferente a la luz normal y se caracteriza por tener las siguientes propiedades.

Monocromática.- porque es de un solo color por estar formada por fotones con la misma longitud de onda.

Direccionalidad.- La luz láser es emitida en un rayo bastante estrecho que permanece estrecho, este es un rayo paralelo.

Potencia.- Las potencias emitidas por el láser pueden ser bastante altas, puede fácilmente ser de 100 W o más.

Coherente.- porque todos los fotones que la forman se encuentran en la misma fase y viajan en la misma dirección.

Luminosidad.- (resplandor). La luz de un láser puede ser recogida en su totalidad por un lente, y ser enfocada a un punto lejano más pequeño que la luz de una fuente convencional.

Este punto de enfoque más pequeño del láser contiene mayor cantidad de luz concentrada²³.

2.4 COMPONENTES DEL LASER

Todos los láseres están formados por cinco componentes básicos:

Medio activo.- La luz láser es generada dentro del medio activo puede ser líquido, sólido o gas y es el que determina la longitud de onda del láser y también le da el nombre, por ejemplo al láser que su medio activo es el argón se le llama láser de ARGON, al láser que su medio activo es el ERBIUM: YAG se le llama Er:YAG etc.

El medio activo se lo encuentra localizado dentro de la cavidad de resonancia.

Cavidad de resonancia.- Está compuesta por un sistema óptico que consiste en dos espejos altamente pulidos separados entre sí, con sus superficies paralelas y alineadas, encontrándose entre ellos el medio activo que al liberar los fotones éstos se reflejan en la superficies de los espejos de los cuales uno tiene unas micro perforaciones por donde se libera el 20% de la

energía concentrada dentro de la cavidad láser, formando un rayo de luz monocromático y direccional.

Medio de bombeo o estimulación.- Generalmente es una lámpara o flash que estimula con su luz al medio activo.

Sistema de enfriamiento.- se encarga de mantener el medio activo siempre a una misma temperatura para su mejor operación, por lo que el calor generado por el medio de bombeo es eliminado por este sistema¹⁹.

Panel de control.- Consiste en una micro computadora o un microprocesador localizado en la parte superior del láser y tiene diferentes funciones como: encendido, cantidad de energía, cantidad de pulsaciones por segundo y encendido del láser guía¹⁹.

El brazo articulado es un dispositivo utilizado en el láser Er:YAG para transmitir el haz desde la consola del láser al paciente²³.

Pieza de mano.- puede ser de dos tipos: a distancia que tiene una ventana de zafiro que permite la salida de la energía localizada, con un terminal representado por un zafiro cilíndrico, con un diámetro de alrededor de 2mm. y de longitud variable; la pieza de mano de contacto, que se utiliza cuando aún no se tiene mucha experiencia en la manipulación del equipo ya que nos recuerda un poco a la turbina con la fresa, pero luego de una semana es fácil lograr adaptarse al uso del manipuleo a distancia y que el operador se ayuda de una luz piloto o guía, que sirve para apuntar el láser junto con el punto de convergencia del spray de agua-aire que sirve para enfriar la zona operatoria⁸.

En el caso del láser Er:YAG la pieza de mano se conecta al final del brazo articulado; contiene un lente de enfoque para producir un pequeño punto, y varios espaciadores, conectados a la pieza de mano, que obligan al cirujano a trabajar en el área fuera de foco. El tamaño del punto es simplemente definido por la longitud del separador²³.

2.5 TIPOS DE LÁSER

Existen dos tipos generales de equipos láser para aplicaciones odontológicas:

Láser suave.- Es el láser de baja potencia o láser frío, ya que su rayo no genera calor, cuya potencia de emisión es inferior a 50 mW.

Estos equipos láser son esencialmente usados en las ciencias médicas como dispositivos para ayudar a la regeneración de tejidos, alivio de dolor, reducir la inflamación, edema y acelerar

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

Láser duro.- Es el láser de alta potencia o láser caliente, ya que su uso genera calor en la superficie sobre la que actúa²⁰.

2.6 PROCEDIMIENTOS A REALIZAR CON EL LASER DURO

Los componentes biológicos de los tejidos como los átomos y las moléculas son los responsables de la absorción de la energía láser y la convierten en otras formas de energía como calor, energía química y energía mecánica¹⁹.

- 1.- Odontología infantil.- Se utiliza para el manejo de tejidos blandos, operculectomías, hiperplasias, frenilectomías (labiales y linguales), incisión y drenaje de abscesos, pulpotomías, mantenedores de espacio, recontorneo gingival.
- 2.- Odontología estética.- Para manejo de tejidos blandos, recontorneo gingival, alargamiento de corona clínica, desensibilizar dentina expuesta, cauterización, blanqueamiento, hiperplasia gingival, herpes labial, úlceras aftosas, frenilectomías y gingivoplastías.
- 3.- Operatoria dental.- Para remoción de caries, perforación de esmalte y dentina, recubrimientos pulpares, preparación de la dentina para evitar el uso de bases, y gingivectomía / cauterización para facilitar la obturación.
- 4.- Cirugía oral y maxilofacial.- Para cauterización, soldado de tejidos, segunda fase quirúrgica de implantes, uvulopalatoplastía, escisiones, biopsias, leucoplasias y liquen plano, herpes labial, úlceras aftosas, remoción de tumores benignos, fibromas y lesiones blandas, reducción de infección en pacientes con cardiopatías, extracciones múltiples, apisectomías, tratamiento de alveolitis, vestibuloplastías, frenilectomías, etc.
- 5.- Prosthodontia.- Para remover épulis, frenilectomías, aumento de reborde, segunda fase quirúrgica de implantes, huellas de mordeduras, hiperplasia papilar, etc.
- 6.- Prótesis fija.- Para desensibilización dentaria, recontorneo gingival, aumento de corona clínica, preparación para pónico ovoide, etc.

7.- Periodoncia.- Para curetajes subgingivales, gingivectomías, gingivoplastías, iniciar incisión de colgajo, remover tejido de granulación e hiperplásico, reducción de tuberosidad, protección de zona donadora de injerto y procedimientos en pacientes comprometidos médicamente.

8.- Endodoncia.- Para incisión y drenaje de abscesos, pulpotomías, control de hemorragia, recubrimientos pulpares³⁰.

2.7 LASER ER-YAG

El láser Er-YAG es un láser en estado sólido, en el cual el medio activo está constituido por un cristal de itrio-aluminio-granate contaminado con moléculas de metal erbio. Su radiación que se encuentra dentro del rango de la luz infrarroja, tiene una longitud de onda de 2940 nanómetros (2.94 μm), la cual se caracteriza por ser muy bien absorbida por el agua del esmalte y la dentina, por lo tanto es particularmente indicada para una precisa y localizada ablación de los tejidos biológicos que la contienen. Además es sumamente afín a la hidroxiapatita, hecho que explica su capacidad de ablación sobre el esmalte, dentina y hueso⁸.

El láser Er:YAG trabaja a modo de pulsaciones, esto significa que la energía láser es emitida en pulsos de muy corta duración, que ocurren a niveles de repetición de 1 a 100 pulsos por segundo (1-100 Hz). La operación pulsada es muy importante, puesto que permite el suministro de altas energías láser a unas áreas de tejido muy pequeñas, sin afectar la temperatura del tejido circundante²³.

