



**UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA  
AREA DE BIOMATERIALES ODONTOLOGICOS**

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DE  
RESTAURACIONES INDIRECTAS DE RESINA COMPUESTA CON Y SIN  
SILANIZADO PREVIO.**

**Francisco Javier Butorovic Pozo**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL:  
Profesor. Dr. Marcelo Bader Mattar**

**TUTOR ASOCIADO:  
Dr. Pedro Terrazas Soto**

**Santiago – Chile  
2012**

Dedicada al amor de mi vida...

Mi Esposa.

## AGRADECIMIENTOS

Es el fin de un largo camino, lleno de desafíos e incertidumbres, con dificultades pero también de grandes satisfacciones. En este momento quiero agradecer a todas aquellas personas que me acompañaron y tendieron una mano cada vez que las energías parecían agotarse, mismas personas que han estado presentes en los momentos de alegría por los logros obtenidos.

- A mi esposa María Angélica por su inmenso amor, esfuerzo y apoyo incondicional de siempre.
- A mi madre María Isabel, por todo su amor y cariño que ha roto todas las barreras y distancias.
- A mi Hermano Iván, por ser el mejor amigo, compañero y pilar fundamental en mi vida.
- Al Dr. Marcelo Bader y Dr. Pedro Terrazas por su paciencia y buena disposición para realizar este trabajo.
- A mis amigos Raúl, Carolina, Sebastián y Matías por su desinteresada colaboración con este trabajo.
- A mis amigos veterinarios, colegio y de la vida, por brindarme su amistad sincera y fraterna.
- A los amigos que ya partieron, Gustavo y Aldo, porque tengo la plena convicción que siempre desde arriba, junto a Dios me acompañaron en este largo camino.
- A mis amigos de carrera Scarlett, Andrés, Valentina, Fernando y Lisset por la posibilidad de conocerlos y brindarme su amistad.

## INDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
MARCO TEÓRICO.....	4
HIPÓTESIS.....	25
OBJETIVOS.....	25
MATERIAL Y METODO.....	26
RESULTADOS.....	34
DISCUSIÓN.....	41
CONCLUSIÓN.....	44
SUGERENCIAS.....	45
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	46
ANEXOS.....	52

## RESUMEN

La restauración estética y funcional de los tejidos dentarios perdidos constituye una gran preocupación en la actualidad. De allí que lograr restauraciones con mayor longevidad y resistencia constituye uno de los objetivos principales de la Odontología Restauradora. Una de las formas de lograrlo es a través de restauraciones indirectas, las cuales deben ser cementadas en la preparación cavitaria, para lo cual se requiere compatibilizarlas con el material de cementación. Para ello se preconiza el uso de silano sobre las restauraciones cerámicas, pero queda la duda de si cumple el mismo rol sobre resinas compuestas indirectas, motivo por el cual se desarrolló este estudio experimental in vitro, para determinar su efectividad sobre este tipo de materiales.

Treinta molares sanos fueron seccionados para obtener 60 mitades que fueron divididas en dos grupos. En las mitades vestibulares se cementó un cilindro de resina compuesta previo tratamiento con silano y en las palatinas se cementaron cilindros de Resina Compuesta sin tratamiento previo con el mismo material. Como medio de cementación se utilizó cemento Relyx ARC® (3M/ESPE). Luego de 48 horas, los cuerpos de prueba fueron sometidos a cargas de cizallamiento, en una maquina universal de ensayos, en el Instituto de Investigaciones y Ensayo de Materiales de la Universidad De Chile.

Los resultados demostraron distribución normal de los datos de cada grupo con el test de Shapiro Wilk. La media de la resistencia al cizallamiento del grupo con silanizado previo fue 21,7 Mpa (SD = 4,6), y la del grupo control fue de 18,1 Mpa (SD = 5,7). El análisis estadístico demostró que existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Finalmente se puede concluir que el uso del silano en el proceso de adhesión a resinas compuestas indirectas aumenta su resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento. Esto nos permitiría obtener una cementación de restauraciones indirectas más eficiente contribuyendo al éxito de ellas.

## INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido la caries dental como: “un proceso patológico localizado de origen multifactorial que se inicia después de la erupción dentaria, determinando el reblandecimiento del tejido duro del diente y que evoluciona hasta la formación de una cavidad”. Según un informe de esta organización del año 2004, la caries dental afecta entre el 60 y el 90 % de la población escolar y a la gran mayoría de los adultos.<sup>1, 2,3</sup>

La caries es una enfermedad infecciosa, transmisible, de carácter crónico producida por la concurrencia de bacterias específicas, un huésped susceptible y un ambiente adecuado, como es la cavidad oral.<sup>3</sup> La caries genera un deterioro sobre los tejidos duros de las piezas dentarias, que si no es detectado a tiempo provoca una desmineralización irreversible de los tejidos afectados, lo que lleva a un proceso sin auto reparación. Cuando esto se ha producido, el tratamiento más utilizado por los odontólogos es la remoción mecánica de los tejidos, tratando de que el remanente se mantenga sano. Esta alternativa terapéutica deja como secuela una preparación cavitaria, la que requiere ser restaurada, para permitir recobrar su morfología, función y estética, otorgando de esta manera salud y equilibrio al ecosistema bucal. Para cumplir este propósito, surgen los materiales dentales, los que con el tiempo han ido mejorando sus propiedades y características.<sup>2, 3,4</sup>

Los primeros materiales dentales usados para restaurar las piezas dentarias fueron metales como el oro y aleaciones como amalgama de plata, material extensamente usado en las restauraciones de las piezas posteriores debido principalmente a su fácil manejo, bajo costo, buen desempeño y duración clínica. Sin embargo, con el paso del tiempo los requerimientos estéticos y la contaminación producida por el mercurio llevaron a un aumento de la demanda por restauraciones más naturales desde el punto de vista de su similitud a las estructuras dentarias, apareciendo entre ellas las resinas compuestas, que corresponden a un polímero formado por una matriz orgánica, una fase inorgánica y una fase de acoplamiento entre ambas.<sup>5</sup>

Si bien las resinas compuestas son un excelente material de obturación, siguen teniendo problemas como un desgaste excesivo, tinciones, fracturas marginales, contracción del material producto de la polimerización, infiltración marginal y caries secundarias. El principal de estos problema es la contracción de polimerización, que genera una brecha entre el diente y la restauración, produciendo un desajuste e infiltración marginal, proceso mediante el cual penetran fluidos orales, bacterias, moléculas y/o iones a la interface entre la pared cavitaria y la restauración.<sup>5,6</sup>

Como una forma de disminuir la contracción de polimerización y evitar la formación de un desajuste marginal es que se realizan restauraciones indirectas de resina compuesta, las cuales se realizan fuera de boca por lo que la contracción de polimerización que sufren no se ve reflejada en la unión adhesiva de la restauración a la preparación cavitaria. Una vez terminada, es llevada a boca y debe ser cementada a través de un agente cementante. Con esta técnica se logran mejores propiedades mecánicas y un correcto ajuste a la preparación lo cual disminuiría los problemas de microfiltración y sus consecuencias.<sup>7</sup>

Para cementar las restauraciones de resinas compuestas indirectas el agente de cementación debe cumplir con ciertos requisitos como biocompatibilidad, delgada línea de cementación, baja viscosidad, resistencia mecánica, adhesión al diente y a la restauración, insolubilidad en el medio bucal, estabilidad de color en el tiempo, radiopacidad, fácil manipulación, entre otros.<sup>8</sup>

Para este propósito se utilizan los cementos en base a resina compuesta, los cuales son agentes cementantes con una composición similar a las resinas compuestas de restauración, pero con menor cantidad de relleno que les otorga una mayor fluidez.<sup>8,9</sup>

Para favorecer la unión entre el agente cementante y el material restaurador, se describe ampliamente el tratamiento de la superficie de la restauración, siendo extensamente documentado el procedimiento de asperizado mecánico y asperizado químico, entre otros.<sup>10-13</sup> Sin embargo, algunos

investigadores sugieren como tratamiento de superficie de la restauración polimérica, el uso de silano, dado sus conocidas propiedades como agente de acoplamiento en aplicaciones de recubrimiento para promover la adhesión entre las superficies inorgánicas y moléculas orgánicas. Por otra, parte investigadores han reportado variados índices de adhesión usando este agente de acople.<sup>13-17</sup>

En el proceso de silanización, la molécula de silano al ser bifuncional utiliza por un lado la porción inorgánica que posee en su superficie el material restaurador, la que está parcialmente expuesto y dispuesto a reaccionar con la porción silicofuncional del silano. Por otra parte, la porción organofuncional se une a la matriz orgánica de la resina una vez que esta ha sido polimerizada.<sup>13-17</sup>

El acoplamiento con silano se considera una técnica sensible. Entre los factores que influyen en su eficacia, se encuentra la evaporación del solvente, quien juega un papel importante, dado que una pequeña cantidad de solvente puede ser beneficiosa en la promoción de la humectación del silano, pero una eliminación incompleta puede comprometer el acoplamiento. El etanol se evapora fácilmente sin afectar a la reactividad de silano, especialmente en los agentes de acoplamiento pre-hidrolizado.<sup>17</sup>

Varias publicaciones han evaluado la resistencia adhesiva entre la cerámica dental y la resina compuesta, llegando a diversas conclusiones acerca del efecto del tratamiento de superficie. Por otra parte, protocolos clínicos sugieren como parte del proceso adhesivo de resinas compuestas indirectas silanizar su superficie para de optimizar el proceso de adhesión a estructuras dentarias. Ahora bien, ¿si las resinas indirectas poseen dentro de su composición partículas de relleno inorgánico recubiertas por silano, será realmente efectivo el silanizar la superficie de la restauración con la finalidad de mejorar la resistencia adhesiva?.

Por lo expuesto y en virtud de la información existente, el presente estudio busca determinar de manera experimental, si la silanización de superficies de resinas indirectas genera diferencia en los valores de resistencia adhesiva a estructuras dentarias.



