



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



RESISTENCIA AL DESCEMENTADO DE APARATOLOGÍA FIJA DE ORTODONCIA  
ADHERIDA A RESTAURACIONES DE DISILICATO DE LITIO: ESTUDIO *IN VITRO*

## **TESIS**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE  
**CIRUJANO DENTISTA**

### **PRESENTAN**

ESTEPHANIE GUADALUPE GUADARRAMA FUENTES  
GERMÁN ALEJANDRO MORENO SOTO

### **DIRECTORES DE TESIS**

DR. EN O. ROGELIO JOSÉ SCOUGALL VILCHIS  
DR. EN C.S. ULISES VELÁZQUEZ ENRÍQUEZ

### **REVISORES DE TESIS**

DRA. EN C.S. SARAÍ CARMINA GUADARRAMA REYES  
DR. EN C.S. JUAN CARLOS GONZÁLEZ PÉREZ

TOLUCA DE LERDO, ESTADO DE MÉXICO, MAYO DE 2026



## **Resumen**

La odontología restauradora muestra un gran auge en el uso del **disilicato de litio**, siendo común encontrar pacientes que requieren tratamiento ortodóntico y poseen coronas o carillas de este material. Sin embargo, la adhesión de aparatología fija (brackets) sobre esta superficie presenta desafíos mecánicos y químicos significativos.

**Objetivo general.** Evaluar cuantitativamente la resistencia al descementado de brackets de ortodoncia adheridos a dientes naturales, así como a disilicato de litio, expresada en Megapascales.

**Metodología.** En este trabajo se utilizaron 15 muestras divididas en 3 grupos: GI= 5 dientes naturales con protocolo "Gold standard", GII= 5 coronas de disilicato de litio con protocolo 1 (HF+Silano), y GIII= 5 coronas de disilicato de litio con protocolo (HF+Monobond N) a las cuales se les adhirió aparatología fija de ortodoncia (brackets) y posteriormente se utilizó una máquina de ensayo universal para medir la resistencia al descementado en MPa y el índice ARI.

**Resultados.** El GI presentó una resistencia promedio de 5.79 MPa, el GII de 4.53 MPa y el GIII de 11.59 MPa.

**Conclusión.** Se determinó que la resistencia al descementado obtenida en esmalte es similar a la reportada en la literatura como suficiente en la ortodoncia clínica. También, se observó que el protocolo de grabado y silanización del disilicato de litio proporciona una resistencia al descementado sin diferencia estadística significativa comparada con el protocolo gold standard realizado en esmalte dental.

Además, el grupo III mostró la mayor resistencia al descementado cuando se empleó el Monobond N en la superficie de disilicato de litio como acondicionador, lo cual puede ser de utilidad al clínico en ortodoncia en caso de requerir tracción significativa en molares con tales restauraciones que presenten adecuado grosor y resistencia, sin embargo, se debe analizar si es conveniente el uso del Monobond N en restauraciones con un grosor menor a 1 mm debido al riesgo de fractura de la restauración al momento del descementado de la aparatología.

## Índice

1.	Introducción .....	4
2.	Antecedentes.....	6
3.	Marco teórico.....	9
3.1	Tejidos del órgano dentario .....	9
3.1.1	Esmalte.....	9
3.1.2	Dentina .....	9
3.2	Brackets.....	10
3.3	Sistemas adhesivos .....	12
3.3.1	Mecanismos de adhesión .....	13
3.3.1.1	Mecanismo químico .....	13
3.3.1.2	Mecanismo micromecánico .....	15
3.4	Disilicato de Litio.....	15
3.5	Índice de Adhesivo Remanente.....	17
4.	Planteamiento del Problema.....	18
Pregunta de Investigación .....		18
5.	Justificación .....	19
6.	Hipótesis.....	20
7.	Objetivos.....	21
7.1	Objetivo General.....	21
7.2	Objetivos Específicos.....	21
8.	Metodología.....	22
8.1	Criterios .....	22
8.2	Materiales .....	23
8.3	Preparación de las muestras.....	24
8.4	Operacionalización de las variables .....	30
8.5	Análisis estadístico.....	32
8.6	Consideraciones bioéticas.....	32
9.	Resultados.....	33
10.	Discusión .....	36
11.	Conclusión .....	39
12.	Referencias bibliográficas .....	40

## 1. Introducción

Desde que se introdujo el concepto de grabado en el esmalte por el Dr. Michael G. Buonocore quien en 1955 publicó su artículo “Un método simple para aumentar la adherencia de los materiales de relleno acrílico a las superficies de esmalte”, en el cual explicaba que para tener una buena retención del acrílico se debía aplicar un agente acondicionador a la estructura dental, el cual era el ácido fosfórico al 85% ya que este creaba una superficie rugosa<sup>1</sup>, la odontología no ha parado de avanzar, centrándose en una mejora constante tanto de las propiedades físicas como de las químicas y mecánicas de los materiales de restauración.

Con el paso de los años, la práctica clínica en la odontología ha ido exigiendo mejoras tanto estéticas como funcionales. Es por eso por lo que hoy en día gracias al desarrollo de nuevas técnicas y materiales se busca cumplir este objetivo. Entre estos avances se observa a los sistemas adhesivos; los cuales juegan un papel fundamental en la odontología restaurativa, pues permiten mejorar la calidad y durabilidad de las restauraciones dentales. Desde la primera generación de estos sistemas adhesivos se ha observado la constante necesidad de mejoras, desde la adhesión, resistencia y hasta la sensibilidad postoperatoria.

La adhesión es un proceso complejo que implica una interacción directa entre el material adhesivo y la superficie dental, y el éxito de la restauración depende de varios factores, desde la preparación de la superficie, la elección del adhesivo y su correcta aplicación; es por eso por lo que la falta de conocimiento sobre los tipos de adhesivos produce una falla y puede producir resultados clínicos variables. Debido a esto es indispensable el conocer, evaluar y comparar los diferentes sistemas adhesivos que se tienen en la actualidad con la finalidad de determinar la eficacia en la práctica clínica.

Hoy en día hay diversos sistemas de adhesivos, cada sistema adhesivo presenta diferentes características, ventajas y modo de aplicación. Estos sistemas adhesivos pueden ser clasificados en diferentes categorías, desde adhesivos que emplean el grabado total, adhesivos de autograbado, adhesivos universales, etc.<sup>2</sup>

La odontología restaurativa, contempla diversos materiales estéticos como el disilicato de litio, el cual se ha convertido en un material de restauración de elección, debido a su estética y alta resistencia, pues los odontólogos y pacientes buscan restauraciones libres de metal.<sup>3</sup>

El disilicato de litio es una cerámica ácido sensible, la cual conlleva un proceso de acondicionamiento previo para que sea posible una interacción adhesiva.

## 2. Antecedentes

La adhesión en la odontología no es un tema nuevo, puesto que sus inicios se remontan a la década de 1950, cuando se desarrolló el primer sistema adhesivo para unir materiales de restauración a la estructura dentaria.

