



**EFFECTO DE DIFERENTES TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE DE
CERAMICAS-CAD/CAM EN LA RESISTENCIA DE UNIÓN AL
MICROCIZALLAMIENTO**

Trabajo de investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano Dentista

Alumnos: Renata Grixolli Mazzon
Natalia Mariñelarena Catalán
Mirko Riveros Aguilera

Docente guía: Dr. Miguel Muñoz Pérez
Cátedra de Operatoria Dental

Valparaíso-Chile
2016

Dedicatoria

A nuestras familias y amigos.

Agradecimientos

Agradecemos al Dr. Miguel Muñoz y a la Dra. Isis Luque por su apoyo incondicional a lo largo de este proceso.

Al Dr. Luis Miguel Silva por su colaboración en la revisión de la investigación.

Al personal de la facultad por su buena disposición y por habernos facilitado los medios necesarios.

Índice

1.	Introducción:.....	1
2.	Marco teórico:	2
2.1	Materiales cerámicos en odontología.	2
2.1.1	¿Qué es un material cerámico?	2
2.1.2	Clasificación de las cerámicas de uso odontológico.....	2
2.1.3	Cerámicas de matriz vítrea.....	3
2.1.4	Cerámicas Policristalinas	4
2.1.5	Resina de matriz de cerámica	6
2.2	Tratamientos de superficie para las cerámicas de uso odontológico	7
2.2.1	Arenado.....	7
2.2.2	Arenado triboquímico de sílice	8
2.2.3	Er: YAG	8
2.2.4	Grabado químico.....	8
2.2.5	Silano	10
2.2.6	Monómeros de fosfato:.....	12
2.2.7	Grabado de superficie con ácido fluorhídrico + silanización en dos pasos.....	13
2.2.8	Grabado de superficie + silanización en 1 paso.....	13
2.4.1	Microtracción.....	16
2.4.2	Microcizallamiento.....	17
3.	Objetivos/hipótesis	18
3.2	Objetivos específicos:	18
3.3	Hipótesis:.....	18
4.	Materiales y método	19
4.1	Tipo de estudio.....	19
4.2	Selección de la muestra	19
4.3	Variables.....	19
4.3.2	Variables Dependientes:.....	21
4.4	Forma de recolección de datos.....	21
4.5	Control de sesgos y limitaciones	22
4.6	Consideraciones bioseguridad	22
4.7	Análisis Estadístico.....	22
4.8	Plan de trabajo.....	22
4.8.1	Materiales usados en este estudio:.....	22
4.8.2	Preparación de la muestra:	24
5.	Resultados.....	30

6. Discusión.....	33
7. Conclusiones.....	38
8. Resumen.....	39
9. Bibliografía.....	40
10. Anexo:.....	44

1. Introducción:

La constante búsqueda por materiales estéticos, biocompatibles y con excelentes propiedades mecánicas, continúa siendo la gran prioridad de la Odontología Restauradora. Dentro de estos se destacan las cerámicas dentales, las cuales han modificado su composición, buscando mejorar la resistencia mecánica, pero comprometiendo las características estéticas y adhesivas. Por ejemplo, lo que ocurrió con la incorporación de las cerámicas de zirconio, que al disminuir considerablemente su fase vítrea y reemplazarla por fase cristalina, los protocolos mediante ácidos grabadores no fueron efectivos, teniendo que buscar factores macromecánicos como modificar la conformación cavitaria para posibilitar su uso. Por ello, algunos fabricantes han incorporado modificaciones estructurales, que además de hacerlas más estéticas las hacen más compatibles con los protocolos adhesivos, lo cual necesita ser demostrado.

Se han desarrollado diferentes protocolos adhesivos para unir la cerámica al diente, combinado un sinfín de procedimientos, ya sea acondicionando tanto la superficie del diente como la de la cerámica, en conjunto con los sistemas adhesivos y los cementos en base a resina. El protocolo considerado Gold standard, es el acondicionamiento de superficie de la cerámica mediante ácido fluorhídrico y posterior aplicación de silano. Sin embargo, este protocolo de restauración adhesiva significa un aumento del tiempo clínico por lo que en la actualidad se plantean protocolos simplificados de los mismos. Se ha descrito en la literatura, que autores siguiendo este objetivo, han usado solo ácido fluorhídrico o solo silano, pero sin buenos resultados en cuanto a la resistencia adhesiva. En la actualidad, se ha propuesto un nuevo material que simplifica la aplicación de ácido fluorhídrico y silano en un paso (Monobond etch&prime) que garantizan una excelente resistencia de unión entre cerámica y cemento en tan solo un paso, sin estudios que avalen su efectividad. Es relevante clínicamente definir el protocolo de cementación adecuado para cada tipo de cerámica, ya que así se logrará una resistencia de unión óptima aumentando la longevidad de las restauraciones.

