



**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 RESINA FLUIDA”**

Héctor Alejandro Salazar Larenas

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dr. David Aizencop C.

**Santiago – Chile
2013**



**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 RESINA FLUIDA”**

Héctor Alejandro Salazar Larenas

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

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut N.

TUTORES ASOCIADOS

Prof. Dr. David Aizencop C.

**Santiago – Chile
2013**

AGRADECIMIENTOS

A mis tutores el Dr. Manuel Ehrmantraut N. y el Dr. David Aizencop C. 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 amigos Sebastian Saavedra, Daniel Campolo, Daniel Osorio, Pablo Romero, Rodrigo Ponce, Wladimir Pinto y Erwin Rodríguez por su compañía y amistad durante estos 7 años.

A mi amada Jeannette Gonzalez Mañan por todo aquello que me diste y enseñaste durante estos años junto a mí; no hay palabras para describir lo que has sido para mí en todos estos años, solo estoy seguro que sin ti no habría sido posible.

A mis Padres por todos los sacrificios librados y desvelos durante estos siete años. Gracias por darme esta terrible hambre de ser alguien en la vida -los amo-.

ÍNDICE

I	Resumen	1
II	Introducción	2
III	Marco Teórico	4
	1. Materiales cerámicos en odontología	4
	1.1 ¿Qué es un material cerámico?	4
	1.2 Clasificación de los materiales cerámicos	5
	1.3 Tipos de materiales cerámicos	6
	2. Agentes cementantes de resina compuesta	8
	2.1 Resinas compuestas	8
	2.2 Composición de las resinas compuestas	8
	2.3 Clasificación según tamaño de partícula	11
	2.4 Clasificación de las resinas según consistencia	12
	3. Cementación de restauraciones indirectas	14
	4. Resinas fluidas como agentes cementantes	17
IV	Justificación	19
V	Hipótesis	20
VI	Objetivo general	20
VII	Objetivo específico	20
VIII	Materiales y Métodos	21
IX	Resultados	27
X	Análisis de los resultados	28
XI	Discusión	33
XII	Conclusión	39
XIII	Sugerencias	40
XIV	Referencias bibliográficas	41
XV	Anexos	50

I. RESUMEN

Título: “Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia al cizallamiento de diferentes tipos de cerámicas cementadas en esmalte dentina con resina fluida” **Introducción:** Las resinas compuestas fluidas son una alternativa a los cementos de resina de fotocurado para la cementación de carillas dadas sus excelentes propiedades ópticas, adecuado grosor de película y propiedades mecánicas. **Hipótesis:** “Existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva de diferentes tipos de porcelanas cementadas con resina fluida sobre esmalte – dentina”. **Objetivos:** Determinar el grado de resistencia al cizallamiento de cuatro tipo de materiales cerámicos: Porcelana feldespática (Fel), con alto contenido de leucita (Leu), Alúmina (Alu) y Circonia (Zn) cementados con resina fluida sobre esmalte dentina. **Materiales y métodos:** Fueron seleccionados 30 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 15 cuerpos de prueba de materiales cerámicos fueron cementados con resina fluida SDI wave HV sobre esmalte dentina. Luego fueron sometidos a fuerza de cizalla a una velocidad de 0.5 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 Shapiro-Wilk mostro una distribución de los datos normal. Se realizo el análisis estadístico inferencial con la prueba ANOVA y el test Games Howell. **Resultados:** Los valores promedios de resistencia adhesiva fueron: Fel 6.6 MPa, Leu 6.6 MPa, Alu 5.3 MPa y para Zr 2.4 MPa. El análisis ANOVA y el test Games Howell demostraron que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de adhesión entre Fel, Leu y Alu, pero si hay diferencias estadísticamente significativas con los valores del Zr. **Conclusión:** Existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva al cizallamiento entre los diferentes grupos de materiales cerámicos cementados con resina fluida y esta diferencia es estadísticamente significativa al comparar el grupo de Zr con el resto de los grupos. **Palabras claves:** “Resina fluida”, “materiales cerámicos”, “resistencia adhesiva al cizallamiento”.

II. INTRODUCCIÓN

La porcelana dental es uno de los materiales más populares utilizado 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).

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).

La cerámica feldespática, con alto contenido de leucita 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).

El protocolo de adherencia del cemento a la estructura dental está bien documentado y es variado, pero 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).

