



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**FUERZA DE ADHESIÓN DE IONÓMEROS DE VIDRIO
RESTAURADORES A ESMALTE Y DENTINA DE
DIENTES PERMANENTES.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

ISABEL JIMÉNEZ SORIANO

TUTORA: Mtra. JUANA PAULINA RAMÍREZ ORTEGA

ASESOR: Mtro. JORGE MARIO PALMA CALERO



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.

Les agradezco a:

A Dios

Por guiarme en el camino correcto de mi vida y permitirme cumplir ésta importante meta.

A mi madre : María de Lourdes

Con todo mi amor y agradecimiento, por ser la persona más especial en mi vida, la que siempre confió en mí y me inculcó el deseo de superación.

A mi hermano David

Por su comprensión, consejos y porque ha estado presente en este gran sueño de mi vida.

A mis tíos: José y Carlos

Por su confianza en mí y por su incondicional y valiosa ayuda que siempre me brindaron.

A mis abuelitos: Isabel y Genaro

En memoria y con especial cariño a mis abuelitos, que sé que me cuidan y que en vida siempre me dieron todo su amor y apoyo para lograr mi formación profesional.

A la Mtra. Juana Paulina Ramírez Ortega

Gracias por su orientación y tiempo dedicado en la elaboración de este gran proyecto.

Al Mtro. Jorge Mario Palma Calero

Gracias por su comprensión y por ayudarme en la culminación de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México:

Por ser mí casa de estudios y darme una profesión.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	5
1. ANTECEDENTES.....	6
1.2 Composición.....	6
1.3 Reacción química.....	8
1.4 Propiedades fisicoquímicas.....	9
1.5 Efectos sobre la pulpa.....	10
1.6 Clasificación.....	10
2. ADHESIÓN.....	12
1.8 Adhesión física.....	16
1.9 Adhesión química.....	16
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	20
3. JUSTIFICACIÓN.....	21
4. OBJETIVOS.....	22
4.1 General.....	22
4.2 Específicos.....	22
5. HIPÓTESIS.....	23
6. METODOLOGÍA.....	24
6.1 Población de estudio.....	24
6.2 Muestra.....	24
6.3 Criterios de inclusión.....	24
6.4 Criterios de exclusión.....	24
6.5 Criterios de eliminación.....	24
6.5 Material.....	25

6.7 Método	28
7. RESULTADOS	33
8. DISCUSIÓN	37
9. CONCLUSIONES	39
10. BIBLIOGRAFÍA	40
ANEXOS	42

INTRODUCCIÓN

Uno de los principales retos en Odontología ha sido encontrar un material ideal de restauración que tenga propiedades físicas similares a las de la estructura del diente, adhesión a la dentina y el esmalte, además de resistencia a la degradación en la cavidad oral. Los ionómeros de vidrio también conocidos como polialquenoatos de vidrio, se han difundido en los últimos tiempos como materiales de obturación, como bases, reconstrucción de muñones y como material temporal de obturación después de una endodoncia dada sus características adhesivas a la estructura dental y capacidad de reducir la filtración de los líquidos bucales a la interfase cemento-diente. Además liberan fluoruro por un periodo indefinido, por lo que son anticariogénicos; gracias a ello se disminuye notablemente el tamaño promedio de las cavidades a restaurar y se ha logrado un aumento en la prevención de caries.

El uso de los ionómeros es una posibilidad terapéutica que el odontólogo debe tener presente en su práctica clínica, debido a los conceptos conservadores que han tomado más importancia dentro de la Odontología.

A través del tiempo los cementos de ionómero han experimentado numerosos cambios con el fin de mejorar sus propiedades físicas. El desarrollo de los Biomateriales dentales permite en la actualidad realizar procedimientos restauradores con singular éxito. Con ésta intensa búsqueda los ionómeros de vidrio se han colocado en una posición muy ventajosa cuando se les compara con otros materiales restauradores.

El propósito de este estudio fue evaluar la fuerza de adhesión a esmalte y dentina de ionómeros de vidrio convencionales, para que de éste modo el odontólogo pueda realizar la mejor elección y así obtener éxito en sus restauraciones. Evaluamos al ionómero de vidrio en este estudio debido a que es un material utilizado en restauraciones que son expuestas a cargas masticatorias; por lo tanto debe cumplir ciertos requisitos en cuanto a la fuerza de adhesión que presentan, aunque no esté contemplada en la Norma 96 de la ADA (Asociación Dental Americana) ésta propiedad física, para que pueda cumplir con su objetivo e impedir futuras consecuencias. Este estudio se realizó en esmalte y dentina de dientes humanos para que fuese el mismo tejido con el que se trabaja en clínica y con condiciones similares en temperatura y humedad que hay en boca para conseguir resultados útiles para el Odontólogo.

ANTECEDENTES

En la década de los 70 surgió un nuevo material que tenía las características adecuadas de adaptación y adhesión a las estructuras dentales: el ionómero de vidrio (IV).¹

El ionómero de vidrio fue introducido a la profesión dental por Alan Wilson y Brian Kent de Inglaterra, en 1972. El producto apareció en el mercado americano con el nombre de ASPA (Alúmino Silicato de Poli Acrilato) manufacturado por DE TREY (División de Denstply LTD Weybridgeuk) y era un material opaco y por ello, antiestético.^{2, 6}

El primer ionómero de vidrio estéticamente aceptable fue comercializado por GC INTERNACIONAL (Japón) como Fuji II.

El ionómero de vidrio consiste en un vidrio de aluminio y sílice con alto contenido de fluoruros que reacciona ya sea con un ácido poliacrílico o con un polialquenoico.

Los cementos de ionómero de vidrio tienen como aplicaciones clínicas la restauración dental, la cementación permanente y base o forro.³

Las características atractivas que presentan los ionómeros son: adhesión química a los tejidos dentarios, liberación de fluoruros durante un periodo prolongado de tiempo, biocompatibilidad y un coeficiente de expansión térmico muy parecido al mostrado por el esmalte. Por lo anterior, son considerados actualmente como materiales adhesivos, estéticos y anticariogénicos.^{4, 5}

Los ionómeros de vidrio para restauración como los otros cementos gozan con todas las propiedades de un material restaurador ideal, excepto de resistencia física ante cargas oclusales excesivas.

Composición

La composición básica de los IV es:

Polvo: sílice, alúmina, fluoruro de calcio, fluoruro de sodio y fluoruro de aluminio.

Líquido: ácido poliacrílico o ácido polialquenoico, ácido itacónico, ácido tartárico y agua.⁶

La fórmula clásica del ASPA en su fórmula comercializada (1977) poseía la siguiente composición:⁷

Polvo		Líquido	
Si O ₂	29.0%	Ácido Poliacrílico	30%
Al ₂ O ₃	16.6%	Ácido Itacónico	15%
Ca F ₂	34.3%	Ácido Tartárico	10%
Na F ₃	3.0%	Agua	45%
Al F ₃	7.3%		
Al PO ₄	9.8%		

Su formulación sufrió varias modificaciones con la intención de mejorar el manejo y sus propiedades físicas.

