



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLÓGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA**

**“ESTUDIO COMPARATIVO *in vitro* DE LA RESISTENCIA AL CIZALLAMIENTO
DE DIFERENTES TIPOS DE CERÁMICAS CEMENTADAS EN ESMALTE
DENTINA CON CEMENTOS DE RESINA DUAL Relyx Ultimate y Relyx U200 ”**

Carolina Rafaela Ugalde Alvarez

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.

**Santiago – Chile
2014**

AGRADECIMIENTOS

A mi tutor el Dr. Manuel Ehrmantraut N. por su excelente disposición, guía y consejo durante toda la investigación.

A la Dra. Monsalve por su ayuda fundamental para la realización de la parte experimental de este trabajo.

A Don Marco Jorquera, jefe del departamento del área de polímeros del IDIEM, por su increíble buena voluntad y ayuda en la ejecución de la parte experimental de este trabajo.

A mis Padres por todos los sacrificios, comprensión durante toda mi vida.

A mis amigos por su compañía y amistad durante estos 7 años.

Mil Gracias.

ÍNDICE	Pags.
I Resumen	4
II Introducción	6
III Marco Teórico	8
1. Materiales cerámicos en odontología	8
1.1 ¿Qué es un material cerámico?	8
1.2 Clasificación de los materiales cerámicos	9
1.3 Tipos de materiales cerámicos	10
2. Agentes cementantes de resina compuesta	12
2.1 Resinas compuestas	12
2.2 Clasificación según tamaño de partícula	13
2.3 Clasificación de las resinas según consistencia	14
3. Cementación de Restauraciones Indirectas	15
3.1 Requisitos de los cementos dentales	16
3.2 Cementos de resina duales como agentes cementantes	18
3.2.1 Clasificación de los cementos de resina	21
4. Adhesión de los cementos dentales en materiales cerámicos.	25
4.1 Mecanismos de retención de los cementos dentales	25
4.2 Tratamiento y preparación de superficies en cementación de restauraciones cerámicas	27
IV Justificación	32
V Hipótesis	33
VI Objetivo general	33
VII Objetivo específico	33
VIII Materiales y Métodos	34
IX Resultados	41
X Análisis de los resultados	43
XI Discusión	47
XII Conclusión	54
XIII Sugerencias	55
XIV Referencias bibliográficas	56
XV Anexos	68

I. RESUMEN

Introducción: Los cementos de resina de fotocurado o duales son los materiales de elección para la cementación de restauraciones indirectas dadas sus excelentes propiedades ópticas, adecuado grosor de película y propiedades mecánicas. Dentro de las restauraciones indirectas podemos encontrar las cerámicas, ampliamente utilizados en la actualidad en el quehacer odontológico rehabilitador. El desarrollo de las restauraciones indirectas solo sería posible gracias al uso de los cementos dentales, entre ellos los cementos en base a resina. La variedad disponible, tanto de agentes cementantes como de cerámicas, provee una cantidad de combinaciones entre ambos, aun mas complejo se torna al considerar el tratamiento de las superficies tanto dentaria como restauradora. Por ende, es requerida una evaluación en pos de encontrar el desempeño más satisfactorio para una correcta indicación y aplicación clínica. **Hipótesis:** “Existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva de 3 diferentes tipos de porcelanas cementadas con dos sistemas adhesivos duales en base a resina en esmalte – dentina”. **Objetivos:** Determinar el grado de resistencia al cizallamiento de 3 tipo de cerámicas: Porcelana feldespática (Fel), Alúmina (Alu) y Circonia (Zn) cementados con Relyx U200 y Relyx Ultimate sobre esmalte dentina. **Materiales y métodos:** Fueron seleccionados 45 terceros molares extraídos de pacientes sanos previo consentimiento informado. Estos fueron seccionados de forma longitudinal eliminando la cámara pulpar y fijados a un cuerpo de acrílico. Los 30 cuerpos de prueba de cada tipo de cerámica, con un total de 90 cilindros cerámicos, fueron cementados 45 con Relyx U200 y 45 Relyx Ultimate ambos sobre esmalte dentina. Luego fueron sometidos a fuerza de cizalla a una velocidad de 1 mm por minuto en la máquina de ensayo TINIUS OLSEN Modelo H5K-S. Los datos fueron analizados con el programa STATA 11, el test de normalidad de Kolmogorov-Smirnoff mostro una distribución de los datos anormal. Se realizo el análisis estadístico inferencial con la prueba ANOVA y el test Mann Whitney. **Resultados:** Los valores promedios de resistencia adhesiva fueron: Fel/R-Ult 1,62 MPa, Alu/R-Ult 3,95 MPa, Zr/R-Ult 4,85 MPa., Fel/ R-U200 2,86 MPa, Alu/R-U200 3,10 MPa y para Zr/R-U200 2,63 MPa. El análisis ANOVA y el test Mann Whitney

demonstraron que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de adhesión entre las cerámicas y sus sistemas adhesivos, excepto con los valores del Zr/R-Ult y Fe/R-Ult. **Conclusión:** No Existen diferencias significativas en el grado de resistencia adhesiva al cizallamiento entre los diferentes grupos de materiales cerámicos cementados con Relyx u200 y Relyx Ultimate; esta diferencia es estadísticamente significativa al comparar solamente el grupo de Zr/R-Ult con el Fe/R-Ult y Alu/R-Ult. **Palabras claves:** “Sistemas adhesivos duales de resina”, “cerámicas”, “resistencia adhesiva al cizallamiento”.

II. INTRODUCCIÓN

La odontología adhesiva ha revolucionado en general la odontología como la conocíamos. Con la posibilidad de unir materiales artificiales a esmalte y dentina, no hay necesidad de preparaciones de retención macro mecánica para mantener las restauraciones o material en su lugar, tanto en restauraciones directas como indirectas. Esto le permite al odontólogo lograr preparaciones orientadas al defecto o lesión, lo que significa que podemos limitar la remoción de sustancia dentaria sana al área de la lesión que necesita ser restaurada, ya sea una lesión de caries, un defecto erosivo, una fractura dentaria o un defecto estético (Siegward D. Heintze 2013)

La porcelana dental es uno de los materiales más utilizados en prótesis fija (Macchi, 2005) debido a su excelente valor estético y biocompatibilidad (Barrancos J., 2006). Las porcelanas de uso dental han experimentado grandes avances gracias al desarrollo de nuevas tecnologías, técnicas para el procesamiento de ellas y la incorporación de nuevos componentes.

La durabilidad de la restauración de cerámica está vinculada al adecuado proceso de cementación, que depende de algunos factores como la composición del material cerámico, método de tratamiento de superficie y el agente cementante (Furtado R., 2011).

Las cerámicas feldespática y aluminosas son clasificadas como materiales “ácido sensible” porque sufren degradación de la superficie por el ácido fluorhídrico (Anusavice, 2004). La aplicación de este crea micro retenciones favorables debido a la disolución de la matriz vítrea quedando expuesta la estructura cristalina de la cerámica (Chen J. y cols., 1996). La calidad de las micro retenciones generadas por la disolución de la fase vítrea permiten la unión con el cemento, relacionándose de forma directa con la concentración y el tiempo de aplicación del ácido fluorhídrico (Umut A.y cols., 2006). Sin embargo, la circonia no puede ser grabado con materiales convencionales como el ácido fluorhídrico o ácido

hidrofosfórico para acondicionar de forma adecuada la superficie para brindar retención micromecánica (Manicone P. y cols, 2007).

Por ello, el desarrollo de nuevos sistemas adhesivos multifuncionales con capacidad de unión a todo tipo de sustratos ha sido una constante preocupación desde hace años por la evolución de los conceptos tradicionales, exigiendo al odontólogo nuevos conocimientos y la adopción de la odontología adhesiva como elemento permanente y rutinario de su práctica diaria (Guzman T.y cols., 2009).

El protocolo de adherencia del cemento a la estructura dental está bien documentado y es variado, pero aun hay un problema inherente a este procedimiento respecto a la interface entre el cemento de resina y la restauración de cerámica (MohdHelmy K. y cols., 2011).

Existen diferencias significativas en los grados de adhesión obtenidos a partir de la utilización de cementos fotopolimerizables, curado dual y cementos autopolimerizables, y también entre cementos autoadhesivos y la técnica convencional para la cementación de diferentes tipos de cerámica (Passos SP. y cols., 2013)

El sistema de cementación Relyx U200 corresponde a un cemento de resina dual autoadhesivo indicado para la cementación de todas las restauraciones indirectas en base a cerámicas, de resina y/o metal, excluyendo únicamente la cementación de carillas. Su propiedad autoadhesiva supone un tiempo de trabajo y sensibilidad operatoria menores debido a que suprime las etapas de grabado ácido convencional en esmalte y dentina, aplicación de primer y de adhesivo. (Thiago A Pegoraro y cols., 2007)

El sistema adhesivo de cementación de Relyx Ultimate (ARC) también corresponde a un cemento adhesivo de resina dual, pero no posee propiedades autoadhesivas. Es una resina de cementación permanente pasta-pasta de doble

polimerización, desarrollada para ser utilizada con el sistema adhesivo dental 3M Single Bond. Usado en ésta combinación se encuentra indicado para cementar restauraciones indirectas de cerámica, resina y/o metal, (Thiago A Pegoraro y cols., 2007) y de acuerdo las indicaciones del fabricante, se encuentra también la indicación para la cementación de carillas.

III. MARCO TEÓRICO

1. MATERIALES CERAMICOS EN ODONTOLOGÍA

1.1 ¿Qué es un material cerámico?

Los materiales cerámicos están constituidos por átomos metálicos y no metálicos que pueden estar ligados por uniones iónicas y/o covalentes. Se distinguen por tener dos fases: una estructura ordenada, conocida como fase cristalina y una no ordenada llamada fase vítrea; la distribución y la cantidad de estas dos fases son fundamentales para el análisis de los materiales cerámicos (Bader M. y cols., 1996).

Las Porcelanas constituyen un grupo de materiales cerámicos que se obtiene a partir de tres materias primas fundamentales: caolín (una arcilla de fórmula aproximada $2\text{SiO}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), cuarzo (una forma cristalina de sílice, SiO_2) y feldespato (un aluminio silicato que contiene potasio y sodio y que en la forma de feldespato potásico responde a la fórmula de $6\text{SiO}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{K}_2\text{O}$) (Anusavice, 2004).

Las porcelanas de uso en odontología contienen escasa o nula cantidad de caolín, ya que este genera cristales de mullita que tienen gran opacidad, las porcelanas tienen en cambio pigmentos (óxidos metálicos como los de hierro, cobre, manganeso, cobalto, entre otros). En la actualidad la Cerámica dental o porcelana dental responde a composiciones bastante diversas, siendo definidos como un material compuesto por óxidos metálicos que es conformado y luego consolidado por medio de un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian dos fases: una amorfa o vítrea (vidrio) y una cristalina (cristales) (Macchi, 2005).

En la actualidad las restauraciones cerámicas presentan grandes ventajas frente a las restauraciones de resina directas como: mayor resistencia al desgaste, mejor adaptación marginal y forma anatómica (C. Soares y cols., 2013). En los recientes años la aplicación de restauraciones de cerámica libres de metal ha aumentado en la odontología restauradora principalmente por sus características estéticas y alta resistencia.

1.2 Clasificación de las porcelanas de uso odontológico según temperatura

La necesidad de calor para la confección de las porcelanas usadas en odontología ha hecho que su principal clasificación sea a partir de la temperatura (Macchi, 2005), así se acostumbra a hablar de porcelanas dentales de:

Alta fusión	>1300°C
Media fusión	1100-1300°C
Baja fusión	850-1100°C
Muy baja fusión	<850°C

Esta clasificación puede considerarse como “general”, ya que en la actualidad existen múltiples tipos de clasificaciones dada la amplia naturaleza de la forma de obtención, procesamiento, indicación y tratamiento de las diferentes cerámicas empleadas en odontología.

Por ello, con motivo de este estudio, resulta más útil clasificarlas de acuerdo a las posibilidades de empleo de las cerámicas dentales, en función de los componentes o el modo de llegar a su estructura final.

1.3 Tipos de cerámicas usadas en odontología según composición química

1.3.1 Porcelanas feldespáticas

La porcelana feldespática está formada por la mezcla de óxidos de potasio, sodio, calcio y silicio en determinadas proporciones. Su fusión genera vidrio feldespato y cristales de leucita (Macchi, 2005), obteniendo una gran translucidez, pero una baja resistencia flexural, lo cual la restringe al uso en restauraciones indirectas tales como carillas, *inlays*, *onlays* y como recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas por su gran valor estético (Anusavice, 2004)

1.3.2 Aluminosas

La incorporación de óxido de aluminio a la composición de las porcelanas feldespáticas mejoró significativamente la resistencia flexural, siendo denominadas porcelanas “aluminosas”, con un contenido que va de un 35% hasta un 50% de su masa constituida por cristales de alúmina (Anusavice, 2004). Las porcelanas reforzadas con alúmina pueden ser utilizadas para la confección de coronas unitarias, *inlay*, *onlay* y carillas (Macchi, 2005)

1.3.3 Alúmina

Las porcelanas aluminizadas (sobre 80% de óxido de aluminio) son utilizadas para la fabricación de núcleos o casquetes por su gran opacidad, que luego son recubiertos total o parcialmente por porcelana feldespática. Estos núcleos no pueden ser grabados por medios convencionales dada la alta cantidad de fase cristalina que presentan, por lo cual los procedimientos adhesivos se encuentran condicionados en este tipo de estructuras (Anusavice, 2004; Macchi 2005).