Las resinas compuestas fluidas han sido propuestas como una alternativa a los cementos de resina de foto curado para la cementación de carillas por algunos fabricantes (Prieto L. y cols., 2012; Archegas L. y cols., 2011; Azer S. y col., 2011). Estudios previos han determinado que estas cuentan con las propiedades necesarias para actuar como agentes cementantes, dado que tiene un adecuado grosor de película y propiedades mecánicas similares a la de los cementos de resina (Oztürk E. y cols., 2013; Prieto L. y cols., 2012; Archegas L. y cols., 2011; Azer S. y col., 2011; Ehrmantraut M. y cols., 2011).

Al comparar sus propiedades con otros cementos de resina, no se encontraron diferencias significativas en cuanto a su resistencia a la tracción al compararlas con la de los cementos de curado dual (Barceleiro M. y cols, 2003). También se ha determinado una mayor estabilidad del color en las resinas fluidas en relación a otros cementos dentales de foto curado y curado dual (Azer S. y cols., 2011; Archegas L. y cols., 2011). Tampoco se han encontrado diferencias *in-vitro* en cuanto a micro filtración de restauraciones indirectas cementadas con resinas fluidas versus un cemento de curado dual (Ehrmantraut M. y cols., 2011). Esto sugiere que las resinas fluidas podrían ser utilizadas como una alternativa para la cementación de restauraciones indirectas, entregándole al clínico un material de excelentes propiedades ópticas, mecánicas y de fácil manipulación por su consistencia.

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 $6\text{Si}_2 \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{K}_2\text{O}$) (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 los materiales cerámicos de uso odontológico

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 los diferentes materiales cerámicos empleados 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 materiales cerámicos usados en odontología.

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 Porcelanas con alto contenido de leucita

Si se modifica la composición y el tratamiento térmico empleado se pueden obtener una mayor cantidad de cristales de leucita mejorando la resistencia flexural por el refuerzo mecánico de la estructura final (Anusavice, 2004; Macchi, 2005). Las porcelanas con alto contenido de “leucita” pueden ser utilizadas para la fabricación de coronas unitarias y estructuras que actúan como núcleo o casquete para ser recubierto por porcelana del tipo feldespática.

El sistema IPS Empress 1 (Ivoclar, Vivadent) fue el primer sistema introducido en el mercado que masificó el uso de las porcelanas con alto contenido de leucita. Fue introducido en 1988 y utilizado para la realización de coronas anteriores, inlay y onlay con la técnica de la cera perdida o como cerámicas inyectadas. El componente primario del sistema empress 1 es porcelana feldespática prensada en calor mezclada con cristales de leucita de 3 micras ($K_2OAl_2O_34SiO_2$) (Dong J. y cols., 2000).

1.3.3 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)

1.3.4 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).

1.3.5 Circonia

El interés por las restauraciones libres de metal ha 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; 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).

La circonia no puede ser grabada 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).

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)

2.2 Composición de las resinas compuestas

Las Resinas Compuestas 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 activador en el caso de resinas de autopolimerización (Anusavice, 2004).

2.2.1 Matriz orgánica

Está compuesta por una mezcla de monómeros de dimetacrilato de alto peso molecular como el bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) que son los más empleados. El bis-GMA, y el UDMA presentan un elevado peso molecular, esto disminuye considerablemente la contracción de polimerización en relación a moléculas más livianas como el metil metacrilato, además el uso del dimetacrilato mejora el entrecruzamiento, la fuerza y rigidez del polímero (Barceleiro MO. y cols, 2003). Sin embargo, la elevada viscosidad del bis-GMA exige mezclarlo con monómeros de mayor fluidez como el TEGDMA a fin de conseguir mejores condiciones de manipulación y lograr agregar una proporción adecuada de relleno al material (Anusavice, 2004; Rueggeberg F., 2002)

2.2.2 Fase dispersa inorgánica

Controla la contracción de polimerización y reduce el coeficiente de variación dimensional térmico del material disminuyendo la proporción de matriz orgánica. Este aumento en la proporción de relleno incrementa además la viscosidad, haciendo más fácil su manipulación.

El contenido inorgánico permite mejorar las propiedades mecánicas del material, aumentando la resistencia a la compresión y a la tracción, la rigidez y la resistencia al desgaste; se logra además disminuir la absorción de agua, el reblandecimiento y la tinción. La adición de una fase inorgánica puede aportar también otras propiedades a la mezcla como la radiopacidad, incluyendo cristales de Bario (Ba) y Estroncio (Sr). Sin embargo, muchas de estas mejoras son factibles solamente si las partículas inorgánicas se encuentren bien adheridas a la matriz orgánica a través de un agente de enlace. En caso contrario las partículas de relleno actúan debilitando la matriz. Además la cantidad de relleno, el tamaño medio de partícula, la distribución de los tamaños de esta, su índice de refracción, radiopacidad y dureza del relleno afectan la forma en la que se comportará la resina compuesta y su aplicación clínica. (Anusavice, 2004).