El primero en desarrollarlo fue el Dr. Michael G. Buonocore quien en 1955 publicó su artículo “Un método simple para aumentar la adherencia de los materiales de relleno acrílico a las superficies de esmalte”. En el cual explicaba que para tener una buena retención del acrílico se debía aplicar un agente acondicionador a la estructura dental, el cual era el ácido fosfórico al 85% ya que este creaba una superficie rugosa.<sup>1</sup>

En 1962 comenzó la era de las resinas modernas cuando el Dr. Ray. L. Bowen introdujo una resina compuesta en la que la principal innovación fue su matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Con esto se iniciaron los materiales poliméricos con capacidad de adherirse a la estructura dentaria.<sup>2</sup>

En 1966 Newman y Sharpe modificaron el relleno del material de la resina de Bowen, esto para producir una resina de baja viscosidad. La cual fue la primera en adherirse al esmalte.<sup>3</sup>

En 1970 se hizo la identificación del “Smear Layer” o barrillo dentinario, fue reportado por Eick y Cols, qué se define como la capa de residuo que se forma al preparar una cavidad dentaria y en el cual gracias al uso del microscopio electrónico de barrido se descubrió que este barrillo dentinario estaba compuesto por partículas de diferente tamaño que variaban en un rango de 0,5 – 15  $\mu\text{m}$ .<sup>4</sup>

En 1976 ya se tenía la primera generación de adhesivos, en la cual la adhesión al esmalte era buena, pero a la dentina era baja, lo que provocaba un desprendimiento de la restauración y además la sensibilidad postoperatoria era muy común. Es por eso, que se creó la segunda generación de adhesivos, los cuales pretendían superar a la primera generación adhiriéndose químicamente a la dentina y al smear layer. Aunque los niveles de adhesión eran de 4 a 5 MPa.<sup>5</sup>

En 1980 Takao Fusayama fue el primero en determinar que el grabado total, tanto del esmalte como de la dentina favorecía a la adhesividad, pues permite eliminar el Smear layer y que así el adhesivo se introduzca en los túbulos dentinarios.<sup>6</sup>

A finales de la década de 1980 se creó una tercera generación de adhesivos la cual constaba de 2 componentes; primer y adhesivo. Una de las mejoras que se observaron en esta nueva generación fue la fuerza de adhesión a la dentina, la cual incrementó a 8-15 MPa. Además de qué se mejoró la sensibilidad postoperatoria. Aunado a esto, fue la primera generación en adherirse no solo a estructuras dentarias sino también a materiales como lo son metales y cerámicos.<sup>7</sup>

A inicios de 1990 llegó la cuarta generación de adhesivos, los cuales ofrecían una alta fuerza de unión a la dentina, la cual iba entre 17 y 25 MPa. Además de la notable mejora en la sensibilidad postoperatoria en las restauraciones posteriores. Este fue un factor que influyó en que varios dentistas comenzaran a cambiar el uso de amalgamas por resina en el sector posterior.

Otra característica de esta generación es el proceso de hibridación en la interfase dentina-resina, la cual es el reemplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie por resina y en combinación con las fibras de colágeno remanente constituyen la capa híbrida. Esto es consecuencia de la infiltración del adhesivo en la zona que el ácido fosfórico dejó desmineralizado. El primero en describir esta capa fue Nobuo Nakabayashi.<sup>7</sup>

En 1994 los adhesivos de quinta generación ya presentaban una buena adhesión tanto al esmalte como a la dentina, a los metales y a la cerámica y su beneficio es que ya presentaban el primer y adhesivo en un solo frasco, esto facilitaba el trabajo para los dentistas pues no había necesidad de mezclar los componentes y así se disminuía la posibilidad de fracaso, hoy en día estos adhesivos son los más populares y utilizados debido a su facilidad de manejo.<sup>7</sup>

A inicios de los años 2000 los investigadores popularizaron el auto acondicionamiento en el cual se unen en un solo compuesto el acondicionador,

primer y adhesivo. Esto con la finalidad de eliminar el paso del grabado total o ya sea incluirlo químicamente.

Este adhesivo de sexta generación tiene un líquido acondicionador de dentina en uno de sus componentes el tratamiento ácido de la dentina es autolimitado. Estos adhesivos no son aceptados universalmente debido a la desconfianza sobre la eficacia.<sup>7</sup>

A partir del 2002 se introdujo al mercado un nuevo sistema de adhesivos autograbantes, a los cuales se les nombró la séptima generación. Básicamente es un sistema de un solo paso y de una sola botella tanto para el grabado y adhesivo del esmalte y de la dentina. Una cualidad que destaca es su fuerza de adhesión a la dentina, la cual va de los 18-35 MPa además de que ofrece una adhesión adecuada a los metales y cerámica.<sup>7</sup>

### **3. Marco teórico**

#### **3.1 Tejidos del órgano dentario**

##### **3.1.1 Esmalte**

El esmalte es el tejido más externo del órgano dental, el cual presenta la mayor dureza y mineralización. Está compuesto por células llamadas ameloblastos las cuales se inactivan al momento de la erupción del órgano dentario en la cavidad bucal, por lo que este tejido no se puede regenerar como pasa en otros tejidos cuya naturaleza es colágena (Figura 1).

Se compone en un 98% de materia inorgánica, en su mayoría de cristales de hidroxiapatita los cuales se organizan formando prismas de esmalte.<sup>8</sup>

Las propiedades mecánicas del esmalte se centran en la dureza, tenacidad a la fractura y la fragilidad.<sup>9</sup>

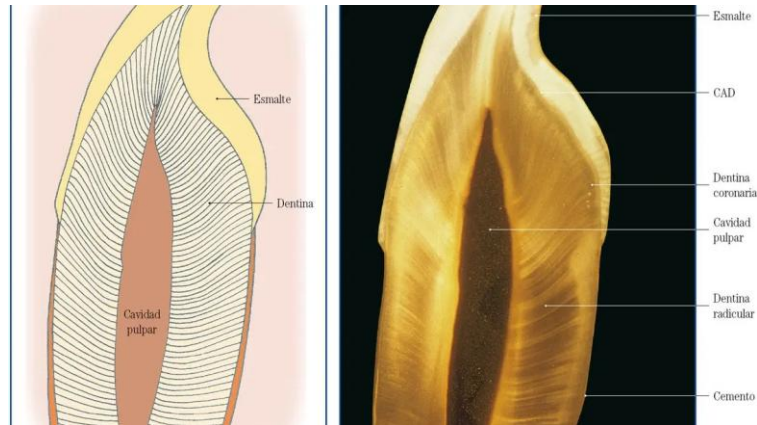
El esmalte es translúcido y su color varía de blanco-amarillento a blanco-grisáceo, este color depende principalmente de la dentina.<sup>10</sup>

##### **3.1.2 Dentina**

La dentina es el tejido que se encuentra debajo del esmalte, atribuye el mayor volumen del órgano dental.

Se encuentra mineralizado en un 70-75%, aquí los odontoblastos siguen activos incluso después de la erupción dental.<sup>11</sup>

La dentina se diferencia del esmalte debido a que es un tejido dinámico (metabólicamente activo) lo que significa que se puede formar dentina durante toda la vida del órgano dental y regenerarse si sufre algún daño.<sup>8</sup>



**Figura 1.** Imagen representativa de los tejidos del órgano dental<sup>12</sup>

### 3.2 Brackets.

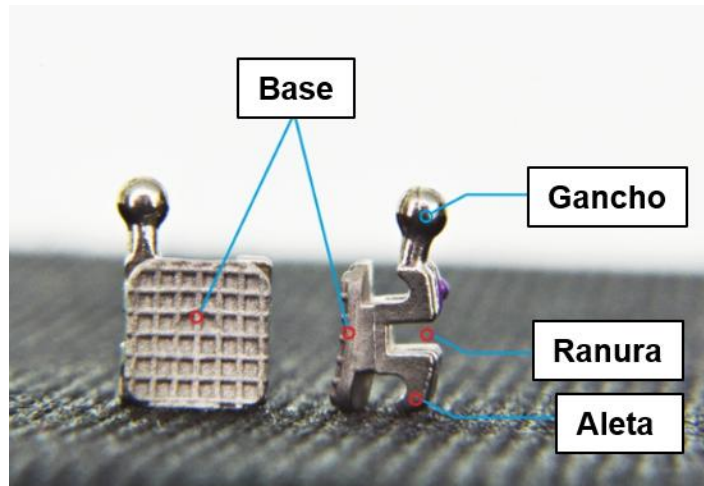
Un bracket es un dispositivo diseñado para llevar y guiar movimientos dentales mediante fuerzas ejercidas por alambres que van conectados a ellos.<sup>13</sup>

Los aparatos ortodóncicos son dispositivos utilizados en la odontología para la corrección de problemas esqueléticos maxilares, también de alineación y posicionamiento de dientes y la mandíbula.

