



**UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE GRADUADOS  
CATEDRA DE PRÓTESIS FIJA**

---

**FUERZA DE CIZALLAMIENTO DE UN CEMENTO DE RESINA DUAL  
SOBRE ALEACION Ni-Cr UTILIZANDO DOS TIPOS DE ARENADO  
COMO TRATAMIENTO SUPERFICIAL**

**TESIS PARA OPTAR AL TITULO DE ESPECIALISTA EN  
ODONTOLOGÍA RESTAURADORA  
C/M PRÓTESIS FIJA**

**DR. MAURICIO EDUARDO MENDEZ RENDEROS  
ALUMNO**

**DR. PEDRO MALDONADO CORTES  
PROFESOR GUIA**

**VALPARAISO, CHILE  
2006**

*A Dios, por concederme el mayor de mis sueños.  
A mis padres, por su amor y sacrificio en esta aventura.*

## **Agradecimientos**

A mi profesor guía, Dr. Pedro Maldonado Cortes, por marcarme el paso en mis muchas y nuevas experiencias clínicas.

Al Sr. Rubén Román y Laboratorio dental Román, por el préstamo de sus instalaciones para la confección de los especímenes de trabajo

A la Dra. Laura Hidalgo de Andrade, Dr. Nicolás Porras, Dr. Anke Bahrens (3M ESPE Alemania), por sus aportes y consejos oportunos en el desarrollo de la investigación.

A 3M ESPE, su filial 3M Chile y Marcela Ortuondo, por la donación de materiales para la experimentación y el uso de la máquina Instron.

A Ivoclar Vivadent, Tecnoimport Ltda. y Sr. Claudio Olmos, por la donación de la aleación metálica para la experimentación.

## Indice

Introducción.....	6
Aspectos Teóricos .....	8
Conceptos Generales	
Fuerzas y tensiones.....	8
Fundamentos de adhesión .....	9
Sustratos dentales (esmalte y dentina) .....	9
Agentes cementantes .....	12
Sustratos metálicos y Tratamientos superficiales .....	18
Interacción de interfases tejido dental-agente cementante y agente cementante-metal .....	25
Hipótesis de trabajo.....	28
Objetivo General y Especificos .....	29
Materiales y Métodos .....	30
Resultados .....	39
Discusión .....	43
Conclusiones .....	50
Resumen .....	51
Bibliografía .....	52
Anexos .....	56

## Introducción

La cementación es el último paso en una larga secuencia de etapas clínicas y de laboratorio para rehabilitar a un paciente con prótesis fija. Comúnmente se piensa que la clave del éxito a largo plazo de la cementación depende exclusivamente de la correcta selección y manipulación de un agente determinado.

Un agente cementante debe poseer propiedades ideales tales como biocompatibilidad, inhibición de la placa bacteriana y caries dental, propiedades mecánicas adecuadas para resistir las fuerzas funcionales, grosor delgado de película, resistencia a la microfiltración, adhesión, etc. En la actualidad, hay una variedad de agentes cementantes disponibles que cumplen con la mayoría de las propiedades recién mencionadas (Rosenstiel, 1998). De todos ellos, los más populares son tres: el fosfato de zinc por su historial de resultados clínicos muy satisfactorios, el ionómero de vidrio con sus propiedades inherentes de adhesión y de liberación de fluor, y últimamente los cementos de resina.

Después de valorar el escenario clínico previo y según ello seleccionar el agente cementante más idóneo, es igualmente importante establecer formas de retención y resistencia óptimas en las preparaciones dentales del pilar (Diaz-Arnold, Vargas, Haselton, 1999) y conocer la naturaleza y formas de tratamiento de los sustratos cerámicos o metálicos provenientes de las restauraciones a fijar (Söderholm, 2000); esta situación es particularmente trascendental en las prótesis fijas adhesivas (PFA).

Una mala adhesión en una restauración indirecta trae graves consecuencias como la microfiltración que con el tiempo se evidencia como caries secundaria o pérdida de retención. En una revisión bibliográfica hecha recientemente sobre las complicaciones clínicas más comunes en prostodoncia fija durante los últimos 50 años, se determinó que la pérdida de retención o descementación era el causante de 2% del 11% del promedio total de fallas en prótesis fija unitaria, 7% del 27% en prótesis fija plural y 21% del 26% en prótesis fija adhesiva (Goodacre, 2002).

En el campo de la prótesis fija adhesiva, la cementación es un factor primario de retención. La vida media en boca de las PFA todavía no es lo suficientemente prolongada como se quisiera: en una evaluación de 51 PFA durante 13 años, se encontró una supervivencia sin necesitar recementación de 7.1 años; luego de eso, la necesidad de recementaciones iba aumentando con el paso del tiempo (Zalkind, Ever-Hadani, Hochman, 2003). Al examinar 120 PFA en un lapso de 11 años, se reportaron complicaciones en 23 de ellas (19.1%); la supervivencia fue satisfactoria en 83% a los 9 años y 62% después de 10 años. Analizando las causas de los fracasos durante la evaluación, el punto débil fue localizado en la interfase metal-cemento ya que ahí ocurrieron 20 de las 23 fallas observadas (Behr, Leibrock, Stich, Rammelsberg, Rosentritt, Handel 1998). En general, la pérdida de retención se encuentra entre las primeras tres razones de causas de fallas en prostodoncia fija.

Cuando se fijan restauraciones indirectas de cualquier tipo, se espera predictibilidad y longevidad. Tomando en cuenta todos los datos anteriores, los fabricantes de materiales dentales

han intentado solucionar las carencias en la interfase metal-cemento, desarrollando distintas formas de tratar superficialmente el metal para volverlo más receptivo. Lo que comenzó con la idea de Rochette de incorporar perforaciones a la estructura metálica de una férula periodontal, fué seguido con el grabado electrolítico propuesto por Thompson y Livaditis; desde ahí se han ido creando nuevos métodos que combinan formas de adhesión microrretentiva y química (Barrack, 1984).

Dentro del abanico de alternativas disponible para tratar superficies metálicas, muchas son complicadas y lejos de toda realidad clínica. El arenado es una de las selecciones más preferidas por ser simple, fácil y sobretodo económico; además, otros sistemas han sido desarrollados basados en su tecnología o requieren de su participación previa para mejorar los resultados. La literatura esta llena de reportes en donde todos los tratamientos de superficie son probados y comparados entre si, y ninguno de ellos provee un consenso contundente. Mientras los investigadores se ponen de acuerdo, el odontólogo sigue buscando un protocolo práctico y efectivo al alcance de su mano para cementar prótesis fijas.

## Aspectos Teóricos

Al momento de fijar una restauración indirecta con un agente cementante, se crean dos interfases:

- Tejido dental (esmalte o dentina) - Agente cementante.
- Agente cementante – Material restaurador (cerámica y en el caso de esta investigación, metal).

Como se puede ver, son dos los sustratos participantes con naturaleza química distinta. Para que estos interactúen adhesivamente, será necesario colocar un agente cementante con afinidad físico-hacia los sustratos a adherir o buscar la afinidad con determinados tratamientos. Para entender mejor el fenómeno adhesivo en prótesis fija, analizaremos brevemente algunos conceptos generales y a cada uno de los actores de dichas interfases.

### *Conceptos generales*

#### *Fuerzas y tensiones*

Al construir una estructura se necesita de un diseño adecuado capaz de soportar fuerzas, cargas y acciones a las que será sometida. La energía mecánica en forma de fuerza puede actuar sobre un material, teniendo la capacidad de modificar la distancia entre átomos y moléculas, o aun, romper su unión. Cuando una fuerza externa actúa sobre un sólido, se produce una reacción contraria a ella, de igual magnitud pero en dirección opuesta que se conoce como tensión. Existen 3 tipos de tensión simple que debe soportar cualquier estructura: tracción, compresión y cizallamiento.

1. **Compresión:** sucede cuando hay 2 fuerzas de igual dirección pero en sentido opuesto y convergente, actuando sobre un mismo plano, cuya tendencia es la de aproximar las diferentes partículas de un material, produciendo acortamiento o aplastamiento. Si se estudia la tensión máxima que puede llegar a inducir pruebas que involucren este tipo de fuerzas por parte de una máquina apropiada, hasta conseguir el aplastamiento o ruptura, se hablara de resistencia compresiva o a la compresión.
2. **Tracción:** son las fuerzas en sentido opuesto y divergente actuando sobre un mismo plano, que tienden a separar las distintas partículas que componen una pieza, alargándola. Si se estudia la tensión máxima que puede llegar a inducir pruebas que involucren este tipo de fuerzas por parte de una máquina apropiada, hasta conseguir el alargamiento o ruptura, se hablara de resistencia traccional o a la tracción.
3. **Cizallamiento o cortadura:** se produce cuando se aplican fuerzas de sentido contrario o contrapuesto, en direcciones próximas y paralelas, haciendo que las partículas del material tiendan a resbalar o desplazarse las unas sobre las otras. A diferencia de la compresión y tracción cuyas fuerzas son netamente axiales, el cizallamiento combina componentes de tracción y compresión simultáneamente. Las pruebas de cizallamiento que se realizan en un material consisten en la aplicación de una fuerza cortante creciente por parte de una máquina apropiada, hasta conseguir la ruptura por deslizamiento a lo largo de la sección de cizallamiento. Las tensiones y resistencia que acompañan a las pruebas de este tipo se denominan de corte o tangenciales (Anusavice, 1998; Macchi, 1990).

## *Fundamentos de adhesión*

La adhesión en odontología restauradora significa unir a un sustrato sólido (las estructuras dentales) un biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión como tal en la interfase diente-restauración, en donde se debe producir fuerzas que mantengan a las superficies fijadas en forma permanente. Interfase se define como la superficie de contacto entre dos fases no miscibles (Steenbecker, 2003).

Para tener un mejor contacto entre los dos materiales, una capa intermedia llamada adhesivo tiene que ser colocado. Las superficies o sustratos que son adheridos se llaman adherendos (Blunck, 2000). Los tipos de adhesión presentes en odontología restaurativa son los siguientes:

### 1. Adhesión física:

- **Macromecánica:** propia de restauraciones no adherentes al tejido dental. Se logra mediante diseños cavitarios que deben tener una forma de retención o anclaje determinada: fricción o roce, profundidad o profundización, mortaja, comprensión, pines o rieleras.
- **Micromecánicas:** es la adhesión física propiamente dicha. Se produce por dos mecanismos o efectos en los cuales están involucrados la superficie dental y los cambios dimensionales que puedan tener los medios adherentes y/o el biomaterial restaurador al endurecer. Estos mecanismos son los siguientes:
  - a. **Efecto geométrico:** se refiere a las irregularidades superficiales que puedan tener dos superficies sólidas en contacto. Al penetrar un adhesivo líquido o semilíquido y endurecer entre ellas, las trabará.
  - b. **Efecto reológico:** si sobre una superficie sólida endurece un semisólido o un semilíquido y cambia dimensionalmente, es posible que por contracción o por expansión se ajuste de manera que termine adhiriéndose físicamente sobre el.

### 2. Adhesión química: es la que se logra exclusivamente a través de una reacción química por enlaces primarios o secundarios entre dos superficies en contacto (Steenbecker, 2003).

La retención micromecánica es la explicación más común para la mayoría de mecanismos adhesivos de los materiales restaurativos; la adhesión química se considera secundaria. El requerimiento más importante para la adhesión es la cercanía o íntimo contacto de los dos materiales a ser unidos uno con otro, y eso depende de la humectabilidad, morfología y aspereza del sustrato, y de la viscosidad del adhesivo (Blunck, 2000).

## *Sustratos dentales (esmalte y dentina):*

En odontología adhesiva existe el concepto clásico según el cual, la adhesión al esmalte es un procedimiento seguro y eficiente que garantiza la calidad del sellado marginal a largo plazo. Mientras que por otro lado, la adhesión a la dentina es considerada un desafío por su imprevisibilidad. La calidad de la adhesión en esmalte en términos de resistencia de unión se ha mostrado inalterados a lo largo de los años pese a la evolución en los mecanismos de acción y formulación de los adhesivos. Igualmente, es una constante a través del tiempo de evolución de los sistemas adhesivos el de obtener una efectiva adhesión en dentina. Esto hace concluir que las diferencias estructurales, morfológicas y fisiológicas entre esmalte y dentina tienen mucho que

ver en la calidad adhesiva (Carvalho, 2003). Para sacar mejor provecho a la cementación, se deberá tener conocimiento de las características propias de los tejidos dentales y a partir de ello, predecir el comportamiento de los materiales dentales aplicados sobre el.

El esmalte maduro se considera como un tejido microcristalino, microporoso, acelular, avascular, sin ningún tipo de inervación, de alta mineralización y extrema dureza. Está compuesto por 96% de peso en cristales inorgánicos de hidroxapatita que constituyen la ultra estructura del tejido, 3% de agua y 1% de matriz orgánica. Aunque pueda remineralizarse por esclerosis o maduración constante del tejido en el medio bucal, el esmalte no se reconstituye como sucede con otros tejidos y por eso se debe de conservar la mayor cantidad posible.

Para adherir una restauración al esmalte, es necesario activar la superficie del tejido a través del grabado ácido (generalmente fosfórico al 30-40%) que desmineraliza y disuelve cerca de 10  $\mu\text{m}$  del esmalte superficial de la matriz inorgánica de hidroxapatita de las varillas adamantinas dejando un área activa, áspera, limpia, desmineralizada y de alta energía superficial, con microporos y microsurcos de 10-20  $\mu\text{m}$  de profundidad. Entonces el esmalte grabado se transforma en un sólido cristalino y microporoso con alta energía superficial, de comportamiento hidrófilo, listo para ser imprimado por monómeros que quedarán retenidos en su interior cuando cambien de estado; el problema es que el esmalte activado no solo es atractivo para los adhesivos, sino también para el agua, saliva, sangre y líquido crevicular; se debe estar muy atento a que no suceda contaminación de la superficie con ellos. Se dice que en una restauración directa/indirecta, la interfase material restaurador-esmalte es la que ofrece mayor seguridad en cuanto a retención micromecánica y sellado marginal (Uribe-Echeverría, 2003; Steenbecker, 2003; Blunck 2000).

Cuando se utiliza el esmalte dental como sustrato adhesivo, especialmente en prótesis fija adhesiva, hay 2 aspectos importantes a considerar:

- Selección del agente cementante a base de resina.
- Incorporación de formas de retención y resistencia a las preparaciones dentales que recibirán las inserciones.

Cumplir con estos elementos permite que todas las tensiones oclusales generadas en el pónico sean transmitidas y resistidas por los pilares. Cuando solo es el cemento la única forma de retención que resiste el estrés oclusal, efectivamente habrá retención pero a corto plazo porque la película eventualmente sufrirá fatiga y se separará en la interfase más débil (Donovan, Cho, 1999).

Al momento de fabricar una prótesis fija adhesiva, todas las modificaciones en esmalte que se incorporan dentro de la preparación del pilar con el fin de mejorar la adhesión de los retenedores son factores cruciales que afectan la durabilidad y fuerza de adhesión. Las preparaciones que originalmente incorporaban apoyos oclusales y cobertura metálica en la superficie lingual son las menos retentivas ya que dependen más de la adhesión del cemento al esmalte. La preparación de canalejas confinadas al esmalte con vías de inserción paralelas entre sí, son fundamentales para resistir el estrés complejo que provoca fatiga del cemento en la interfase adhesiva, generado por el potencial de rotación del retenedor alrededor del eje en el apoyo oclusal, desplazamiento lingual de la prótesis y flexión de los retenedores (Shakal, Pfeiffer, Hilgers, 1997; Moschen, Berger, Falk, Hörl, Hörle, Gausch, 1999).

La dentina contrariamente al esmalte, es un tejido conectivo mineralizado que contiene a los procesos odontoblásticos. Esta dispuesta como una matriz de alto contenido orgánico y agua, similar al tejido óseo: 70% de hidroxiapatita, 18% de fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos y factores de crecimiento, y 12% de agua. Morfológicamente está constituida por túbulos o conductos que se extienden desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa. La heterogeneidad tisular y la presencia de fluidos dentinarios en el interior de los túbulos, hacen de la dentina un sustrato con particularidades especiales para los distintos mecanismos de adhesión. La dentina puede ser acondicionada, desmineralizada y activada con ácido fosfórico en alta concentración y posterior aplicación de monómeros hidrófilos-hidrófugos para obtener adhesión por hibridación. Actualmente existe la opción de utilizar adhesivos autoacondicionadores que contienen ácidos débiles en baja concentración y monómeros ácidos que además de posibilitar una unión micromecánica, también producen una reacción ácido-base que no participa directamente en los fenómenos adhesivos micromecánicos pero sí forma cristales de fosfato de calcio que conservan la estructura mineral tisular necesaria para resistir los esfuerzos de la oclusión habitual (Uribe-Echeverría, 2003). La dentina se considera como un sólido permeable, difusible y penetrable (Steenbecker, 2003).

En general, la difusión sub-superficial de monómeros de un sistema adhesivo en una dentina acondicionada previamente y/o imprimada genera una integración sub-estructural con buenos resultados en retención y sellado marginal, aunque todavía no con el grado de confiabilidad del logrado para con el esmalte (Corts, 2003).

Dependiendo del tipo de dentina, podemos prever el tipo de adhesión resultante. Por ejemplo, en dentina superficial y media, donde hay entre 18,000-25,000 túbulos/mm<sup>2</sup> y diámetro tubular de 0.9-1.8 µm, se espera que la adhesión dentinaria sea efectiva. En dentina profunda, con una cantidad de 66.000-90.000 túbulos/mm<sup>2</sup>, diámetro tubular de 3.2-4.6 µm y procesos odontoblásticos presentes, la infiltración de monómeros es complicada. Por otro lado, la dentina esclerótica se considera un buen sustrato adhesivo; la dentina de tipo terciaria reaccional (respuesta a agresiones de intensidad moderada), terciaria reparativa (respuesta a agresiones de intensidad severa) y de diente tratado endodónticamente (donde las fibras colágenas se encuentran microfracturadas y en distintos grados de desnaturalización por la disminución de humedad), están considerados como sustratos débiles e inseguros (Uribe-Echeverría, 2003). Como sabemos, la dentina cambia continuamente su microestructura debido a alteraciones patológicas y fisiológicas; por lo tanto hay diferencias de adhesión entre los distintos tipos con una cosa en común: todas contienen agua. Por lo tanto, el adhesivo tiene que ser hidrofílico para entrar en contacto con la dentina (Blunck 2000).

