



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE RESISTENCIA ADHESIVA A
ESMALTE, CON IONÓMERO DE VIDRIO Y RESINAS
COMPUESTAS, UTILIZADOS COMO SELLADORES DE
FOSETAS Y FISURAS EN ODONTOPEDIATRÍA.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

ANA KAREN RUIZ DE LA ROSA

TUTOR: C.D. ARCADIO BARRÓN Y ZAVALA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Agradecimientos.

*A **Dios** por estar a mi lado en cada paso que doy, gracias por poner en mi camino a esas personas maravillosas de las que estoy rodeada y por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente.*

*A la **Universidad Nacional Autónoma de México** por brindarme la oportunidad de formar parte de esta gran institución, estoy muy orgullosa de pertenecer a esta máxima casa de estudios.*

*A mi tutor de tesina **C.D. Arcadio Barron y Zavala** por su apoyo, dedicación y el conocimiento que me compartió. Gracias por su dirección y colaboración en este trabajo, de igual forma al **Mtro. Jorge Guerrero Ibarra** por su ayuda en el laboratorio y clases impartidas en años anteriores, al **Esp. Jaime Orea** coordinador del seminario, gracias por compartir sus conocimientos.*

*A mis profesores de la **Facultad de Odontología**, y a los de la **Clínica Periférica** por guiarme en estos años de formación académica.*

“Por mi raza hablara el espíritu”



A mis queridos padres **Humberto** y **Soco** por que siempre han sido mi apoyo, mi compañía, mi protección, gracias por sus consejos, por escucharme y guiarme por el camino correcto, por ser mi ejemplo a seguir, por creer en mí en todo momento, por sus palabras de aliento y por soportar mi inmadurez.

Gracias por hacerme quien soy, sin ustedes no hubiera cumplido este sueño, gracias por darme alas y enseñarme a volar. Los amo.

A mis hermanos **Ery** y **Jorge** porque son las personas que siempre han estado conmigo y apoyado en todo, a pesar de nuestras discusiones absurdas, nuestros gritos, pero doy gracias por todos los momentos y sonrisas en su compañía. No los cambio por nada en el mundo.

A mis tres pequeños sobrinos **Fofó** y **Renata** (Rodolfo y Renata Ramírez Ruiz), **Aylin Ruiz Bello** por ser parte de mi vida. Los adoro mis niños.

A todas las personas que me rodean, gracias por estar a mi lado y esos buenos momentos; a mis cuñados (**Rodolfo** y **Jazmín**), abuelitas (**Juana** y **Manuela**) y tíos.

También quiero agradecer a mis amigos, quienes me han escuchado, con los que tengo momentos inolvidables, por muchas risas, aventuras y fiestas. Conocí a muchas personas a lo largo de este camino pero al final solo unos pocos pueden tener el título de **amigos**, y este lo es principalmente **Hugo González** gracias por todo, al igual que **July Sales**, **Lalo Rojas** y **Lola López**, a la "elite" de la clínica Periférica Oriente.

A mis amigos que han sido mis ángeles de la guarda, que aunque ya no están en esta vida, los llevo por siempre en mi corazón **Iohann López** y **Marco Serrano**.



Índice

INTRODUCCIÓN.....	6
1. ANTECEDENTES.....	8
1.1 Ionómero de vidrio.....	8
1.2 Resina compuesta.....	8
1.3 Adhesión.....	9
1.4 Selladores de foseas y fisuras.....	10
2. MARCO TEÓRICO.....	12
2.1 Ionómero de vidrio.....	12
Reacción química.....	13
2.2 Composición del ionómero de vidrio.....	15
2.3 Clasificación del ionómero de vidrio.....	16
2.4 Definición de resinas compuestas.....	17
2.5 Composición de resinas compuestas.....	18
2.6 Clasificación de resinas compuestas.....	20
Resinas de macropartículas:.....	20
Resinas de micropartículas:.....	20
Resinas híbridas.....	22
2.7 Adhesión.....	23
Energía superficial.....	24
Tensión superficial.....	25
Humectación y ángulo de contacto.....	26
Factores que favorecen la adhesión:.....	27
2.8 Adhesión física.....	28
2.9 Adhesión química o específica.....	29
Iónicos.....	30
Covalentes.....	30



Metálicos.....	30
2.10 Adhesión a esmalte.....	31
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	35
4. JUSTIFICACIÓN.....	36
5. OBJETIVOS.....	37
6. HIPÓTESIS.....	38
7. METODOLOGÍA.....	39
Material.....	39
Metodología.....	40
8. RESULTADOS.....	47
9. DISCUSIÓN.....	49
10. CONCLUSIÓN.....	51
11. BIBLIOGRAFÍA.....	52



INTRODUCCIÓN.

Uno de los grandes problemas patológicos que afectan la cavidad bucal en el mundo es la caries dental ya que es calificada como una enfermedad crónica multifactorial e infecciosa.

La odontología, enfrenta el reto de prevenir padecimientos bucales y desarrollar técnicas adecuadas y asequibles para lograr dicho objetivo.

Debido a su compleja morfología, las foseas y fisuras favorecen la acumulación y retención de placa dentobacteriana, aumentando el riesgo de caries.

Actualmente se tiene una excelente medida preventiva para la caries dental, los selladores de foseas y fisuras. Este tratamiento, aunado a una correcta higiene oral, control de consumo de alimentos cariogénicos, y aplicaciones de fluoruro, es una alternativa eficaz y económica.

Es fundamental en la odontología, conocer la patología para poder seleccionar el material adecuado y poder brindar un tratamiento de calidad.

La adhesión específica o química que poseen algunos cementos dentales como el ionómero de vidrio, es una propiedad de este material así como reducir la microfiltración en la interfase. Este cemento ha tenido varias modificaciones con la finalidad de mejorar sus propiedades, demostrando sus beneficios y características representativas.



La importancia en el aumento de la adhesión, hace evidente la falta de información sobre el comportamiento de los materiales que son utilizados sobre la estructura dental.

En este estudio valoramos la fuerza a la adhesión (tensión por cizalla) una prueba que mide la distancia marginal entre materiales utilizados (ionómero de vidrio y resina compuesta) y el esmalte.



