



Universidad Autónoma del Estado de México

Facultad de Odontología

**Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología
"Dr. Keisaburo Miyata"**

Resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras en dientes permanentes posterior a varios protocolos de grabado: Estudio *in vitro*.

Tesis

**Que para obtener el grado de
Maestro en Ciencias Odontológicas**

Presenta

C.D. Irina Mézquita Rodrigo

Tutor Académico

Dra. en O. Rosalía Contreras Bulnes

Tutores Adjuntos

Dra en C.S Laura Emma Rodríguez Vilchis

Dr. en O. Rogelio José Scougall Vilchis



Toluca, Estado de México, julio de 2017.

Índice

Contenido	Página
Resumen.....	
Introducción.....	
1. Antecedentes.....	1
1.1 Esmalte dental	1
1.2 Grabado ácido.....	3
1.3 Láser.....	5
1.4 Selladores de fosas y fisuras.....	11
1.5 Resistencia al desalojo	18
1.6 Índice de adhesivo remanente.....	19
1.7 Microscopio electrónico de barrido	20
2. Planteamiento del problema.....	22
3. Justificación	23
4. Hipótesis	24
5. Objetivos	25
6. Material y métodos	26
6.1 Diseño del estudio.....	26
6.2 Operacionalización de variables	28
6.3 Procedimiento	29
6.4 Análisis estadístico	35
6.5. Consideraciones Bioéticas	36
7. Resultados	38
7.1 Carta de envío de artículo científico	38
8. Conclusiones	40
9. Referencias bibliográficas	41
10. Anexos	46

Resumen

Introducción: Las fosas y fisuras son áreas ocho veces más vulnerables a caries en los dientes; por lo que los selladores han demostrado ser eficientes. El grabado ácido es el procedimiento estándar para el grabado del esmalte, sin embargo deja una superficie desmineralizada. El láser Er: YAG es una buena alternativa de grabado debido a sus propiedades. **Objetivos:** Determinar *in vitro* la resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras en dientes permanentes posterior a varios protocolos de grabado. **Métodología:** Un total de 156 muestras de terceros molares se dividió en 6 grupos de 25 cada uno, los cuales fueron tratados de la siguiente manera: GI ácido fosfórico 35%, GII láser Er: YAG, GIII autograbado, GIV ácido fosfórico + láser Er: YAG, GV láser Er: YAG + ácido fosfórico y GVI láser Er: YAG + autograbado. Los parámetros de irradiación con láser Er: YAG fueron 19.1 J/cm², irrigación con agua a 5.0 ml/min. Se hicieron bloques de sellador y se adhirieron al esmalte para posteriormente realizar la prueba resistencia al desalojo, así como el Índice de Adhesivo Remanente (ARI). Las muestras fueron almacenadas (37°C, 24 horas). Se evaluó y analizó estadísticamente por medio de la prueba, Kruskal Wallis y U de Mann Whitney ($p \leq 0.05$). Los diferentes métodos de grabado fueron observados en SEM. **Resultados:** La combinación de ácido fosfórico + láser Er: YAG mostró el mayor valor de adhesión, similar al grupo de ácido fosfórico, superior al grupo II, III, V y VI. La mayor cantidad de adhesivo remanente fue en el grupo V. **Conclusiones:** Los protocolos de ácido fosfórico, de autograbado y de ácido fosfórico + láser Er: YAG mostraron una mayor resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras. La combinación de láser Er: YAG + autograbado no se recomienda para mejorar la resistencia al desalojo, debido a la falta de fuerza adhesiva adecuada.

Introducción

La odontología moderna requiere nuevas alternativas de prevención que permitan disminuir la incidencia de caries tanto en adultos como en niños. La aplicación de selladores de fosas y fisuras es una de los mejores procedimientos para la prevención de caries en órganos dentarios susceptibles, en superficies oclusales principalmente.¹

En la actualidad las técnicas mínimamente invasivas se prefieren tanto para la prevención como para el tratamiento de caries. El éxito de los selladores de fosas y fisuras se basa principalmente en mantenerse sobre la superficie del diente el mayor tiempo posible, por lo que el acondicionamiento de la superficie previo a su colocación es determinante para el logro del objetivo, que es la prevención.

El acondicionamiento tradicionalmente se realizaba con ácido fosfórico, posteriormente con los sistemas de autograbado y más actualmente con la aplicación de la tecnología láser específicamente con el láser Er: YAG. La principal desventaja del grabado ácido sobre la superficie del esmalte, es la pérdida irreversible de superficie mineralizada de 10 μm aproximadamente y por lo tanto el posible incremento de la susceptibilidad a caries,² mientras que el autograbado es un sistema más conservador. Por otra parte con el láser Er:YAG, se acorta el tiempo de trabajo, la estructura se modifica y existe la posibilidad de un incremento en la resistencia a caries.³⁻⁵ Sin embargo no existen estudios suficientes respecto a su resistencia al desalojo bajo diferentes sistemas de acondicionamiento, por lo que el objetivo del presente trabajo fue determinar la resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras en dientes permanentes posterior a varios protocolos de grabado *in vitro*.

Los resultados del acondicionamiento con ácido fosfórico mostraron una resistencia al desalojo de 10.98 MPa, seguida por el sistema de autograbado con 8.31 MPa y

láser Er: YAG con 7.99. La combinación de láser con ácido fosfórico antes o después de la irradiación fue de 10.39 y 7.72 respectivamente mientras que el autograbado con láser obtuvo un valor más bajo. Finalmente, los protocolos de ácido fosfórico, de autograbado y de ácido fosfórico + láser Er: YAG mostraron una mayor resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras mientras que la combinación de láser Er: YAG + autograbado no se recomienda para mejorar la resistencia al desalojo, debido a la falta de fuerza adhesiva adecuada.

1. Antecedentes

1.1 Esmalte Dental

El esmalte es un tejido derivado del ectodermo, no vital, no celular, y el más duro altamente mineralizado tejido dental que forma la capa protectora más externa del diente. También llamado sustancia adamantina es una matriz extracelular muy mineralizada y de escaso metabolismo, que se forma por síntesis y secreción de células llamadas ameloblastos, que desaparecen cuando el diente hace erupción en la cavidad bucal. Por este motivo, biológicamente, no puede repararse o autorregenerarse, como ocurre en los otros tejidos dentarios de naturaleza colágena. Se compone de 96% de material inorgánico, 4% de material orgánico y 1% de agua. La parte inorgánica de un diente humano se conforma principalmente de un fosfato cálcico llamado hidroxiapatita. El esmalte de superficie está compuesto de prismas o varillas de esmalte, vainas de varilla y cementación interprismática. Los prismas o barras de esmalte son el componente estructural básico del esmalte, son estructuras alargadas, sinuosas y con un trayecto definido. La longitud y la dirección de los prismas varían en las distintas zonas del diente, debido a que se trata de un registro de la trayectoria seguida por los ameloblastos secretores durante la amelogénesis. Se originan en la unión amelodentinaria y se extienden a través del espesor de la superficie del esmalte. El grosor máximo del esmalte oscila 2-3 mm aproximadamente y va decreciendo desde el borde incisal hasta la región cervical. Debido a que presenta un alto contenido inorgánico, el esmalte es vulnerable a la desmineralización provocada por los ácidos elaborados por los microorganismos existentes en la placa dental, dando como resultado la caries dental, enfermedad multifactorial que afecta a los tejidos duros del diente.⁵⁻⁸

1.1.1 Adhesión al esmalte

Se denomina adhesión a cualquier mecanismo que se emplea para mantener partes en contacto. De acuerdo a esto la adhesión puede ser física ó química.

- En la adhesión física las partes se mantienen en contacto por la penetración de una de las partes sobre la otra, ya sea microscópicas o macroscópicas, naturales ó inducidas.
- En la adhesión química intervienen uniones iónicas y/o covalentes, para mantener las partes unidas.

En todo fenómeno de adhesión, ya sea físico ó químico el operador debe tratar que las partes a unir estén en intimo contacto. (Fig. 1)⁹

En odontología esta unión se refiere principalmente al esmalte o dentina mediante la utilización de sistemas adhesivos, basándose en el grabado o acondicionamiento del sistema elegido.¹⁰

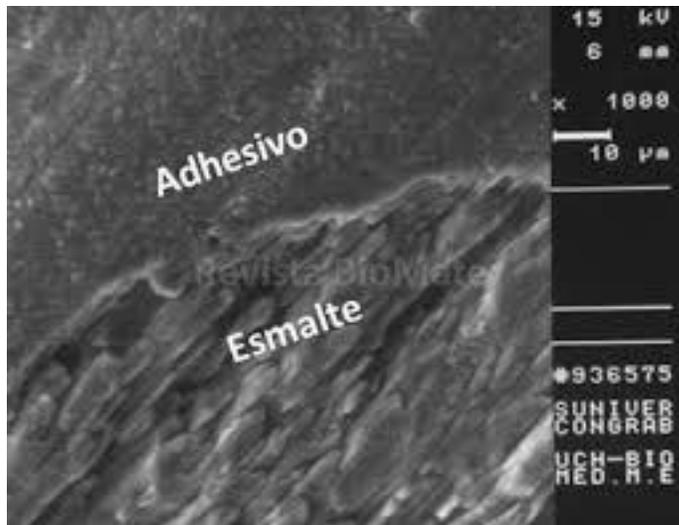


Figura 1. Micrografía de imagen panorámica de un corte transversal de las restauraciones de resina compuesta realizadas con el Sistema Adhesivo Single Bond Universal (3M/Espe). En Medel et al.⁹

1.1.2 Medición de la fuerza de adhesión

Las mediciones *in vitro* de la fuerza de separación y la fuerza de unión son importantes para caracterizar el potencial de unión de nuevos adhesivos y materiales restauradores al esmalte. El primer objetivo de la prueba de enlace es medir la fuerza

de desunión en relación con un área unida. El segundo objetivo es observar la localización del fallo del enlace.

Fuerza de desunión

La fuerza de desprendimiento se mide en unidades de newtons (N), kilogramos (kg) o libras (lb). Esta fuerza debe relacionarse entonces con el área nominal de unión. Típicamente, los diámetros de los especímenes unidos reportados en la literatura de investigación varían de 1 a 4.5 mm, representando áreas unidas de 0.8-15.9 mm². En general, las muestras ensayadas con áreas de unión más pequeñas resultan en valores más altos de fuerza de unión.

Fuerza de enlace

La fuerza de unión, que es la fuerza de separación dividida por el área nominal de la interfase unida, es comúnmente reportada en la literatura en unidades de megapascales (MPa), kilogramos por centímetro cuadrado (kg / cm²)^{10,11}

1.2 Grabado Ácido

Este efecto fue descubierto en 1955 por Buonocore, se observó un aumento de la adhesión de las resinas acrílicas sobre esmalte tratadas con ácido fosfórico al 85% (H₃PO₄) .

Gwinnett y Silverstone (1974-75), realizaron un estudio mediante el microscopio electrónico de barrido, en el que reportaron por primera vez los cambios morfológicos que se producen en la superficie del esmalte.^{11,12}

Se clasificó en 3 patrones (Fig. 2):

- Tipo I: H₃PO₄ disuelve la cabeza del prisma, con el material o sustancia periférica interprismática restante intacta.
- Tipo II, el ácido diluye la zona periférica de los prismas, dejando la cabeza

prisma relativamente intacta.