De esta manera, el objetivo del siguiente estudio fue evaluar el efecto de diferentes tratamientos de superficies de las cerámicas CAD-CAM en la resistencia de unión al microcizallamiento (MPa).

2. Marco teórico:

2.1 **Materiales cerámicos en odontología.**

2.1.1 **¿Qué es un material cerámico?**

Las cerámicas son materiales inorgánicos, formados mayoritariamente por elementos no metálicos que se obtienen por la fusión de minerales a altas temperaturas ⁽¹⁾. Tienen excelentes propiedades estéticas logrando imitar la estructura dentaria, pero son frágiles, lo que significa que tienen alta resistencia a la compresión pero baja resistencia a la tracción y pueden ser fracturadas ante mínimas tensiones (0,1 %, 0,2 %)⁽¹⁾. Su comportamiento estético y mecánico depende directamente de su composición. La mayoría de ellas presentan una estructura mixta porque se componen de dos fases, una cristalina, responsable de la resistencia y compuesta por partículas de minerales cristalizados en la que los átomos están dispuestos uniformemente e inmersos en la fase vítrea, cuyos átomos se encuentran desordenados y es la que le otorga la estética⁽²⁾.

Las restauraciones cerámicas se utilizan ampliamente, porque son durables, estéticamente atractivas, y proporcionan una excelente biocompatibilidad⁽³⁾.

2.1.2 **Clasificación de las cerámicas de uso odontológico.**

Ha sido propuesto un nuevo enfoque para la clasificación de los materiales de restauración cerámico, los cuales se basan en la presencia de atributos específicos en su formulación, los cuales son:⁽⁴⁾.

- I. **Cerámica con matriz de vidrio:** cerámica inorgánica libre de metal que contiene una fase vítrea.
- II. **Cerámica policristalina:** cerámica inorgánica libre de metal que no contiene fase vítrea
- III. **Cerámica con matriz de resina:** matrices poliméricas que contienen compuestos inorgánicos refractarios predominantemente, que puede incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas.

Cada uno se subdivide en sub grupos: en el primer grupo tenemos el feldespato de origen natural, cerámicas sintéticas y cerámicas infiltradas con vidrio. Las cerámicas policristalinas se subdividen en alúmina, zirconio estabilizado, zirconia endurecida con alúmina y alúmina endurecida con zirconio (en desarrollo actualmente). El tercer grupo se subdivide en varios subgrupos dependiendo de su composición. (Figura 1)