## MARCO TEORICO

En el examen intraoral, el problema patológico más frecuente de encontrar en cualquier grupo poblacional es la caries dental; según Bhaskar, es la enfermedad más común del ser humano, independiente de su nivel socio-económico o cultural, además es la entidad patológica a la cual el dentista le dedicará más horas para diagnosticarla y tratarla.<sup>1,2</sup> Las caries afectan la salud física y síquica de los individuos, siendo la primera causa de pérdida dentaria. La incidencia a nivel mundial es aproximadamente de un 94% y en Chile de un 98%, por esta razón constituye uno de los mayores problemas de salud pública en el mundo.<sup>3,4</sup>

La caries dental es una enfermedad multifactorial, infectocontagiosa, transmisible, crónica y localizada. Su inicio y desarrollo está vinculada con la presencia de microorganismos, que a través del metabolismo de los carbohidratos producen ácidos que dan lugar a una caída del pH en la cavidad bucal, siendo esta situación responsable de la desmineralización de los tejidos duros del diente. Esta desmineralización es progresiva y dinámica, alternándose con procesos de remineralización. Si la desmineralización sobrepasa la capacidad de remineralización del diente y esto no es detectado oportunamente, se hará irreversible, produciendo una desintegración de los tejidos duros del diente lo que conduce a la formación de una cavidad, por donde ingresan más bacterias y carbohidratos, favoreciendo la progresión de la enfermedad.<sup>5,6</sup>

Cuando el daño esta instaurado, el tratamiento de elección es la remoción mecánica de los tejidos, tratando de que el remanente dentario se preserve sano. Esta alternativa terapéutica deja como secuela una preparación cavitaria que requiere ser restaurada para permitir recobrar su morfología, función y estética; otorgando de esta manera salud y equilibrio al ecosistema bucal. Para cumplir este propósito, surgen los materiales dentales, los que con el tiempo han ido mejorando sus propiedades y características.<sup>1,2,3</sup>

El principal objetivo de la odontología restauradora es rehabilitar las estructuras dentales alteradas con materiales que permitan restablecer la anatomía, función y estética de la pieza dentaria. Históricamente se han utilizado una amplia variedad de materiales, cada uno de ellos con características propias para los diferentes tipos de situaciones clínicas a solucionar.<sup>7</sup>

Metales como el oro y aleaciones como amalgama de plata, fueron por décadas los materiales dentales más utilizados en las restauraciones de piezas dentarias principalmente de la zona posterior; dentro de sus características estaba su fácil manejo, bajo costo, buen desempeño y duración clínica. En la actualidad los requerimientos estéticos, la contaminación producida por el mercurio y el alto costo de metales nobles han llevado a un aumento de la demanda por restauraciones más naturales desde el punto de vista de su similitud a las estructuras dentarias, apareciendo entre ellas las resinas compuestas.<sup>4,5</sup>

Las resinas compuestas aparecieron en la década de los sesenta, cuando R.L. Bowen combinó las ventajas de las resinas epóxicas y de los acrilatos, desarrollando un nuevo monómero que denominó BIS-GMA, el que en parte central es la resina epóxica, pero además contiene grupos terminales de metacrilato, provenientes de las resinas acrílicas. A esta matriz orgánica se agregó relleno inorgánico unido a través de un agente de enlace llamado silano que cubría las partículas de relleno, logrando un enlace químico que mejoró las propiedades físicas y mecánicas del material. Inicialmente estas resinas compuestas eran de autopolimerización y se presentaban como 2 pastas que al ser mezcladas iniciaban el proceso de polimerización. Se conocían como materiales plásticos y presentaban una serie de ventajas: fáciles de usar, buena capacidad de pulido.<sup>5, 9, 18</sup>

Las resinas compuestas constan básicamente de tres componentes esenciales: una matriz orgánica de alto peso molecular, un relleno inorgánico y un agente de acoplamiento.<sup>19</sup> La matriz orgánica está formada por un monómero bifuncional, siendo los más usados el BIS-GMA y el DMU (dimetacrilato de uretano), ambos tienen la desventaja de presentar alta viscosidad a temperatura

ambiente lo cual dificulta su manipulación, por lo que deben ser diluidos por otros monómeros bifuncionales de menor viscosidad como por ejemplo el TEGDMA (Trietilenglicol dimetacrilato), el cual actúa como plastificante, permitiendo la obtención de una pasta clínicamente manejable. El relleno inorgánico corresponde a partículas derivadas del cuarzo, que otorgan a las resinas mejores propiedades mecánicas y menor contracción de polimerización, debido a que disminuyen la cantidad de matriz orgánica. Lo ideal sería obtener una resina con gran cantidad de relleno para tener buenas propiedades mecánicas y baja contracción de polimerización, sin embargo esto podría modificar negativamente la consistencia del material. En general la cantidad de relleno varía entre 30% a 70% del volumen de la resina.<sup>19</sup>

La matriz orgánica y el relleno inorgánico son incompatibles entre sí, por lo que requieren agente de acoplamiento, que corresponde al vinil silano. Este permite la unión de la matriz orgánica con el relleno inorgánico, siendo fundamental para que la resina mantenga sus propiedades. El vinil silano es una molécula que posee grupos silanoles en un extremo (para la unión iónica con SiO<sub>2</sub>) y grupos metacrilatos en el otro extremo (para la unión covalente con la matriz orgánica); siendo el encargado de brindar una unión químicamente estable entre las partículas de relleno y la matriz orgánica.<sup>19</sup>

Para que las resinas compuestas puedan endurecer, los monómeros deben transformarse en polímeros, para que esto suceda deben ser activados por un agente iniciador. Este agente forma radicales libres a partir de las moléculas de monómero, los cuales al quedar con un electrón impar, se convierten en un compuesto muy reactivo. Para que este iniciador pueda cumplir su función, debe ser activado y el agente activador debe otorgarle al iniciador una cantidad de energía suficiente para que este rompa un doble enlace de carbono de una molécula de monómero y así queden electrones libres capaces de reaccionar con otras moléculas de monómero hasta completar la polimerización. El agente iniciador puede activarse a través de medios químicos o físicos, y dentro de los sistemas físicos se encuentran el calor y la luz a determinada longitud de onda, siendo este último el más ampliamente utilizado. En este tipo de sistemas, el

iniciador es una alfa-dicetona, la canforoquinona, la cual es activada por la luz visible con una longitud de onda de 470 nanómetros en presencia de una amina orgánica alifática o lineal.<sup>5, 19</sup>

Para evitar que las resinas compuestas polimericen espontáneamente, se agregan inhibidores a los sistemas de resina activados físicamente por luz. Estos inhibidores tienen gran potencial de reaccionar con radicales libres y si se activa uno de ellos, por una exposición accidental mínima a la luz, el inhibidor reacciona con él e inhibe la propagación de la cadena. Un inhibidor tipo es el hidroxitolueno butilado.<sup>19,20</sup>

Hoy en día, las resinas compuestas son el material de restauración más ampliamente usado en el mundo y se han desarrollado una gran variedad de ellas. Dentro de las principales ventajas de las resinas compuestas podemos mencionar su estabilidad de color, buenas cualidades estética, gran resistencia a la fractura y desgaste, gran fuerza de adhesión a las estructuras dentarias, radiopacidad y buen acabado.<sup>5,7,19</sup>

Para facilitar el estudio y mejor comprensión de este tipo de materiales, se han establecido diversas clasificaciones de las resinas compuestas. Algunos de los parámetros para clasificarlas son:

- Según contenido de relleno
- Según composición de la matriz (BIS-GMA o UDMA)
- Según el tamaño de las partículas del relleno
- Según sistema de polimerización.
- Según la consistencia

Según el **contenido del relleno**, las resinas compuestas (RC) se pueden clasificar de acuerdo al porcentaje de volumen de relleno que contiene:

- RC con muy bajo contenido de relleno en peso, ejemplo los sellantes.

- RC con 50% en peso de relleno, ejemplo las resinas compuestas con microrrelleno homogéneo.
- RC con 75% en peso de relleno, ejemplo las resinas compuestas híbridas.
- RC con 85% en peso de relleno, ejemplo las resinas compuestas nano híbridas.<sup>19,21</sup>

Según la **composición de la matriz**, se clasifican en las que contienen UDMA (dimetacrilato de uretano), las que contienen BIS-GMA (bisglicidildimetacrilato), y aquellas que poseen una mezcla de ambos tipos de monómero.<sup>19-21</sup>

Según el **tamaño de las partículas de relleno**, las resinas compuestas se pueden clasificar en cinco grupos:

1. Resinas compuestas tradicionales o de macrorrelleno.
2. Resinas compuestas de micropartículas o microrrelleno.
3. Resinas compuestas híbridas.
4. Resinas compuestas microhíbridas.
5. Resinas compuestas de nanorrelleno.

#### 1. Resinas compuestas tradicionales o de macrorrelleno.

Corresponde a la primera generación de resinas compuestas. La partícula de relleno era de gran tamaño, entre 1 y 100 micrones (um). Intentando mejorar las propiedades del material, el tamaño de las partículas se disminuyó entre 1 a 35 um., lo que permitió aumentar la carga inorgánica (hasta 60% en volumen) disminuyendo la contracción de polimerización y aumentando la resistencia mecánica, sin embargo tenían un pulido deficiente.<sup>22</sup> Actualmente este tipo de resinas compuestas está prácticamente en desuso.

#### 2. Resina compuesta de microrrelleno.

Se desarrollaron debido al pulido deficiente de las anteriores y la consecuente falta de estética. El tamaño de las partículas de relleno oscila entre

0,01 y 0,04  $\mu\text{m}$ . Dentro de sus ventajas destacan una buena textura superficial, estabilidad de color, poco desgaste y excelentes cualidades de pulido. Entre las desventajas de estos materiales se pueden mencionar su gran contracción de polimerización (porque poseen menor relleno que las anteriores) y su falta de resistencia mecánica.<sup>7, 19</sup>

### 3. Resinas compuestas híbridas.

Las resinas compuestas híbridas fueron una solución intermedia entre las resinas compuestas de micro y macrorrelleno.<sup>23</sup> Contienen 2 tamaños de partículas de relleno: las macropartículas cuyo tamaño oscila entre 1 y 5  $\mu\text{m}$ , y las micropartículas cuyo tamaño varía alrededor de 0,04  $\mu\text{m}$ , con un promedio menor a 1  $\mu\text{m}$ .<sup>7</sup> Esta mezcla de tamaño de partículas otorga características intermedias en cuanto a la resistencia mecánica de las resinas compuestas de macrorrelleno y las cualidades estéticas y de pulido de las de microrrelleno.<sup>7,19,23</sup>

### 4. Resinas compuestas microhíbridas:

Corresponde a una generación posterior a las ya mencionadas, también presentan dos tamaños de partículas, siendo las más grandes de 0,4 a 1 micrón, y las de menor tamaño varían entre los 0.04 y 0.05 micrones, pero con un promedio mayor a 1  $\mu\text{m}$ , permitiendo obtener buenas propiedades estéticas (buena capacidad de pulido y estabilidad de color), buena resistencia al desgaste y a la fractura.<sup>19, 23</sup>

### 5. Resinas compuestas de nanorelleno:

Los avances tecnológicos han permitido obtener resinas compuestas con partículas de relleno cada vez más pequeñas, pero con procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje, desarrollándose sistemas de resinas compuestas con partículas de relleno que van de 0.02 a 0.075 micrones. Estos sistemas gozan de una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de

estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración del material, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica.<sup>19, 23</sup>

Otra clasificación importante de mencionar es **según la forma en que se activa el proceso de polimerización**. De acuerdo a esto, las podemos catalogar en:

- Activación química: Conocidas como resinas de autopolimerización, en este sistema las resinas se presentan en dos pastas, en una de las cuales está presente el agente activador y en la otra el iniciador. La polimerización se inicia al juntar ambas pastas, así el agente activador (peróxido orgánico) toma contacto con el iniciador (una amina terciaria) y desencadena la polimerización. Estos sistemas tienen el inconveniente de presentar inestabilidad de color debido a la oxidación de la amina terciaria en el tiempo. Por otro lado, al mezclar ambas pastas se produce la incorporación de oxígeno, lo que provoca la aparición de burbujas, generando una superficie porosa luego del pulido y una inhibición en la polimerización en los sectores donde esto suceda; además otorgan un tiempo de trabajo limitado.<sup>19,24</sup>
- Activación por calor: llamadas resinas de termopolimerización ya que su activación ocurre mediante la aplicación calor. Algunos sistemas agregan presión para una polimerización más acabada del material. Este sistema de activación se utiliza en restauraciones de tipo indirectas, donde mediante una impresión y posteriormente un modelo se construye la restauración, la cual una vez terminada es adherida a la cavidad mediante un agente cementante. Al polimerizar de esta manera, disminuye la contracción de polimerización, debido a que esta se realiza fuera de boca, por lo tanto la contracción de polimerización ocurre en ese instante y una vez asentada la restauración en la cavidad no se producirá nuevamente este fenómeno.<sup>19</sup>
- Activación por luz: Identificadas como resinas de fotopolimerización, su activación es mediante un haz de luz con una longitud de onda entre 400 a

500 nanómetros (nm), actuando sobre una alfa dicetona (canforquinona), que en presencia de una amina alifática desencadena el proceso de polimerización.<sup>24</sup>

- Activación Dual: Son aquellas resinas activadas a través de 2 de sistema de manera complementaria, siendo la más común una combinación entre activación química y lumínica.<sup>19</sup>

Otra clasificación de las resinas compuestas ampliamente utilizada es según su consistencia. De acuerdo a esto existen resinas compuestas convencionales, condensables y fluidas.<sup>7, 22,25</sup>

Las resinas compuestas son un excelente material de restauración, sin embargo, una de sus principales desventajas como material de obturación directo es la contracción que experimenta el material por la reacción de polimerización durante el endurecimiento del material.<sup>26</sup> La polimerización corresponde a la conversión de los monómeros en una molécula de gran tamaño o polímero, lo que implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de Resina Compuesta. Este reordenamiento trae consigo una reducción del volumen del material, produciéndose este fenómeno conocido como contracción de polimerización.<sup>5, 27</sup>

La contracción de polimerización genera una tensión en la interfase diente restauración aumentando la brecha marginal a pesar del uso del grabado ácido y la mejora de los sistemas adhesivos. Esta brecha puede pasar inadvertida clínicamente en el postoperatorio inmediato, pero más adelante se observan problemas vinculados con una microfiltración, invasión bacteriana, sensibilidad pulpar, márgenes decolorados y caries recidivantes llegando incluso a ocasionar microfracturas en el esmalte por efecto de las fuerzas de contracción generada.<sup>28</sup>

La contracción de polimerización es uno de los factores más importantes a tener en cuenta para el futuro comportamiento clínico de la restauración, ya que



esta no puede ser evitada pero sí disminuida y/o contrarrestada, ya sea por la naturaleza y composición del material o bien por una técnica clínica adecuada.

De acuerdo a lo anterior, la contracción de polimerización puede originar:

- Brechas en el borde cavo superficial.
- Pigmentación de la brecha marginal diente – restauración.
- Estrés interno de la resina.
- Deflexión intercuspídea, ya que se producen fuerzas que atrae a las cúspides hacia el sector medio de la restauración de la resina compuesta.
- Sensibilidad postoperatoria por posible microfiltración o problemas de la técnica de aplicación del adhesivo o de la resina compuesta.
- Recurrencia de caries.

La tensión presente en la interface diente restauración, no depende solo de la magnitud de la contracción de polimerización, sino que también del módulo de elasticidad del material a utilizar, que se relaciona de forma directa con la cantidad de fase inorgánica presente, o sea que a mayor cantidad de fase inorgánica mayor módulo de elasticidad y rigidez, aumentando así la dificultad de la resina compuesta para liberar las tensiones generadas durante la polimerización.<sup>29</sup>

Uno de las técnicas que se ha propuesto para disminuir el efecto de la contracción de la polimerización es el método indirecto, que consiste en realizar una preparación cavitaria para incrustación en la pieza dentaria y mediante una impresión elaborar un troquel de yeso; sobre este modelo (previamente aislado) se confecciona, en incrementos, una restauración de resina la cual posteriormente se cementa a través de un agente cementante en boca. Para cementar la restauración en la preparación cavitaria se debe utilizar un agente de cementación óptimo, el cual debe cumplir con una serie de requisitos<sup>8, 30</sup>:

- Biotolerancia: no debe producir respuesta pulpar ni periodontal.
- Línea de cementación delgada: es muy importante para el éxito de la rehabilitación, ya que determinara la interfase que existirá entre diente y

restauración; responsable de la microfiltración marginal, la cual podría traer problemas como caries recidivantes, sensibilidad y tinciones y el posterior fracaso de la restauración. La magnitud de la interfase depende de varios factores, como la habilidad del odontólogo y laboratorista, terminación cervical de la preparación, técnica y material de impresión y la inserción exitosa de la restauración en el remanente dentario. De acuerdo a lo establecido por la American Dental Association (ADA), la línea de cementación debe ser menor a 25  $\mu\text{m}$ .

- Baja viscosidad: una mayor fluidez del agente cementante permite un menor grosor de película, por tanto, puede influir entre otros factores en una menor interfase diente y restauración.
- Resistencia mecánica: los materiales de cementación deben presentar alta resistencia a la compresión y a la tracción para evitar la fractura de la restauración; debiendo resistir las fuerzas funcionales a las que será sometida la restauración en el tiempo.
- Adhesión al diente y a la restauración: la adhesión corresponde a la unión de 2 superficies de distinta naturaleza. Esta puede ser lograda mediante trabazón de ambas superficies (adhesión mecánica) o por medio de la unión a nivel molecular (adhesión química). La importancia de esta propiedad es su influencia en la retención de la restauración, lo que tiene directa relación con evitar el desalajo de la misma. Además, influye en una posible infiltración marginal.
- Baja solubilidad: un material de cementación ideal debe ser insoluble en los fluidos bucales a través del tiempo.
- Estética: el material de cementación debe presentar translucidez y estabilidad de color en el tiempo.

- Radiopacidad: los medios de cementación debieran tener una radiopacidad mayor a la dentina, con el objetivo de distinguir la línea de cementación y poder detectar radiográficamente la aparición de caries recidivantes y/o cambios del cemento en el tiempo.
- Resistencia a la abrasión: el material de cementación puede quedar expuesto que perjudican el desempeño clínico de la restauración, es por ello, que los agentes de cementación deben ser resistentes a la abrasión.
- Fácil manipulación: el material de cementación debe permitir un tiempo de trabajo adecuado, preparación y uso del material limpio y una fácil remoción de los excesos.<sup>8</sup>

Uno de los materiales que cumplen con la mayoría de estos requisitos y que se han utilizado en la cementación de incrustaciones, son cementos en base a resinas compuestas, un ejemplo de éstos son los cementos de activación dual, los cuales son activados de forma química y lumínica de forma complementaria. Estos materiales de cementación han mostrado un gran avance y actualmente en el mercado existe una amplia variedad de ellos que junto al progreso de las técnicas para su aplicación y el desarrollo de moléculas con potencial de adhesión al esmalte y dentina, han logrado que estos cementos tengan una buena unión a las estructuras dentarias.<sup>7, 31</sup>

Los cementos en base a resina presentan una composición similar al de las resinas compuestas convencionales, teniendo como monómero moléculas de BISGMA o DMU, pero con una cantidad de relleno menor, lo que les otorga mayor fluidez y consistencia para ser usado como agente cementante. En ellos la porción resinosa provee alto grado de contracción de polimerización, motivo por el cual se le añaden partículas de relleno inorgánico para disminuir esta característica negativa y otorgarle mayor resistencia a la abrasión y mejor manipulación. Al igual que para las resinas compuestas, las partículas son tratadas previamente con un silano, lo que le otorga compatibilidad química con las moléculas de monómero.<sup>19</sup>

Las partículas de relleno son importantes para determinar las características finales del material, ya que brindan las principales diferencias entre los diversos tipos y marcas de resinas compuestas. Esta diferencia radica en el tipo y porcentaje de relleno, forma y tamaño de partículas. El relleno inorgánico de estos materiales corresponde a partículas de sílice o vidrio con un tamaño de partícula que oscila entre 0,04 y 1  $\mu\text{m}$ , alcanzando un porcentaje de relleno de 30% a 50% en volumen.<sup>32, 33</sup>

Las clasificaciones de los cementos, al igual a las existentes para las resinas compuestas han experimentado modificaciones con los años. Hoy en día se pueden clasificar según el tipo de activación que inicie su proceso de polimerización, de la siguiente manera.<sup>34</sup>

- Activación química
- Activación física
- Activación Dual

En la actualidad, la mayoría de los cementos de resina compuesta son de activación dual, su ventaja es permitir una adecuada polimerización en aquellas ocasiones en que la activación física no es posible, ya sea en áreas muy profundas o porque el grosor y tipo de material de restauración utilizado no lo permite, superando las limitantes que presentan ambos sistemas por separado.<sup>35,</sup>

<sup>36</sup>

En relación a la manipulación de estos cementos, estudios demuestran que trabajar con estos materiales requiere de gran destreza, ya que requiere de un campo de trabajo en condiciones de aislamiento absoluto.<sup>37</sup>

El tiempo de trabajo de estos cementos se determina desde el inicio de la mezcla y nos indica el tiempo disponible para cargar la restauración o desde que se aplica el cemento a la pieza dentaria, hasta cuando se coloca en su posición final la restauración y se retiran los excesos del material cementante.<sup>7,19</sup>

Varios estudios han determinado que los valores de resistencia a la tracción de los cementos de resina varían entre 44 a 77 Mpa. El módulo de elasticidad fluctúa entre 2,1 y 3,1 Gpa, siendo mucho menor al compararla con el cemento fosfato de zinc, cuyo valor es de 13,5 Gpa. La resistencia compresiva varía entre 70 y 172 Mpa, encontrándose dentro del rango permitido por la ADA.<sup>20</sup>

Expuesta la base teórica de la composición y clasificación de las resinas, es importante detenerse en el mecanismo por el cual las resinas de cementación se adhieren a estructuras dentarias, como también bajo qué proceso de preparación de superficies se adhieren resinas de cementación a resinas compuestas indirectas.