- Tipo III, el cambio de superficie no tiene características específicas, pero por lo general muestra un poco de la disolución superficial que no altere los estratos más profundos donde se encuentran los prismas del esmalte.

Los patrones de grabados más retentivos son los tipos I y II, ya que el superficie porosa presenta áreas retentivas de mayor tamaño y profundidad. El tipo III, no presenta una morfología definida y carece de la retención micromecánica de los dos anteriores.¹¹⁻¹³

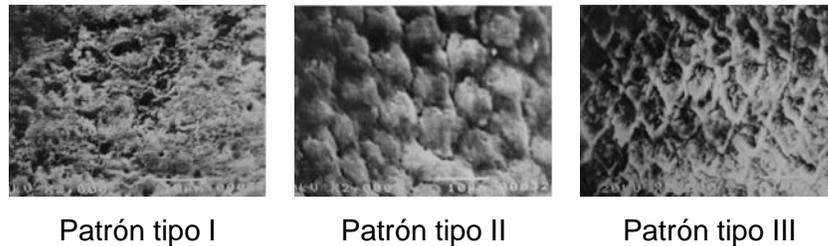


Figura 2. Tipos de grabado en esmalte dental. En Meléndez et al.¹⁴

La acción fundamental del ácido fosfórico aplicado sobre el esmalte, permite:

- Limpiar y activar la superficie del tejido, para transformar estas áreas de baja energía superficial en una superficie de elevada energía superficial.
- Desmineralizar y disolver selectivamente la matriz inorgánica de los prismas adamantinos, creando microporos, microsurcos y microgrietas que transforman el tejido en un sólido cristalino de alta energía superficial y más receptivo para la adhesión a través del fenómeno conocido como efecto geométrico.^{15,16}

En la odontología es deseable la mayor fuerza de unión posible a la estructura del diente. Se consideran satisfactorias las resistencias a los enlaces de compuestos de resina utilizados con agentes de unión de cuarta, quinta, sexta y séptima generación con el esmalte humano y la dentina. Generalmente, las resistencias de unión al

esmalte son mayores que las de la dentina superficial. Algunos factores que influyen en el grabado ácido del esmalte para la adhesión, incluyen el tipo y la concentración del ácido y el tiempo de grabado.¹⁶

1.3 LASER

Desde la década de los sesenta, se han realizado diversos estudios sobre láser en odontología. LASER es el acrónimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.¹⁷⁻¹⁹

La **luz** es definida como energía electromagnética, la cual puede comportarse como partículas u ondas, su unidad básica es el fotón. La luz visible es multicromática, lo que difiere de la energía del láser, ésta es monocromática, puede ser colimada. Presenta dos propiedades, una es la amplitud, que es la altura total de la onda, lo que indica la intensidad. La segunda es la longitud de onda, la cual muestra la distancia entre una y otra onda, de esto depende la interacción con los tejidos, en los láser dentales se mide en micrones (10^{-6} m) o en nanómetros (10^{-9} m)

Emisión estimulada, según la teoría cuántica de Plank, cuando un átomo absorbe energía una breve excitación ocurre, posteriormente es liberada y a esto se le denomina emisión espontánea, esta energía es el fotón. Einstein menciona que cuando dos fotones se encuentran viajando en un átomo excitado, liberan una onda coherente a lo que se le llama emisión estimulada.

Amplificación, el proceso continúa, más átomos energizados, hasta que al converger toda la energía, se aumenta la emisión y se coliman en un haz de fotones.

Radiación, la radiación láser es producida en una forma específica de energía electromagnética. Las radiaciones pueden dividirse en ionizantes (longitud de onda menor a 350 nm), las cuales penetran profundamente en los tejidos y producen un cambio mutagénico en el DNA de la célula; y no ionizantes (más de 350 nm) provocan excitación celular y cambios térmicos en el tejido.¹⁸⁻²¹

1.3.1 Componentes del láser

En el centro del dispositivo se encuentra una cavidad óptica, en la cual el **núcleo** está compuesto de elementos químicos, moléculas a lo que se le llama **medio activo**. Para denominar genéricamente el tipo de láser, se basa en el medio activo que puede ser un gas, un cristal o un semiconductor en estado sólido. Cuando estos materiales son estimulados, se producen diferentes longitudes de onda. El principal laser de tipo gaseoso es el dióxido de carbono (CO₂); los que tienen semiconductores en estado sólido hechas con capas de metales como galio, aluminio, indio, arsénico o varillas sólidas de cristal de granate con diferentes combinaciones con itrio, aluminio, escandio y galio a los que se les añaden elementos como cromo, neodimio o erbio.^{17,18}

En los láser de granate y de gas hay dos espejos, colocados de forma paralela entre si, en los extremos de la cavidad. Los láseres semiconductores están conformados de manera similar, el medio activo está intercalado entre placas de silicón con bordes pulidos para reflexión. Una de las placas tiene carga positiva y la otra negativa, cuando se presenta la descarga, cruzando por el medio activo, se liberan fotones. Alrededor del núcleo está la **fuentes de excitación**, ya sea de una lámpara estroboscópica o un campo electrificado por bobina, lo que provee de energía el medio activo. Por último un **sistema de enfriamiento**, así como otros controles.¹⁷⁻¹⁹

1.3.2 Terminología

Se pueden ajustar diferentes parámetros de la emisión del láser, excepto la longitud de onda, ya que cada tipo tiene su energía de fotones única. Estos fotones producen un efecto de tejido, conocido en la física básica como trabajo. Se denomina **energía** a la capacidad de realizar el trabajo y es expresado como Joules (J) o millijoules (μJ). **Potencia** es la medición del trabajo completado en el tiempo y se mide en Watts. Un watt equivale a 1 J durante 1 segundo, y la potencia puede ser seleccionada por el operador en cada dispositivo. Los láseres pueden producir múltiples pulsos de energía en un segundo o pueden ser utilizados en modo

continuo. La **duración del pulso** es la longitud de cada pulso. La palabra Hertz (Hz) describe los pulsos por segundo. La **potencia media** es la potencia que afecta al tejido durante un período de tiempo. El **diámetro del haz** es el tamaño real del objetivo en el tejido, que determina la concentración de fotones en esa área. El término **densidad de potencia** describe los watts por centímetro cuadrado. Por último, la **Densidad de energía o fluencia**, es expresada en Joules por centímetro cuadrado (J/cm^2).^{18,19}

1.3.3 Funcionamiento láser

Existen dos modos básicos de emisión para los láseres dentales: de onda continua y de pulsación libre. La onda continua significa que la energía se emite constantemente mientras el láser está activado. Tanto el láser de CO₂ como los láseres de diodo funcionan de esta manera. Un láser cerrado o superpulsado es una variación de onda continua y se realiza con un control electrónico y / o un obturador mecánico, lo que ayuda a minimizar algunos de los daños térmicos residuales indeseables normalmente asociados con dispositivos de onda continua. El modo de pulsación libre es producido por una lámpara de flash, en la que emanan pulsos verdaderos (1×10^{-4} de segundo) del instrumento. Los láser Nd: YAG, Nd: YAP, Er: YAG, y Er, Cr: YSGG funcionan como láser de pulsado libre.

La energía de ciertas longitudes de onda del láser puede ser suministrada desde el instrumento láser al tejido objetivo a través de fibras de vidrio flexibles de pequeño diámetro, las cuales usualmente contactan directamente con el tejido y se usan en KTP, diodo, Nd: YAG y Nd: YAP. Los dispositivos de Er: YAG y CO₂ utilizan fibras de vidrio más rígidas.

Algunos de estos sistemas emplean pequeñas puntas adicionales de cuarzo o zafiro, que se fijan a la pieza de mano de operación. Otros sistemas se utilizan sin contacto con el tejido. En cualquier modo de emisión, las lentes dentro del instrumento láser enfocan el haz.¹⁸⁻²⁰

1.3.4 Efectos Fototérmicos

El efecto térmico de la energía del láser en los tejidos depende del grado de aumento de la temperatura y de la reacción correspondiente del agua intersticial y del agua intracelular. A medida que se absorbe la energía láser, se produce calentamiento. Si el láser está en un modo pulsado, el tejido objetivo tiene algo de tiempo para enfriarse antes de que se emita el siguiente pulso de energía del láser. En el modo de onda continua, el operador debe cesar la emisión del láser manualmente para que la relajación térmica del tejido pueda ocurrir.

El primer efecto es la hipertermia, que se presenta cuando el tejido se eleva por encima de la temperatura normal pero no se destruye. Las bacterias que no producen esporas se inactivan fácilmente a 50°C. La coagulación ocurre cuando las proteínas comienzan a desnaturalizarse a temperaturas de aproximadamente 60°C. A 70-80°C, el calentamiento uniforme producirá adherencia de las capas debido a la pegajosidad debida al despliegue helicoidal de la molécula de colágeno y al entrelazamiento con segmentos adyacentes, proceso que a veces se denomina soldadura de tejido o anastomosis.

Cuando el tejido que contiene el agua se eleva a una temperatura de 100 ° C, se produce la vaporización el tejido es ablacionado. Así, la escisión de los tejidos blandos puede comenzar a esta temperatura, sin embargo, los cristales de apatita en el tejido duro dental no serán eliminados. Además, las moléculas de agua dispersadas a través de la estructura mineral se vaporizan, y el chorro de vapor resultante se expande y explota, eliminando la estructura del diente. Esta remoción explosiva mediada por agua transfiere calor mínimo al tejido adyacente. La aplicación continua de energía elevará la temperatura del tejido.

A aproximadamente 200 ° C, la deshidratación está completa y el tejido se carboniza. El carbono, como producto final, absorbe todas las longitudes de onda. De este modo, si se sigue aplicando energía láser, la capa carbonizada superficial absorbe el

haz incidente, convirtiéndose en un disipador de calor. El daño térmico colateral puede propagarse rápidamente, impidiendo la ablación normal del tejido y causando necrosis del tejido.

El segundo efecto es la reflexión, en la que el haz que se redirige a sí mismo fuera de la superficie, sin efecto sobre el tejido. Un rayo láser reflejado puede volverse peligroso cuando se redirige a un objetivo no intencional como los ojos. Por el contrario, un dispositivo láser de detección de caries procesa la luz reflejada para medir el grado de estructura del diente sano.

El tercer efecto es una dispersión de la energía láser, con una disminución correspondiente de esa energía. El daño no deseado podría ocurrir si el haz es dispersado al tejido adyacente al área quirúrgica.