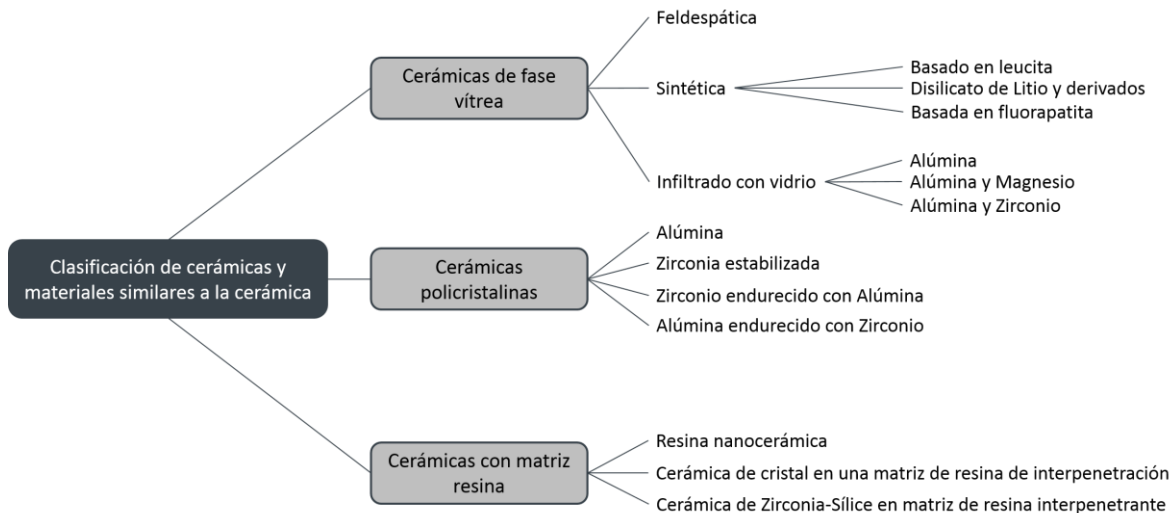


Fig. 1: Clasificación de materiales de restauración cerámicos ⁽⁴⁾

2.1.3 Cerámicas de matriz vítrea

2.1.3.1 Feldespato

Este grupo tradicional de cerámicas se basa en un sistema ternario de materiales compuestos por arcilla/caolín (aluminio silicato hidratado), cuarzo (silica), y feldespato de origen natural (mezcla entre aluminosilicatos sódicos y potásicos). El feldespato potásico ($K_2A_{12}Si_6O_{16}$) forma cristales de leucita (fase cristalina), que, dependiendo de la cantidad, no solo incrementa la fuerza intrínseca de la restauración, sino que también hace apta esta porcelana para el recubrimiento de subestructuras metálicas (coeficiente de expansión térmica aproximadamente de 10% o menos debajo de la subestructura). Estos materiales siguen siendo usados como materiales de recubrimiento sobre aleaciones metálicas y sustratos cerámicos y como un material estético adherido a estructura dental.

2.1.3.2 Sintético: basado en leucita

La industria cerámica ha comenzado a usar materiales sintéticos. La composición varía entre los fabricantes, pero comúnmente incluye dióxido de silicio (SiO_2), óxido de potasio (K_2O), óxido de sodio (Na_2O), y óxido de aluminio (Al_2O_3). Sus fases vítreas pueden combinarse con cristales de apatita, en adición a la leucita, para una expansión térmica compatible con metales y para mejorar la fuerza.

Se han reforzado las cerámicas feldespáticas para mejorar sus propiedades estéticas se componen de SiO_2 (63%), Al_2O_3 (17%), K_2O (11,2%), Na_2O (4,6%), óxido cérico (CeO_2 ; 1,6%), trióxido de boro (B_2O_3), óxido de calcio (CaO), óxido de bario (BaO), dióxido de titanio (TiO_2) (<1%) (por ejemplo, IPS Empress), o de

aproximadamente 70% de disilicato de litio (IPS Empress 2) (SiO_2 (57% a 80%), Al_2O_3 (0% a 5%), óxido de lantano (La_2O_3 ; 0,1% a 6%), óxido de magnesio (MgO ; 0% a 5%), óxido de zinc (ZnO ; 0% a 8%), K_2O (0% a 13%), óxido de litio (Li_2O ; 11% a 19%), pentóxido de fósforo (P_2O_5 ; 0% a 11%).

2.1.3.3 Infiltrado con vidrio:

El primer material infiltrado con vidrio, el In-Ceram Alúmina, fue introducido en 1989.⁽⁴⁾ Una suspensión de Al_2O_3 densamente poblado se sinteriza en una matriz refractaria, y después se forma un esqueleto poroso de partículas de alúmina. La infiltración con el vidrio de lantano se realiza en una segunda cocción para infiltrarse en la porosidad y aumentar la fuerza. Se observan tres tamaños diferentes de partículas de alúmina, incluyendo grandes granos alargados (10 a 12 micras de longitud y 2,5 a 4 μm de ancho), partículas facetadas (de 1 a 4 μm de diámetro), y los granos esféricos de menos de 1 μm de diámetro. Debido a su opacidad, se requieren capas de porcelana de recubrimiento. La composición, según el fabricante, es Al_2O_3 (82%), La_2O_3 (12%), SiO_2 (4,5%), CaO (0,8%), y otros óxidos (0,7%). In-Ceram Spinell, introducida en 1994, se procesa de una manera similar, pero el vidrio es infiltrado en un núcleo de aluminato de magnesio (MgAl_2O_4) poroso producido sintéticamente. In-Ceram Zirconia es una modificación de In-Ceram Alúmina donde se añade óxido de zirconia parcialmente estabilizada a la composición de la suspensión de la Al_2O_3 para fortalecer la cerámica. Según el fabricante, la composición es Al_2O_3 (62%), ZnO (20%), La_2O_3 (12%), SiO_2 (4,5%), CaO (0,8%), y otros óxidos (0,7%). El uso de esta clase de materiales se disminuye debido a la creciente popularidad de disilicato de litio y óxido de zirconio, en particular para la fabricación CAD / CAM.⁽⁴⁾