1.3.4 Circonia

El interés por las restauraciones libres de metal a aumentado a medida que se desarrollaron materiales más resistentes y junto con el procesamiento de nuevas tecnologías (Blatz M. y cols, 2003). Los sistemas de cerámica con alto contenido de óxido de zirconio (ZrO_2) conocidos como circonia corresponden a un material cerámico precristalino libre de sílice de alta opacidad y se han desarrollado con el propósito de aumentar la longevidad clínica de restauraciones cerámicas y se utiliza principalmente para conformar núcleos debido a sus excelentes propiedades mecánicas (Nejatidanesh F. y cols., 2011) que son recubiertos con porcelana feldespática. Sin embargo, su alto contenido cristalino las hace resistentes a los ácidos, lo que impide el uso del mismo protocolo utilizado para la cementación de cerámicas de baja resistencia (Oyague R. y cols, 2009).

En los últimos años, las restauraciones cerámicas han sido más frecuentemente empleadas para reconstrucciones completas o parciales de diente. Debido a su biocompatibilidad y favorables propiedades mecánicas, por su coloración no metálica estable y su excepcional resistencia a la fractura (mayor a 1000 MPa). Se ha demostrado su éxito a largo plazo en todas las posiciones del arco dentario en una variedad de estudios clínicos. La cerámica de circonio sinterizado en CAD/CAM puede ser usada como una alternativa al trabajo de estructuras metálicas en rehabilitación con prótesis y más recientemente en coronas y puentes de cerámica de circonio. Sin embargo, un protocolo de cementación estandarizado para este tipo de restauraciones no está aun disponible, esto debido a su inercia química. Una de las mayores restricciones de la cerámica libre de vidrio es su limitado potencial de adhesión a la estructura dentaria tratada. El circonio requiere macro-retenciones para sostener la restauración en su lugar debido a lo anteriormente mencionado, y con ello tejido dentario adicional que sacrificar. (Ana L. Gomes,y cols 2013).

2. AGENTES CEMENTANTES DE RESINA

2.1 Resinas compuestas

Las resinas compuestas surgen en 1962 cuando el Dr. Bowen sustituye el componente orgánico polimetilmetacrilato (PMMA) por un bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA) que es una resina bifuncional a la cual le agrega un relleno inorgánico y un agente de enlace de silano orgánico que media la unión entre las partículas de relleno y las moléculas de bis-GMA (Anusavice, 2004; Rueggeberg FA, 2002). Se encuentran formadas por una matriz orgánica, una fase dispersa inorgánica y un agente de enlace o acoplamiento, además de pigmentos, opacificadores, inhibidores de polimerización, iniciador y co-iniciadores para aumentar el grado de conversión de la resina, y activadores en el caso de resinas de autopolimerización (Anusavice, 2004).

El agente de enlace cumple la misión de dar integridad al material compuesto, uniéndose químicamente a la fase dispersa y luego a su vez a la matriz orgánica, lo que permite transmitir el estrés ejercido en la matriz más flexible a las partículas de relleno de mayor rigidez. Si bien pueden emplearse Titanatos y Zirconatos como agentes de enlace, son más comunes los llamados organosilanos. Estos son capaces de unirse por sus grupos silanol (-Si-OH), por medio de un enlace siloxano (-Si-O-Si-), a las partículas inorgánicas y por un enlace covalente gracias a sus grupos metacrilato a la matriz orgánica (Anusavice, 2004).

Las resinas compuestas endurecen por un proceso de polimerización a través de un mecanismo de adición iniciado por radicales libres, en el cual los iniciadores y activadores determinan la forma en que se gatilla la reacción de polimerización. La reacción en cadena comienza al ser estimulado el iniciador ya sea por una reacción química o por efecto de un estímulo físico. Mientras que para las resinas compuestas directas son utilizados los mecanismos de activación química y por luz, las resinas indirectas pueden valerse de reacciones mediadas por luz, calor o microondas para lograr mejores propiedades mecánicas (Anusavice, 2004; Rueggeberg FA, 2002; Poskus L. y cols, 2009)

2.2 Clasificación según tamaño de partícula

2.2.1 Macro relleno

En desuso debido a pobres propiedades mecánicas

2.2.2 Partícula Pequeña

También han sido desplazadas a pesar de mejorar las propiedades de pulido de sus antecesoras, al disminuir el tamaño de la partícula.

2.2.3 Micro relleno

Las resinas de micro relleno logran mejores niveles de estética dado su tamaño de partícula pequeño, de 0,04 a 0,05 μm ., que resulta inferior a la longitud de onda del espectro visible, presentan una mayor translucidez y una excepcional capacidad de pulido y gran resistencia a la abrasión. Sin embargo, al tener las partículas de sílice coloidal una tendencia a aglutinarse, y presentar una elevada superficie a humectar, ha sido posible llevar el contenido inorgánico tan solo a un nivel de entre el 35-65% en peso. Esto limita las propiedades mecánicas del material colocándolas por debajo de las resinas compuestas de partícula pequeña, por lo que no se encuentran indicadas para restauraciones que requieran de elevadas exigencias funcionales. Además presentan mayor absorción de agua debido a su mayor contenido orgánico, junto con un mayor coeficiente de variación dimensional térmico (Anusavice ,2004).

2.2.4 Híbridas y Micro-Híbridas

Las resinas Híbridas poseen un tamaño de partícula entre 0,4 y 1.0 μm para las micro-híbridas y de hasta 5.0 μm en las resinas híbridas el tamaño promedio de partícula para estas últimas $>1.0 \mu\text{m}$, poseen un alto contenido de relleno inorgánico entre un 75-80% en peso y presentan un comportamiento similar al de las resinas de partícula pequeña pero con un mejor pulido y una estética superior, mientras que sus propiedades mecánicas se encuentran un poco por debajo de esta última. A pesar de esto, es posible utilizarlas en restauraciones del sector posterior, así como restauraciones clase IV. Sin embargo, entre ambas categorías, las micro híbridas presentan características de estética superior y una mayor duración del pulido y son de mas fácil manipulación (Anusavice, 2004; Sensi L., 2007)

2.2.5 Nanopartícula y Nanoagregado

Se ha desarrollado un nuevo grupo con nanopartículas de aproximadamente 25nm y nanoagregados de aproximadamente 75nm formados por partículas de circonio/sílice en alta proporción, hasta un 79,5% en peso lo que deriva en una menor contracción de polimerización. Debido al tamaño de partícula este tipo de resinas no produce dispersión de la luz, por lo que debe ser modificada con partículas de mayor tamaño para lograr una apariencia más natural (Hervás-García A. y cols., 2006).

2.3 Clasificación de las resinas compuestas según consistencia:

Además de las resinas compuestas de consistencia normal, existen las resinas compuestas condensables y resinas compuestas fluidas. Estas han sido desarrolladas variando las proporciones y tipo de relleno a fin de lograr nuevas formas de manipulación así como distintas indicaciones para cada uno de estos tipos (Anusavice, 2004).

Las Resinas compuestas fluidas son aquellas de baja viscosidad debido a un menor porcentaje de relleno (51% a 65% en peso) y de cuya composición se han eliminado ciertos modificadores reológicos, lo que mejora su manipulación (Anusavice, 2004). Esto último les confiere una alta humectabilidad asegurando la penetración en las diversas irregularidades del sustrato y alcanzando espesores mínimos que eliminan el aire que pudiese quedar atrapado en su interior. Poseen un bajo modulo de elasticidad y una alta flexibilidad, siendo de fácil pulido y baja resistencia al desgaste (Ferracane J., 2001). Desarrolladas inicialmente como una alternativa como resina compuesta para restauraciones directas, han sido presentadas por algunos fabricantes como una alternativa a los cementos de resina de fotocurado para la cementación de carillas cerámicas, resina o porcelana y coronas libres de metal.

De esta forma, mediante la evolución de las resinas compuestas se logra un material compatible con la cementación de estructuras indirectas para la rehabilitación dentaria.

3. CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES INDIRECTAS

El desarrollo de las restauraciones indirectas estéticas solo ha sido posible en la medida en que lo han hecho también los cementos dentales. Estos permiten por acción mecánica, química o por una combinación de ambas, la fijación de la restauración al diente preparado, además, cumpliendo la función adicional de sellar la interface diente/restauración (Guede C.; 2004) (Thiago A. Pegoraro; 2007)

Los cementos disponibles en odontología se pueden clasificar en dos grandes grupos: cementos en base a agua y cementos en base a resina polimerizable. Los cementos en base a agua incluyen al vidrio ionómero y al cemento fosfato de zinc, en cambio los cementos en base a resina incluyen las resinas Composite (consistencia Flow), cementos adhesivos y cemento vidrio ionómero modificado con resina. La unión química de los cementos en base a agua al tejido dentario o materiales restauradores es baja (para el vidrio ionómero) o nula (para el fosfato de zinc). En cambio, los cementos polimerizables constituye una conexión micro mecánica con el diente y su restauración, dependiendo del cemento en base a resina utilizado.(Thomas Hitz y cols; 2012)

El aumento del uso de las porcelanas dentales como material restaurador ha sido gracias al desarrollo de los cementos de resina. Un cemento de resina ideal debe proveer una unión a largo plazo entre el diente y la cerámica, incrementando la resistencia a la fractura, reforzar la estructura remanente del diente y prevenir la micro filtración (C. Soares y cols.).

Las restauraciones cerámicas en base a sílice (feldespática y aluminosa) presentan una mejor estabilidad clínica a largo plazo cuando son adheridas con cementos en base a resina, que con aquellos en base a agua. La resistencia a la fractura de coronas de cerámica en base a sílice mejoró significativamente al ser cementadas con sistemas adhesivos en base a resina. Por lo tanto este tipo de

materiales restauradores requiere ser mejorado con cementación adhesiva. (Thomas Hitz y cols; 2012)

3.1 Requisitos de los cementos dentales

Los requisitos de un cemento dental son variados, y en la actualidad, no existe un material que cumpla a cabalidad con todos ellos. Un cemento definitivo debe ser capaz de mantener en posición una restauración por un periodo de tiempo indefinido, y además cerrar la brecha existente entre la restauración y el tejido dentario. Existen además varios requisitos mecánicos, biológicos y del manejo de material que deben ser satisfechos (Hill E., 2007)

- Biocompatibilidad: no debe causar daño a la pieza dentaria u otros Tejidos.
- Debe permitir un tiempo de trabajo adecuado.
- Debe ser suficientemente fluido como para permitir el asentamiento total de la restauración.
- Endurecer rápidamente y ser capaz de soportar fuerzas funcionales.
- Insoluble en el medio oral, manteniendo un sellado intacto con la restauración.
- Radiopacidad adecuada
- Prevenir la caries dental.
- Ser resistente a la micro filtración
- Debe adherirse tanto a la restauración como a los tejidos dentarios
- No debe presentar sorción de agua.
- Características estéticas adecuadas.
- Bajo costo.
- Fácil de manipular
- Baja viscosidad de la mezcla

Con respecto a las ventajas de los cementos en base a resina como medio de cementación, al ser comparados con otro tipo de cementos, se pueden mencionar (Crispin y cols. 1998):

- Mejores propiedades mecánicas.
- Insolubles en fluidos orales.
- Estéticos.
- Adhesión a esmalte y dentina mediante técnica adhesiva

Sin embargo presentan una serie de desventajas (Crispin y cols. 1998 ; EL-Badrawy, WA., y cols.1995.):

- Contracción de polimerización
- Manipulación complicada.
- Inestabilidad de color a través del tiempo (debido a la amina terciara en sus componentes).

A esto podemos agregar que no hay liberación de flúor o absorción, es decir no previene la caries dental; la compatibilidad pulpar puede ser un problema, ya que no está indicado en preparaciones profundas; la eliminación de una restauración puede requerir la pérdida total de ésta; el modulo de elasticidad es bajo, lo cual es un detrimento para soportar prótesis fijas plurales de cerámica libres de metal (Hill E., 2007). Además, los cementos de resina son más sensibles a la técnica, su costo puede ser más elevado que los cementos convencionales (hasta 10 veces el costo de un cemento de fosfato de zinc) y la limpieza del exceso de cemento puede ser muy difícil (de la Macorra J., 2002).

También es importante considerar que el color final de una restauración cerámica es también influenciado por el color, la translucidez y el espesor del agente de cementación subyacente (V. Barath y cols., 2003) Además, cuando se utiliza resina compuesta como material de cementación la fuerza de adhesión es determinada por la adecuada polimerización del cemento. Al fotopolimerizar a través de la cerámica una gran cantidad de luz es perdida por absorción, dispersión o transmisión.