El cuarto efecto, la absorción, es el principal y beneficioso efecto de la energía láser. Cada longitud de onda tiene un efecto único sobre las estructuras dentales debido a la absorción específica por uno o más cromóforos de esa energía lumínica particular en el tejido. Algunas longitudes de onda láser son absorbidas principalmente por los cromóforos de pigmentos de sangre y tejido, mientras que otras son absorbido principalmente por el agua, así como el tejido "duro", como el esmalte, la dentina y el hueso; específicamente, las longitudes de onda disponibles actualmente se pueden clasificar en dos grupos:

- Láser de tejido blando: Las longitudes de onda del láser KTP, diodo y Nd: YAG tienen cromóforos de los pigmentos en tejidos blandos. A su vez, los láseres de CO₂ también interactúan fácilmente con moléculas de agua libres en tejidoblandos.
- Láser de tejido blando y duro (Er, Cr: YSGG y Er: YAG) se denominan a veces instrumentos "todo-tejido" debido a su excelente absorción tanto en cristales de

apatita como a su máxima absorción por contenido de agua de tejido blando y duro. ¹⁷⁻²³

Existen diferentes tipos de láser de uso odontológico, principalmente para diagnóstico, prevención, restauración y endodoncia, sin embargo, con las diversas características de absorción y la composición variada de los tejidos dentales, todavía no hay un láser perfecto para todos los planes de tratamiento. Además, se debe utilizar el instrumento de acuerdo a la experiencia clínica. ^{22,23}

El Er: YAG es un láser de pulso que posee un cristal sintético formado por ytrio (Y), aluminio (A), erbio (Er) y granate (G). Tiene una emisión máxima en el rango medio infrarrojo de 2940 μm . Este máximo coincide con el máximo de absorción del agua (el agua absorbe esta energía), al igual que sucede en todos los tejidos biológicos incluyendo el esmalte y la dentina. ²⁰⁻²² Al irradiar el órgano dentario se produce, un proceso denominado **ablación**, las proteínas presentes en el tejido comienzan a desnaturalizarse y se consigue una forma de erosión en la que se observa una superficie rugosa. En la literatura se menciona que este tipo de láser provee de una ablación precisa del esmalte y dentina cariados, sin causar daño térmico a la pulpa dental, así como un efecto bactericida. Además el grabado con láser es indoloro, no produce calor, ruido o vibración; es más seguro que instrumentos rotatorios (especialmente en niños). ²²⁻²⁴

El uso de este láser modifica el esmalte dental y mejora la adhesión de las restauraciones al lograr una superficie microscópicamente rugosa como consecuencia de la ablación ocasionada mediante microexplosiones, lo que provoca cambios morfológicos en el esmalte, éstos pueden ser útiles o indeseables. Estudios muestran la capacidad de aumentar la resistencia de los órganos a los ácidos después de ser irradiados, lo que hace de este tipo de láser una buena opción para el uso de sistemas adhesivos. ²⁵⁻²⁸

De igual manera, el láser ER: YAG aumenta la captación del fluoruro y disminuye la

disolución por ácidos, por consiguiente eleva la resistencia al ataque ácido y caries.²⁸

Existen estudios en los que se ha mostrado que el uso de láser Er: YAG provoca cambios morfológicos poco convenientes en la superficie del esmalte, que pueden ir desde grietas hasta cráteres. Sin embargo existe la hipótesis de que al mismo tiempo se aumenta la resistencia a los ácidos.^{27,28}

La fuerza de adhesión de los materiales de obturación se incrementa al realizar el grabado del esmalte con el Er: YAG, debido a que permite un aumento de superficie por las rugosidades que produce.²⁹

Se han elaborado investigaciones en las cuales se estudia la resistencia a la tensión de selladores de fosas y fisuras en molares con diferentes técnicas de acondicionamiento del esmalte. Las conclusiones obtenidas fueron que para lograr mejores resultados de retención, no se eliminó la necesidad del uso de ácido grabador antes de colocar los selladores. Sin embargo esto puede deberse a contaminación, falla en la técnica de colocación, el mismo producto, etc.³⁰

1.4 Selladores de fosas y fisuras

La caries dental continúa considerándose como la enfermedad más prevalente tanto en adultos como en niños.³¹⁻³³ La odontología contemporánea se ha enfocado en estudiar los diferentes métodos preventivos, así como las técnicas menos invasivas, ya que provocan menos ansiedad.³⁴ Una de las intervenciones más comunes en prevención es la aplicación de selladores de fosas y fisuras (SFF). El término de selladores de fosas y fisuras se refiere a un material que se presenta en forma fluida, se coloca en fosas y fisuras profundas de dientes susceptibles. Más del 85 % de las superficies dentales afectadas por caries son las fosas y fisuras de los molares.³⁵

El objetivo primordial de un SFF, es que se adapte perfectamente a la superficie dentaria tanto de manera química como mecánica, a esto se le llama retención. La retención de un sellador es un factor importante para el éxito de dicho material.

Buonocore introdujo por primera vez los SFF en 1971, y fue el pionero en usar la técnica de grabado ácido.

La eficacia anticariogénica de los selladores de fosas y fisuras ha sido relacionada con su retención. De manera ideal los selladores deben ser colocados en superficies libres de caries, o por lo menos en zonas que clínicamente no se observen lesiones cariosas. Si éstas llegaran a existir, aparentemente no progresan bajo superficies oclusales selladas. Generalmente la colocación de SFF depende en gran medida de los auxiliares diagnósticos tanto clínicos como radiográficos, los cuales no siempre son precisos, por lo que es conveniente monitorear una vez colocado el SFF si existe desarrollo de caries debajo del sellador.^{10,32,34,35}

Los selladores de fosas y fisuras se clasifican en dos principales categorías, los selladores a base de resina y los de ionómero de vidrio. Los primeros contienen metacrilato, en ocasiones pueden contener fluoruro y/o partículas de relleno; la mayoría de los productos actuales son fotopolimerizables. Los SFF a base de ionómero de vidrio, provienen de los cementos de ionómero de vidrio y tienen la particularidad de adherirse directamente a la estructura dentaria. Además tienen ventajas como la capacidad de liberar fluoruro, menor sensibilidad a la contaminación por humedad que los materiales de resina.

En la actualidad se han desarrollado materiales híbridos los cuales combinan las características favorables tanto de los materiales a base de resina, como de los de ionómero de vidrio.³⁶⁻³⁸

Cuando se utilizan estos materiales, el acondicionamiento de la superficie del esmalte es necesario para conseguir una retención adecuada. Actualmente existen diferentes técnicas para el acondicionamiento del esmalte para la colocación de selladores de fosas y fisuras como el uso de ácido grabador, aire abrasivo y láser.³⁹⁻

43

1.4.1 Composición de los selladores de fosas y fisuras

El material más empleado es la resina bis-GMA, los selladores son de dos tipos, los que contienen partículas de relleno o carga y sin relleno.

El tipo, tamaño, concentración y distribución de las partículas de relleno determinará sus propiedades.^{34,44,45}

- Matriz orgánica:

El sellante en su composición, tiene una matriz orgánica (Bis-GMA, UDMA) y una matriz inorgánica (porcelana, vidrio y cuarzo). El UDMA es una molécula bifuncional como el Bis-GMA pero donde el grupo aromático se ha sustituido por una amina secundaria (NH). Este grupo amina le confiere a la resina una clara ventaja sobre el Bis-GMA: una reducción en su viscosidad. No obstante, se reduce la rigidez y aumenta la contracción de polimerización con respecto al Bis-GMA, inconvenientes muy importantes en las resinas compuestas.

- Relleno inorgánico:

El relleno mineral inorgánico, o fase dispersa, es un grupo de sustancias que se encuentran dispersas en la matriz orgánica en forma de partículas, filamentos o incluso fibras. Su presencia proporciona a la resina unas propiedades físicas y mecánicas muy superiores a las que presenta la resina base de manera aislada.⁴⁵

Las primeras generaciones de materiales compuestos presentaba partículas de 1-50 micras; en la actualidad, se pueden encontrar materiales de relleno de 1-5 micras y los de microrrelleno llegan a contener partículas de sílice de 0.01-0.1 micras.

La adición de rellenos aumenta la durabilidad, reduce la microfiltración y fracturas, así como también incrementa la viscosidad, por esta razón puede ser necesaria la utilización de un adhesivo; ya que los selladores deberán tener la viscosidad necesaria para penetrar en las fosas y fisuras sin fracturarse.³⁴

1.4.2 Tipos de sellantes de fosas y fisuras

En la actualidad, existen diferentes tipos de selladores respecto a su consistencia, resistencia, fluidez, penetrabilidad, como también, presencia o ausencia de fluoruro. La indicación de uno u otro material, dependerá de estos factores.

- Sellante de resina convencional sin flúor:
- Sellante de resina convencional con liberación prolongada de flúor, con el objetivo de permitir una protección a largo tiempo
- Sellante con ionómero de vidrio
- Resinas fluidas ^{34,44-46}

1.4.3 Métodos de polimerización de los selladores de fosas y fisuras

Otra forma de clasificar los selladores es de acuerdo a su forma de polimerización. La resina utilizada con sellador es fluida (monómero). Cuando este es activado por un catalizador, comienza la formación de uniones químicas complejas que realizan el proceso de polimerización; el producto final es un polímero. Los métodos para que se lleve a cabo la polimerización son:

Fotopolimerización: Con luz visible azul, aunque se han usado diferentes fuentes de luz. El tiempo de exposición lo determina el fabricante (30-40seg)

Autopolimerización: Se mezclan monómero y catalizador.

Se han realizado estudios comparando la efectividad de los dos tipos de selladores, encontrando que ambos tienen similar adhesión y retención, sin embargo en los autopolimerizables no se puede controlar el tiempo de polimerización. Los fotopolimerizables tienen la ventaja de mayor tiempo de trabajo.^{46,47}

1.4.4 Color del sellador

Es posible clasificarlos de acuerdo a su color en transparentes, opacos o con color. No se ha comprobado si uno es más efectivo que otro, sin embargo los opacos o con color son más fácilmente visualizados para llevar a cabo el control clínico aunque los transparentes son más estético

1.4.5 Selladores con fluoruro

Desde hace aproximadamente 20 años se han utilizado selladores con fluoruro adicionado en su composición. La liberación de fluoruro ocurre de dos formas, ya sea por intercambio iónico, o una vez polimerizado el sellador.⁴⁷

1.4.6 Propiedades de los selladores

- Leve expansión al polimerizar
- Enlace cohesivo resistente
- Alta cohesión a fuerzas masticatorias
- Resistencia a la abrasión
- Inerte
- Humedecimiento alto
- Baja viscosidad
- Dispersión rápida
- Coeficiente de penetración alto
- Requerimientos clínicos: Toxicidad baja, fácil manipulación, duración en boca mayor a 3 años, no retener bacterias ni alimentos.⁴⁶

1.4.7 Factores que afectan el enlace

Existen diferentes factores que pueden influir en la efectividad de la adhesión de los selladores a la superficie del esmalte, como son: Aplicación tópica de flúor previa, edad del diente, contaminación durante la colocación del sellador, profilaxis con pastas con glicerina y fluoruro, así como grabado insuficiente. ⁴¹⁻⁴⁵

1.4.8 Indicaciones de selladores de fosas y fisuras

Debemos de tomar en cuenta diversos parámetros en la colocación de selladores de fosas y fisuras. Ver Tabla 1