1. ANTECEDENTES.

1.1 Ionómero de vidrio

El ionómero de vidrio es un material de obturación cuyo nombre se debe a que pueden formar enlaces iónicos con el vidrio. Fueron desarrollados por Wilson y Kent en 1969 y mejorados, por McClean y Wilson durante los años 70. Su composición se basó a la unión del polvo del cemento del silicato con el líquido del cemento de policarboxilato.

El primer producto comercial salió al mercado en 1976 con el nombre de ASPA (Alumina-Silicato-Ácido Poliacrílico), producido por la empresa inglesa Dentsply De Trey Ltd. Aunque, la nomenclatura correcta de estos cementos es la de polialquenoato de vidrio, refiriéndose también a los cementos poliácidos de vidrio o policarboxílicos de vidrio. ¹

1.2. Resina compuesta

El desarrollo de las resinas compuestas inició en la primera mitad del siglo XX. En esa época, los únicos materiales que tenían la cromática del diente y eran utilizados como material de restauración estética eran los silicatos. Sin embargo, tenían grandes desventajas, la principal, el rápido desgaste que sufrían después de ser colocados.

A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetracrilato (PMMA) remplazaron a los silicatos. Si bien, esos materiales tenían un color parecido a los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y eran



de bajo costo. Lamentablemente esas resinas tenían poca resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada. En consecuencia mucha filtración marginal.

Aunque una nueva fase de innovación inició en los primeros años de la década de los 60. En 1962, el Dr. Ray L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta con algunas características similares al diente (cromática y dureza). El producto fue un monómero epóxico híbrido cuya innovación radicó en la matriz de resina Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y el agente de unión entre la resina y el relleno (también llamado silano).

Desde la invención de Bowen, se han experimentado mejoras a las resinas compuestas. Actualmente se investigan prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta. ²

1.3 Adhesión

Michael Buonocore fue el primer investigador en pensar y describir la modificación de la superficie del esmalte para mejorar su adhesión.

En 1955, Buonocore publicó un artículo “Un método simple para aumentar la adhesión de resinas acrílicas a la superficie del esmalte”. Ahí mencionó que cuándo el esmalte era tratado con un ácido y subsecuentemente lavado con agua, se formarían microporosidades en la superficie que permitirían la



penetración de resinas acrílicas auto-polimerizables que encajarían en las microporosidades creadas, provocando una fuerte unión mecánica.

El mecanismo micromecánico por el cual las resinas se adhieren al esmalte fue inicialmente descrito por Gwinnett y Buonocore, y posteriormente pormenorizado por Gwinnett y Matsui, al detallar la micromorfología de la interfase entre resina y esmalte.

El simple hecho de acondicionar la superficie con un agente ácido, aumenta la reactividad superficial del sustrato, facilitando una interacción óptica entre materiales, como observados “in vivo” por Henderson and Glantz, quien reportó un aumento de la tensión superficial crítica del esmalte de 28 a 72 dinas/cm después del acondicionamiento ³

1.4. Selladores de fosetas y fisuras

Los selladores de fosetas y fisuras son materiales de adherencia que protegen las zonas más susceptibles de los órganos dentarios como acción preventiva contra la caries dental, formando una capa protectora de caries las cuales son producidas por bacterias.

En 1955, Buonocore marcó el inicio de una gran revolución de la práctica odontológica, por la introducción de los primeros selladores de fosetas y fisuras.



En 1967, Cueto y Buonocore realizan un estudio donde fue aplicado ácido fosfórico al 50% para el grabado del esmalte, usando como sellador una mezcla compuesta de monómero de metacrilato de metilo y silicato. Después de un año, los autores informaron una reducción del 87% de caries y solo 71% conservaba los selladores.

En febrero de 1971, se lanzó al mercado el primer sellador comercial de foseas y fisuras, Nuva Seal (elaborado por la empresa LD Caulk) que utilizó como catalizador la luz ultravioleta para su polimerización.

Anteriormente, otros investigadores habían intentado encontrar formas conservadoras para el tratamiento de foseas y fisuras (como Wilson que utilizó fosfato de zinc; Kline y Knutson que utilizaron nitrato de plata), aunque ninguno obtuvo éxito.

En 1976, la compañía 3M Productos Dentales presentó el primer sellador de color —Concise White Sealant, material de curado químico que se encuentra en el mercado desde 2001 a la fecha. Sus años en el mercado marcan la gran longevidad de un buen material o la falta de innovación en el desarrollo de nuevos selladores en comparación con los sistemas de unión a dentina ⁴



2. MARCO TEÓRICO.

2.1 Ionómero de vidrio

Es un vidrio básico y un poliácido que endurece mediante una reacción con ácido base. Sus características generales son:

- Adhesión química a esmalte y dentina.
- Liberación de fluoruros.
- Baja reacción exotérmica.
- CELT (coeficiente de expansión lineal térmica) similar al diente.
- Estabilidad dimensional en medio acuoso.
- No experimenta contracción de polimerización.

De acuerdo con Davidson y Mjor, el ionómero de vidrio, es un cemento basado en agua que endurece mediante una reacción ácido-básica. Es vidrio de flúor- aluminio- silicato y una solución acuosa del poliácido que libera un subproducto de iones de fluoruro, responsables del efecto anticariogénico característicos de estos cementos.

Ventajas:

- Buena propiedad física y estética.
- Biocompatible y adhesivo.
- Anticariogénico.
- Múltiples aplicaciones clínicas, según la fórmula utilizada.
- Ideal para utilizar en odontopediatría.



Desventajas:

- No apto para zonas de choques masticatorios.
- Falta mejorar la gama de colores y efecto estético.

Reacción química

En la mezcla del polvo con el líquido, para preparar ionómero de vidrio, se han podido detectar tres fases consecutivas de reacción:

FASE I:

Al mezclar el poliácido (líquido) con el polvo de vidrio FAS (fluoraluminosilicato) se liberan iones y disuelven la parte más superficial del vidrio.