En la fórmula original se utilizó un ácido poliacrílico, el cual aceleraba el tiempo de trabajo; sin embargo, la viscosidad del líquido aumentaba y la manipulación clínica se hacía más difícil. En consecuencia se desarrollaron los ácidos itacónico y maléico, los cuales demostraron ser más convenientes para la manipulación y el almacenamiento.^{4, 8}

El ácido tartárico prolonga el tiempo de trabajo, así como también acelera la reacción de fraguado.^{8, 9}

Existe una formulación donde el polvo es fluoraluminosilicato de calcio y contiene además, polvo de poliácido carboxílico liofilizado y el líquido es agua desionizada o una solución de agua desionizada con pequeños porcentajes de ácido tartárico y maléico.^{6, 10}

Los porcentajes de los elementos del polvo y el líquido varían, no sólo de acuerdo al fabricante sino de su indicación clínica, y por ello, la proporción con que se mezclan determina la velocidad de la reacción de endurecimiento.^{9, 10}

Se les agregan pigmentos para imitar el color de los tejidos dentarios.⁹

Reacción química

El ionómero de vidrio se forma por una reacción ácido–base polielectrolítica. Al mezclar líquido (ácido) y polvo (base), aquel ataca a éste (parte básica); por su acción quelante, el poliácido carboxílico se une a los iones calcio primero, y se inicia de esta forma un proceso de fraguado con formación de sales de policarboxilato de calcio el cual termina horas más tarde con la aparición de sales más estables a base de policarboxilato de aluminio; es después de esto cuando el material alcanza mejores cualidades físicas, principalmente en relación a la insolubilidad, quedando como un gel con matriz de cemento. Las primeras sales (de calcio) son las responsables del endurecimiento inicial del material, y las segundas (de aluminio) del fraguado final.^{6, 10}

El ionómero adquiere su estabilidad en dos etapas, la primera se produce dentro de los (6-10 minutos) después de la mezcla; la segunda etapa es una continuación lenta y de largo plazo de la reacción ácido-base, mecanismo que puede continuar por semanas o incluso meses. Durante la primera reacción el material es muy sensible al contacto con agua, mientras que durante la segunda etapa el material es susceptible a la deshidratación por exposición al medio.^{4, 11}

El proceso de estructuración del ionómero toma unas 20 a 22 horas, por lo que se ha recomendado proteger el material impermeabilizando su superficie (con un adhesivo fotopolimerizable, un barniz o un sellador) por lo menos durante las primeras 24 horas lo que exige una segunda cita clínica para el acabado final de las restauraciones; de no protegerse el material durante su fase de endurecimiento, podría ganar o perder agua, lo que afectará la estabilidad del cemento. Hay un fraguado rápido inicial aproximadamente a los 4 minutos desde que se inicia la mezcla, en éste momento es extremadamente susceptible a la absorción o pérdida de agua.^{3, 6, 8}

Si no existe dentina vital (húmeda) el material no fraguará correctamente ni se podrá obtener una adhesión adecuada. Así que preferiblemente, los ionómeros convencionales deben ser utilizados en situaciones clínicas donde exista dentina vital; en el caso de dientes no vitales tendremos que acudir a otro material. Si por el contrario hay exceso de agua, ésta removerá los iones de Ca^{++} y Al^{+++} , lo que debilitará el material y favorecerá la erosión superficial de éste.¹²

Propiedades físicoquímicas

La resistencia a la fractura es insuficiente para soportar la fuerza oclusal directa sin el adecuado soporte de la estructura dental remanente; por ello, se recomienda usarlo en áreas que reciben poca o ninguna carga oclusal.^{8,18}

La resistencia a la abrasión y la solubilidad están estrechamente relacionadas con la longevidad y también son dependientes de la proporción polvo/líquido, al igual que del mantenimiento del equilibrio hídrico hasta la completa madurez del cemento.⁸

El fluoruro del cemento de ionómero lleva a cabo un intercambio iónico con la hidroxiapatita del diente formando flúor-apatita, la cual es más dura y menos soluble a los ácidos. Después de la colocación correcta y pulida del cemento de ionómero de vidrio, se producirá un elevado índice de liberación de fluoruro durante un periodo de 12-18 semanas, que podrá ser localizado dentro de la estructura circundante y adyacente del diente. Aunque después, ese índice de liberación será menor, seguirá actuando de manera estable durante 24 meses y probablemente más. La cantidad de fluoruro liberado depende de la cantidad de fluoruro en polvo y de la posible disolución del cemento.^{3, 8,10, 22}

Existe una notable ausencia de acumulación de placa en las restauraciones con cemento de IV, al menos en parte, debido a la liberación de fluoruro; la presencia de fluoruro confiere a la mezcla acción anticariogénica y capacidad para influir en la remineralización de lesiones con caries.^{8, 10, 21}

Las propiedades ópticas pueden aproximarse razonablemente aunque no del todo a los órganos dentarios en los productos destinados a restauraciones. Los ionómeros con el tiempo tienen una tendencia al aumento de la opacidad;

otros que están indicados para usos en los que no quedan visibles, son opacos, en función de privilegiar la velocidad de endurecimiento.^{3,9}

Efectos sobre la pulpa

Hay una elevada tolerancia de la pulpa a los cementos de IV, ya que la dentina actúa como un tapón eficiente ante el ácido del IV debido a que éste presenta un gran peso molecular que le reduce la posibilidad de penetrar en los túbulos dentinarios. Los ácidos policarboxílicos del IV son mucho más débiles que el ácido fosfórico, por lo tanto su irritabilidad pulpar es menor. El ácido cítrico fue una de las soluciones de acondicionamiento utilizado por primera vez para tratar la superficie de la dentina, tenía baja biocompatibilidad y no aumentaba la fuerza de adhesión entre el material y la estructura del diente; actualmente no se utiliza con frecuencia.^{8, 10, 13}

Clasificación

Les corresponde, como a todos los cementos a base de agua, la Norma N° 96 de la Asociación Dental Americana (ADA). Se clasifica de acuerdo a su uso como:

- ❖ Material cementante
- ❖ Forro o base
- ❖ Material de restauración

La diferencia entre los ionómeros de cementación y base radica en el tamaño del gránulo del vidrio y el tiempo de endurecimiento del material. Los ionómeros para cementación deben tener gránulos pequeños para obtener una película de cemento adecuada y los ionómeros para base deben endurecer más rápido para tolerar las fuerzas de condensación y contracción de los materiales restauradores.⁶

Además de las aplicaciones antes mencionadas en la norma tiene otros usos como sellador de foseas y fisuras, obturación de dientes temporales y reconstrucción de muñones.^{7, 21}

Estos materiales son limitados en sus aplicaciones debido a la baja resistencia al desgaste y fragilidad; sin embargo han ampliado las opciones de materiales para restauración del color del diente, han sido utilizados con éxito en la restauración de lesiones cervicales (erosión o abrasión), en pacientes con alto índice de caries, cavidades tipo III, cavidades de los cuellos de los dientes (clase V) y zonas donde el ionómero no reciba fuerza de oclusión.^{3, 10, 11, 18}

Dentro de la categoría que sólo alcanza su fraguado por reacción ácido-base denominados convencionales, se encuentran: los anhídridos y semianhídridos si los ácidos están incorporados total o parcialmente al polvo y la mezcla se hace con agua o con algún agregado, también son denominados de alta densidad. Los ionómeros de vidrio de alta densidad endurecen más rápido, liberan altas y sostenidas cantidades de fluoruros y presentan propiedades mecánicas mejoradas.

Con el objeto de mejorar las propiedades físicas del ionómero, algunos fabricantes le agregan polvos metálicos, existiendo en la actualidad dos productos diferentes:

Mezcla de ionómeros de vidrio-metal “mixture”, las cuales se obtienen agregando aleaciones de Ag-Sn al polvo de ionómero vidrio en una proporción de 12 a 14% por volumen; esta combinación se denomina, según algunos fabricantes, “mezcla milagrosa”. Son cariostáticos, son antiestéticos y tienen baja resistencia a fuerzas tensionales; se usan para reconstrucción de muñones. Si el polvo vítreo es modificado con la sinterización con plata u oro se habla de los cermets, presentan resistencia al desgaste y a la compresión; están indicados para reconstrucción de muñones, obturación de dientes temporales y pilares de sobredentaduras.^{9, 12}

Si la reacción ácido–base se complementa con una polimerización, se habla de ionómeros vítreos modificados con resina (híbridos) y ellos pueden ser fotocurables, autocurables o ambos sistemas de activación. En éstos las propiedades finales pueden verse algo mejoradas en cuanto a una mayor estabilidad química en el medio bucal y una mayor tenacidad; de todas maneras, sus propiedades mecánicas tampoco le permiten tener como indicación la restauración definitiva en zonas de esfuerzos oclusales, por lo menos en dientes permanentes.⁹

ADHESIÓN

Uno de los requisitos ideales que debe poseer un material restaurador, ya sea para obturación o cementación, es el de poseer características adhesivas; la adhesión es un método muy eficaz de obtener restauraciones a la vez funcionales y estéticas.^{7, 17}