Cabe recordar que la duración a largo plazo de las restauraciones está influida directamente por el tipo de agente cementante, la durabilidad de éste y la forma en que se adhiera y genere unión a las estructuras dentarias y a la restauración. Con respecto a esto, aunque los cementos de resina cumplen satisfactoriamente los requerimientos determinados por la ADA en cuanto a especificaciones técnicas como el grosor de película y los requisitos previamente señalados, hay que considerar que en la práctica clínica no se cumplen los requisitos ideales para la cementación, por lo que las condiciones orales podrían disminuir sus propiedades y duración (Piwowarczyk, A.;1999.; Solis E. 2004).

3.2 Cementos de resina como agentes cementantes

Los cementos de resina se encuentran disponibles desde 1952. Y se han hecho más populares con el aumento en la demanda de coronas libres de metal y restauraciones indirectas estéticas.

En general, los cementos de resina son considerados como la mejor alternativa para la cementación de restauraciones cerámicas libres de metal debido a la posibilidad de unirse a la porcelana previo grabado ácido y silanización de ésta. Además se ha determinado que la fuerza compresiva que se ejerce sobre la porcelana producto de la contracción de polimerización del cemento ayuda a proteger la restauración contra fuerzas de tensión (Hill E., 2007).

Los cementos de resina presentan una composición similar a las resinas compuestas pero con menor cantidad de relleno y teniendo como monómero BIS-GMA y DMU, lo que les otorga una mayor fluidez. En ellos la porción resinosa provee este alto grado de contracción de polimerización, motivo por el cual también se le añaden partículas de relleno inorgánico para así disminuir esta característica negativa y otorgarle mayor resistencia a la abrasión y mejor manipulación. Al igual que para las Resinas Compuestas, las partículas son tratadas previamente con un silano, lo que le otorga compatibilidad química con

las moléculas del monómero.(Anusavice, K.;1998). El relleno inorgánico de estos materiales corresponde a partículas de sílice o vidrio con un tamaño de partícula que oscila entre 0,04 y 1 μm , alcanzando un porcentaje de relleno de 30% a 50% en volumen (Shinkai, K., y cols.2001; Behr, M. 1999.) Esto las posiciona dentro de la clasificación de microrelleno.

Inicialmente estos cementos eran de autopolimerización, lo cual generaba un cambio de coloración importante en el tiempo, por lo cual se desarrollaron los de polimerización dual, en los que si bien se lleva a cabo una activación de la polimerización química, esto ocurre en menor proporción, y la mayor parte de la polimerización se activa mediante luz (Barrancos, 1999) (Craig, R. 1996).

Estos materiales de cementación han presentado un gran avance en el último tiempo y actualmente en el mercado existe una amplia variedad de ellos que junto a los avances en las técnicas para su colocación y el desarrollo de moléculas con el potencial de adhesión al esmalte y dentina han logrado que estos cementos tengan una buena unión a las estructuras dentarias (Phillips, 1998).

Con respecto a la manipulación de estos cementos, estudios demuestran que el trabajar con estos materiales requiere de una gran destreza debido a su alta sensibilidad técnica. Este tipo de material requiere de un campo de trabajo en condiciones de aislamiento absoluta (Piwowarczyk, A.;01999).

El tiempo de trabajo de estos cementos se determina desde el inicio de la mezcla y nos indica el tiempo disponible para cargar la restauración o desde que se aplica el cemento a la pieza dentaria, hasta cuando se coloca en su posición final la restauración y se retiran los excesos del material cementante (Phillips, Anusavice K. 1998).

Según la evidencia se ha determinado que los valores de resistencia a la tracción de los cementos de resina varían entre 44 a 77 MPa. El módulo de

elasticidad fluctúa entre 2,1 y 3,1 GPa, siendo mucho menor al compararla con el cemento fosfato de zinc, cuyo valor es de 13,5 GPa. La resistencia compresiva varía entre 70 y 172 MPa, encontrándose dentro del rango permitido por la ADA en cuanto a resistencia del material (Barrancos, 2006). Se ha informado también que la variación de las cantidades relativas de moléculas de UDMA, Bis-GMA, y TEGDMA tienen un efecto significativo sobre las propiedades mecánicas de la composición del cemento de resina. Por lo tanto, los monómeros de base tienen una gran influencia en la resistencia de los diferentes espesores del cemento (Abo T. y cols,2012).

El UDMA es un monómero reticular de alto peso molecular y mayor flexibilidad gracias a su unión de uretano. La presencia de éste puede contribuir a la reducción en la cantidad de TEGDMA, que es el monómero responsable de las tasas más altas de absorción de agua en materiales a base de resina debido a su enlace de éter hidrófilo. Esto explica porque los materiales que sustituyen parte de TEGDMA por UDMA tienen menos cambios de color (Archegas L. y cols., 2011).

El grosor de la línea de cementación de los Cementos de Resina se ve afectada directamente por la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica distinto al diente, produciendo un aumento de la interfase diente-restauración, lo cual se ha tratado de manejar mediante la adición de grupos potencialmente adhesivos, como grupos fosfato y carboxílicos, similares a aquellos encontrados en los agentes adhesivos dentinarios, y así poder controlar de mejor manera la aparición de interface (Skinner, 1991). El tipo de agente adhesivo es determinante para la formación de estructuras interfaciales. Mientras los sistema autoadhesivos promueven la formación de una delgada capa híbrida (0.5–2 μm), los sistemas convencionales de grabado y lavado producen una hibridización superior a los 2 μm .

3.2.1 Clasificación de los cementos de resina

El mecanismo de polimerización de los cementos de resina influye en sus propiedades mecánicas finales, pero por sobre todo determinan la utilidad clínica de éstos. Según el mecanismo de activación podemos clasificarlos en:

- **Cementos de Foto-curado**

Los cementos foto-polimerizables son los que entregan un mayor tiempo de trabajo, permitiendo un mejor asentamiento de la restauración, polimerización según la necesidad del clínico y mayor estabilidad del color (Thiago A. Pegoraro,2007), (Hill E., 2007). Sin embargo su uso se encuentra limitado a la cementación de carillas e inlays y en situaciones en las que el grosor del material y su opacidad no interfieren en la capacidad de la luz de polimerizar el cemento subyacente (Manso, A.P.2011) (Thiago A. Pegoraro,2007)

- **Cementos de Curado dual:**

En la actualidad, la mayoría de los Cementos de Resina son de polimerización dual, lo que tiene la ventaja de permitir una adecuada polimerización en aquellas ocasiones en que la activación física no es posible, ya sea en áreas muy profundas o porque el grosor y tipo de material de restauración utilizado no lo permite, superando las limitantes que presentan ambos sistemas por separado (Barceleiro, MO., y cols.; 2003.)

Estudios iniciales indicaron que la resistencia máxima del cemento de curado dual no se lograba solo por curado químico (El-Badrawy WA; 1995), sin embargo nuevos estudios indican distintos tipos de interferencias entre ambas reacciones de polimerización, donde en algunas marcas comerciales el proceso de foto polimerización parece impedir que el cemento logre su máxima resistencia durante el curado dual (Manso, A.P.2011), (Sharp LJ 2011). En la actualidad se recomienda retrasar lo más posible el curado por luz en este tipo de cementos (Manso, A.P.2011) . El manejo de los cementos de curado dual acarrea una serie de complicaciones. A pesar de que no existe una relación lineal entre el grado de

conversión del cemento y sus propiedades mecánicas un curado incompleto puede generar reacciones químicas adversas y problemas de permeabilidad al ser usados con sistemas adhesivos simplificados. Se pueden además producir alteraciones biológicas como sensibilidad pulpar post-cementación debido a la presencia de residuos de monómero sin reaccionar cuando se aplica en un grosor mínimo de tejido destinatario y sin la utilización de bases cavitarias (Thiago A. Pegoraro,2007) . Además, estos cementos pueden sufrir la oxidación de las aminas aromáticas presentes en su composición, parte del sistema de auto curado, lo que resulta en una mayor inestabilidad del color respecto a los cementos de foto curado (Archegas LR 2011)

- **Cementos de Auto-Curado.**

Se encuentran indicados cuando las restauraciones a cementar no permiten el paso de la luz hacia el cemento. Los cementos de auto curado fueron los primeros cementos de resina en salir al mercado y presentan los mismos inconvenientes de los cementos de curado dual: un tiempo de trabajo más limitado en comparación con los fotocurables, inestabilidad del color y la posibilidad de incorporar burbujas a la mezcla cuando no se utilizan sistemas diseñados para evitar este ultimo inconveniente. Sin embargo esta modalidad se sigue empleando principalmente para la cementación de postes preformados y de estructuras metálicas. (Anusavice K. Phillips 2004,),(Scotti, R. ,Masson 2004).

Actualmente se presentan dos tipos de sistemas adhesivos en base a resina para unir materiales de restauración a tejidos dentarios según su técnica, son los convencionales con grabado ácido y los sistemas auto-adhesivos. Los sistemas auto-adhesivos contienen monómeros ácidos que eliminan la necesidad de separar adhesión, lavado y secado. Estos procedimientos reducen la sensibilidad técnica y mejoran la eficiencia de procedimientos clínicos al disminuir el tiempo en el sillón dental. Entonces, según la cantidad de pasos necesarios para la preparación de las superficies dentarias, los podemos clasificar de la siguiente forma:

- **Cementos con Técnica Convencional de Grabado y Adhesivo**

Los cementos de resina adhesivos requieren el tratamiento de la superficie dentaria tanto de grabado ácido convencional como la aplicación de un sistema adhesivo, lo cual puede modificarse según la elección de éste último, según sea un adhesivo autograbante o no. Corresponden a cementos que cuentan en su composición con un porcentaje de los llamados monómeros funcionales que poseen una afinidad por los iones metálicos lo que les entrega mayores valores de adhesión a este tipo de estructuras 49, 55. Nacen alrededor de 1980 como un cemento derivado del Bis-GMA con un monómero bifuncional modificado en un sistema polvo/liquido logrando una unión muy fuerte al metal grabado que excedía la unión al diente. En 1994 se le incorporó hidroxietil metacrilato (HEMA) como primer para esmalte y dentina, este producto polimerizaba en ausencia de oxígeno y se entregaba con un gel para tal fin. Actualmente se utilizan siguiendo el protocolo de la técnica de grabado convencional (grabado-lavado-secado) con la aplicación de un sistema adhesivo acorde a las especificaciones del fabricante para cada producto. (Scotti, R. ,Masson 2004)

- **Cementos Auto-adherentes**

Para lograr la cementación en un solo paso han surgido los cementos auto-adherentes. Estos cementos son de curado dual y pueden ser utilizados sin la necesidad de aplicar sistemas adhesivos. Son presentados como resistentes a la humedad, capaces de liberar flúor producir menor sensibilidad postoperatoria y ser menos sensibles a la técnica respecto a otros cementos de resina. En general el bajo pH inicial, capaz de promover formación de una capa híbrida, es neutralizado por la apatita dentaria y el relleno alcalino de su composición. Presentan sin embargo, una baja adhesión a esmalte en relación a otras resinas compuestas, pero superior a la de los cementos de vidrio ionómero, por lo que su empleo en la cementación de carillas se encuentra restringido. Sin embargo esto puede ser solucionado con un paso adicional de grabado ácido del esmalte con ácido fosfórico (37%) obteniendo valores similares a los de un cemento de resina convencional. (Scotti, R. ,Masson 2004)

A pesar de que los adhesivos auto-grabantes y autoadhesivos son amigables para el odontólogo y de fácil uso, son altamente hidrofílicos y actúan como una membrana semipermeable que permite el paso de fluidos dentinarios a través del adhesivo polimerizado. El agua es un medio esencial de ionización y cuando se mezcla con los sistemas autoadhesivos puede quedar agua residual en la capa híbrida, este exceso de agua podría no asegurar la óptima polimerización de los monómeros del adhesivo y llevar a una fase de separación, comprometiendo las propiedades mecánicas. (Thomas Hitz,2012).

Entre los ejemplares disponibles actualmente de cementos de resina dual podemos encontrar el sistema adhesivo de resina RelyX Ultimate Clicker y RelyX U200, cada uno con sus indicaciones e instrucciones de uso.

Relyx Ultimate Clicker es un cemento de resina de doble curado y técnica convencional con mezclado manual suministrado en un dispensador clicker. Se aplica para la fijación adhesiva de restauraciones indirectas y está disponible en diferentes colores.

Se emplea con el adhesivo Single Bond Universal, el cual se puede utilizar en el procedimiento "total-etch" o en el "self-etch". Mediante la preparación de la estructura dental con el agente ácido con Scotchbond Universal Etchant se puede incrementar todavía más los valores de adherencia del adhesivo a la sustancia dentaria.

Relyx Ultimate Clicker contiene (met)acrilatos bifuncionales. El porcentaje de relleno inorgánico es aprox. del 43% en volumen, el tamaño de partícula (D90%) es aprox. 13 µm. La proporción de mezcla en volumen de pasta base respecto a la pasta catalizadora es de 1:1.