Los brackets metálicos se posicionan y fijan en cada diente, estos brackets son de mayor elección debido a la durabilidad y disposición. Suelen ser de acero inoxidable, ya que presentan una alta rigidez, resistencia a la corrosión y biocompatibilidad.<sup>14</sup>

Las partes de los brackets con aletas gemelas: (Figura 2)

- Una base con dos caras, una lisa que va soldada al cuerpo del bracket y otra cara con configuración en malla, para una mayor adhesión a la superficie del esmalte.
- Una ranura donde se posicional alambre.
- Aletas o ganchos, donde pueden fijarse los elásticos, módulos elásticos, ligaduras, dispositivos, etc.<sup>15</sup>



**Figura 2.** Partes de un bracket<sup>16</sup>

La adhesión de aparatología ortodóncica fija ha evolucionado desde la introducción de la técnica de grabado ácido por Buonocore en 1955<sup>1</sup>. De ahí partimos para decir que el éxito clínico del tratamiento depende de una interfaz biomecánica entre el esmalte dental, el agente cementante y la base del bracket.

### 3.2.1 El protocolo de adhesión de brackets desde una perspectiva técnica:

1. **Preparación de superficie y profilaxis:** se comienza eliminando la placa dentobacteriana mediante una profilaxis con piedra pómez y agua, indispensable el evitar utilizar pastas profilácticas que contengan flúor, ya que se puede disminuir la energía superficial del esmalte, interfiriendo así con la penetración de los monómeros de resina.
2. **Acondicionamiento del Esmalte:** también llamado grabado ácido, se aplica ácido fosfórico al 37% durante un periodo de 15 a 30 segundos. Esto nos crea microporosidades ya que disuelve selectivamente las cabezas o colas de los prismas del esmalte.
  - **Lavado:** con abundante agua y por el mismo tiempo o el doble de aplicación se retira completamente el ácido
  - **Secado:** aquí el esmalte debe de presentar un aspecto blanco opaco, se aplica aire libre de aceite sobre la superficie grabada.

3. **Aplicación de sistema adhesivo:** mediante un microaplicador se coloca una fina capa de adhesivo hidrofóbico sobre la superficie ya grabada. Este adhesivo penetra las microporosidades por capilaridad, formando así “tags” de resina que proporcionan la retención mecánica. Se aplica ligeramente aire libre de aceite con la finalidad de adelgazar la capa de adhesivo y asegurar una correcta y uniforme distribución del material.
4. **Cementación y posicionamiento:** utilizando una resina compuesta (composite), se aplica una ligera cantidad en la base del bracket, este se posiciona sobre la cara vestibular/lingual del diente, dependiendo el caso, siguiendo los ejes longitudinales, una vez posicionado se aplica una presión firme para así hacer que los excedentes de resina fluyan hacia los bordes y así permitir su eliminación mediante un explorador antes de la fotopolimerización. Esto con la finalidad de evitar la acumulación de placa dentobacteriana posterior a la colocación.
5. **Fotopolimerización:** para este paso se debe de utilizar una lámpara LED de alta intensidad. La luz debe de incidir desde las caras mesial y distal del bracket para así asegurar que las ondas de luz atraviesen el adhesivo por debajo de la base metálica, así asegurándonos que el polímero alcance su grado de conversión óptimo.<sup>17</sup>

### 3.3 Sistemas adhesivos

Desde que Bounocore en 1955 introdujo el concepto del tratado del esmalte para la alteración de sus propiedades químicas y así permitir una mejor adhesión de los materiales restauradores, la odontología adhesiva ha ido en incremento, ya que los biomateriales han ido en mejora de sus componentes y simplificación de su técnica de procedimiento clínico.<sup>7</sup>

Según Norling en 2004 propone que la adhesión dental debe de cumplir con 3 objetivos, los cuales son:

- Conseguir una retención adecuada y duradera.

- Conservar la mayor parte de estructura dentaria.
- Evitar las microfiltraciones.<sup>18</sup>

### 3.3.1 Mecanismos de adhesión

La adhesión es un fenómeno mediante el cual 2 superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales.

Estas fuerzas pueden ser de valencia química ya sean primarias o secundarias o también pueden ser fuerzas micromecánicas.<sup>19</sup>

El fundamento de la adhesión radica en que cuando 2 superficies están en íntimo contacto, las moléculas de una superficie se adhieren o se insertan en las moléculas de la otra.<sup>20</sup>

Existen 2 mecanismos de adhesión dental, los cuales son:

#### 3.3.1.1 Mecanismo químico

Se produce cuando 2 superficies están en íntimo contacto y sus átomos son capaces de unirse mediante algún tipo de enlace atómico el cual puede ser primario (iónico, covalente, metálico) o secundario (Fuerzas de Van der Waals)

- **Enlaces primarios:**
  - **Iónico:** aquí se da la transferencia de electrones de los átomos que tienen poca cantidad de electrones de valencia a otros átomos que necesitan pocos electrones para ser completados, logrando así una estructura baja en energías, estos enlaces se presentan mayormente en los materiales cerámicos.
  - **Covalente:** se presenta la atracción de 2 átomos de un material para compartir así electrones, estos enlaces se presentan en materiales plásticos.

- **Metálico:** se les denomina metales a aquellos materiales que están constituidos por iones de carga positiva y una nube de electrones libres y se unen por medio de una unión electrostática.
- **Enlace secundario:**
  - **Fuerzas de Van der Waals:** constituyen las fuerzas intermoleculares que dan cohesión a la estructura. Dentro de los diferentes tipos de estas fuerzas encontramos:
    - **Fuerzas de Keesom:** se producen debido a la interacción directa de los dipolos permanentes en moléculas vecinas de dos o más compuestos polares, en los cuales los dipolos se orientan para disminuir su energía interna y así poder lograr una atracción máxima.
    - **Fuerzas de Debye:** se puede dar entre moléculas polares y no polares, y en este caso, en el momento del dipolo de la primera se induce un dipolo en la segunda, esto es porque en su campo electrostático existe atracción entre moléculas polares y los dipolos inducidos.
    - **Fuerzas de dispersión de London:** existe una fuerza de atracción entre los dipolos instantáneos y los inducidos.
    - **Puentes de hidrógeno:** se da un caso especial de intersección dipolo-dipolo y en esta unión está involucrado el hidrogeno. Se da entre 2 moléculas en las cuales cada una está constituida por un átomo o grupo altamente electronegativo como lo puede ser el flúor u oxígeno y uno más átomos de hidrogeno.<sup>20</sup>

### 3.3.1.2 Mecanismo micromecánico

Aquí es cuando el adhesivo entra en contacto con alguna superficie irregular, que sea retentiva, dando lugar a que el adhesivo quede atrapado en el interior de las irregularidades. Aquí hay 2 factores para que se presente un mecanismo micromecánico; el primero es que se presente un diseño retentivo de las irregularidades y otro es el rozamiento entre las 2 superficies.<sup>21</sup>

### 3.4 Disilicato de Litio.

El disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) es una cerámica vítrea con una microestructura cristalina con propiedades ópticas superiores, adicionalmente, posee una resistencia mecánica capaz de soportar cargas oclusales.