La radiación láser al ser disparada sobre el tejido causa una violenta evaporación del agua en el punto irradiado, dando como resultado una microexplosión del tejido duro circundante; estas micro explosiones están asociadas con la evaporación del agua en el cemento y otros tejidos dentarios duros⁸. Debido a contenidos diferentes de agua en los tejidos, la remoción en la dentina cariada es mayor que en la dentina sana y es más fuerte en la dentina que en el esmalte.

El Er:YAG es un láser de no-contacto, lo cual significa que la punta de suministro, debe permanecer aproximadamente a 10 mm. de distancia del tejido, debido a la preparación

libre de contacto, el dentista puede lograr efectos de eliminación muy buenos con una alta reducción de sensación de dolor. El tamaño de la superficie expuesta depende de la distancia que haya desde la pieza de mano del erbio hasta el tejido y se recomienda fuertemente el rociado de agua durante la ablación del tejido dental duro, a fin de evitar aumento de la temperatura y para prevenir la desecación del tejido y subsiguiente disminución en la eficacia de la ablación²³.

En 1988 Keller et al. demostraron que el Er:YAG láser puede remover caries con mínimos efectos térmicos y no provocar daños en los tejidos pulpaes¹⁶. En los casos en los que la pulpa fue directamente afectada por el láser, la respuesta de la pulpa fue más favorable que cuando sucede con las preparaciones mecánicas¹⁷.

Hoke et al. en 1990, observaron que la longitud de onda del láser Er: YAG (2,94um) combinada con el enfriamiento con agua permitía una eficiente remoción del tejido duro sin producir daños significativos circundantes.

Dostalova et al. 1996 estudiaron la necesidad de la utilización conjunta del spray de agua durante la ejecución de los procedimientos con el láser Er:YAG sobre los tejidos duros, ya sea para agilizar el efecto ablativo, como para evitar el sobrecalentamiento de la pulpa ya que podría provocar daños térmicos⁸.

Durante el tratamiento las partículas escapadas del tejido dental duro y de la caries pueden recogerse en la ventana de salida de la pieza de mano; por esta razón, la pieza de mano de Erbium del láser Fidelis tiene un diseño único, donde el aire presurizado limpia continuamente la ventana. Sin embargo, se recomienda limpiar la ventana con un paño suave, una o dos veces durante el procedimiento²³.

La preparación de la cavidad se hace mediante un movimiento continuo y lento del rayo a lo largo del área de preparación lográndose un corte preciso en los tejidos dentales duros, estas preparaciones con luz láser necesitan el doble de tiempo que las cavidades que se preparan de manera mecánica. Nunca se debe apuntar el rayo láser del Er:YAG a la amalgama, rellenos de oro o restauraciones con cerámica, ya que no van a ser desgastados, debido a la baja absorción de estos materiales y la reflexión de la luz láser. Las restauraciones de amalgama no deben ser removidas con láser, debido a la evaporación de mercurio durante el desgaste.

Hay algunas razones para que el paciente sienta disconformidad durante el tratamiento láser así tenemos dolor, mal olor y por el sonido del láser al impactar en el diente¹⁷.

Los primeros trabajos de operatoria dental con láser de Erblio se llevaron a cabo en Alemania y en clínicas piloto de ese país, posterior a esto, han sido muchas las investigaciones y los avances que han surgido, a nivel mundial, del uso del mismo a nivel odontológico.

Existe otro tipo de láser de erbio para aplicación sobre tejidos duros y hueso, como lo es el láser de Er:Cr:YSGG de 2790nm, el cual, está constituido por un cristal de itrio, escandio, galio y granate contaminado de erbio y cromo, se conoce que trabaja con similares niveles de longitud de onda cerca de la luz infrarroja e invisible dentro del espectro electromagnético, siendo igualmente efectiva su utilización sobre los tejidos dentarios.

Los estudios demuestran que los diferentes parámetros de la radiación láser, como la energía, frecuencia del pulso, modo de enfoque, tiempo de exposición y longitud de onda, todo esto puede afectar a la adhesión¹².

Hay autores que sugieren que las superficies que fueron acondicionadas con láser, el tratamiento químico con un agente grabador es necesario y éste no debería ser eliminado del protocolo de adhesión¹².

El mecanismo de adhesión en la dentina es más complicado que en el esmalte, debido a la estructura tubular, su mayor contenido de agua, la presencia de patología microestructural y alteraciones fisiológicas así como dentina esclerótica y dentina hipermineralizada²⁶. Los aspectos morfológicos de la superficie y sub superficie dentinaria, después del grabado con ácido fosfórico, cuando las cavidades están realizadas con instrumental rotatorio, presentan una superficie porosa con un incremento de la permeabilidad, caracterizado por la pérdida de la fase mineral dentro de la matriz colágena, dejando porosidades manométricas favoreciendo la infiltración de la resina. Por lo contrario, en los dientes en donde se usó la irradiación láser para preparar las cavidades, no presenta una matriz de colágeno abierta después de grabar la dentina con ácido. Las fibras colágenas no se encontraron formando una malla porosa responsable del incremento de la porosidad de la superficie y sub superficie dentinaria²⁷.

Varias características del tejido dental tratado con láser, se las ha considerado como una ventaja para la unión con la resina, esto incluye la formación de rugosidades

microscópicas en la superficie del sustrato, túbulos dentarios abiertos sin producción de smear layer y la superficie de la dentina esterilizada³.

Estos aspectos son considerados favorables para la unión a la dentina y son una consecuencia de la ablación termo mecánica debido principalmente a su longitud de onda (2940nm)²⁷.

Mediante microscopia electrónica de barrido ha podido demostrarse que el corte producido por el láser a través del esmalte es suave y preciso, preservando la morfología de los prismas del esmalte. De igual forma, el corte de la dentina muestra la conservación intacta de los túbulos dentinarios²⁴. Por otro lado, Martínez encontró grandes grutas en la sub-superficie, que puede ser desfavorable para la adhesión²⁶.

Auki et al. en 1998 han discutido acerca de la posible desnaturalización de las fibras colágenas y otros han reportado que el uso del láser Er:YAG adversamente afecta la formación de la capa híbrida²⁷.

Visuri en 1996, comparó entre la capacidad de adhesión de los composites a la dentina, seguido de la previa preparación de la superficie dentaria con el láser de Er: YAG y con las fresas tradicionales y observó que los resultados eran similares a los resultados obtenidos en ambos procedimientos^{8,32}.

Francischetti en 2001 concluyó que con el láser Er:YAG, se logra una preparación cavitaria capaz de retener las restauraciones de resina sin utilización previa de ácido fosfórico para su adhesión, ya que el láser Er:YAG es capaz de provocar una excelente traba mecánica sobre la superficie que impacta dejando la superficie muy rugosa e irregular^{8,10}.

Las ventajas del Er:YAG sobre la turbina son varias, entre éstas tenemos: tratamiento de no contacto, sin vibraciones desagradables; efecto esterilizante de la superficie, ablación selectiva de las lesiones por caries, ya que la luz láser elimina más rápidamente el esmalte y la dentina desmineralizada cariada comparado con el tejido intacto, la estructura de la dentina se preserva y sus túbulos se abren; superficie retentiva para una buena adhesión sin necesidad de abrasión con ácido, tratamiento menos doloroso ya que no se requiere anestesia²³.

2.8 DATOS TECNICOS DEL Er:YAG LÁSER

Los láser tienen parámetros físicos para controlar los efectos en los tejidos donde impactan. Se entiende que la luz láser es una forma de energía. Esta energía viene representada en Joules

(J). La potencia de un láser viene expresada en vatios (W), y representa la cantidad de energía emitida en Joules por segundo. Un vatio de potencia es equivalente a un Joule de energía emitida en un segundo.