La remoción de 1-2 mm de tejido dental (en su mayoría, esmalte) para confeccionar una prótesis fija convencional deja expuesta dentina en distintas profundidades y conlleva riesgos de inoculación séptica al complejo dentino-pulpar desde el entorno oral. Además, el seccionamiento de los túbulos dentinarios y de las prolongaciones odontoblásticas provoca la exudación del fluido dentinario en la superficie de la preparación que puede afectar cualquier proceso adhesivo (Castellani, 1996). Buscar la cementación adhesiva sobretodo si el diente es vital, talvez no sea la mejor estrategia para fijar una restauración a menos que su forma de retención dependa de ella

(Ej.: prótesis fija hechas con cerómeros y refuerzo de fibra de vidrio) y por ello no se considera como un procedimiento rutinario.

Ningún cemento posee las propiedades adhesivas adecuadas o suficientes para mantener a una restauración en su lugar sólo por adhesión. Por lo tanto, preparaciones dentales con una configuración geométrica de paredes axiales grandes y lo más paralelas posible, mantienen al cemento en compresión para proveer la retención y resistencia necesaria; esto es un factor sumamente importante a valorar cuando se está eliminando tejido dental para recibir cualquier tipo de restauración indirecta (Shillingburg, 1997).

#### *Agentes cementantes:*

En la literatura angloparlante existen tres términos para referirse al proceso de cementación:

“*Lute*”: apretar, insertar o sellar.

“*Cement*”: unir o volver firme con un cemento.

“*Bonding*”: 1: unir seguramente con una sustancia adhesiva como cemento o pegamento 2: el procedimiento de usar un material adhesiva, cementante o ingrediente fundible para combinar, unir o reforzar (Glosario de términos prostodónticos, 2005).

Para evitar confusión de términos y permitir el desarrollo del tema, identificaremos dos tipos de cementación a los cuales nos referiremos de aquí en adelante:

1. Cementación convencional: procedimiento que utiliza agentes cementantes sin propiedades adhesivas para sostener las restauraciones en su lugar, gracias al engranaje en pequeñas irregularidades del tejido dental y restauración, paredes largas y casi paralelas de las preparaciones dentales; también ejercen la función de llenar el espacio entre tejido dental y restauración y prevenir la entrada de fluidos. El fosfato de zinc y óxido de zinc y eugenol son los materiales más conocidos en la cementación convencional (Shillingburg, 1997).
2. Cementación adhesiva: procedimiento que utiliza agentes cementantes con propiedades adhesivas (cementos a base de resina) los cuales al ser aplicados a cualquier sustrato tratado superficialmente, proveen una adhesión micromecánica efectiva (Shillingburg, 1997).

Aunque existan reportes de que el policarboxilato y el ionómero de vidrio poseen cualidades de adhesión química (por cierto, de carácter limitado), son considerados agentes cementantes convencionales porque dependen primariamente de las irregularidades en la superficie de los sustratos, paredes largas y casi paralelas igual que los cementos convencionales (Shillingburg, 1997).

Durante mucho tiempo, los agentes cementantes más usados en prótesis fija han sido aquellos basados en sales de zinc (fosfato de zinc, óxido de zinc y eugenol y policarboxilato) y posteriormente los basados en sales de aluminio (ionómero de vidrio).

El fosfato de zinc es un cemento a base de óxido de zinc y ácido ortofosfórico con más de 100 años de experiencia clínica satisfactoria, manteniendo mucha de su popularidad vigente. Entre sus ventajas están su bajo costo, buenas propiedades físico-mecánicas, aislante térmico, tiempo de trabajo adecuado, grosor delgado de película y potencia bacteriostática la cual puede

ser mejorada con la adición de clorhexidina 1%. De los aspectos que más se han criticado son su falta de propiedades adhesivas, ser irritante pulpar por su pH bajo y manipulación difícil. De ninguna manera este cemento es obsoleto y es usado en muchas situaciones clínicas, prefiriéndose más para la fijación de puentes multiunidades y rehabilitaciones de arco completo (Anusavice, 1998; Shillingburg, 1997; Degrange, Cheylan, Samara, 2000). Analizando las razones del éxito de la cementación convencional a lo largo del tiempo, Jörgensen comenta que criterios como el paralelismo de las paredes y geometría de la preparación dental, han sido definidos en función de las propiedades del fosfato de zinc (Degrange, Cheylan, Samara, 2000).

El óxido de zinc y eugenol es usualmente utilizado como cemento temporario aunque puede ser indicado como cemento permanente solamente cuando se sospecha que habrá sensibilidad dental: algunas propiedades del eugenol tales como su pH neutro, propiedades bacteriostáticas/bactericidas, capacidad de bloquear la transmisión de impulsos a través de las terminaciones nerviosas libres y causar necrosis en las terminaciones nerviosas odontoblásticas pueden eliminar la sintomatología dolorosa en cuestión. Sin embargo, el mismo efecto benéfico del eugenol podría enmascarar la respuesta pulpar e interferir con la polimerización de otros materiales como el ionómero de vidrio y la resina composite (Anusavice, 1998; Shillingburg, 1997).

El policarboxilato es un cemento a base de óxido de zinc y ácido poliacrílico. El ácido poliacrílico es un ácido orgánico de moléculas grandes que no produce irritación pulpar y confiere propiedades adhesivas inherentes por quelación. A pesar de esta capacidad adhesiva, el policarboxilato no tiene mayores efectos retentivos con respecto al fosfato de Zinc si el material restaurador no es sometido a tratamiento superficial y el pilar es acondicionado con ácido poliacrílico. En general, se considera un agente cementante casi en desaparición (Anusavice, 1998 ; Shillingburg, 1997).

En general, los cementos basados en sales de zinc exhiben un tipo de unión micromecánica por efecto geométrico y tienen la gran ventaja de ser muy versátiles en su aplicación: alterando la relación polvo/líquido se pueden obtener viscosidades propias para ser utilizadas en cementación o bases cavitarias. A pesar que todavía son usados, la aparición en el mercado de los ionómeros de vidrio y cementos de resina, han reducido su posición en la preferencia del odontólogo.

Los cementos basados en sales de aluminio, están representados por el ionómero de vidrio. Estos fueron introducidos por Wilson y Kent en 1972 luego de combinar el polvo a base de flúor-alumino-silicato (FAS) de los cementos de silicato y el líquido a base de ácido poliacrílico del policarboxilato. Desde esa fecha hasta la actualidad, los ionómeros de vidrio han evolucionado, ofreciendo características muy reconocidas como su capacidad adhesiva inherente, liberación de flúor, mínima irritación pulpar, excelentes propiedades físico-mecánicas, fácil manipulación y buen grosor de película. Al igual que el policarboxilato, la adhesión todavía no ha sido aceptada como una ventaja clínica a la hora de cementar (Anusavice, 1998 ; Shillingburg, 1997). Según Mount, el ionómero de vidrio usado para cementar se clasifica como autopolimerizable tipo I, ya sea convencional o modificado con resina (Mount, 1994).

Partiendo del trabajo hecho por Buonocore a finales de los 60's en el campo de la adhesión dental, las resinas compuestas han estado en el centro de atención de la odontología restauradora, evolucionando hacia nuevas composiciones y mejores técnicas de manipulación clínica. Después que los odontólogos han ganado experiencia haciendo restauraciones directas en boca, la aplicación de las resinas en el campo de las restauraciones indirectas ha sido cuestión de tiempo, particularmente con los agentes cementantes.

Los cementos de resina son versiones adelgazadas de resinas basadas en BisGMA y otros metacrilatos como UDMA o TEGDMA, mezcladas con rellenos inorgánicos hechos con vidrios o sílice de tipo microhíbrido o microrrelleno en un 50-70% de peso. El porcentaje de relleno incluido en una formulación determinada influye directamente en las propiedades físico-mecánicas, viscosidad, fluidez y grosor de película (Díaz Arnold, Vargas, Haselton, 1999).

Según su forma de activación, los cementos de resina pueden ser de 3 tipos:

- Autopolimerizables: indicados para restauraciones metálicas, metal/cerámica, puentes adhesivos y postes, en donde la fotopolimerización es casi imposible (Díaz Arnold, Vargas, Haselton, 1999; Palma, Suárez, Pradies, del Río, 2002). Los cementos de autopolimerización consisten en dos pastas, con la pasta base que contiene una amina terciaria aromática y la pasta catalizadora contiene peróxido de benzoilo (Lu, Mehmood, Chow, Powers, 2005).
- Fotopolimerizables: son usados para carillas de cerámica cuyo grosor delgado permite que la luz penetre a través de la restauración. Los materiales fotopolimerizado son sistema de una pasta que usan un fotoactivador como la camforoquinona que es activada por luz azul con una longitud de onda de aproximadamente 470 nm; la reacción usualmente es acelerada por una amina orgánica de tipo alifática (Lu, Mehmood, Chow, Powers, 2005).
- Duales: son indicados cuando se piensa cementar una restauración cuyo material es muy opaco y puede inhibir la transmisión de luz hasta el cemento. En estas situaciones, la intensidad de luz que alcanza el cemento será suficiente para iniciar el proceso de polimerización pero un catalizador de autopolimerización es necesario para asegurar el máximo curado (Caughman, Chan, Rueggeberg, 2001). O sea, los cementos duales han sido desarrollados para combinar los sistemas iniciadores de auto y fotopolimerización: en la pasta base usualmente contiene camforoquinona, amina alifática y amina terciaria aromática, y peróxido de benzoilo en la pasta catalizadora (Lu, Mehmood, Chow, Powers, 2005). En restauraciones hechas con materiales que no dejan pasar la luz como aquellos de origen metálico, la fijación inicial comienza a través de la fotopolimerización a nivel de los márgenes y posteriormente con el paso del tiempo, la activación química se encarga de la polimerización completa y final (Díaz Arnold, Vargas, Haselton, 1999; Palma, Suárez, Pradies, del Río, 2002). Cuando la restauración es cerámica o de resina de laboratorio, la fijación inicial solo es posible cuando el grosor del material es menor a 3 mm (Caughman, Chan, Rueggeberg, 2001).

Las ventajas y desventajas de los cementos de resina pueden ser vistas en la tabla I. Es importante enfatizar dos cosas: primero, a diferencia del fosfato de zinc o el ionómero de vidrio, los cementos a base de resina no son de uso rutinario. Segundo, a pesar de sus características adhesivas y propiedades físicas, este cemento no debe ser utilizado para suplir fallas en la

preparación dentaria (pilares cortos) o del laboratorio (retenedores flojos o con grandes desajustes marginales).

**Tabla I: Ventajas y desventajas de los cementos de resina.**

Ventajas	Desventajas
<p>Altas propiedades físico-mecánicas con respecto a cementos tradicionales.</p> <p>Excelente adhesión a tejido dental y sustrato cerámico</p> <p>Distintas formas de polimerización disponibles (auto, fotocurado o dual)</p> <p>Grosor de película de 25 <math>\mu\text{m}</math> o menos</p> <p>Gran gama de colores para optimizar el resultado estético de restauraciones cerámicas</p> <p>Insoluble al medio oral</p> <p>Sistemas de dispensación amigables y mezclado fácil</p> <p>Permiten realización de preparaciones dentarias más conservadoras en prótesis fija adhesiva</p>	<p>Irritantes pulpares en áreas profundas</p> <p>Una vez polimerizados, los excesos son difíciles de retirar y pueden irritar el periodonto</p> <p>No tienen características anticariogénicas</p> <p>Inhibición de la polimerización en presencia del óxido de zinc y eugenol, desensibilizantes dentinarios y protectores pulpares</p> <p>Dependiendo de la cantidad y tipo de relleno, el grosor de película es variable y puede afectar el ajuste marginal de las restauraciones</p> <p>Sufren de contracción por polimerización</p> <p>Técnica de aplicación sensitiva</p> <p>Necesita previa colocación de sistema adhesivo</p> <p>Costo mayor que los cementos tradicionales</p>

En cuanto a propiedades físicas y mecánicas, los cementos de resina reportan una resistencia compresiva 50% superior y un módulo de elasticidad 30% menor al fosfato de zinc junto a una elevada resistencia a la fractura. Los cementos de resina muestran el doble de valores en la resistencia a la tracción comparada a los Ionómeros de vidrio y fosfato de zinc; todo esto contribuye a que exista una mejor distribución de cargas por fuerzas funcionales y reducción de fracturas internas en la película (Palma, Suárez, Pradies, del Río, 2002).

Los cementos de resina se adhieren micromecánicamente al tejido dental por la acción de sistemas adhesivos aplicados previamente, su alta fuerza traccional y grado de conversión de polimerización. La fuerza adhesiva que se espera no solo debe ser suficiente para retener la prótesis en su lugar sino también para resistir el estrés generado por la contracción por polimerización; se considera que las fuerzas adhesivas a esmalte y dentina sean más altas que 20 MPa que combinado con tratamientos superficiales sobre el material restaurador, es factible obtener mejores resultados. Sin embargo, si nos basamos en los resultados de la literatura actual, es difícil valorar las fuerzas adhesivas producidas ya que existe un rango muy variable (7-40 MPa) para sacar conclusiones (Shillingburg, 1997; Mota, Demarco, Camacho, Powers, 2003).

De los problemas más significativos de los agentes cementantes a base de resina, existen dos en particular que no son discutidos frecuentemente o no son comprendidos a cabalidad. Ellos son la contracción por polimerización y la degradación hidrolítica.

La contracción por polimerización es un problema inherente a las resinas compuestas en general cuya solución todavía es discutida en Operatoria Dental. Específicamente, los cementos de resina presentan 2 particularidades al respecto:

1. Al estar encerrado en un mínimo espacio, el cemento de resina no contrae libremente, acumulando una cantidad determinada de estrés que depende de la viscosidad del cemento, grosor de película y geometría del espacio que ocupa la película (Díaz Arnold, Vargas, Haselton, 1999).

2. Los cementos de resina pueden llegar a desarrollar una mayor fuerza de adhesión en un sustrato que en otro. O sea, adherirse más en el tejido dental que en el material restaurativo o viceversa. Al contraer durante la polimerización, la interfase donde la adhesión sea más fuerte, no sufrirá daño; donde la adhesión sea más débil, habrá acumulación de estrés. Este fenómeno se conoce como contracción por polimerización uniaxial (Donovan, Cho, 1999).

Lo anterior nos lleva a deducir que si cualquier fuerza aplicada repetitivamente fatiga una película de cemento que haya acumulado estrés por la contracción, con el tiempo podría producirse una separación en la interfase, dando origen a una brecha y posterior microfiltración.

El otro problema que afecta directamente la longevidad de una interfase adhesiva es lo que se denomina degradación hidrolítica que en palabras simples se refiere a la permeabilización de un polímero por parte del agua hasta llegar a degradarlo.

A nivel industrial, se fabrican polímeros cuya durabilidad se espera prolongada porque se hacen en condiciones ideales de deshidratación, presión, temperatura, tiempo, etc. En cambio, para aplicaciones clínicas dentales, los polímeros son productos de mezclas complejas de monómeros resinosos, diluyentes y solventes que serán sometidos a condiciones adversas en el medio bucal. No deberíamos esperar mucho de la calidad de un polímero obtenido por fotopolimerización durante 20 segundos, a 37°C, en presencia de oxígeno y gran humedad inherente del sustrato en que será colocado. La durabilidad de un polímero odontológico esta relacionada con:

- Grado de conversión: ninguna resina polimerizada logra convertir todos sus monómeros en polímeros en un 100%, aun en condiciones ideales. Entre menor sea el grado de conversión, mayor degradación sufrirá un material polimérico.
- Características hidrofílicas: tiene que ver con su capacidad mayor o menor de absorber agua después de la polimerización. Entre más hidrofílico sea un polímero, mayor degradación sufrirá.
- Presencia de agua durante la polimerización: induce a la formación de una resina subpolimerizada que es más propensa a absorber agua, a ser menos durable y con propiedades mecánicas iniciales disminuidas.

Si el sistema adhesivo en cuestión tiene monómeros hidrófilos dentro de su composición y si quedaron solventes y agua residual posterior a la polimerización (lo cual es muy probable en técnicas de adhesión húmeda), hay posibilidad de obtener un polímero de mala calidad con potencial de degradación a lo largo del tiempo lo cual implicaría pérdida de retención de las restauraciones o filtración marginal.

El fenómeno de la degradación hidrolítica es bastante conocido en los campos de la energía eléctrica y tecnología de pinturas, llamándole a su primera señal como "water treeing". Finalizada la polimerización, la exposición de los adhesivos al medio acuoso desencadena un proceso de absorción de agua del polímero desde el medio externo, migrando hacia áreas de porosidad interna y donde se localizan moléculas hidrófilas residuales. El camino trazado por la permeabilidad del agua sigue una estructura semejante a la separación de las ramas de un árbol. El agua ejerce, de inmediato, un efecto plastificador en las moléculas de resina, alterando propiedades mecánicas y resistencia adhesiva sobretodo a las primeras 24 horas de inmersión en medio acuoso (Carvalho, 2003).

Como hemos mencionado, comúnmente los cementos de resina están hechos a base de BisGMA. Sin embargo, al usarse algunas moléculas o agregarse otras a la fase matriz, proporcionan una ventaja extra en cuanto a adhesión sobre sustrato metálico.