El proceso de obtención del disilicato de litio radica en la cristalización controlada de un vidrio precursor. Su estado inicial también llamada “fase azul” (metasilicato de litio  $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) presenta una dureza reducida que facilita el fresado mediante sistemas CAD/CAM. Tras el procesado térmico a temperaturas de  $840^\circ\text{C}$  a  $850^\circ$  procede a la transformación hacia disilicato de litio. Aquí la microestructura ya presenta una composición del 70% de cristales aciculares entrelazados.<sup>22</sup>

Dentro de sus propiedades químicas se encuentra que el disilicato de litio es una matriz de sílice dopada con óxidos de litio, potasio y fósforo. Tiene una naturaleza grabable, lo cual nos dice que puede ser tratado con ácido fluorhídrico (HF), el cual disuelve selectivamente la fase vítrea y expone los cristales de disilicato. Esta reacción química permite que se cree una superficie retentiva donde en combinación con un agente de acoplamiento como lo es el silano nos permite una adhesión tanto química como micromecánica.

Hablando de las propiedades físicas del disilicato de litio encontramos que están optimizadas para asemejar el comportamiento del diente natural.

Su módulo de elasticidad (95 GPa) permite dar rigidez, pero a su vez permite también una transferencia de carga que no compromete a la dentina remanente.

Ópticamente, el disilicato de litio presenta una translucidez controlada, esto gracias a la coincidencia de los índices de refracción entre la fase cristalina y la fase vítrea.<sup>23</sup>

### 3.4.1 Protocolo de adhesión del disilicato de litio.

- **Acondicionamiento de la superficie del disilicato de litio:** Este paso se refiere al tratamiento de la superficie de la restauración para lograr un patrón de microrrugosidades que nos puedan aumentar el área superficial de contacto.
  - **Grabado ácido:** se realiza mediante la aplicación de ácido fluorhídrico (HF) al 5% o 9.5% durante 60 segundos (dependiendo de la concentración y especificaciones del fabricante). Durante este paso se disuelve selectivamente la fase vítrea (matriz de sílice) exponiéndonos así los cristales de disilicato de litio.
  - **Limpieza:** Se debe de realizar un enjuague con abundante agua durante el mismo tiempo de grabado, con esto eliminamos los residuos de sales de fluorosilicato que nos puedan inhibir la adhesión. En este paso se recomienda el uso de ácido fosfórico al 37% por 60 segundos. Posteriormente se debe de realizar el secado con aire libre de aceite hasta obtener la superficie totalmente seca.
- **Activación química (silanización):** ya que se tiene la superficie limpia y seca se procede a la aplicación del agente de unión que es el silano (metacriloxipropiltrimetoxisilano). El silano actúa como un agente de acoplamiento biofuncional que forma enlaces covalentes de tipo 9 siloxano (Si-O-Si) con el sílice de cerámica y así se copolimeriza con la matriz orgánica de los cementos de resina. Se aplica una capa con un microaplicador en toda la superficie y se deja evaporar el solvente.
- **Cementación resinosa:** aquí se lleva a cabo la utilización de cementos de resina de polimerización dual o fotopolimerizables.<sup>24</sup>

Alternativamente, en el protocolo anteriormente descrito se puede sustituir el silano con alguno de los acondicionadores “universales” (para diversos materiales de restauración) disponibles en el mercado, que se componen de metacrilato de silano

(para disilicato de litio), 10-Metacriloiloquidecil dihidrógeno fosfato o “10-MDP” (para óxido de zirconio) y metacrilato sulfúrico (para aleaciones metálicas). Para el odontólogo, las ventajas de los acondicionadores universales son la facilidad de uso y el costo más bajo que el adquirir cada acondicionador por separado.<sup>25</sup>

### 3.5 Índice de Adhesivo Remanente.

El índice de adhesivo remanente (ARI por sus siglas en inglés) permite evaluar los residuos de adhesivo en la superficie dental de la siguiente manera:

ARI	Definición
0	No hay remanente adhesivo en la superficie dental
1	Menos de la mitad del remanente adhesivo en la estructura dental
2	Más de la mitad del remanente adhesivo en la estructura dental
3	Todo el resto de remanente adhesivo permanece en la estructura dental

**Tabla 1.** Clasificación de Índice ARI<sup>26</sup>.

La evaluación ARI es esencial para validar los nuevos sistemas de grabado, eficacia de los brackets y el uso de adhesivos universales. Una puntuación de ARI elevada nos sugiere que la fuerza de adhesión al esmalte superó la resistencia interna del material o la unión a la base del bracket, lo cual es deseable para prevenir daños iatrogénicos permanentes en la superficie dental.<sup>27</sup>

#### 4. Planteamiento del Problema

La odontología restauradora ha experimentado una revolución con la introducción del **disilicato de litio ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ )**, un material que equilibra una estética excepcional con una resistencia flexural de aproximadamente 360 a 400 MPa. Debido a estas propiedades, es común encontrar pacientes que requieren tratamiento ortodóntico y ya poseen coronas o carillas de este material. Sin embargo, la adhesión de aparatología fija (brackets) sobre superficies cerámicas presenta desafíos mecánicos y químicos significativos.

A diferencia del esmalte dental, que se compone principalmente de hidroxiapatita, el disilicato de litio es una cerámica con una fase vítrea que requiere un protocolo de acondicionamiento específico: el grabado con **ácido fluorhídrico (HF)** seguido de la silanización. El problema surge en la variabilidad clínica de estos protocolos. Un grabado insuficiente resulta en un descementado prematuro del bracket bajo las cargas masticatorias o las fuerzas activas del arco (niveles de 6 a 8 MPa), mientras que un grabado excesivo puede debilitar la estructura de la restauración o causar daños estéticos irreversibles tras el retiro de la aparatología.

En la práctica ortodóntica, no existe un consenso absoluto sobre si las fuerzas de adhesión alcanzadas en el disilicato de litio bajo protocolos estandarizados son equivalentes, superiores o peligrosamente mayores a las del esmalte dental. La falta de datos precisos sobre la resistencia al cizallamiento (SBS) genera incertidumbre sobre la integridad de las restauraciones al finalizar el tratamiento.

#### Pregunta de Investigación

**¿Cuál es la resistencia al descementado de los brackets metálicos adheridos a restauraciones de disilicato de litio al emplear una máquina de ensayo universal, y cómo se comparan estos valores con la resistencia en esmalte dental humano?**

## 5. Justificación

La presente investigación es fundamental debido al incremento de la "ortodoncia en el paciente adulto". La necesidad de adherir brackets a materiales cerámicos ya no es una excepción, sino una constante en la consulta diaria.

Establecer la resistencia en Megapascales (MPa) permite al ortodoncista seleccionar el sistema adhesivo adecuado. Si la fuerza de adhesión es muy baja, habrá fallas constantes; si es excesiva (por encima de los 14-16 MPa), el riesgo de fracturar el disilicato de litio durante el "debonding" aumenta drásticamente.

El uso de una **máquina de ensayo universal** garantiza la objetividad de los datos. Al estandarizar la velocidad de carga a **1 mm/min**, se permite que los resultados sean comparables con la literatura científica internacional, facilitando la creación de guías clínicas basadas en evidencia.

La comparación directa con el esmalte dental humano es crucial. El esmalte es el referente biológico de éxito; entender las diferencias mecánicas entre la adhesión a un tejido natural y a una cerámica vítrea permite optimizar los tiempos de grabado y el uso de agentes de acoplamiento (silanos).