Para ello es pertinente definir adhesión, como toda fuerza que permite mantener dos superficies en contacto, o la fuerza que se opone a la separación de los cuerpos manteniéndolos unidos cuando están en íntimo contacto.<sup>1, 5</sup> Este concepto de cuenta que la unión íntima que ocurre entre dos superficies de diferente naturaleza química dada por fuerzas interfaciales. Estas fuerzas pueden ser de dos tipos, las primeras químicas y/o electrostáticas, y las segundas mecánicas. Estas últimas pueden ser producidas por efectos geométricos y/o efectos reológicos, debido esto hay quienes postulan que no podrían considerarse adhesivas sino más bien de traba mecánica. Las fuerzas interfaciales generadas por uniones químicas, pueden ser forjadas por uniones de valencia primaria (enlaces iónico, covalente y metálico) o secundaria (fuerzas de Van der Waals, de London y puentes de hidrógeno) y se deben considerar adhesivas. En la práctica odontológica tienen gran importancia los enlaces covalentes, ya que estos enlaces son particulares de la química del carbono característica en los polímeros.<sup>1, 5</sup>

Es conveniente distinguir adhesión de cohesión, esta última es la atracción entre partes de una misma composición química del mismo cuerpo. Por ejemplo, si se introduce una lámina de vidrio en agua y después se saca, parte del agua quedará en el vidrio (adhesión), pero el resto volverá a la masa inicial de agua (cohesión).<sup>1, 5</sup>

La adhesión se clasifica en dos categorías según los mecanismos que se utilicen para lograrla: mecánica y química.

- **Adhesión química:** Corresponden a las reacciones que se producen al entrar en contacto dos superficies que se mantienen unidas por la presencia de enlaces químicos, los cuales se pueden lograr a través de uniones de tipo primarias y secundarias.
- **Adhesión física o mecánica:** Aquí se produce es una trabazón a través de los denominados efectos geométricos y efectos reológicos. Los efectos geométricos están en relación con las irregularidades que presentan las superficies a contactar; tales como porosidades, rugosidades y retención de tipo macro y/o microscópicas para producir una trabazón; por lo que la penetración de una de las partes en las irregularidades permite que los materiales se traben entre si impidiendo su desplazamiento o separación. La intensidad de la unión dependerá del trabamiento a nivel microscópico entre dichas irregularidades. Casi todos los casos de adhesión dental se basan fundamentalmente en este tipo de uniones. Los efectos reológicos corresponden a aquellos producidos por cambios dimensionales de las superficies a unir que generarán tensiones que ayudarán a la adhesión, ya sean contracciones o expansiones de los materiales. Este tipo de adhesión puede ser macro o microscópica.<sup>38,39</sup>

Para lograr la adhesión, uno de los requisitos más importante es lograr un íntimo contacto entre las partes a unir, lo que no siempre es posible entre dos sustancias sólidas y por ello, se requiere la participación de una parte líquida que enlace estas dos sólidas denominada adhesivo, el que luego se endurece en base a reacciones físicas o químicas manteniendo ambas partes sólidas unidas.<sup>39</sup>

Los requisitos para una adhesión adecuada son los siguientes:

- **Adaptación:** el adhesivo debe impregnar adecuadamente la superficie de las estructuras. Para evaluar esto se mide el ángulo que se forma entre una gota del adhesivo líquido y la superficie del sólido. Este es el llamado ángulo de contacto o de humectancia.

- Baja viscosidad y escasa tensión superficial que le permitan fluir libremente sobre la superficie.
- Compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente.
- Para que el adhesivo escurra y moje la superficie del sólido, este último debe tener una energía superficial mayor a la tensión superficial del líquido, de manera de poder atraerlo hacia el y evitar que el adhesivo forme gotas.
- El adhesivo debe cambiar de la fase líquida a la sólida con una mínima contracción al endurecer, y por otro lado es importante también que su variación dimensional térmica sea similar al de las estructuras a unir.<sup>38,40,41</sup>

Como se expuso anteriormente, es necesaria una superficie lisa para que el adhesivo pueda impregnar la superficie. Sin embargo es necesario que existan rugosidades, ya que estas incrementan el área potencial de las superficies de contacto para el adhesivo, e incrementan la adhesión al favorecer la adhesión física o mecánica donde se aumenta la adhesión geométrica y la reológica.<sup>38,41</sup>

Lo que se quiere lograr en la odontología adhesiva es que se produzcan enlaces químicos de tipo primarios, pero las resinas compuestas no logran este tipo de adhesión, sólo se produce una adhesión micromecánica, basada principalmente en la técnica de grabado ácido. A continuación se analizarán los mecanismos de adhesión a las estructuras dentarias.

### **Adhesión a esmalte**

El esmalte dentario es un tejido avascular, aneuronal y acelular, de alta mineralización y dureza extrema, que reacciona ante un estímulo nocivo o injuria química, física o biológica con pérdida de sustancia estructural, cuya magnitud está relacionada directamente con la intensidad del agente causal. Estas propiedades determinan que el esmalte no pueda regenerarse, aunque si es capaz de remineralizarse. Está constituido principalmente por hidroxiapatita en un

96 a 98% y el resto por contenido orgánico, colágeno y agua, por esta razón se considera una estructura homogénea.<sup>42</sup> Como posee una superficie lisa, es fácil desplazar sobre él un adhesivo, pero esta característica impide que la adhesión mecánica se produzca.<sup>38</sup>

Por otro lado, el esmalte posee una energía superficial elevada ya que se trata de un material fundamentalmente inorgánico, cristalino, con una red uniones iónicas y covalentes. Sin embargo, esa elevada energía superficial se manifiesta sólo si el esmalte está perfectamente limpio, y en la cavidad bucal esto no es posible ya que se encuentra recubierto por una película de material orgánico formados por proteínas y polisacáridos de la saliva. Además, todo esto interfiere con la manifestación de la energía superficial del esmalte, por lo tanto es indispensable que el tejido dentario no entre en contacto con la humedad bucal y esté libre de todo material ajeno, para lo cual se deben interponer barreras mecánicas y el esmalte dentario se debe tratar superficialmente para recibir una resina compuesta. El tratamiento del esmalte consiste en limpiar, secar y crear microporosidades en su superficie para que se produzca una trabazón mecánica, modificando su superficie favoreciendo la formación de uniones químicas con el adhesivo. Para crear estas microporosidades, Buonocuore en 1955 propuso una técnica llamada “grabado ácido del esmalte”, donde utilizó ácido fosfórico al 80% por 30 segundos sobre la superficie del esmalte. Cuando se aplica una solución ácida sobre la superficie del esmalte, ésta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas (unidad estructural del esmalte), creando poros, surcos y/o grietas micrométricas. La sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial, facilitando que los microporos o surcos generados puedan ser impregnados por el adhesivo, generando lo llamados tags de resina, que quedarán retenido físico – mecánicamente en el interior de los microporos. La técnica de grabado ácido remueve alrededor de 10 a 70 micrones de la superficie del esmalte y crea una capa de porosidades de un rango de 5 a 50 micrones de profundidad.<sup>38, 41, 42</sup>

El ácido actualmente utilizado es el ácido fosfórico, siendo señalado como el más eficaz. Varias concentraciones de este ácido han sido evaluadas y se ha



demostrado que las concentraciones entre 30 % y 40 % son las que proveen mayores fuerzas adhesivas en comparación con concentraciones mayores de este mismo ácido.<sup>37</sup> El tiempo de grabado ácido más utilizado es el de 15 segundos. La aplicación del ácido por este tiempo produce un acondicionamiento discreto a fin de obtener una disolución selectiva del núcleo de los prismas o su periferia y así transformar al esmalte en una superficie más receptiva para la adhesión.<sup>43, 44</sup> Luego de aplicar el ácido, la técnica indica lavar con abundante agua por el doble de tiempo que se aplicó para asegurar la eliminación de todos los residuos que se forman durante el grabado. Posteriormente se elimina el exceso de agua con papeles absorbentes y a continuación se aplica una resina de baja viscosidad, la cual fluye dentro de las microporosidades. Así, al polimerizar el material queda adherido micromecánicamente con el esmalte asegurando la unión de la resina compuesta y el sellado de los márgenes de las restauraciones.<sup>38, 43, 45</sup>

La adhesión al esmalte no fue utilizada en forma masiva sino hasta 20 años después de la primera publicación de Buonocuore en esta materia. Sin embargo, hoy en día esta técnica es habitual en la práctica de la odontología.<sup>38</sup>

### **Adhesión a dentina**

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70 – 75%), con elevado contenido de materia orgánica (principalmente colágeno tipo I, IV, V) y agua. Histológicamente constituida por túbulos que se extienden desde la pulpa dental hasta la unión amelodentinaria y contienen los procesos odontoblásticos que son extensiones citoplasmáticas de los odontoblastos localizados en la zona externa de la pulpa y forman entre sí un substrato microporoso.<sup>39, 42</sup>

La dentina puede ser tratada con sustancias químicas, pero no producen el mismo patrón de grabado que el esmalte. Hay dificultades en la adhesión a dentina que se deben principalmente a su compleja histología, estructura tubular y su humedad intrínseca. Mientras el esmalte tiene una composición de 96 % de hidroxiapatita inorgánica, la dentina tiene como promedio sólo un 70 % de composición inorgánica (cristales de hidroxiapatita, fosfatos cálcicos y sales

minerales). Además la hidroxiapatita dentinaria está ordenada al azar en una matriz orgánica que corresponde a colágeno tipo I.<sup>46</sup>

La matriz dentinaria está compuesta por fibras colágenas, hidroxiapatita, glicosaminoglicanos, factores de crecimiento, proteínas osteogénicas y componentes trazas, entre otros. Esta matriz cuya composición y situación tridimensional varía dependiendo de la profundidad juega un rol fundamental en los mecanismos de adhesión.<sup>42</sup>

Histológicamente existe la dentina peritubular, que es un anillo hipermineralizado que rodea los túbulos dentinarios que están llenos de fluido dentinario. Este tipo de dentina se caracteriza por su riqueza de cristales de hidroxiapatita y por su carencia o escasa cantidad de fibras colágenas, a diferencia de la dentina intertubular. Anatómicamente se distinguen la dentina superficial y profunda; la primera es la más cercana al límite amelodentinario, presenta haces de fibrillas orientados en forma perpendicular a este límite y está constituida por menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y mayor porcentaje de colágeno en comparación a la dentina profunda. Esta última presenta una disposición y organización que varía de acuerdo a la región del diente y su proximidad al tejido pulpar.<sup>35, 39,42</sup>

La adhesión a este tejido es compleja debido a su histología y a la formación de barro dentinario, que corresponde a colágeno, hidroxiapatita dañados y detritus inorgánico que cubren la dentina después de la preparación cavitaria secundaria a la eliminación de caries con instrumentos rotatorios. El barro dentinario tiene un espesor de 0.5 a 5.0 micrones, se deposita en la superficie de la preparación cavitaria, ocluye los túbulos dentinarios y disminuye la permeabilidad de la dentina en un 86%. Actúa como barrera de difusión, que evita el contacto íntimo entre el sistema adhesivo y el sustrato.<sup>38, 43,47</sup>