Esta unión íntima óptima que debe existir entre el tejido dentario y el material restaurador o cementante, va a permitir que se conforme un sólo cuerpo, que no tendrá defectos en la interfase y por consiguiente no permitirá la percolación o infiltración marginal; no existirá la posibilidad de irritación dentino-pulpar por causa de fluidos o microorganismos que ingresen entre espacios creados entre la restauración y tejido dentario y, finalmente, no existirá la posibilidad de desarrollar caries recurrente.⁷

Adhesión del latín, *Adhaesio, adhaesionis*; significa adherencia, unión de una superficie a otra. Se denomina adhesión a cualquier mecanismo que se emplea para mantener unidas dos o más partes.^{7,9, 23}

Adhesión es cuando se atraen moléculas de diferente tipo, el material empleado para que se lleve a cabo la adhesión se denomina adhesivo y la superficie o sustrato que es adherida, se llama adherente. Cohesión es la unión íntima entre dos superficies de la misma naturaleza por fuerzas interfaciales.^{7, 23}

De ahí se deriva cuando hablamos de fractura adhesiva y fractura cohesiva en la adhesión, la cual frecuentemente está sujeta a fuerzas de tracción o deslizamiento constante en pruebas de pérdida de la adhesión; el modo de falla es cuantificada de la siguiente manera: si la unión falla en la interfase entre los dos sustratos, el modo de falla es referido como adhesivo, éste es referido como cohesivo si la falla ocurre en uno de los sustratos y no en la interfase. Por lo general el modo de falla es mixto.^{6, 7}

La adhesión depende de una serie de principios generales, los cuales constituyen su fundamento. Estos son:

- Tensión superficial
- Energía superficial
- Mojado o humectancia y ángulo de contacto
- Efectos de la constitución sobre el mojado o humectancia

Energía superficial

Para que se produzca la adhesión, las interfases de las superficies deben atraerse entre sí.

Los átomos que forman un sólido o un líquido se atraen entre ellos, los del centro atraen a los átomos “vecinos” hacia el interior, eso no lo pueden hacer los átomos de la superficie; esto hace que en ella existan fuerzas o energía libre, que se denomina energía superficial en los sólidos y tensión superficial en los líquidos.

Mojado o humectación y ángulo de contacto

El término “mojado” se usa para describir la habilidad de un líquido de humectar o fluir fácilmente en las irregularidades de una superficie o sustrato.

El ángulo de contacto es el que se forma en la interfase que hay entre el adhesivo y el adherente. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las del adherente más de lo que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido y no se formará ningún ángulo de contacto (ángulo de 0°).^{12,23}

Mientras más pequeño es el ángulo de contacto, mayor es la humectación y si el ángulo es muy grande, la humectación será deficiente y, en consecuencia, la adherencia será deficiente.¹²

Efectos de la constitución sobre el mojado o humectación

Los sólidos de acuerdo con su energía superficial libre, se pueden clasificar en dos grupos: duros y blandos.

1. Los sólidos duros o de alto punto de fusión, generalmente son aquellos materiales inorgánicos con fuerzas intermoleculares fuertes, que tiene una alta energía superficial. Por ejemplo, el esmalte dental, la porcelana y los metales.

2. Los sólidos blandos son materiales orgánicos de bajo punto de fusión que tienen fuerzas intermoleculares débiles y una baja energía superficial. Por ejemplo las proteínas y resinas acrílicas.

El flúor reduce la energía superficial y por consiguiente, disminuye la adhesividad; así mismo el agua absorbida, generalmente, disminuye la energía superficial de muchos sólidos de alta energía: como son el vidrio, la sílice, la alúmina y los metales. Por eso, la humedad inherente y la exposición constante a ésta en el medio bucal es el problema más grande que enfrentan los adhesivos dentales.¹²

Factores requeridos en la superficie adherente:⁷

- ✓ Alta energía superficial
- ✓ Composición homogénea
- ✓ Superficie lisa y tersa
- ✓ Superficie limpia y libre de humedad

Para lograr una buena adhesión, el adhesivo debe tener:⁶

- ✓ Baja tensión superficial
- ✓ Ángulo de contacto bajo (cerca de cero)
- ✓ Buena capacidad de humectación
- ✓ Gran capacidad capilar

Alta energía superficial

Para que se produzca adhesión conviene que la superficie tenga elevada energía superficial y para que ésta se manifieste, no debe estar contaminada con impurezas ni estar húmeda.^{7, 9}

Composición homogénea

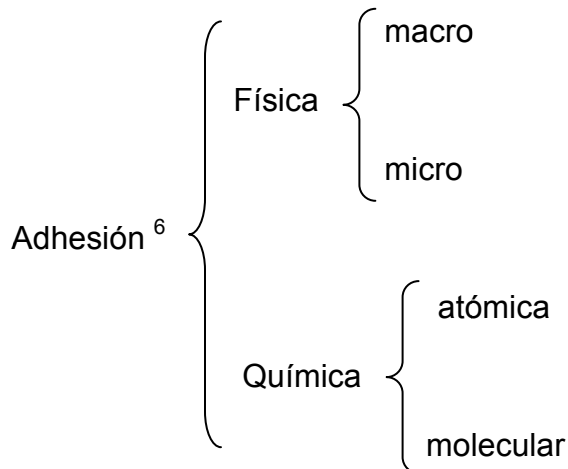
Los cuerpos con estructura molecular homogénea en lo posible del menor número de elementos, permiten una mejor reacción adhesiva.⁷

Superficies limpias y tersas

En nuestro caso la superficie adherente es el tejido dentario, la superficie del esmalte es lisa. La presencia o no de rugosidades modifica las condiciones para la adhesión; una superficie lisa facilita que un adhesivo corra sobre ella en forma continua y sin que su marcha se vea alterada por la dificultad de desplazar el aire presente en las rugosidades; sin embargo, si es muy lisa hay menos área de superficie disponible para la unión y la retención mecánica puede estar reducida. Pero si la superficie es muy áspera, puede haber problemas con los puntos de contacto porque se incrementa el espesor de la película adhesiva, hay concentración de tensión, aire atrapado en la grietas y deficiente adaptación; no obstante, algunas rugosidades son deseables si lo que se busca es adhesión mecánica.^{7, 12,24}

Los adhesivos viscosos trabajan mejor en una superficie lisa y los adhesivos fluidos en una superficie irregular.

La adhesión puede clasificarse en dos categorías en Física (o mecánica) y química (o específica).^{6, 17}



Adhesión física

La adhesión física es la que se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes que se van a unir. Se clasifica en:

Macromecánica

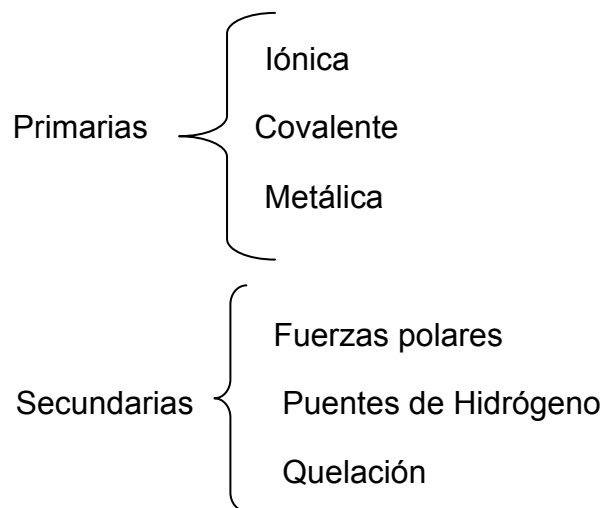
Es la que presentan las restauraciones no adherentes a los tejidos dentarios. Ella se logra mediante diseños cavitarios con el objeto de que se logre una forma de retención o anclaje, dependiendo si la restauración es plástica o rígida, respectivamente.

Micromecánica

Es la adhesión física propiamente tal, se produce por dos mecanismos en los cuales están involucrados las superficies dentarias y los cambios dimensionales puedan tener los medios adherentes y/o el biomaterial restaurado al endurecer.