## 6. Hipótesis

- **Hipótesis de Trabajo (H1):** La resistencia al descementado de los brackets metálicos adheridos al disilicato de litio mediante grabado con ácido fluorhídrico, silano y acondicionador de superficies superará los parámetros de 6 a 8 MPa, situándose en un rango comparable o superior a los valores en esmalte dental humano.
- **Hipótesis Nula (H0):** No existe una diferencia significativa en la fuerza de adhesión al descementado entre el protocolo aplicado al disilicato de litio y los estándares de adhesión al esmalte dental, o bien, los valores obtenidos son inferiores al mínimo clínico aceptable.

## **7. Objetivos**

### **7.1 Objetivo General**

Evaluar cuantitativamente la resistencia al descementado de brackets de ortodoncia adheridos a dientes naturales, así como a disilicato de litio, expresada en Megapascales.

### **7.2 Objetivos Específicos**

1. Medir la fuerza máxima de desprendimiento en 15 muestras (5 dientes naturales, 10 coronas de disilicato de litio) utilizando una máquina de ensayo universal a una velocidad constante de 1 mm/min.
2. Calcular la resistencia adhesiva en Megapascales (MPa) dividiendo la fuerza de carga por el área de la superficie de la base del bracket.
3. Determinar mediante la observación el Índice de Remanente de Adhesivo (ARI).
4. Contrastar los valores obtenidos con los datos bibliográficos referentes a la resistencia al descementado de brackets sobre esmalte dental humano para establecer la seguridad clínica del protocolo.

## **8. Metodología**

Diseño de estudio: experimental, comparativo y transversal.

Universo: Un total de 25 premolares humanos extraídos y 55 coronas de disilicato de litio se analizaron para seleccionar 5 muestras experimentales por grupo (GI=5, GII=5, GIII=5).

Muestra: Se utilizaron 15 muestras divididas en 3 grupos:

- a) GI= 5 dientes naturales con protocolo “gold standard”,
- b) GII= 5 coronas de disilicato de litio con protocolo 1, y
- c) GIII= 5 coronas de disilicato de litio con protocolo 2.

### **8.1 Criterios**

#### **Inclusión:**

1. Premolares humanos extraídos por indicación ortodóncica con previo consentimiento.
2. Premolares humanos libres de defectos estructurales en esmalte y sin presencia de caries.
3. Coronas de disilicato de litio que hayan concluido el proceso de manufactura (laboratorio).
4. Coronas de disilicato de litio que a la inspección visual no presenten fisuras, fracturas, reparaciones o cambios de coloración.
5. Coronas de disilicato de litio que no hayan tenido más de 6 meses de almacenamiento desde su manufactura.
6. Coronas de disilicato de litio que no hayan sido probadas o colocadas en paciente (evitar manipulación de ajuste).

#### **Exclusión:**

1. Incrustaciones o carillas de disilicato de litio.
2. Coronas de disilicato de litio con un grosor menor a 1 mm. en tercios cervical y medio.

3. Coronas de disilicato de litio que a la inspección visual contengan un exceso de caracterización (capa gruesa de stain).
4. Premolares humanos que no hayan sido almacenados adecuadamente (Timol al 0.01% y Refrigeración a 4°C).
5. Premolares humanos con restauraciones en cara vestibular.

**Eliminación:**

1. Aquella muestra que se contamine o se fracture durante el proceso de preparación o en el proceso de descementado.
2. Premolares que no hayan tenido un correcto almacenamiento.

**8.2 Materiales**

- Bata de laboratorio
- Guantes de nitrilo
- Cubrebocas
- Lentes de protección
- Órganos dentarios humanos extraídos
- Coronas de disilicato de litio
- Cepillos de profilaxis
- Microaplicadores
- Pinzas portabackets
- Godete de vidrio
- Explorador
- Espátula 7A
- Moldes de silicona
- Micromotor para laboratorio dental Modelo “Saeshin Strong 90”, Corea
- Acrílico Rosa Rápido Nic Tone tono RV2. México
- Monómero Líquido Rápido Nic Tone. México
- Pasta para profilaxis libre de flúor “Viarden”, México
- Brackets metálicos de acero inoxidable “Azdent Mini Roth 0.022”, China
- Ácido ortofosfórico al 35% “Ultra-Etch de Ultradent”. EUA

- Ácido fluorhídrico en gel al 9% “BJM Lab Porcelain Etch”. Israel. 2SYR004 Rev. 6 12.2022
- Silano “BJM Lab Porcelain Silane”. Israel. Lot. 4234-03PFXSMX
- Acondicionador “Ivoclar Vivadent Monobond N”. Liechtenstein. Lot Z03RXJ
- Adhesivo “3M Unitek Transbond XT”. EUA. Lot. 10341618
- Resina ortodóncica “3M Unitek Transbond XT”. Monrovia, CA 91016 EUA. Lot. 10439246
- Lámpara de fotocurado “Eighteeth CuringPen-X”. Changzhou, Jiangsu, China. Ref. 6580076
- Máquina de ensayo universal. “Shimadzu Autograph AGS-X”, Japón

### **8.3 Preparación de las muestras.**

Se obtuvieron 25 premolares humanos extraídos por razones ortodóncicas con previo consentimiento informado los cuales fueron refrigerados a 4°C en una solución de Timol al 0.01% para mantener hidratados y evitar el crecimiento bacteriano hasta su manipulación, de los cuales fueron seleccionados 5 mediante los criterios de inclusión.

Se seleccionaron 10 coronas de disilicato de litio de un total de 55 muestras obtenidas.

#### **Montaje en polimetil-metacrilato (PMMA)**

Se realizó la fijación y montaje en PMMA para la prueba de descementado de las 15 muestras empleando moldes de silicona para contener la base (Figura 3).



**Figura 3.** Montaje de muestras para prueba de descementado

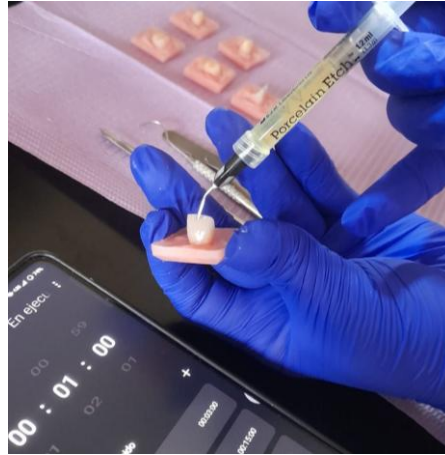
### **Dientes naturales**

**Limpieza.** Se limpiaron las coronas con una pasta para profilaxis libre de flúor “Viarden” y se secaron con aire libre de aceite.

**Acondicionamiento.** Se colocó ácido ortofosfórico al 35% “Ultra-Etch de Ultradent” durante 20 segundos y posteriormente se lavó con agua y aire durante 20 segundos, acto seguido se secó con aire libre de aceite.

### **Coronas de disilicato de litio**

**Acondicionamiento químico.** Se colocó en las 10 muestras ácido fluorhídrico en gel al 9% “BJM Lab Porcelain Etch” sobre la superficie y se dejó actuar durante 60 segundos, se lavó con abundante agua hasta eliminar todo residuo y se pudo observar la superficie con un color blanco opaco (Figura 4).



**Figura 4.** Acondicionamiento de superficie

En 5 muestras se aplicó en la superficie una capa de silano “BJM Lab Porcelain Silane” utilizando un microaplicador y se dejó actuar durante 60 segundos, posteriormente se le aplicó aire libre de aceite durante 10 segundos (Figura 5).



**Figura 5.** Acondicionamiento con silano

En 5 muestras se aplicó en la superficie una capa de acondicionador “Ivoclar Vivadent Monobond N” utilizando un microaplicador y se dejó actuar durante 60 segundos posteriormente se le aplicó aire libre de aceite durante 10 segundos (Figura 6).