Tabla 1. Indicaciones de selladores de fosas y fisuras

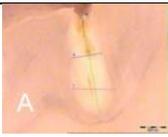
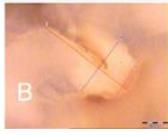
Parámetros	RECOMENDACIONES
Selección del paciente	<ul style="list-style-type: none"> • Los niños y adolescentes considerados con alto riesgo a caries se les debe aplicar y mantener un sellador a base de resina en fosas y fisuras de dientes permanentes • Los adultos considerados con alto riesgo a caries se les debe aplicar y mantener un sellador a base de resina en fosas y fisuras de dientes permanentes • En el servicio odontológico público, se debe considerar un programa poblacional específico de sellado para todas las personas en grupos de alto riesgo a caries, como los niños con capacidades diferentes, que asisten a escuelas
Selección del órgano dentario	<ul style="list-style-type: none"> • Cuando se indique, el sellador debe aplicarse a las superficies de fosas y fisuras que son sanas o desmineralizadas, principalmente 2-3 años después de haber erupcionado, que parecen confinadas al esmalte • En niños y adolescentes, se debe dar prioridad al sellado del primer y segundos molares permanentes • No se recomienda la aplicación rutinaria de sellantes en los dientes molares primarios, pero se pueden considerar para niños seleccionados con alto riesgo de caries
Tiempo de aplicación	<ul style="list-style-type: none"> • Los selladores deben aplicarse tan pronto como los molares permanentes estén suficientemente erupcionados para aislarse

En Irish Oral Health Services Guideline Initiative. ³⁸

1.4.9 Morfología y tipo de fisura

La morfología de las fosas y fisuras puede variar de manera diversa, desde la profundidad, ángulo de entrada oclusal, amplitud y grosor del esmalte en el fondo de la fisura. Se observan diferentes patrones de fisuras de acuerdo a su extensión y profundidad (Tabla 2), estos factores son predisponentes para la retención del biofilm y el subsecuente desarrollo de caries.³⁴

Tabla 2. Morfología y tipos de fisuras más comunes

Imagen	Tipo de fisura	Descripción
	A. Forma IK o cuello de botella que muestra dos cavidades a diferente nivel.	Tipo IK o Y2 (26%) Hendidura excesivamente angosta en forma de ampolla, la caries se presenta tanto en la entrada como en el suelo
	B. Forma I	Tipo en I o Y1 (19%) suele ser un tipo de fisura muy profunda, presenta caries tanto en la entrada como en el suelo
	C. Forma V cuyo fondo no es regular.	Tipo en V (34%) con una entrada amplia que se va estrechando hacia el fondo, la caries suele aparecer en el piso de la fisura
	D. Dos fisuras combinadas; una es forma I y la otra es IK	Combinaciones de fisuras
	E. Forma de huso	Tipo en U (14%) la fisura presenta el mismo tamaño en la entrada y en el fondo, desarrollándose la caries a nivel de la entrada
	F. Forma de gota. En todas las formas se observa al esmalte circundante a la cavidad sin la presencia de diazonas ni de parazonas características de las estructuras prismáticas del esmalte	Otros tipos menos frecuentes (7%) como y fisura de Y invertida

En Vaillard-Jiménez.⁴⁸

Las fisuras son la parte de menor grosor del órgano dentario, por lo que es más débil, además cuando presentan una morfología compleja, estrecha y profunda, es muy importante la colocación de selladores. A pesar de que la indicación formal de la aplicación de selladores es en dientes permanentes, en pacientes que presenten un alto índice de caries, también sería favorable, colocar en premolares, caras palatinas de incisivos superiores, así como en dientes temporales.^{34,47,48}

1.5 Resistencia al Desalojo

1.5.1 Análisis de Falla

Los fallos de enlace son a menudo una mezcla de fallas adhesivas y cohesivas.

Los de tipo adhesivo son los que ocurren entre el adhesivo y el diente. Los de tipo cohesivo, ocurren dentro del diente o dentro del material restaurador. Los porcentajes de los tipos de fallo de enlace se pueden medir usando una escala que especifica la cantidad (en porcentaje) del material restaurativo que queda en el diente después de la separación.¹⁰

1.5.2 Medición de la fuerza de adhesión mediante ensayos de tracción y de cizallamiento o desalojo.

La prueba de la resistencia de la unión se realiza típicamente en la tensión o el desalojo, usando una máquina de prueba universal accionada por tornillo o servo-hydraulic.

En las pruebas de tracción, el material de restauración se extrae perpendicularmente del sustrato de esmalte. En la prueba de cizallamiento, el soporte unido es cargado por una hoja en tensión o compresión o por un lazo de alambre en tensión, de manera que el soporte se desliza paralelo a la superficie del esmalte. Tanto los modos de carga por tracción como por cizallamiento son pruebas válidas para

estudiar las fuerzas de adhesión de los materiales restauradores. A veces, las pruebas de tracción producen un coeficiente de variación más bajo que las pruebas de cizallamiento más comunes.^{10,11}

En la literatura se reportan valores medios de resistencia al desalojo en un rango entre 20-23 MPa como adecuados para prevenir la apertura de márgenes generados por la contracción de polimerización, sin embargo existe una gran variación de 7-40 MPa, es importante mencionar que la resistencia al desalojo que ha sido evaluada en estudios *in vitro* es mayor que en estudios *in vivo*, por lo cual esta resistencia dependerá de los diferentes agentes de adhesión, así como la superficie tratada.⁴⁹⁻⁵²

1.6 Índice de Adhesivo Remanente (ARI)

El sistema de puntuación ARI ha demostrado ser de utilidad en estudios de sistemas adhesivos ortodóncicos. Es un método rápido y simple que no necesita ningún equipo especial. Artun y Bergland utilizaron un sistema de índice de remanente adhesivo (ARI) para evaluar la cantidad de adhesivo que quedaba en el diente después de eliminar los brackets. Este sistema se basa en los siguientes parámetros (Fig. 3):

Puntuación 0 = sin adhesivo en el diente; Puntuación 1 = menos de la mitad del adhesivo remanente en el diente; Puntuación 2 = más de la mitad del adhesivo que remanente en el diente; Puntuación 3 = todo el adhesivo que queda en el diente con una impresión de la malla del soporte.^{52,53}

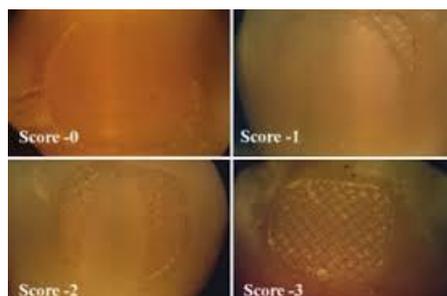


Figura. 3 Puntuación de Índice Adhesivo Remanente. En Duraisamy et al.
53

A lo largo de los años, las puntuaciones de ARI han sido uno de los aspectos más frecuentemente evaluados en los estudios sobre adhesivos ortodóncicos. Debido a que el sistema de puntuación del remanente adhesivo es cualitativo y subjetivo, se han hecho muchos intentos para modificar el sistema original o para desarrollar nuevos métodos cuantitativos que se pueden usar para evaluar con mayor precisión el remanente adhesivo de diferentes materiales.⁵²

Para evaluar con precisión el ARI, un factor importante a considerar es la selección del adhesivo. Diferentes estudios han discutido si las diferencias en las puntuaciones de ARI reflejan una falla adhesiva o cohesiva.⁵²⁻⁵⁴

1.7 Microscopio electrónico de barrido (SEM)

El microscopio electrónico de barrido - SEM- es el mejor método adaptado para el estudio de la morfología de las superficies. A diferencia de un microscopio óptico que utiliza fotones del espectro visible, la imagen entregada por el SEM se genera por la interacción de un haz de electrones que "barre" un área determinada sobre la superficie de la muestra (Fig. 4).

Es una técnica que sirve para analizar la morfología de materiales sólidos de todo tipo (metales, cerámicos, polímeros, biológicos, etc.), con excepción de muestras líquidas. La resolución nominal del equipo es de 3 nm lo cual permite estudiar características de los materiales a una escala muy pequeña.

La técnica esencialmente consiste en hacer incidir en la muestra un haz de electrones. Este bombardeo de electrones provoca la aparición de diferentes señales que, captadas con detectores adecuados, nos proporcionan información acerca de la naturaleza de la muestra.

La señal de electrones secundarios proporciona una imagen de la morfología superficial de la muestra. La señal de retrodispersados una imagen cualitativa de zonas con distinto número atómico medio, y la señal de rayos X espectros e imágenes acerca de la composición de elementos químicos en la muestra.

La preparación de muestras es, en general, sencilla. Los requisitos indispensables que deben cumplir son ausencia de líquidos, es decir, la muestra tiene que estar seca y además debe ser conductora de la corriente eléctrica. Este último requisito se cumple en los metales pero no así en otro tipo de materiales, por lo que para hacer a la muestra conductora se la recubre de una capa de algún material conductor tal como el carbón o el oro. Este recubrimiento ha de ser suficientemente grueso como para que circule la corriente eléctrica que se deposita en la muestra y suficientemente delgado para que no enmascare o tape las características superficiales de interés.^{55,56}



Figura 4. Microscopio Electrónico de Barrido. CCIQS. Centro Conjunto de Investigación en Química Sustentable UAEM-UNAM.

2. Planteamiento del problema

En la actualidad se requieren técnicas preventivas más eficientes y menos complicadas. El uso de selladores de fosas y fisuras en dientes susceptibles a caries es una de las más efectivas. Es de suma importancia la durabilidad de dichos selladores en la cavidad oral, se han investigado diferentes métodos que existen para mejorar su permanencia en boca, ya que frecuentemente son desalojados bajo ciertas circunstancias (*i.e.* contaminación, técnica inadecuada, limitantes del producto, etc.).

La retención de los selladores de fosas y fisuras depende en gran parte del acondicionamiento del esmalte. El método convencional para realizar este procedimiento ha sido desde los años cincuenta, el grabado ácido; no obstante, se ha demostrado que además de la desmineralización de la superficie del esmalte, también presenta una pérdida irreversible de aproximadamente $10 \mu\text{m}^2$.

El láser Er: YAG es una alternativa para el acondicionamiento del esmalte debido a que se ha observado que modifica la superficie del esmalte, y existe la posibilidad de un incremento en la resistencia a caries.³⁻⁵ Sin embargo no existen estudios suficientes respecto a su resistencia al desalojo por lo que con el presente trabajo se pretende responder a la siguiente pregunta.

Pregunta de Investigación

¿Cuál es la resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras en dientes permanentes posterior a varios protocolos de grabado?

3. Justificación

La salud bucal se considera una parte integral que participa en funciones tales como la alimentación, la comunicación y está relacionada con el bienestar y la calidad de vida desde los puntos de vista funcional, psicosocial y económico.

La caries dental se considera la enfermedad bucal crónica con mayor prevalencia. En México, es un problema de salud importante, ya que el 98% de los mexicanos padece esta enfermedad.

Dentro de las medidas preventivas específicas contra la caries dental, se encuentran los selladores de fosas y fisuras, se ha demostrado son agentes efectivos en la prevención de caries dental; sobre todo en aquellas superficies con alto riesgo, como serían las fosas y fisuras de molares temporales y permanentes. La aplicación del sellador debe permanecer intacta por un largo período de tiempo.

La efectividad de los selladores de fosas y fisuras, se evalúa a través de su capacidad de retención, lograda principalmente gracias al grabado del esmalte. Se requieren buscar alternativas para mejorar esta retención.

El grabado mecánico que logra el láser de Er: YAG sobre la superficie, dejando irregularidades y cráteres de una profundidad y extensión variable e importante, lo que puede implicar que no sea necesario realizar un grabado ácido.