En razón a la morfología dentinaria, se establece que los fenómenos adhesivos se generaran de manera similar en la dentina superficial y media, no así en la dentina profunda (hidratada – saturada), dado el mayor contenido de agua y menor es su porcentaje de fibras de colágenas (tipo I, IV, V), lo que provoca

menor efectividad del proceso adhesivo dado que la unión micromecánica se produce con la red colágena previa desmineralización.<sup>42</sup>

En 1979 Fusayama y colaboradores desarrollaron la técnica de grabado ácido total, que consiste en el grabado del esmalte y dentina con ácido ortofosfórico al 37% de forma simultánea. Esta técnica remueve el barro dentinario, descalcifica la dentina intertubular y peritubular, aumenta la permeabilidad dentinaria y ensancha los túbulos.<sup>43, 45</sup> La profundidad de la descalcificación se ve afectada por varios factores incluyendo el pH, concentración, viscosidad y tiempo de aplicación del ácido. Estudios demostraron que la remoción de barro dentinario producía el movimiento hacia el exterior del fluido dentinario, y por ende aumentaba la humedad perjudicando la adhesión, lo que se traduce en la formación de brechas marginales durante el endurecimiento de la resina y esto provocaría sensibilidad postoperatoria.<sup>43</sup>

Cabe destacar, que en la actualidad el proceso de adhesión a estructuras dentarias permite la reconstrucción anatómica, funcional y estética del diente donde esmalte y dentina están involucrados. Esto se conoce como odontología adhesiva, que comenzó con el descubrimiento de Buonocore, quien dio un giro en el concepto de las preparaciones cavitarias. Antes las preparaciones se realizaban eliminando además de tejido dañado, tejido sano para conseguir una retención macromecánica del material restaurador, ahora las preparaciones sólo eliminan el tejido dañado ya que utilizan la retención micromecánica siendo más conservadoras.<sup>42</sup>

La literatura postula que restauraciones de resina compuesta para uso indirecto deben recibir preparación de su superficie con la finalidad de generar rugosidades que permitan tener mayor superficie de contacto con el agente cementante y mejor retención mecánica; para lograrlo se sugiere el proceso de asperizado el que puede ser realizado de forma química o mecánica. Dentro de los métodos mecánicos el más conocida es el proceso de arenado, donde la asperización se genera mediante la expulsión de partículas de óxido de alúmina de un tamaño aproximado de 40 a 50  $\mu\text{m}$  a una presión de 30 Psi; siendo descrito también el uso de recubrimiento de sílice silanizado de 30  $\mu\text{m}$  a una presión de 34

Psi. Otra forma de asperizado mecánico es el tratamiento con papel grano 600 de SiC y fresas diamantadas de grano grueso. En el composite el asperizado promueve una degradación no selectiva de la superficie como también su rugosidad, creando una superficie irregular que aumenta la unión micromecánica entre la resina cementante y el mismo. Además este proceso podría remover la matriz resinosa exponiendo y manteniendo las partículas de relleno en la superficie del composite para su silanización.<sup>10, 37,48</sup> Por otra parte, métodos químicos han sido propuestos para lograr asperizar la superficie de las restauraciones como ácido fosfórico, ácido fluorhídrico.<sup>11, 15</sup>

Varios estudios sugieren el uso de silano como agentes de acoplamiento en aplicaciones de recubrimiento para promover la adhesión entre las superficies inorgánicas y moléculas poliméricas, reportándose altos índices de adhesión al utilizarlo como medio de acople.<sup>10, 11, 37,48</sup>

En restauraciones cerámicas ha sido ampliamente utilizado el silano como agente de acople posterior al tratamiento de superficie con asperizado. El silano al ser una molécula bifuncional utiliza su fracción silicofuncional para reaccionar con la porción inorgánica localizada en la superficie del material restaurador y por otra parte su fracción organofuncional se une a la matriz orgánica de la resina de cementación una vez que esta ha sido polimerizada.<sup>10, 11, 37,48</sup> El acoplamiento con silano se considera una técnica delicada, uno de los factores que influyen en su eficacia de manera importante es la evaporación del solvente; una pequeña cantidad de solvente puede ser beneficiosa en la promoción de la humectación del silano, sin embargo, su eliminación incompleta puede comprometer el acoplamiento.<sup>11, 37,48</sup>

Por otra parte investigadores afirman que el proceso de asperizado, ya por arenado o uso de fresa de diamante, con posterior aplicación de silano es la mejor combinación para lograr mayor resistencia adhesiva.<sup>11, 13</sup>

Protocolos clínicos sugieren como parte del proceso adhesivo para porcelanas silanizar su superficie para optimizar el proceso de adhesión a las

estructuras dentarias. A nuestro conocimiento existen pocos estudios sobre el rol de este proceso (silanizado) en otros materiales de restauración como las resinas compuestas indirectas.

De esta manera surge la siguiente interrogante, ¿si las resinas indirecta en su composición cuentan con partículas de relleno inorgánico recubiertas por silano, será realmente efectivo el silanizar la superficie de la restauración con la finalidad de mejorar la resistencia adhesiva?

Por lo previamente expuesto y en virtud de la información existente, el presente estudio busca determinar científicamente si la silanización de superficies de resinas indirectas contribuye efectivamente a mejorar su resistencia adhesiva a las estructuras dentarias.

## **HIPOTESIS**

Existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva alcanzadas con restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con y sin silanizado previo.

## **OBJETIVO GENERAL**

Determinar si existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva bajo cargas de cizallamiento alcanzadas con restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con y sin silanizado previo.

## **OBJETIVOS ESPECIFICOS**

1. Determinar el grado de resistencia adhesiva bajo cargas de cizallamiento de restauraciones indirectas de resina compuestas cementadas con silanizado previo.
2. Determinar el grado de resistencia adhesiva bajo cargas de cizallamiento de restauraciones indirectas de resina compuestas cementadas sin silanizado previo.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos en los diferentes grupos de estudio.

## MATERIAL Y METODO

Estudio experimental analítico que busca determinar si existen diferencias en la resistencia adhesiva al cizallamiento de resinas compuestas indirectas cementadas con y sin silanizado previo.

### I. MATERIALES:

#### a. Biológico:

Se seleccionaron 30 terceros molares humanos recientemente extraídos desde los pabellones de Cirugía Maxilo Facial de la Universidad de Chile. Las piezas se encontraban sin presencia de caries ni obturaciones. Todos los molares fueron donados por los pacientes para este estudio con el consentimiento informado del anexo 1.

#### b. Clínico y de laboratorio:

- Agente acoplante silano Densply ®
- Adhesivo One Coat Bond SL Coltene Whaledent ®.
- Resina compuesta de restauración Filtek Z 250 3M ESPE ®.
- Cemento de resina Relyx ARC 3M ESPE ®.
- Acido ortofosforico 37%
- Silicona lubricante StopCook Grease ®.
- Acrílico para cubetas Marche ®.
- Turbina de alta velocidad y pieza de mano W&H®.
- Discos diamantados
- Fresas cilíndricas grano grueso
- Lámpara de fotocurado Curing Light 2500 3M ®.
- Maquina de ensayos Universal INSTRON TINIUS OLSEN H5K-S ®.

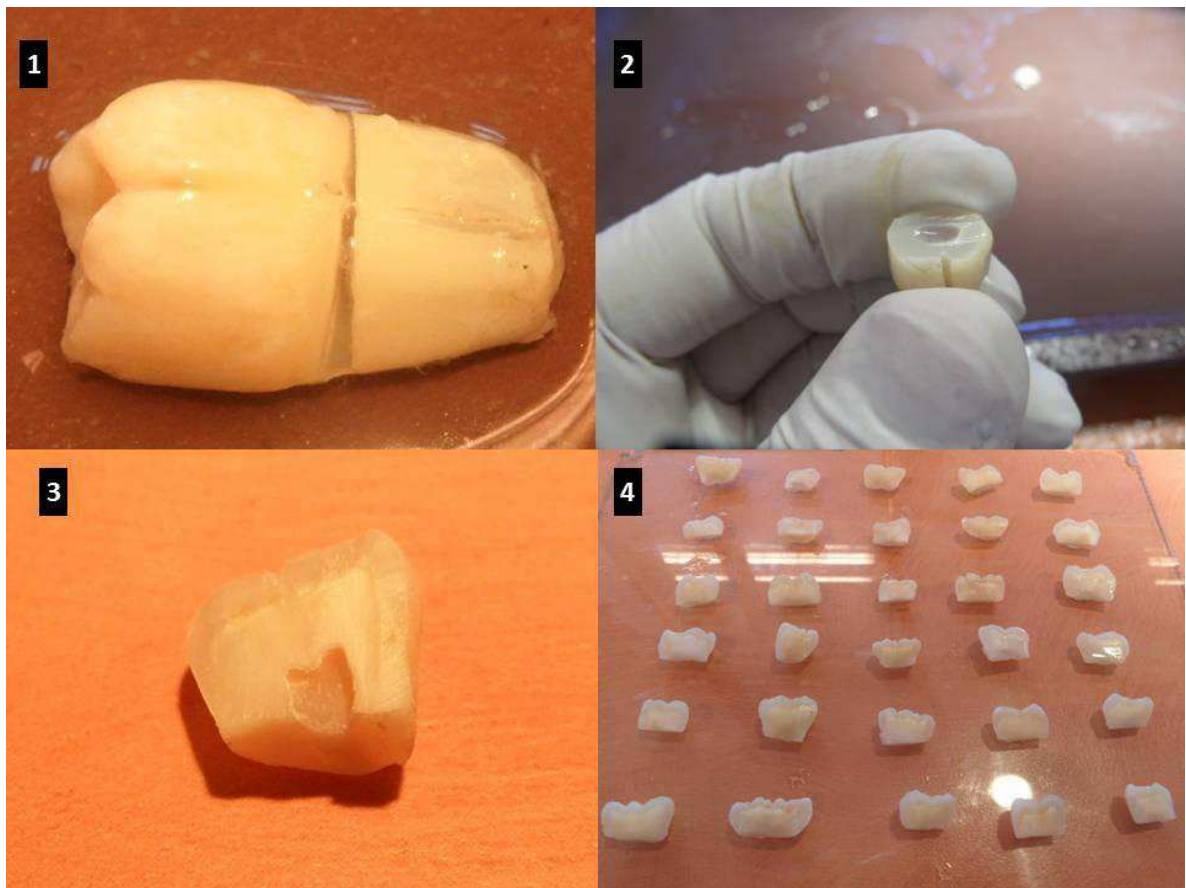
## II. METODO

Esta investigación se realizó en el Laboratorio de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Instituto de Investigaciones y Ensayo de Materiales de la Universidad de Chile (IDIEM).

Se confeccionaron 60 cuerpos de prueba a partir de los 30 molares humanos seleccionados, los que fueron sometidos a curetaje para remover su ligamento periodontal. Se preservaron limpios en frascos rotulados por un periodo de 30 días en suero fisiológico al 98% y formalina 2%, a temperatura ambiente hasta su procesamiento.