SuperBond C&B (Sun Medical) es esencialmente una resina acrílica con una polimerización similar al acrílico de autocurado: inicialmente la pasta mezclada es fluida, cambiando a un estado plástico y luego sólido. Su composición química incorpora a la molécula 4-META en los monómeros acrílicos para formar uniones hidrofóbicas e hidrofílicas responsables de adhesión química con algunas aleaciones metálicas (Chang, Hurst, Hart, Estey, 2002; Uchiyama, 1986). Se ha reportado que al cabo de cierto tiempo, los altos valores iniciales de adhesión observados se van debilitando a causa de la hidrólisis sufrida en la interfase tejido dental-restauración en contacto con la humedad (Gómez, 2003).

Panavia (Kuraray) es un cemento de resina con propiedades anaeróbicas, a base de BisGMA con monómeros fosforados (MDP) que tiene la capacidad de unirse químicamente a los óxidos metálicos, especialmente si el sustrato ha sido tratado superficialmente, alcanzando valores de fuerza adhesiva mayor a 22 MPa. Panavia es muy popular y es ocupado como parámetro de comparación en la gran mayoría de investigaciones relacionadas con cementos de resina. La primera generación se conoció como Panavia, la segunda generación como Panavia 21 y la tercera generación como Panavia F con liberación de flúor (Parsa, Goldstein, Barrack, LeGeros, 2003; Gómez, 2003; Uchiyama, 1986).

Los cementos de resina siempre han necesitado de la aplicación previa de un sistema adhesivo. RelyX Unicem (3M ESPE) es un nuevo agente cementante a base de resina que es autoadhesivo porque incluye monómeros fosforilados multifuncionales dentro de su composición química, similares a los contenidos por los sistemas adhesivos de un solo paso. La naturaleza ácida de estos monómeros permite la desmineralización de la superficie dental, penetración del cemento, alta reactividad y grado de entrecruzamiento de la matriz para proveer mejores propiedades mecánicas y estabilidad a largo plazo. Se especula pero no ha sido confirmado que también ocurre secundariamente adhesión química con la hidroxiapatita, una cualidad hasta ahora presentada solamente por los ionómeros de vidrio (Perfil técnico RelyX Unicem 3M ESPE; DeMunck, Vargas, Van Landuyt, Hikita, Lambrechts, Van Meerbeek, 2004; Piwowarczyk, Lauer, Sorensen, 2004). Para el relleno se creó un vidrio alcalino basado en la tecnología de los ionómeros de vidrio para neutralizar la acidez de los monómeros, evitar la hidrólisis excesiva y permitir la liberación de iones flúor. El porcentaje de relleno es de 72% en peso con un tamaño de partícula menor a 9.5  $\mu\text{m}$  (Perfil técnico RelyX Unicem 3M ESPE). Como el relleno de Unicem sufre una reacción ácido-base con los monómeros fosforilados que retrasa algún tiempo la formación de una matriz con alto grado de conversión monomérica, esto podría afectar los valores iniciales en las fuerzas adhesivas (Kumbuloglu, Lassila, User, Vallitu, 2004).

Los estudios relacionados al comportamiento físico-mecánico de Unicem todavía no son muchos. Usando pruebas microtraccionales en esmalte, Unicem mostró valores significativamente menores al cemento de resina control: 19.6 +/- 6 MPa contra 35.4 +/- 9.5 MPa. Si se aplica ácido grabador al esmalte, las fuerzas adhesivas aumentan a un nivel en donde no hay significancia entre ambos (35.6 +/- 13.2 MPa contra 35.4 +/- 9.5 MPa). En dentina, los

valores no son significativos: 15.9 +/- 3.9 MPa contra 17.5 +/- 5.9 Mpa del cemento control (DeMunck, Vargas, Van Landuyt, Hikita, Lambrechts, Van Meerbeek, 2004). El comportamiento de Unicem en sustratos no dentales es variable: ocupando pruebas de cizallamiento se obtuvieron fuerzas adhesivas de 9.2 +/- 2.6 MPa en aleaciones nobles, 5.9 +/- 1.1 MPa en óxido de aluminio densamente sinterizado, 20.1 +/- 3.3 MPa en cerámica reforzada con leucita y 16.8 +/- 2.7 MPa en disilicato de litio (Piwowarczyk, Lauer, Sorensen, 2004).

La cementación convencional y adhesiva son técnicas complementarias, no conflictivas y cada una de ellas tiene ventajas, indicaciones y especificaciones. La cementación convencional todavía preserva una amplia gama de indicaciones por las siguientes razones: produce grosores de película mucho más delgadas, los procedimientos clínicos son más simples, no requieren de aislamiento absoluto y permiten retirar más fácilmente una restauración. No hay un cemento o adhesivo universal para todas las situaciones clínicas y la selección debe de ser hecha después de considerar cada tipo de restauración (DeGrange, Cheylan, Samama, 2000).

#### *Sustratos metálicos y Tratamientos superficiales:*

Un metal es todo elemento que en solución se ioniza positivamente. Los metales en forma pura son de escasa aplicación en odontología restaurativa debido a sus propiedades físicas o biológicas inadecuadas. Por ejemplo, el oro en estado puro es demasiado débil y dúctil pero si se combina con cobre, se vuelve más duro y resistente. Cualquier asociación de dos o más metales que suelen ser solubles en su estado de fusión es conocida como aleación. Las posibilidades de combinar varios metales son variadas dependiendo del comportamiento requerido (Macchi, 1990).

En 1984, la ADA propone una forma simple de clasificar las aleaciones (ver tabla II) y que actualmente es la más aceptada (Naylor 1992; Wataha, 2002). Aunque es posible utilizar cualquier tipo de aleación para fabricar una prótesis fija, las más populares son las de tipo base, particularmente las de Níquel-Cromo (Ni-Cr) ya que proporcionan ventajas tales como:

**Tabla II: Clasificación de las aleaciones metálicas según ADA.**

<b>Tipo</b>	<b>Definición</b>
<b>Alto noble</b>	Contenido total de metal noble mayor o igual a 60% en peso. Contenido de oro mayor o igual a 40% en peso.
<b>Noble</b>	Contenido de metal noble mayor o igual a 25% (hasta 50%) sin estipular cantidad de oro.
<b>Base</b>	Contenido de metal noble menor a 25% en peso.

- Excelentes propiedades físicas: dureza y rigidez por su alto modulo de elasticidad (casi el doble que las aleaciones alto noble) lo cual permite la fabricación de estructuras ligeras con grosores reducidos.
- Baratas (Naylor 1992; Wataha, 2002; Baran, 1983; Kelly, Rose, 1983).

- Producen óxidos metálicos como el cromo, estaño o cobre, volviéndose susceptibles a ser tratadas superficialmente con éxito para efectos de adhesión (Yoshida, Kamada, Tanagawa, Atsuta, 1996).

El uso de aleaciones metálicas es un reto para la tecnología adhesiva disponible ya que la diferencia de naturaleza química entre sustratos es evidente. Lo anterior justifica el desarrollo de distintos tipos de tratamientos para superficies metálicas (ver tabla III), tratando de compatibilizar los sustratos y lograr fuerzas adhesivas adecuadas que garanticen la longevidad de una restauración.

**Tabla III: Mecanismos de fijación de resina composita a una estructura metálica\***

Adhesión micromecánica	Adhesión micromecánica + química
Grabado electrolítico Grabado químico Arenado	Silano Primers metálicos Estañado Cubierta de sílice

\* Adaptado de Creugers, 1997.

En el anexo No.1 se presenta un resumen de varias investigaciones relacionadas a los distintos tratamientos superficiales en metal disponibles en el mercado. Merece exponer algunas reflexiones que se desprenden del repaso de la información mostrada en dicho anexo:

1. La metodología de cada estudio es variable y sin uniformidad, haciendo difícil de comparar los resultados entre sí.
2. El valor de los experimentos hechos a partir de pruebas de fuerzas adhesivas ténsiles o de cizallamiento no está del todo claro; o sea, no hay acuerdo sobre cual es mejor.
3. Existen agentes cementantes que no son compatibles o no se benefician de algunos tratamientos superficiales.
4. El desempeño excepcional de algunos materiales *in vitro* puede ser decepcionante clínicamente y viceversa. El uso de un buen agente cementante combinado con un tratamiento superficial lo más simple posible que proporcione altos resultados clínicos, es mucho más deseable que un cemento con una alta fuerza adhesiva *in vitro* (Creugers, 1997).

Gran parte de los mecanismos expuestos en el cuadro No.4 son complementarios o combinables. Por ejemplo, el arenado es un requisito previo para el uso del silano, primer o cubierta de sílice. El estañado puede proveer adhesión micromecánica y química a la vez. A continuación serán discutidas brevemente.

#### *Adhesión Micromecánica*

Después de que Rochette incorporara orificios en una férula periodontal metálica para mejorar la retención mecánica de ella, Thompson y Livaditis en la universidad de Maryland idearon el grabado en metal que puede ser hecho de dos formas: electrolítica y químicamente. El grabado electrolítico utiliza un dispositivo que combina la electricidad y soluciones aniónicas halogenadas (ver tabla IV) para disolver selectivamente ciertas fases metálicas y producir superficies microrretentivas con profundidades calculadas en 30-44  $\mu\text{m}$  aproximadamente; como

resultado, se han reportado fuerzas adhesivas de hasta 30 MPa sobre aleación base (McLaughlin, 1987; Neto, Candido, Junior, Garcia, 2003). Una vez el potencial eléctrico pasa en un determinado punto, se generan áreas localizadas de degradación y la superficie se cubre rápidamente con una película de óxido que se comportará como una capa pasiva que posteriormente será limpiada. Sobre la intensidad del potencial eléctrico aplicado se dice que:

- Si se aumenta el potencial eléctrico, aumentan las áreas atacadas por el electrolito. Igualmente se aumentan las áreas de degradación si se mantiene constante el potencial pero se aumenta el tiempo de exposición. Para cualquiera de los 2 casos, la aleación podría adelgazarse en sus áreas más finas hasta el extremo de perforarse.
- Si se aumenta el potencial hasta un punto determinado, el ritmo de grabado aumenta hasta cesar e iniciar un pulido electrolítico; eso significa que la aleación no se puede sobregrabar (McLaughlin, 1987)

Existen técnicas de 2 y 1 paso. En la técnica de 2 pasos, se sumerge la estructura metálica en el baño electrolítico y posteriormente se sumerge en otra solución de ácido clorhídrico 18% y/o nítrico para limpiar los subproductos del grabado que quedan en la superficie de la aleación a modo de capa de "suciedad" mal adherida y que podrían interferir con la infiltración de la resina. La técnica de un paso combina el arenado con un baño electrolítico que combina al ácido sulfúrico y clorhídrico (McLaughlin, 1987).

**Tabla IV: Soluciones para el grabado electrolítico y especificaciones relacionadas\***

Aleación	Ácidos	Corriente (mA/cm <sup>2</sup> )	Tiempo (min)
Ni-Cr-Mo-Be	H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> (10% vol)	300	5
Ni-Cr-Mo-Be-Si	HNO <sub>3</sub> (0.5 N)	250	5
Co-Cr-W	HNO <sub>3</sub> (1N: 60% + CH <sub>3</sub> COOH, 40%)	200	7

\* adaptado de Neto y cols (2003)

El grabado químico es una forma más simple que utiliza soluciones o geles que contienen ácido clorhídrico y cloruro férrico. Se ha reportado que con aleaciones Ni-Cr-Be, el grabado químico produce fuerzas de adhesión de 6 MPa y si se combina con cementos de resina que incluyan MDP o 4-META, las fuerzas llegan a 20 MPa (Söderholm, 2000; Neto, Candido, Junior, Garcia, 2003).

Para poder realizar cualquier tipo de grabado sobre metal, es importante la calidad de las aleaciones. Aquellas aleaciones que son de baja calidad metalúrgica producen colados con poros que previenen un tratamiento superficial uniforme: hay una mayor severidad de grabado en las zonas porosas, resultando en áreas poco accesibles y llenas de aire que impedirán una buena infiltración de los agentes cementantes y por lo tanto, reducen la fuerza adhesiva (Nocchi, de Goes, Consani, 1994).

Una de las formas más populares y económicas de tratar las superficies metálicas es el arenado, el cual es un procedimiento basado en la abrasión de una superficie con partículas de óxido de aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) de tamaños entre 37-250 μm impulsadas por aire a presión. Los objetivos del arenado son el de aumentar el área superficial para la adhesión micromecánica y disminuir la tensión superficial para mejorar la humectabilidad del agente cementante (Nocchi, de

Goes, Consani, 1994; Ozcan 2002), llegándose a reportar fuerzas adhesivas de cizallamiento de 25.8 +/- 2.1 MPa en conjunto con cementos de resina mejorados (Guzmán, 2003). Otros sistemas de tratamiento para superficies metálicas como los primers o cubierta de sílice (ver cuadro No.6), requieren de un arenado previo para mejorar su desempeño (Pinto Coelho, Rubo, Pegoraro, 1996).

El arenado de una superficie metálica es indispensable para adherir resina a metal ya que mejora la fuerza de adhesión al crear una superficie mayor, más activa y humectable. Al moverse a gran velocidad y colisionar contra la superficie metálica, las partículas transforman la mayoría de su energía cinética a calor, resultando en una fundición localizada, cambio de estructura y enriquecimiento en alumina por parte de la aleación (Petridis, Garefis, Hirayama, Kafantaris, Koidis, 2004).

Las partículas grandes (250  $\mu\text{m}$ ) presentan una distribución ancha de tamaño de partículas entre 10 y 700  $\mu\text{m}$ . Arenar con partículas pequeñas (50  $\mu\text{m}$ ), presenta una distribución estrecha de tamaño de partículas entre 47 y 120  $\mu\text{m}$ , estando en la capacidad de penetrar mejor la superficie de la aleación (Petridis, Garefis, Hirayama, Kafantaris, Koidis, 2004).

Un aspecto importante a considerar al momento de arenar es la selección del tamaño de partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ : las partículas grandes son más útiles para efectos de limpieza en el laboratorio, por ejemplo, eliminar residuos de revestimiento posterior al colado; partículas de tamaño intermedio (90-110  $\mu\text{m}$ ) son más usadas para efectos de microrretención. Las partículas grandes no son útiles para microrretención porque su impacto aplasta las superficies blandas de aleaciones nobles y producen porosidades muy amplias o redondeadas en aleaciones más duras, lo cual no aumenta el área superficial como se esperaría (Sen, Nayir, Pamuk, 2000; Mukai, Fukui, Hasegawa, 1995).

Se ha encontrado que cuando arenamos un metal, hay 11.3% en peso de incorporación de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  dentro de la composición superficial. Al quedar incrustadas firmemente, las partículas de alúmina tienden a cubrir los óxidos metálicos y mermar los valores adhesivos aun usando silanos; como resultado, sobrevienen fallas a largo plazo en la adhesión resina-metal por degradación hidrolítica. Una forma de reducir este fenómeno es el de dejar el metal arenado por unos minutos en un limpiador ultrasónico tratando de dislocar la mayor cantidad de partículas incrustadas (Kern, Thompson, 1993; Cobb, Vargas, Fridich, Bouschlicher, 2000).

Entre los problemas más reportados en la literatura sobre el arenado podemos mencionar:

- El arenado tiene el potencial de remover cantidades significativas de metal; aunque la cantidad de abrasión no parece ser crítica para el ajuste clínico de una restauración, es importante tratar de limitar arenados innecesarios porque puede dañar los márgenes de una restauración (Kern, Thompson, 1993)
- La interfase de especímenes arenados muestran una gran sensibilidad a la hidrólisis. Aleaciones de Co-Cr tratadas solamente con arenado sufren de hidrólisis por el ingreso de agua en la interfase aunque la fuerza adhesiva se mantiene gracias a la retención física de la resina en las porosidades producidas. Agregar silano mejora las fuerzas adhesivas pero no lo

suficiente para ser significativa estadísticamente; después del termociclado, las fuerzas adhesivas entre el metal y la resina disminuyen (Kern, Thompson, 1995).

- Existe preocupación en cuanto a la efectividad a largo plazo de las prótesis adhesivas cuando solo se arena el metal debido a la separación interfacial; por lo tanto, es necesaria la participación de la adhesión química para obtener resultados más predecibles (Mukai, Fukui, Hasegawa, 1995). El patrón microrretentivo del arenado es bueno pero no tan eficientes como el grabado en aleaciones dendríticas y esto es de especial repercusión si las superficies en relación serán expuestas a tensión (Ozcan, 2002).

### *Adhesión micromecánica y química*

Como hemos mencionado anteriormente, la adhesión química de forma pura no sucede muy frecuentemente en odontología restaurativa. Sin embargo, que un agente cementante interactúe con una superficie primariamente por medios micromecánicos y secundariamente a través de la afinidad con óxidos metálicos o capas especiales aplicadas sobre una superficie, hace que los sistemas de tratamiento que se describen a continuación apliquen a la categoría “adhesión micromecánica y química”

Los agentes silanizadores, comúnmente llamado silano, son compuestos líquidos de naturaleza bifuncional que promueven la adhesión: los grupos hidroxilo cubren los óxidos metálicos y los grupos silanolol reaccionan con compuestos orgánicos, en este caso, los agentes cementantes a base de resina. Por ello, los silanos funcionan como mediadores de adhesión entre matrices disimilares; por si solo, el silano no ejerce mucha diferencia pero si se combina con otros sistemas de tratamiento superficial, los resultados son mejorados. Para usar un agente silanizador en presentación de dos líquidos, estos se mezclan, absorben agua (hidrolización) y polimerizan por condensación; cuando son monocomponentes en solución acuosa, se conocen como prehidrolizados y ya vienen listos para ser aplicados. En ambos casos, luego de pintar la superficie metálica hay que esperar a la evaporación del solvente por algunos minutos antes de aplicar cualquier otro material sobre la película de silano (Söderholm, 2000; Matinlinna, Lassila, Ozcan, Yli-Urpo, Vallitu, 2004). Las aleaciones nobles no se benefician con el silano, siendo en este caso más recomendable usar un primer metálico a base de tiol (Ozcan, Matinlinna, Vallittu, Huysmans, 2004).