2.1.4 Cerámicas Policristalinas

La principal característica de estas cerámicas es una estructura cristalina de grano fino que proporciona la fuerza y resistencia a la fractura, pero que tiende a tener translucidez limitada. Además, la ausencia de una fase de vidrio hace que las cerámicas policristalinas sean difíciles de grabar con ácido fluorhídrico, requiriendo tiempos de grabado largos o una temperatura más alta.⁽⁴⁾

2.1.4.1 Alúmina

Este material consiste en Al_2O_3 de alta pureza (a 99,5%). Fue introducido por primera vez como un material básico para la fabricación en CAD / CAM. Tiene muy alta dureza (17 a 20 GPa) y una resistencia relativamente alta. El módulo de elasticidad ($E=300$ GPa)⁽⁵⁾, el más alto de todas las cerámicas dentales, ha llevado a una mayor vulnerabilidad a fracturas.^(6, 7) Esta tendencia a la fractura del núcleo y la introducción

de materiales con propiedades mecánicas mejoradas, tales como la capacidad de transformación de endurecimiento encontrado en zirconia estabilizada, ha conducido a una disminución del uso de alúmina.

2.1.4.2 Zirconia estabilizada

El zirconio puro se encuentra en tres formas alotrópicas: monoclinico, que es estable hasta 1170 ° C, donde se transforma en tetragonal, y luego cúbico cuando la temperatura supera los 2370 ° C. La transformación de tetragonal a monoclinica está acompañada por una deformación de corte y un gran aumento de volumen (4%). Este aumento de volumen puede cerrar grietas, dando lugar a un gran aumento de la tenacidad a la fractura del material. En la práctica, el uso de este endurecimiento por transformación requiere que las fases tetragonal o cúbica deban estabilizarse a temperatura ambiente mediante la aleación de zirconio puro con óxidos, tales como itrio, magnesio, calcio y cerio. Estos elementos estabilizarán completa o parcialmente cualquiera de estas fases. Se ha propuesto una clasificación para la cerámica de óxido de zirconio de acuerdo con su microestructura, como zirconia estabilizada completamente (FSZ), zirconia parcialmente estabilizada (PSZ), y zirconia tetragonal con policristales (TZP). En FSZ, el zirconio está en su forma cúbica y contiene más de 8 moles% de óxido de itrio (Y_2O_3).⁽⁴⁾

PSZ está formada por partículas de tamaño nanométrico, tetragonales o monoclinica, en una matriz cúbica, y TZPs son materiales monolíticos principalmente de la fase tetragonal estabilizada con más frecuencia con itria o ceria. Las zirconias dentales son todos del tipo TZP, más comúnmente Y-TZP, ya que esta forma tiene la mayor fuerza y resistencia a la fractura después del mecanizado y sinterizado.

La cerámica de zirconio fue empleada históricamente como un material para estructura protésica para ser recubierto con cerámica, pero también se puede utilizar para la fabricación de restauraciones monolíticas. Existe una tendencia creciente a utilizar bloques CAD / CAM policromáticos (o combinadas) y discos fabricados para imitar la variación en el color de la dentina al esmalte. Además, estos materiales se fabrican con un aumento en la translucidez.

2.1.4.3 Zirconio endurecido con alúmina y Alúmina endurecida con zirconio.

Debido a que el zirconio generalmente permanece parcialmente estabilizado en la fase tetragonal y la alúmina presenta una dureza moderada, hay una tendencia en el desarrollo de alúmina-zirconio (zirconia- alúmina endurecida [ZTA]) y zirconia-alúmina (alúmina-zirconia endurecido [ATZ]) que están compuestas con una

estructura, ya sea en la escala micro o nano, tal como se propone para aplicación de artroplastia^(8, 9) (compuestos descritos como una composición de dos o más diferentes fases, aquí de alúmina y de zirconio) . El porcentaje de zirconia o alúmina en el material compuesto se puede adaptar y puede ser alterado de acuerdo a la demanda o la manipulación de los fabricantes. A efectos de clasificación, los autores sugieren que ZTA debe tener > 50% en peso de Al, mientras que ATZ debe presentar > 50% en peso de Zr.