La investigación proyectada pretende comparar la resistencia al desalojo de los selladores de fosas y fisuras previo acondicionamiento de esmalte bajo diferentes métodos de acondicionamiento e identificar cual presenta mejor resistencia.

4. Hipótesis

4.1 Hipótesis de Trabajo

La resistencia al desalojo de los selladores de fosas y fisuras es similar en el esmalte acondicionado con láser Er: YAG en comparación con el grabado con ácido fosfórico al 37%.

4.2 Hipótesis Nula

La resistencia al desalojo de los selladores de fosas y fisuras no es similar en el esmalte acondicionado con láser Er: YAG en comparación con el grabado con ácido fosfórico al 37%.

5. Objetivos

5.1 Objetivo general

Determinar *in vitro* la resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras en dientes permanentes posterior a varios protocolos de grabado.

5.2 Objetivos específicos

- Determinar la resistencia al desalojo de selladores de fosas y fisuras con grabado ácido, láser Er: YAG, autograbado, combinación de ácido + láser, láser + ácido y láser + autograbado.
- Comparar la resistencia al desalojo de los selladores de fosas y fisuras entre los grupos.
- Identificar la localización de la falla de adhesión del SFF y evaluar el índice de adhesivo remanente (ARI) por medio de estereoscopía 50X
- Analizar el efecto del grabado diferentes métodos de acondicionamiento sobre la superficie del esmalte mediante microscopio electrónico de barrido (SEM).

6. Material y Métodos

6.1 Diseño del estudio

El presente estudio es de tipo experimental *in vitro* (Fig .5); en el que se seleccionaron un total de 78 terceros molares humanos extraídos por razones terapéuticas bajo los siguientes criterios:

Criterios de inclusión

- Terceros molares humanos extraídos recientemente (no más de 6 meses)
- Sanos
- Íntegros

Criterios de exclusión

- Cualquier otro tipo de órgano dentario
- Órganos dentarios que presenten alguna patología
- Seccionados

Criterios de eliminación

- Órganos dentarios que sufran algún daño durante la preparación de la muestra

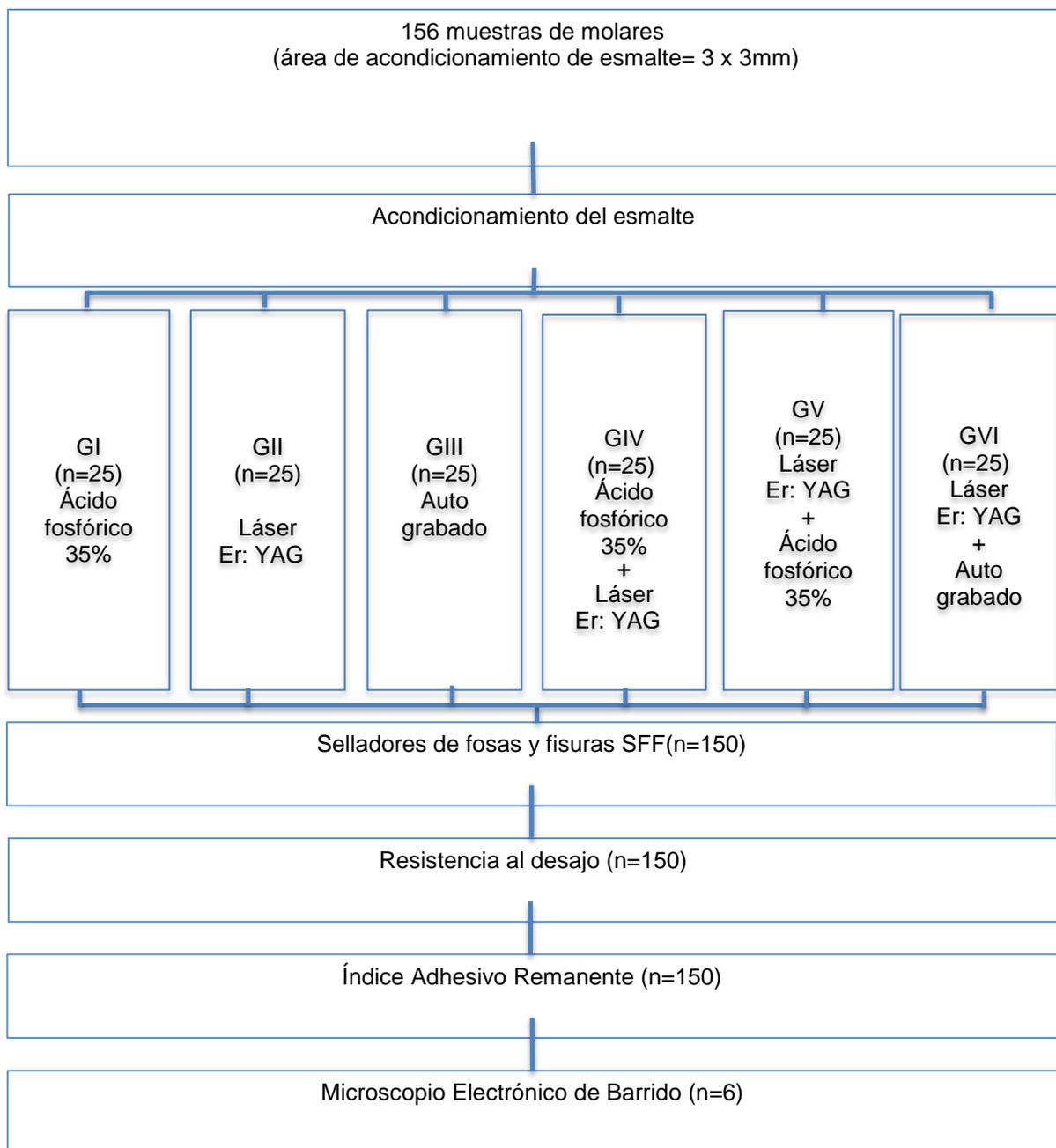


Figura. 5 Diagrama de diseño experimental. Constructo del autor

6.2 Operacionalización de variables

Tabla 3. Definición conceptual y operacional de las variables

VARIABLES DEPENDIENTES					
VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO	ESCALA DE MEDICIÓN	
RESISTENCIA AL DESALOJO DEL SFF	Capacidad para resistir esfuerzos y fuerzas aplicadas sin desalojarse	Superior a 20 MPa	Cuantitativa continua	Razón	
ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE (ARI)	Cantidad de resina remanente después de aplicar una fuerza	Índice de adhesivo remanente (ARI) % 0=sin adhesivo remanente 1=menos del 50% de adhesivo remanente 2=más del 50% de adhesivo remanente 3=todo el adhesivo remanente	Cualitativa ordinal	Ordinal	
CAMBIOS MORFOLÓGICOS	Alteraciones estructurales de tejidos que caracterizan a una enfermedad o permiten diagnosticar un proceso etiológico	Cambio de morfología de estructura dentaria (ablación) material superficial mediante un pulso de radiación láser	Cualitativa nominal	Nominal	
VARIABLES INDEPENDIENTES					
VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	TIPO	ESCALA	
PROTOSCOLOS DE GRABADO	LÁSER Er: YAG	Láser pulsado que posee un cristal sintético (granate) como medio activo en su cavidad de resonancia; constituido por itrio (Y) y aluminio (Al) y contaminado con erbio (Er)	Acondicionamiento del esmalte mejorará la resistencia al desalojo de los selladores de fosas y fisuras en los órganos dentarios Longitud de onda 2940 nm	Cualitativa	Nominal
	ÁCIDO FOSFÓRICO	Compuesto químico ácido que proporciona una superficie porosa para lograr adhesión micromecánica	Ácido fosfórico al 37% en el acondicionamiento del esmalte	Cualitativa	Nominal
	ADHESIVO DE AUTOGRABADO	agentes grabadores e imprimadores combinados que activan el proceso adhesivo además de desmineralizar parcialmente	Los valores de fuerza de adhesión son comparables o superiores a los obtenidos con la técnica convencional de grabado ácido.	Cualitativa	Nominal

6.3 Procedimiento

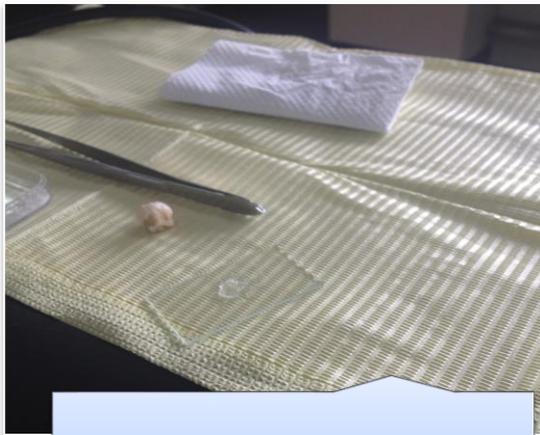
Selección del diente y preparación de la muestra

El protocolo de este estudio fue revisado y aprobado por el Comité de Ética en Investigación del Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología de la Universidad Autónoma del Estado de México.

Se obtuvo un total de 78 dientes sanos del tercer molar extraídos quirúrgicamente por razones terapéuticas, sin ninguna evidencia de fractura, daño o caries, con el consentimiento informado de los pacientes. Los dientes se extrajeron y se recolectaron, se almacenaron en una solución de timol al 0,2% (p / v) a temperatura ambiente hasta que se realizó el experimento. Los especímenes se limpiaron con agua desionizada, se retiró cualquier tejido blando de la izquierda con un bisturí. La corona de cada diente se separó usando un disco de diamante (BesQual, Nueva York, EE.UU.) montado en un motor de baja velocidad (Micro motor M2 Master, M25800011, Drillco Devices Ltd., Miami, FL, bajo chorro de agua desionizada para prevenir la deshidratación. La corona se fijó a un portaobjetos de vidrio con resina epoxi termo-plastificada (Allied High Tech Products, Rancho Domínguez, CA, EE.UU.) Ver [Fig. 6ª]. Posteriormente, se utilizó una rueda de diamante (South Bay Technology, Inc., San Clemente, CA, EE.UU.) montada en una base (South Bay Technology, Inc., USA). [Fig. 6b] para obtener las muestras bajo irrigación constante. Se cortó cada diente para obtener dos mitades (mesio-distal) [Fig 6c]. Finalmente, las muestras se lavaron a fondo con agua desionizada.

Un total de 150 muestras se utilizaron para evaluar el SBS (n = 25), mientras que seis se utilizaron para preparar las muestras SEM. Los criterios para la selección del diente incluyeron superficie de esmalte intacto sin ninguna fractura producida durante el procedimiento de extracción. Los dientes se fijaron en resina acrílica; La muestra se desgastó en el centro, utilizando un disco de diamante para aplanar la superficie del esmalte, con el fin de estandarizar el área.

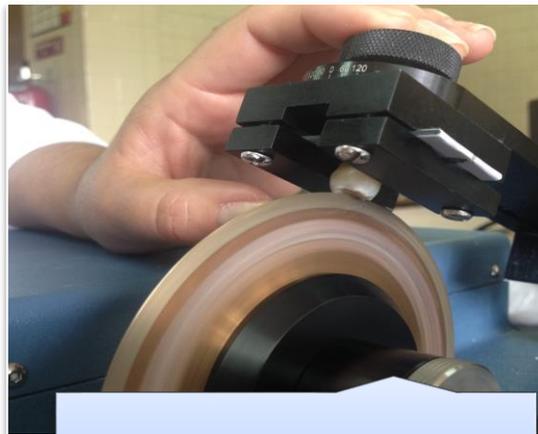
Las muestras fueron asignadas aleatoriamente a uno de los seis grupos de protocolos de acondicionamiento del esmalte.



a.



b.



c.