El Relyx U200 es un cemento definitivo de resina de fraguado dual y autoadhesivo, de mezcla manual indicado para la cementación de restauraciones indirectas de cerámica completa, Composite o metal y para postes radiculares.

Con el uso de RelyX U200 no se necesita adhesivo ni grabado ni acondicionador dentinario. Se encuentra disponible en una variedad de colores.

Este cemento contiene (met)acrilatos bifuncionales. El porcentaje de relleno inorgánico es de aproximadamente 43% en volumen, el tamaño de partícula (D90%) es de aprox. 12,5 um. la proporción de mezcla en volumen que dispensa el clicker es de 1:1 (pasta base- pasta catalizador).

4. Adhesión de los cementos dentales en materiales cerámicos.

4.1 Mecanismos de retención de los cementos dentales:

Un cemento dental puede lograr la retención de la restauración a cementar por diversos mecanismos. La trabazón mecánica entre dos superficies rugosas y paralelas es el principal mecanismo de retención para cualquier cemento independientemente de su composición. En la cementación no adhesiva, el cemento llena la interface diente/restauración y produce trabazón mecánica al entrar en las pequeñas irregularidades existentes en las superficies de ambos materiales (todos los cementos dentales actúan por este mecanismo). En la adhesión micro-mecánica la trabazón ocurre en irregularidades microscópicas en el sustrato dentario que son aumentadas por medio de abrasión por aire o grabado ácido, lo que permite la creación de defectos en el tejido dentario para alojar el cemento, aumentando además la superficie de contacto. Esto funciona bien en cementos con elevada resistencia a la tensión, como los cementos de resina o de vidrio ionómero modificados con resina. Además, cementos de policarboxilato y vidrio ionómero presentan un mecanismo de unión molecular dado por fuerzas de Van der Waals, y enlaces químicos débiles formados entre el cemento y la estructura dentaria (Hill E., 2007).

El mecanismo básico de unión al esmalte y dentina es esencialmente un proceso de intercambio involucrando el reemplazo de minerales removidos desde el tejido dental duro por monómeros de resina que al ajuste se convierten en

enclavados micro mecánicos en las porosidades creadas. En esmalte, Tags son formados a través de la polimerización in situ de la resina envolviendo los cristales individuales expuestos de hidroxiapatita. En dentina, el mecanismo primario de unión es primariamente basado en la difusión y depende de la hibridización o entramado micro mecánico de resina junto con fibras de colágeno expuesto de la matriz. En el caso de los cementos autograbantes y autoadhesivos la unión se da a través de la disolución parcial de la superficie de dentina, para que una cantidad sustancial de hidroxiapatita permanezca disponible en la capa híbrida, por lo tanto la adhesión es obtenida micromecánicamente a través de hibridización superficial y por interacciones químicas adicionales de grupos carboxil/fosfato específicos de monómeros funcionales con hidroxipapatita residual. (Peumans, P. Kanumilli, 2005)

Existen diferencias entre las fuerzas de adhesión de los diferentes cementos autoadhesivos de resina, y la información respecto a sus reacciones específicas es insuficiente para hacer un juicio respecto a sus diferentes capacidades de adhesión. Todos los cementos autoadhesivos contienen monómeros multifuncionales que reaccionan con un ayuda de un grupo ácido. Aunque, la reacción química precisa de unión de los respectivos cementos no está clara aun. Se necesitan más estudios comparativos para clasificar los diferentes grupos de cementos. La efectividad de unión en dentina es aun el mayor desafío que la unión con cerámicas vítreas. La efectividad de todos los cementos es más alta que la resistencia a la fractura de las cerámicas vítreas. Sin embargo, los resultados en cerámicas difieren mucho. Esto puede ser explicado por las diferencias de los cementos autoadhesivos de resina en cuanto a su viscosidad o el porcentaje de peso de las partículas del cemento. El aumento del tamaño de la partícula resulta en un incremento de la viscosidad, en consecuencia una menor viscosidad por menor tamaño de partícula permite una mayor profundidad de penetración en la superficie modificada con ácido de la cerámica vítrea.

(Thomas Hitz, 2012).

4.2 Tratamiento y preparación de superficies en cementación de restauraciones cerámicas

La adhesión de la cerámica dental y la resina compuestas es el resultado de una interacción físico-química a través de la interfaz entre el adhesivo y de la energía de superficie de la porcelana dental (Anusavice, 2004; Cattell M. y cols., 1999).

A pesar de los aumentos de adhesión aún se considera un problema la cementación de restauraciones cerámicas porque la contracción de polimerización puede afectar la adhesión y el estrés de polimerización aumenta con un elevado factor C (factor de configuración), como es el caso de la mayoría de las restauraciones cerámicas (C. Soares y cols., 2013).

La asociación de un agente gravante refuerza positivamente la efectividad de la adhesión de todos los agentes de cementación evaluados en diferentes estudios donde se utilizan cerámicas gravables (porcelana feldespática y con alto contenido de leucita). El grabado con ácido fluorhídrico ha sido empleado con soluciones entre 2,5 % y el 10% y con tiempos de aplicaciones que van desde los 20 segundos a 3 minutos, siendo el tiempo de condicionamiento dependiente de la fase vítrea de la cerámica (Holland W. y cols., 2000). En el procedimiento la matriz vítrea se elimina selectivamente y la estructura cristalina queda expuesta. Las microporosidades aumentan el área de superficie y logran una retención micromecánica del cemento de resina (Kansu G. y Gökdeniz B., 2011).

Otros métodos como: la abrasión con instrumentos rotatorios de diamante, abrasión de partículas de aire con dióxido de aluminio, chorro de arena y combinaciones de cualquiera de estos métodos se han propuesto para proporcionar rugosidad y promover la retención micromecánica (Saraçoglu A. y cols., 2004).

Mientras los cementos de composite basados en BIS-GMA son indiferentes al tratamiento de enarenado con sílice recubierta, los cementos en base a MDP requieren de forma indispensable el tratamiento de la superficie con silano y primers de cerámica. Y en el caso específico del circonio, la combinación de pretratamientos mecánicos y químicos puede ser la mejor recomendación para una adhesión duradera. (Masanao Inokoshi,2013)

El uso de ácido fluorhídrico (HF) puede lograr la textura adecuada de la superficie y la rugosidad en cerámica a base de sílice. Debido a la composición química y el alto contenido cristalino de la circonia y la alúmina el grabado con ácido fluorhídrico no promueve una unión satisfactoria a estos (Zandparsa R. y cols., 2013).

En los últimos años se ha utilizado para la unión química entre la alúmina, circonia y óxidos metálicos un monómero especial (10 - metacrililoixi dihidrogenofosfato - decilo, MDP) que fue originalmente diseñado para poder unirse a óxidos metálicos. Varios estudios han demostrado el efecto de este monómero en la adhesión a la cerámica de alta resistencia. Cementos de resina a base de bis-GMA que no contienen el monómero MDP no logran establecer una adhesión estable a largo plazo para la Alúmina, Circonia y óxidos metálicos (Blatz M. y cols., 2003; Valandro L. y cols., 2006). Recientemente la modificación de la superficie por medio de un grabado ácido con ácido sulfúrico de la estructura de circonia se ha introducido para mejorar la resistencia adhesiva (Phark J. y cols., 2009).

Considerando los sistemas condicionantes del circonio, numerosos tratamientos de superficie cerámica han sido sugeridos para compensar este tema basados en retenciones micro mecánicas entre la cerámica y los agentes

adhesivos, en tanto superficies más porosas tiene mayor área de contacto y micro porosidades. A pesar del excelente resultado del laser, este ha sido superado por el tratamiento con enarenado triboquímico de sílice con 30- y 110- μm de partículas de sílice recubierto con óxido de aluminio (Al_2O_3) ha probado que fortalece y además activa químicamente la zirconia, con ello haciéndola más receptiva a uniones químicas vía agentes de enganche de silano. (Ana L. Gomes, y cols 2013)

Investigaciones recientes han demostrado que la selección del cemento es el factor más importante para la adhesión de la cerámica de circonio. Y en los casos donde se requiere una unión más duradera del circonio ya que involucra una retención los cementos de curado dual son la mejor opción. (Ana L. Gomes, y cols 2013)

Se ha demostrado que la combinación de un cemento de resina dual auto adhesivo más un primer que contenga 10-MDP resulta en una unión durable al ser combinada con el enarenado de la cerámica de circonio. Sin embargo, con esta fórmula, los cementos autoadhesivos pierden su ventaja de ser aplicados en un solo paso clínico y podría ser tan sensible su técnica como cualquier otro cemento de resina dual. Los componentes ácidos en fluidos dentinarios, bacterias orales, residuos proteolíticos y enzimas salivares pueden interferir en la estabilidad de la interfase del adhesivo y son recientemente considerados una fuente potencial de degradación de la unión química. (Ana L. Gomes, y cols 2013)

El mecanismo de unión de los cementos de resina autoadhesivos involucra metacrilatos fosfóricos ácidos que reaccionan con los componentes básicos, por ejemplo, las partículas de relleno en el cemento y la hidroxiapatita en el tejido dentario. Después de la mezcla inicial, el cemento es muy ácido, sin embargo, los valores de pH tienden a subir de acuerdo a los cambios de hidrofílico a hidrofóbico experimentados en el cemento de resina. Entonces, la estructura interfacial del cemento depende de la aproximación de cada sistema adhesivo y puede variar desde retenciones micromecánicas otorgadas por la hibridación, hasta interacciones superficiales con reacciones químicas entre el material en

base a resina y el tejido dental mineralizado. (Aguiar, C.B. Andre 2012)

RelyX Unicem, cemento en base a resina precursor de RelyX U200, ha mostrado su mejor desempeño cuando es usado en dentina húmeda y cuando se aplica una gran carga de asentamiento al posicionar la restauración durante el proceso de adhesión. (Aguiar, C.B. Andre 2012)

Solo los cementos de resina convencionales combinados con los tres pasos de adhesivo grabado y lavado, han mostrado una típica capa híbrida y formación de tags de resina, mientras que ni tags ni hibridización fueron detectados para los cementos de resina autoadherentes. (Aguiar, C.B. Andre 2012)

Para lograr una buena adhesión entre un cemento en base a resina y el sustrato, se requieren numerosos pasos de pretratamiento adhesivo. Estos pasos de pretratamiento tienen alta sensibilidad técnica y, por lo tanto, propensos a abarcar errores. Se ha demostrado que los cementos en base a resina son muy sensibles en su técnica, abarcando problemas como la contaminación del sustrato con saliva o sangre, lo cual reduce significativamente la fuerza adhesiva del cemento respectivo. (Thomas Hitz, 2012)

Debido a una tendencia a ahorrar pasos clínicos, la mayoría de los sistemas adhesivos utilizados con los cementos de resina corresponden a sistemas simplificados de una botella, que contiene un primer y adhesivo que se emplea a continuación del grabado ácido, y los sistemas todo en uno, auto-grabantes. Ambos son ácidos y de naturaleza levemente hidrofílica. En la cementación, la capa superficial de los sistemas adhesivos ve inhibida su polimerización por la presencia de oxígeno y sus grupos ácidos compiten con los grupos peróxido por las aminas terciarias del agente cementante. Esta reacción compromete la copolimerización entre el cemento y el adhesivo, siendo mayor el efecto mientras más tarda en polimerizar el cemento. Además de esto, la naturaleza hidrofílica de los adhesivos permite el paso de agua a través de éste

una vez que ha polimerizado, comprometiendo la interface cemento/adhesivo. Las gotitas acumuladas en la interface pueden llevar a la falla adhesiva aumentando el estrés en esta zona. Para evitar estos problemas, se recomienda el uso de sistemas adhesivos de tres pasos en una técnica de grabado total, o sistemas de dos pasos de autograbado (Thiago A. Pegoraro,2007).

IV. JUSTIFICACIÓN

A partir de las observaciones y antecedentes presentados anteriormente, es natural preguntarnos acerca del desempeño clínico de materiales tan ampliamente utilizados como las porcelanas y los cementos en base a resina, puesto que tendrán repercusiones al momento de tomar decisiones clínicas que van desde la selección del material, hasta el pronóstico y desempeño clínico que podemos proyectar en base a su correcta indicación.

Existen diferencias significativas en los grados de adhesión obtenidos a partir de la utilización de diferentes tipo de cementos para la adhesión de diferentes tipos de restauraciones de porcelana (Passos S. y cols., 2013). Por lo tanto, el mejor método para promover una unión duradera entre la estructura de cerámica y el diente es todavía desconocido.

El motivo de este estudio radica en conocer cuáles son los valores de adhesión obtenidos con diferentes tipos de materiales cerámicos sobre esmalte – dentina al utilizar como agente cementando 2 tipos de cementos de resina dual, Por otro lado, comparar los valores obtenidos entre los grupos de estudio para comprobar la existencia de diferencias entre ellos, con la finalidad de determinar su efectividad tanto del medio cementante como el material a cementar, considerando el tratamiento de superficie empleado sobre la resistencia de la unión entre los cementos de resina dual y la cerámica, todo esto siguiendo los parámetros estandarizados que rigen las pruebas de adhesión adecuadas para este experimento, y de esta forma comparar de manera objetiva y representativa los resultados.