Adhesión química

La adhesión química, específica o verdadera es en donde se presenta intercambio de iones o compartición de electrones. Los dos tipos de unión química con el tejido duro del diente son: ^{10, 12}



La adhesión química no sólo es capaz de fijar permanentemente la restauración al diente, sino que también puede sellar túbulos dentinarios e impedir la microfiltración y sus problemas derivados.¹⁷

Enlace iónico

Son el resultado de la atracción de tipo electrostático entre cargas eléctricas de diferente polaridad (positiva y negativa). Los enlaces iónicos dan lugar a cristales cuya configuración atómica se basa en el equilibrio de la carga y del tamaño.^{7, 12, 16}

En Odontología, los enlaces iónicos se presentan en determinadas fases cristalinas de algunos materiales dentales, como el yeso y los cementos de fosfato.¹⁶

Las uniones iónicas y covalentes dan una mayor resistencia de unión que las fuerzas físicas de adhesión.¹²

Enlace covalente

Es la unión que se lleva a cabo cuando los átomos adyacentes comparten dos electrones de valencia en los compuestos químicos; el enlace covalente se da en muchos compuestos orgánicos como las resinas dentales.^{7, 12, 16}

Enlace metálico

Se da entre metales, los cuales comparten electrones; así mismo debido a su capacidad para donar y recuperar electrones, los átomos de un cristal metálico se asemejan a un racimo de iones metálicos positivos rodeado de una nube de electrones libres que actúan en el enlace metálico como si fuera un adhesivo.^{7,10}

Este tipo de enlaces es de particular importancia para el odontólogo, teniendo en cuenta la necesidad de utilizar diferentes tipos de aleaciones para la elaboración de coronas, incrustaciones, prótesis fija y removible. También se da en cristales metálicos como en el oro puro. Dentro de la técnica de laboratorio, es necesario preparar las estructuras metálicas para

promover la adhesión con materiales estéticos tales como la porcelana o cerómeros.^{7, 16}

Enlaces secundarios

Son enlaces débiles entre átomos y moléculas; para que puedan manifestarse es preciso que los átomos estén muy cerca uno del otro y que el cuerpo sea sólido o líquido. Tiene importancia significativa en la química de los fluidos y polímeros, en los que dichas fuerzas de enlace se basan en efectos de dipolos, los cuales pueden ser fluctuantes o permanentes.^{7, 10}

Fuerza de Van de Waals

Son dipolos fluctuantes formados por átomos y moléculas simétricas, son fuerzas interatómicas bastantes débiles que constituyen la base de la atracción bipolar. La fuerza de unión que existe en las ceras es de este tipo.

Los enlaces de Van de Waals de origen electromagnético proporcionan la resistencia cohesiva de la materia y cumplen un papel primordial en la síntesis de los adhesivos.^{7, 10, 16}

Fuerza polares

Pertenece al grupo de los dipolos permanentes o de los dipolos inducidos.

Puentes de hidrógeno

Es el resultado de la atracción del núcleo expuesto de hidrógeno (protón positivo) con los electrones no compartidos del oxígeno. Este enlace es llevado a cabo por moléculas asimétricas que forman dipolos permanentes, los cuales provocan mayores fuerzas de enlace, y puntos de fusión y ebullición más elevados.^{7, 10, 16}

Quelación

Consiste en la unión de ciertas moléculas (llamadas quelantes) con iones metálicos, que forman entre ellos una estructura estable llamada quelato; reacción química que permite adhesión y es característica de algunos biomateriales de uso odontológico, tales como: ^{7, 10,}

- Policarboxilato de Zn
- Ionómero de vidrio

Existe una unión que se genera por un verdadero intercambio iónico molecular entre algunos materiales y las estructuras dentales. Por ejemplo el cemento de ionómero de vidrio que se adhiere al diente por puentes químicos. Ésta unión se da gracias a un real intercambio iónico-molecular entre la parte ácida del cemento y las estructuras del diente: dura y blanda. Existe unión química tanto a la hidroxiapatita como al colágeno dental: la adhesión a la parte dura del diente es a través de un mecanismo de quelación al calcio, mientras que la unión al colágeno es al radical amida de las proteínas de éste.

Inicialmente se forma un puente de hidrógeno entre el ionómero y la estructura dental, el cual va siendo reemplazado por uno de calcio y más tarde de aluminio. El ionómero tiene comportamiento quelante del poliácido carboxílico que le confiere adhesión específica a los dientes por la presencia de calcio en ellos.¹⁷

El cemento de ionómero de vidrio se caracteriza por la capacidad para adherirse químicamente al esmalte y a la dentina sin grabado de estas superficies; sin embargo, es mayor la adhesión al esmalte que a la dentina debido a su composición. Puede sugerirse que en situaciones clínicas la fuerza de adhesión es mucho mayor en las paredes de la cavidad que en el piso de ésta.^{4, 11, 14, 20}

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Debido a la constante introducción de productos de ionómeros de vidrio en el comercio mexicano es necesario evaluar las propiedades físicas de estos cementos dentales para asegurarnos de que posean la calidad suficiente para cumplir su función en la cavidad oral. Una propiedad muy importante es la adhesión que muestran los IV convencionales a los tejidos dentales (esmalte y dentina) que van a restaurarse; por lo cual surge el siguiente cuestionamiento:

¿A qué tejido presentan mayor fuerza de adhesión los ionómeros de vidrio a esmalte o a dentina?

JUSTIFICACIÓN

Con los resultados obtenidos de este estudio podremos hacer la mejor elección del material en la práctica diaria, para tener éxito en el sellado marginal de las restauraciones, evitando de éste modo que fracasen debido a la falta de adhesión y sus consecuencias como la filtración y caries secundaria.

OBJETIVOS

GENERAL

- ❖ Comparar la fuerza de adhesión de cuatro cementos de IV convencionales a esmalte y dentina de molares permanentes.

ESPECÍFICOS

- ❖ Determinar la fuerza de adhesión que presentan a esmalte los ionómeros de vidrio Fuji II, Ketac Molar, Medental y Glasion.
- ❖ Determinar la fuerza de adhesión que presentan a dentina los ionómeros de vidrio Fuji II, Ketac Molar, Medental y Glasion.

HIPÓTESIS

- Las cuatro marcas comerciales de ionómeros de vidrio restauradores utilizados en el presente estudio obtendrán valores similares entre sí, de adhesión a esmalte.
- Las cuatro marcas comerciales de ionómeros de vidrio restauradores utilizados en el presente estudio obtendrán valores similares entre sí, de adhesión a dentina.
- La marca Ketac Molar mostrará mayor adhesión a esmalte y dentina en comparación de los demás ionómeros convencionales usados en este estudio, debido a que es el único cemento de ionómero que contiene en su kit un acondicionador.

METODOLOGÍA

Población de Estudio

Ionómeros de vidrio convencionales

Selección de la muestra

- ✓ Ionómero de Vidrio Fuji II (GC Corp)
- ✓ Ionómero de Vidrio Ketac Molar (3M ESPE)
- ✓ Ionómero de Vidrio Medental (Medental)
- ✓ Ionómero de Vidrio Glasion (Sci-Pharm)

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Los cementos IV convencionales de las siguientes casas comerciales: GC Corp, 3M ESPE, Medental y Sci-Pharm.
- Los ionómeros señalados en la selección de muestra.
- Molares permanentes humanos de reciente extracción y sin caries, restauraciones o fracturas.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Cualquier diente humano que no presente las características antes mencionadas.
- Ionómeros convencionales no incluidos en esta investigación.
- Cualquier ionómeros de vidrio modificado.

CRITERIOS ELIMINACIÓN

- Todos los dientes que durante su preparación se fracturen.
- Cualquier muestra que no cumpla con las dimensiones señaladas.

MATERIAL

- Molares humanos permanentes
- Ionómeros de Vidrio convencionales Fuji II, Ketac Molar, Medental y Glasion.
- Acrílico autopolimerizable de cuatro diferentes colores (Nic- tone)
- Monómero autopolimerizable (Nic- tone)
- Papel abrasivo de granos 100, 400 y 600
- Espátula de acero inoxidable
- Algodón
- Agua desionizada
- Molde de teflón para hacer muestras de 2.3 mm de espesor con una perforación circular de 4 mm de diámetro.
- Pinza retenedora de espécimen
- Microbrush
- Termómetro



Figura 1. Material e instrumentos usados en la prueba de adhesión.