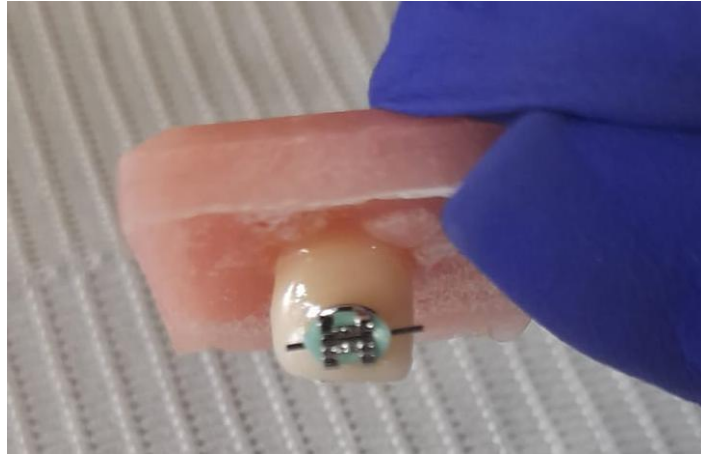
**Figura 6.** Acondicionamiento con Monobond N

**Adhesión de aparatología fija en dientes naturales y coronas de disilicato de litio.** Se colocó adhesivo “3M Unitek Transbond XT” en la superficie de las 15 muestras, posteriormente se empleó aire libre de aceite aplicando gentilmente para dejar una capa fina y delgada. Se dispensó resina ortodóncica “3M Unitek Transbond XT” sobre la malla del bracket metálico (3.5 mm altura por 4 mm de ancho) y se posicionó con una fuerza controlada para estandarizar el espesor de la película de resina mediante unas pinzas portabackets sobre la superficie del diente. Enseguida, se fotopolimerizó con lámpara de fotocurado “Eighteeth CuringPen-X” durante 5 segundos por cada borde del bracket (20 segundos en total) a una potencia de 1,200 mW/cm<sup>2</sup>. Para la prueba al descementado se colocó en la ranura una barra de alambre de acero inoxidable de calibre 0.017”X0.025” de 12 mm de longitud mediante una ligadura elástica (Figura 7).

De acuerdo con la información anterior, los 3 protocolos de adhesión realizados en las muestras se pueden resumir de la siguiente manera:

<b>Tipo de Muestra</b>	<b>Protocolo</b>	<b>Materiales</b>
Dientes naturales (GI)	Gold Standard	H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> +Adhesivo+Resina
Coronas de disilicato de litio (GII)	Protocolo 1	HF+Silano+Adhesivo+Resina
Coronas de disilicato de litio (GIII)	Protocolo 2	HF+Monobond N+Adhesivo+Resina

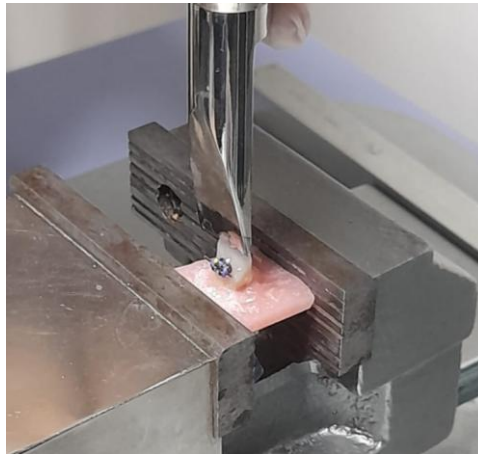
**Tabla 2.** Protocolos de adhesión realizados



**Figura 7.** Adhesión de aparatología fija ortodóncica

### **Resistencia al Descementado:**

Las muestras se sometieron a una prueba de cizallamiento en una máquina de ensayo universal "Shimadzu Autograph AGS-X". La celda de carga aplicó una fuerza sobre la interfase corona-adhesivo-bracket, incidiendo a una velocidad de **1 mm/min**. La máquina registró la fuerza aplicada en Megapascales (MPa) al momento exacto del descementado (Figuras 8, 9 y 10).



**Figura 8.** Prueba de resistencia al descementado

## 8.4 Operacionalización de las variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
<b>Dependiente</b>					
<b>Resistencia al descementado</b>	Fuerza necesaria para el desalojo de un bracket adherido.	Megapascuales requeridos para desalojar un bracket adherido a un órgano dentario o corona de disilicato de litio	Cuantitativa	Continua	MPa
<b>Independientes</b>					
<b>Bracket metálico</b>	Dispositivo ortodóncico fijo	Aparato fijo de ortodoncia empleado para el movimiento dental	Cualitativa	Nominal	Nominal
<b>Corona de disilicato de litio</b>	Restauración dental compuesta de cerámica y vidrio	Material protésico que sustituye la estructura dentaria perdida	Cualitativa	Nominal	Nominal
<b>Silano</b>	Promotor de adhesión química entre resinas y materiales de restauración indirecta a base de sílice o recubiertos de sílice	Agente de unión que forma una capa químicamente compatible entre resinas y restauraciones a base de sílice o recubiertos de sílice	Cualitativa	Nominal	Nominal

<b>Monobond N</b>	Acondicionador que permite adhesión de restauraciones de todo tipo de superficies	Agente de unión que promueve una fuerte adhesión al óxido de zirconio, vitrocerámicas y aleaciones metálicas	Cualitativa	Nominal	Nominal
-------------------	---	--	-------------	---------	---------

## 8.5 Análisis estadístico

Se realizó una prueba de normalidad Smirnov-Kolmogorov determinando que era viable realizar pruebas no paramétricas (Kruskal-Wallis y Chi Cuadrada)

Por lo que se realizó una prueba de Kruskal-Wallis para comparar medias de 3 grupos experimentales y una prueba de Chi cuadrada para comparar valores teóricos (índice) con los valores obtenidos, ajustando para ambas pruebas a un valor de  $p \leq 0.05$  para el hallazgo de diferencias estadísticamente significativas.

Las pruebas estadísticas se realizaron a través del software “IBM SPSS Statistics Versión 23 en español”.

## 8.6 Consideraciones bioéticas

De acuerdo con los principios establecidos en el artículo 17 del reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud, esta investigación se considera de riesgo tipo II, ya que consistió en un estudio experimental *in vitro* en el que se utilizaron órganos dentarios humanos permanentes y extraídos, específicamente premolares superiores e inferiores. En cumplimiento de los aspectos mencionados en la declaración de Helsinki, este estudio se desarrolló conforme a los siguientes criterios:

- El conocimiento que se pretende producir no puede obtenerse por otro medio idóneo, por lo que se justifica la realización de este estudio en órganos dentarios humanos, tomando en cuenta siempre la relevancia que el estudio tiene para la sociedad y la salud pública; considerando en todas sus etapas la normativa de la Ley General de Salud y los aspectos establecidos en la declaración de Helsinki.
- Se otorgó el consentimiento informado por escrito de donación de órganos dentarios de acuerdo con los parámetros establecidos en el artículo 20, 21 y 22 del reglamento de la Ley General de Salud en materia de investigación para la salud.