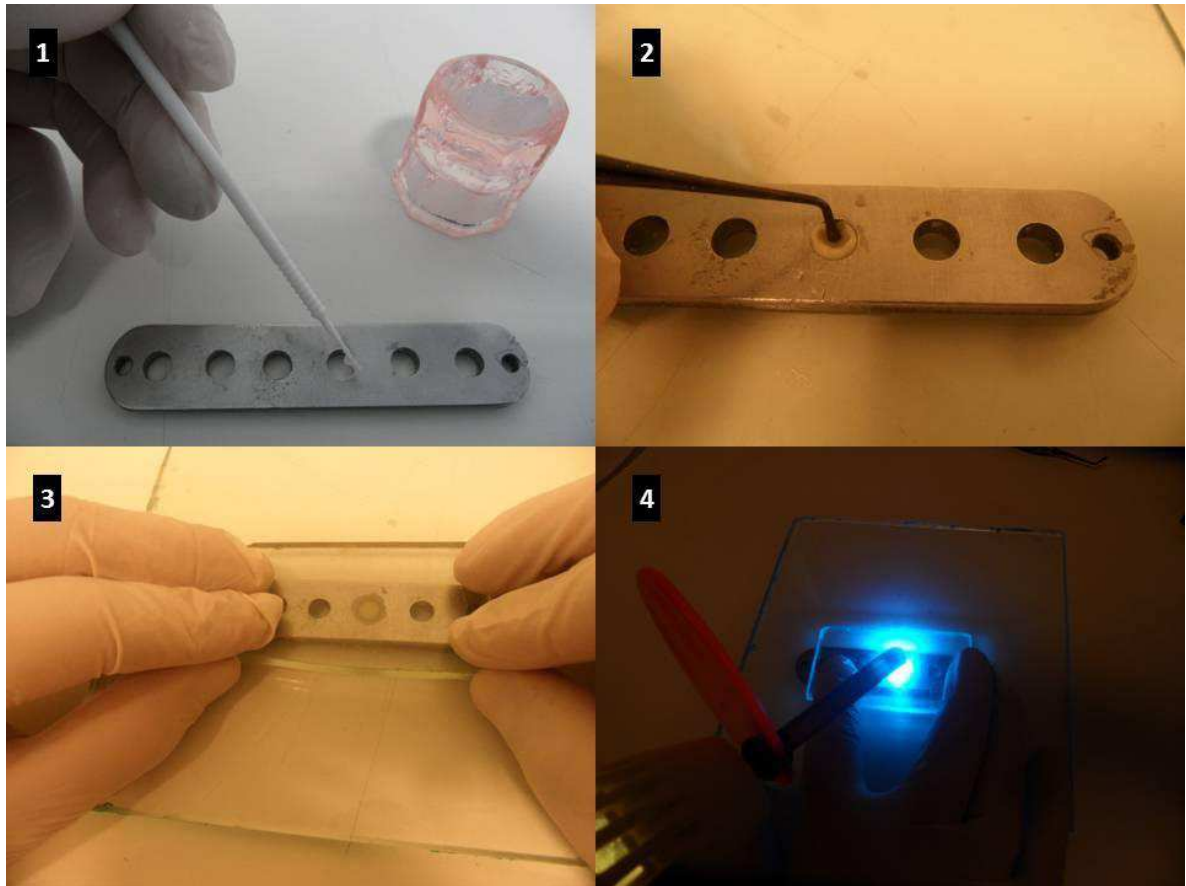
Las piezas fueron seccionadas, inicialmente en sentido trasversal a nivel del límite amelocementario (LAC) (Figura 1, panel 1), eliminando así la porción radicular, luego se realizaron cortes sagitales a las coronas eliminándoles la cámara pulpar mediante una turbina de alta velocidad. De esta manera se obtuvieron 60 mitades, una vestibular y otra palatino/lingual. Estas estructuras se conservaron hasta el momento de la cementación en frasco rotulados en suero fisiológico (Figura 1, panel 3 y 4). La distribución de cada mitad así procesada fue arbitrariamente asignada a uno de los dos grupos de estudio (n=30).





**Figura 1:** Proceso secuencial. Panel 1: Corte a nivel del LAC. Panel 2: Raíz sin corona. Panel 3: Corte sagital de la corona sin eliminación de cámara pulpar. Panel 4: Estructuras dentarias preparadas.

En una segunda etapa se confeccionaron probetas de resina compuesta de 6 milímetros de diámetro por 4 milímetros de alto usando un conformador metálico calibrado (Figura 2, panel 1). Con la ayuda de un pincel se aislaron todas las superficies del conformador con silicona de aislamiento, las que fueron rellenas con composite y se condensaron manualmente por el operador (Figura 2, panel 2 y 3). Una vez concluido este proceso, todas las muestras fueron sometidas a luz halógena utilizando una lámpara de fotocurado. Para permitir la completa polimerización de la probeta de resina fueron activadas durante un tiempo de 60 segundos; 30 segundos por la parte superior y 30 segundos por la parte inferior de esta (Figura 2, panel 4). Una vez confeccionados los cuerpos de resina compuesta, todos fueron sometidos al proceso de asperizado de una de sus caras con una fresa de diamante cilíndrica de grano grueso.



**Figura 2:** Proceso secuencial. Panel 1: Aislación del conformador metálico. Panel 2: Compactación con espátula para resina. Panel 3: Compresión del cilindro con portaobjeto. Panel 4: Fotopolimerización del cilindro de resina.

Las probetas de resina fueron separadas aleatoriamente, almacenadas y rotuladas en dos grupos de 30 unidades cada uno, que posteriormente conformaran los grupos de estudio.

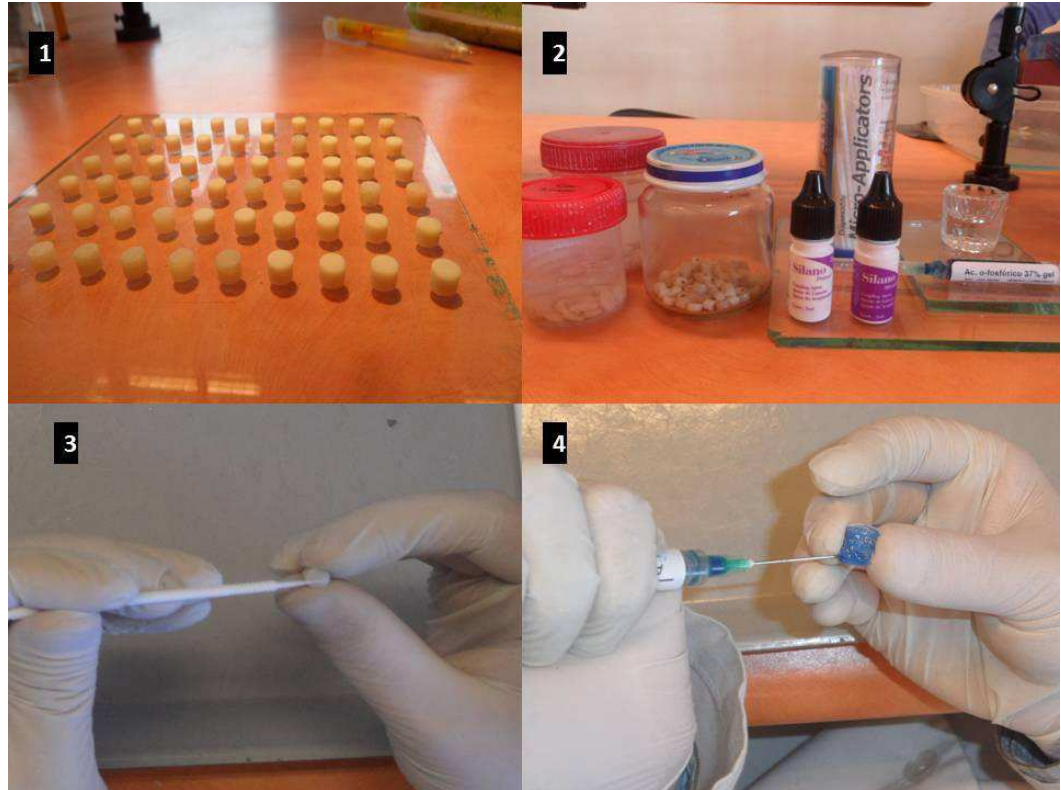
Trascurridos 5 días de la confección de ambas estructuras, cuerpos dentarios y probetas de resina fueron cementados con cemento de resina compuesta dual (Relyx ARC 3M ESPE®), separando los dos grupos de estudio de la siguiente manera:

- **Grupo 1:** 30 estructuras dentarias cementadas con resina compuesta dual a las probetas de resina con la incorporación de silano al proceso adhesivo.
- **Grupo 2:** 30 estructuras dentarias cementadas con resina compuesta dual a las probetas de resina sin la incorporación de silano al proceso adhesivo.