- Anillo de aluminio de 26 mm de diámetro por 1 cm de alto
- Petrolato puro (Vaselina)
- Microscopio marca Carl Zeiss. Alemania
- Marcador permanente
- Loseta de vidrio
- Frasco de vidrio
- Vernier digital Absolute Digimatic, Mitutoyo, modelo no. CD4 C5X. Japón



Figura 2. Material empleado para embeber los dientes en acrílico.



Figura 3. Vernier digital utilizado para medir el diámetro de las muestras.

- Máquina Universal de Pruebas Instron Modelo 5567
- Horno con control de temperatura Poly Science
- Estufa Felisa



Figura 4. Estufa Felisa empleada para almacenar las muestras durante 24 horas.

MÉTODO

Población de Estudio

Ionómeros de vidrio convencionales

Selección de la muestra

- ✓ Ionómero de Vidrio Fuji II (GC)
- ✓ Ionómero de Vidrio Ketac Molar (ESPE)
- ✓ Ionómero de Vidrio Medental
- ✓ Ionómero de Vidrio Glasion.

Para este estudio se seleccionaron cuatro IV de las marcas Fuji II, Ketac Molar, Medental y Glasion. Fig. 5.



Figura 5. Cementos de ionómero de vidrio convencional tipo II estudiados.

Para evaluar la fuerza de adhesión a esmalte y dentina de cuatro ionómeros de vidrio se utilizaron 40 molares humanos sin caries ni restauraciones, que fueron extraídos por razones ortodóncicas: a los cuales se les realizó profilaxis, eliminación de cálculo dentario y tejidos blandos. Se mantuvieron almacenados en agua desionizada durante el proceso. Se seleccionaron al azar diez molares para formar cuatro grupos de 10 ($n=10$).

Cada diente se trabajó de modo individual de la siguiente manera: se colocó en una loseta de vidrio de modo que su superficie vestibular quedara paralela y en contacto con ésta, con el fin de lograr y garantizar una posterior

exposición uniforme del esmalte superficial. Posteriormente se le colocó un anillo de aluminio de 26 mm de diámetro por 1cm de altura aproximadamente (con vaselina en el interior) centrado la muestra y se le agregó acrílico autopolimerizable de diferente color para diferenciar cada grupo, quedando para el ionómero Fuji II, el acrílico color azul marino; para el ionómero Ketac Molar, el rosa; para Medental, el color verde y para el ionómero Glasion, el azul claro.

Una vez polimerizado el acrílico en el que están incluidos los dientes se le retiró el anillo de aluminio a la muestra y posteriormente la superficie vestibular de los molares fue desbastada bajo irrigación con papel de carburo de silicio números 100, 400 y 600 hasta obtener una superficie plana del esmalte.

Para colocar los cementos sobre el esmalte se lavó el área del diente expuesto con agua desionizada y después se secó con algodón; se le colocó un molde de teflón de 2.3 mm de espesor con una perforación circular de 4 mm de diámetro centrada sobre la superficie del esmalte, la cual se sujetó con unas pinzas (fig. 6 y 7) y siguiendo las instrucciones de cada fabricante se dosificó p/l (fig. 8) y se mezcló el cemento midiendo el tiempo de trabajo con un cronómetro, inmediatamente el cemento se llevó al orificio del molde eliminando los excedentes (fig. 9) y después se transfirió a un ambientador (estufa) a 37 ± 1 °C y 90% HR durante 20 min.



Figuras 6 y 7. Colocación de los conformadores en las muestras.



Figura 8. Proporción 1:1 de ionómero de vidrio.

La proporción p/l recomendada por los fabricantes para la mezcla de los ionómeros fue de 1:1 en los cementos Fuji II, Ketac Molar y Medental; para Glasion fue 1:2. Las cucharillas dosificadoras se contemplaron rasas.



Figura 9. Colocación del ionómero de vidrio en los conformadores para la obtención de la muestra.

Para los cuatro ionómeros utilizados en este estudio el tiempo de mezcla fue de 30 segundos logrando una consistencia homogénea.

Para los ionómeros Fuji II, Medental y Glasion el tiempo de trabajo es de dos minutos; para Ketac Molar son tres minutos.

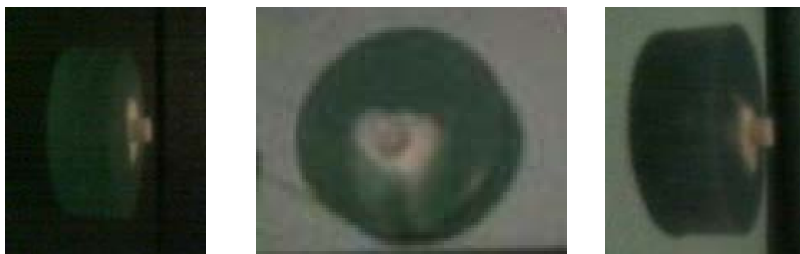
Cabe señalar que el Kit de Ketac Molar cuenta con un acondicionador que se aplicó de acuerdo al fabricante del siguiente modo: se colocó y dejó actuar por 10 segundos (fig. 10); posteriormente se enjuagó con agua abundante, se secó con torundas de algodón para después colocar IV en el interior del

orificio del molde de teflón que se había puesto previamente centrado sobre la superficie descubierta del esmalte en la muestra sujeta con una pinza; se eliminaron los excedentes y también fueron llevados a un ambientador a la misma temperatura y grado de humedad que la de las muestras de los otros ionómeros no acondicionados: a 37 ± 1 °C y 90% HR durante 20 min.



Figura 10. Aplicación del acondicionador en la muestra de Ketac Molar.

Una vez transcurrido este tiempo se les retiró el molde (figuras 11, 12 y 13), y se transfirieron a un recipiente con agua desionizada para almacenarse en otra estufa durante 24 horas a 37 ± 1 °C; transcurrido este tiempo se retiraron las muestras de la estufa y del agua desionizada, se secaron y se les midió el diámetro para sacar el área a cada muestra de ionómero conforme a la fórmula $\pi \cdot r^2$. Este dato fue utilizado para obtener el resultado de adhesión en MPa/Nw de la prueba de adhesión.



Figuras 11, 12 y 13. Ejemplares de las muestras elaboradas en este estudio con ionómero de vidrio tipo II.

Para realizar la prueba se utilizó una Máquina Universal de pruebas Instron modelo 5567, la cual aplicó una carga compresiva a una velocidad de 1 mm/min. Fig. 14.

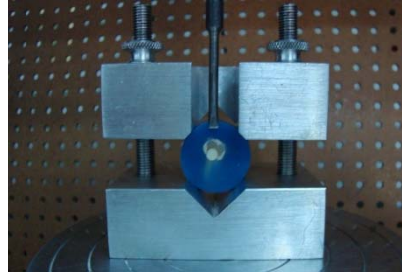


Figura 14. Muestra colocada en la máquina Instron para pruebas de adhesión.

Una vez obtenidos los resultados de adhesión a esmalte, se procedió a observar las muestras en un microscopio marca Carl Zeiss a una magnificación de 10x, bajo una fuente de luz para evaluar el tipo de falla de las muestras (cohesivo o adhesivo).

Posteriormente las mismas muestras fueron desbastadas con papel de carburo de silicio de grano 400 y 600 bajo irrigación hasta exponer la dentina (segunda valoración) para llevar a cabo en las mismas muestras la colocación de los cementos de ionómero, siguiendo el mismo procedimiento antes explicado y obtener los resultados de adhesión a dentina.

Después se observó al microscopio para diferenciar el tipo de falla a dentina.