2.2.3 Otros componentes

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).

Los pigmentos y modificadores ópticos corresponden normalmente a óxidos metálicos que son agregados en pequeñas cantidades y ajustados para asemejar los tejidos de esmalte o dentina. Como opacificadores son empleados el dióxido de titanio y óxido de aluminio en cantidades muy pequeñas (0.001% a 0.007% en peso) debido a que son altamente eficaces. Todos los modificadores ópticos afectan la transmisión de la luz, por lo que se debe considerar que los tonos más oscuros y opacos de resinas de foto-curado requerirán de mayor tiempo de exposición o de capas más delgadas para lograr una completa polimerización (Anusavice, 2004; Nikolaos S. y cols, 2008)

Los inhibidores se encuentran presentes en todas las resinas compuestas y como su nombre lo dice, inhiben la polimerización accidental de la resina compuesta. Esto es debido a que un inhibidor corresponde a una molécula de alta afinidad por los radicales libres y es capaz de reaccionar con ellos antes que estos inicien la reacción de polimerización. Uno de los inhibidores más utilizados es el Hidroxitolueno butilado (BTH) presente en una cantidad de alrededor del 0,01% en peso. La capacidad de inhibición esta en directa relación a la cantidad de inhibidor, puesto que al agotarse, comienza la reacción de polimerización (Anusavice, 2004).

Las resinas compuestas polimerizan por un mecanismo de adicción iniciado por radicales libres y 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

Las resinas compuestas de Macro relleno, o resinas convencionales presentan partículas de relleno de 8 a 12 hasta 50 μm . en una proporción del 60-70% en volumen y de 70 a 80% en peso. Dado su tamaño de partícula son de difícil pulido, producto del desgaste selectivo de la matriz orgánica. Además, son altamente susceptible a la tinción (Anusavice,2004). Todas estas desventajas han hecho que en la actualidad estas resinas se encuentren en desuso.

2.2.2 Partícula Pequeña

Los materiales de partícula pequeña presentan un tamaño de partícula entre 0,5-3 μm . Lo que permite una mayor cantidad de relleno, de un 65-77% en volumen y de un 80-90% en peso. Esto mejora sus propiedades mecánicas respecto a las resinas tradicionales. Siendo además de fácil pulido debido a la cercanía entre las partículas de relleno, respecto a separación entre estas en las resinas tradicionales. (Anusavice, 2004).

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 0,4 μm . que resulta inferior a la longitud de onda del espectro visible, presentan una mayor translucidez y una excepcional capacidad de pulido. 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 resistencia a la abrasión, ni 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 más 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).

2.3.1 Resinas compuestas condensables

Corresponden un intento por entregar mejores características de manipulación para la restauración del sector posterior. Estos materiales con un alto porcentaje de relleno, 77- 83% en peso presentan una malla polimérica rígida gracias a un relleno inorgánico de fibras cerámicas porosas en las que se infiltra la matriz generando una pasta de alta viscosidad similar a la amalgama dental. Debido a esto, se hace necesario el condensar el material lo que se encuentra enfocado a lograr contactos proximales adecuados mediante el empleo de matrices preformadas. Estas resinas son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con una elevada rigidez. Sin embargo la técnica para su aplicación es considerablemente más larga que la de la amalgama (Anusavice, 2004).

2.3.2 Resinas compuestas fluidas

Corresponden a resinas compuestas de baja viscosidad con 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.

Dentro de este grupo de materiales la resina WAVE, utilizada en este estudio es una resina fluida de nano-relleno en base a UDMA. Con un 63% de relleno inorgánico, de baja viscosidad (LV) y liberación de flúor. Radiopaco y con una fluorescencia similar a las piezas dentarias.

3. CEMENTACIÓN DE RESTAURACIONES INDIRECTAS

3.1 Requisitos de los cementos dentales

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.).

Dentro de las características ideales de un cemento de resina (Hill E., 2007) podemos señalar:

1. No debe dañar el diente o los tejidos.
2. Debe permitir suficiente tiempo de trabajo para colocar la restauración.
3. Debe ser lo suficientemente fluido para permitir el asentamiento completo de la restauración.
4. Se debe formar rápidamente una masa dura lo suficientemente fuerte como para resistir fuerzas funcionales.
5. No debe disolverse y debe mantener un sellado intacto de la restauración.
6. Radiopaco.
7. Fácil de manipular.
8. Bajo costo.
9. Baja viscosidad a la mezcla.