Se liberan así cationes metálicos de aluminio (Al) y calcio (Ca) con cargas positivas. Estos cationes reaccionan fugazmente con iones F, para formar fluoruros de calcio y aluminio, y luego reaccionan con los copolímeros acrílicos para formar compuestos estables.

En esta etapa el material brilla más superficialmente, posee el máximo de reactividad adhesiva y debe procederse de inmediato para cargar la restauración con el cemento y llevarla a posición. Cuando la mezcla pierde ese brillo, quedan pocos grupos carboxilos disponibles para la unión.



FASE II

Gelación inicial por deformación de la matriz de poliácido. En esta fase se debe evitar la contaminación con humedad porque ocasionaría la desintegración del gel. El cemento tiene una apariencia rígida y opaca en esta fase.

FASE III

Formación del gel de polisales, como matriz que envuelve el vidrio que no ha reaccionado. La apariencia cambia de opaca a translúcida.

La masa de polialquenoato en esta etapa final se observa microscópicamente conformada por:

- a) Una matriz de poliácido.
- b) Un gel de silicio envolviendo periféricamente al vidrio.
- c) El vidrio envuelto por esta matriz.



2.2 Composición del ionómero de vidrio

La composición del ionómero de vidrio está dada por la combinación de polvo de vidrio de aluminosilicatos y homopolímeros del ácido acrílico.⁵

6

Polvo	Líquido
SiO ₂	Ácido poliacrílico
Al ₂ O ₃	Ácido itacónico
CaF ₂	Ácido tartárico
NaF	Agua
AlPO ₄	
AlF ₃	

Líquido:

El líquido debe estar limpio y libre de depósitos visibles o filamentos en el interior del envase. Sin signos visibles de gelificación.

Polvo

El polvo estará libre de material extraño y sin color, el pigmento debe estar disperso uniformemente en el polvo. Cuando se examina, debe tener una textura suave, uniforme y no desprender gases.



Requisitos físicos:

- Espesor de la película.
- Ajuste de tiempo de trabajo.
- Resistencia a la compresión.
- Opacidad.
- Contenido de arsénico soluble en ácido.
- Contenido de plomo.

Lo anterior corresponde a lo especificado en la Norma Oficial Mexicana (NOM) de este cemento.⁷

2.3 Clasificación del ionómero de vidrio

Los cementos de ionómero de vidrio de acuerdo a la norma 66 de la ADA se clasifican en su función según su uso de la siguiente manera:

- Tipo 1: Para cementado.
- Tipo 2: Material restaurador.

Los materiales utilizados para selladores de foseas y fisuras se pueden utilizar el de tipo1 y tipo 2.



2.4 Definición de resinas compuestas

Las resinas compuestas son materiales bifásicos donde sus componentes están representados por una matriz orgánica polimerizable y un relleno cerámico que le otorga las características mecánicas y ópticas necesarias para poder restaurar las piezas dentarias que hayan perdido tejido por motivos diversos, como caries, traumatismos, abrasiones, abfracciones, etcétera, o bien para mejorar sus aspectos o corregir defectos de forma o posición.

Propiedades de los composites:

- Elevadas propiedades físicas.
- Alta resistencia a la abrasión.
- Susceptibles al buen pulido.
- Buena estética.
- Tixotrópico.
- Buena estabilidad en boca.
- No se auto-adhieren a esmalte.
- Contracción de polimerización de casi 2-5% (volumen).
- Muy sensibles a la técnica de manipulación y largo tiempo de trabajo.
- Se recomienda el uso de dique de goma.⁸



2.5 Composición de resinas compuestas

Matriz orgánica

Genéricamente, puede afirmarse que la fase orgánica de las resinas es similar en todos los productos existentes. Tanto en los selladores de foseas y fisuras, pasando por las resinas para caracterizaciones, los cementos resinosos para fijación de restauraciones rígidas, los composites fluidos como en la vasta variedad de resinas combinadas restauradoras, dicha fase está representada por monómeros aromáticos de alto peso molecular (BIS-GMA, UDMA, etc.) que al polimerizar producirán polímeros de menor contracción y de exotermia despreciable. Asimismo, en el proceso de fabricación se incorporan monómeros alifáticos (TEGMA, TEGDMA, etc.) capaces de regular la fluidez del líquido o pasta. Así, por razones obvias, un sellador tendrá un porcentaje mayor de estos monómeros con respecto a un composite restaurador.⁹

Agentes iniciadores.

Los agentes iniciadores son químicos, que una vez activados o excitados, dan inicio al proceso de polimerización. Ya en los sistemas fotopolimerizables, una luz visible con extensión de onda que varía de 420 a 450 nm excita la canforoquinona u otra diquetona para un estado triple, ocasionando una interacción reactiva con una amina terciaria no aromática.



Partículas de carga.

Las partículas de carga ofrecen estabilidad dimensional a la inestable matriz resinosa, con la finalidad de mejorar sus propiedades. Cuando estas partículas son mezcladas a la matriz, el primer efecto es la reducción de la contracción de la polimerización, simplemente por el hecho de disminuir la cantidad de resina presente en cierto volumen.

Las partículas de carga normalmente utilizadas son partículas de cuarzo o vidrio obtenidas de diversos tamaños a través de un proceso de coledura, siendo el cuarzo dos veces más duro y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de proporcionar mejor adhesión con los agentes de cobertura.

Agente de cobertura.

Es el material responsable por la unión de partículas de carga a la matriz resinosa, hecho extremadamente importante en lo que se refiere a la mejora de las propiedades físicas y mecánicas, una vez que ofrece una transferencia de tensiones de la fase se deforma fácilmente (matriz) para la fase más rígida / carga. Además de esto, el agente de cobertura ofrece una estabilidad hidrolítica, ya que previene la penetración de agua en la interfase resina/carga. Los agentes de cobertura son frecuentemente denominados silanos. Los silanos, por ser moléculas bipolares, también poseen grupos metacrilatos, los cuales forman conexiones covalentes con la resina en el proceso de polimerización, ofreciendo una adecuada interfase resina/partícula de carga.



2.6. Clasificación de resinas compuestas

Existen varias formas de clasificar a las resinas compuestas y muchos son los sistemas de clasificación, siendo el más usual el que se clasifica según el tipo de carga utilizada (fase dispersa).