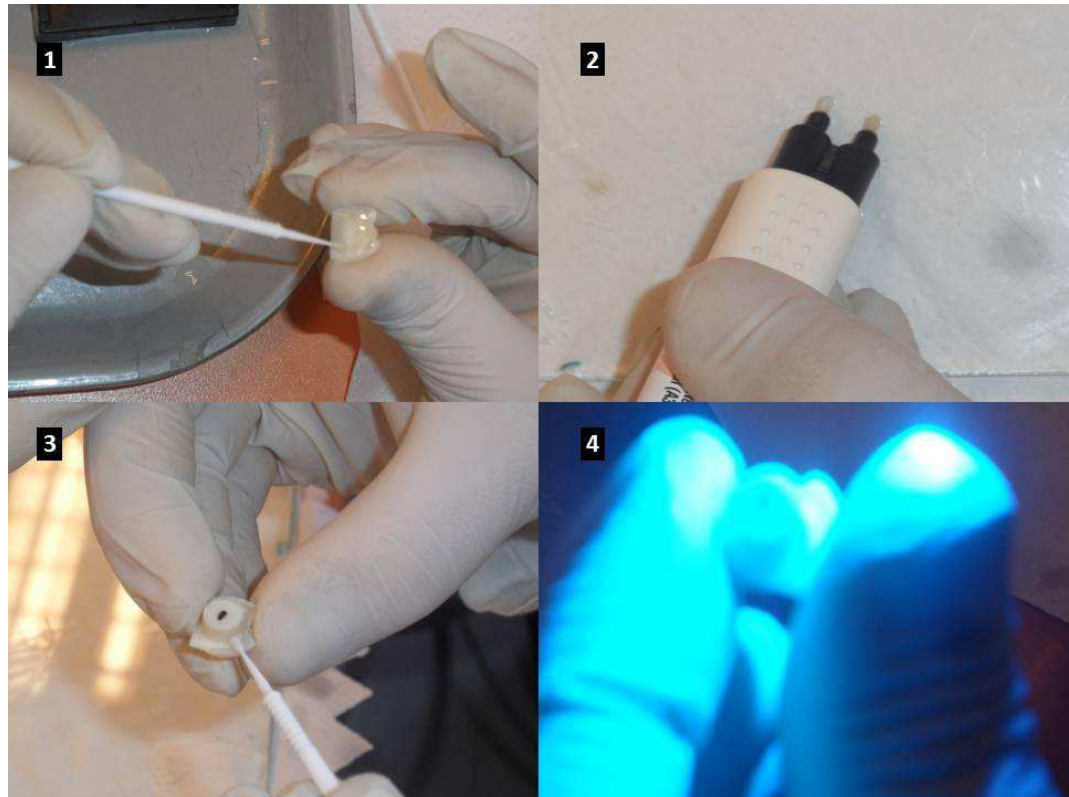
### **Proceso de cementación**

1. Sólo al grupo 1 se aplicó con un pincel en dos ocasiones y por 10 segundos una delgada capa del agente de acoplamiento silano (Densply®) a la superficie asperizada de la probeta de resina, secando en cada aplicación cuidadosamente con jeringa triple (Figura 3, panel 3).
2. Luego el proceso continuó de la misma manera para ambos grupos (grupo 1 y 2). Con un pincel se aplicó a la probeta el sistema adhesivo para resina compuesta, el cual fue polimerizado por 20 segundos con lámpara de fotocurado.
3. En seguida se realizó la técnica grabado ácido total de los cuerpos dentarios (Figura 3, panel 4) con la aplicación de ácido ortofosfórico al 37%, por 15 segundos y su posterior lavado con jeringa triple.
4. A continuación se aplicó con un pincel el adhesivo para resina compuesta (One Coat Bond SL Coltene Whaledent®) en la superficie dentaria, el cual fue polimerizado por 20 segundos (Figura 4, panel 1).
5. Preparadas ambas superficies, se procedió a mezclar el cemento de resina compuesta dual, el que se aplicó a las superficies dentarias y de resina compuesta en cada una de las muestras y se cementaron ambos cuerpos. Finalmente y antes de su polimerización se retiraron los excesos de cemento con un pincel (Figura 4, panel 2 y 3).

6. Se fotopolimerizaron todas las caras del cuerpo de prueba durante 1 minuto. (Figura 4, panel 4)



**Figura 3:** Proceso secuencial. Panel 1: Probetas de resina compuesta. Panel 2: Materiales utilizados. Panel 3: Aplicación de silano al grupo 1. Panel 4: Técnica de grabado ácido total.

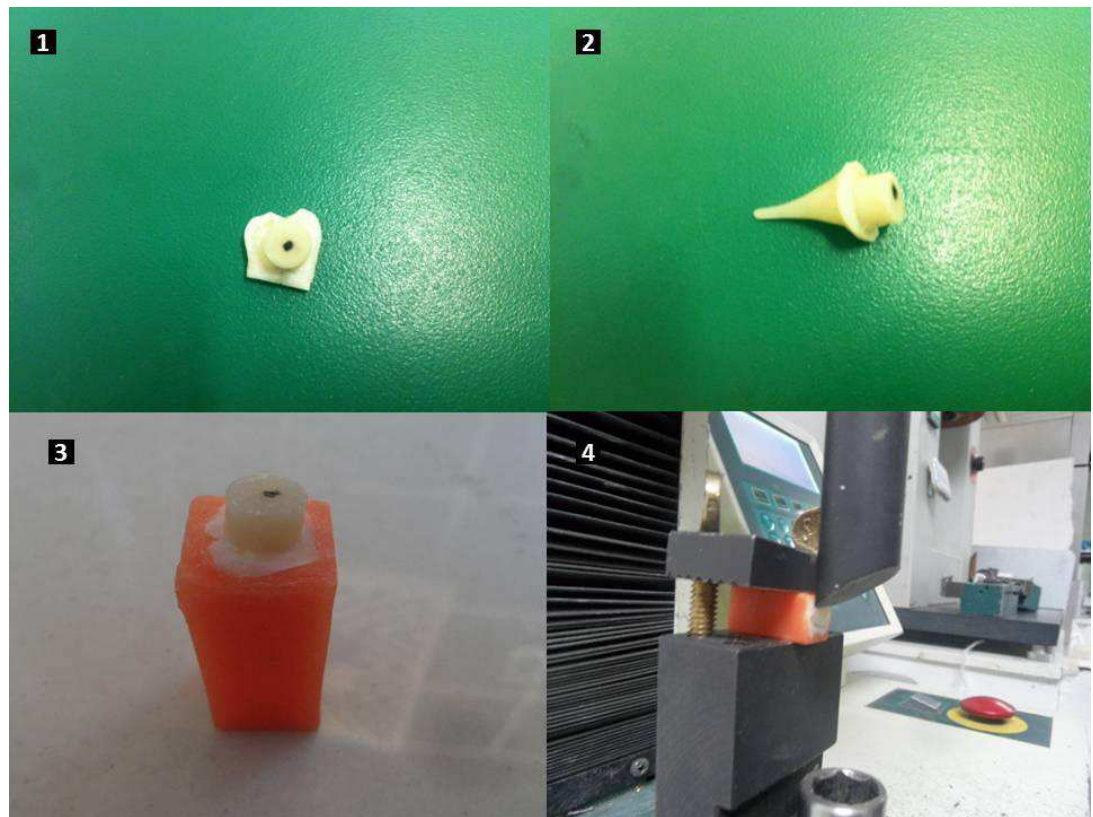


**Figura 4:** Proceso secuencial. Panel 1: Aplicación de adhesivo a estructura dentaria. Panel 2: Dosificación cemento de resina compuesta dual. Panel 3: Adhesión de ambas estructuras y retiro de excesos de cemento. Panel 4: Fotopolimerización del cuerpo de prueba.

La estructura resultante después del proceso de cementación la denominaremos como cuerpos de pruebas; estos fueron almacenados por 48 horas en una estufa a 37° centígrados y 100° de humedad relativa, emulando el medio ambiente bucal. Luego como método de sujeción para posicionar los cuerpos de prueba en la máquina de ensayo, se construyó un cono de resina compuesta de aproximadamente 2 centímetros de largo en la superficie externa de la corona (Figura 5, panel 2), el que sirvió como sistema de anclaje para su inmersión en una matriz de acrílico de autocurado (Figura 5, panel 3). Posteriormente se procedió a limpiar con fresa cilíndrica de grano fino la superficie dentaria hasta el área de cementación con la probeta de resina, eliminando los excesos de cemento de resina compuesta y acrílico de autocurado. Por último, los cuerpos de prueba se sometieron a fuerza de cizallamiento en la máquina de ensayo



universal INSTRON a una velocidad de cruceta de 0,5 milímetros / minuto a temperatura ambiente.



**Figura 5:** Proceso secuencial. Panel 1: Cuerpo de prueba. Panel 2: Cono de sujeción de resina compuesta. Panel 3: Bloque de acrílico de autocurado con función de sujeción para maquina INSTRON. Panel 4: Maquina INSTRON en funcionamiento.

## RESULTADOS

Después de someter a tensión los cuerpos de prueba hasta su conseguir separación, los valores obtenidos por la máquina expresados en Newton, fueron tabulados y luego transformados en Megapascuales (Mpa). Para realizar dicha conversión fue necesario conocer la superficie del área de contacto entre la probeta de resina compuesta y la estructura dentaria, la que alcanzó un valor de 0.28 cm<sup>2</sup>. Este valor fue utilizado para transferir los valores de carga, expresando así los valores de resistencia al cizallamiento en Mpa obtenidos después de someter los 60 cuerpos de prueba a tensión con la maquina INSTRON. Los valores obtenidos se aprecian en la tabla I.

**Tabla 1:** Valores de resistencia al cizallamiento expresados en Mpa de los 60 cuerpos de prueba que fueron procesados en la maquina INSTRON.

Nº DE PROBETA	GRUPO 1 (CON SILANO) EN Mpa	GRUPO 2 (SIN SILANO) EN Mpa
1	19,11	28,49
2	18,43	20,48
3	15,50	16,24
4	16,65	27,80
5	26,19	27,13
6	20,06	10,15
7	24,61	23,04
8	20,43	7,07
9	26,04	19,18
10	28,79	19,10
11	26,07	19,86
12	22,21	10,74
13	29,43	14,74
14	26,12	16,15
15	20,09	17,27
16	19,27	10,64

17	10,24	15,76
18	25,43	20,05
19	24,06	10,87
20	17,60	22,78
21	12,51	16,00
22	26,68	19,40
23	18,81	14,62
24	20,26	15,82
25	22,37	15,77
26	25,80	20,86
27	24,93	13,30
28	18,54	27,65
29	22,11	16,07
30	25,25	26,97
Promedio	21,79	18,13

Es de interés observar los valores máximos y mínimos alcanzados por ambos grupos. En el grupo 1 el valor máximo alcanzado por un cuerpo de prueba fue 29,43 Mpa y el mínimo fue de 10,24 Mpa, con un promedio grupal de 21,79 Mpa (SD = 4,6). En cuanto al grupo 2, el valor máximo alcanzado para un cuerpo de prueba fue 28,49 Mpa y 7,07 Mpa para el mínimo, con un promedio grupal de 18,13 Mpa (SD = 5,7).

Otro punto evaluado fue la inspección visual de los patrones de fracturas producidos en los cuerpos de prueba posterior al ensayo realizado. Se distinguieron tres tipos de fallas: (tabla 2)

- Falla cohesiva del cemento
- Falla cohesiva de la probeta de resina
- Falla cohesiva de la estructura dentaria



**Tabla 2:** Detalle de los patrones de fractura de los 60 cuerpos de prueba.

TIPO DE FRACTURA	GRUPO 1 (CON USO DE SILANO)	GRUPO 2 (SIN USO DE SILANO)
Falla cohesiva del cemento	6	23
Falla cohesiva de la probeta de resina	4	2
Falla cohesiva de la Estructura dentaria	20	5
Falla adhesiva	0	0

Es importante el mencionar que la separación de los cuerpos de prueba testeados se produjo en diferentes niveles de articulación adhesiva (tabla 2). En el grupo con silanizado seis muestras se separaron a nivel del cemento, cuatro muestras a nivel de la probeta de resina y veinte a nivel de la estructura dentaria. En el grupo sin silanizado, veintitrés muestras se separaron a nivel del cemento, dos muestras a nivel de la probeta de resina y cinco a nivel de la estructura dental.

A continuación se presenta mediante registro fotografico los patrones de fractura producidos en los cuerpos de prueba testeados.



Figura 6: Falla cohesiva del cemento.



Figura 7: Falla cohesiva de la probeta de resina.



Figura 8: Falla cohesiva de la estructura dentaria.

## ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Para el procesamiento de los datos se utilizó el programa estadístico *SPSS 1.6*. Los datos se sometieron inicialmente a un análisis estadístico descriptivo que permite una aproximación de la estructura de los datos en cada uno de los grupos estudiados, En segundo término se realizó el análisis inferencial a través de la prueba de Student donde el nivel de significación empleado en todos los casos fue de  $\alpha = 0,05$ . La distribución normal de los datos de los grupos en estudio es requisito para poder utilizar esta prueba. Para establecer normalidad en la distribución de los datos se utilizó la prueba Shapiro wilk (Tabla3).