La última tecnología se asocia con los métodos para aplicar las nanopartículas de óxido de zirconio a micropartículas de alúmina antes de ser sinterizada. Las ventajas de estos materiales compuestos en comparación con Y-TZP son la resistencia a la degradación a baja temperatura, mayor resistencia y tenacidad a la fractura,⁽¹⁰⁾ y más del doble de resistencia a la fatiga cíclica de y-TZP.⁽¹¹⁾

2.1.5 Resina de matriz de cerámica

Esta categoría comprende los materiales con una matriz orgánica altamente cargada con partículas de cerámica. La presencia de una matriz orgánica significaría excluir teóricamente a los materiales cerámicos con matriz de resina de la clasificación propuesta por los autores, si se considerara la definición tradicional de la cerámica. Sin embargo, se están incluyendo las cerámicas con matriz de resina porque la versión 2013 del código ADA de procedimientos dentales y Nomenclatura define el término porcelana/cerámica como un material de inyección, pulverizado o pulidos que contienen compuestos, incluyendo algunos refractarios predominantemente inorgánicos como porcelanas, vidrios, cerámica, y los de vitrocerámica. Por lo tanto, los materiales presentados en esta sección no encajan en esta categoría debido a que están compuestos predominantemente (> 50% en peso) de compuestos inorgánicos refractarios, independientemente de la presencia de una fase orgánica menos predominante (polímero). Este es un gran cambio con respecto a la primera versión del código referido (2012), que definen la porcelana / cerámica como compuestos refractarios libres de metal y libres de resina inorgánica, procesados a altas temperaturas (de 600 ° C / 1112 ° F y superior), prensados, pulidos o fresado, incluyendo porcelanas, vidrios y vitrocerámicas.⁽⁴⁾

Sin embargo, a pesar de las controversias asociadas con la definición, la justificación de los fabricantes para desarrollar materiales cerámicos con matriz de resina fue: ⁽¹⁾ obtener un material que simule de mejor forma el módulo de elasticidad de la dentina en comparación con la cerámica tradicional, ⁽²⁾ desarrollar una material más fácil de fabricar y de ajustar que la cerámica con matriz vítrea (por ejemplo, cerámica sintética de la familia de disilicato de litio) o que la cerámica policristalina y ⁽³⁾ que facilite la reparación o modificación con resina compuesta.

La composición de la cerámica con matriz de resina varía sustancialmente, pero están formuladas específicamente para CAD / CAM. Actualmente, los materiales cerámicos de matriz de resina se pueden dividir en varias subfamilias, de acuerdo a su composición inorgánica:

2.1.5.1 Resina nanocerámica

Consiste en una matriz de resina altamente curada, reforzada con aproximadamente 80% en peso de partículas nanocerámicas.

2.1.5.2 Cerámica de cristal en una matriz de resina de interpenetración

Esto normalmente se compone de una red dual: una red de cerámica feldespática (86% en peso / 75% en volumen) y una red de polímero (14% en peso / 25% en volumen). Se define como una cerámica híbrida.

2.1.5.3 Cerámica de Zirconia-sílice en una matriz de resina interpenetrante.

Adaptada con diferentes matrices orgánicas, así como la variación en porcentaje de peso de la cerámica, por ejemplo, polvo de sílice, silicato de zirconio, UDMA, TEGDMA, sílice micro-ahumada, pigmentos, su contenido inorgánico comprende más del 60% por peso. Otro ejemplo es el compuesto de 85% de partículas ultrafinas de cerámicas de zirconia-sílice (esféricas de 0,6 micras) incrustada en una matriz de polímero de bisfenol A metacrilato de glicidilo (BisGMA), TEGDMA, y un sistema iniciador ternario patentado (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 bloques, 3M ESPE).⁽⁴⁾

2.2 Tratamientos de superficie para las cerámicas de uso odontológico

Así como existen diversos materiales adhesivos para crear una unión fuerte y estable entre el cemento y la estructura dentaria, también se han utilizado diferentes tratamientos en la superficie de la cerámica para lograr este objetivo, los cuales según Luthra et. al⁽¹²⁾ se dividen en: físicos o micromecánicos y químicos.