Resinas de macropartículas:

Son denominadas así debido al tamaño de sus partículas, que variaban de 15 a 100 micrómetros en los productos más antiguos; razón por la cual son también conocidas como resinas convencionales. Con un contenido de carga por peso de $75 \pm 5\%$, con una resistencia a la compresión de 250 ± 50 Mpa. Estas son mucho más resistentes al desgaste.

Resinas de micropartículas:

Debido a su pobre poder de pulimento, surgieron las resinas compuestas de micropartículas. Las micropartículas de carga son hechas de sílica pirogénica (ceniza) o sílica coloidal, y son aproximadamente 300 veces menor que una partícula de cuarzo de una resina compuesta tradicional.



Limitaciones de las resinas compuestas de micropartículas.

Alto coeficiente de expansión térmica: Las resinas de micropartículas poseen un alto coeficiente de expansión térmica, probablemente debido a un menor contenido de carga (comparadas a las híbridas o de macropartículas), lo que aumenta la posibilidad de desintegración marginal y microfiltración.

Baja resistencia a la tracción: Las resinas compuestas de micropartículas se caracterizan por una mayor flexibilidad y susceptibilidad a la propagación de grietas, lo que hace que los materiales sean frecuentemente contraindicados en áreas de altas tensiones, tales como restauraciones de clase I, II y IV.

Alta capacidad de deformación: La interfase entre las partículas prepolimerizadas y la matriz circunyacente ha demostrado ser una conexión deficiente en las resinas compuestas de micropartículas con partículas prepolimerizadas, debido al hecho de que estas partículas son altamente polimerizadas y no se copolimerizan con la matriz adyacente, lo que puede resultar en dislocación de partículas.

Alta contracción de polimerización: La contracción de polimerización de las resinas compuestas de micropartículas de una forma general es levemente mayor que la contracción de la polimerización de las resinas compuestas de macropartículas.



Resinas híbridas.

Como su nombre sugiere, poseen tanto micro como macropartículas de carga, con características de ambas. Algunas resinas convencionales también poseen macro y micropartículas, estas pueden ser utilizadas muy bien para el ajuste de la viscosidad.

Las resinas híbridas de pequeñas partículas son denominadas así, porque sus “macro” partículas poseen un promedio de tamaño que varía entre 1 y 5 μm . Los composites híbridos de pequeñas partículas contienen cantidades de micropartículas que varían entre 10 y 15% y presentan buenas cualidades de pulimento y resistencia al desgaste.

Como propiedades generales de este tipo de resinas tenemos que el contenido de carga por peso es de $50 \pm 15\%$, muestra una resistencia a la compresión de $300 \pm 50 \text{ Mpa}$, y un modulo de elasticidad de $5 \pm 2 \text{ Gpa}$.¹⁰



2.7. Adhesión

Cualquiera que sea el método de fijación del biomaterial restaurador que se utilice, incluirá la adhesión de éste al diente, ya que tiene básicamente dos objetivos:

- Mantener la restauración en su lugar.
- Lograr un sellado marginal lo más hermético posible.

El sellado va encaminado a evitar la penetración de fluidos provenientes del medio bucal, y con ellos bacterias.

En adhesión existen dos sustratos: uno que siempre es sólido, los tejidos dentinarios duros (esmalte, dentina y cemento), siendo el otro el biomaterial a aplicar, pudiendo ser este un sólido, un semisólido un semilíquido o un líquido.

Como el diente y el biomaterial de la restauración son materia, decimos que la materia deriva del latín "*materia*" y es todo elemento o compuesto constitutivo de los cuerpos físicos que se caracterizan por tener tres propiedades: extensión (ocupan un lugar en el espacio) inercia (ermanencia en reposo o subsistencia del movimiento) y gravitación (atracción hacia otros cuerpos según la cantidad de la masa que cada uno de ellos tenga).

Se denomina adhesión a cualquier mecanismo que se emplea para mantener partes en contacto. De acuerdo con esto, la adhesión puede clasificarse en dos categorías según sea el mecanismo que se utilice para lograrla:



Energía superficial

Es la fuerza de atracción de los átomos y moléculas en las superficies de los sólidos.¹

Para que se produzca la adhesión, las interfases de las superficies deben atraerse entre sí. Esta situación se da independientemente de las fases (sólido, líquido o gaseoso) de las dos superficies. La energía de la superficie de un sólido es muy superior a la de su interior.¹¹

Todo átomo y molécula tiende a moverse, por la energía cinética que posee. Dicho movimiento es totalmente libre en los gases, limitado en los líquidos y prácticamente nulo en los sólidos. Por otra parte toda molécula libre tiende, por cohesión, a acercarse o atraer a sus vecinas.

En la adhesión se requiere de una superficie con alta energía superficial, situación que se da en un esmalte limpio, no fluorado y no contaminado con un sustrato adsorbido. Sustratos adsorbidos en los tejidos dentarios darán como resultado, por una parte, sustratos superficiales con baja energía, y por otra, que los adhesivos interactúen con el sustrato adsorbido y no con el sustrato superficial, disminuyendo con ello la potencialidad adhesiva, tanto física como química. El esmalte dentinario, es un material con elevada energía superficial. Sin embargo, esta se ve disminuida como consecuencia del proceso de adsorción acuosa del medio bucal y de la presencia del biofilm.¹²



Tensión superficial.

Es la fuerza de atracción que ejercen los átomos y moléculas hacia el centro del material en el líquido.¹

Un material en estado líquido deja en su superficie a moléculas con campos electrostáticos que tendrán a espaciarse con facilidad o dificultad sobre un sólido, dependiendo de la energía en su superficie. A este campo electrostático se le denomina tensión superficial.

Propiedades:

- ✓ Tienen el mismo valor en todas las direcciones.
- ✓ No dependen del espesor y extensión de la membrana.
- ✓ Varía con la temperatura ambiental.
- ✓ Varía con la superficie de contacto.