## 9. Resultados

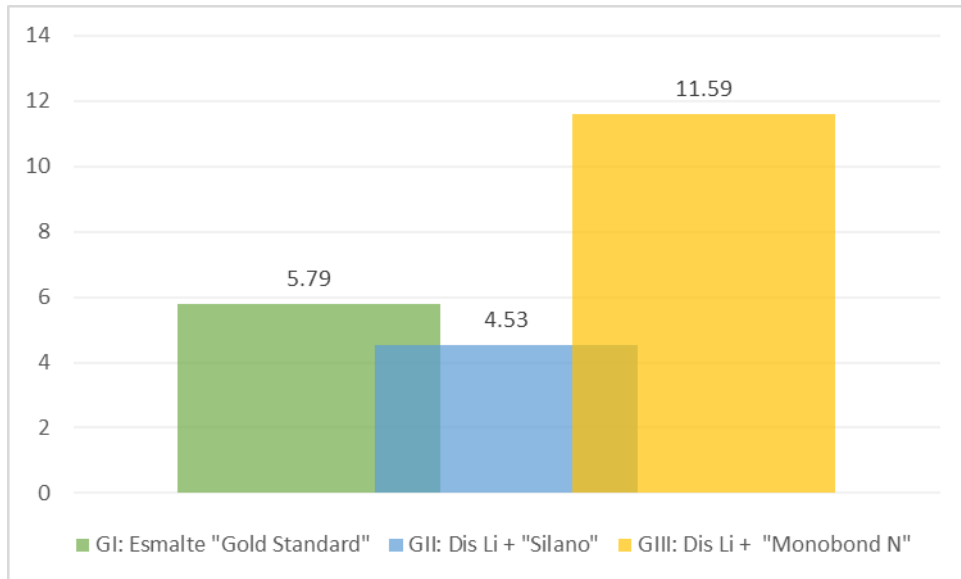
Los resultados obtenidos en laboratorio se presentan mediante estadística descriptiva calculada a través del software “IBM SPSS Statistics Versión 23 en español” arrojando los siguientes datos (Tablas 3 y 4 y gráfico 1):

**Tabla 3.** Resultados de las pruebas de resistencia al descementado

No. de muestra	MPa	Ari	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	Kruskal-Wallis* (MPa)	Chi cuadrada*
Grupo I (Esmalte. Protocolo: Gold Standard)								
1	5.63	3	5.79	.79	5.05	6.93	A p=1	A p=0.001
2	6.93	0						
3	5.05	1						
4	6.24	0						
5	5.10	2						
Grupo II (Disilicato de litio. Protocolo 1: Ácido fluorhídrico+silano)								
1	2.64	0	4.53	2.02	2.64	7.68	A p=1	B p=0.001
2	5.27	1						
3	3.09	0						
4	3.97	0						
5	7.68	0						
Grupo III (Disilicato de litio. Protocolo 2: Ácido fluorhídrico+Monobond N)								
1	18.56	0	11.59	4.16	7.34	18.56	B p=0.004	C p=0.001
2	10.64	0						
3	10.96	0						
4	7.34	0						
5	10.45	0						

\*Letras diferentes representan diferencias estadísticamente significativas  $p \leq 0.05$

**Gráfica 1.** Promedio de la resistencia al descementado expresada en MPa

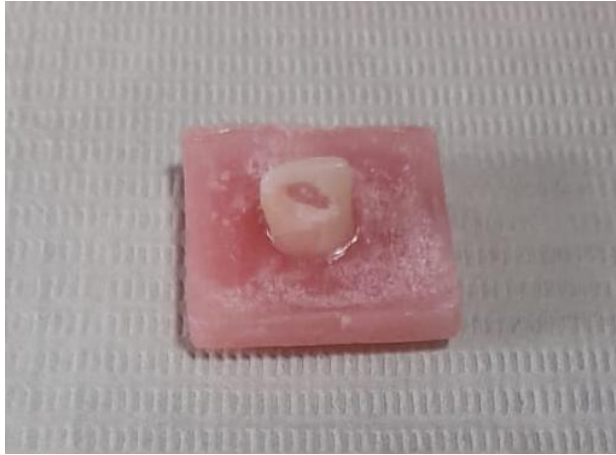


**Tabla 4.** Índice ARI observado

Índice ARI	N observado
0=Sin Adhesivo	11
1=Menos del 50% adhesivo	2
2=Mas del 50% adhesivo	1
3=100% de adhesivo	1
<b>Total</b>	<b>15</b>



**Figura 9.** Descementación de bracket en corona de disilicato de litio



**Figura 10.** Fractura de corona de disilicato de litio tras descementación de bracket adherido con Monobond N

## 10. Discusión

La creciente demanda de los pacientes por tratamientos de mayor estética y durabilidad ha hecho que la odontología se modernice día con día. Ante esta demanda como lo menciona Zarone, F, *et al.* (2019)<sup>28</sup> indica que fueron introducidas las prótesis de disilicato de litio que presentan propiedades físicas y químicas que lo han colocado como un material de elección para personas que buscan mejorar su salud bucal, pero manteniendo una buena estética.

Ahora, la integración del tratamiento ortodóncico en pacientes con rehabilitaciones protésicas de disilicato como lo menciona Ajlouni, R., *et al.* (2011)<sup>29</sup> plantea un dilema biomecánico crítico para el clínico en odontología, puesto que se necesita obtener una fuerza de adhesión suficiente para resistir así las cargas masticatorias y las fuerzas del arco para así lograr el movimiento dental, pero sin llegar a comprometer la integridad estructural de la corona durante el descementado del bracket.

Los hallazgos de esta investigación sugieren que el protocolo de acondicionamiento de la cerámica es el determinante principal para generar una sinergia en el procedimiento de adhesión de aparatología fija metálica en ortodoncia. De acuerdo con lo reportado por Anchieta *et al.* (2015)<sup>24</sup>, el grabado ácido mediante ácido fluorhídrico genera una energía superficial adecuada para la imbricación micromecánica, pero a su vez, si se tiene una exposición prolongada puede llegar a debilitar la matriz vítrea de la corona de disilicato de litio. En este estudio, las fallas que se observaron fueron principalmente cohesivas en la interfaz adhesivo-bracket, lo que coincide con los principios de Artun y Bergland (1984)<sup>30</sup> donde se busca una preservación del sustrato cerámico.

Un punto de divergencia en la literatura académica reside en el uso de monómeros funcionales. Ya que mientras el uso del silano es el estándar convencional, el llegar a incorporar adhesivos con 10-MDP ha demostrado en concordancia con Chen y Suh (2013)<sup>31</sup> una mayor estabilidad hidrolítica. Esto es de relevancia específicamente en coronas de disilicato de litio, debido a que la degradación de la

capa híbrida en el medio oral se puede ver alterada y conducir a un descementado prematuro del bracket dándonos así un incremento en los tiempos de tratamiento y costos operativos.

A pesar de las ventajas que nos ofrece el monómero 10-MDP en cuanto a la estabilidad de la interfaz adhesiva, existe también una preocupación acerca de los riesgos asociados a una fuerza de unión excesiva en la superficie cerámica. Esto debido a que una adhesión que supere los umbrales de resistencia cohesiva del disilicato de litio puede resultar negativa durante el proceso de descementación. Según lo discutido por Bishara *et al.* (1999)<sup>32</sup>, cuando una fuerza de unión excede los 10-15 Mpa se produce el riesgo de fractura estructural en la cerámica vítrea al momento del desprendimiento.

El 10-MDP al establecer enlaces iónicos sumamente estables con el componente de restauración puede desplazar el modo de falla de la interfaz hacia la superficie de disilicato de litio, lo que nos implica que en lugar de obtener un desprendimiento limpio se produzca una fragmentación de material cerámico adherido a la base del bracket.

Los resultados obtenidos en este trabajo de investigación indican que la resistencia al descementado de brackets fue significativamente mayor en las coronas de disilicato de litio al acondicionar la superficie con “Monobond N” presentando una resistencia promedio de 11.59 MPa que al acondicionar la superficie de las coronas de disilicato de litio con silano donde se observó una resistencia promedio de 4.53 MPa, lo cual no presentó una diferencia estadísticamente significativa respecto al protocolo de adhesión “gold standard” realizado en esmalte que presentó una resistencia promedio de 5.79 MPa.