La frecuencia es el número de ciclos por segundo y se mide en Hertz (Hz).

Longitud de onda 2940 nm.

Energía de pulso 40 a 1000 mJ

Tasa de repetición 2 a 50 Hz

Ancho del pulso en 4 pasos (100, 300, 750 y 1000 μ s.)

Poder medio hasta 15 W

Sistema de suministro Brazo articulado auto balanceado

Accesorios: Pieza de mano de contacto y no contacto.

2.9 APLICACIONES DEL Er:YAG LÁSER EN OPERTORIA

2.9.1 REMOCION DE ESMALTE

Energía: 260 - 400 mJ; Frecuencia: 8 - 14 Hz

El esmalte tiene un contenido relativamente bajo tanto orgánico (2 vol.%) como de agua (<8 vol.%). Las densidades de energía requeridas para remoción de esmalte son por tanto mayores que las que se necesitan para remover dentina. Debido a la alta absorción de la luz del láser Er:YAG en el agua es posible también eliminar esmalte sano intacto.

2.9.2 REMOCION DE DENTINA.-

Energía: 200 - 340 mJ; Frecuencia: 5 - 10 Hz

La cantidad de agua (25 vol.%) y el contenido orgánico (30 vol.%) que posee la dentina es mayor que en el esmalte, de ahí que la eficacia de la luz láser sea más alta. Las energías que se necesitan para eliminar la misma cantidad de tejido resultan por tanto menores que en el esmalte²³.

2.9.3 REMOCION DE CARIES.-

Energía: 200 - 340 mJ; Frecuencia: 5 - 10 Hz

Debido a la desmineralización y alto contenido orgánico en una lesión de caries en dentina o esmalte, el láser es más efectivo en la eliminación de tejidos dentales duros cariados que en los sanos. El relleno con compuesto puede hacerse después de la preparación láser, sin material de revestimiento con técnica adhesiva en las cavidades poco profundas. En las cavidades más profundas recomendamos el revestimiento de la cavidad antes de la aplicación del relleno con el compuesto²³. Se dice también que cuando actúa el láser esteriliza la zona matando los microorganismos e incluso las toxinas presentes y tenemos un margen de seguridad muy alto frente a la recidiva de caries⁸.

2.9.4 REMOCION DE MATERIALES DE RELLENO

Energía: 260 - 340 mJ; Frecuencia: 5 - 10 Hz

Todos los materiales estéticos de relleno plástico pueden eliminarse con luz láser. La energía láser remueve los compuestos de resina, cementos de cristal y cementos de fosfato por el mismo mecanismo de micro explosiones como con el tejido dental duro o lesiones de caries. Se recomienda el uso de enfriamiento por rociado de agua, para evitar el desplazamiento de calor y el recalentamiento del material y su carbonización.

2.9.5 MODIFICACION DE ESMALTE Y DENTINA

Energía: <200 mJ; Frecuencia: 10 Hz

La modificación de la superficie se logra a energías por debajo de 150 mJ para el esmalte, y por debajo de 100 mJ para dentina. La superficie se expone por unos pocos disparos mientras el rayo láser es movido continuamente a través del área tratada. La modificación de la superficie por el láser produce una buena adhesión del material de relleno, eliminando la necesidad de abrasión con ácido. No se requiere enfriamiento por rociado de agua cuando solamente se realiza modificación superficial. Después de la modificación limpiar la superficie con agua oxigenada al 3%, secar con aire y después aplicar el material adhesivo y el compuesto²³.

2.10 RECOMENDACIONES DE SEGURIDAD PARA EL USO DEL LASER

Para la operación del láser Fidelis se prescriben las siguientes normas especiales de seguridad, prescritas por la ley, para la operación del láser médico y de esta manera garantizar la seguridad del ejecutante, sus asistentes y pacientes.

- 1.- Alineación del láser guía y el quirúrgico antes de cualquier procedimiento.
- 2.- Control del láser cuando no se está usando el láser y se lo debe colocar en posición de reposo o standby para evitar algún daño.
- 3.- El láser Fidelis debe conectarse solamente a un enchufe principal que tenga tierra. Estos equipos deben ser instalados, mantenidos, calibrados y reparados solamente por el personal calificado, entrenado y autorizado por Fotona.
- 4.- La energía láser se puede reflejar y causar daño a los tejidos vecinos por lo que es necesario usar instrumental plástico o antirreflejante.
- 5.- Todos los materiales combustibles deben de mantenerse fuera del área operatoria, nunca use el láser en presencia de materiales inflamables. Por lo que sólo materiales no inflamables deben usarse, ya que hay riesgo de explosión. El área quirúrgica debe cubrirse con gasas húmedas para prevenir la combustión.
- 6.- Los ojos son los órganos más sensibles a los efectos del láser por lo que se debe usar lentes de protección específicos para cada longitud de onda y deben usarlos todo el personal que se encuentre en el área de trabajo (operador, ayudante, paciente). No se debe ver directamente la luz láser, ya que los rayos directos o reflejados pueden ser peligrosos para la piel y los ojos.
- 7.- Cuando se use anestesia general, compresas húmedas deben de cubrir el tubo de la anestesia para evitar daños accidentales con el láser. El cirujano debe tener cuidado especial para mantener el rayo láser lejos del tubo endotraqueal.
- 8.- El daño del tejido depende de la cantidad de energía y del tiempo de exposición de láser sobre el área, esto se debe de tener en cuenta cuando se hace una incisión con el láser ya que con períodos de tiempos cortos obtenemos mejores resultados.
- 9.- El láser produce humo cuando se aplica sobre los tejidos. Este humo es nocivo y dañino si es inhalado, por que ciertos virus son transmitidos a través de él, por lo que se recomienda el uso de evacuación central.

10.- Se debe de colocar una señal de LASER EN USO, en la puerta del operatorio cuando se esté trabajando con el láser, y acceso limitado para prevenir accidentes¹⁹.

3. ANTECEDENTES:

El láser de Er:YAG se presenta como una alternativa interesante, en la conformación de cavidades, por omitirse la aplicación de anestesia local y colocación de ácido fosfórico para el acondicionamiento del esmalte y de la dentina al realizar restauraciones con composite.

4. JUSTIFICACIÓN:

La tecnología en la actualidad, en el área odontológica está avanzando rápidamente, es por eso que el láser dental se puede utilizar en ciertos procedimientos clínicos y en algunos casos sustituir a la turbina.

La implementación de esta nueva tecnología para el tratamiento de la caries dental, es una alternativa muy favorable para los pacientes, por disminuir en ellos, el estado de ansiedad generada por el tratamiento convencional con turbina, en especial en la población infantil.

Sin embargo su uso como reemplazante de la turbina y de la técnica de acondicionamiento ácido, aún muestran interrogantes.

5. OBJETIVOS:

5.1 OBJETIVO GENERAL

Comparar in vitro el grado de microfiltración presente en cavidades clase V preparadas con láser o turbina, tratadas o no con grabado ácido y restauradas con resina,

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Evaluar el grado de microfiltración registradas después de usar el láser Er:YAG en restauraciones de resina sin colocar ácido fosfórico.
- Evaluar la influencia que tiene sobre la microfiltración el aplicar grabado ácido sobre las cavidades a ser restauradas, en relación a las cavidades modificadas con láser.
- Comparar la eficacia del láser vs. turbina midiendo el grado de microfiltración en las muestras empleadas.