Dado que un líquido no tiene forma y más bien que esta depende del cuerpo que lo contiene, se debe tener presente que en el interior de este todas las moléculas se atraen o se repelen con la misma fuerza y en todas las direcciones, con respecto a sus vecinas. No así en las moléculas que se encuentran en la superficie, las cuales tendrán a ser atraídas fuertemente hacia el interior por sus colindantes no superficiales. Esto se traduce en la tendencia del líquido a ocupar el mínimo volumen posible. Ello se logra con una esfera o gita, haciendo que el líquido se comporte como una membrana elástica superficial.



Humectación y ángulo de contacto

Es la capacidad de un líquido de mojar un sólido. Mientras más baja sea la tensión superficial de un líquido frente a un sólido de alta energía superficial, mejor lo humectara o mojara, e inversamente, una alta tensión superficial del líquido y una baja energía superficial del sólido, impedirá que el líquido moje al sólido y más bien tienda a formar gotas sobre su superficie.¹³

Varios factores influyen en la capacidad de un adhesivo de humectar la superficie de un adherente. La limpieza de la superficie es bastante importante. Una película de agua es solo una molécula de espesor donde la superficie de un sólido puede reducir la energía superficial del adherente y prevenir que el adhesivo provoque humectación. Del mismo modo una película oleosa sobre una superficie metálica, también puede inhibir el contacto adhesivo.¹¹

Dada esta circunstancia, se puede medir la capacidad de mojamiento de un líquido, a través del denominado ángulo de mojamiento.



Factores que favorecen la adhesión:

Dependientes de las superficies

- Limpias y secas: En el caso de adhesión a estructuras dentarias, el esmalte es fácil de limpiar y secar; en cambio, en la dentina se encuentran dificultades para realizar ambas cosas.
- En contacto íntimo: Lo mejor que se adopta a un sólido es un líquido; por lo tanto, el biomaterial restaurador o su medio adhesivo deberían serlo. Si no hay íntimo contacto, las reacciones químicas y las trabas mecánicas no se producirán.
- Con alta energía superficial: Mientras más alta sea esta energía, mayor será la potencialidad de atraer hacia su superficie tanto biomateriales restauradores adherentes con sus sistemas adhesivos.
- Superficie lisa vs rugosa: Desde el punto de vista de la adhesión física es indispensable que la superficie sea irregular para que el adhesivo se trabe al endurecer en contacto con ella. En cambio desde el punto de vista de la adhesión química es preferible una superficie lisa en donde un adhesivo pueda correr y adaptarse sin dificultad.

Dependientes del biomaterial:

- De fácil manipulación.
- Con técnicas adhesivas confiables.
- Compatible con los medios adhesivos a utilizar.



2.8. Adhesión física

Se logran por traba mecánica entre las partes a unir. Se clasifican en:

- A. Macromécanica: Es la que requieren las restauraciones que carecen de adhesividad los tejidos dentinarios. Ella se logra mediante diseños cavitarios que aseguren una forma de retención de anclaje, más allá de si la restauración es insertada en forma plástica (directa) o rígida (indirecta), respectivamente.

Las formas de retención o anclaje se clasifican en:

- Por fricción o roce.
- Por profundidad.
- Por profundización.
- Por compresión.
- Por extensión al o los conductos radiculares.
- Por pines o rieleras.



B. Micromecánicas: Se produce cuando la superficie a la que se busca adherir tiene irregularidades superficiales, a nivel microscópico, y el material que se coloca sobre ella es capaz de adaptarse o humectar la mencionada superficie, de modo tal que se pueda penetrar en dichas irregularidades. Se logra mediante dos mecanismos en los que están involucrados: la superficie dentinaria y los cambios dimensionales que al endurecer pueden tener los medios adherentes y el biomaterial aplicado. Dichos mecanismos son los siguientes:

- Efectos geométricos.
- Efecto reológico.

2.9 Adhesión química o específica

Es la que se logra exclusivamente por la reacción química entre dos superficies en contacto. Ella no es capaz de fijar permanentemente la restauración al diente, sino que también puede sellar túbulos dentinarios e impedir, en tanto se mantenga la microfiltración y sus problemas derivados.

A. Por enlaces primarios: Se refiere a uniones a niveles de átomos. Específicamente se producen entre los electrones que conforman la capa atómica mas externa, vale decir con relación a sus electrones de valencia y son:



- **Iónicos**

Se producen entre dos átomos de distinta naturaleza que se unen transfiriendo a uno de ellos sus electrones de valencia que son captados por el o los otros átomos con los cuales conformará un compuesto molecular.

- **Covalentes**

Es el que permite que dos átomos, de igual o distinta naturaleza, se unan compartiendo sus electrones de valencia. Los polímeros orgánicos tienen este tipo de unión como las resinas dentales.

- **Metálicos**

Se presenta en redes atómicas en las que uno o más electrones de cada átomo dispone de todo el espacio reticular para su movimiento. Los electrones de capas externas de los átomos de un retículo, son compartidos por todos los átomos y están deslocalizados en toda la extensión de la red cristalina.¹¹

Los átomos de los elementos de la parte izquierda de la tabla periódica tienen solo una pequeña cantidad de electrones de valencia. En ellos, se alcanza una estructura estable simplemente perdiendo estos electrones externos, y la consecuente formación de una nube de electrones libres, que se mueven al azar entre los átomos que lo conforman. Esto es lo que los hace buenos conductores del calor y de electricidad.



- **Fuerzas polares**

Pertenece al grupo de los dipolos permanentes o de los dipolos inducidos. El dipolo eléctrico o de polarización existe en las moléculas que poseen un desequilibrio eléctrico, teniendo un centro de carga positiva y otro de carga negativa. Si esta situación es producida o inducida por condiciones específicas del medio en que se encuentran, se habla de dipolo inducido.

- **Puentes de hidrógeno**

Es el resultado de la atracción del núcleo de hidrógeno (Protón positivo) expuesto con los electrones de oxígeno, no compartidos. ¹

- **Quelación**

Formación de un anillo heterocíclico que contiene un ion metálico unido a dos o más átomos no metálicos mediante enlaces covalentes.