Los primers metálicos son líquidos que contienen compuestos derivados del tiol. Al ser pintados en las superficies metálicas previamente tratadas con arenado, favorecen la adhesión química entre un cemento de resina y las aleaciones dentales. Suzuki y Kojima sugieren que su mecanismo de acción es a partir del cambio de estructura, en donde los grupos mercapto del tiol reaccionan con elementos metálicos nobles para formar una unión química (Matsumura, Shimoe, Nagano, Atsuta, 1999; Antoniadou, Kern, Strub, 2000; Matsumura, Atsuta, Tanoue, 2002). La utilización de primers metálicos influyen los modos de falla de las cementaciones adhesivas: cuando no se usan, las fallas son predominantemente adhesivas. Cuando se usan, además de reducirse los fracasos, las fallas son en un gran porcentaje cohesiva demostrando que la adhesión entre el sustrato metálico y resinoso es bueno y que la fuerza adhesiva es limitada solamente por la fuerza cohesiva de la resina misma. Entre los primers más utilizados tenemos el VBATDT (también llamado VTD) y MEPS para aleaciones nobles y MDP para aleaciones base y cerámica

alumínica infiltrada (Yoshida, Kamada, Tanagawa, Atsuta, 1996; Watanabe, Matsumura, Atsuta, 1995; Kern, Thompson, 1995).

El estañado es una técnica especialmente útil para aleaciones metálicas nobles y alto noble. Utilizando un equipo especial, se electrodeposita una capa de cristales de estaño que provee adhesión micromecánica y química a través de la formación de óxidos que proporcionan sitios favorables para la adhesión. Luego de arenar una estructura metálica, esta se conecta con el electrodo del dispositivo estañador y se “cepilla” el metal con una punta empapada de solución para estañado por 15-30 segundos hasta que una capa blanca-grisácea cubra toda la superficie. El proceso del estañado es hasta cierto punto empírico porque la evaluación es visual. Si se aplica en exceso, la capa disminuye las fuerzas de adhesión (Guzmán, 2003; Söderholm, 2000; Ozcan, Pfeiffer, Nergiz, 1998). En la literatura se han encontrado resultados muy variables indicando que el procedimiento es de técnica sensitiva y difícil de controlar por la falta de estandarización. Gates reporta fuerzas adhesivas de cizallamiento promediando 40 MPa en aleaciones con alto contenido de metales nobles, lo cual es comparable con las fuerzas adhesivas logradas por las aleaciones Ni-Cr tratadas con otros métodos. (Gates, Diaz-Arnold, Aquilino, Ryther, 1993).

Los sistemas de cubierta de sílice son:

- Silicoater y Silicoater MD (Heraeus Kulzer).
- Kevloc (Heraeus Kulzer).
- Rocatec y CoJet Sand (3M ESPE)

Independiente de su mecanismo de acción, todos ellos tienen un elemento en común: el aporte de sílice a la superficie metálica para que sea afín al silano y este a su vez al cemento de resina.

El sistema Silicoater fué el primer sistema basado en cubierta de sílice, inicialmente diseñado para adherir carillas de resina a metal y así poder prescindir de las retenciones mecánicas (Söderholm, 2000). El sistema crea una capa de óxido de silicón-carbono ( $\text{SiO}_x\text{-C}$ ), depositada pirolíticamente con una flama de aire-gas propano sobre la superficie metálica previamente arenada. Las moléculas de sílice se descomponen en la parte oxidante de la flama y se unen a sitios libres en la superficie metálica para formar una capa vitrificada muy delgada de metal-sílice. El Silicoater MD es una versión mejorada que también produce una capa de cubierta de sílice con puntos de óxido de cromo utilizando un horno especial para el mejor control de la temperatura y simplificación del procedimiento (Pesun, Mazurat, 1998). La adhesión resultante es resistente al agua y de alguna forma elástica, lo cual es muy conveniente para una distribución más eficiente del estrés causado por variaciones de temperatura o fuerzas de ruptura sobre la superficie metálica; por lo tanto, ayuda a reducir la microfiltración (Mukai, Fukui, Hasegawa, 1995). La adhesión lograda por el Silicoater es el resultado de la combinación del arenado, de la capa de óxido de silicón-carbono y del mejoramiento de la humectabilidad con el uso de agentes silanizadores (Kern, Thompson, 1993). Las desventajas que se le atribuyen al sistema son lo caro del equipo, el proceso engorroso, debe ser hecha 1 hora antes de la cementación y el procedimiento no produce una capa discernible; por ello, el fabricante tuvo que modificar esta eventualidad con el Silicoater MD cambiando los equipos de aplicación a unos más simples y permitiendo que la capa de sílica fuera visible (Pesun, Mazurat, 1998).

aluminica infiltrada (Yoshida, Kamada, Tanagawa, Atsuta, 1996; Watanabe, Matsumura, Atsuta, 1995; Kern, Thompson, 1995).

El estañado es una técnica especialmente útil para aleaciones metálicas nobles y alto noble. Utilizando un equipo especial, se electrodeposita una capa de cristales de estaño que provee adhesión micromecánica y química a través de la formación de óxidos que proporcionan sitios favorables para la adhesión. Luego de arenar una estructura metálica, esta se conecta con el electrodo del dispositivo estañador y se "cepilla" el metal con una punta empapada de solución para estañado por 15-30 segundos hasta que una capa blanca-grisácea cubra toda la superficie. El proceso del estañado es hasta cierto punto empírico porque la evaluación es visual. Si se aplica en exceso, la capa disminuye las fuerzas de adhesión (Guzmán, 2003; Söderholm, 2000; Ozcan, Pfeiffer, Nergiz, 1998). En la literatura se han encontrado resultados muy variables indicando que el procedimiento es de técnica sensitiva y difícil de controlar por la falta de estandarización. Gates reporta fuerzas adhesivas de cizallamiento promediando 40 MPa en aleaciones con alto contenido de metales nobles, lo cual es comparable con las fuerzas adhesivas logradas por las aleaciones Ni-Cr tratadas con otros métodos. (Gates, Diaz-Arnold, Aquilino, Ryther, 1993).

Los sistemas de cubierta de sílice son:

- Silicoater y Silicoater MD (Heraeus Kulzer).
- Kevloc (Heraeus Kulzer).
- Rocatec y CoJet Sand (3M ESPE)

Independiente de su mecanismo de acción, todos ellos tienen un elemento en común: el aporte de sílice a la superficie metálica para que sea afín al silano y este a su vez al cemento de resina.

El sistema Silicoater fué el primer sistema basado en cubierta de sílice, inicialmente diseñado para adherir carillas de resina a metal y así poder prescindir de las retenciones mecánicas (Söderholm, 2000). El sistema crea una capa de óxido de silicón-carbono ( $\text{SiO}_x\text{-C}$ ), depositada pirolíticamente con una flama de aire-gas propano sobre la superficie metálica previamente arenada. Las moléculas de sílice se descomponen en la parte oxidante de la flama y se unen a sitios libres en la superficie metálica para formar una capa vitrificada muy delgada de metal-sílice. El Silicoater MD es una versión mejorada que también produce una capa de cubierta de sílice con puntos de óxido de cromo utilizando un horno especial para el mejor control de la temperatura y simplificación del procedimiento (Pesun, Mazurat, 1998). La adhesión resultante es resistente al agua y de alguna forma elástica, lo cual es muy conveniente para una distribución más eficiente del estrés causado por variaciones de temperatura o fuerzas de ruptura sobre la superficie metálica; por lo tanto, ayuda a reducir la microfiltración (Mukai, Fukui, Hasegawa, 1995). La adhesión lograda por el Silicoater es el resultado de la combinación del arenado, de la capa de óxido de silicón-carbono y del mejoramiento de la humectabilidad con el uso de agentes silanizadores (Kern, Thompson, 1993). Las desventajas que se le atribuyen al sistema son lo caro del equipo, el proceso engorroso, debe ser hecha 1 hora antes de la cementación y el procedimiento no produce una capa discernible; por ello, el fabricante tuvo que modificar esta eventualidad con el Silicoater MD cambiando los equipos de aplicación a unos más simples y permitiendo que la capa de sílica fuera visible (Pezun, Mazurat, 1998).

Kevloc es un sistema desarrollado para ser usado junto a una resina de laboratorio, Artglass (Heraeus Kulzer). Su mecanismo exacto no ha sido publicado pero se cree que involucra la deposición termoquímica de heterociclos nitrogenados (anillos de más de un tipo de átomos) seguido por una capa de copolímeros de acrilonitrilos (hules sintéticos) que proporcionan dobles enlaces para la copolimerización con la resina. Utiliza el arenado previo y la aplicación de capas de un primer y agente adhesivo que es termoactivado por una corriente de aire caliente proveniente de una pieza de mano especial por 1 minuto. Actualmente la termoactivación se hace con el horno Kevloc AC que transfiere calor por contacto y radiación durante 8 minutos (Rothfus, Hokett, Hondrum, Elrod, 1998; Söderholm, 2000; Ozcan, Pfeiffer, Nergiz, 1998; Pesun, Mazurat, 1998)

Rocatec es otro sistema de cubierta de sílice, basado en el efecto triboquímico. La triboquímica es la creación de adhesión química a través del uso de energía mecánica lograda por impacto. Cuando una partícula de  $Al_2O_3$  modificada con ácido silícico golpea la superficie a 200 m/s, altas temperaturas (hasta  $1000^\circ C$ ) son producidas por el impacto formando un "triboplasma". Durante el proceso, la partícula impactante deposita una cubierta molecular de alúmina y sílice a la superficie metálica hasta una profundidad de  $15 \mu m$ , dejándola químicamente más reactiva. Rocatec utiliza una cámara arenadora para uso en laboratorio.

**Tabla V: Descripción de procedimientos en sistemas de cubierta de sílice.**

	Silicoater (Heraeus Kulzer)	Silicoater MD (Heraeus Kulzer)	Kevloc (Heraeus Kulzer)	Rocatec (3M ESPE)	CoJet Sand (3M ESPE)
Arenado	$Al_2O_3$ : 250 $\mu m$ Presión: mayor o igual 0.4 MPa. Tiempo: 15 segundos.	$Al_2O_3$ : 250 $\mu m$ Presión: mayor o igual 0.4 MPa. Tiempo: 15 segundos.	$Al_2O_3$ : 110 $\mu m$ Presión: mayor o igual 0.2 MPa.	$Al_2O_3$ : 110 $\mu m$ (Rocatec Pre) Presión: mayor o igual 0.25 MPa.	
Lavado	Siliclean. Secado en aire.	Siliclean. Secado en aire.			
Acondicionado y activación	Siliflam: 5 minutos. Proporción aire/gas propano de flama: 20:1	Cepillado de Sililink. Horno Silicoater MD por 8 minutos	Kevloc Primer. Secar por 1-2 minutos. Kevloc Bond en Kevloc AC por 8 minutos. Enfriar en 5 minutos.	Rocatec plus. Presión: 0.25 MPa.	CoJet a 2.4 bares de presión, a 10 mm de distancia y en ángulo recto por 15 segundos
Silanización	Silicoup Ay B. Secar por 4 minutos.	Siliseal. Secar por 2 minutos.		ESPE Sil. Secar por 5 minutos	ESPE Sil. Secar por 5 minutos

Actualmente, arenadores pequeños están siendo usados para asperizar superficies intraoralmente en reparaciones de cerámicas fracturadas con metal expuesto o procedimientos pre-cementación. Como Rocatec no fué diseñado para uso intraoral, la arena fué adaptada para soportar la humedad de la cavidad oral y el resultado fué CoJet Sand (3M ESPE) que tiene un tamaño de partícula más fina ( $30 \mu m$ ) que Rocatec (Edelhoff, Marxx, Spiekermann, Yildirim, 2001; Ozcan, 2002). Después de pruebas de cizallamiento sobre una aleación noble, Cobb y cols concluyeron que la aportación de sílice del CoJet Sand en un 12.9% en peso de la composición de

la superficie metálica logran una afinidad química que aumenta las fuerzas adhesivas: 13.5 +/- 2.7 MPa con silano y 6.4 +/- 1.3 MPa sin silano (Cobb, Vargas, Fridich, Bouschlicher, 2000).

En la tabla V se describen los procedimientos para utilizar los métodos de cubierta de sílice. Las comparaciones entre sistemas indican que Rocatec y Silicoater funcionan bien con todo tipo de aleación; sin embargo, Rocatec tiene un mejor desempeño con aleaciones base. Además, debido a que la deposición de la capa de sílice es a través de energía mecánica, tiene más estabilidad hidrolítica a largo plazo (Söderholm, 2000). Comparando con otros tratamientos de superficies metálicas, los sistemas de cubierta de sílice se comportan muy bien: Creugers encontró que las fuerzas ténsiles de especímenes cubiertos por sílice son superiores al estañado y grabado lo cual también fué demostrado por Caeg e Ishijima usando distintos tipos de aleaciones (Söderholm, 2000; Pesun, Mazurat, 1998).

#### *Interacción de interfases tejido dental-agente cementante y agente cementante-metal:*

Muchas investigaciones han explorado la interacción entre tejidos dentales y agentes cementantes; otras, con el fin de simular el comportamiento en cavidad oral donde hay una combinación de carga y termociclado, incluyen aleaciones metálicas en el diseño de los especímenes de trabajo (Sen, Nayir, Pamuk, 2000).

Las comparaciones entre estudios son complicadas por los diferentes abordajes y variables en las investigaciones: origen del tejido dental, tipos de dientes, presión pulpar, temperatura de almacenamiento de los dientes, tiempo de almacenaje máximo de los dientes, profundidad dentinaria, tipo y rigidez de la resina, área de adhesión, almacenaje de los especímenes adheridos (medio, temperatura y tiempo), modo de examen, velocidad crosshead, geometría del examen, grosor de la capa adhesiva, etc. Generalmente la capacidad adhesiva ha sido evaluada con exámenes in vitro ténsiles y de cizallamiento, siendo estos últimos lo que producen las fuerzas adhesivas más altas. Por medio de análisis de elementos finitos, se concluyó que los exámenes de cizallamiento son más eficientes para encontrar la resistencia cohesiva del material, mientras que los exámenes ténsiles son mejores para investigar la adhesión en la interfase. Nuevamente, las pruebas de laboratorio son importantes para determinar muchas características de los materiales dentales, pero sus resultados no pueden ser directamente relacionados a las situaciones clínicas; entonces, evaluaciones clínicas a largo plazo son más necesarias (Mota, Demarco, Camacho, Powers, 2003).

**Tabla VI: Fuerza traccional (MPa) de cementos de resina a esmalte y dentina bovinos.**

	Single Bond + RelyX ARC (3M ESPE)	Single Bond + Resin Cement (3M ESPE)	Prime Bond 2.1 + Enforce (Dentsply)	Adhesivo Nexus + Nexus (Kerr)
Esmalte	11.4 +/- 3.1	11.5 +/- 3	11.8 +/- 2.8	10 +/- 1.4
Dentina	9.6 +/- 1.8	9.3 +/- 0.9	7.8 +/- 2.9	3.5 +/- 0.8

La investigación hecha por Mota y cols (2003) cuyos resultados son observables en la tabla VI y los de Abo-Hamar y cols (2005) observables en la tabla VII, corroboran la variabilidad de resultados, con dos diferencias fundamentales: la naturaleza distinta de los dientes de

experimentación y los tipos de pruebas utilizadas, volviendo difícil la interpretación de resultados. Aun así, podemos rescatar algunas reflexiones.

**Tabla VII: Fuerza de cizallamiento (MPa) de agentes cementantes actuales en esmalte y dentina humanos.**

	Ketac Cem (3M ESPE): Ionómero de vidrio	Prime and Bond NT + Dyract cem plus (Dentsply): Compomero	Syntac + Variolink II (Ivoclar): Resina Bis-GMA	ED-Primer II + Panavia F 2.0 (Kuraray): Resina + MDP	RelyX Unicem (3M ESPE): Resina auto adhesivo
Esmalte	6.1	17.8	32.8	23.6	14.5
Dentina	4.1	10.1	15.1	10.5	10.8

La adhesión en esmalte es consistentemente superior que en dentina, hecho ya conocido por estudios previos relacionados a operatoria dental. Como se ha mencionado anteriormente, a veces las condiciones clínicas son adversas para obtener una buena adhesión, particularmente en dentina, evitando la contaminación superficial, la adhesión en esmalte de un cemento de resina es más fuerte y estable. Dejar los márgenes de una restauración indirecta en esmalte garantiza mayor retención e integridad de la película de cemento, especialmente en prótesis fijas adhesivas.

El estudio de Abo-Hamar y cols (2005) muestra el desempeño de distintos tipos de cementos. Los cementos con propiedades adhesivas *per se* tales como Unicem (cemento de resina autoadhesivo) y Ketac Cem (ionómero de vidrio) obtuvieron valores bajos con respecto a los demás; sin embargo, no utilizan ningún tipo de sistema adhesivo. Obviamente, ni Unicem o Ketac Cem podrían ser ocupados para prótesis fija adhesiva; pero si son indicables para restauraciones de cerámica (Ej; zirconio), metálica o metal-cerámica con poco o nada de esmalte remanente.