6. HIPÓTESIS:

El grado de microfiltración en una restauración de resina disminuye, con el uso de una técnica de grabado total, ya que ayuda a eliminar el barrillo dentinario y mejora aún más al realizar las cavidades con láser.

7. MATERIALES Y METODOS

Fueron seleccionados 30 terceros molares íntegros, libres de caries y almacenados en un frasco en agua destilada y refrigerados hasta ser utilizados, (figura 2).



Figura 2. Terceros molares

En los que fue eliminado los residuos de tejido blando, realizada una profilaxis con cavitrón, (figura 3) y pasta de piedra pómez más agua en consistencia pastosa.

Cada diente fue analizado en microscopio óptico común Labonhot (Nikon) con el propósito de desechar a aquellos que presentan fisuras, mal formaciones o caries que pudieran dificultar con los propósitos de la investigación.

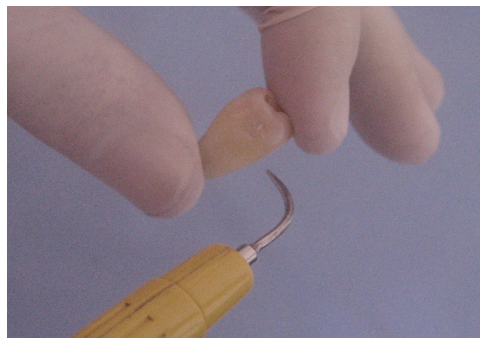


Figura 3. Limpieza con cavitrón

A seguir, los dientes fueron divididos aleatoriamente en tres grupos identificados debidamente:

Grupo 1 (n=10): Se realizó las preparaciones en la superficie vestibular de la corona de cada diente, de forma rectangular, con las siguientes dimensiones: 2mm de profundidad,

4mm de largo y 2mm de ancho, utilizando una lámina metálica en la que previamente fue establecido las dimensiones de la futura cavidad, y a través de un marcador permanente, (figura 4). Para la confección de las cavidades se utilizó fresas redondas de diamante número 4 de grano grueso, con pieza de mano en alta rotación (kavo) con la debida refrigeración de agua y aire, (figura 5). Todas las preparaciones fueron realizadas por el mismo operador, sustituyendo las fresas cada cinco preparaciones cavitarias según la recomendación de Henostroza, en el 2003 ¹⁴.

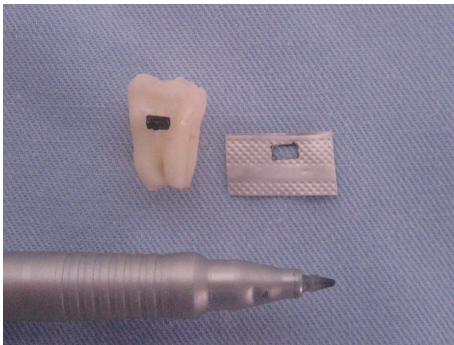


Figura 4. Dibujo de cavidades



Figura 5. Confección de cavidades con turbina

Después de realizar una limpieza de las cavidades con pasta de piedra pómez y agua en baja velocidad y luego se les aplicó ácido fosfórico al 35% en gel (Kerr) inicialmente sobre los márgenes de la cavidad en esmalte y a continuación sobre dentina de modo de permanecer por 15 segundos en esmalte y 10 segundos en dentina; posteriormente se lavó por 15 segundos con jeringa triple y se secó por 5 segundos con bolitas de algodón estéril evitando desecar la dentina, (figura 6,7,8).



Figura 6. Limpieza con piedra pómez



Figura 7. Sistema adhesivo POINT 4 Kerr



Figura8. Grabado ácido

A seguir, se aplicó una capa de sistema adhesivo OptiBond Solo Plus (Kerr) en toda la cavidad con un aplicador desechable con un movimiento ligero durante 15 segundos, colocando a continuación, un chorro de aire proveniente de la jeringa triple por 3 segundos a 1mm de distancia. Posteriormente se fotopolimerizó por 20 segundos a través de un aparato fotopolimerizador (Litex 680A Dentamerica), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente.

Previo a la fotopolimerización se probó la lámpara con un radiómetro (modelo 100, Demetron Research Corp) y se observó que tenga ($>600\text{mW}/\text{cm}^2$).

Se realizó la restauración de la cavidad con resina Z250 color A3 (POINT 4 Kerr), colocada a través de incrementos de 2mm hasta llenar la cavidad; cada incremento fue fotopolimerizado por 40 segundos con aparato fotopolimerizador (Litex 680A Dentamerica), (figura 9,10,11).



Figura 9. Colocación del adhesivo



Figura 10. Colocación de la resina

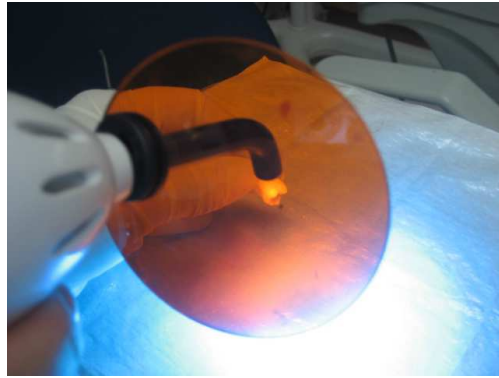


Figura 11. Fotopolimerización

Grupo 2(n=10): Se realizó las preparaciones en la superficie vestibular de la corona de cada diente, de forma rectangular, con las siguientes dimensiones: 2mm de profundidad, 4mm de largo y 2mm de ancho, utilizando una lámina metálica en la que previamente fue establecido las dimensiones de la futura cavidad, y a través de un marcador permanente, (figura4). Para la confección de las cavidades se utilizó el Er: YAG láser Fotona Fidelis, con la debida refrigeración de agua, (figura 15, 16).

Se usó un pulso de energía de 400 mJ y frecuencia de 12 HZ para tratar esmalte; para tratar dentina se usó una energía 340 mJ y frecuencia de 10 Hz con la debida refrigeración de agua y aire, (figuras 17,18).

Al rayo láser se lo trabajó a una distancia mayor a 15 mm. para reducir la abrasión.

Para el gravado mecánico del esmalte y la dentina de estas cavidades, previo a la colocación del material restaurador, se procedió a disminuir la potencia del láser, ya que para el esmalte se usa una energía menor a 150 mJ y para dentina una energía menor a 100, con lo que se elimina la necesidad de abrasión con ácido fosfórico, esta abrasión no necesita la refrigeración con agua y se limpia la superficie con agua oxigenada al 3% antes de colocar el sistema adhesivo (figura 12, 13, 14).

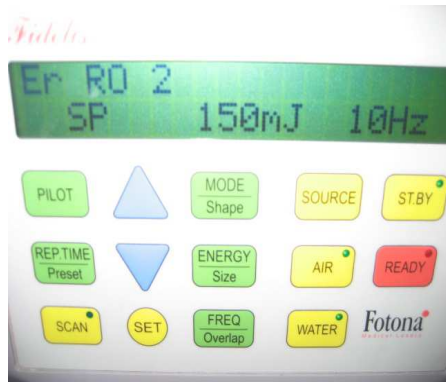


Figura 12. Modificación esmalte

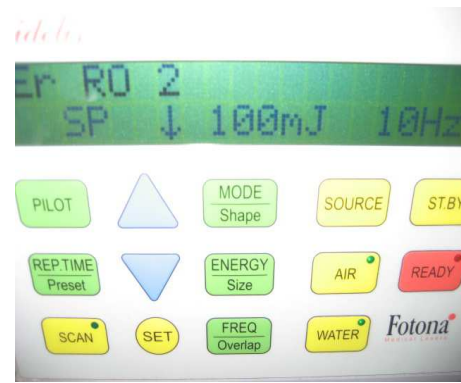


Figura 13. Modificación dentina



Figura 14. Grabado mecánico de esmalte y dentina

Todas las preparaciones fueron realizadas por el mismo operador.