2.10 Adhesión a esmalte

El esmalte humano es considerado actualmente un material o sustancia extracelular hipermineralizada derivada del ectodermo que recubre y protege a los tejidos subyacentes integrados en el sistema dentino-pulpar.



Sustrato estructural y adhesivo.

El esmalte maduro está compuesto en un 96% por sales minerales de fosfatos y carbonatos de calcio que luego del proceso de cristalización se transforma en cristales inorgánicos de hidroxiapatita que constituyen la ultraestructura del tejido, agua en un 3 % y una matriz orgánica de naturaleza proteica en un 1% de peso, constituida por amelogéninas, enamelinas amelinas o ameloblastinas, tuftelinas y proteínas séricas.¹⁴

Es una sustancia o material extra celular microcristalino, microporoso y anisótropo de alta generalización y de extrema dureza que tiene como característica fundamental la de reaccionar con pérdida de sustancia ante cualquier noxa física, química o biológica cuya magnitud esta en relación directa con la intensidad del agente causal.

El esmalte maduro es acelular, avascular, aneuronal, y no debe ser considerado un tejido. Fue tejido en la etapa de desarrollo cuando existían las células ameloblásticas, sin embargo cuando éstas desaparecen el esmalte se debe considerar como sustancia o material extracelular.

Estas propiedades determinan que el esmalte no posee poder regenerativo, siendo afectado por la desmineralización ácida (caries, erosiones, y acondicionamiento ácido), por estrés oclusal (afracciones), por la acción de pastas y sustancia abrasivas (abrasiones) y por traumatismos (fracturas), pudiendo producirse por el fenómeno de remineralización pero nunca de reconstrucción como sucede en otros tejidos ectodérmicos del organismo.¹¹



Adhesión a esmalte con resinas compuestas:

El esmalte dental de un paciente se encuentra recubierto por una película orgánica y se encuentra contaminado, por su interactiva capa superficial, con iones incorporados del medio bucal (carbonatos, fluoruros). Todo ello interfiere la manifestación de energía superficial del esmalte, lo cual obliga a realizar ciertas maniobras para preparar adecuadamente la superficie.

Para eliminar la película orgánica, debemos tener en cuenta que si es necesario debemos utilizar instrumental cortante, para que dicha película no esté presente, mientras que para la realización de selladores de fosetas y fisuras, su presencia obligará al operador a efectuar previamente la limpieza de la superficie adamantina con elementos abrasivos (libre de aceites y fluoruros).

La eliminación de los contaminantes mencionados es posible realizarla con una solución ácida. Los hidrogeniones contenidos en un ácido son capaces de disolver la hidroxiapatita y dejar expuesto a un esmalte limpio y de alta energía superficial para atraer a un líquido orgánico, representado, por ejemplo por un sellador de fosetas y fisuras.

Una solución acuosa de ácido fosfórico (37%) ha demostrado que es sumamente conveniente sobre el esmalte dentario. El ácido fosfórico permite lograr el resultado buscado en escasos segundos (15 segundos para piezas permanentes, mientras que 30 segundos para dientes temporales este tiempo por la capa aprismática).



Una vez que la solución ácida ha actuado durante el lapso estipulado, el esmalte debe lavarse profusamente con agua a presión para eliminar eficientemente las sales precipitadas de la superficie.

En el caso de que se realicen selladores de fosetas y fisuras con técnicas convencionales, luego de efectuado el lavado, se debe secar la superficie por completo ya que la parte orgánica que constituye un sellador es de naturaleza hidrofóbica.



3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Los ionómeros de vidrio y las resinas compuestas son en la actualidad materiales utilizados como selladores de foseas y fisuras, estos materiales han ido ganando terreno en el mercado por sus diferentes usos, pero es necesario evaluar sus propiedades de cada material, considerando que deben cumplir sus funciones deseadas, una propiedad de estos materiales es la adhesión, con lo cual queremos conocer cuál es el material que se adhiere mejor al esmalte.



4. JUSTIFICACIÓN.

Con este estudio que realizaremos podremos conocer que material tiene mejor adhesión al esmalte, ionómero de vidrio o resina compuesta, para así poder tener un éxito al colocar selladores de fasetas y fisuras y realizar una buena prevención con la mayor calidad posible.



5. OBJETIVOS.

5.1 Objetivo general

Evaluar la resistencia adhesiva al esmalte entre el ionómero de vidrio de la marca Ketac Molar Easymix de la empresa 3M y la resina compuesta Helioseal F de la marca Ivoclar Vivadent para poder ser utilizarlos como selladores de fosetas y fisuras.

5.2 Objetivo específico

Determinar los valores de fuerza de adhesión a esmalte del ionómero de vidrio Ketac Molar Easymix de la marca 3M.

Determinar los valores de fuerza de adhesión a esmalte de la resina Helioseal F de la marca Ivoclar Vivadent.



6. HIPÓTESIS.

La resina compuesta tendrá mayor fuerza de adhesión en comparación con el cemento de ionómero de vidrio, ya que para poder colocar una resina sobre el esmalte es necesario un grabado, con lo cual podemos reforzar la adhesión sobre el diente.



7. METODOLOGÍA.

Material

- Molares humanos permanentes.
- Ionómero de vidrio Ketac Molar Easymix.
- Resina Helioseal F.
- Acrílico autopolimerizable (Nic-tone).
- Monómero autopolimerizable (Nic-tone).
- Plastilina.
- Papel de carburo de silicio de grano 600.
- Espátula de acero inoxidable.
- Espátula de teflón.
- Agua desionizada.
- Molde de teflón para hacer las muestras.
- Microbrush.
- Ácido grabador al 37%.
- Loseta de vidrio.
- Vernier electrónico.



Metodología

Se utilizaron 10 terceros molares humanos extraídos libres de caries y restauraciones, a los cuales se les realizó profilaxis, eliminación de cálculo y tejidos blandos. Estos se dividieron en dos grupos al azar (n=5)



Figura 1. Terceros molares humanos

Individualmente los dientes fueron colocados sobre una loseta de vidrio limpia, los cuales se fijaron con plastilina quedando la cara vestibular paralela y en contacto con la loseta y la plastilina (figura 2).