**Tabla VIII: Fuerza adhesiva fraccional (MPa) de cementos de resina a esmalte y aleación metálica**

Tratamiento superficial	Aleación	Resultado	
		24 horas	7 días
Arenado + VTD y MDP + Panavia F (Kuraray) + Inmersión en agua	Noble	6.11 +/- 1.01 MPa	5.45 +/- 1.22 MPa
Arenado + Estañado + Panavia F (Kuraray) + Inmersión en agua	Noble	9.33 +/- 1.31 MPa	11.65 +/- 1.55 MPa
Arenado + Panavia F (Kuraray) + Inmersión en agua	Base	10.61 +/- 1.41 MPa	6.94 +/- 1.4 MPa

Los resultados de las pruebas ténsiles obtenidos por Parsa y cols (2003) pueden ser vistos en la tabla VIII. Llama la atención que los grupos que utilizan primers metálicos (VTD y MDP) en aleaciones nobles y arenado en aleaciones base, las fuerzas adhesivas disminuyen con el paso del tiempo. En el primer caso puede deberse a la poca producción de óxidos por parte de las aleaciones nobles; con respecto al arenado, las porosidades formadas solo sirven de retenciones mecánicas que están más expuestas a la degradación hidrolítica en la interfase cemento-metal. En cambio, el estañado aumenta sus fuerzas adhesivas con el tiempo ya que al guardarse los

especímenes en un medio acuoso, aumenta la producción de óxidos que favorece la mayor interacción química con el cemento de resina. De lo anterior se deduce que para garantizar una adhesión duradera, es importante lograr adhesión tanto mecánica como química (Parsa, Goldstein, Barrack, LeGeros, 2003).

Sen y cols (2000) observaron que las fuerzas de adhesión en esmalte de los cementos de resina a las aleaciones disminuyen a medida su nobleza aumenta. Como se mencionó anteriormente, si se espera una adhesión química entre el cemento de resina y el sustrato metálico, no solo una mayor energía libre de superficie es fundamental sino también la formación de óxidos. Los modos de falla que encontraron en la investigaciones se localizaban principalmente en la interfase cemento de resina-metal, demostrando la predictibilidad adhesiva en la interfase esmalte-resina y los motivos de preocupación en la interfase resina-metal (Sen, Nayir, Pamuk, 2000).

## Hipótesis de trabajo

### *Hipótesis de trabajo:*

#### Hipótesis nula:

- Las superficies metálicas hechas de aleación base níquel-cromo tratadas con métodos triboquímicos poseen fuerzas adhesivas menores que las proporcionadas por el arenado con óxido de aluminio.
- Las mayoría de superficies metálicas hechas de aleación base níquel-cromo tratadas con métodos triboquímicos no fallan de forma mixta con respecto a las arenadas con óxido de aluminio.

#### Hipótesis alterna:

- Las superficies metálicas hechas de aleación base níquel-cromo tratadas con métodos triboquímicos poseen fuerzas adhesivas mayores que las proporcionadas por el arenado con óxido de aluminio.
- Las mayoría de superficies metálicas hechas de aleación base níquel-cromo tratadas con métodos triboquímicos fallan de forma mixta con respecto a las arenadas con óxido de aluminio.

## Objetivos

### *General:*

Evaluar y comparar las fuerza adhesivas de tensión producidas por el arenado con óxido de aluminio y el tratamiento triboquímico sobre superficies metálicas hechas con aleación base Níquel-Cromo utilizando un agente cementante de resina.

### *Específicos:*

1. Medir las fuerzas adhesivas producidas por el tratamiento triboquímico sobre superficies metálicas hechas con aleación base Níquel-Cromo utilizando un agente cementante a base de resina.
2. Medir las fuerzas adhesivas producidas por el arenado con óxido de aluminio sobre superficies metálicas hechas con aleación base Níquel-Cromo utilizando un agente cementante a base de resina.
3. Comparar los valores de fuerzas adhesivas entre el arenado con óxido de aluminio y tratamiento triboquímico sobre superficies metálicas.
4. Determinar los modos de falla en las interfases de los especímenes evaluados.

## Materiales y Métodos

El tipo de investigación efectuada es de tipo experimental transversal, siendo los especímenes metálicos de trabajo las unidades de análisis. Información sobre las variables puede ser vista en la tabla IX.

**Tabla IX: Variables de la presente investigación**

Variable	Tipo	Unidad de medición/Escala
<i>Fuerza Adhesiva</i>	Cuantitativa continua	MPa
<i>Modo de falla</i>	Cualitativa nominal	Adhesiva, cohesiva, mixta

Para efectuar este estudio, se calculó una muestra ocupando la siguiente formula:

$$\phi^2 = \frac{nD^2}{2a\sigma^2}$$

En donde

n: 15, la cantidad de especímenes que queremos tener por grupo de estudio.

$\alpha$ : 5%, el nivel de significancia.

D: 10, la diferencia entre medias de los tratamientos en investigaciones anteriores.

$\sigma^2$ : 50, la varianza entre medias de investigaciones anteriores hechas sobre el mismo tema.

a: 2, el número de tratamientos del factor.

$$\phi^2: \frac{15(10)^2}{2(50)2}$$

$$1500 / 200$$

$$7.5$$

$$\phi: 2.74$$

Ocupando las graficas de curvas características de operación (anexo No.2) y con el valor de  $\phi$  de 2.74, buscamos la curva de 2 tratamientos que tenga una "n" de 15 y trazamos una línea para determinar el valor buscado; entonces, confirmamos que para un error del 5% (0.05), la muestra es de 15 especímenes por grupo. Para conformar los 30 especímenes de trabajo correspondientes a 2 grupos de trabajo, se confeccionaron 60 piezas metálicas

La investigación se dividió en 5 fases:

1. Diseño del espécimen.
2. Laboratorio dental.
3. Clínica.
4. Prueba de cizallamiento.
5. Análisis del modo de falla.

Todo el equipo y materiales empleados en la investigación se especifican en la tabla X.

### Diseño del espécimen

Para simular lo mejor posible el comportamiento de una interfase metal-cemento ante fuerzas de desalajo, se diseñó un espécimen diferente a los usuales (discos). Para ello se fabricó un espécimen maestro con resina acrílica con todas las especificaciones detalladas en la figura No.1 y 2.

**Tabla X: Equipo y materiales usados en este estudio**

<i>Equipo/Material</i>	<i>Descripción/Especificaciones</i>	<i>Marca</i>
Duralay	Resina de autocurado	Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill, USA
4all	Aleación base níquel-cromo	Ivoclar,
Castorit All Speed	Revestimiento	Dentaurum, Alemania
Cera de tallado Perfectin		Laboratorios Subiton, Argentina
Demetron	Lámpara de fotocurado. Intensidad: 400 mW/cm <sup>2</sup>	Kerr
Microetcher	Microarenador con presión de aire: 90 lb.	Danville Engineering, Danville, Calif, USA
CoJet Sand	Arena triboquímica con tamaño de partícula: 30 µm	3M ESPE, Seefeld, Alemania
Óxido de Aluminio	Arena con tamaño de partícula: 90 µm	Ortoteck
Impregum Soft	Material de impresión Polieter	3M ESPE, Seefeld, Alemania
RelyX ARC	Cemento de resina dual	3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA
EspeSil	Agente silanizador	3M ESPE, Seefeld, Alemania

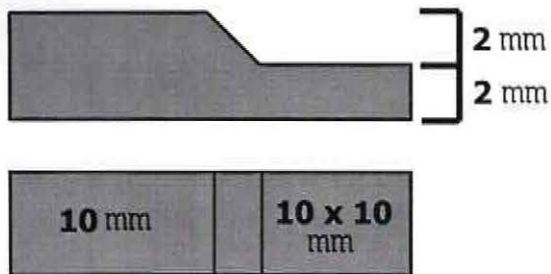


Fig. No.1: Medidas de los especímenes de trabajo.

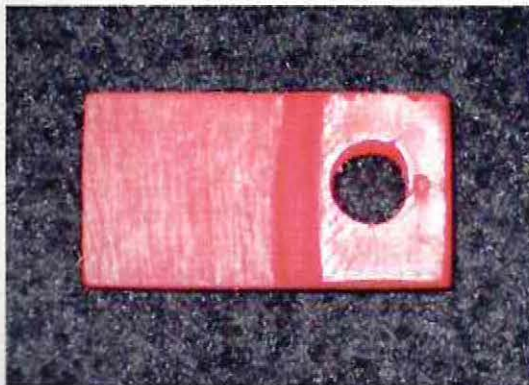


Fig. No.2: Especimen maestro de trabajo hecho con Duralay.

El espécimen maestro fué desgastado con papel lija grano 500 en la superficie que recibiría el tratamiento superficial para simular el grosor de película. La cantidad de desgaste se controló con una cinta de embalaje de polipropileno de 40  $\mu\text{m}$  de grosor que iba siendo interpuesta entre los especímenes hasta hacer el espacio requerido. Además, el desgaste se hizo cuidando que la superficie quedara completamente plana y sin irregularidades.

Cuando el diseño del espécimen maestro hubo concluido, este paso a ser duplicado con Impregum Soft. Se hicieron 3 cubetas de acrílico de autopolimerización para ser utilizadas con el polieter. El espécimen maestro era colocado sobre una loseta de vidrio y era impresionado, revisando que la reproducción de la superficie que recibiría el tratamiento quedara nítida, o sea, sin burbujas o irregularidades que al momento de las pruebas alteraran los resultados (Figura No.3).

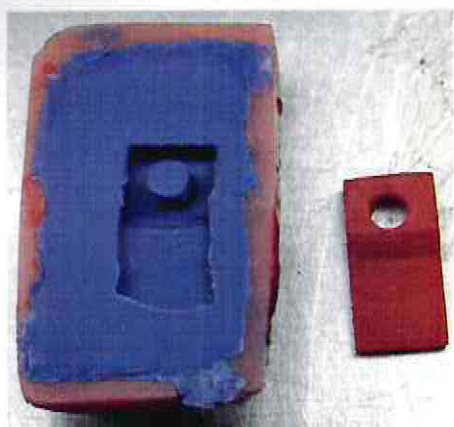


Fig. No.3: Impresión del espécimen maestro de trabajo. La cubeta de acrílico contiene polieter.

### *Laboratorio Dental*

En el laboratorio dental, se hicieron 60 especímenes con cera de tallado. La cera era fundida, vertida sobre las impresiones del espécimen maestro y una loseta de vidrio era colocada sobre cada cubeta para garantizar dimensiones estandarizadas (Figuras No.4 y 5). Cuando los especímenes en cera estuvieron listos, se dividieron en 4 grupos de 15 que fueron distribuidos a su vez en 4 anillos para ser revestidos. El revestimiento se dejó fraguar por una hora y los anillos se llevaron al horno de desencerado. Finalmente, los especímenes fueron colados con la aleación base Ni-Cr 4All (Ivoclar Vivadent) en una máquina de inducción. 4All es una aleación base para ser ocupada con cerámicas feldespáticas convencionales, que tiene la siguiente composición: Ni 61.4%, Cr 25.7%, Mo 11.0%, Si 1.5%, Mn < 1%, Al <1% y C <1%.

Luego que los colados se enfriaran, cada espécimen fué cortado del botón. Para eliminar los restos del revestimiento sin tocar el área que recibiría el tratamiento superficial, los especímenes fueron colocados en una máquina arenadora automática con óxido de aluminio de 250  $\mu\text{m}$  por 3 minutos. Con un disco de carborundo se terminaron de eliminar irregularidades del colado excepto en aquellas áreas que recibirían el tratamiento superficial; en caso de que aparecieran en ella pequeñas burbujas, estas eran removidas con una hoja de bisturí No.11.



Fig. No.4: Cubeta con cera fundida sobre la loseta de vidrio.

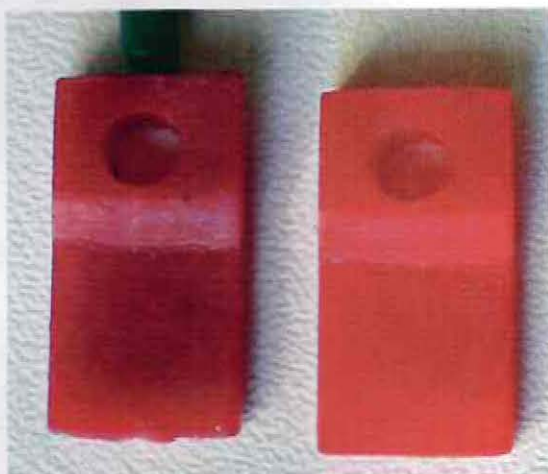


Fig. No.5: Espécimen maestro de trabajo (derecha) junto a un duplicado en cera (izquierda) de tallado, con el bebedero colocado y listo para el colado.

Para terminar la fase de de laboratorio, todos los especímenes fueron pareados, amarrándolos con un lazo delgado (Figura No.6) y dividiéndolos en 2 subgrupos:

1. Grupo A: Tratamiento arenado, silano y agente cementante dual.
2. Grupo B: Tratamiento triboquímico, silano y agente cementante dual.



Fig. No.6: Especímenes colados, limpiados y pareados, listos para recibir tratamiento superficial.

Cumpliendo los requisitos de estandarización, todos los especímenes fueron hechos por el investigador y el proceso de colado por un técnico supervisado por el investigador.

#### *Clínica:*

En la clínica C de la facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso se hicieron todos los procedimientos de adhesión en los especímenes de trabajo.

Los protocolos a seguir se describen a continuación.

Arenado con óxido de aluminio (Figura No.7):

1. Limpieza con ultrasonido por 3 minutos.
2. Tratamiento superficial utilizando un microarenador con 90 lb de presión, utilizando partículas de  $Al_2O_3$  de 90  $\mu m$
3. Limpieza con ultrasonido por 3 minutos.
4. Secado de los especímenes a temperatura ambiente.
5. Aplicación de silano: usando un pincel, se humedeció la superficie metálica y dejar secar por 5 minutos a temperatura ambiente.
6. Aplicación del cemento: se dispensó 2 porciones del clicker y mezcló rápidamente. Se colocó la mezcla a uno de los especímenes, suavemente distribuirla en toda su superficie. Los especímenes fueron ensamblados para dejar que la autopolimerización actuara por 2 minutos y luego eliminar los excesos.
7. Fotocurado de cada margen de los especímenes ensamblados por 40 segundos para dejar que el autopolimerizado continúe por 30 minutos.
8. Almacenaje de los especímenes en agua destilada a temperatura ambiente por 24 horas.



Fig. No.7: Procedimiento para el tratamiento superficial a base de arenado con óxido de aluminio. (a) Arenado, (b) limpieza en ultrasonido y (c) aplicación de silano.

Arenado con CoJet Sand (Figura No.8):

1. Limpieza con ultrasonido por 3 minutos.
2. Tratamiento superficial utilizando un microarenador con 90 lb de presión, utilizando el CoJet Sand. En este caso, no hay nueva limpieza en el ultrasonido.
3. Aplicación de silano: usando un pincel, se humedeció la superficie metálica y dejar secar por 5 minutos a temperatura ambiente.

4. Aplicación del cemento: se dispensó 2 porciones del clicker y mezcló rápidamente. Se colocó la mezcla a uno de los especímenes, suavemente distribuirla en toda su superficie. Los especímenes fueron ensamblados para dejar que la autopolimerización actuara por 2 minutos y luego eliminar los excesos.
5. Fotocurado de cada margen de los especímenes ensamblados por 40 segundos para dejar que el autopolimerizado continúe por 30 minutos.
6. Almacenaje de los especímenes en agua destilada a temperatura ambiente por 24 horas.

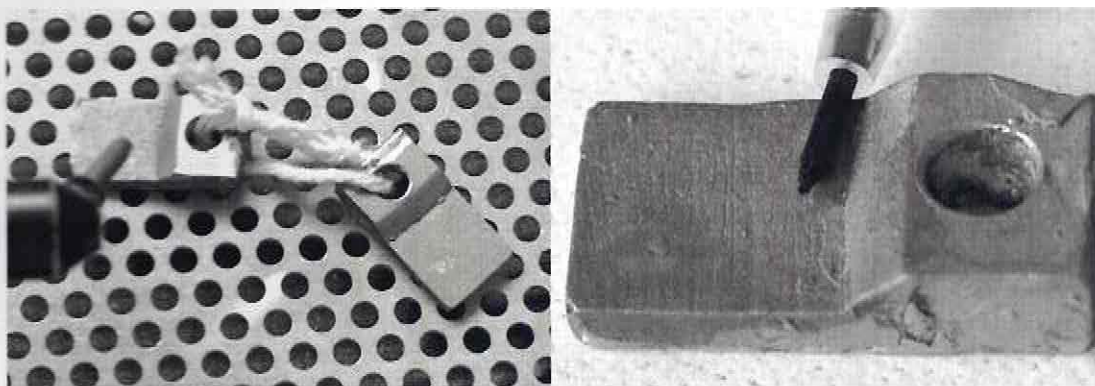


Fig. No.8: Procedimiento para el tratamiento superficial triboquímico. (a) Arenado con CoJet Sand y (b) aplicación de silano.

El ensamblaje de los especímenes de trabajo se hizo de la siguiente forma: en cada extremo de una loseta de vidrio, se colocaron dos bloques de cera rosada con el mismo grosor de un espécimen ensamblado los cuales funcionan como topes de asentamiento. El cemento mezclado se coloca uno de los especímenes sobre la superficie con el tratamiento adhesivo de la forma descrita en los protocolos y se coloca un segundo espécimen sobre el, procurando de que ambos se encuentren alineados en una posición recta. Sobre los especímenes ensamblados sin presión, se coloca otra loseta de vidrio y sobre ella, una pesa de 500 gr (Figura No.9 y 10). De esta forma, estandarizamos el grosor de película en todos los especímenes participantes del estudio. Posteriormente esperamos a que el cemento autopolimerice por 2 minutos aproximadamente para retirar excesos e iniciamos la fotopolimerización de los márgenes de los ensamblajes a través de la loseta por 40 segundos; con cuidado, se separan las losetas y se termina la fotopolimerización apuntando directamente hacia los márgenes por otros 40 segundos. El espécimen terminado es observable en la figura No.11.

#### *Prueba de cizallamiento:*

Las pruebas de tensión fueron hechas con una máquina Instron modelo 4411, serie H4243 (Instron Co, Canton, Mass) (Figura No.12) en las instalaciones de 3M Chile. El software de la máquina fué programado con los siguientes campos:

1. Velocidad crosshead: 2 mm/min.
2. Celda de carga: 200 kg.
3. Distancia entre mordazas: 150 mm.



Fig. No.9: Pesa de 500 gr en posición sobre los especimenes de trabajo.