Los cementos de resina tienen ciertas desventajas como: no hay liberación de flúor o absorción, el espesor de película puede ser relativamente alto, la compatibilidad pulpar puede ser un problema, no indicado en preparaciones profundas, la eliminación de una restauración puede requerir la destrucción total, el modulo de elasticidad es bajo, lo cual es un detrimento para soportar de unidades múltiples prótesis de cerámica libres de metal (Hill E., 2007).

Los cementos de resina son más sensibles a la técnica y 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).

3.2 Requisitos de adhesión de los cementos dentales en materiales cerámicos.

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).

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.

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, grabado ácido, 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).

El uso de ácido fluorhídrico (HF) puede lograr la textura adecuada de la superficie y la rugosidad en cerámica a base de sílice. Por desgracia, 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 - metacriloiloxi 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).

4. Resinas fluidas como agentes cementantes

Las resinas fluidas son una clase de material de baja viscosidad que se puede utilizar como base de restauraciones, sellante de fosas y fisuras (Sumino N. y cols., 2013). En comparación con las resinas convencionales la composición de la matriz de la resina fluida la hace capaz de fluir y el pre-tratamiento de la superficie de la carga inorgánica se modifica para proporcionar viscosidad (Archegas L. y cols., 2011).

Con el fin de beneficiarse de las propiedades físicas, mecánicas y ópticas de las resinas fluidas, así como de su costo en comparación con los cementos de resina, algunos profesionales han estado utilizando resinas compuestas fluidas para la cementación de carillas de cerámica. Estos materiales desarrollados presentan el mismo tamaño de partícula de los materiales compuestos híbridos, pero con una reducción en la viscosidad de la mezcla mejorando el manejo de sus propiedades (Archegas L. y cols., 2011).

Las carillas de porcelana son una de las alternativas de mayor preferencia al restaurar dientes anteriores, ya que ofrecen una estética óptima (Gurel G., 2007). Los motivos de fracaso de las carillas de porcelana incluyen, deficiencias mecánicas (fracturas, cracks, fisuras), biológicas (sensibilidad post operatoria) y estéticas tales como falta de coincidencia de color o cambio de color clínicamente (Gurel G, 2003). Todas las resinas fluidas han demostrado una mayor estabilidad de color para la cementación de carillas de cerámica (Archegas L. y cols., 2011).

Se ha informado también que la variación de las cantidades relativas 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 bajo peso molecular y mayor flexibilidad gracias a su unión de uretano. La resina fluida SDI wave se compone 100% de monómeros de base UDMA.

La presencia de UDMA 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 (Arhegas L. y cols., 2011).

IV. JUSTIFICACIÓN

Existen diferencias significativas en los grados de adhesión obtenidos a partir de la utilización de diferentes tipos 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.

Las resinas fluidas tienen una amplia gama de aplicaciones clínicas, pero se requiere investigación adicional para evaluar sus propiedades mecánicas y capacidades clínicas para su uso, ya que existe escasa evidencia de sus propiedades como medio cementante.

El motivo de este estudio radica en conocer cuáles son los valores de adhesión obtenidos por la resina fluida con diferentes tipos de materiales cerámicos sobre esmalte - dentina. Por otro lado, comparar los valores obtenidos con otros medios cementantes en diferentes estudios de este mismo tipo, con la finalidad de determinar su efectividad como medio cementante considerando el tratamiento de superficie empleado sobre la resistencia de la unión entre la resina fluida y la cerámica.

Esto podría abrir una nueva área de aplicación de las resinas fluidas; entregando al odontólogo un material de fácil manipulación y de excelentes características ópticas.

V. HIPÓTESIS

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

VI. OBJETIVO GENERAL.

Determinar el grado de resistencia adhesiva alcanzada con diferentes tipos de porcelanas de uso dental sobre esmalte – dentina cementadas con resina fluida.

VII. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Cuantificar la resistencia al cizallamiento de porcelana feldespática cementada con resina fluida.
- Cuantificar la resistencia al cizallamiento de porcelana con alto contenido de leucita cementada con resina fluida.
- Cuantificar la resistencia adhesiva al cizallamiento de la alumina cementada con resina fluida.
- Cuantificar la resistencia al cizallamiento del circonio cementado con resina fluida.
- Analizar comparativamente 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 60 cuerpos de prueba de 4 diferentes tipos de porcelanas de uso dental cementadas sobre superficies dentarias cortadas y provistas con esmalte y dentina a partir de 30 molares humanos, sanos, recientemente extraídos. Para este estudio se utilizaron 15 cuerpos de prueba de porcelana feldespática, 15 cuerpos de prueba de porcelana con alto contenido de leucita, 15 cuerpos de prueba de alúmina y 15 cuerpos de prueba de circonia. Los cuerpos de prueba de circonia y Alúmina tienen un diámetro aproximado de 6 mm y una altura de 3 mm. Los cuerpos de prueba de porcelana feldespática y porcelana con alto contenido de leucita tienen un diámetro promedio de 7 mm y una altura de 4.5 mm (figura 1).