Grandhi *et al.* <sup>33</sup> en uno de sus artículos, citan a Reynolds quien considera que resistencias de unión de 5.9 a 7.8 MPa son suficientes para la mayoría de los casos clínicos de ortodoncia.

Finalmente, al analizar el índice de Adhesivo Remanente (ARI), se observó que el riesgo de fractura de la corona de disilicato durante el descementado es significativamente mayor que en el esmalte natural, esto cuando se utilizó “Monobond N”, esto debido a que la resistencia de unión se acerca considerablemente a la resistencia de fractura de la cerámica. Es por eso que autores como Bishara y Trulove (1990)<sup>34</sup> enfatizan en que el éxito del protocolo de adhesión no radica solamente en que la aparatología ortodóncica no se caiga, sino que el proceso de remoción devuelva la restauración de disilicato de litio a su estado estético original sin presentar algún defecto estructural.

El diseño de este estudio evidencia hallazgos importantes en el rubro de adhesión de aparatología fija de ortodoncia a disilicato de litio, sin embargo, es conveniente realizar más estudios con una muestra más amplia para corroborar el comportamiento observado en cada protocolo de adhesión, así como incluir más variables y materiales en los protocolos con el fin de encontrar el más conveniente a las distintas necesidades clínicas.

## **11. Conclusión**

Se determinó que la resistencia al descementado obtenida en el grupo I en esmalte es similar a la reportada en la literatura como suficiente en la ortodoncia clínica.

Se observó que el grupo III mostró la mayor resistencia al descementado cuando se empleó el Monobond N en la superficie de disilicato de litio como acondicionador, lo cual puede ser de utilidad al clínico en ortodoncia en caso de requerir tracción significativa en molares con tales restauraciones que presenten adecuado grosor y resistencia, sin embargo, se debe analizar si es conveniente el uso del Monobond N en restauraciones con un grosor menor a 1 mm debido al riesgo de fractura de la restauración al momento del descementado de la aparatología.

Adicionalmente, el protocolo empleado en el GII (grabado y silanización) del disilicato de litio proporciona una resistencia al descementado sin diferencia estadística significativa al protocolo gold standard realizado en esmalte dental.

Por lo tanto, se concluye que ambos protocolos son deseables para el uso en clínica siempre y cuando se considere la fuerza de adhesión que presenta cada uno de los grupos estudiados.

## 12. Referencias bibliográficas

1. Medina M, Grabe de Prieto A, Zamudio M. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatología*. 2015; 17(26):36-46.
2. Freedman G, Kaver A, Leinfelder K, Afrashtehfar K. Sistemas adhesivos dentales. 7 generaciones de evolución. *Dental Tribune*. 2017, Octubre.;14(10):16-20.
3. Osmar A, Chanes-Cuevas OA. Sistema adhesivo a base de resina en ortodoncia: una perspectiva. *Rev Mex Ortod*. 2020;8(3):166-168.
4. Estrada-Sánchez M, López-García Á. El barrillo dentinario y su importancia en endodoncia. *RCOE*. 2019; 24(1):11-21.
5. Borgia E. Manejo de los sistemas adhesivos polimérico en esmalte y dentina. *Rev Fac Odontol Univ B Air*. 2021; 336(82):19-32.
6. López Palacios E, Solís Espinola G. Propiedades físicas de cuatro adhesivos para brackets. Estudio comparativo. *Rev Mex Ortod*. 2014; 2(1):32-37.
7. Mandri MN, Grabe de Prieto AA, Zamudio ME. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatología*. 2015; 17(26):50-56.
8. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. *Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental*. 3a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2009.
9. Rivera Velásquez CA, Ossa H A, Arola D. Fragilidad y comportamiento mecánico del esmalte dental. *Rev Ing Bioméd*. 2012; 6(12):10-16.
10. Reyes-Gasga J. Observación del esmalte dental humano con microscopia electrónica. *Rev Tamé*. 2013;1(3):90-96.

11. Gil-Chavarría I, Aguirre-Ariza P, Buceta-Martínez LJ, Cruz-Olivar M, Damián-Maldonado XJ, Delgado-Benitez A, et al. Los tejidos de los órganos dentales: Aspectos esenciales para la comprensión de la odontología científica forense. *Rev Digit Cienc Forense*. 2024.
12. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. *Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental*. 3a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2009.
13. Castro Salas, A. (2021). "Aparatología Fija de Autoligado en Ortodoncia Contemporánea" [Tesis de posgrado inédita]. Universidad Autónoma del Estado de México.
14. Cárdenas-Machuca HY, Granda-Reyes HJ, Marchena-Gómez XN, Sierra-Carbajal LA, Soldevilla-Galarza LC, Mattos-Vela MA. Aparatos ortodónticos fijos y el sistema de alineadores transparentes: una revisión comparativa. *Rev Cient Odontol (Lima)*. 2024;12(2):e198.
15. Recalde M. *Manual de colocación de brackets*. 2017.
16. Rojas J. Partes de un bracket. Dr. Jhon Rojas: *Ortodoncia Invisible*. 2020.
17. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, Huang GJ. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. 7th ed. St. Louis, MO: Elsevier; 2022
18. Norling BK. Adhesión. En: Anusavice KJ, editor. *Phillips Ciencia de los materiales dentales*. 11ª ed. Madrid: Elsevier; 2004. p. 381-398.
19. Vargas-Beltrán OA. Sistemas contemporáneos de adhesión en odontología. *Rev Fac Odontol Univ Antioq [Internet]*. 2004 [citado 6 may 2026];16(1-2):78-89.
20. Macchi RL. *Materiales dentales*. 4ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2007.

21. Bascones Martínez A, director. Tratado de odontología. Tomo II. 2ª ed. Madrid: Ediciones Avances Médico Dentales; 1998. p. 1324-1352.
22. Anusavice KJ, Shen C, Rawls RR, editores. Phillips' Science of Dental Materials. 13ª ed. St. Louis, MO: Elsevier; 2022.
23. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-235.
24. Anchieta RB, Machado LS, Santos PH, Giannini M, Soares CJ. Bonding to silicate ceramics: past and present of ethically and scientifically based protocols. *J Adhes Dent*. 2015;17(3):285-288.
25. Lenglerdphol S, Charasseangpaisarn T, Tiranalinvit N, Rachauppanan T, Hongtrakul C, Kiatsompop S, et al. Efficacy of Restorative Primers on the Shear Bond Strength of Polymer-infiltrated Ceramic Network to Resin Cement. *J Med Assoc Thai*. 2022;105(Suppl 3):S56-61.
26. Rojas V, Gómez MI, Sampaio C, Sáez M, Oyonarte R. Análisis comparativo in vitro de la resistencia adhesiva al cizallamiento de brackets metálicos adheridos a superficies dentarias tratadas con diferentes agentes blanqueadores. *Int J Interdiscip Dent*. 2021;14(1):17-21.
27. Oliver RG. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthopedics* [Internet]. 1988 [citado 6 may 2026];93(3):196-200.
28. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):134.
29. Ajlouni R, Dendaneen A, Fei YS, Al-Hamad K, El-Bathy N. The effect of preparation design on the breaking strength of lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2011;106(2):108-14.

30. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etching enamel treatment with separate bonding and filler components. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333-40.
31. Chen L, Suh BI. Effect of 10-MDP on the adhesion to zirconia and metal. *J Adhes Dent.* 2013;15(3):243-51.
32. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 1999;69(3):233-7.
33. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped.* 2001;119(3):251-5.
34. Bishara SE, Trulove TS. Comparison of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped.* 1990;98(2):145-53.