Dentro de los tratamientos micromecánicos encontramos: el arenado, silicatización triboquímica, er-YAG (erbiumdoped yttrium aluminum garnet laser) y los químicos: el grabado químico, silano, y los monómeros de fosfato⁽¹²⁾.

2.2.1 Arenado

consiste en inyectar partículas de óxido de aluminio a presión en la superficie cerámica generando rugosidades superficiales y le da un color blanco opaco a la cerámica⁽¹²⁾. Hay diferentes parámetros a considerar tales como: el tamaño del grano (25 a 250 Mm), la presión de propulsión (0,05 a 0,45 MPa), la distancia (5 a 20 mm)

y el tiempo de grabado (5 a 30 segundos)⁽¹³⁾. El arenado, también limpia la superficie de cualquier contaminante o saliva que pueda dificultar la adhesión ⁽¹⁴⁾. Por otro lado, hay estudios que señalan que el arenado no cambia la microestructura de superficie de cerámicas libres de sílice por lo que se requieren tratamientos alternativos para lograr una adhesión estable a este sustrato.^(14, 15)

2.2.2 Arenado triboquímico de sílice

Utilizando aire a presión, se inyectan partículas de sílice recubierto con óxido de aluminio (Al₂O₃) de 30- y 110- μ m para crear rugosidades superficial para la adhesión micromecánica y luego se aplica silano⁽¹⁶⁾. Hay varias investigaciones que demuestran que la resistencia de unión conseguida a través de este método es mayor que la obtenida con arenado por sí solo.⁽¹⁷⁾

2.2.3 Er: YAG

Utiliza un láser con longitud de onda de 2,94 μ m con un diámetro de 1,000 μ m y a una intensidad energética bajo a 200 mJ. Tiene la capacidad de eliminar las partículas por micro explosiones y vaporización , lo que se conoce como ablación.⁽¹⁸⁾ Este tratamiento de superficie no ha demostrado tener mejor resistencia de unión que el arenado, e incluso podría influir negativamente en las propiedades mecánicas de las cerámicas, debido a los cambios de temperatura que este produce⁽¹²⁾

2.2.4 Grabado químico

Se han usado diferentes componentes, tales como: ácido ortofosfórico, ácido sulfúrico, ácido nítrico, amonio bifluoruro de hidrógeno, fluoruro de fosfato acidulado, y el ácido fluorhídrico.⁽¹⁹⁾ (Figura 2). Todos ellos generan una mayor área de superficie de contacto lo que mejora la interacción entre el agente de cementación y la cerámica.⁽²⁰⁾

El ácido fluorhídrico es el que ha dado mejores resultados. Reacciona con la matriz de vidrio que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos ⁽¹⁰⁾. Esta matriz de vidrio es selectivamente retirada y la estructura cristalina queda expuesta para la retención micromecánica de la cerámica.⁽²¹⁾ (Figura 3, 4, 5 y 6). Debido a que solo es capaz de grabar la fase vítrea, lo hace ineficiente a la adhesión en cerámicas libres de sílica como zirconio.⁽²²⁾

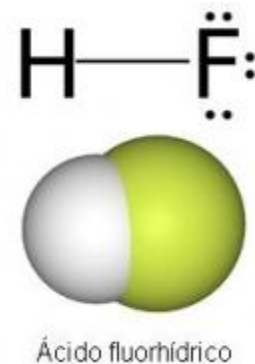


Fig. 2 Formula ácido Fluorhídrico

El tamaño y el número de irregularidades creados, se ve influenciado por la formulación del ácido, su dilución y el tiempo de grabado. Las concentraciones más utilizadas son al 4,6 y 9,5%.⁽²⁰⁾