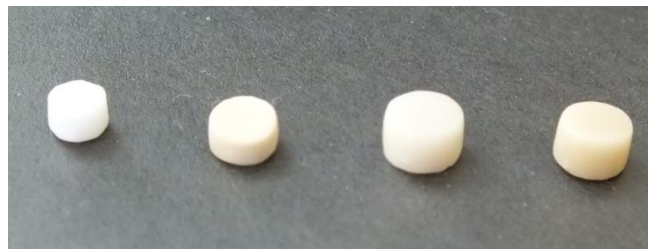


Figura 1. Cuerpos de prueba; de izq. a der.: Circonia, Alúmina, porcelana feldespática, porcelana con alto contenido de leucita.

Los materiales empleados de este estudio se muestran en la tabla 1 y La medida exacta del diámetro de cada uno de los cuerpos de prueba de cerámica aparece en la tabla 2.

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
VM7	Vita	2M1	25520	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, ZrO ₂ y B ₂ O ₃ .
Ceramil ZI	Amann-girrbach	-	1301003	ZrO ₂ , HfO ₂ , Y ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , Otros óxidos.
In-Ceram [®] ALUMINA	Vita	-	35461	Al ₂ O ₃
Glass Powder	Vita	A14	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.
Wave HV	SDI	A3	573459	UDMA, 66% de nanorelleno

Tabla 1: Aquí se muestran todos los materiales utilizados en este estudio con su número de lote y composición. VM9: Porcelana feldespática Vita; VM7: Porcelana con alto contenido de leucita 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; Wave HV: resina fluida SDI.

El protocolo de experimento fue el siguiente:

Se obtuvieron 30 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 vestibulo-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 sesenta cuerpos de prueba fueron separados en cuatro grupos y se conservaron en suero fisiológico hasta el momento de la cementación de los sesenta diferentes cuerpos de prueba de cerámica.

	Feldespática	Leucita	Alúmina	Circonia
Muestra/ Número	Diámetro mm	Diámetro mm	Diámetro mm	Diámetro mm
1	7.02	7.01	6.32	5.72
2	7.01	7.06	6.21	6.02
3	7.01	7.02	7.00	5.89
4	6.98	7.04	6.82	5.94
5	7.00	7.05	6.82	5.85
6	6.99	7.07	6.13	5.92
7	7.00	7.05	6.50	5.73
8	7.01	7.06	6.03	6.00
9	7.02	7.01	6.25	5.87
10	7.03	7.02	7.01	6.00
11	6.98	7.02	6.03	6.03
12	7.00	7.07	6.11	5.97
13	7.01	7.05	6.54	5.79
14	7.00	7.05	6.12	6.01
15	7.02	7.03	7.01	6.05

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 2). 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 3).



Figura 2: Segmento de tercer molar unido con vástago de resina.

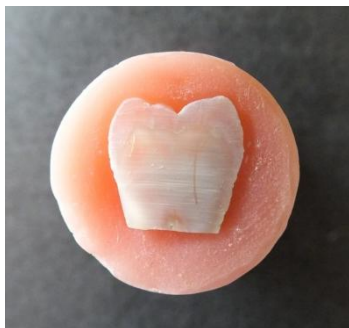


Figura 3: Imagen superior de los cuerpos de prueba luego de ser fijados al cuerpo de acrílico

Los grupos de porcelana feldespática y con alto contenido de leucita 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 aplico una capa de adhesivo 3M ESPE Scotchbond 1 y fue polimerizado por 20 segundos con lámpara de fotocurado led SDI Radii Plus de Alta intensidad – 1.500mW/cm².

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 Radii Plus de Alta intensidad – 1.500mW/cm².

El esmalte y la dentina de los cuatro grupos para la cementación fueron tratados con un grabado ácido convencional con Acido ortofosfórico al 37% 3M; 20 segundos en esmalte y 15 segundos en dentina, se lavo 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 Radii Plus de Alta intensidad – 1.500mW/cm². Luego los sesenta cuerpos de prueba fueron cementados con resina fluida SDI Wave HV siendo posicionados con presión digital sobre el esmalte - dentina de cada uno de los sesenta diferentes cuerpos de prueba (Imagen 4).

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 Radii Plus de Alta intensidad – 1.500mW/cm²



Figura 4: Disco de Alúmina posicionado sobre Esmalte dentina con resina Fluida SDI Wave HV.

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 0.5 mm/min hasta el punto de fractura (Figura 5). 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).

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.