A seguir, se aplicó una capa de sistema adhesivo OptiBond Solo Plus (Kerr) en toda la cavidad con un aplicador desechable con un movimiento ligero durante 15 segundos, colocando a continuación, un chorro de aire proveniente de la jeringa triple por 3 segundos a 1mm de distancia. Posteriormente se fotopolimerizó por 20 segundos a través de un aparato fotopolimerizador (Litex 680A Dentamerica), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente, (figura 9,10).

Previo a la fotopolimerización se probó la lámpara con un radiómetro (modelo 100, Demetron Research Corp) y se observó que tenga ($>600\text{mW}/\text{cm}^2$).

Se realizó la restauración de la cavidad con resina de color A3 (POINT 4 Kerr), colocada a través de incrementos de 2mm hasta llenar la cavidad; cada incremento fue fotopolimerizado por 40 segundos con aparato fotopolimerizador (Litex 680A Dentamerica), (figura 11).

Grupo 3(n=10): Se realizó las preparaciones en la superficie vestibular de la corona de cada diente, de forma rectangular, con las siguientes dimensiones: 2mm de profundidad, 4mm de largo y 2mm de ancho, utilizando una lámina metálica en la que previamente fue

establecido las dimensiones de la futura cavidad, y a través de un marcador permanente, (figura 4). Para la confección de las cavidades se utilizó el Er: YAG láser Fotona Fidelis, con la debida refrigeración de agua, (figura 15, 16).

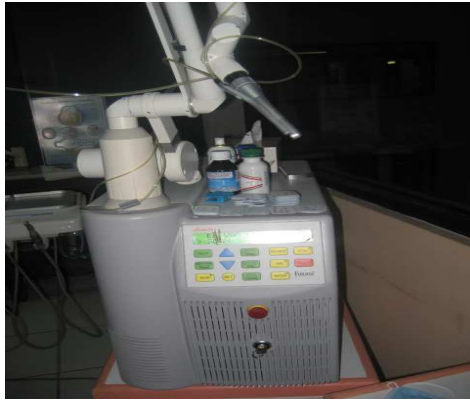


Figura 15. Er: YAG láser Fotona



Figura 16. Preparación de cavidad con láser

Se usó un pulso de energía de 400 mJ y frecuencia de 12 Hz para tratar esmalte; para tratar dentina se usó una energía de 340 mJ y frecuencia de 10 Hz con la debida refrigeración de agua y aire (figura 17, 18).



Figura 17. Preparación esmalte

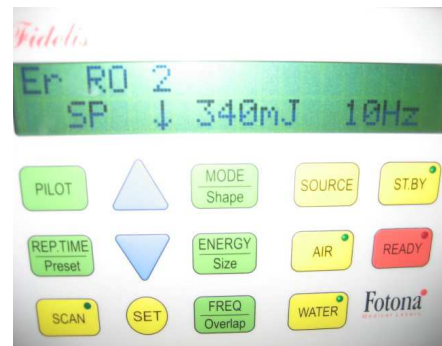


Figura 18. Preparación dentina

Al rayo láser se lo trabajó a una distancia mayor a 15 mm. para reducir la abrasión.

Todas las preparaciones fueron realizadas por el mismo operador,

Después de realizar las cavidades se les aplicó ácido fosfórico al 35% en gel (Kerr) inicialmente sobre los márgenes de la cavidad en esmalte y a continuación sobre dentina, de modo de permanecer por 15 segundos en esmalte y 10 segundos en dentina; posteriormente se lavó por 15 segundos con jeringa triple y se secó por 5 segundos con bolitas de algodón estéril evitando desecar la dentina, (figura 8). A seguir, se aplicó una capa de sistema

adhesivo OptiBond Solo Plus (Kerr) en toda la cavidad con un aplicador desechable con un movimiento ligero durante 15 segundos, colocando a continuación, un chorro de aire proveniente de la jeringa triple por 3 segundos a 1mm de distancia. Posteriormente se fotopolimerizó por 20 segundos a través de un aparato fotopolimerizador (Litex 680A Dentamerica), aplicando la fibra óptica perpendicular al eje del diente, (figura 9,10).

Previo a la fotopolimerización se probó la lámpara con un radiómetro (modelo 100, Demetron Research Corp) y se observó que tenga ($>600\text{mW/cm}^2$).

Se realizó la restauración de la cavidad con resina de color A3 (POINT 4 Kerr), colocada a través de incrementos de 2mm hasta llenar la cavidad; cada incremento fue fotopolimerizado por 40 segundos con aparato fotopolimerizador (Litex 680A Dentamerica) (figura 11).

Al término de la confección de las restauraciones de los tres grupos, éstas fueron pulidas con fresas de grano fino y por el sistema de discos Sof-Flex (3M), (figura19).

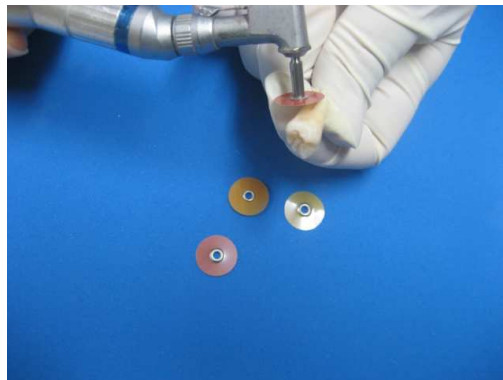


Figura 19. Pulido con discos Sof-Flex

Siguiendo las recomendaciones de la técnica usada en el procedimiento del termociclado los ápices radiculares de los molares en prueba fueron sellados con ionómero de vidrio de auto polimerización marca ionofil Plus (Voco), (figura 20).



Figura 20. Ionomero ionofil Plus Voco

Todos los dientes fueron almacenados en tubos de ensayo con agua destilada en una incubadora wsu100 (MLW) a 37°C durante 24 horas, (figura 21,22).



Figura 21. Incubadora wsu100 (MLW)



Figura 22. Muestras a 37°C

Al término de este período, los cuerpos de prueba fueron sometidos a termociclado por medio de tres diferentes temperaturas constantes; una de 7°C (refrigeradora), 36°C (FANEM LTDA modelo 100), 70°C (estufa WSU 100), permaneciendo los cuerpos de prueba durante 30 minutos en cada una de las estufas por un total de 4 horas seguidas, (figura 23, 24, 25).



Figura 23. Muestras a 36°C



Figura 24. Muestras a 7°C



Figura 25. Muestras a 70 °C

El termociclado es un método *in vitro* que permite valorar la calidad de sellado marginal, simulando el estrés térmico y la exposición continua con agua²⁹. Se debe de tomar en cuenta que la microfiliación inducida por termociclado aumenta gradualmente con el incremento del número de ciclos y la permeabilidad de la capa híbrida se evidencia a partir de los 25 ciclos siguiendo la metodología empleada por Reyes en el 2005²⁵.