Figura 6. Preparación de la muestra. a. Fijación de la muestra. b. Montaje. c. Corte.

Acondicionamiento de la superficie

Ciento cincuenta muestras fueron asignadas aleatoriamente a seis grupos (n = 25) y la superficie del esmalte se acondicionó de la siguiente manera (Fig. 7a):

Grupo I: Grabado con ácido. Con gel ácido fosfórico al 35% (Scotchbond Universal, 3M ESPE, St Paul, MN, EE.UU.). El gel ácido se aplicó sobre el esmalte durante 15 segundos, se enjuagó a fondo con aire comprimido, agua desionizada y se secó con aire comprimido. Fig. 7b.

Grupo II: Láser Er: YAG. La irradiación de los especímenes se realizó usando un sistema láser Er: YAG (OpusDuo AquaLite CE, Er: YAG + CO₂, Lumenis, Yokneam, Israel). Los parámetros experimentales principales del láser utilizado durante el estudio fueron longitud de onda fija a 2,94 μm , pulso de energía de 150 mJ, densidad de energía 19,1J / cm^2 , frecuencia de repetición de pulso de 10 Hz, duración de impulso de 250-400 μsec y una punta de salida diámetro de 1,0 mm.

Los niveles de energía se calibraron usando los calibradores del equipo, y la energía entregada se midió periódicamente con un calibrador de potencia. La superficie se escaneó una vez a mano durante 15 segundos, perpendicular a la superficie del esmalte de las muestras, a una distancia de trabajo de 1 mm y spray de agua desionizada a 5,0 ml / min. Después de la irradiación con láser Er: YAG, las muestras se enjuagaron a fondo con agua desionizada y se secaron con aire comprimido. Fig. 7c.

Grupo III: Autograbado, con Adper Prompt L-Pop (3M ESPE, St Paul, MN, EUA). Se activó de acuerdo con las instrucciones del fabricante. La mezcla resultante se aplicó entonces frotando continuamente sobre la superficie del esmalte durante 15 segundos, luego se secó ligeramente usando aire comprimido durante 1-2 segundos, después se polimerizó con lámpara Ortholux (Unitek 3M) durante un total de 20 segundos. Fig. 7d.

Grupo IV: Ácido fosfórico + láser Er: YAG con gel de grabado con ácido fosfórico al 35% (Scotchbond Universal, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA). + Er: YAG láser, con los mismos parámetros de irradiación utilizados en el grupo II.

Grupo V: Er: láser YAG + ácido fosfórico, con los mismos parámetros utilizados en el grupo II + 35% de gel de grabado con ácido fosfórico (Scotchbond Universal, 3M ESPE, St Paul, MN, EE.UU.).

Grupo VI: Er: YAG láser + autograbado, con los mismos parámetros utilizados en el grupo II + Autograbado Adper L-Pop (3M ESPE, St Paul, MN, USA).

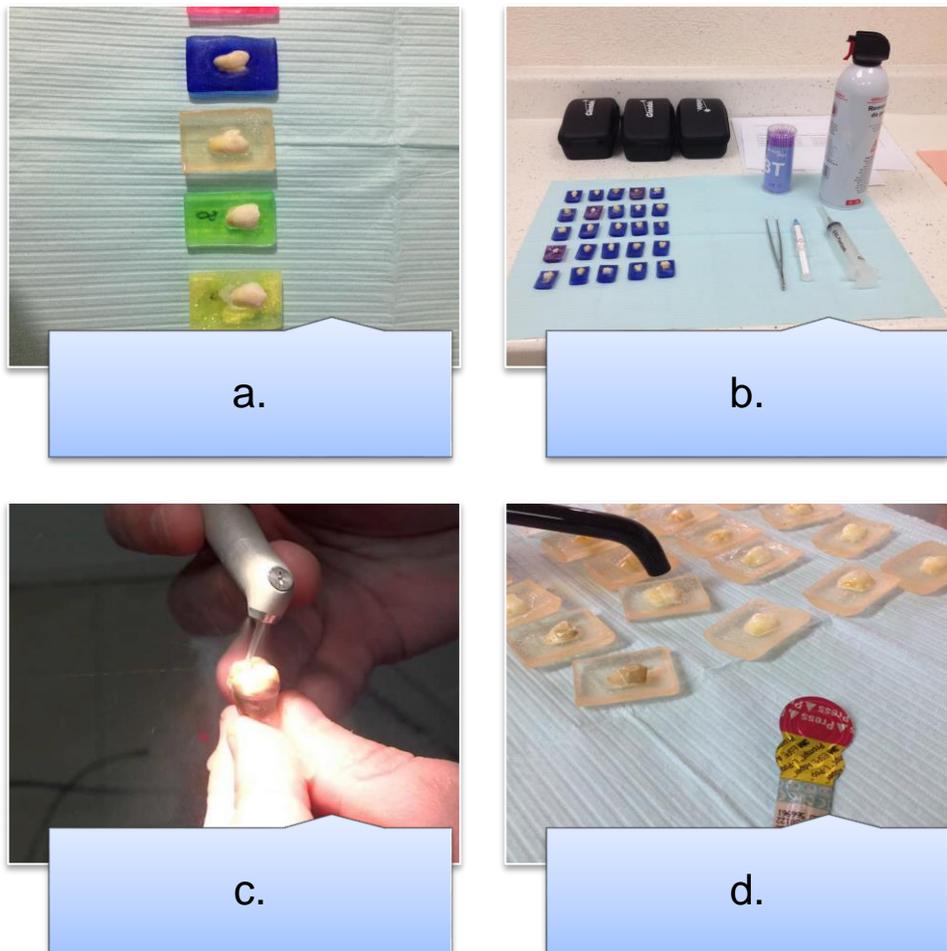


Figura 7. Acondicionamiento de la superficie. a. Grupos de acondicionamiento. b. Ácido fosfórico 35%. c. Láser Er: YAG. d. Autograbado

Procedimiento de adhesión de SFF

Los especímenes se prepararon para la prueba SBS. Para apoyar esta prueba, se construyeron bloques de selladores: Clinpro™ (3M ESPE, St Paul, MN, USA) con una dimensión de 4mm² (1mm x 5mm de altura)[Fig. 8^a y b]. Cada bloque se polimerizó durante 20 segundos. Con Ortholux Luminous Curing Light (3M Unitek) y se aplicó a todos los grupos de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Fig. 8c.

Los dientes se pulieron con pasta libre de fluoruro (Pressage, Shofu Inc, Kyoto, Japón) y copas profilácticas de caucho, se lavaron con agua desionizada y se secaron con aire comprimido, el esmalte se grabó según los protocolos descritos anteriormente. Finalmente, los bloques sellantes se unieron a la superficie del esmalte curado con luz con Ortholux Luminous Curing Light (3M Unitek) durante un total de 20 segundos.(Fig. 8d)

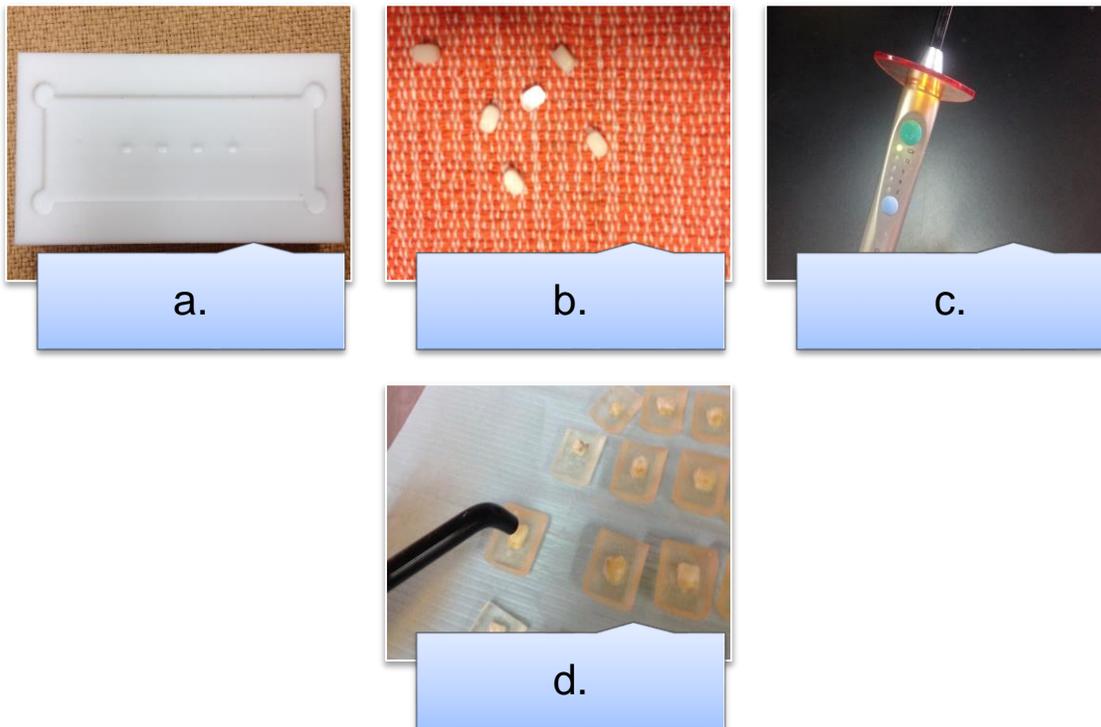


Figura 8. Procedimiento de adhesión de SFF. a. Molde para fabricar bloques de SFF. b. Bloques de SFF. c. Lámpara fotocurado. d. Cementado de bloques

Prueba de resistencia a la tensión

La prueba de SBS se realizó con una velocidad de cruceta de 0,5 mm / min hasta que se produjo la fractura. Se determinó y se expresó en megapascales (MPa) para cada muestra. Esto se logró utilizando el extremo aplanado de una varilla de acero unida a la cruceta de una máquina de ensayo universal (Autograph AGS-X, Shimadzu, Kyoto, Japón). Ver Fig. 9 a.b.c.d.