Figura 5: Fotografía máquina TINIUS OLSEN Modelo H5K-S durante el procedimiento de testeo.

IX. RESULTADOS

Los resultados obtenidos para cada tipo de material cerámico se muestran en el gráfico 1.

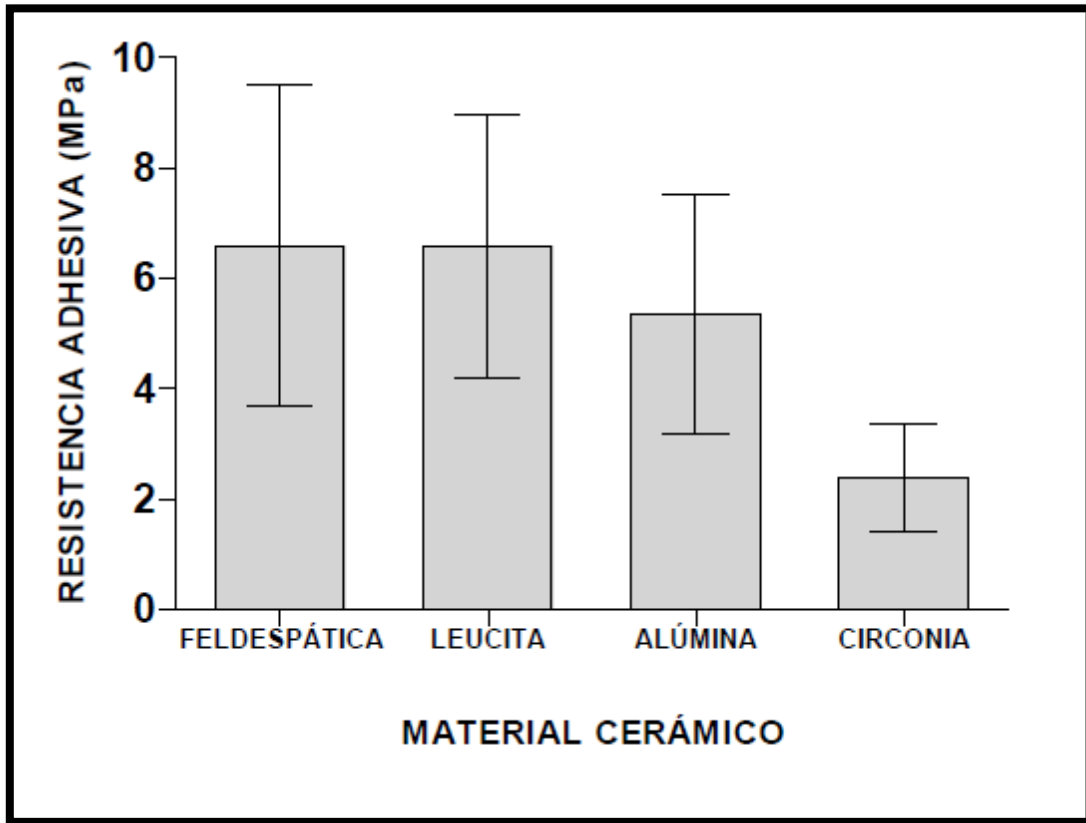


Gráfico 1: Se muestran graficadas el valor de la media y la desviación estándar de cada uno de los diferentes grupos de estudio.

El valor máximo obtenido para el grupo de porcelana feldespática fue de 11.4 MPa y el menor valor fue de 2.3 MPa. El grupo de porcelana con alto contenido de leucita obtuvo como máximo valor 9.8 MPa y como mínimo valor 3.1 MPa. El grupo de la alúmina obtuvo como máximo valor 8.6 MPa y como mínimo valor 2.14 MPa. Los menores valores obtenidos corresponden al grupo de la circonia donde el valor máximo fue 4.4 MPa y el valor mínimo fue de 0.5 MPa.

El mayor valor registrado entre todo los grupos corresponde a la porcelana feldespática con 11.4 MPa y el valor mínimo al grupo de Circonia con 0.5 MPa.

En la tabla 3 se muestran los valores estadísticos descriptivos, en ella se observa que las medias del grupo " FELDESPÁTICA Y LEUCITA" presentan los mayores valores de RESISTENCIA ADHESIVA y el grupo "CIRCONIA" presenta los menores valores de RESISTENCIA ADHESIVA.