Posteriormente se colocó un anillo plástico de una altura aproximada de 1 cm y un diámetro de 26 mm, utilizando petrolato (vaselina) como separador en el interior del anillo (figura 3). Centrada la muestra, los dientes son embebidos en resina acrílica polimerizable. (Figura 4)

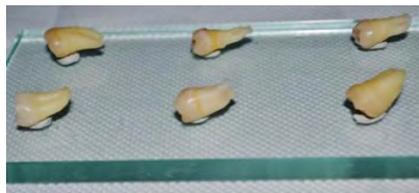


Figura 2. Molares fijados con Plastilina.



Figura 3. Anillos de PVC



Figura 4. Muestra embebida en resina acrílica

Una vez polimerizado el acrílico en el que estaban embebidos los molares se retira el anillo plástico de la muestra, obteniendo la muestra de acrílico.



Figura 6 y 7. Botones de acrílico obtenidos de los anillos.

Se elimina la plastilina para poder desbastar la cara vestibular bajo irrigación con papel de carburo de silicio de grano 600 (figura 8) hasta obtener una superficie plana de esmalte, (figura 9) teniendo cuidado de no sobrepasar y no tocar la dentina.



Fig. 8 Pulido del botón



Fig. 9 Botones de acrílico



Los botones de acrílico fueron colocados, en un recipiente con agua destilada y mantenidos a una temperatura de 37 ± 1 °C por 24 horas en la estufa Felisa.



Figura 10. Estufa Felisa

Transcurridas las 24 horas son retiradas de la estufa Felisa, y posteriormente colocaremos el cemento de ionómero de vidrio y la resina.

Para la colocación del ionómero de vidrio Ketac Molar Easymix (figura 11) primero se lavó la muestra con agua desionizada y después se seco con algodón.

Colocamos sobre el botón de acrílico el conformador de muestras de teflón, el cual tienen una perforación circular en el centro, sobre la superficie del esmalte (figura 12) y seguimos las instrucciones del fabricante como lo marca el instructivo, se mezcló el cemento por 30 segundos, inmediatamente fue llevado al orificio del molde eliminando excedentes.



Figura 11. Ionómero de vidrio utilizado



Figura. 12. Colocación de la muestra

Se desmonta y retiramos del molde de teflón, con cuidado para que el botón de cemento no se desprenda de la muestra. (Figura 13)



Figura 13. Ejemplar de la muestra elaborada con ionómero de vidrio

Ya que fueron realizadas las muestras (n=5) fueron colocadas de nuevo en un recipiente y se almacenaron en la estufa Felisa por 24 horas.

Para la preparación de las muestras de la resina Heliobond F, el primer paso que se realizó fue, hacer un grabado del esmalte con ácido fosfórico al 37%, dejándolo sobre la superficie un tiempo de 15 segundos.



Se lavó el esmalte de la muestra profusamente con agua a presión para eliminar eficientemente todo el ácido fosfórico, el tiempo mínimo estipulado para el lavado fue de 20 segundos.

Se seca la superficie por completo con aire a presión, donde pudimos observar el esmalte blanco y opaco.

De igual manera que se realizaron las muestras de ionómero de vidrio, se coloca el conformador de muestras de teflón y se empieza a colocar la resina Helicoseal F, (figura 14) eliminando excedentes, se fotopolimeriza con una lámpara Bluephase C8 (G2) de la marca Ivoclar por 30 segundos, y con cuidado se retira el conformador, para así poder obtener la muestra sobre el esmalte.



Figura 14. Colocando la resina en la muestra.



Terminando las cinco muestras, se guardan en un recipiente, que de igual manera es almacenado en la estufa Felisa por 24 horas.

Transcurridas las 24 horas posteriores del inicio de la aplicación del cemento y la resina, fueron retiradas del agua y secadas.

Con un vernier electrónico fueron medidos los diámetros de las muestras del ionómero y de la resina para así calcular el área, conforme a la formula de $A= \pi r^2$, para así poder realizar las pruebas de adhesión con la máquina Universal de pruebas mecánicas mini, y celda de carga Mesmesin 500Kg. Modelo SAS- 500 Fabricante Mecmesin, Inglaterra (figura 15).



Figura 15. Máquina Instron



Se colocan las muestras en la máquina, donde se aplicó una carga compresiva a una velocidad de 1 mm/min (Figura 16).



Figura 16. Muestra colocada en la máquina Instron



8. RESULTADOS

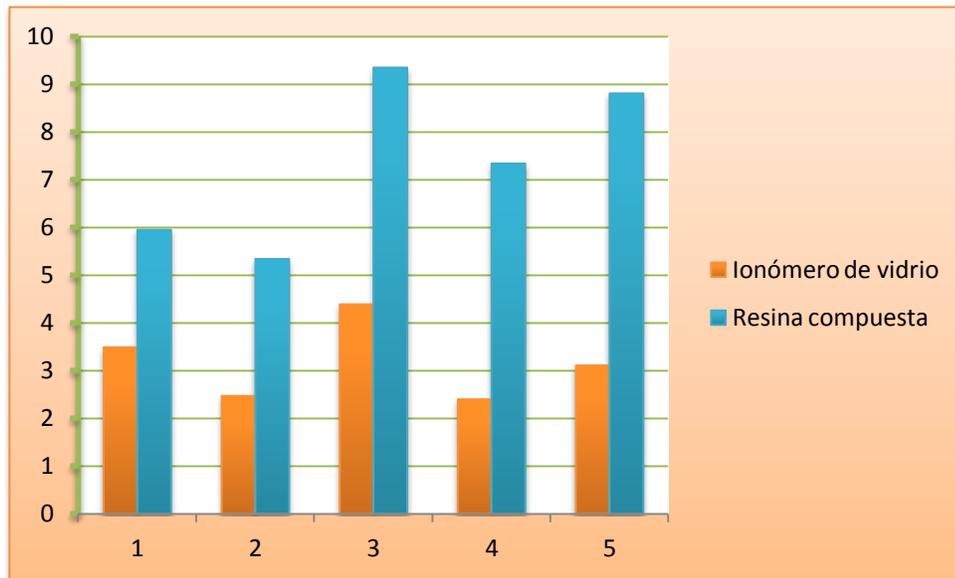
Los resultados de las pruebas de esfuerzo se muestran en la tabla 1 y gráfica 1.