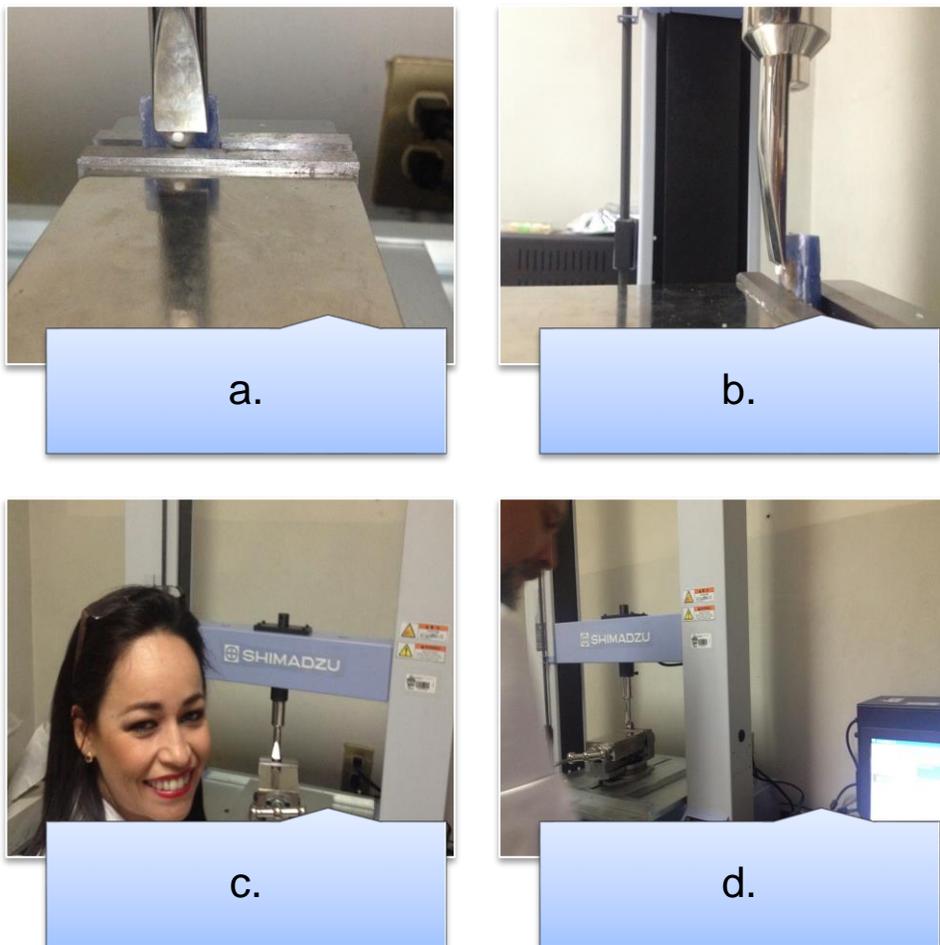


Figura 9. Prueba de resistencia a la tensión (SBS). a. y b. Prueba de resistencia. c. y d. Equipo de trabajo

Indice de Adhesivo Remanente (ARI)

Una vez eliminados los bloques de sellador, se examinó la superficie del esmalte de cada diente con un estereoscopio (Nikon, Tokio, Japón) con una ampliación de 10x para determinar la cantidad de adhesivo residual que quedaba en cada diente. Se registraron las puntuaciones ARI modificadas, con la siguiente escala: 0 = sin sellador en el diente, 1 = menos de la mitad del sellador que queda en el diente, 2 = más de la mitad del sellador que queda en el diente y 3 = todo el sellador en el diente.

Microscopio electrónico de barrido (SEM)

Las muestras se fijaron a trozos de aluminio con cinta adhesiva de carbono (SPI Supplies, EE.UU.). El análisis se realizó utilizando un microscopio electrónico de barrido (JEOL, JSM-6510LV, Japón) a bajo vacío a 10 Pa de presión de cámara, con una tensión de aceleración de electrones de 25 kV y detectando electrones retrodispersados. La morfología superficial del esmalte se observó a una ampliación de x100, x500 y x1000.

6.4 Análisis estadístico

Todos los datos se analizaron utilizando el paquete estadístico SPSS 21 (SPSS IBM, Nueva York, NY, EE.UU.). Se realizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para estimar la distribución de los datos. El análisis unidireccional de varianza (ANOVA) se utilizó para comparar entre los grupos la fuerza de unión por cizallamiento; Cuando se encontraron diferencias significativas se aplicaron las pruebas T2 post-hoc de Tamhane, debido a que la prueba de homogeneidad de varianza de Levene mostró diferentes varianzas. Las pruebas de Kruskal Wallis y Mann Whitney U se utilizaron para estimar las diferencias entre ARI grupos con un nivel de significación $p \leq 0,05$ en todos los análisis estadísticos.

6.5. Consideraciones Bioéticas

La presente investigación contempló los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos de la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (64ª Asamblea General de octubre de 2013) En el Artículo 7 de este documento se establece que “la investigación médica está sujeta a normas éticas que sirven para promover y asegurar el respeto a todos los seres humanos y para proteger su salud y sus derechos individuales”. La donación de los órganos dentarios no representó daño alguno para los sujetos participantes, pues fue posterior a la extracción con fines terapéuticos. La decisión de extraer un órgano dentario fue siempre por prescripción fundamentada por el Cirujano Maxilofacial y en ningún caso se vio influenciada por terceras personas.

Además, con apego al Artículo 9, se protegió a las personas que participaron en la investigación, velando por su integridad, salud, intimidad y dignidad, resguardando su información personal en calidad de confidencial.

La participación fue voluntaria en todos los casos y cada individuo potencial recibió la información adecuada acerca del proyecto de investigación y de su colaboración en el mismo, de acuerdo al Artículo 26. Todas las dudas acerca de los objetivos, métodos, disposición de las muestras, beneficios calculados, entre otros, fueron aclaradas por el investigador o por el odontólogo tratante hasta asegurar el completo entendimiento de la información.

Asimismo, se cumplieron las leyes y reglamentos vigentes en México, destacando algunas consideraciones estipuladas en el Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación en Salud:

Según el Artículo 17, la presente investigación se considera “con riesgo mínimo”, debido a que involucró la obtención de terceros molares extraídos por indicación terapéutica.

El paciente firmó un escrito de asentimiento informado, conforme a lo establecido en el Artículo 37, y dos testigos firmaron el consentimiento informado que reúne los requisitos enunciados en el Artículo 22 (Ver Anexo 2).

7. Resultados

7.1 Carta de envío de artículo científico

New manuscript received by Editorial Office (DMP-00473-2017-01)

Dental and Medical Problems <kontakt@editorialsystem.com>

Jun 29/05/2017 13:27

Para: Rosalía Contreras Bulnes <rcontrerasb@uaemex.mx>;

Dear Rosalía Contreras-Bulnes,

Thank you for your manuscript: Shear bond strength of pit and fissure sealants on permanent teeth after several etching protocols: In vitro study..
The following number has been assigned to it: DMP-00473-2017-01.

The manuscript will be checked by Editors and then sent to the Reviewers.
You will be informed by email about any further decisions on this article.

Thank you for submitting your work to our journal.

Yours sincerely,
prof. dr hab. Tomasz Konopka
Editor-in-Chief
Dental and Medical Problems

Editorial System is available here: <https://www.editorialsystem.com/dmp/>

De: Dental and Medical Problems <kontakt@editorialssystem.com>

Enviado: miércoles, 12 de julio de 2017 11:56

Para: Rosalia Contreras Bulnes

Asunto: Decision for manuscript number DMP-00473-2017-02

July 12, 2017

DMP-00473-2017-02

Shear Bond Strength of Pit and Fissure Sealants on Permanent Teeth After Several Etching Protocols: In Vitro Study

Dear Rosalia Contreras-Bulnes,

I am pleased to inform you that your manuscript, entitled: Shear Bond Strength of Pit and Fissure Sealants on Permanent Teeth After Several Etching Protocols: In Vitro Study, has been finally accepted for publication in our journal. This article will be published in the third issue of Dental and Medical Problems in 2017 year.

Thank you for submitting your work to us.

Yours sincerely,

prof. dr hab. Tomasz Konopka

Editor-in-Chief

Dental and Medical Problems

Manuscript evaluation and file attachments are available here:

<https://www.editorialssystem.com/dmp/article/96041/view/#showDecisionLetter96041>

Review 1:

(this review has file attachment)

Please find the attached file with minor suggestions.

Attachment:

- <https://www.editorialssystem.com/dl/dr/7816/07acd2eb4a03402bafb2c2f658b757b6/> (Reviewer 1)

8. Conclusiones

Los resultados de este estudio sugieren que los protocolos de grabado de esmalte más apropiados para la adhesión de selladores de fosas y fisuras en dientes permanentes fueron los protocolos de grabado con ácido fosfórico per se o en combinación con irradiación con láser Er: YAG (después del grabado ácido). El protocolo de láser Er: YAG + autograbado no se recomienda porque el valor de adhesión no es clínicamente aceptable.

9. Referencias

1. Buonocore MG. Pit and fissure sealing. *Dent Clin North Am.* 1975; 19(2): 367-83,
2. Cartensen W. The effects of different phosphoric acid concentrations on surface enamel. *Angle Orthod.* 1992; 62(1):51-8.
3. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990; 24(2): 86-92.
4. Lupi-Pérgurier L, Bertrand M, Genovese O, Rocca J, Muller-Bolla M. Microleakage of resin-based sealants after Er: YAG laser conditioning. *Lasers Med Sci.* 2007; 22(3): 183-88.
5. Berkovitz BJB, Holand BR, Moxham BJ Oral anatomy, histology, embryology. 3rd edition. Mosby Publications. 2002.
6. Kumar GS. Orban's Oral histology and embryology. 11th edition. Elsevier 2007.
7. Reyes-Gasga J. Observación del esmalte dental humano con microscopia electrónica. *Rev Tamé.* 2013; 1(3): 90-96.
8. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. *Histología y embriología bucodental.* Madrid: Ed Panamericana; 2002.
9. Medel A, Bader M. In vitro descriptive analysis of teeth restoration interface achieved with a Universal Adhesive System used with and without acid etch technique. *Rev. Biomater. Sociedad Científica Grupo Chileno de Materiales dentales.* 2014; 1(1): 24-38.
10. Flury S. Principios de la adhesión y de la técnica adhesiva. *Quintessence* 2012; 25 (ed esp): 604-9.
11. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper dent.* 2003; 28(3): 215-235.
12. Flores-Yáñez C, Martínez-Juárez J, Palma-Guzmán M y Yáñez-Santos J. Análisis del grabado dental en el microscopio metalográfico y el Software AnalySIS. *Información Tecnológica.* 2009; 20(2): 13-18

13. Zhu, J. J., Tang, A. T., Matinlinna, J. P., Hägg, U. Acid etching of human enamel in clinical applications: A systematic review. *J prosth dent.* 2014; 112(2): 122-135.
14. Melendez JL, Varela R, Cueto G, Mondragón JD, Carrillo L, Coronado E. Evaluación del grabado del esmalte en piezas con ápice inmaduro y maduro utilizando ácido ortofosfórico al 37% por medio de microscopia electrónica de barrido. *Acta Odontológica Venezolana.* 2002; 40(1): 26-30.
15. Daza Pulido LM, Sarmiento Bejarano LR, Güiza CristanchoEH. Determinación del patrón de grabado con láser y ácido ortofosfórico al 37% sobre el esmalte dental. *Universitas Odontológica.* 2005; 25(56): 31-40.
16. Eliades G, Watts DC, Eliades T. *Dental hard tissues and bonding.* Springer, 2005.
17. Coluzzi D. *Fundamentals of laser in dentistry: Basic science, tissue interaction and instrumentation.* *J Laser Dent.* 2008; 16 (spec. Issue): 4-10.
18. Stabholz, A., Zeltser, R., Sela, M., Peretz, B., Moshonov, J., Ziskind, D. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compendium of continuing education in dentistry.* 2003; 24(12): 935-48.
19. Convissar RA. *Principles and practice of laser dentistry.* Elsevier Health Sciences, 2015.
20. Hussain N. Nd: YAG and Er: YAG lasers In prevention and conditioning of enamel. *Energy Procedia.* 2012; 19: 192-98.
21. Coluzzi DJ. *Fundamentals of dental lasers: science and instruments.* *Dent Clin N Am.* 2004; 48(4): 751-70.
22. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.* 2006; 19(3): 178-86.
23. Olivi G, Genovese MD, Caprioglio C. Evidence-based dentistry on laser paediatric dentistry: review and outlook. *Eur J Paediatr Dent.* 2009; 10(1): 29-40.
24. Wanderley RL, Monghini E, Pecora J, Palma-Dibb R, Borsatto M. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er: YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: An in vitro study. *Photomed Laser Surg* 2005; 23(3): 260-66.