RESULTADOS

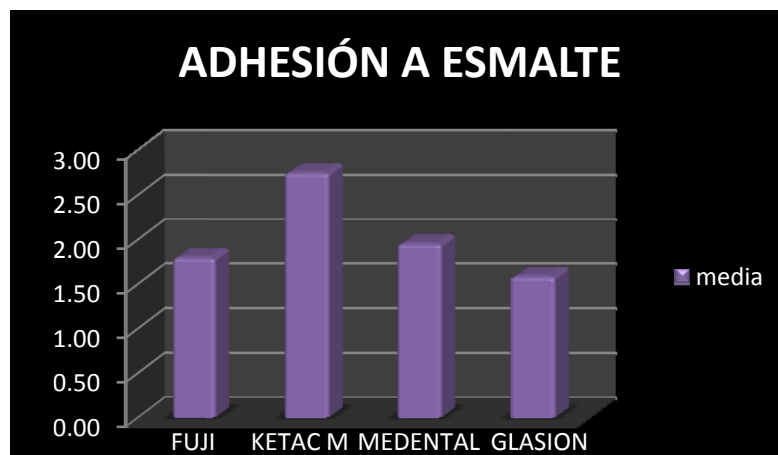
Los valores de la fuerza de adhesión se obtienen en Nw, pero la mayoría de las investigaciones reportaron los datos en MPa (que es el esfuerzo de adhesión), por lo mismo manejamos en este estudio los resultados en MPa.

Los resultados obtenidos en la prueba de adhesión a esmalte se muestran en la tabla 1 y gráfica 1, donde el ionómero de vidrio Ketac Molar presentó el mayor valor de fuerza de adhesión (2.75 MPa) y Glasion mostró el valor más bajo (1.59 MPa).

Los resultados obtenidos en la prueba de adhesión a dentina se muestran en la Tabla 2 y gráfica 2 donde el ionómero de vidrio Ketac Molar presentó el mayor valor de fuerza de adhesión (2.61 MPa), seguido por Fuji II (2.31 Mpa), después Glasion (1.35 MPa) y el valor más bajo lo presentó Medental (1.17 Mpa).

ESMALTE				
	FUJI II	KETAC MOLAR	MEDENTAL	GLASION
Promedio	1.80	2.75	1.95	1.59
D.E.	0.81	1.48	0.58	0.53

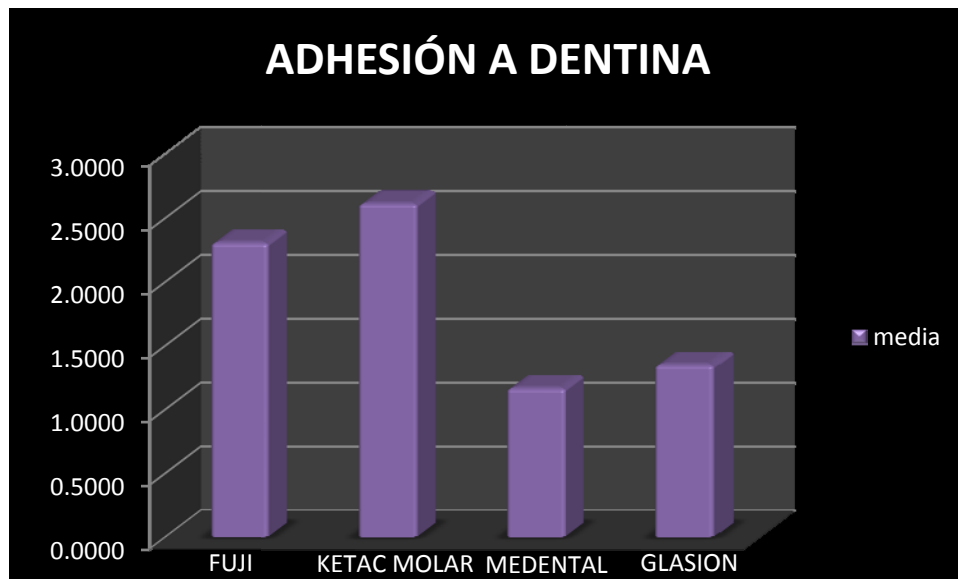
TABLA 1. Se muestra el valor promedio en MPa de la fuerza de adhesión de los ionómero de vidrio a esmalte.



Gráfica 1. Muestra la fuerza de adhesión de los ionómeros de vidrio a esmalte en MPa.

DENTINA				
	FUJI II	KETAC MOLAR	MEDENTAL	GLASION
Promedio	2.31	2.61	1.17	1.35
D.E	0.47	0.78	0.32	0.40

TABLA 2. Se muestra el valor promedio en MPa de la fuerza de adhesión de los ionómero de vidrio a dentina.



Gráfica 1. Muestra la fuerza de adhesión de los ionómeros de vidrio a dentina en MPa.

Una vez obtenidos los resultados fueron sometidos a un análisis estadístico de varianza ANOVA de una vía y se encontraron diferencias significativas.

Posteriormente se aplicó la prueba de Tukey (análisis de comparación múltiple) $P < 0.05$ y se encontró que los grupos que tuvieron diferencias significativas fueron Ketac Molar y Glasion en esmalte, y los demás cementos no mostraron diferencias.

En dentina hubo diferencias estadísticamente significativas entre:

- ✓ Ketac molar y Medental
- ✓ Ketac Molar y Glasion
- ✓ Fuji II y Medental
- ✓ Fuji II y Glasion

Los resultados de la observación realizada al microscopio después de las pruebas de adhesión a esmalte y dentina se presentan en las tablas 3 y 4 respectivamente: 8 de 10 muestras (80%) mostraron falla mixta en esmalte. Con respecto a la dentina se observó un 90% de falla mixta en Ketac Molar, Medental y Glasion, y Fuji II obtuvo un 80% de falla mixta.

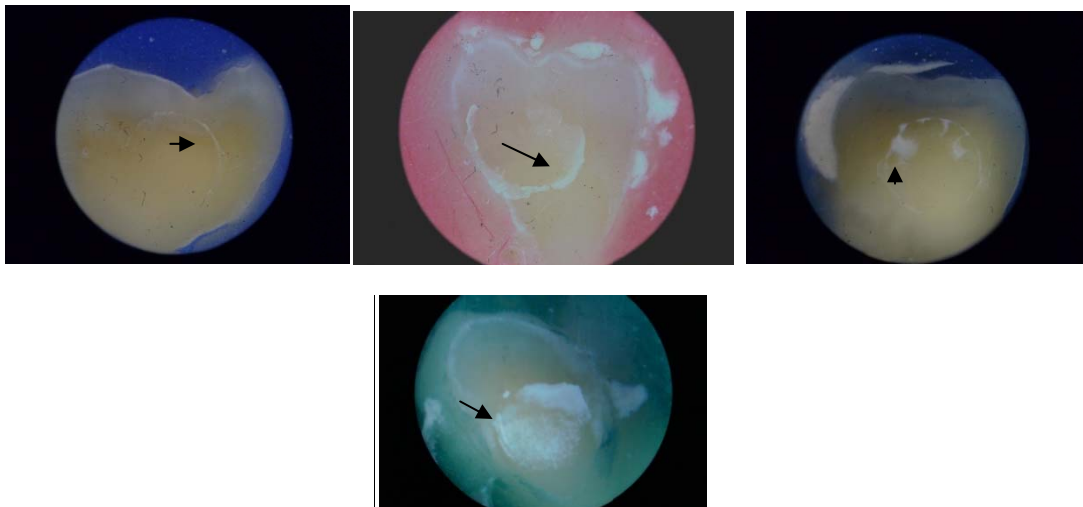


Fig.12 Se observan los restos de ionómero de vidrio presentes en las muestras.

ESMALTE				
	FUJI	KETAC	MEDEN	GLASION
1	SI	SI	SI	SI
2	SI	SI	SI	SI
3	SI	SI	SI	NO
4	SI	NO	NO	SI
5	SI	SI	SI	SI
6	SI	SI	SI	SI
7	NO	SI	SI	SI
8	SI	NO	NO	NO
9	NO	SI	SI	SI
10	SI	SI	SI	SI
	80%	80%	80%	80%

Tabla 3. Presencia de ionómero de vidrio en esmalte.