V. HIPÓTESIS

“Existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva de diferentes tipos de porcelanas cementadas en esmalte – dentina con dos tipos de sistemas adhesivos duales de resina”.

VI. OBJETIVO GENERAL.

Determinar el grado de resistencia adhesiva alcanzada con 3 diferentes tipos de porcelanas de uso dental sobre esmalte – dentina cementadas con Relyx U200 y Relyx Ultimate para establecer la existencia de diferencias significativas entre los diferentes grupos.

VII. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Cuantificar la resistencia al cizallamiento de porcelana feldespática cementada con RelyX Ultimate.
- Cuantificar la resistencia al cizallamiento de porcelana feldespática cementada con RelyX U200.
- Cuantificar la resistencia adhesiva al cizallamiento de la porcelana alumina cementada con RelyX Ultimate.
- Cuantificar la resistencia adhesiva al cizallamiento de la porcelana alumina cementada con RelyX U200
- Cuantificar la resistencia adhesiva al cizallamiento del circonio cementado con RelyX Ultimate
- Cuantificar la resistencia adhesiva al cizallamiento del circonio cementado con RelyX U200.
- Comparar estadísticamente los resultados obtenidos en los diferentes grupos de estudio.

VIII. MATERIALES Y MÉTODO

Esta investigación *in vitro* se realizó en los laboratorios del área de Biomateriales Odontológicos del departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, y en el laboratorio de Polímeros del IDIEM de la Universidad de Chile.

Para la realización de este estudio se utilizaron 90 cuerpos de prueba de 3 diferentes tipos de porcelanas de uso dental cementadas sobre superficies dentarias cortadas y provistas con esmalte y dentina a partir de 45 molares humanos, sanos, recientemente extraídos. Para este estudio se utilizaron 30 cuerpos de prueba de porcelana feldespática, 30 cuerpos de prueba de alúmina y 30 cuerpos de prueba de circonia. Los cuerpos de prueba de todas las cerámicas tienen diámetros aproximados de 6 mm y altura de 3 mm. (figura 1 y 2).

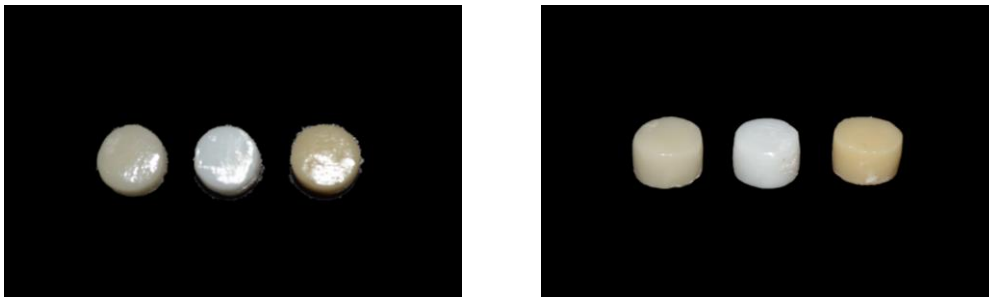


Figura 1. Perspectivas de Cuerpos de prueba cerámicos; Porcelana feldespática, Circonia y Alúmina (izq a der).



Figura 2A. Cuerpos de muestra dentarios a partir de molares sanos calibrados a 6 mm de diámetro.
Fig. 2B. Cuerpos de muestra desechados por presencia de caries.

Material	Fabricante	Color	Lote	Composición química
VM9	Vita	2M3	24810	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂ , ZrO ₂ , B ₂ O ₃ , CeO ₂ , BaO, SnO ₂ , MgO, Fe ₂ O ₂ , P ₂ O ₅
In-Ceram [®] ALUMINA	Vita	-	35461	Al ₂ O ₃
Ceramil ZI	Amann-girrbach	-	1301003	ZrO ₂ , HfO ₂ , Y ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , Otros óxidos.
RelyX U200	3M ESPE	B1		
Glass Powder	Vita	Al4	51199	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , B ₂ O ₃ , TiO ₂ , La ₂ O ₃ (32%), CeO ₂ , CaO 4%.
Adesivo Scotchbond	3M ESPE	-	N130621	Activador: etanol, benceno sulfínico de sodio. Primer: agua, 2-hidroxietil metacrilato, Copolímero de acrílico, y ácido itacónico.
RelyX Ultimate Clicker	3M ESPE	A3	573459	

Tabla 1: Aquí se muestran todos los materiales utilizados en este estudio con su número de lote y composición. VM9: Porcelana feldespática Vita; Ceramil ZI: Circonia; In-Ceram Alúmina: Bloque de Alúmina pre-sinterizado para sistema CEREC; Glass Powder: Vidrio para infiltrado de Alúmina; Adesivo Scotchbond: Adhesivo de quinta generación. Cementos de resina duales RelyX U200 y RelyX Ultimate Clicker.

El protocolo de experimento fue el siguiente:

Se obtuvieron 45 terceros molares humanos, recientemente extraídos y libres de caries de pacientes entre 18 a 25 años “sanos” previa firma de consentimiento informado (Anexo 1). Las piezas dentarias fueron conservadas en una solución de suero fisiológico al 98% y formalina al 2%, hasta el momento de su utilización. Las piezas recolectadas se les removió los restos de ligamento periodontal con una cureta Gracey rígida 13-14, luego se seccionaron bajo irrigación, a nivel del fulcrum en sentido vestíbulo-palatino/lingual utilizando un micromotor, pieza de mano y discos diamantados.

Una vez obtenidas ambas mitades de las piezas dentarias se alisaron hasta que estuvieran libres de cámara pulpar. Los 90 cuerpos de prueba dentarios fueron separados en 6 grupos y se conservaron en suero fisiológico hasta el momento de la cementación de los 90 diferentes cuerpos de prueba de cerámica.

	Feldespática	Circonia	Alúmina
Muestra/ Número	Diámetro mm	Diámetro mm	Diámetro mm
1	6.02	5.72	6.32
2	6.01	6.02	6.21
3	6.01	5.89	6.00
4	6.08	5.94	6.22
5	6.00	5.85	6.12
6	6.09	5.92	6.13
7	6.00	5.73	6.00
8	6.01	6.00	6.03
9	6.02	5.87	6.05
10	6.03	6.00	6.01
11	6.08	6.03	6.03
12	6.00	5.97	6.11
13	6.01	5.79	6.04
14	6.00	6.01	6.12
15	6.02	6.05	6.01

16	6,00	5,95	5,94
17	5,98	6,13	6,03
18	5,89	6,25	6,12
19	6,02	6,00	5,89
20	6,00	5,79	6,02
21	6,01	6,01	6,11
22	6,00	6,03	6,00
23	5,88	6,00	5,89
24	5,97	5,99	6,13
25	6,01	5,89	6,00
26	6,00	5,87	5,98
27	6,01	6,00	6,02
28	6,11	5,99	6,01
29	5,89	6,01	6,01
30	5,96	6,12	6,00

Tabla 2: Diámetro de los discos de porcelana en mm de los cuatro grupos de estudio

Posteriormente a cada segmento de esmalte dentina se le confecciono un mango cilíndrico de resina compuesta de 15 mm de longitud adherido a la superficie de esmalte opuesta a la probeta realizada, utilizando la técnica de grabado ácido convencional (Figura 3). El mango de resina compuesta fue cubierto con acrílico de autopolimerización de color rosado Marché para poder posicionar los cuerpos de pruebas en el dispositivo de sujeción de la máquina de ensayo (Figura 4).



Figura 3: Segmento de tercer molar unido con vástago de resina.

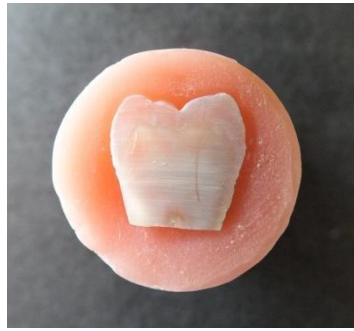


Figura 4: Imagen superior de los cuerpos de prueba luego de ser fijados al cuerpo de acrílico

Los grupos de porcelana feldespática fueron arenados con dióxido de aluminio de 110 micras a 4 bares de presión y a una distancia de 10mm. Luego fueron grabados con ácido fluorhídrico al 9,6% por 1 minuto. Posteriormente, los cilindros fueron enjuagados con agua por 2 minutos y secados con aire seco libre de aceite. Luego a éstos se les aplicó una capa de adhesivo 3M ESPE Scotchbond 1 y fue polimerizado por 20 segundos con lámpara de fotocurado led SDI Radium Plus de Alta intensidad – $1.500\text{mW}/\text{cm}^2$.

Los grupos de Alúmina y Circonia fueron arenados con dióxido de aluminio de 110 micras a 4 bares de presión a una distancia de 10mm. Posteriormente fueron enjuagados con agua por 2 minutos, secados con aire seco libre de aceite y limpiados con alcohol isopropílico. Luego a estos se les aplicó una capa de adhesivo 3M ESPE Scotchbond 1 y fueron polimerizados por 20 segundos con lámpara de fotocurado led SDI Radium Plus de Alta intensidad – $1.500\text{mW}/\text{cm}^2$.

El esmalte y la dentina de los 3 grupos de RelyX Ultimate Clicker para la cementación fueron tratados con un grabado ácido convencional con Ácido ortofosfórico al 37% 3M; 20 segundos en esmalte y 15 segundos en dentina, se lavó por 1 minuto y secados con aire seco de forma indirecta para no desecar la dentina, luego se aplicó una capa de adhesivo 3M ESPE Scotchbond 1. Siendo polimerizado con lámpara de fotocurado led SDI Radium Plus de Alta intensidad – $1.500\text{mW}/\text{cm}^2$. Los otros 3 grupos de muestra correspondientes al sistema adhesivo RelyX U200 fueron tratados con grabado ácido selectivo en esmalte por 20 segundos, lavados por 1 minuto y secados con aire seco de forma indirecta, y

no se le aplicó adhesivo. Luego los 90 cuerpos de prueba fueron cementados con su respectivo sistema adhesivo de resina dual (45 con RelyX Ultimate Clicker y 45 con RelyX U200) siendo posicionados con presión digital sobre el esmalte - dentina de cada uno de los noventa diferentes cuerpos de prueba (Imagen 5).

El exceso de resina se retiró y se posicionó un aro de silicona pesada alrededor del cilindro. Se realizaron 6 ciclos de 10 segundos con la lámpara de fotocurado led SDI Radium Plus de Alta intensidad – 1.500mW/cm



Figura 5: Disco de Alúmina posicionado sobre Esmalte dentina con RelyX U200.

Una vez confeccionada cada probeta se procedió a cubrir la zona de unión y el cuerpo de porcelana con una fina capa de vaselina líquida pura y se conservaron en una estufa a 37°C y a 100% de humedad relativa hasta el día del testeo.

Los 60 cuerpos fueron testeados bajo carga de cizallamiento constante en la máquina de ensayos TINIUS OLSEN Modelo H5K-S a una velocidad de ensayo de 1 mm/min hasta el punto de fractura (Figura 6). La carga fue medida en Newtons y convertida en resistencia al cizallamiento en MPa (Fuerza (F) por área (πr^2): $F/\pi r^2$, r =radio del cilindro de cerámica en milímetros).



Figura 6: Fotografía máquina TINIUS OLSEN Modelo H5K-S durante el procedimiento de testeo.

Los resultados fueron tabulados utilizando el programa Microsoft Office Excel 2010 y sometido a un análisis estadístico descriptivo y comparativo utilizando el programa estadístico STATA 11.1 los test de Kolmogorov- Smirnov, Kruskal Wallis y Mann Whitney, aplicandose según número de variables, muestras y distribución.

IX. RESULTADOS

Los resultados obtenidos para cada tipo de material cerámico y su respectivo sistema adhesivo se muestran en la tabla 1.

N°	Feld/R-Ult (MPa)	Feld/ RU200 (MPa)	Circ/R-Ult (MPa)	Circ/ R-U200 (MPa)	Alum/R-Ult (MPa)	Al/ R-U200 (MPa)
1	1,161	3,397*	1,380	3,655	3,950	5,460
2	2,459	5,386	1,168*	4,009	6,794	1,238
3	0,927	2,860	2,290*	1,108	5,761	4,130
4	2,788	6,536	9,084	2,630	2,803	4,151
5	1,469	1,759	7,261*	3,956	3,797	4,052
6	2,689	4,876*	2,230	0,425	1,688	1,090
7	3,008*	1,787	4,600	3,089	2,682	0,920
8	1,798	1,387	6,900	1,564	1,717	4,788
9	2,672	0,962	4,607	2,630	3,266*	2,247
10	0,743	6,274	4,850	2,077	1,957	2,735
11	1,069	2,424	4,211	2,009	2,343	5,545
12	2,488	1,939	3,248	3,015	3,950	2,240
13	1,620	3,974	5,166	3,054	6,546*	4,023
14	1,231	2,240	3,015	0,662	4,352*	3,319
15	0,927	2,059	1,238	1,727	7,732	0,938
X	1,88	3,05	4,21	2,38	3,76	3,10

Tabla 1: Se muestran el valor de resistencia al cizallamiento transformado a MPa. de cada uno de los diferentes grupos de estudio, señalando promedio, remarcando los valores máximos y mínimos respectivos. Los valores que presentan asterisco (*) fueron eliminados del análisis estadístico, pero estipulados dentro de los resultados debido a una falla en el sistema de sujeción en la máquina de cizallamiento.