Así también se aplicó dos capas de esmalte de uñas (Jolie de Vogue) en toda la superficie de los dientes con excepción de las restauraciones y a un margen de 2 mm. alrededor de ellas, para reducir cualquier otra filtración de colorante por alguna área del diente que no sea la comprendida por la interfase diente restauración que puedan alterar los resultados, (figura 26).



Figura 26. Muestra con esmalte de uñas

Realizado esto los cuerpos de prueba fueron inmersos en azul de metileno por 24 horas en una incubadora FANEM modelo 100 a 37°C, (figura 27, 28,29).



Figura 27. Azul de Metileno



Figura 28. Muestras a 37°C



Figura 29. Muestras con azul de metileno

El azul de metileno sirve para evaluar la calidad del sellado marginal ya que el tamaño de la partícula, es idéntico al tamaño de la partícula bacteriana y sus productos metabólicos²¹.

Posteriormente los dientes fueron lavados en agua corriente con el propósito de eliminar exceso de colorante. Acto seguido los dientes fueron seccionados longitudinalmente en el centro de la restauración en sentido ocluso-incisal utilizando un micromotor con disco de diamante, (figura 30).



Figura 30. Disco de Diamante

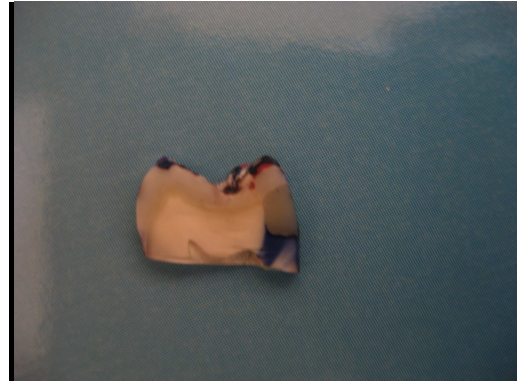


Figura 31. Muestra cortada

Cada mitad fue examinada en un microscopio óptico común de 15X, de esta manera se observó la microfiliación entre la interfase diente y restauración.

Se determinó el grado de filtración según la siguiente escala:

0, Sin penetración del tinte

1, Penetración del tinte a lo largo de la interfase hasta la $\frac{1}{2}$ de la profundidad de la pared cavitaria oclusal y gingival.

2, Penetración hacia toda la profundidad de la pared cavitaria, pero sin incluir la pared axial.

3, Penetración a lo largo de la pared axial. (Gráfico1)

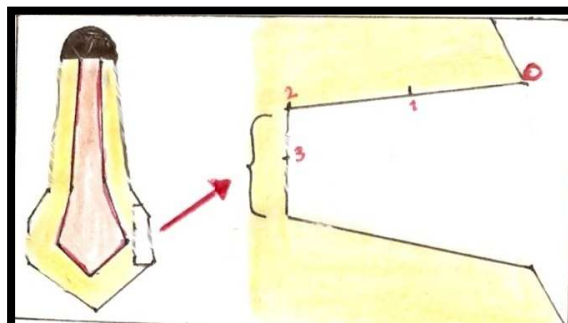


Gráfico 1: Escala de microfiliación

La examinación de los dientes al microscopio fue realizada por dos observadores calificados debidamente instruidos que ignoraban la naturaleza exacta de la evaluación de estos tratamientos restaurativos evitando así una medición sesgada, (figura 31).



Figura 32. Observador

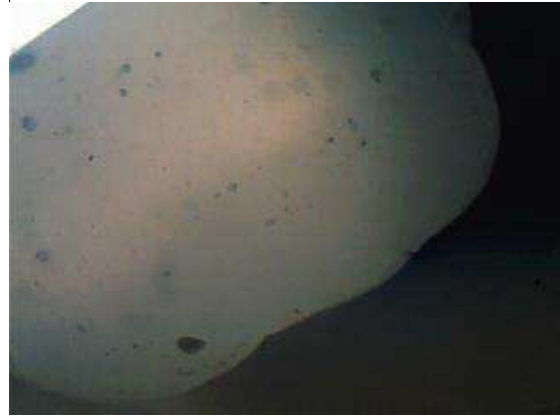


Figura 33. Muestras al microscopio

Se tomaron en cuenta para el estudio los valores más altos de las paredes oclusal y gingival de cada grupo. Los datos fueron sometidos a análisis estadístico ANOVA, para determinar las desviaciones estándar y medias de grado de microfiltración de cada grupo.

8. RESULTADOS

Los datos obtenidos según anexos, fueron sometidos a pruebas estadísticas de ANOVA, con el propósito de comprobar si existían diferencias significativas entre los datos de los diferentes grupos. (Gráfico2)(Tabla1)

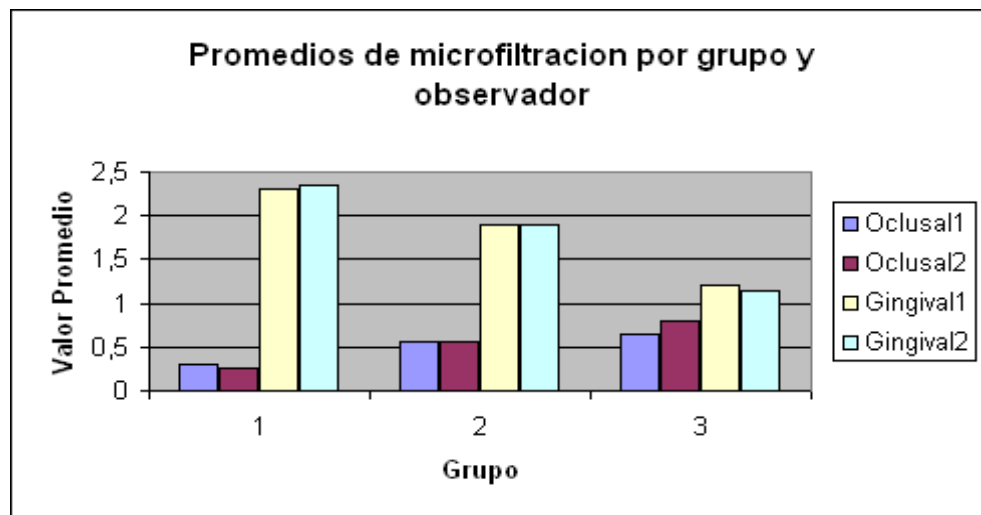


Gráfico 2. Gráfica de Promedios de microfilmación por grupo y observador

Report

Grupo		Oclusal1	Oclusal2	Gingival1	Gingival2
1	Mean	,30	,25	2,30	2,35
	N	20	20	20	20
	Std. Deviation	,470	,444	,923	,933
2	Mean	,55	,55	1,90	1,90
	N	20	20	20	20
	Std. Deviation	,605	,605	1,252	1,334
3	Mean	,65	,80	1,20	1,15
	N	20	20	20	20
	Std. Deviation	,489	,523	,834	1,040
Total	Mean	,50	,53	1,80	1,80
	N	60	60	60	60
	Std. Deviation	,537	,566	1,102	1,205

Tabla1. Promedios de microfilmación por grupo y observador

ANOVA

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Oclusal1	Between Groups	1,300	2	,650	2,360	,104
	Within Groups	15,700	57	,275		
	Total	17,000	59			
Oclusal2	Between Groups	3,033	2	1,517	5,437	,007
	Within Groups	15,900	57	,279		
	Total	18,933	59			
Gingival1	Between Groups	12,400	2	6,200	5,970	,004
	Within Groups	59,200	57	1,039		
	Total	71,600	59			
Gingival2	Between Groups	14,700	2	7,350	5,909	,005
	Within Groups	70,900	57	1,244		
	Total	85,600	59			