Descriptivos			
MATERIAL CERÁMICO			Estadístico
RESISTENCIA ADHESIVA	FELDESPÁTICA	Media	6,5987
		Mediana	6,4600
		Varianza	8,519
		Desv. típ.	2,91865
	LEUCITA	Media	6,5707
		Mediana	6,0000
		Varianza	5,661
		Desv. típ.	2,37918
	ALÚMINA	Media	5,3380
		Mediana	5,9300
		Varianza	4,708
		Desv. típ.	2,16987
	CIRCONIA	Media	2,3733
		Mediana	2,5100
		Varianza	,960
		Desv. típ.	,97974

Tabla 3: Resultados del análisis estadístico descriptivo para los diferentes grupos

Los datos de esta tabla son representados en los gráfico 2 de cajas y bigotes y de medias.

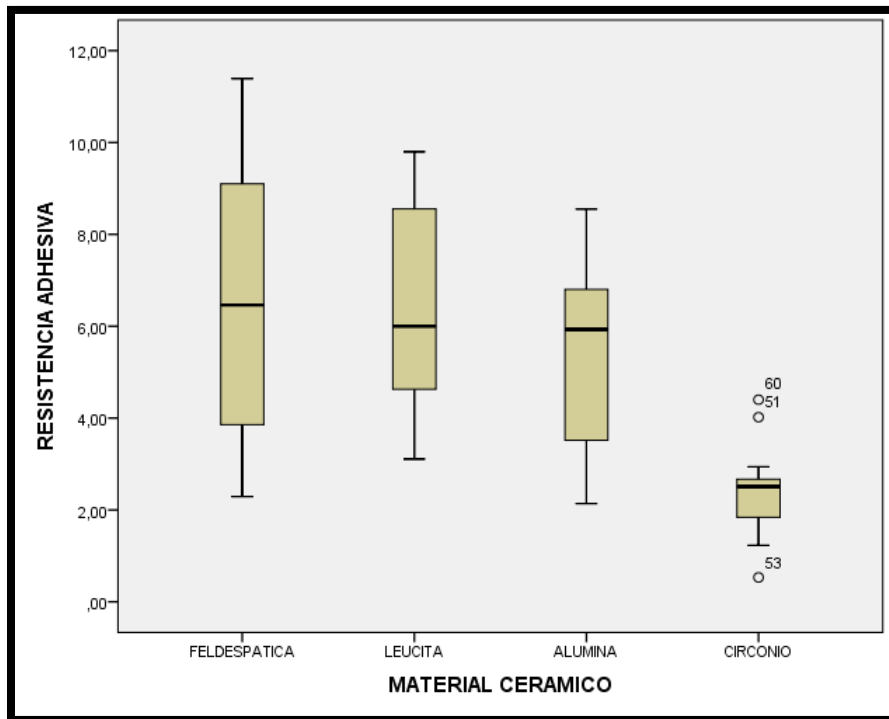


Gráfico 2: Representación de valores estadísticos descriptivos de la resistencia adhesiva de los diferentes grupos.

Al comparar los valores de las medias de los grupos se observa que el grupo de Circonia equivale a un 36% del valor de resistencia adhesiva al cizallamiento comparado con el grupo de porcelana feldespática y con alto contenido de leucita. Al comparar las medias del grupo de alúmina y circonia, el grupo de circonia representa un 45% del valor de resistencia adhesiva al cizallamiento del grupo de alúmina.

X. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Se realizaron pruebas para determinar si existe una distribución normal de los datos, luego se realizó el análisis inferencial a través de la prueba de ANOVA.

El nivel de significación empleado en todos los casos fue de $\alpha = 0,05$.

		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
RESISTENCIA ADHESIVA	MATERIAL CERÁMICO FELDESPÁTICA	,941	15	,392
	LEUCITA	,901	15	,097
	ALUMINA	,912	15	,145
	CIRCONIA	,953	15	,575

Tabla 4: Resultados de la prueba de normalidad para los diferentes grupos estudiados.

La distribución normal de los datos de los grupos en estudio se observa en la tabla 4. La normalidad es uno de los requisitos para poder utilizar el test inferencial ANOVA. Es por esto que, el primer paso es realizar una prueba de normalidad, si el número de muestras es superior a 50 el test utilizado es el de Kolmogorov y si las muestras son menos a 50 el test utilizado es el de Shapiro Wilk, la tabla indica que en todos los grupos estudiados el nivel de significancia es mayor a 0,05, por lo tanto se ratifica la distribución normal de los datos.

Como segundo paso se realizó el análisis inferencial, para esto utilizamos el test ANOVA.

Uno de los requisitos para realizar este análisis inferencial es que exista distribución normal de los valores de los grupos en estudio, requisito ratificado con el test de Shapiro Wilk.

Otro requisito es que la variable independiente debe ser Nominal, es cual se cumple, estas variables son los CUATRO GRUPOS DE PORCELANA UTILIZADOS.