El valor máximo obtenido para el grupo de porcelana feldespática cementada con RelyX Ultimate Clicker fue de 2,68 MPa y el menor valor fue de 0,74 MPa. Al ser cementadas con RelyX U200 se obtuvo un valor máximo de 6,5 MPa. Y un mínimo de 0,92 MPa. El grupo de Circonio cementado con RelyX Ultimate Clicker obtuvo como máximo valor 9,1 MPa y como mínimo valor 1,2 MPa. Y al ser cementado con RelyX U200 su máximo fue de 4 MPa. Y el mínimo de 0,4 MPa. El grupo de Alúmina cementado con RelyX Ultimate Clicker obtuvo un valor máximo de 7,7 MPa. Y el menor fue de 1,7 MPa. Los que variaron al ser cementados con RelyX U200 en un máximo de 5,5 MPa. y un mínimo de 0,9 MPa.

El mayor valor registrado entre todo los grupos corresponde a la porcelana de Circonio cementada con RelyX Ultimate Clicker con 9,1 MPa y el valor mínimo a las cerámicas de Alúmina cementadas con RelyX U200 con 0.4 MPa.

X. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

		Resistencia			
		Mean	Standard Deviation	Minimum	Maximum
Grupos	Zirconio u200	2,38	1,14	,43	4,10
	Aluminosa u200	3,10	1,63	,92	5,55
	Feldespática u200	3,05	1,88	,96	6,54
	Zirconio ultimate	4,21	2,25	1,24	9,08
	Aluminosa ultimate	3,76	2,02	1,69	7,73
	Feldespática ultimate	1,88	,96	,74	3,95

Tabla 1. Estadísticos descriptivos de la resistencia de los distintos adhesivos

El zirconio u200 tiene una desviación estándar de 1,14, es decir, los datos se desvían en promedio 1,14 en torno a la media (2,38).

La aluminosa u200 tiene una desviación estándar de 1,63, es decir, los datos se desvían en promedio 1,63 en torno a la media (3,10).

La feldespatica u200 tiene una desviación estándar de 1,88, es decir los datos se desvían en promedio 1,88 en torno a la media (3,05).

El zirconio ultimate tiene una desviación estándar de 2,25, es decir los datos se desvían en promedio 2,25 en torno a la media (4,21).

La aluminosa ultimate tiene una desviación estándar de 2,02, es decir, los datos se desvían en promedio 2,02 en torno a la media (3,76).

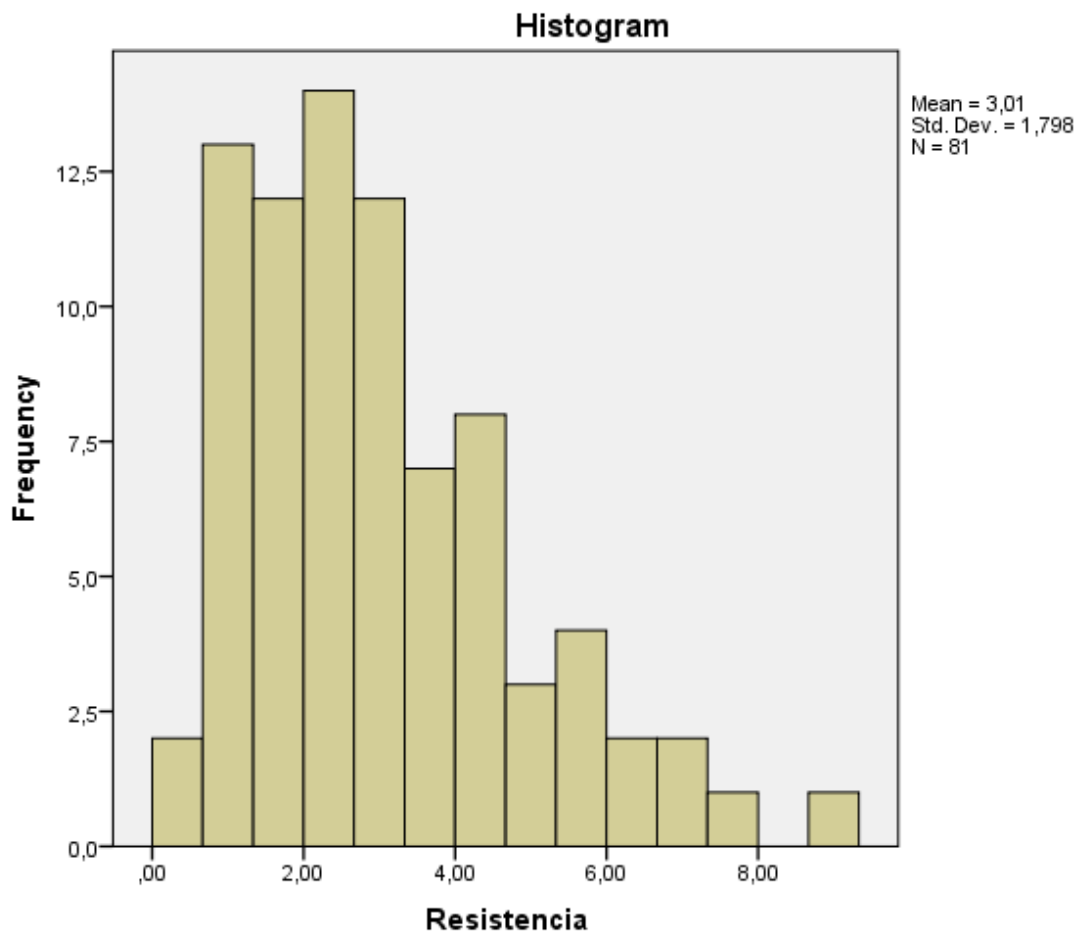
La feldespática ultimate tiene una desviación estándar de 0,96, es decir, los datos se desvían en promedio 0,96 en torno a la media (1,88).

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistencia	,114	81	,011	,926	81	,000

a. Lilliefors Significance Correction

Tabla 2: Test de normalidad de la resistencia.

Antes de realizar cualquier inferencia estadística, es necesario aplicar el test de normalidad de Kolmogorov Smirnov, ya que la muestra es superior a los 50 datos. En este sentido, la significación a ser menor a 0,05, es posible afirmar que los datos no se distribuyen normalmente, lo que queda reflejado a partir del siguiente histograma:



Una vez entendido lo anterior, será necesario aplicar el test no paramétrico de Kruskal Wallis para determinar si las promedios poblacionales en la resistencia entre los distintos grupos de adhesivos son distintas o iguales.

Test Statistics^{a,b}	
Resistencia	
Chi-Square	13,489
Df	5
Asymp. Sig.	,019

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: Grupos

Tabla 3. Test de Kruskal Wallis.

Como el valor de $p < 0,05$, es posible rechazar la hipótesis nula la cual establece igualdad de medias poblacionales entre los distintos grupos. De esta manera se acepta la alternativa, por lo cual es necesario establecer que al menos un grupo difiere con otro en términos de media poblacional.

Para poder determinar entre qué grupos existen diferencias estadísticamente significativas, es necesario realizar el test de Mann Whitney para dos muestras independientes con la corrección de Bonferroni. Para efectos del análisis como existen 6 grupos en la variable de tipos de adhesivos se necesita de 15 comparaciones de 2 a 2.

En este sentido, la aplicación de Bonferroni permitió basar las decisiones con un nivel de significación $0.05/6 = 0,008$, es decir, se consideraron los dos grupos que difieren estadísticamente cuando $p < 0,008$.

Multiple Comparisons
Dependent Variable: Resistencia
Bonferroni

(I) Grupos		Rank Mean Difference (I-J)	Sig.
Zirconio u200	Aluminosa u200	-,95100	0,178
	Feldespática u200	-1,90000	0,650
	Zirconio ultimate	-4,17200	0,260
	Aluminosa ultimate	-2,37000	0,280
	Feldespática ultimate	0,46700	0,138
Aluminosa u200	Feldespática u200	-,94900	0,549
	Zirconio ultimate	-3,22100	0,150
	Aluminosa ultimate	-1,41900	0,558
	Feldespática ultimate	1,41800	0,023
Feldespática u200	Zirconio ultimate	-2,27200	0,100
	Aluminosa ultimate	-0,47000	0,270
	Feldespática ultimate	2,36700	0,159
Zirconio ultimate	Aluminosa ultimate	1,80200	0,450
	Feldespática ultimate	4,63900	0,001
Aluminosa ultimate	Feldespática ultimate	2,83700	0,010

*. The rank mean difference is significant at the 0.008 level.

Tabla 4. Elaboración propia a partir de las pruebas de Mann Whitney en las 15 comparaciones de a dos.

De esta forma, solamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos Feldespática ultimate con Zirconio Ultimate y Feldespática ultimate con Aluminosa ultimate, dado al valor $p < 0,008$.

XI. DISCUSIÓN

La Utilización de diferentes materiales cerámicos en la práctica clínica demanda un gran conocimiento y manejo del odontólogo de los diferentes materiales de cementación, su correcta indicación, preparación y aplicación. La unión adhesiva entre los materiales cerámicos y la estructura dentaria por medio de un cemento de resina es el requisito para la generación de una fuerza de retención sobre los dientes pilares para prevenir la fractura de la cerámica y para la reparación de restauraciones de cerámica fracturadas (Taira Y. y cols, 2013).

Existen diferencias en los protocolos empleados para la cementación de los diferentes tipos de materiales cerámicos como: el tratamiento de superficie, sustrato empleado para la cementación, los tiempos de fotopolimerización, tiempo y material de acondicionamiento, los procedimientos de envejecimiento (termociclado), tipo de ensayo y la velocidad de testeo.

Gokhan A. y Begum A. en el año 2005 compararon la resistencia adhesiva al cizallamiento de un cemento de curado dual (illusion catalyst, Bisco ilnc.) y fotoactivado (illusion, Bisco Inc.) en cilindros de porcelana feldespática con una altura de 1 mm, 1.5 mm y 2 mm. Los discos fueron grabados con ácido fluorhídrico al 9.6% por un minuto y se les aplicó silano durante un minuto y se polimerizó utilizando una lámpara de 800mW/cm^2 por 40 segundos. Los valores obtenidos para el cemento dual fue de 13.2 ± 4.2 MPa y para el cemento fotoactivado de 15.9 ± 2.0 MPa. El protocolo empleado en este estudio es diferente al empleado en nuestro estudio, ya que no utilizamos silano y la altura de los cilindros fue mayor. Estos valores son mucho mayores a los obtenidos en nuestro estudio para el grupo de porcelana feldespática. Ésto podría sugerirnos que el uso del silano y que una altura igual y menor a 2 mm de los discos podría aumentar los valores de resistencia adhesiva al cizallamiento.

Taira Y. y colaboradores en el año 2013 evaluaron la resistencia adhesiva al cizallamiento obtenida empleando diferentes tipos de silano, utilizando una

porcelana cementada sobre bloques de resina. El mayor valor obtenido fue de 45.2 ± 2.5 MPa empleando un silano multicomponente y el menor valor fue con el grupo de control (sin silano) obteniendo un valor de 13.8 ± 3.3 MPa. En todos los grupos se utilizó un cemento de autopolimerización (MMA-TBB, Wako pure chemical inc) y un grabado con ácido fluorhídrico al 9.6% por 1 minuto. Si comparamos los valores del grupo donde se utilizó un “silano multicomponente” y el grupo control “sin silano”; los valores de ambos grupos se encuentran por sobre nuestros valores obtenidos. Sin embargo, los altos valores obtenidos por el estudio de Taira Y. y colaboradores en el 2013 pueden ser explicados porque los discos de porcelana fueron cementados sobre bloques de resina y no sobre esmalte dentina como en nuestro estudio.

Los valores medidos en este estudio con porcelana feldespática son similares a los obtenidos por Tevfik Y., Erhan D. y colaboradores en el 2012. Ellos evaluaron el efecto del tratamiento de superficie en el valor de resistencia al cizallamiento para porcelana feldespática (VM9) y con alto contenido de leucita (VM7). Todos los grupos fueron silanizados previa cementación. El cemento utilizado para todos los cuerpos de prueba fue un cemento autoadhesivo (Panavia 2.0, kuraray medical inc.). El mayor valor obtenido en el grupo de porcelana feldespática fue con el tratamiento de arenado de dióxido de aluminio de 50 micras a una presión de 2.8 bares a 10 mm de distancia más el tratamiento laser de la superficie con Er:Yag (Fotona, At fidelis inc) este valor fue de 8 ± 3.48 MPa. Sin embargo Tevfik Y. y Erhan D. no compararon el tratamiento de arenado con dióxido de aluminio mas el grabado con ácido fluorhídrico como un solo grupo de estudio.