Tabla 2. Significancia estadística entre valores de pared oclusal y gingival

Considerando el análisis estadístico ANOVA de estos tres grupos se observó que sí hubo diferencias significativas en el margen gingival entre cavidades hechas con turbina y restauradas con la técnica adhesiva convencional (grupo 1) y las cavidades hechas con láser Er: YAG en las que se utilizó grabado ácido (grupo3), tanto en los resultados obtenidos por el observador uno y dos. (Gráfico 2) (Tabla 1,2)

Multiple Comparisons

Bonferroni

Dependent Variable	(I) Grupo	(J) Grupo	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Oclusal1	1	2	-,250	,166	,412	-,66	,16
		3	-,350	,166	,118	-,76	,06
	2	1	,250	,166	,412	-,16	,66
		3	-,100	,166	1,000	-,51	,31
	3	1	,350	,166	,118	-,06	,76
		2	,100	,166	1,000	-,31	,51
Oclusal2	1	2	-,300	,167	,233	-,71	,11
		3	-,550*	,167	,005	-,96	-,14
	2	1	,300	,167	,233	-,11	,71
		3	-,250	,167	,420	-,66	,16
	3	1	,550*	,167	,005	,14	,96
		2	,250	,167	,420	-,16	,66
Gingival1	1	2	,400	,322	,659	-,39	1,19
		3	1,100*	,322	,004	,31	1,89
	2	1	-,400	,322	,659	-1,19	,39
		3	,700	,322	,102	-,09	1,49
	3	1	-1,100*	,322	,004	-1,89	-,31
		2	-,700	,322	,102	-1,49	,09
Gingival2	1	2	,450	,353	,621	-,42	1,32
		3	1,200*	,353	,004	,33	2,07
	2	1	-,450	,353	,621	-1,32	,42
		3	,750	,353	,113	-,12	1,62
	3	1	-1,200*	,353	,004	-2,07	-,33
		2	-,750	,353	,113	-1,62	,12

*. The mean difference is significant at the .05 level.

Tabla3. Comparación entre grupos

Al comparar los valores obtenidos por el observador 1 en el margen gingival del grupo 1 y 3 se pudo observar que sí hubo significancia estadística de (P: 0,004).

Así como también al comparar los valores obtenidos por el observador 2 en el margen oclusal del grupo 1 y 3 se pudo observar que sí hubo significancia estadística de (P: 0,005) al igual que al comparar los valores obtenidos en la pared gingival que tubo una significancia estadística de (P: 0,004).

Mientras que no se encontró significancia estadística entre el grupo 1 y 2 y el grupo 2 y 3.

9. DISCUSIÓN

De acuerdo con Roebuck, el láser Er: YAG puede ser usado para preparar dentina y esmalte en cavidades sin tener ninguna situación adversa en la integridad marginal.

De todas maneras los autores enfatizan en que se debe de tener mucho cuidado con la densidad de energía utilizada. Se ha demostrado que al aumentar los pulsos de energía aumenta la profundidad del cráter en la superficie dental, que puede influir en la adaptación de la restauración en las paredes cavitarias⁷; en este trabajo la densidad y potencia utilizada fue siguiendo el manual del láser Er:YAG fotona.

El área adhesiva en las cavidades realizadas con laser, es aumentada debido a la estructura escamosa típica de la dentina, que se exhibe después de la irradiación con laser³. En este estudio pudo constatarse, que el método de preparación y restauración de las cavidades sí influye en los niveles de micro filtración de las mismas.

En esta investigación todos los grupos presentaron mayor filtración en la pared gingival que en la oclusal. La razón de esta diferencia entre los valores de filtración en gingival y oclusal es que la unión hacia dentina es mucho más sensible que la unión a esmalte^{4,9}.

Cagidiaco en 1997 sugiere que la filtración observada en los márgenes cervicales debe estar relacionada al mayor grado la matriz orgánica del sustrato de dentina, concordando con los resultados en este trabajo encontrados; cuando se presenta esmalte en el margen cervical, este es usualmente delgado, aprismático y disminuye la adhesión para la resina^{2,4}.

Según los resultados, se observó que no es necesario el grabado con ácido fosforito al 35% en las preparaciones cavitarias realizadas con láser Er: YAG ya que no se encontró significancia estadística entre el grupo 2 y el grupo 3.

Esto se debe al grabado mecánico que logra el láser de Er: YAG sobre la superficie, dejando irregularidades y cráteres de una profundidad de extensión variable e importante⁸. Las irregularidades dejadas por el láser hacen que esta superficie sea micro retentiva y pueden constituir en un mecanismo adhesivo.

La microfiltración en las cavidades clase V preparados con láser o con turbina, restaurado con diferentes materiales demuestran que las cavidades hechas con láser presentan menos filtración en las restauraciones con resina^{5,7}.

La adhesión en la dentina tratada con láser, puede ser explicada por la retención mecánica dada por la formación de los tags de resina y la filtración del adhesivo de resina dentro de las micro irregularidades provocadas por el láser y la dentina mineralizada³.

Los márgenes oclusales que han recibido solo tratamiento de grabado ácido (grupo 1) mostraron mínima filtración, estos resultados nos confirman la fuerza de unión hacia el esmalte con acondicionamiento ácido^{4, 28}.

Una de las razones por las que se ve un mejor sellado en el grupo que se usó grabado ácido, aún cuando nosotros hayamos combinado este método con irradiación láser, puede ser debido a la mejor adaptación marginal entre el composite y el esmalte de las paredes de la cavidad^{4, 22}.

La formación de la capa híbrida, tags de resina son supuestamente esenciales para establecer una fuerte unión entre la resina y la dentina⁴. Cuando un ácido es aplicado sobre la dentina, hace que los túbulos dentinarios se abran en forma de embudo y esta morfología puede contribuir con la contracción de polimerización sacando a los tags de las paredes^{4, 18}.

La irradiación del Er-YAG láser no produce desmineralización de la dentina peritubular y los túbulos dentinarios permanecen abiertos sin ensancharse, ausencia de smear layer superficie con micro irregularidades sin barrillo dentinario condiciones que promueve la unión micro mecánica y posiblemente sean la explicación a los resultados en este trabajo obtenidos.

Visuri en 1996 demostró por análisis SEM que el láser Er-YAG crea túbulos de dentina abiertos que, permiten la formación de los tags de resina de acuerdo con el análisis de SEM⁴, propiedades que resultan interesantes ya que, recientes estudios afirman que la capa híbrida puede no ser tan importante para el mecanismo de adhesión entre el material de unión y la dentina⁴.

10. CONCLUSIONES

- Al comparar el grado de microfiteración de los dos grupos tratados con láser no hubo significancia estadística en los resultados obtenidos tanto en la pared oclusal como gingival.
- Al aplicar grabado ácido en el grupo 3 se observó que hubo menor microfiteración a nivel del margen cervical al compararlo con los dos grupos restantes.
- Basado en los resultados de este estudio se confirma que el láser Er: YAG es un método efectivo como método convencional para preparaciones de restauraciones adhesivas al igual que la turbina.

11. RECOMENDACIONES

Se hace necesario mayores investigaciones al respecto tanto in vitro padronizando la cantidad de esmalte en el margen de las cavidades a estudiar, cuanto in vivo a periodos prolongados de tiempo y condiciones de temperatura más extremos.