**Tabla 3:** Resultados de la prueba de normalidad de las muestras en estudio.

USO DE SILANO		TEST SHAPIRO-WILK		
		VALOR ESTADÍSTICO	Nº MUESTRAS	SIGNIFICANCIA
RESISTENCIA ADHESIVA	CON SILANIZADO	<b>,956</b>	<b>30</b>	<b>,244</b>
	SIN SILANIZADO	<b>,955</b>	<b>30</b>	<b>,233</b>

La tabla indica que en ambos grupos estudiados el nivel de significancia es mayor a 0,05, por lo tanto se ratifica la distribución normal de los datos.

La tabla 4 muestra valores estadísticos descriptivos. Se puede observar que los valores medios de las fuerzas de resistencia adhesiva del grupo con silanizado (grupo 1) son mayores.

**Tabla 4:** Resultados estadísticos de medias y desviación estándar en cada grupo de estudio.

USO DE SILANO		Nº	MEDIA (MPA)	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
RESISTENCIA ADHESIVA	CON SILANIZADO	30	21,7919	4,65285
	SIN SILANIZADO	30	18,1382	5,72243

El diagrama de cajas (grafico 1) expone los datos de la tabla 1.



**Grafico 1:** Representación en ambos grupos, donde las cajas representan la concentración de valores de cada grupo analizado y los extremos los valores máximos y mínimos no atípicos obtenidos.

Para el análisis inferencial se utilizó la prueba de Student. Una vez demostrada la normalidad de los datos en cada grupo de estudio con la prueba de Shapiro Wilk, se debía cumplir con otros requisitos para completar el análisis inferencial. El segundo requisito es que la variable independiente debía ser nominal, en este caso “con y sin silanizado”; a su vez el tercer requisito es que la variable dependiente, es decir los valores de resistencia adhesiva debían ser numéricas. Como cuarto y último requisito debía existir igualdad de varianzas, que para tal efecto se utilizó la prueba de Levene, la que está incluida en el desarrollo de análisis de la prueba de Student.

**Tabla 5:** Resultados de la prueba de Levene y Student.

<b>PRUEBA DE MUESTRAS INDEPENDIENTES</b>			
<b>Resistencia Adhesiva</b>	<b>Prueba de Levene (igualdad de varianzas)</b>	<b>Prueba de Student ( igualdad de medias)</b>	
	<b>Sig.</b>	<b>T</b>	<b>Sig. (bilateral)</b>
	<b>,321</b>	<b>2,713</b>	<b>,009</b>

La prueba de Levene demuestra igualdad de varianzas en los grupos estudiados (valor 0,321) y el nivel de significancia de la prueba de Student es 0,009, el cual es menor a  $\alpha=0,05$ , lo que indica que los grupos estudiados si presentan diferencias significativas con un nivel de confianza del 95%.

## DISCUSIÓN

En el proceso de restauración de las estructuras dentarias es fundamental lograr una adecuada y óptima adhesión al sustrato dentario. Por décadas se han utilizado diversos materiales dentales con este fin.

El presente estudio buscó objetivar diferencias en la resistencia adhesiva a las fuerzas de cizallamiento al utilizar resinas compuestas indirectas con la incorporación o no de silano en el proceso adhesivo. Los resultados obtenidos demuestran diferencias estadísticamente significativas del grupo silanizado en el grado resistencia adhesiva comparada con el grupo no silanizado, a favor del primero. Esto concuerda con resultados obtenidos por trabajos previos (Soares et al 2004; Swift et al 1994; Lucena-Martin et al 2001; Tabatabaei et al 2004; D'Arcangelo y Vanini 2007) los que concluyen que el tratamiento de superficie a través de asperizado y posterior silanización es la mejor combinación para lograr una mayor resistencia adhesiva, comparada con otros métodos como silanización sola o sin tratamiento de superficie.

Por otra parte, Trajtenberg et al 2004 y Swift et al 1994 demuestran que el proceso de silanizado es efectivo para aumentar la resistencia adhesiva en reparaciones de resinas compuestas indirectas en base a composite. Sin embargo, los mejores resultados se obtuvieron utilizando silano asociado a asperizado con fresa de diamante y silano asociado a ácido fluorhídrico más arenado a alta presión respectivamente.

D'Arcangelo y Vanini 2007, concluyen que los tratamientos de superficie son importantes para la adhesión de restauraciones de resinas compuestas indirectas, donde el asperizado mediante piedra de diamante o arenado más el uso de silano pueden proporcionar resistencia adicional estadísticamente significativa a la fuerza tensil. Sin embargo, el tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico y silano no reveló cambios significativos en la fuerza de adherencia a la tracción. Sus hallazgos sugieren que el tratamiento mecánico de asperizado fue

el principal factor responsable en la mejora de las propiedades de retención de las restauraciones de resina compuesta indirecta.

La mayor resistencia al cizallamiento demostrada en el grupo con silanizado de nuestro estudio pudiera estar relacionada con la propiedad, ya conocida del silano, de ser una molécula bifuncional, lo que le permite acoplarse a partículas orgánicas como inorgánicas.<sup>10,11,37,48</sup> Por lo anterior, es esperable que la porción silicofuncional del silano tenga mayor afinidad por la resina que posea mayor carga inorgánica, en este caso la resina de restauración. Del mismo modo, la porción organofuncional de la partícula se uniría con la resina que posea mayor carga orgánica, en este caso la resina de cementación.

Soares et al 2004 demostró que la aplicación de silano posterior al arenado proporciona la mayor fuerza de adhesión para todas las resinas compuestas indirectas testeadas; ellos postulan que este proceso se ve favorecido gracias a la exposición de las partículas de relleno inorgánicas debido a la remoción parcial de la matriz orgánica que ocurre durante el tratamiento de arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50 micras, lo que permitiría al silano poder reaccionar con estas partículas de relleno parcialmente expuestas. Esto confirma al silano como un coadyuvante al tratamiento de superficie para aumentar la resistencia adhesiva en resinas compuestas indirectas.

Sayaka 2008, demuestra en su estudio que el tratamiento de superficie de resinas compuestas indirectas con ácido fluorhídrico y silanizado, logra valores de adhesión ( $18,3 \pm 1,1$  Mpa) significativamente mayores a través de pruebas de cizallamiento, en comparación a los obtenidos con abrasión de partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  seguido de la aplicación de silano ( $14,3 \pm 1,8$  Mpa) después del termociclado; demostrando que la combinación de silano y un tratamiento de superficie químico, contribuye positivamente en los valores de adhesión.<sup>15</sup>

Si bien el objetivo del presente estudio no fue comparar ni combinar diversos tipos de tratamiento de superficie, se realizó en ambos grupos el proceso de asperizado, lo que es importante de destacar, debido a que los resultados de

adhesión en Mpa obtenidos tanto en los grupos 1 y 2, son considerablemente mayores a los valores obtenidos en otro estudio nacional (Cortavitate el año 2003), en que no se utilizó tratamiento de superficie; y similar a estudios internacionales realizados Sayaka y Soares, quienes si trataron la superficie previo al silanizado.

Por todo lo expuesto y en razón de los resultados obtenidos se puede afirmar que el uso de silano en el proceso de adhesión a resinas compuestas indirectas aumenta su resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento.<sup>10,17</sup> Esto permitiría obtener una cementación de restauraciones indirectas con mayor longevidad y por ende con mejor comportamiento a través del tiempo, contribuyendo así al éxito de ellas.



## CONCLUSIÓN

De acuerdo a la metodología utilizada y a los resultados obtenidos en el presente estudio, se puede concluir que:

La resistencia adhesiva al cizallamiento de los cuerpos de prueba del grupo en cuyo proceso de cementación se utilizó silano como medio de acople tuvo un valor promedio de 21,79 Mpa (SD = 4.6).

La resistencia adhesiva del grupo con cuerpos de prueba en que el proceso de cementación no utilizó silano tuvo un valor promedio de 18,13 Mpa (SD= 5.7).

Las diferencias existentes en la resistencia adhesiva al cizallamiento entre ambos grupos son estadísticamente significativas

Todo lo anterior confirma la hipótesis de este estudio; determinando que existen diferencias *in vitro* en el grado de resistencia adhesiva alcanzadas con restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con y sin silanizado previo.

## SUGERENCIAS

Se sugiere la realización de estudios de tipo cohorte retrospectiva, en pacientes que sean portadores de restauraciones de resina compuesta indirecta con silanizado y sin silanizado previo, con la finalidad de evaluar la vida media de las restauraciones, infiltración por caries recidivantes y rasgos de fracturas.

Una sugerencia más ambiciosa sería realizar un protocolo de investigación, con reclutamiento de pacientes prospectivo, randomizados a 2 grupos. Un grupo con restauraciones de resina compuesta indirecta con silanizado y el segundo sin silanizado previo; con controles clínicos programados en el tiempo (ejemplo control anual por 5 años), evaluando los mismos parámetros de la propuesta anterior.

Por otra parte, sería interesante efectuar pruebas in vitro del grado de microfiltración de restauraciones de resina compuesta cementadas con y sin silanizado previo.

Por último se podrían realizar estudios donde se evalúen resistencias adhesivas con cuerpos conformados sólo por resina compuesta indirecta, eliminando el factor tejido dentario, lo que podría generar variabilidad en los resultados.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Bader, M., Astorga, C., et al. "Biomateriales Dentales" Tomo I: Propiedades generales. 1<sup>era</sup> Edición. Cap1-6. Universidad de Chile 1996.
- (2) Urzúa, I. "Caries: Tratamiento de una Enfermedad Infectocontagiosa", Académicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.
- (3) Brown, P. "Caries". Ediciones de la Universidad de Valparaíso.1991.
- (4) Leinfelder, et al. "Amalgam Substitute, a new polymer material". Oral Health, 1998, April; p 57-62.
- (5) Craig, O'Brian., Powers. "Materiales Dentales, propiedades y manipulación" 6<sup>ta</sup> Edición.1996.
- (6) Sepúlveda, G., Cortés, M., Stanke, F. "Técnica clínica inmediata para incrustaciones de Resina Compuesta". Revista de la Sociedad de Operatoria de Chile, 1992: 4; p55-70.
- (7) Fuentes, C. "Estudio comparativo in vitro de la fuerza adhesiva de restauraciones indirectas estéticas cementadas con cemento de resina dual y resina fluida". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, Universidad de Chile. 2004.
- (8) Crispin, BJ., Land, MF., Rosentiel, SF. "Dental luting agents: A review of the current literature". J Prosthet Dent. 1998 ; 80: p280-301.
- (9) Williams. "Materiales en la Odontología clínica". 1<sup>era</sup> Edición. 1992.
- (10) Soares, CJ., M. Giannini , M. T. Oliveira , L. Paulillo and L.artins. \*composites on the microtensile s de este estudio; determinando nizado e con asperizado por