Como último requisito es que la variable Dependiente, es decir los valores de “RESISTENCIA ADHESIVA” debe ser numérica.

RESISTENCIA ADHESIVA

	Suma de cuadrados	Gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	177,637	3	59,212	11,934	,000
Intra-grupos	277,861	56	4,962		
Total	455,498	59			

Tabla 5: ANOVA de un factor

La tabla 5 muestra un nivel de significancia de 0,00 el cual es menor a 0,05, lo que indica que los grupos estudiados presentan diferencias significativas en su RESISTENCIA ADHESIVA, pero no se especifica aun entre que grupos en estudio existe o no dicha diferencia. No asumiendo varianzas iguales (situación calculada con el test de levene), utilizamos el test a “posteriori” Games Howell, los resultados de este test aparecen en la tabla 6.

(I) MATERIAL	(J) MATERIAL	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
CERÁMICO	LEUCITA	,02800	,97225	1,000
	ALÚMINA	1,26067	,93904	,545
	CIRCONIO	4,22533*	,79492	,000
FELDESPÁTICA	FELDESPÁTICA	-,02800	,97225	1,000
	ALÚMINA	1,23267	,83142	,461
	CIRCONIO	4,19733*	,66435	,000
LEUCITA	FELDESPÁTICA	-1,26067	,93904	,545
	ALÚMINA	-1,23267	,83142	,461
	CIRCONIO	2,96467*	,61472	,001
ALÚMINA	FELDESPÁTICA	-4,22533*	,79492	,000
	LEUCITA	-4,19733*	,66435	,000
	CIRCONIO	-2,96467*	,61472	,001

Tabla 6: Resultados del Test Games Howell

El resultado mostrado en esta tabla nos indica que no existen diferencias estadísticamente significativas al comparar la RESISTENCIA ADHESIVA de los grupos de porcelana FELDESPÁTICA, LEUCITA y ALÚMINA entre sí. Sin embargo, al comparar estos tres grupos con los valores de RESISTENCIA ADHESIVA del grupo del CIRCONIA si existen diferencia estadísticamente significativas con estos tres grupos.

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).

Respecto al estudio de las resinas fluidas como material de cementación solo se encuentra en la literatura una información acotada y escasa respecto a su uso (Barceleiro M. y cols, 2003; Azer S. y cols., 2011; Archegas L. y cols., 2011; Ehrmantraut M. y cols., 2011). Además, 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, 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/cm² 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 similar para todos los grupos. Estos valores son mucho mayores a los obtenidos en nuestro estudio para el grupo de porcelana feldespática que fue de 6.6 ± 2.9 MPa.

Esto 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 con alto contenido de leucita 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 con resina fluida con porcelana feldespática. 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 feldespática fueron cementados sobre bloques de resina y no sobre esmalte dentina como en nuestro estudio.

Los valores medidos en este estudio con porcelana feldespática y con alto contenido de leucita 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 láser de la superficie con Er:Yag (Fotona, At fidelis inc) este valor fue de 8 ± 3.48 MPa. En el grupo de porcelana con alto contenido de leucita el valor obtenido fue de 6.2 ± 2.3 MPa empleando el mismo tratamiento que el grupo de porcelana feldespática. 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 inc) para la porcelana con alto contenido de leucita 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 acido 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 con resina fluida 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 con resina fluida 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 las diferencias de nuestro estudio hay que señalar que las resinas fluidas son un material “fotopolimerizable” 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 obtuvimos valores por sobre los 6 MPa en el grupo de porcelana con alto contenido de leucita, 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.

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 pretratamiento 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 de la resina fluida 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 cuatro tipos de materiales cerámicos de uso odontológico: porcelana feldespática, porcelana con alto contenido de leucita, 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 circonia con el resto de los grupos.

XII. CONCLUSIONES

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

- Los valores promedio de la resistencia adhesiva fueron para porcelana feldespática de 6.6 ± 2.9 MPa, porcelana con alto contenido de leucita 6.6 ± 2.4 MPa, alúmina 5.3 ± 2.3 MPa y circonio de 2.1 ± 1 MPa.
- Al analizar los resultados se pudo determinar que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de resistencia adhesiva de la porcelana feldespática, con alto contenido de leucita y la alúmina.
- Solo existen diferencias estadísticamente significativas al comparar los valores de resistencia adhesiva del circonio con el resto de los grupos.

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 resina fluida y compararlos con cementos 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.
- 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.
- 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.
- 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-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.

- 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.
- 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. Vercruysse, MindSc. 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.
- 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.

- 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, Cöter 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.
- 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, Perdigo J. Effectsof 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.

- Umut A., Yilmazb 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 **Héctor Salazar Larenas, RUT: 17.022.338-1, 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.....