Fig. No.10: Pesa de 500 gr asentando los especimenes de trabajo.



Fig. No.11: Aspecto de espécimen ensamblado y cementado, listo para prueba.



Fig. No.12: Máquina universal de pruebas donde se efectuaron las pruebas de cizallamiento.

Para sujetar los especímenes de prueba en las mordazas de la máquina Instron, se utilizó cable acerado de 0.3 cm de grosor que podía ser intercambiado entre especímenes fácilmente.

Después de calibrar la máquina con varios especímenes hechos especialmente para ello, se dieron inicio a las pruebas (Figura No.13), anotando en una plantilla la fuerza necesaria para provocar la ruptura de cada uno de los especímenes adheridos hasta completar los 15 por cada grupo.



Fig. No.13: Secuencia de las pruebas de cizallamiento, desde su colocación, aplicación de fuerza y ruptura del espécimen.

Las unidades de medición de los resultados obtenidos en las pruebas de la máquina Instron fueron kilogramos fuerza (Kgf). Como la gran mayoría de las investigaciones presentan sus datos en megapascales (MPa), nosotros utilizamos las siguientes conversiones:

$$1 \text{ Kgf} = 9.8\text{N}$$

$$1 \text{ MPa} = (1\text{N/m}^2)/1,000,000$$

### *Análisis del modo de falla:*

Al momento de romperse los especímenes, se usó un estereoscopio (URA Technic, modelo XTX-5C) para observar el tipo de falla, anotando en una plantilla cualquiera de las siguientes 3 opciones (Figura No.14):

- Falla 1 (adhesiva): la película de cemento queda pegada solamente en una de las superficies y la otra superficie queda limpia.
- Falla 2 (cohesiva): la película se rompe de tal forma que quedan ambas superficies cubiertas por cemento.
- Falla 3 (mixta): combinación de falla 1 y 2.

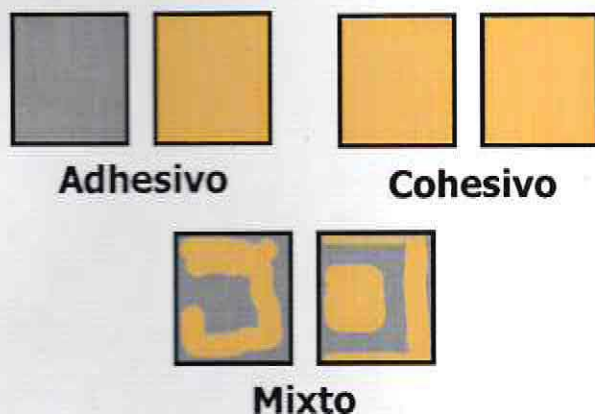


Figura No.14: Tipos de modos de falla a registrar en esta investigación.

Para analizar el efecto de los tratamientos de superficies sobre la fuerza adhesiva en los especímenes metálicos de Ni-Cr se decidió utilizar la prueba estadística ANOVA de un factor con 5% de nivel de significancia. Para analizar los modos de falla, se escogió la prueba Chi cuadrado.

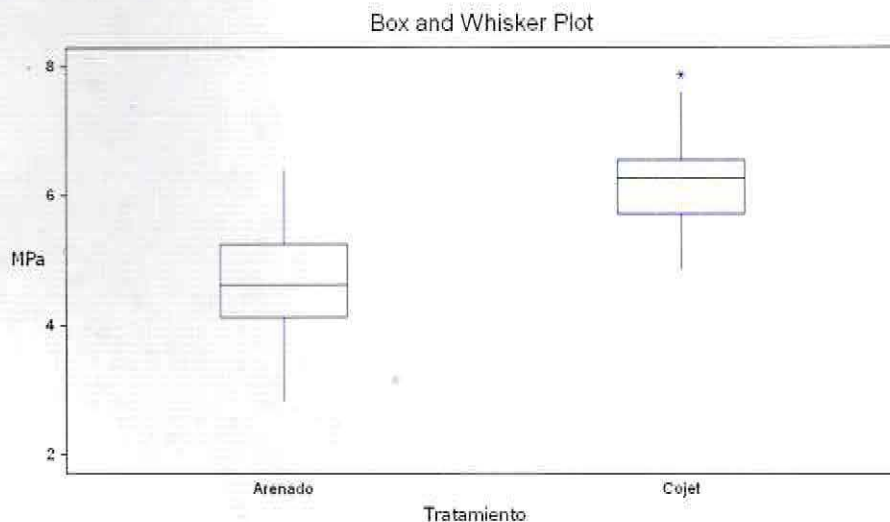
## Resultados

Las fuerzas adhesivas resultantes del experimento pueden ser apreciadas en la tabla XI, la homogeneidad de los resultados en el gráfico No.1 y los valores por espécimen en el gráfico No.2.

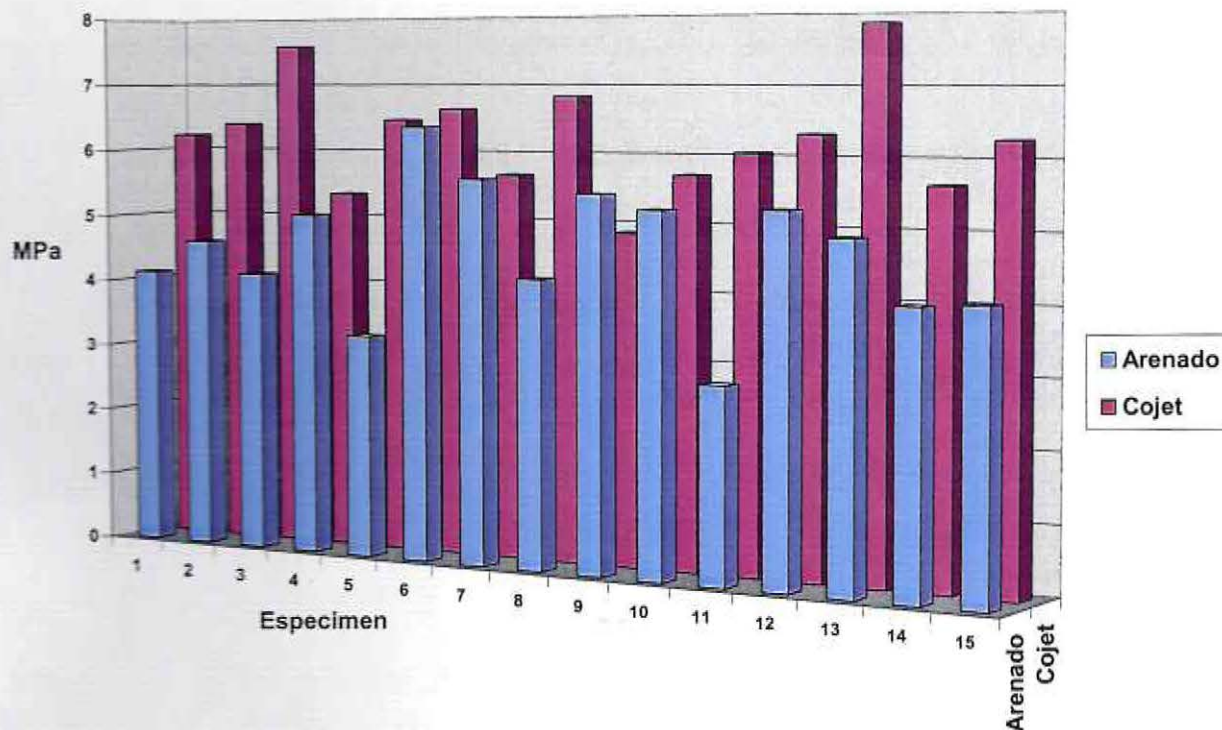
**Tabla XI: Fuerzas adhesivas por tensión (MPa) producidas con 2 tratamientos superficiales a una aleación Ni-Cr.**

Espécimen	Arenado-Silano	CoJet Sand
1	4.13	6.22
2	4.62	6.4
3	4.15	7.58
4	5.06	5.34
5	3.28	6.47
6	6.39	6.64
7	5.64	5.67
8	4.22	6.84
9	5.46	4.86
10	5.25	5.71
11	2.83	6.04
12	5.29	6.31
13	4.93	7.86
14	4.04	5.63
15	4.09	6.26

**Gráfico No.1: Fuerzas adhesivas por tensión (MPa) producidas con 2 tratamientos superficiales a una aleación Ni-Cr.**



**Gráfico No.2: Fuerzas adhesivas por tensión (Kgf) producidas con 2 tratamientos superficiales a una aleación Ni-Cr.**



La prueba ANOVA de un factor indica que existe una significancia estadística ( $p = 0.000018$ ) entre el tratamiento superficial triboquímico con CoJet Sand y el arenado convencional con óxido de aluminio, por lo que se rechaza la hipótesis nula. Información sobre el análisis estadístico se presenta en la tabla XII y los promedios por grupo en la tabla XIII y gráfico No.3.

**Tabla XII: Prueba ANOVA de un factor para el análisis de las fuerzas adhesivas por tensión (MPa) producidas con 2 tratamientos superficiales a una aleación Ni-Cr.**

Origen de variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Dentro de los grupos	19.92675	1	19.92675	26.562743	0.000018	4.195971707
Entre grupos	21.00494667	28	0.750176667			
Total	40.93169667	29				

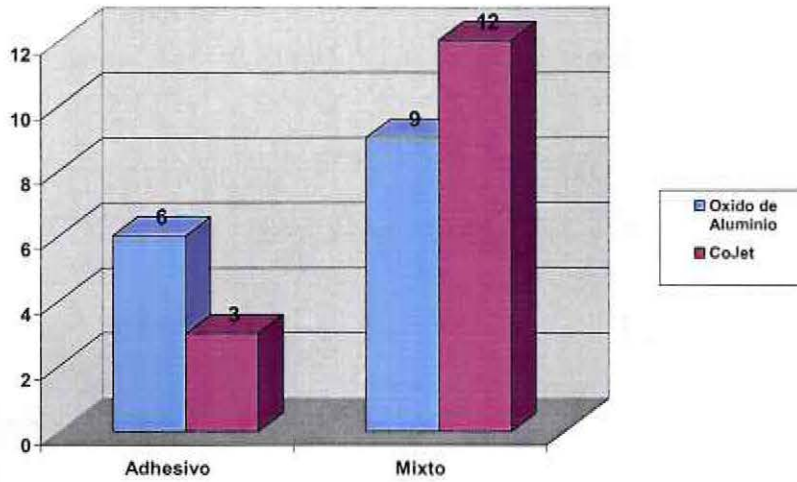
**Tabla XIII: Promedios y desviación estándar por grupo de experimentación.**

Tratamiento	Promedio (MPa)	Desviación Estándar
Arenado-Silano	4.62	0.94
CoJet Sand	6.26	0.79

**Tabla XIV: Total de los modos de fallas resultantes de la investigación.**

Tratamiento	Falla adhesiva	Falla cohesiva	Falla mixta
Arenado-Silano	6	0	9
CoJet Sand	3	0	12

**Gráfico No.4: Modos de falla resultantes de la investigación.**



## Discusión

Los resultados de la presente investigación muestran que las fuerzas adhesivas producidas en una aleación metálica Ni-Cr utilizando el tratamiento superficial triboquímico con CoJet Sand en combinación con un cemento dual de resina, son mayores y estadísticamente significativas con respecto a la combinación arenado y cemento dual de resina.

Como hemos mencionado anteriormente, existen muchas investigaciones sobre el tema que ahora nos atañe. Aunque es difícil compararnos con nuestros resultados por las diferentes metodologías aplicadas, trataremos de justificar y contrastar algunos aspectos claves de nuestro diseño metodológico a la luz de los hallazgos más importantes obtenidos por sus autores.

En algún momento mientras planificábamos la investigación, se pensó en diseñar especímenes que involucraran tejido dental, un agente cementante determinado y una superficie metálica, imitando las condiciones de la cavidad oral; las dificultades de estandarización motivaron la selección de un diseño que solo incluyera superficies metálicas y el agente cementante. Esta decisión fue apoyada por las observaciones hechas por Sen y cols (2000), quienes enfatizaban que los problemas de adhesión no se encuentran en la interfase tejido dental-agente cementante, sino en la interfase sustrato restaurativo (metal)-agente cementante (Sen, Nayir, Pamuk, 2000). En un futuro, cuando la metodología diseñada por nosotros sea extensamente probada y arroje más conclusiones sobre cómo tratar superficialmente y cementar restauraciones, entonces incluiremos otra interfase donde participen los tejidos dentales.

El primer elemento que se modificó en la investigación fue el diseño del espécimen de trabajo el cual es completamente diferente a los usados en otros estudios donde utilizan discos o cilindros metálicos adheridos con un agente cementante a determinar (Pinto Coelho, Rubo, Pegoraro, 1996); la ventaja es que si se mantiene una buena estandarización, son más fáciles de fabricar y manipular. Nosotros optamos por el cambio de diseño del espécimen, tratando de simular la interfase metal-agente cementante igual como sucedería en una prótesis fija; el diseño es completamente original y no ha sido tomado de otras investigaciones.

En una corona metálica, existe una interfase con dos grandes superficies paralelas entre sí: la pared dental axial y la superficie interna de la cofia metálica, con una película de cemento interpuesta entre ellas. Si tratamos de desalojar la corona, por ejemplo con un instrumento quitacoronas, pensaríamos que las fuerzas aplicadas son del tipo traccional pero lo que realmente sucede en la interfase diente-material restaurador son fuerzas de cizallamiento. Si se han respetado los principios geométricos de una preparación dental, se han dejado paredes axiales largas con poca inclinación en contacto muy cercano y en oposición paralela con la cofia metálica, la película de cemento está siendo sometida a cizallamiento hasta romperla (figura No.16). Aunque nuestro diseño utiliza una mayor cantidad de metal que los discos para su fabricación y requiere de un mayor cuidado de detalles, creemos que es un buen simulador del escenario clínico a nivel de la interfase cemento-material restaurador.

Muchos investigadores consideran que el mejor cemento de resina a escoger para restauraciones metálicas es el de autopolimerización (Díaz Arnold, Vargas, Haselton, 1999;

Palma, Suárez, Pradies, del Río, 2002). Sin embargo para esta investigación, se seleccionó un cemento del tipo dual, siguiendo la premisa de que el dentista siempre trata de mantener su arsenal de materiales lo más reducido posible para efectos de simplificación y de mantener un menor inventario. Un gran porcentaje de cementaciones de prótesis fija es resuelto con ionomero de vidrio. Sin embargo, existen casos donde se necesita proveer retención extra y es muy útil disponer un cemento de resina; aunque la idea de “arsenal reducido” no es una justificante basada en la evidencia científica, la incorporación de un cemento de resina dual es más atractiva que tener uno de autopolimerizado y otro de fotopolimerizado.

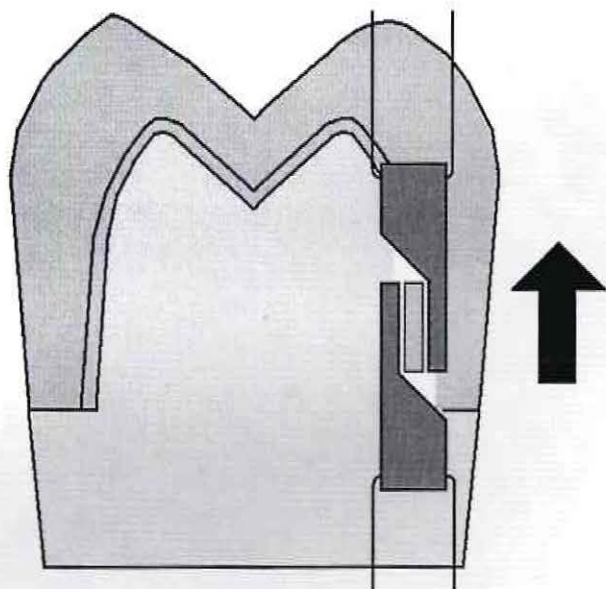


Figura No.16: Esquematación de los especímenes de trabajo simulando el comportamiento clínico de cizallamiento.

La duda que existe y que podría cuestionar la selección de un agente cementante de resina dual en sustratos metálicos, es sobre si este realmente combina las virtudes de los modos de auto o fotopolimerización en un solo producto. Para aclarar este asunto, habría que analizar estudios sobre grados de conversión: en teoría, un cemento de resina dual debería tener un grado de conversión igual o mayor que aquellos con modo de autopolimerización.

Particularmente sobre el potencial de autopolimerización de los cementos duales, poco ha sido publicado y se ha sugerido que por sí solo, no es suficiente para alcanzar la dureza máxima del cemento. Los fabricantes sostienen que si lo son y por lo tanto, ser útiles en la cementación adhesiva para situaciones donde la penetración de la luz es comprometida o imposible. Sin embargo, se recomienda siempre que sea posible, la fotopolimerización previa de márgenes para alcanzar fuerza y módulo de elasticidad más alto (Lu, Mehmood, Chow, Powers, 2005; Caughman, Chan, Rueggeberg, 2001): fotoactivando el cemento de resina dual por 40 segundos y dejando que el componente de autopolimerización hiciera el resto (modo de polimerización propiamente dual), Harashima logró un grado de conversión del 66-81%, mientras que dejando actuar solamente el componente de autopolimerización, obtuvo un 59-75%. Los grados de conversión pueden ser muy variables ya que hay diferencias marcadas en los contenidos de fotoiniciadores y componentes de autopolimerizado entre marcas comerciales: hay materiales que son más dependientes de la fotoactivación que otros, resultando una polimerización y desempeño

clínico pobre o inadecuado (Braga, Cesar, Gonzaga, 2002). Lu y cols, reportaron que 5 de los 10 cementos que probaron, tuvieron mayores valores de fuerza flexural en la modalidad dual con respecto a la de autopolimerización y concluyeron que la influencia del modo de polimerización es específico al material (Lu, Mehmood, Chow, Powers, 2005).