12. BIBLIOGRAFIA

1. Aoki, A; Ishikawa; Yamada, T. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J of Dent Research* 1998; 77:1404-14.
2. Asmussen, E. Composite restorative resins. Composition versus wall-to-wall polymerization contraction. *Acta Odontológica Scandinava*. 1975; 33:337-44.
3. Cevallos, L; Toledano. Bonding to Er:YAG laser treated Dentin *J Dent Res*. 2002;81(2):119-22
4. Cevallos, L R; Osorio, M; Toledano, G.W; Marshall; et al. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater* 2001; 17:340-346.
5. Corona, Sam; Borsatto, MC; Pecora, JD. Assessing Microleakage of different class V restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *J Oral Rehab*. 2003;30:1008-14
6. Corona, Sam; Borsatto, MC S. Microleakage on class V resin composite restorations alter burn, air- abrasion or Er:YAG laser preparation. *Opera Dent* 2001.26; 491-7.
7. Correa, Aranha Ana Cecilia. Assessing Microleakage of Class V Resin Composite Restorations After Er:YAG Laser and Bur Preparation. *Laser in Surgery and Medicine* 2005;37:172-7
8. Di Stefano, Rosanna. El láser ER: YAG como alternativa en la práctica odontológica operatoria, *Acta odontológica Venezolana* 2004; 42.
9. Ferrari, M; Goracci, G; Garcia, Godoy. Bonding mechanism of three “one bottle” systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 1997;10:224-30
10. Francischetti, M. Utilización del láser de Erblio en operatoria dental. Obtenible en Home Page [http://: www.aalo.com.ar](http://www.aalo.com.ar)
11. Glockner, K; Rumpler, K; Ebeleseder, P. La temperatura intrapulpar durante la preparación con el láser Erblio: YAG en comparación con la fresa convencional: un estudio in vitro. 1998; obtenible en Home page [http://: www.surdent.cl/marcos/fotona/temperatura/temperatura%20intrapulpar.htm](http://www.surdent.cl/marcos/fotona/temperatura/temperatura%20intrapulpar.htm).
12. Goncalves, Mariane. Influence of pulse frequency Er:YAG laser on the tensile bond strength of a composite to dentine. *Am Dent* 2005;18:165-167

13. Goldman, L; Gray, JA; Meyer, R. Effect of laser beam impacts on teeth. J Am Dent Ass 1965; 70:602-6.
14. Henostroza, Gilberto. Adhesión en Odontología Restauradora. Curitiba. 2003; 202-205.
15. Hibst, R; Keller U. Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. Laser Surg Med 1989; 9:338-44.
16. Keller, U; Hibst, R; Steiner R. Experimental studies of the applications of the Er:YAG laser on dental hard substances (abstract). Laser Surg Med 1988; 8:145.
17. Keller, U; Hibst, R. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. J Dent 1998; 26:649-56.
18. Marshall, GW; Marshall, SJ; Kinney JH; Balooch, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent 1997;25:441-58
19. Martínez, Arizpe Hector. Manual de odontología láser. Monterrey Nuevo León México. Communication Corporación,1989; 2-15
20. Natera, Alfredo. Usos del rayo láser en Odontología restauradora, Primera parte: Aspectos generales, clasificación, interrelación con los tejidos vivos y precauciones en el uso. Revista Científica Fórmula Odontológica. Obtenible en Home page [http://: www.ecuaodontologos.com](http://www.ecuaodontologos.com)
21. Nilgum, O; Usumes, A; Ozrurk, B. Influence of different light sources on microleakage of class V composite resin restoration. J Oral Rehab 2004; 31:500-4.
22. Niu, W; Noriko, Eto J; Kimura, Y; Hirono, Takeda. A study on microleakage after resin filling of Class V cavities prepared by Er:YAG laser. J Clin Laser Med Surg 1998; 16:227-31.
23. Parker, S; et al. Fotona láser Dental Fidelis Erbium:YAG. Obtenible en Home page <http://: www.fotona.com>
24. Revilla-Gutiérrez, Verónica; et al. Aplicaciones de los láseres de Er: YAG y de Er, Cr: YSGG en Odontología RCOE. Madrid.2004;9 :5
25. Reyes, MV. Evaluación in vitro del grado de microfiltración en restauraciones con resina compuesta variando la técnica de aplicación del sistema adhesivo. Tesis de Pregrado. Universidad San Francisco de Quito 2005; Pág. 31- 39.

26. Sassi, Juliano F; Daniela, T; Chimello. Comparative Study of the Dentin/Adhesive Systems Interface After Treatment With Er:YAG Laser and Acid Etching Using Scanning Electron Microscope. *Laser in Surg and Med* 2004; 34:385-90
27. Shein, Thomé Marcelo; Jorge Sadivar Bocangel. Sem Evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J of Dent* 2003;31:127-35
28. Tay, FR; Gwinnett, AJ; Pan, KM; Wei, SHY. et al. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 1995; 74 (5):1168-78.
29. Tokomo, A; Shigeru, U; Hidehiko, S. Comparison of bonding efficacy of al all-in on adhesive with a self-etching primer system. *J Oral Science* 2004;112:286-92
30. Treviño, Enrique. Láser en odontología, *Revista ADM* 2000; 4:137 – 42
31. Visuri SR, Walsh Jr JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. *Laser Surg Med* 1996; 18:294-300.
32. Visuri, SR; Gilbert JL;Wright D; Wigdor HA. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996; 75:599-605.

13. ANEXOS

13.1 Anexo 1A

GRUPO 1				
Muestra	O1	O2	O1	O2
Margen	oclusal	oclusal	gingival	gingival
1	0	0	2	2
2	0	0	2	3
3	1	0	2	2
4	1	1	3	3
5	0	0	2	2
6	0	0	1	1
7	0	0	3	3
8	0	0	3	3
9	1	1	3	3
10	0	0	3	3
11	0	0	0	0
12	1	1	3	3
13	1	1	2	2
14	0	0	3	3
15	0	0	1	1
16	0	0	1	1
17	0	0	3	3
18	0	0	3	3
19	0	0	3	3
20	1	1	3	3

13.2 Anexo 1B

GRUPO 2	láser sin ácido			
Muestra	O1	O2	O1	O2
Margen	oclusal	oclusal	gingival	gingival
1	1	1	1	0
2	0	0	3	3
3	2	2	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	2	3
6	0	0	3	3
7	0	0	1	1
8	1	1	3	3
9	0	0	3	3
10	1	1	3	3
11	0	0	0	0
12	1	1	0	0
13	1	1	3	3
14	0	0	3	3
15	0	0	3	3
16	1	1	3	3
17	0	0	3	3
18	1	1	2	2
19	1	1	1	1
20	1	1	1	1

13.3 Anexo 1C

GRUPO 3				
Muestra	O1	O2	O1	O2
Margen	oclusal	oclusal	gingival	gingival
1	1	1	2	2
2	1	0	1	1
3	0	1	0	0
4	0	0	1	0
5	1	1	0	0
6	1	2	1	1
7	1	1	1	1
8	1	1	1	0
9	1	1	2	3
10	0	1	1	1
11	0	0	1	2
12	1	1	2	2
13	0	0	0	0
14	0	0	1	0
15	1	1	1	1
16	1	1	1	1
17	0	1	3	3
18	1	1	3	3
19	1	1	1	1
20	1	1	1	1