Esto comparado con nuestro estudio sugiere que el tratamiento de arenado más gravado con Ac. Fluorhídrico es tan eficaz como el arenado más el tratamiento laser de la superficie con Er:Yag (Fotona, At fidelis) dada la similitud de los valores de las medias de los grupos.

Respecto a la cementación de circonia y alúmina diversos autores recomiendan el uso de cementos convencionales: cemento de fosfato de zinc y vidrio ionómero modificados con resina (Derand T. y cols., 2008; Zandparsa R. y cols., 2013; Shahin R. y Kern M., 2010; Rosario P. y cols., 2006). Sin embargo en la actualidad los cementos de resina se consideran la mejor opción para cementación de restauraciones de cerámica sin metal (Madani M. y cols., 2010; Atsu S. y cols., 2000).

En el 2000, Madani y colaboradores, estudiaron los valores de resistencia adhesiva al cizallamiento entre un cemento autoadhesivo (Panavia 21, kuraray, Osaka inc.) con alúmina In-Ceram Vita después de ser sometidos a diferentes tratamientos de superficie: ácido fluorhídrico al 9,5% por 120 segundos y chorro con óxido de aluminio a 50 μm por 30 segundos. Todas las muestras fueron silanizadas. La mayor resistencia adhesiva fue de 22.4 ± 6 MPa para el grupo tratado con un arenado con dióxido de aluminio de 50 micras por 30 segundos. Concluyendo que el arenado es más efectivo que el grabado con ácido fluorhídrico para núcleos de alúmina. También es importante considerar que el cemento utilizado en este estudio fue Panavia 21 (kuraray, Osaka inc.). Este cemento contiene en su composición el monómero MDP, el cual es capaz de establecer unión con óxidos metálicos. La presencia del monómero MDP podría explicar porque los valores sean mayores a los obtenidos con la cementación de alúmina en nuestro estudio.

Atsu S. y colaboradores en el año 2006 también obtuvieron resultados similares empleando un adhesivo que contenía en su composición el monómero MDP. Ellos analizaron la resistencia adhesiva al cizallamiento entre una cerámica de Circonia (Cercon), comparando varios tratamientos de superficie. Todas las superficies cerámicas fueron tratadas mediante un arenado de dióxido de aluminio de 125 micras y a uno de los grupos se le aplicó un adhesivo que contenía MDP y

al otro no. Posteriormente todos los discos de circonia fueron unidos a la superficie de la cerámica tratada usando un cemento resinoso que también contenía MDP (Panavia 21, kuraray, Osaka inc.). La mayor resistencia adhesiva obtenida fue de 23 ± 3.1 MPa y corresponde al grupo que fue tratado con un arenado de 125 micras y la aplicación de un adhesivo con MDP. Este estudio concluye que el arenado con dióxido de aluminio asociado a un adhesivo que contiene MDP, aumenta la resistencia de unión entre una cerámica de circonia y el cemento resinoso Panavia F.

Como es posible observar, los resultados obtenidos en diferentes estudios de resistencia adhesiva al cizallamiento para alúmina y circonia están por sobre los valores obtenidos en nuestro estudio y que el uso de cementos o agentes adhesivos con capacidad de unión a óxidos metálicos como el monómero MDP aumentan considerablemente los valores de resistencia adhesiva al cizallamiento.

Entre la diferencias de nuestro estudio hay que señalar que los sistemas adhesivos son duales, es decir son un material "fotopolimerizable" y a la vez "autopolimerizable", y la irradiación reducida que llega a la resina después de pasar a través de la cerámica es probablemente insuficiente para promover un adecuado grado de conversión de la resina a través del cilindro de porcelana, reduciendo la resistencia adhesiva del material curado (Oztürk E. y cols, 2013). Por esta razón las características del material cerámico pueden determinar la cantidad de luz transmitida y el grado de polimerización de las resinas de cementación (Rasetto F. y cols., 2010)

N. Illie y H. Reinhard en el año 2007 evaluaron el grado de polimerización y dureza de diferentes cementos fotoactivados empleando diferentes tiempos de polimerización con una lámpara de alta intensidad – $1.600\text{mW}/\text{cm}^2$, comparando diferentes grosores de porcelana con alto contenido de leucita. En el grupo de 3 mm demostraron que se mantuvo casi sin foto activar el cemento en un tiempo de

15 segundos en un espesor de cerámica de 3 mm, con valores de dureza que tiende a cero en la prueba de cizallamiento.

Los resultados obtenidos en este estudio no se comparan con los obtenidos con N. Illie y Hreinhard en el 2007, ya que corresponde a un tipo de cerámica que no fue incluido en nuestro estudio, pero además porque los resultados obtenidos en los otros tipos fue sobre 2 MPa en el grupo de circonia y sobre 5 MPa en el grupo de alúmina. Esto demuestra que el desarrollo de unidades de curado de alta potencia no sugiere una notable reducción en el tiempo de polimerización para la fijación de restauraciones cerámicas y que es posible obtener fotopolimerización en materiales altamente opacos como el circonio y la alúmina, y este se ve apoyado en este caso ya que se trata de cementos duales.

Otro punto importante a considerar es el tratamiento de superficie aplicado en nuestro estudio, ha sido descrito que un arenado excesivo induce astillado o una pérdida significativa de material de porcelana, y no se recomienda para la cementación de restauraciones cerámicas con base de sílice y feldespato (Zhang Y. y cols., 2004; Kansu G. y Gökdeniz B., 2011). Incluso algunos fabricantes no recomiendan el arenado ya que podría afectar a la superficie cerámica mediante la creación de micro fisuras que podrían reducir la resistencia a la fractura de las cerámica (Zhang Y. y cols., 2004). El tamaño de partícula, la duración del procedimiento, y la presión y la distancia utilizada en el procedimiento son factores importantes en el rendimiento de un enlace de cemento (Kansu G. y Gökdeniz B., 2011). No obstante, Saraçoğlu A. y colaboradores en el año 2004 indicaron que un procedimiento de arenado con grandes partículas o con una alta presión no cambia la resistencia de la unión adhesiva. Sin embargo, causa desadaptaciones (perdida del ajuste) en la restauración como consecuencia del desgaste.

Sin embargo, todos los estudios clínicos han indicado que una interacción insuficiente del cemento con la superficie de la restauración puede resultar en el fracaso clínico (Yavuz T. y cols., 2012). La obtención de adherencia deseable entre el cemento y las superficies de cerámica requiere de un pre-tratamiento

superficial para mejorar la retención, adaptación marginal, y resistencia a la fractura de las restauraciones (Ozcan M. y Vallittu P., 2002).

Otra diferencia en nuestro estudio es que se utilizó presión digital para estabilizar las muestras de cerámica durante la unión a la superficie de la dentina, esta maniobra es una gran limitación, puesto que no proporciona una fuerza de carga normalizada (Pekkan G. y Hekimoglu C., 2009) por lo cual es un factor a considerar a la hora de comparar nuestros resultados con otros estudios.

Respecto al uso del silano se ha demostrado que este es capaz de crear una mayor resistencia de la unión entre el cemento y la cerámica en comparación con muestras donde no se realizó ningún tratamiento, pero cuando se compara con el grabado con ácido fluorhídrico en varios estudios no se observan diferencias estadísticamente significativas en los valores de resistencia adhesiva (A. Filho y cols.).

Sobre el diámetro de los discos, escasos estudios evalúan la influencia de la zona de unión en las pruebas de resistencia al cizallamiento. Watanabe L. y colaboradores en el 2009 evaluaron un mismo sistema de grabado y enjuague (Single Bond, 3 M ESPE) con cuerpos de prueba de diferentes diámetros determinando que no varían significativamente los valores obtenidos con muestras con diámetros comprendidos entre 2 mm (20 MPa) y 5 mm (15 MPa), pero estadísticamente la diferencia es mayor para las muestras con un diámetro de 1 mm (47 MPa) y 6 mm de diámetro (29 MPa). Los diferentes ensayos de cizallamiento y tracción muestran una tendencia al aumento de los valores de fuerza de adhesión con el uso de áreas de unión inferiores a los 2 mm (Armstrong S. y cols., 2009). Sin embargo la evidencia en la literatura no es suficiente para apoyar una declaración definida en términos de la superficie de unión en los valores de resistencia adhesiva entre superficies mayores a 2 mm (Braga R. y cols., 2009). Por lo tanto, si es importante considerar el diámetro de los discos para establecer comparación con otros estudios.

Otro factor a considerar es que en nuestro estudio no simulamos las fuerzas de carga que se producen en la clínica sobre las restauraciones y los cambios ambientales que ocurren en la cavidad oral. En la prueba de adhesión al stress masticatorio (Clelland N. y cols, 2007), la temperatura y la humedad de la cavidad oral no fueron simuladas; ni las muestras fueron sometidas a algún proceso de envejecimiento.

Al observar los valores de resistencia adhesiva obtenidos en nuestro estudio y comparado con otras investigaciones, podemos sugerir que la adherencia a la cerámica grabada depende de varios factores: la composición del material cerámico utilizado, el tratamiento de superficie aplicado y la concentración del ácido fluorhídrico (J. Chen y cols). Por lo tanto, más estudios son necesarios para determinar la óptima concentración de ácido fluorhídrico y tiempo para el grabado necesario. Por lo tanto, los resultados de este test *in vitro* deben ser aplicados con cautela a las situaciones clínicas.

En resumen, en nuestro estudio evaluamos la resistencia adhesiva al cizallamiento *in vitro* de tres tipos de materiales cerámicos de uso odontológico: porcelana feldespática, alúmina y circonia. Determinando que existen diferencias entre los valores de adhesión de los diferentes grupos y que esta diferencia es estadísticamente significativa al comparar el grupo de feldespática /Ultimate con los grupos de circonia /Ultimate y alúmina/Ultimate.

XII. CONCLUSIONES

De acuerdo a la metodología aplicada en este estudio se puede concluir:

- Los valores promedio de la resistencia adhesiva en orden decreciente es el siguiente: Circonio/RelyX Ultimate 4,21 MPa.; Aluminosa/RelyX Ultimate 3,75 MPa.; Aluminosa/Relyx U200 3,10 MPa.; Feldespática/RelyX U200 3,05 MPa.; Circonio/RelyX U200 2,38 MPa y Feldespática/Relyx Ultimate 1,88 MPa.
- Al analizar los resultados solamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los grupos de estudio cerámica/adhesivo Feldespática/RelyX Ultimate con Zirconio/ RelyX Ultimate y Feldespática/RelyX Ultimate con Aluminosa/Relyx Ultimate.

XIII. SUGERENCIAS

- Se recomienda diseñar estudios futuros empleando los tratamientos de superficie y protocolos estandarizados que ofrezcan mayores valores de adhesión según la evidencia disponible para cada uno de los materiales cerámicos utilizados en este estudio.
- Se recomienda realizar un estudio para medir la resistencia a la tracción diametral de distintos materiales cerámicos de uso dental de distintos grosores cementados con sistemas adhesivos de resina de curado dual, con la finalidad de determinar en qué punto el cemento de curado dual sobrepasa a los cementos de resina fluida como material de cementación en lo que respecta a esta propiedad.
- Se recomienda realizar estudios similares en resinas y cementos con iniciadores alternativos utilizando unidades de fotocurado de distinto tipo, generación y marcas comerciales dada la variabilidad entre éstas.

XIV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abo T, Uno S, Yoshiyama M, Yamada T, Hanada N. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramics. *Int J Dent*. 2012
- Anusavice K. *Phillips Ciencia de los Materiales Dentales*. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004)
- Archegas LR, Freire A, Vieira S, Caldas DB, Souza EM. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *J Dent*. 2011 Nov;39(11):804-10.
- Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e50-62.
- Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006 Jun;95(6):430-6.
- Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2011 Sep;106(3):179-83.
- Bader, M., Astorga, C. y otros.; "Biomateriales Dentales", tomo I: Propiedades generales". 1ª edición U. de Chile, 1996. Cap. 1-6.
- Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003;17:55–60.
- Barceleiro, MO., De Miranda M.S., Dias K.R. and Sekito T., Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *Operative Dentistry*, 2003;28:423–428.
- Barceleiro, MO., De Miranda M.S., Dias K.R. and Sekito T., Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *Operative Dentistry*, 2003;28:423–428.
- Barrancos J., "Operatoria dental", 4ª edición, Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2006, 1273p., Cap. 18-37.