Muchos textos contraindican el uso de cementos duales en situaciones clínicas donde los cementos autopolimerizables son mas indicados, pero consideramos que estos podrían funcionar bien si se toman en cuenta la condicionante de que existen distintas marcas comerciales y por lo tanto, distintos grosores de película y tiempos de polimerización (Caughman, Chan, Rueggeberg, 2001). En particular, sobre el cemento seleccionado para nuestra investigación, RelyX ARC (3M ESPE), Braga y cols encontraron que su componente de autopolimerización producía una fuerza flexural más alta que los otros cementos duales y uno propiamente de autopolimerización, y que su modulo de elasticidad es de 4.2 GPa, valor intermedio en un rango de resultados entre 3.6 y 4.8 GPa (Braga, Cesar, Gonzaga, 2002).

Nuevamente, es importante enfatizar que resultados *in vitro* no deberán ser extrapolados a los éxitos clínicos (Caughman, Chan, Rueggeberg, 2001) y aunque esos datos podrían avalar la selección de un cemento de resina dual para este experimento, recomendamos la realización de una nueva investigación con esta misma metodología para comparar cementos de resina de autopolimerización contra uno dual, con el fin de validar con mayor precisión nuestros criterios de selección.

La utilización del silano como agente enlazador en metal también podría ser cuestionable para algunos. Aparte de sus aplicaciones para mejorar la adhesión con restauraciones cerámicas y para el recubrimiento de las partículas de relleno de las resinas compositas, los silanos forman parte de estuches de reparación de coronas y puentes metal-cerámica. Si tomamos en cuenta que en una aleación Ni-Cr hay óxidos superficiales tales como  $Al_2O_3$ , NiO,  $MoO_3$ ,  $Cr_2O_3$ , FeO y CuO en cantidades importantes, en teoría, el silano mejoraría las fuerzas adhesivas y si hay aporte de sílice depositado por tratamiento triboquímico, habrá todavía más sitios de unión posibles y aprovechables. También se ha sugerido que el silano es altamente efectivo para mejorar la resistencia de las uniones al ataque de la humedad, convirtiéndose en un abordaje simple y de baja tecnología para el problema de la pérdida hidrolítica de adhesión (Anagnostopoulos, Eliades, Palaghias, 1993). En el caso de nuestra investigación, el silano es parte de los protocolos para confeccionar los especímenes de trabajo.

Algunos odontólogos piensan que la combinación arenado con  $Al_2O_3$ -silano es una forma de tratamiento superficial efectiva y lo hacen de forma rutinaria cuando cementan prótesis fijas convencionales o adhesivas. Para buscar fundamento a esta practica, es interesante analizar la investigación hecha por Scott y cols (1991) en donde se hicieron pruebas de cizallamiento en especímenes hechos de aleación Ni-Cr arenados y fijados con 2 tipos de cementos de resina: a base de BisGMA y los que tienen moléculas funcionales afines a los óxidos metálicos (4-META y MDP). Los especímenes a su vez fueron subdivididos en grupos con y sin aplicación de silano previo a la cementación. En el grupo de los cementos de resina a base BisGMA que funcionaba con adhesión meramente micromecánica, se ocuparon 2 marcas: una de ellas mostraba diferencias estadísticas significativas al utilizar silano; la otra marca no mostró diferencias significativas pero tuvo cambios en el patrón de falla, cambiando de modo adhesivo a cohesivo.

En el grupo de los cementos de resina con moléculas funcionales, el efecto del silano fué inverso probablemente porque interfiere con la interacción de las moléculas especiales del cemento con el óxido de la superficie del metal, registrando bajos valores de fuerzas adhesivas (Scott, Strang, McCrosson, 1991). Kern y col (1995) observaron que la adición de una capa de silano a la superficie de una aleación Co-Cr arenada aumentó la fuerza de adhesión ligeramente pero no de manera significativa (Kern, Thompson, 1995). Tomando nota de los datos de la investigación de Scott y el hecho de que la degradación hidrolítica de una interfase es más fácil cuando no hay ningún promotor químico de adhesión, decidimos formar un grupo que combinara arenado-silano para compararlo contra el tratamiento triboquímico que si incluye la utilización de silano como parte del protocolo de aplicación propuesto por el fabricante.

En el grupo tratado triboquímicamente con CoJet Sand, la capa de sílice es aplicada superficialmente para que interactúe con el cemento de resina de naturaleza orgánica; en este sentido, el silano se convierte en un intermediario para lograr fuerzas adhesivas muy buenas. Esto coincide con lo reportado por Kern y Thompson (1995), en donde las fuerzas adhesivas iniciales son de aproximadamente el doble que el arenado con y sin silano, y que aumenta con el tiempo aunque disminuye sin alcanzar los valores iniciales (Kern, Thompson, 1995). Pruebas de termociclado también muestran que si se combina el silano con tratamiento triboquímico en aleaciones bases se puede obtener altas fuerzas de adhesión (Ozcan, Matinlinna, Vallittu, Huysmans, 2004) y hace más lenta la degradación hidrolítica de la interfase (Söderholm, 2000).

La fuerza adhesiva entre un metal y un composite es afectado por hidrólisis, cambios térmicos y fuerzas masticatorias. El termociclado es una prueba que fué introducido para simular el envejecimiento, estrés en la interfase adhesiva y el impacto de diferentes temperaturas en la estabilidad de los materiales dentales. La máquina de termociclado mueve los materiales a probar hacia delante y atrás entre baños de agua caliente (55°C) y fría (5°C), exagerando cualquier potencial de expansión y contracción de un material para asegurar que la restauración funcionará de la misma manera si el paciente toma café o come un helado. Los cambios de temperaturas intraorales producen un ambiente hostil para los materiales restaurativos ya que éstos tienen diferentes coeficientes de expansión térmica comparado con los diente naturales. La cantidad de ciclos van desde 500 a 2500 hasta 20000 dependiendo de lo que se quiera probar y un tiempo "dwell" entre 20 y 60 segundos. El termociclado disminuye las fuerzas adhesivas, talvez debido a las diferencias en la conducción y expansión térmica entre aleaciones y composite, e indica que un tratamiento superficial es más efectivo si combina la adhesión química y microrretentiva para sobreponerse a la disminución de fuerza adhesiva con el tiempo (Gale, Darvell, 1999; Behr, Rosentritt, Groger, Handel. 2003). La decisión de no usar el termociclado en nuestra investigación fué avalada por la revisión hecha por Ozcan y cols (1998) quienes plantean que a pesar que la gran mayoría de investigaciones sobre adhesión a metal usan termociclaje para simular un ambiente oral agresivo bajo condiciones de laboratorio, no hay diferencias estadísticamente significativas en las fuerzas adhesivas si las aleaciones son base; caso contrario ocurre con aleaciones alto noble y noble, en donde si se produce una disminución significativa. Particularmente, Rocatec no muestra declive en sus fuerzas adhesivas desde un primer momento hasta largo plazo durante almacenaje en agua o por termociclado, siendo un sistema de tratamiento superficial muy recomendable para la adhesión de resina composita a cualquier aleación base (Ozcan, Pfeiffer, Nergiz, 1998).

No sometimos los especímenes a termociclaje porque no producía una significancia estadística en cuanto a la comprobación de fuerzas adhesivas. Creemos que para el estudio más detallado de los modos de falla, el almacenamiento en agua por tiempos prolongados y termociclaje si serían de gran utilidad; recordemos que el cemento de resina puede absorber agua y ser dañado por estrés térmico o químico (degradación hidrolítica). En esos casos, la interfase cemento-metal que es adhesivamente susceptible, podría comportarse y fallar de manera diferente a las condiciones impuestas por nuestro diseño metodológico.

Las pruebas efectuadas arrojaron valores promedios de fuerzas adhesivas para la combinación arenado-silano de 4.62 MPa con una desviación standard de 0.94 y para CoJet Sand-silano es de 6.26 MPa con una desviación standard 0.79, presentando una gran significancia estadística ( $p < 0.00001$ ). Pensamos que las cifras de CoJet Sand son producto del aporte de sílice a la superficie que se suma a los óxidos metálicos y proporcionan una mayor cantidad de sitios de unión química para el silano que a su vez interactúa con el cemento de resina dual.

Los datos obtenidos para el arenado-silano son consistentes con los reportados por Cobb, Vargas, Fridrich y Bouschlicher (2000) (anexo No.1). Sin embargo los datos obtenidos para CoJet Sand no son coincidentes aunque hay que señalar las diferencias metodológicas: nuestro espécimen de trabajo consistía en 2 superficies metálicas enfrentadas y unidas por un cemento dual. Ellos unieron un cilindro de resina composite a una superficie metálica; pareciera que el objetivo su investigación no es la cementación sino mas orientado a la reparación de restauraciones metal-cerámica fracturadas (Cobb, Vargas, Fridrich, Bouschlicher, 2000). Ozcan y cols (2004) (anexo No.1) obtuvo resultados ligeramente superiores a los nuestros, combinando CoJet Sand con un primer metálico a base de MPS, que en teoría promueve mucha mas adhesión que el silano (Ozcan, Matinlinna, Vallittu, Huysmans, 2004).

Analizando las cifras de las tablas XI, XII y XIII, podemos encontrar que existe bastante diferencia dentro de los grupos de estudio, observación confirmable con las desviaciones estándar de cada grupo. En el grupo del arenado-silano, hay un rango amplio con valores mínimos de 2.83 MPa y máximos de 6.39 MPa. En el grupo correspondiente a CoJet, exceptuando un dato de 7.86 MPa (ver gráfico No.1), el rango es un poco más reducido con valores mínimos de 4.86 MPa y máximos de 6.84 MPa. Las razones de esta variabilidad podrían estar ligadas a algún problema en la estandarización, específicamente la temperatura ambiente y el sitio donde se efectuó la cementación: idealmente, todo el procedimiento debió haber sido hecho en un sitio con poca iluminación y temperatura controlada, preferentemente con aire acondicionado para no activar los mecanismos de polimerización del cemento y afectar directamente el grosor de película.

El grosor de la película de cemento fué controlado desde el primer momento en el espécimen maestro de trabajo. Así, cuando se hicieron los moldes con el material de impresión, estos ya llevaban consigo todas las especificaciones estandarizadas de diseño. Sin embargo, durante la fase de fabricación en el laboratorio dental, notamos que por el grosor total del espécimen, la cera de tallado elegida tardaba mucho en enfriarse completamente, siendo difícil de retirarla del molde sin deformarla inadvertidamente. No estamos seguros si este hecho tenga alguna incidencia en la variabilidad de las fuerzas adhesivas obtenidas pero es un detalle del diseño del espécimen que tendremos en cuenta para solventarlo en futuras investigaciones.

Como queríamos reproducir las mismas condiciones que una corona o un puente, los pasos en el laboratorio dental deben ser exactamente iguales a la realidad. Por lo anterior, todos los especímenes fueron arenados en una máquina especial previo al tratamiento superficial con el fin de eliminar residuos de revestimiento sin el peligro de desgastar zonas delicadas o importantes del colado con cualquier instrumento rotatorio. Para ello, utilizamos óxido de aluminio de grano más grueso (250  $\mu\text{m}$ ). Este paso no se considera importante para la adhesión micromecánica porque las irregularidades producidas son muy amplias y superficiales, y la presión del aire que impulsa las partículas no es la misma que un microarenador. Sin embargo, se podría hipotetizar sobre un "pre-arenado" que deja al metal "pre-activado" para que el tratamiento superficial definitivo haga un trabajo más idóneo.

La variable de modo de falla fué la que nos proporcionó más problemas para interpretar. Dentro de los materiales y métodos definimos los 3 tipos de fallas que esperábamos encontrar: adhesivo, cohesivo y mixto (Figura No.14). Generalmente, la adhesión a metal se juzga exitosa si sucediese un modo de falla cohesivo porque indicaría que la fuerza adhesiva de la interfase metal-cemento es mayor a la fuerza traccional misma del cemento. Sin embargo, nuestras expectativas fueron hacia los modos adhesivos y sobretodo mixtos ya que los cementos de resina son reconocidos como más fuertes físico-mecánicamente con respecto a otros agentes cementantes y al hecho de que todavía no hay un acuerdo concreto que demuestre que es posible conseguir adhesión predecible en la interfase cemento de resina-metal. Ambos argumentos hicieron dudar en la posibilidad de encontrar fallas cohesivas a pesar de que algunas investigaciones (probablemente soportadas por casas fabricantes) traten de demostrar lo contrario.

En esta investigación ocupamos un estereo microscopio para ver el tipo de falla ocurrido. Se ha reportado que es mejor utilizar microscopía de barrido para tener un mayor acercamiento y certeza de lo observado. Por ejemplo, en una revisión bibliográfica se menciona un estudio donde se encontró que la falla de un espécimen tratado con Rocatec era a nivel de la interfase silano-silica de la superficie de la aleación y que fácilmente podría haber sido tomada como falla adhesiva usando un microscopio (Ozcan, Pfeiffer, Nergiz, 1998). En futuras investigaciones, el acceso a tecnología SEM se vuelve importante para hacer mejores observaciones.

Los modos de fallas registrados corroboraron nuestra negativa a plantear dentro de las hipótesis de trabajo a la falla cohesiva. De hecho no se registro ningún caso en los dos grupos de estudio, reduciéndose todo a fallas adhesivas y mixtas cuyas diferencias no fueron significativas estadísticamente ( $p = 0.23$ ). De hecho, de las 12 fallas mixtas registradas en el grupo de CoJet Sand, se encontraron 3 especímenes con escasos residuos de cemento solamente en las orillas del espécimen; el resto de la superficie metálica había fracasado adhesivamente. Por ceñirnos a las disposiciones de nuestra metodología, estos 3 especímenes fueron clasificados como fallas mixtas. Si hubiéramos decidido incluir las 3 fallas mixtas en adhesivas, tendríamos el mismo número de fallas mixtas y adhesivas en ambos grupos de estudio. Estos datos sugieren que ambos tratamientos superficiales (arenado-silano y CoJet Sand) mejoran las fuerzas adhesivas pero nunca al grado de ser más fuerte que el cemento mismo.

Un detalle en el análisis estadístico de los modos de falla que nos llamo la atención fué que según la tabla de valores críticos del Chi cuadrado, habían dos de las cuatro celdas analizadas con un Chi cuadrado individual sin significancia estadística. Resultaría difícil asegurar cual de los

tipos de falla definidos sería el más incidente para extrapolarlo con una situación clínica. Por lo tanto, los resultados no pueden validarse estadísticamente y deberán tomarse como datos informativos o pilotos. Es recomendable buscar nuevas metodologías de investigación más allá de la simple observación para determinar las razones de cada uno de los modos de falla y su verdadera relevancia estadística.

Para el tratamiento superficial de aleaciones base, los sistemas de cubierta de sílice funcionan mucho mejor que el resto mencionado en los aspectos teóricos. Y dentro de ellos, los sistemas triboquímicos resaltan por la simplicidad del concepto. Existe información variada sobre los efectos del tratamiento triboquímico en metal o cerámica. Posiblemente no con el nombre de CoJet Sand que es el material a investigar pero sí con el nombre de Rocatec, el cual es un sistema que tiene más de una década de experiencia en el mercado. Existen dos diferencias entre Rocatec y CoJet Sand: el tamaño de partícula que es mayor y el uso de equipo especial por parte del primero. Más allá de eso, es el mismo fabricante (3M ESPE) y el mismo mecanismo de acción. Sería ideal que los laboratorios dentales tuvieran sistemas de cubierta de sílice como Rocatec dentro de su equipamiento pero a veces el costo vs. beneficio no es tan favorable. En todo caso, un microarenador y CoJet Sand, nos permite resolver muchas situaciones clínicas que van desde la reparación de coronas metal-cerámica hasta la cementación de sustratos metálicos o cerámicos de alta resistencia como In-Ceram (Vita Zahnfabrik), Procera (Nobel Biocare) o LAVA (3M ESPE). Según los resultados obtenidos en esta investigación, CoJet Sand es una alternativa para aumentar las fuerzas adhesivas durante la cementación de prótesis fija metálica. El sistema es exactamente igual al arenado: versátil, fácil, sin complicaciones y el único equipo especial que utiliza es un microarenador al que todos los dentistas están habituados a utilizar.

## Conclusiones

A la luz de los resultados obtenidos con el diseño metodológico propuesto en esta investigación, podemos concluir que:

1. Las superficies de aleaciones base Ni-Cr tratadas triboquímicamente con CoJet Sand y luego cementadas con un agente cementante a base de resina dual (RelyX ARC) producen fuerzas de cizallamiento superiores y estadísticamente significativas con respecto a la combinación arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -silano.
2. El modo de falla mixto fué más preponderante que el adhesivo pero sin diferencias estadísticamente significativas entre grupos de estudio.

## Resumen

*Objetivo:* Aunque se reconoce la efectividad de los tratamientos superficiales en el mejoramiento de las fuerzas adhesivas para la cementación de prótesis fija metálica, la mayoría de ellas son complicadas y/o caras. Esta investigación pretende evaluar y comparar fuerzas adhesivas y modos de falla producidos por el arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  combinado con silano y el tratamiento triboquímico con silano sobre aleaciones base Ni-Cr.

*Materiales y métodos:* Un total de 60 especímenes hechos con aleación Ni-Cr fueron tratados utilizando la combinación de arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de  $90\ \mu\text{m}$  y silano (Espesil, 3M ESPE) y tratamiento triboquímico mas silano (CoJet Sand, 3M ESPE). Los especímenes fueron fijados con un cemento de resina dual (RelyX ARC, 3M ESPE), guardados en agua destilada por 24 horas y sometidos a pruebas de cizallamiento (MPa) en una máquina Instrom. Luego, los especímenes fueron observados bajo un estereo microscopio para determinar el modo de falla. Las fuerzas adhesivas fueron analizadas estadísticamente con ANOVA de un factor y el modo de falla con chi-cuadrado.