DENTINA				
	FUJI	KETAC	MEDEN	GLASION
1	SI	SI	SI	SI
2	SI	SI	SI	SI
3	SI	SI	SI	SI
4	SI	SI	SI	SI
5	SI	SI	SI	SI
6	SI	SI	SI	SI
7	NO	SI	SI	SI
8	SI	SI	SI	SI
9	NO	NO	NO	SI
10	SI	SI	SI	SI
	80%	90%	90%	90%

Tabla 4. Presencia o ausencia de ionómero de vidrio en dentina

SI: Presencia

NO: Ausencia

DISCUSIÓN

Carvalho TS y cols²¹ mencionan un valor promedio en cuanto a la adhesión que presentaron los ionómero Fuji II (5.9 ± 1.5 MPa) y Ketac Molar (6.4 ± 1.4 MPa), los cuales difieren con los datos obtenidos en este estudio; una de las razones probablemente puede ser que la velocidad de la carga compresiva que manejó en su estudio fue de 0.5 mm/min y la que utilizamos fue de 1 mm/min.²¹

Los valores de adhesión a dentina en el mismo estudio de Carvalho TS y cols²¹ fueron mayores que los de este estudio, la razón radica en que la profundidad de la dentina que manejaron puede haber causado variaciones en los valores de adhesión; sin embargo los valores que se obtuvieron en este estudio coinciden con los presentados por Hewlett ER, el cual afirma que el rango de adhesión va de 1.32 MPa hasta 4 MPa.²⁴

Ketac Molar presentó los valores más altos de adhesión a esmalte y dentina, seguido de Fuji II, de tal modo que coincidimos con la opinión de Carvalho TS y cols.²¹

La razón de que Ketac Molar presentara los valores más altos puede ser porque fue el único ionómero de vidrio de los utilizados en este estudio, en el que el fabricante indica que la superficie del diente sea acondicionada antes de su colocación; así mismo es el único ionómero que su kit contiene un acondicionador. Powis y cols² examinaron el efecto de una serie de acondicionadores sobre la fuerza de adhesión sobre la superficie a esmalte y encontraron que todos los tratamientos resultaron en un aumento de la fuerza de adhesión; en particular una solución al 25% de ácido poliacrílico (PAA) resultó ser muy eficaz para proporcionar una fuerza de adhesión mayor. Sin embargo en un estudio más reciente, Attin y cols² no encontraron diferencias significativas en la adhesión de ionómero de vidrio convencional al esmalte no acondicionado, en comparación con esmalte acondicionado con PAA al 25%. Hinoura y cols⁵ informaron de que el grabado de un ionómero de vidrio con H_3PO_4 durante 60 segundos aumentó considerablemente la fuerza de adhesión.

El ácido en los IV puede tener un efecto de descalcificación de la dentina; sin embargo el tratamiento previo con un acondicionamiento débil mejora significativamente la adhesión del IV.⁴

Triana y cols¹⁵ reportaron que la variación en la fuerza de adhesión de los ionómeros de vidrio modificados con resina podría estar relacionada más con su composición de materiales individuales y no a sus mecanismos de unión.

Al observar en el microscopio las muestras después de que se les desprendió el ionómero en su mayoría fue falla mixta, al revisar la literatura, Carvalho TS²¹ y cols reportaron datos similares al realizar pruebas con tres ionómeros de vidrio convencionales.²¹

Sin embargo Glasspoole E y cols mencionaron en su estudio que el ionómero de vidrio convencional al realizarle un acondicionamiento mostró un 50% de fallo cohesivo y si no se acondicionaba la superficie, presentó un 12% de fallo cohesivo.²

Los resultados de este estudio pudieron haber sido influenciados por el almacenamiento de agua, podemos suponer que los valores podrían ser más altos en las restauraciones dentro de boca en donde se recomienda colocar un barniz. No obstante las restauraciones en la cavidad bucal están sujetos a las fuerzas oclusales, las variaciones de humedad y la temperatura de los alimentos o bebidas; cuando un diente restaurado con IV se coloca bajo carga oclusal, ésta le puede causar falla de fractura, lo que provocará microfiltración y filtración de líquidos alrededor de la restauración.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos cumplieron con las hipótesis establecidas, ya que los valores de adhesión en dentina fueron muy similares entre sí.

También se observó que la marca comercial Ketac Molar mostró una adhesión mayor a esmalte en comparación de los demás ionómeros usados en este estudio, debido a que fue el único cemento de ionómero que requirió acondicionamiento de la superficie del diente antes de colocarlo conforme a las instrucciones del fabricante.

Los ionómeros de vidrio Ketac Molar y Fuji II en dentina presentaron los valores mayores en fuerza de adhesión.

En esmalte ionómero de vidrio Ketac Molar fue el que presentó mayor fuerza de adhesión y el de menor fuerza de adhesión fue Glasion.

El ionómero de vidrio que presentó una fuerza de adhesión menor en dentina fue el de la marca comercial Medental.

Es importante seguir las instrucciones del fabricante, ya que el cambio en la dosificación, tiempos de mezclado y/o fraguado puede generar una alteración en la fuerza de adhesión.

BIBLIOGRAFÍA

1. Wilson A, Kent B. A new translucent cement for dentistry: The glass ionomer cements. *Br Dent J* 1972; 4: 133-135.
2. Glasspoole E, Erickson R L and Davidson C. Effect of surface treatments on the bonds strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater* 2002; 18 (6): 454-462.
3. Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. *Dent Mater* 1996; 12: 161-166.
4. Yesilyurt C, Bulucu B, Orhan Secent O. Bond strength of two conventional glass-ionomer cemets irradiated and non irradiated dentin. *Dent Mater* 2008; 27 (5): 695-701.
5. Hinoura K, Miyazaki M and Onose. Dentin Bond Strenth of Light-cured Glass-ionomer Cements. *J Dent Rest* 1991; 70 (12): 1542-1544.
6. Joubert R, Dell Acqua, Espinoza R, Navero L, Mendia H, Pérez L. Odontología adhesiva y estética. España: Edit. Ripano, 2010. Pp. 11-36 y 49-95.
7. Guzmán H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 4ta.ed. Bogotá: Ecoe ediciones, 2006. Pp. 86-95.
8. Mount J. An Atlas of Glass-Ionomer Cements A Clinician's Guide. 3a ed. Edit. Salvat, 2002. Pp.1-23 y 34-65.
9. Macchi RL. Materiales Dentales. 4a ed. Buenos Aires: Médica Panamericana, 2007. Pp. 149-156.
10. Barceló SFH. Palma CJM. Materiales dentales. Conocimientos básicos aplicados. 3a ed. México: edit. Trillas, 2008. Pp. 15-20, 28-32 y 97-102.
11. Kolverlaan CJ, Van Duinen RN, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater* 2004; 20: 45-50.
12. Cova JL. Biomateriales Dentales. 2a ed. Venezuela: Amolca, 2010. Pp. 223-233.
13. Di Nicolás R, Shintome LK, Myaki SI, Nagayasu MP. Bond strength of resin modified glass ionomer cements to primary dentin after cutting with

different bur types and dentin conditioning. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15 (5): 459-64.

14. Chun-His Chung, Cuozzo P and Mente FK. Shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement: An in vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 52-4.

15. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strength of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *Journal of Dentistry* 2000; 28: (5): 361-366.

16. Anusavice KJ. *Ciencia de los Materiales dentales.* 11a ed, España: Editorial El Servier, 2004. Pp. 23-26 y 34-40.

17. Steenbecker O, Garon W, da Souza CA, Uribe E, Núñez N, Priotto E. *Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva.* Chile:Ed Universidad de Valparaiso, 2006. Pp. 285-291.

18. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent* 2008; 53 (4): 325-31.

19. Baratieri L. *Estética. Restauraciones Adhesivas Directas en dientes anteriores fracturados.* Colombia: Ed. Amolca, 2004. Pp. 60-70.

20. Czarnecka B, Deregowska P, Limanows KH. Shear bond strength of glass-ionomer cements to sound and to prepared carious dentine. *J Mater Med* 2002; 18: 845-849.