Los valores se obtuvieron en kg/ fuerza, pero en la mayoría de los estudios e investigaciones se reportan los datos en MPa, por lo mismo que se hace la conversión.

Los resultados obtenidos en la prueba de adhesión a esmalte, la resina Helioseal F presentó mayor fuerza de adhesión, al contrario el ionómero de vidrio Ketac Molar tuvo menor resistencia.

Muestra	Ionómero de vidrio	Resina compuesta
1	3.49 MPa	5.95 MPa.
2	2.47 MPa	5.34 MPa.
3	4.39 MPa.	9.35 MPa.
4	2.40 MPa.	7.34 MPa.
5	3.11 MPa.	8.81 MPa.

Tabla 1. Resultados de las pruebas de adhesión.



Gráfica 1. Comparación de las pruebas de adhesión.



9. DISCUSIÓN.

En este estudio se comparo el esfuerzo de adhesión de un ionómero de vidrio contra una resina fotopolimerizable sobre esmalte, los valores más altos son mostrados por la resina Helioseal F con un promedio de 7.358, a diferencia del ionómero de vidrio obteniendo un promedio de 3.172, mostrando una diferencia significativa en el caso del esmalte.

Carvalho TS y cols.¹⁶ en su artículo mencionan un valor promedio respecto a la adhesión de esmalte presentados por los cementos de ionómero de vidrio uno de ellos presenta una fuerza de adhesión de 6.4 ± 1.4 MPa, utilizando la marca Ketac Molar EasyMix, el cual difiere con nuestros resultados obtenidos en el estudio, posiblemente debido a que en ese estudio utilizaron una diferente velocidad de carga compresiva, en su estudio utilizaron 0.5mm/ min y la que utilizamos en el estudio fue una velocidad de 1 mm/ min.

También a diferencia de nuestro estudio, es que en el artículo mencionado anteriormente, acondicionaron la superficie del esmalte con ácido poliacrílico por 10 segundos, lo cual puede ser un factor que modificó y favoreció la adhesión específica y la traba mecánica.

Papacchini Federica y cols.¹⁷ mencionan un valor promedio en cuanto a la adhesión que presentaron las resinas como selladores de fosetas y fisuras, una resina de la marca Ivoclar Vivadent (24.06 ± 9.67), a diferencia de nuestro estudio obteniendo (5.34 ± 9.35), con diferencia significativa de resultados. Papacchini utilizó y realizó la misma metodología que se empleó en este estudio.



Los resultados de este estudio pudieron ser diferenciados en los valores por la velocidad de fuerza que empleamos y por el acondicionamiento previo realizado, podemos suponer que tendrán variaciones dentro de la boca.

Todo material en la cavidad bucal está expuesto a fuerzas oclusales, diferencia de temperatura, variaciones de humedad, todo este tipo de elementos pueden causar fracturas del material a utilizar, causando una microfiltración y obteniendo un mal tratamiento. En tanto, un fracaso en la prevención de caries.



10. CONCLUSIÓN.

Los resultados obtenidos cumplieron con la hipótesis establecida, ya que tienen una gran variable diferencia entre cada material utilizado.

Se observó que la resina Helioseal F tiene mayor fuerza de adhesión a esmalte comparado con el ionómero de vidrio Ketac Molar EasyMix.

En el caso del ionómero de vidrio, es necesario contar con la habilidad suficiente para poder lograr la mezcla del polvo con el líquido en los tiempos que el fabricante indica ya que esto puede generar una alteración de la fuerza de adhesión, a diferencia de la resina evitamos el mezclado y es más fácil la colocación de los selladores con este tipo de material.



11. BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- Cova Natera, José Luis, Biomateriales dentales. Caracas, Venezuela AMOLCA, 2010, Págs. 212-219, 241-250.
2. Rodríguez G Doug. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta odontológica Venezolana. 2008 Volumen 16 N° 3.
- 3 Chain, Marcelo Carvalho. Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas, 2001 Págs. 12-19, 29-35.
4. Richard J. Somonses. Pit and fissure sealant: review of the literature. Pediatric Dentistry. 2002 Volumen 24:5.
5. Guzmán Baez, Humberto José. Biomateriales odontológicos de uso clínico. Bogotá. Ecoe Ediciones, 2007.
6. Wilson, Alan D., Glass-ionomer cement. Chicago, Illinois Quintessence, 1988, Págs. 21-40.
7. Norma 96 de la Asociación Dental Americana (ADA).
8. Peters M C R B, Roeters FJMb. Clinical performance of a new compomer restorative in pediatric dentistry. J Dent Res 73.
9. Lanata, Eduardo Julio. Operatoria dental: Estética y adhesión / Buenos Aires, Argentina. Editorial Grupo Guía, 2003, Págs. 89- 109.
10. C. Chainn Marcelo Restauraciones estéticas con resinas compuestas en dientes posteriores.
11. Macchi, Ricardo Luis. Materiales dentales. Buenos Aires. Médica Panamericana, 2007.



12. Anusavice, Kenneth J, Phillips ciencia de los materiales dentales. Madrid Elsevier, 2004.

13. Gilberto Henostroza. Adhesión en odontología restauradora. Madrid, España : Editorial Ripano, 2010.

14. Gómez de Ferraris, María Elsa, Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental. México, Médica Panamericana, 2003.

15. Ana Beatriz Picado, Milton Álvarez. Química 1. Introducción al estudio de la materia. Editorial EUNED. 2008, Pág. 247.

16. Carvalho TS, Van Amerongen WE, Bonocker M, Simpaio FC. Shear bond strength of three glass ionomer cements to enamel and dentina. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2010 June 1.

17. Federica Papacchini et al. Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants. Journal of Dentistry .2005. Págs. 33, 459–467.

18. J Perdigão et al. Enamel Bond Strengths of Pairs of Adhesives From the Same Manufacturer. Operative Dentistry, 2008, 33-2, 155-162.