- Barghi N, Fischer DE, Vatani L. Effects of porcelain leucite content, types of etchants, and etching time on porcelain-composite bond. *J Esthet Restor Dent* 2006;18:47-52.
- Behr, M.; "Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried system". *Dent Mater*, 20: p191-97. 1999.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
- Braga R, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e38-49. doi: 10.1016/j.dental.2009.11.150. Epub 2009 Dec 11. Review.
- Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 1980;59:70–5.
- Brown, P.; "Caries", 1991, Ediciones de la Universidad de Valparaíso.
- Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, et al. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002;4(1):7–22.
- Cárdenas, D.; "Evaluación de una resina experimental de fotopolimerización como sistema de cementación y su comparación con un cemento de resina comercial de curado doble". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 1992, Universidad de Chile
- Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent* 1999;27:183-96.
- Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998;26:53-8.
- Chen J., Matsumura H., Atsuta M.; "Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin". *Oper Dent*, 1998; 23:250-257.
- Chuang SF, Jin YT, Liu JK, Chang CH, Shieh DB. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent* 2004;29(3):301–8.
- Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on

- failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent*.2007 Jan;97(1):18-24.
- Crispin, BJ., Land, MF., Rosentiel, SF.; “Dental luting agents: A review of the current literature”. *J Prosthet Dent*, 80: p280-301. Sep, 1998□
 - David H. Pashley, Hidehiko Sano, Bernard Ciucchi, Masahiro Yoshiyama, Ricardo M. Carvalho) Adhesion testing of dentin bonding agents: A review Review Article *Dental Materials*, Volume 11, Issue 2, March 1995, Pages 117-125.
 - Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):135–41.
 - Derand T, Molin M, Kleven E, Haag P, Karlsson S. Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008;16:35–8.
 - De Angelis F, Minnoni A, Vitalone LM, Carluccio F, Vadini M, Paolantonio M, D'Arcangelo C. Bond strength evaluation of three self-adhesive luting systems used for cementing composite and porcelain. *Oper Dent*. 2011 Nov-Dec;36(6):626-34.
 - de la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig* 2002;6:198–204.
 - De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-32.
 - Ehrmantraut M, Terrazas P, Leiva M. “Sellado marginal en restauraciones indirectas, cementadas con dos sistemas adhesivo diferentes”. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*. vol. 4, número 3, diciembre de 2011.
 - Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SL. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8:306-35.
 - EL-Badrawy, WA., El-Mowafy, OM.; “Chemical versus dual curing of resin inlays cements”. *J Prosthet Dent*, 73: p515-24. Jun, 1995.
 - El-Meliegy E. Preparation and characterisation of low fusion leucite dental porcelain. *Br Ceram Trans* 2003;102:261–4.
 - Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Illershausen B. In vitro retentive strength of

zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93:551e8.

- Ferracane JL. "Nuevos Polímeros para Restauraciones Dentales". Management Alternatives for the Carious Lesion. Proceedings from the International Symposium. Charleston. EE UU. *Operative Dentistry* 2001;6(4): 199 -209.
- Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004;13:28-35.
- Fuentes, C.; "Estudio comparativo in vitro de la fuerza adhesiva de restauraciones indirectas estéticas cementadas con cemento de resina dual y resina fluida". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2004, Universidad de Chile
- Furtado R.; "Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic". *Dental Materials Journal* 2011; 30(3): 392-397.
- Gomes Ana Luísa, Raquel Castillo-Oyagüe, Christopher D. Lynch, Javier Montero, Alberto Albaladejo. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks Original Research Article *Journal of Dentistry*, Volume 41, Issue 1, January 2013, Pages 31-41
- Guede C —Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resinas compuesta previamente endurecida. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2004.
- Guess PC, Zhang Y, Kim JW, Rekow ED, Thompson VP. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J Dent Res* 2010;89:592-6.
- Gurel G. Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dental Clinics of North America* 2007;51:419–31
- Gurel G. The science and art of porcelain laminate veneers. Chicago: Quintessence Publishing; 2003: 203, 317
- Guzman T., Homs J., Gonzalez H.; "Influencia del tiempo de tratamiento de

superficie con ácido fluorhídrico de la porcelana VITA VM13 en la resistencia de unión a cemento de resina frente a fuerzas de tracción. Estudio in vitro”. *Rehabilitación Oral* Vol. 5(3); 117-122, 2012.

- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high strength all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;83:396– 401.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4–9.
- Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11:215-20.
- Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul; 51(3):643-58, vi. Review. PubMed PMID: 17586148.
- Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am* 1983;27:671-680.
- Holland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramic. *J Biomed Mater Res* 2000;53:297-303.
- Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):908-14. Epub 2008 Feb 21. PubMed PMID: 18093641. □
- Kansu G, Gökdeniz B. Effects of different surface treatment methods on the bond strengths of resin cements to full ceramic systems. *J Dental Sci.* 2004 Aug;6(3):134–139.
- Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent* 2001; 29:139-44.
- Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2010;26:426-32.
- Kramer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with

- two adhesives after 4 years. *Dent Mater* 2006;22:13-21. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005;93:459-66.
- Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *J Prosthet Dent*. 2007 Jul;98(1):17-23.
 - Kucukesmen HC, Usumez A, Ozturk N, Eroglu E. Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *Journal of Dentistry* 2008;36:219–23.
 - Macchi.; “Materiales Dentales”, 4° edición, editorial Médica Panamericana, 2005, Cap. 28.
 - Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent*. 2000 Jun;83(6):644-7.
 - Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):335– 43. [34] Zhen CL, White S. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5):597–609.
 - Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35:819e26
 - Mariné A., Stanke F., Urzúa I.; “Caries: Tratamiento de una Enfermedad Infectocontagiosa”, 1ª edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile, 1997.
 - MohdHelmy K., Wan Z., y col.; “Different surface preparation techniques of porcelain repaired with composite resin and fracture resistance”, *Journal of Conservative Dentistry*”, Oct-Dec 2011, vol. 14, issue 4.
 - Passos SP, Kimpara ET, Bottino MA, Júnior GC, Rizkalla AS. “Bond Strength of Different Resin Cement and Ceramic Shades Bonded to Dentin”. *J Adhes Dent*. 2013 Apr 15. doi: 10.3290/j.jad.a29591. [Epub ahead of print]
 - Nikolaos S. Koupis, DDS. Cris W.J. Vercruyssen, MSc. Luc C. Martens, DDS, PHD, Ronald M. H. Verbeeck, MSc, PHD. —Knoop hardness depth

profile of polyacid-modified composite resins // Quintessence Int.
2008;39(9):733-43

- Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M. Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Aug;24 Suppl A100:20-4. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02358.x. Epub 2011 Nov 14.
- O'Brien WJ, Kay KS, Boenke KM, Groh CL. Sources of color variation on firing porcelain. *Dent Mater* 1991;7:170–3.
- Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Effect of water age on microtensile bond strength of dual-cure resin cements to pre-treated sintered zirconium oxide-ceramics. *Dent Mater* 2009;25:392-399.
- Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):725-31. PubMed PMID: 14511730.
- Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthet Dent* 2003;89:275-81.
- Oztürk E, Chiang YC. Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *J Dent.* 2013 Nov; 41 Suppl 5:e8-e14. doi: 10.1016/j.jdent.2013.06.001. Epub 2013 Jun 11.
- Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent.* 2006 Aug;96(2):104-14.
- Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2009 Oct;102(4):242-52.
- Peumans M., P. Kanumilli, J. De Munck, K. Van Landuyt, P. Lambrechts, B. Van Meerbeek). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials Original Research Article *Dental Materials*, Volume 21, Issue 9, September 2005, Pages 864-881
- Piwowarczyk, A.; "In vitro shear bond strength of cementing agents fixed prosthodontic restorative materials". *Den Mater*, 15: p128-37. 1999.

- Phark JH, Duarte Jr S, Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009;101:29–38.
- Phark JH, Duarte S Jr, Kahn H. “Influence of contamination and cleaning on bond strength to modified zirconia”. *Dent Mater.* 2009 Dec;25(12):1541-50. doi: 10.1016/j.dental.2009.07.007. Epub
- Poskus LT, Accetta Latempa A M, Alves Chagas M, Moreira da Silva E, da Silva Leal M P, Antunes Guimarães J G., Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an in vitro study *J. Appl. Oral Sci.* 2009;17(6) 617-22.
- Prieto LT, Souza EJ Jr, Araújo CT, Lima AF, Dias CT, Paulillo LA. Knoop hardness and effectiveness of dual-cured luting systems and flowable resin to bond leucite-reinforced ceramic to enamel. *J Prosthodont.* 2013 Jan; 22(1):54-8. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00898.x. Epub 2012 Aug 31.
- R. Aguiar, C.B. Andre, C.A.G. Arrais, A.K. Bedran-Russo, M. Giannini) . Micromorphology of resin–dentin interfaces using self-adhesive and conventional resin cements: A confocal laser and scanning electron microscope analysis Original Research Article *International Journal of Adhesion and Adhesives*, Volume 38, October 2012, Pages 69-74T.
- Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *Journal of Prosthodontics* 2001;10:133–9.
- Rueggeberg FA, DDS, MSa —From Vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002;87:364-79.
- Saraçoğlu A, Cura C, Cötert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil.* 2004 Aug;31(8):790-7.
- Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent* 2009;34(3):306–11
- Sensi L G., Strassler H E., Webley W, —Direct Composite Resins II Inside Dentistry 2007;3(7). Disponible en:

<http://www.dentalaegis.com/id/2007/08/direct-composite-resins> Consultado el 19 de Junio del 2011.

- Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater.* 2010 Sep;26(9):922-8. doi: 10.1016/j.dental.2010.06.006. Epub 2010 Jul 22.
- Shinkai, K., Suzuki, S., Kato Y.; "Effect of filler size on wear resistance of resin cement". *Odontology*, 89: p41-4. Nov, 2001.
- Siegwald D. Heintze. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation Original Research Article *Dental Materials*, Volume 29, Issue 1, January 2013, Pages 59-84.
- Solis, E.; "Análisis comparativo in vitro de la resistencia abrasiva entre una resina compuesta fluida y un cemento de resina de polimerización dual". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista, 2004, Universidad de Chile
- Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002;88:277-84.
- Suliman AH, Swift EJ Jr, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent* 1993;70:118-20.
- Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta MA. Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. *Acta Odontol Scand.* 2013 May-Jul;71(3-4):820-7.
- Taira Y, Sakai M, Soeno K, Sawase T. Comparison of four silane primers and an isocyanate primer for bonding of tri-n-butylborane resin to a leucite-reinforced glass ceramic. *J Prosthodont Res.* 2013 Apr;57(2):88-92.
- Thiago A. Pegoraro DDS, Nelson R.F.A da Silva, Msc Phd, Ricardo M Carvalho, DDS, PHD —Cements for use in Esthetic Dentistry. *J Dent Clin N Am* 2007;51;453–71
- Thomas Hitz, Bogna Stawarczyk, Jens Fischer, Christoph H.F. Hämmerle, Irena Sailer .Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength Original

Research Article *Dental Materials*, Volume 28, Issue 11, November 2012, Pages 1183-1190

- Umut A., Yilmaz F., Murat Y.; “Effect of Acid Etching Time and a Self-etching Adhesive on the Shear Bond Strength of Composite Resin to Porcelain”. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 2006, Vol 8, No 1, 21.
- Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8:175–81.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010 Feb;26(2):e100-21.
- Villarroel M., Bandéca M., Clavijo B., y otros.; “Sistemas cerámicos puros parte 1: una evolución basada en la composición”, *Acta Odontológica Venezolana*, vol 50, N°1, art. 25, 2012.
- Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Variables influence on shear bond strength testing to dentin. In: *Advanced Adhesive Dentistry – 3rd International Kuraray Symposium*. 2009. p. 75–90.
- www.pentron.com/files/translations/techtrans_artiste_nanohybrid.pdf Consultado el 23 de noviembre del 2013.
- www.pulpdent.com/files/971/XK-FLOWS-IN_03w.pdf Consultado el 26 de noviembre del 2013.
- www.sdi.com.au/images/stories/brochures/brochures_EN/Wave%20Bro%20EN.pdf Consultado el 26 de noviembre del 2013.
- Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci*. 2013 Sep;28(5):1233-9.
- Taira Y, Sakai M, Soeno K, Sawase T. Comparison of four silane primers and an isocyanate primer for bonding of tri-n-butylborane resin to a leucite-reinforced glass ceramic. *J Prosthodont Res*. 2013 Apr;57(2):88-92. doi: 10.1016/j.jpor.2012.09.002. Epub 2012 Nov 29.
- Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE. An In Vitro Comparison of Shear Bond Strength of Zirconia to Enamel Using Different Surface Treatments.

J Prosthodont. 2013 Jul 26.

- Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19:442–8.
- Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71:381–6.

XV. ANEXOS

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo.....
 Rut..... Con domicilio en
, que
 habiéndome sometido a la extracción de mi(s) terceros molares (muela del juicio),
 dono y autorizo a **Carolina Rafaela Ugalde Alvarez, RUT: 16.939.247-1,**
Estudiante de Odontología de la Universidad de Chile, a la utilización de
 esta(s) pieza(s) dentarias(s) con fines de estudio e investigación, a cargo del
 docente **Dr. Manuel Ehrmantraut.**

Declaro, que esta donación con objetivos académicos, es absolutamente libre y voluntaria, no pretendiendo con esta acción obtener beneficio alguno y dejando en completa libertad de uso a la persona a cargo de la investigación.

Fecha:..... Nombre.....

Firma:

MANDATO ESPECIAL EN MENORES DE EDAD

Yo.....
 RUT....., representando.....
 Consiento lo expresado anteriormente.

Fecha.....