*Resultados:* El promedio de las fuerzas de cizallamiento para la combinación arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -silano fue de 4.62 MPa con una desviación standard de 0.94 y el tratamiento triboquímico mas silano es de 6.26 MPa con una desviación standard 0.79, evidenciando una diferencia estadística significativa ( $p < 0.00001$ ). Se encontraron 6 fallas adhesivas y 9 mixtas para el arenado-silano y 3 adhesivas y 12 mixtas para el tratamiento triboquímico-silano sin demostrarse diferencias estadísticamente significativas entre grupos de estudio.

*Conclusiones:* Las superficies de aleaciones base Ni-Cr tratadas triboquímicamente mas silano y luego cementadas con un cemento de resina dual producen fuerzas adhesivas de cizallamiento superiores comparadas a la combinación arenado con  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -silano. El modo de falla mixto fué más preponderante que el adhesivo.

*Purpose:* It is recognized the effectiveness of the metal surface treatment in fixed prosthodontics luting procedures for adhesive force enhancement, but most of them are complex or expensive. The purpose of this investigation is to evaluate and compare adhesive forces and failure modes obtained with sandblasting and tribochemical treatment over Ni-Cr base alloy.

*Materials and methods:* A total of 60 Ni-Cr base alloy specimens were sandblasted with  $90\ \mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  combined with a silane agent (Espesil, 3M ESPE) and treated tribochemically (CoJet Sand, 3M ESPE). Then, the specimens were fixed with a dual resin cement (RelyX ARC, 3M ESPE), stored in distilled water and tested for shear bond strength (MPa) in an Instrom machine. Then, the specimens were observed under a stereomicroscope to determine the failure modes. The data were analyzed with ANOVA one factor for the shear bond strength and chi-square test for failure mode.

*Results:* The sandblasting-silane combination showed an average shear bond strength of 4.62 MPa with a SD of 0.94 and 6.26 MPa with a SD of 0.79 for the tribochemical treatment, demonstrating a statistical difference ( $p < 0.05$ ). 6 adhesive and 9 mixed failures were found in the sandblasting-silane combination group and 3 adhesive and 12 mixed failures were found in the tribochemical treatment without any statistical difference between groups.

*Conclusions:* The Ni-Cr base alloy surfaces treated tribochemically and luted with a dual resin cement produce superior shear bond strength compared to the sandblasting-silane agent combination. Also, the mixed failure mode were more preponderant than the adhesive one.

## Bibliografía

- Abo-Hamar, Hiller, Jung, Federlin, Friedl, Schmalz (2005). Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Invest*; 9: 161-167.
- Anagnostopoulos, Eliades, Palaghias. Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers. *Dent Mater* 1993; 9: 182-90.
- Antoniadou, Kern, Strub (2000). Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and 2 high noble alloys. *J Prosthet Dent*; 84: 554-60.
- Anusavice (1998). Ciencia de los materiales dentales de Phillips. 10 edición. Editorial McGraw-Hill Interamericana.
- Baran (1983). The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 50(5): 639-50.
- Barrack (1984). Recent advances in etched cast restorations. *J Prosthet Dent*; 52: 619-26.
- Behr, Rosentritt, Groger, Handel (2003). Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *J Dent*; 31: 33-42.
- Behr, Leibrock, Stich, Rammelsberg, Rosentritt, Handel (1998). Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of a continuing prospective study begun in 1985. *Clin Oral Investig*; 2(1):31-5.
- Blunck (2000). Adhesives: principles and state of the art. En Roulet (edit). Adhesion, the silent revolution in dentistry. Quintessence books.
- Braga, Cesar, Gonzaga. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehab* 2002; 29: 257-62.
- Carvalho (2003). Durabilidad de la union resina-diente. Una dimension olvidada. En Henostroza (edit). Adhesion en odontologia restauradora. ALODYB. Editorial Maio.
- Caughman, Chan, Rueggeberg (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*; 85: 479-84.
- Corts (2003). Restauraciones indirectas adheridas anteriores. En Henostroza (edit). Adhesion en odontologia restauradora. ALODYB. Editorial Maio.
- Creugers (1997). How to avoid failures in resin-bonded fixed partial dentures. En Degrange, Roulet (edits). Minimally invasive restorations with bonding. Quintessence books
- Chang, Hurst, Hart, Estey (2002). 4-META use in dentistry: a literature review. *J Prosthet Dent*; 87: 216-24.
- Cobb, Vargas, Fridich, Bouschlicher (2000). Metal surface treatment: characterization and effect on composite to metal bond strength. *Oper Dent*; 25: 427-33.
- Degrange, Cheylan, Samama. Prosthodontics of the future: ¿cementing or bonding? (2000). En Roulet (edit). Adhesion, the silent revolution in dentistry. Quintessence books.
- DeMunck, Vargas, Van Landuyt, Hikita, Lambrechts, Van Meerbeek (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Mater*; 20: 963-71
- Diaz Arnold, Vargas, Haselton (1999). Current status of luting cements for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 81:135-41.
- Donovan, Cho (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*; 20(3):197-9, 202-8, 210.
- Edelhoff, Marxx, Spiekermann, Yildirim (2001). Clinical use of an intraoral silicoating technique. *J Esthet Restor Dent*; 13: 350-56.

- Gale, Darvell (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*; 27: 89-99
- Garone (2003). Evolucion de los sistemas adhesives polimericos. En Henostroza (edit). Adhesion en odontologia restauradora. ALODYB. Editorial Maio.
- Gates, Diaz-Arnold, Aquilino, Ryther (1993). Comparison of the adhesive strength of a Bis-GMA cement to tin plated and non tin plated alloys. *J Prosthet Dent*; 69: 12-6.
- Gómez (2003). La adhesion en prostodoncia fija. En Henostroza (edit). Adhesion en odontologia restauradora. ALODYB. Editorial Maio.
- Goodacre, Bernal, Rungcharassaeng, Kan (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 90:31-41
- The academy of prosthodontics (2005). Glosario de terminos prostodónticos. 8 edicion. *J Prosthet Dent*; 94: 10-92
- Guzmán (2003). Adhesión a sustratos no dentarios: metalicos, ceramicos y polimericos. En Hinostroza (edit). Adhesión en odontologia restauradora. ALODYB. Editorial Maio.
- Kelly, Rose (1983). Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent*; 49(3): 363-70.
- Kern, Thompson (1993). Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in surface composition. *Dent Mater*; 3: 155-61.
- Kern, Thompson (1995). Durability of resin bonds to a Co-Cr alloy. *J Dent*; 23: 47-54.
- Kumbuloglu, Lassila, User, Vallitu (2004). A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont*; 17: 357-63.
- Lu, Mehmood, Chow, Powers (2005). Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*; 94: 549-54.
- Macchi (1990). Materiales dentales Fundamentos para su estudio. Panamericana Buenos Aires Argentina.
- Matinlinna, Lassila, Ozcan, Yli-Urpo, Vallitu (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*; 17: 155-164.
- Matsumura, Atsuta, Tanoue (2002). Evaluation of 2 thione primers and composite luting agents used for bonding a Ag-Pd-Cu-Au alloy. *J Oral Rehab*; 29: 842-46.
- Matsumura, Shimoe, Nagano, Atsuta (1999). Effect of noble metal conditioners on bonding between prosthetic composite material and Ag-Pd-Cu-Au alloy. *J Prosthet Dent*; 81: 710-4.
- McLaughlin (1987). Retenedores de adhesión directa. Editorial Medico Panamericana
- Mount (1994). Glass Ionomers Cements: Past, Present and Future. *Oper Dent*; 19:82-90.
- Mota, Demarco, Camacho, Powers (2003). Traccional bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent*; 89:558-64.
- Moschen, Berger, Falk, Hörl, Hörle, Gausch (1999). Comparison of resin bonded prosthesis groove parallelism with the use of four tooth preparation methods. *J Prosthet Dent*; 82: 398-409.
- Mukai, Fukui, Hasegawa (1995). Relationship between sandblasting and composite resin-alloy bond strength by a silica coating. *J Prosthet Dent*; 74: 151-5.
- Naylor (1992). Introduction to metal ceramic technology. Quintessence publishing Co..
- Neto, Candido, Junior, Garcia (2003). Analysis of depth of the microporosity in a nickel-chromium system alloy-effects of electrolytic, chemical and sandblasting etching. *J Oral Rehab*; 30: 556-8.

- Nocchi, de Goes, Consani (1994). Chemical etching solutions for creating micromechanical retention in resin bonded retainers. *J Prosthet Dent*; 71: 303-9.
- Ozcan (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent*; 87: 469-72.
- Ozcan, Matinlinna, Vallittu, Huysmans (2004). Effect of drying time of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the shear bond strength of a composite resin to silica-coated base/noble alloys. *Dent Mater*; 20: 586-590.
- Ozcan, Pfeiffer, Nergiz (1998). A brief history and current status of metal and ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*; 29: 713-724.
- Palma, Suarez, Pradies, del Rio (2002). Cementos de resina. Analisis de sus propiedades e inconvenientes y ventajas de su uso. *Revista Internacional Protesis Estomatologica*; 4: 136-43
- Parsa, Goldstein, Barrack, LeGeros (2003). An in vitro comparison of traccionale bond strengths of noble and base metal alloys to enamel. *J Prosthet Dent*; 90: 175-83.
- Perfil tecnico RelyX Unicem 3M ESPE
- Pesun, Mazurat (1998). Resin-metal bonding systems: a review of the silicoating and kevloc systems. *J Can Dent Assoc*; 64: 503-7.
- Pesun, Mazurat (1998). Bond strength of acrylic resin to Co-Cr alloy treated with the Silicoater MD and Kevloc systems. *J Can Dent Assoc*; 64: 798-802.
- Petridis, Garefis, Hirayama, Kafantaris, Koidis (2004). Bonding indirect resin composites to metal: Part 2. Effecto of alloy surface treatment on elemental composition of alloy and bond strength. *Int J Prosthodont*; 17: 77-82.
- Pinto Coelho, Rubo, Pegoraro (1996). Traccionale bond strength of a resinous cement to a nickel.chromium alloy modified with five surface treatments. *J Prosthet Dent*; 76: 246-9.
- Piwowarczyk, Lauer, Sorensen (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*; 92:265-73.
- Rosenstiel, Land, Crispin (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*;80:280-301
- Rothfus, Hokett, Hondrum, Elrod (1998). Resin to metal bond strengths using 2 commercial systems. *J Prosthet Dent*; 79: 270-3.
- Scott, Strang, McCrosson (1991). Silane effects on luting resin bond to a Ni-Cr alloy. *J Dent*; 19: 373-76.
- Sen, Nayir, Pamuk (2000). Comparison of the traccionale bond strength of high noble, noble and base metal alloys bonded to enamel. *J Prosthet Dent*; 84: 561-6.
- Shakal, Pfeiffer, Hilgers (1997). Effect of tooth preparation design on bond strengths of resin bonded prostheses: a pilot study. *J Prosthet Dent*; 77: 243-9.
- Shillingburg, Hobo, Whitsett, Jacobi, Brackett. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3 edition. Quintessence books.
- Söderholm (2000). The key for the indirect technique. En Roulet (edit). Adhesion, the silent revolution in dentistry. Quintessence books.
- Steenbecker (2003). Fundamentos de la adhesión dental. En Henostroza (edit). Adhesión en odontología restauradora. ALODYB. Editorial Maio.

- Uchiyama (1986). Adhesion in prosthetic restoration. En Gettleman, Vrijhoef, Uchiyama. Proceedings of the International Symposium on Adhesive Prosthodontics. Eurosound Drukkerij BV, Nijmegen.
- Uribe-Echeverria, Priotto, Lutri (2003). Adhesion a esmalte y dentina con adhesivos polimericos. En Henostroza (edit). Adhesion en odontologia restauradora. ALODYB. Editorial Maio.
- Wataha (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *J. Prosthet Dent*; 87(4): 351-63.
- Watanabe, Matsumura, Atsuta (1995). Effect of 2 metal primers on adhesive bonding with type IV gold alloys. *J Prosthet Dent*; 73: 299-303.
- Yoshida, Kamada, Tanagawa, Atsuta (1996). Shear bond strengths of three resin primers for metal. *J Prosthet Dent*; 75: 254-61.
- Zalkind, Ever-Hadani, Hochman (2003). Resin bonded fixed partial denture retention: a retrospective 13-year follow up. *J Oral Rehab*; 30: 971-77.

## Anexos

Anexo No.1: Investigaciones relevantes sobre el arenado y tratamiento triboquímico.

Autores	Prueba	Tratamiento superficial y cemento	Aleación	Valores
Kern, Thompson (1995)	Traccional	Arenado + MDP + Panavia (Kuraray) Arenado + MDP + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado + Silicoater (Haeraus Kulzer) + Panavia (Kuraray) Arenado + Silicoater (Haeraus Kulzer) + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado + Rocatec (3M ESPE) + Panavia (Kuraray) Arenado + Rocatec (3M ESPE) + Panavia(Kuraray) + Termociclado	Ni-Cr	47.5 MPa 53.7 MPa 47.1 MPa 52.8 Mpa  40.7 MPa 48.1 Mpa
Pinto Coelho, Rubo, Pegoraro (1996)	Traccional	Arenado óxido de aluminio + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado perlas de vidrio + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado mezcla de anteriores + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado óxido de aluminio + Solucion Permanganato de potasio 1% y H2SO4 + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado óxido de aluminio + Solucion Permanganato de potasio 10% + Panavia (Kuraray) + Termociclado	Ni-Cr	71.05 +/- 13.62 Kg/cm <sup>2</sup> 32.77 +/- 9.76 Kg/cm <sup>2</sup> 72.99 +/- 11.62 Kg/cm <sup>2</sup> 76.44 +/- 10.13 Kg/cm <sup>2</sup> 79.08 +/- 12.69 Kg/cm <sup>2</sup>
Pesun, Mazurat (1998)	Cizallamiento	Arenado + Silicoater MD (Haeraus Kulzer) + Acrilico autocurado Arenado + Kevloc (Haeraus Kulzer) + Acrilico autocurado	Co-Cr	10 +/- 3.6 Mpa 17.3 +/- 1.7 MPa
Matsamura, Shimoe, Nagano, Atsuta (1999)	Cizallamiento	Arenado + Axis (GC Corp) Arenado + Axis (GC Corp) + Termociclado Arenado + VTD y MDP + Axis (GC Corp) Arenado + VTD y MDP + Axis (GC Corp) + Termociclado Arenado + MEPS + Axis (GC Corp) Arenado + MEPS + Axis (GC Corp) + Termociclado Arenado + MTU-6 + Axis (GC Corp) Arenado + MTU-6 + Axis (GC Corp)+ Termociclado	Ag-Pd-Cu-Au	8.4 +/- 0.9 MPa 3.4 +/- 2.6 MPa 15 +/- 0.7 MPa 11.9 +/- 1.3 MPa 18.3 +/- 2.6 MPa 12.1 +/- 1.9 MPa 14.4 +/- 2.9 MPa 10.2 +/- 3.1 MPa
Cobb, Vargas, Fridrich, Bouschlicher (2000)	Cizallamiento	Asperizado con fresa diamante + Ácido grabador + Enlazador + Pertac (3M ESPE) Asperizado con fresa diamante + Ácido grabador + Silano + Enlazador + Pertac (3M ESPE) Abrasión con arenador intraoral + Ácido grabador + Enlazador + Pertac (3M ESPE) Abrasión con arenador intraoral + Ácido grabador + Silano + Enlazador + Pertac (3M ESPE) Abrasión con aparato de microabrasion + Ácido grabador + Enlazador + Pertac (3M ESPE) Abrasión con aparato de microabrasion + Ácido grabador + Silano + Enlazador + Pertac (3M ESPE) CoJet Sand (3M ESPE) + Enlazador + Pertac (3M ESPE) CoJet Sand (3M ESPE) + Silano + Enlazador + Pertac (3M ESPE)	Pd-Cu-Au	2.9 +/- 0.7 MPa  3.5 +/- 1 MPa  5.1 +/- 0.6 MPa  4.9 +/- 2.1 MPa  6.4 +/- 1.2 MPa  5.8 +/- 1.2 MPa  6.4 +/- 1.3 MPa 13.5 +/- 2.7 MPa
Antoniadou, Kern, Strub (2000)	Traccional	Arenado + VTD y MDP + Panavia (Kuraray) Arenado + VTD y MDP + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado + VTD y MDP + Panavia (Kuraray) Arenado + VTD y MDP + Panavia (Kuraray) + Termociclado	Au-Ag-Cu-Pt  Au-Pt-Pd-Ag-In	35.0 +/- 4.9 MPa 40.8 +/- 4 MPa  28.5 +/- 4.4 MPa 31.9 +/- 4.1 MPa
Matsamura, Atsuta, Tanoue, (2002)	Cizallamiento	Arenado + Panavia (Kuraray) + Termociclado Arenado + VTD y MDP + Panavia (Kuraray) + Termociclado	Ag-Pd-Cu-Au	21.0 MPa sin primer 32.2 MPa con primer
Ozcan, Matinlinna, Vallittu, Huysmans (2004)	Cizallamiento	CoJet Sand (3M ESPE) + MPS + Sinfony (3M ESPE) CoJet Sand (3M ESPE) + MPS + Sinfony (3M ESPE) + Termociclado CoJet Sand (3M ESPE) + MPS + Sinfony (3M ESPE) CoJet Sand (3M ESPE) + MPS + Sinfony (3M ESPE) + Termociclado	Au-Ag-Pt  Ni-Cr-Mo	5.8 MPa 7.4 MPa  7.2 MPa 10.2 MPa

## Anexo No.2: Proceso de muestreo para esta investigación.

Curvas características de operación para el análisis de variancia