25. Cecchini RCM, Zezell DM, De Oliveira E, De Freitas PM, Eduardo CDP. Effect of Er: YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers in surgery and medicine*. 2005; 37(5), 366-372.
26. Díaz-Monroy JM, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejía OF, Rodríguez-Vilchis LE. Morphological changes produced by acid dissolution in Er: YAG laser irradiated dental enamel. *Microsc Res Techniq*. 2014; 77(6): 410-14.
27. Rodríguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejía OF, Sánchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er: YAG laser irradiation: AFM, SEM and EDS evaluation. *Photomed and Laser Surg*. 20011. 29 (7): 493-500.
28. Bevilacqua FM, Zezell DM, Magnani R, Da Ana PA, De Paula Eduardo C. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er: YAG laser. *Lasers med sci*. 2008; 23(2), 141-147.
29. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, et al. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers med sci*. 2014; 29(3), 897-905.
30. Shahabi S, Bagheri HG, Ramazini K. Shear bond strength of sealants following Er: YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth. *Lasers Med Sci*. 2012; 27(2): 371-75.
31. Beauchamp J, Caufield PW, Crall JJ, Donly KJ, Feigal R, Gooch B, et al. Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *Dent Clin North Am*. 2009 ; 53(1):131-47.
32. Diniz MB, Boldieri T, Rodrigues JA, Santos-Pinto L, Lussi A, Cordeiro RCJ. The performance of conventional and fluorescence-based methods for occlusal caries detection: an in vivo study with histologic validation. *Am Dent Assoc*. 2012; 143(4): 339-50.
33. Di Estefano R. Láser Er: Yag como alternativa en la práctica odontológica. *Acta Odontológica Venezolana*. 2004; 42 (2): 1-9.

34. Boj J., Catalá M., García Ballesta C, Mendoza A. Odontopediatría La evolución del niño al adulto joven. 2011. Madrid, Reino de España: Editorial Ripano, SA.
35. Olivi G, Genovese MD. Laser restorative dentistry in children and adolescents Eur J Paediatr Dent. 2011; 12(2): 68-78.
36. Simonsen RJ, Neal RC. A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. Aust Dent J. 2011; 56 (Suppl 1): 45-58.
37. Perdigão J, Fundingsland J W, Duarte S, Lopes M. Microtensile adhesion of sealants to intact enamel. Int J Paed Dent 2005; 15(5): 342–348.
38. Irish Oral Health Services Guideline Initiative. Pit and Fissure Sealants: Evidence-based guidance on the use of sealants for the prevention and management of pit and fissure caries. 2010.
39. Markovic D, Petrovic B, Peric T, Miletic I, Andjelkovic S. The impact of fissure depth and enamel conditioning protocols on glass-ionomer and resin-based fissure sealant penetration. J Adhes Dent, 2011; 13(2): 171-78.
40. Espinosa R, Valencia R, Uribe M, Ceja I, Saadia M. Enamel deproteinization and its effect on acid etching: an *in vitro* study. J Clin Ped Dent. 2008; 33(1): 13-19.
41. Memarpour M, Kianimanesh N, Shayeghi B. Enamel pretreatment with Er: YAG laser: effects on the microleakage of fissure sealant in fluorosed teeth. Restor Dent Endodont. 2014; 39(3): 180-86.
42. Topaloglu-Ak A, Öncag Ö, Gökçe B, Bent B. The effect of different enamel surface treatments on microleakage of fissure sealants. Act Med Academ. 2013; 42(2): 223-28.
43. Baygin O, Mehmet Korkmaz F, Tüzüner T, Tanriver M (2012) The effect of different enamel surface treatments on the microleakage of fissure sealants. Lasers Med Sci 27(1):153–160.
44. Kühnisch J, Mansmann U, Heinrich-Weltzien R, Hickel R. Longevity of materials for pit and fissure sealing—results from a meta-analysis. Dent Mater. 2012; 28(3): 298-303.
45. García-Godoy F, Harris NO, Helm D.M. Selladores de fosas y fisuras. Odontología preventiva primaria. 2ª ed. Manual Moderno 2005.

46. Anusavice KJ. Phillips La Ciencia De Los Materiales Dentales, 11a. Edición. Ed. Elsevier, 1992, Madrid, España.
47. Harris NO, Garcia-Godoy F. Primary preventive dentistry. Upper Saddle River, NJ: Pearson Education 2004.
48. Vaillard-Jiménez E, Cambranis AO, Flores GL, Gutiérrez RC, Ayuso CL, Trujillo, RR. Características dimensionales de fosas y fisuras del esmalte de molares temporales. Revista Colombiana de Investigación en Odontología. 2012; 3(8): 114-123.
49. Contreras Bulnes R y Scougall Vilchis RJ. Salud y enfermedad bucal: avances científicos Vol.1 Capítulo 5: Principios de adhesión mínimamente invasiva en ortodoncia. México: Ediciones EÓN; 2016.
50. Scougall-Vilchis R, Zárate-Díaz C, Hotta M, Yamamoto K. Efectos de un nuevo agente de autograbado en la resistencia al descementado de las brackets ortodóncicas. Revista Española de Ortodoncia. 2008; 38(3): 207-212.
51. Al-Sarheed MA. Evaluation of shear bond strength and SEM observation of all-in-one self-etching primer used for bonding of fissure sealants. J Contemp Dent Pract. 2006; 7(2): 9-16.
52. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. Angle Orthod. 2009; 79(4): 773-6.
53. Duraisamy S, Manjula WS, Muthusamy L. Evaluation of shear bond strength of a polyacid modified composite resin used as orthodontic bonding material. SRM Journal of Research in Dental Sciences. 2012; 3(3): 186-192.
54. Ribeiro AA, Morais AV, Brunetto DP, Ruellas ACO, Araujo MTS. Comparison of shear bond strength of orthodontics brackets on composite resin restorations with different surface treatments. Dental Press J Orthod. 2013; 18(4): 98-103.
55. Joy D. Scanning Electron Microscopy. Materials Science and Technology. 2006. Wiley-VCH
56. Todokoro, H., & Ezumi, M. (1999). U.S. Patent No. 5,872,358. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

10. Anexos

10.1 Anexo 1. Hoja de Registro

Muestra	Grupo I	Grupo II	Grupo III	ARI
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
25				
26				
27				
28				
29				
30				
1 SEM				
2 SEM				
3 SEM				

10.2 Anexo 2. Consentimiento/Asentimiento informado

 <p>UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO FACULTAD DE ODONTOLOGÍA</p>	
<p>Estimado paciente:</p> <p>Como usted sabe, la caries dental continua siendo uno de los mayores problemas de salud bucal en la población, por esa razón la Universidad Autónoma del Estado de México desarrolla proyectos de investigación, cuya finalidad es buscar nuevas alternativas para su prevención. Es por lo anterior que solicitamos su apoyo y autorización para que las piezas que le serán extraídas puedan ser donadas a un proyecto de investigación. Las piezas serán sometidas a la aplicación de láser Er:YAG y después estudiadas en el laboratorio, para determinar si es o no, efectiva la aplicación de láser en las piezas dentales para la prevención de caries.</p>	
<p>Acepto Nombre y firma del donante</p> <p>_____</p>	
<p>Donar las piezas dentarias que me serán extraídas al proyecto de prevención de caries con láser.</p>	
<p>Nombre y firma del padre, madre o tutor (únicamente para menores de edad en la cual el padre o tutor también deberá firmar)</p> <p>_____</p> <p style="text-align: center;">Nombre y firma del padre, madre o tutor</p>	
<p>_____</p> <p>Nombre y firma del testigo</p>	<p>_____</p> <p>Nombre y firma del testigo</p>
<p>Dirección_____</p>	<p>Dirección_____</p>
<p>Relación con la persona:_____</p>	<p>Relación con la persona _____</p>

10.3 Anexo 3A . Participación en eventos Académico-Científicos



La Universidad Autónoma del Estado de México a través de la
Facultad de Odontología,
el Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología y el Cuerpo Académico Salud - Enfermedad Bucal

otorga la presente

Constancia

A: Irina Mézquita Rodrigo, Rosalia Contreras Bulnes, Laura Emma Rodríguez Vilchis,
Rogelio J Scougall Vilchis

Por la presentación del trabajo en modalidad maestría:

"Resistencia a la tensión de selladores de fosas y fisuras de dientes permanentes posterior al acondicionamiento con láser Er: YAG. Estudio *in vitro*"

Durante el VII COLOQUIO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN EN SALUD BUCAL, celebrado en este organismo académico.

VII Coloquio Nacional Salud • Enfermedad Bucal

Toluca, Estado de México 8 de Febrero de 2016.

PATRIA, CIENCIA Y TRABAJO

"2016, Año del 60 Aniversario de la Universidad Autónoma del Estado de México"



M. en C. S. Julio B. Robles Navarro
Director
Facultad de Odontología



Dr. en O. Rogelio J. Scougall Vilchis
Coordinador
CIEAO

CIEAO  **CORPO ACADÉMICO**
Centro de Investigación y Estudios Avanzados
"Odontología "Dr. Kanabata Miyata"" **CASEB**
salud-Enfermedad Bucal



10.3 Anexo 3B Participación en eventos Académico-Científicos



FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
A TRAVÉS DE LA

MAESTRÍA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS EN EL ÁREA
DE ODONTOLOGÍA INTEGRAL AVANZADA

OTORGA EL PRESENTE

RECONOCIMIENTO

A **Irina Mézquita Rodrigo, Rosalia Contreras Bulnes,
Laura Emma Rodríguez Vilchis, Rogelio José Scougall Vilchis.**

POR SU PARTICIPACION CON EL TEMA

RESISTENCIA A LA TENSION DE SELLADORES DE FOSAS Y FISURAS POSTERIOR
AL ACONDICIONAMIENTO CON LÁSER ER: YAG.
ESTUDIO IN VITRO.

DURANTE EL



X CONGRESO INTERNACIONAL
DE ODONTOLOGÍA MULTIDISCIPLINARIA
CONCURSO MEXICANO E IBEROAMERICANO
DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA
EN ODONTOLOGÍA

4 5 6 MAYO 2016
SAN LUIS POTOSÍ S.P. MÉXICO



TLANTLI CHICAHUAC
2016
ODONTOLOGIA
MEXICANA



DR. LUIS A. LEAL TOBIAS
Director Facultad de Estomatología
Universidad Autónoma de San Luis Potosí



DR. JUAN PABLO LOVÓN A. RODRÍGUEZ
Coordinador General del Congreso
Universidad Autónoma de San Luis Potosí



10.4 Anexo 4 Premios en eventos Académico-Científicos