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

22. Meedhan M, Foley TA. Comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2005; 115 (2): 125-132.

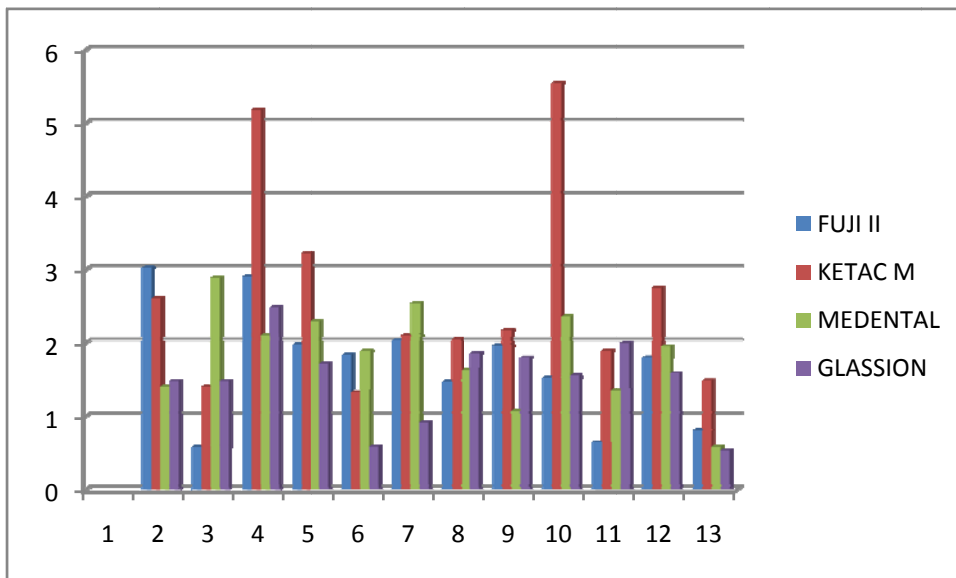
23. Robbins JW, Summitt JB, Schwartz R. *Fundamentos en Odontología Operatoria un logro contemporáneo.* Venezuela: Actualizaciones Médico Odontológicas Latinoamericanas, 1999. Pp. 142-157.

24. Hewlett ER, Caputo AA, Wroble Dc. Glass ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic. *J Prosthetic Dent* 1991; 66: 767-72.

ANEXOS

ESMALTE	FUJI II	KETAC M	MEDENTAL	GLASSION
MPa				
1	3.028	2.607	1.402	1.479
2	0.586	1.397	2.884	1.479
3	2.903	5.182	2.103	2.481
4	1.974	3.223	2.29	1.716
5	1.836	1.324	1.89	0.587
6	2.039	2.102	2.54	0.916
7	1.472	2.052	1.627	1.856
8	1.963	2.175	1.073	1.796
9	1.523	5.541	2.357	1.556
10	0.642	1.892	1.351	1.993
media	1.7966	2.7495	1.9517	1.5859
D.E.	0.805454	1.482733	0.583214	0.534506

Fuente directa

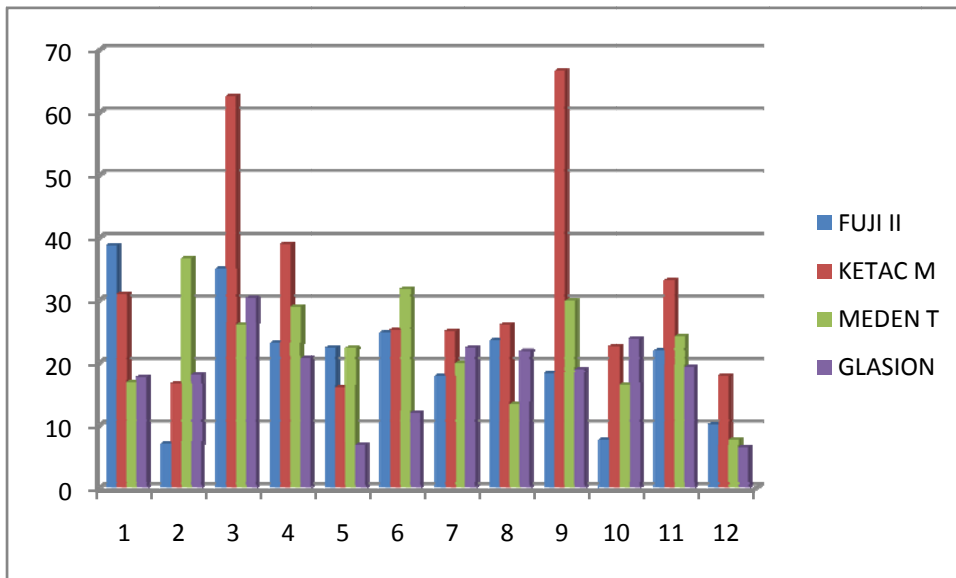


ESMALTE

Nw

	KETAC			
	FUJI II	MOLAR	MEDENTAL	GLASION
1	38.69	30.97	16.83	17.67
2	7.07	16.67	36.6	18.03
3	35.01	62.5	26.03	30.25
4	23.08	38.87	28.92	20.6
5	22.28	15.97	22.23	6.77
6	24.74	25.24	31.75	11.97
7	17.85	25.02	19.84	22.28
8	23.44	25.98	13.28	21.79
9	18.29	66.54	29.77	18.78
10	7.67	22.6	16.47	23.8
media	21.812	33.036	24.172	19.194
D.E.	10.09691	17.86298	7.627535	6.429797

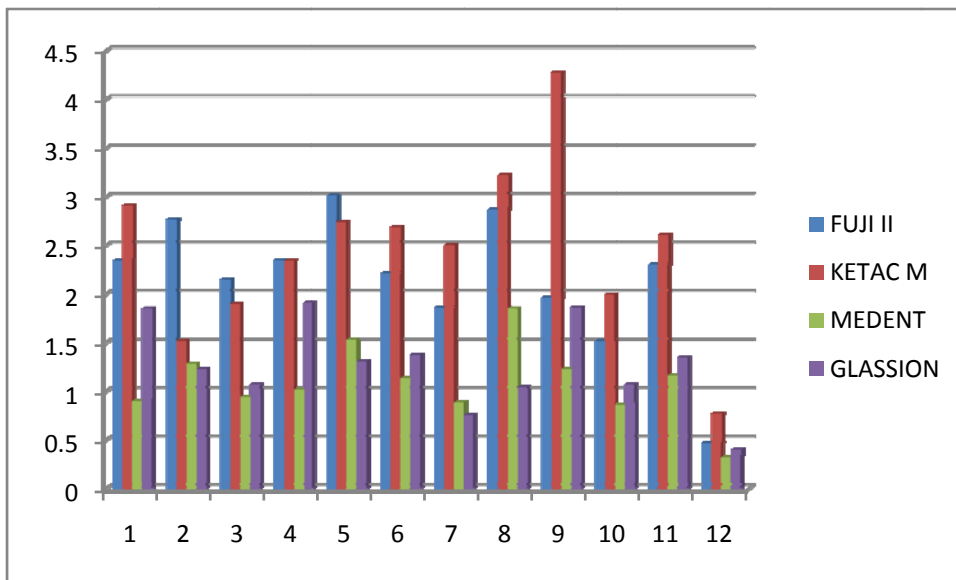
Fuente directa



DENTINA

MPa	FUJI II	KETAC M	MEDENT	GLASSION
1	2.342	2.914	0.9026	1.853
2	2.771	1.523	1.288	1.234
3	2.154	1.903	0.9465	1.0706
4	2.351	2.342	1.019	1.911
5	3.01	2.743	1.533	1.311
6	2.214	2.691	1.137	1.379
7	1.86	2.505	0.8869	0.7558
8	2.875	3.224	1.853	1.044
9	1.967	4.279	1.234	1.865
10	1.517	1.997	0.865	1.07
media	2.3061	2.6121	1.1665	1.3493
D.E.	0.4722	0.7760	0.3223	0.4017

Fuente directa



DENTINA

NW	FUJI II	KETACMO	MEDENTAL	GLASSION
1	29.28	35.35	10.4	22.36
2	34.65	18.29	15.15	14.97
3	26.13	23.09	10.9	12.79
4	28.67	29.57	12.11	23.3
5	38.02	33.62	18.51	15.75
6	26.72	34.49	14.37	17.41
7	23.03	24.48	11.09	8.707
8	35.05	30.07	22.36	12.6
9	24.35	40.72	14.97	23.55
10	18.5	54.04	9.966	12.79
media	28.4400	32.3720	13.9826	16.4227
D.E.	6.0359	10.0775	3.9932	5.1362

Fuente directa