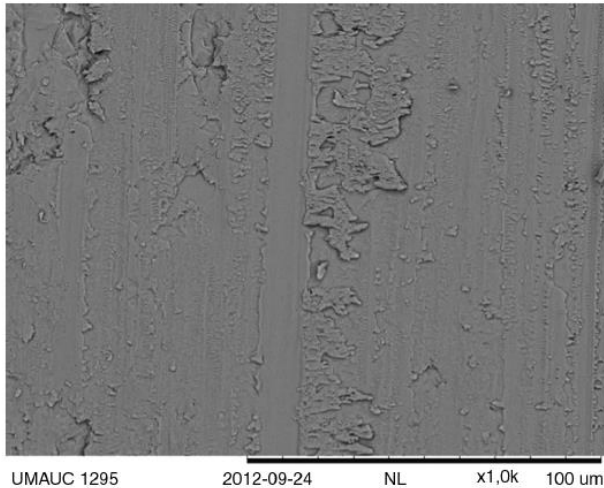


Fig. 3 Microfotografía de cerámica feldespática sin grabar (1.000 x)

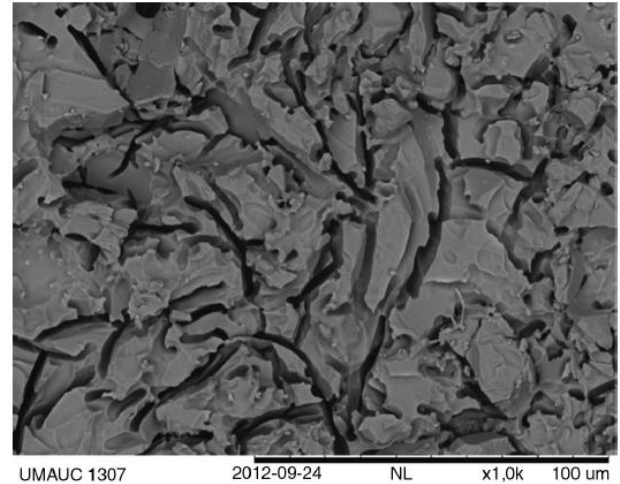


Fig. 4 Microfotografía de cerámica feldespática tratada con ácido fluorhídrico al 9% (1.000 x)

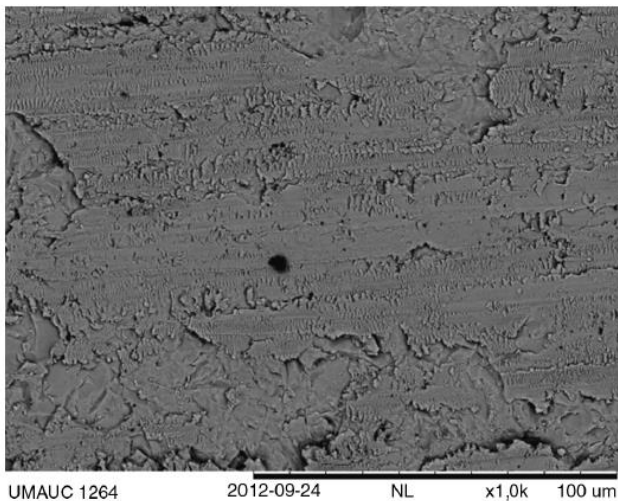


Fig. 5 Microfotografía de cerámica Disilicato de Litio sin grabar (1.000 x)

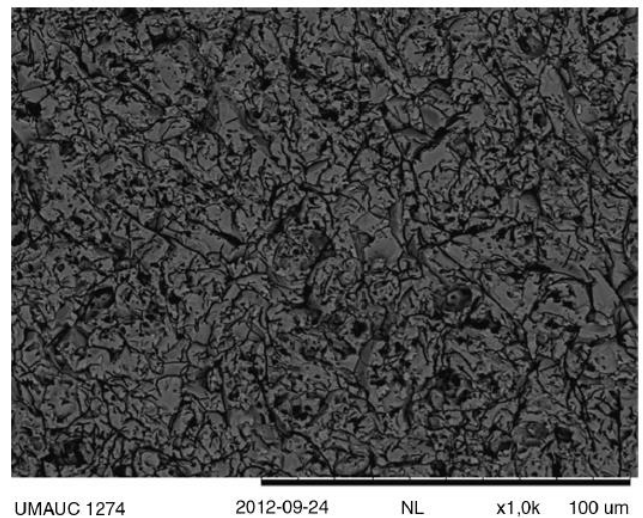


Fig. 6 Microfotografía de cerámica Disilicato de Litio tratada con ácido fluorhídrico al 9% (1.000 x)

El ácido fluorhídrico es un ácido débil que puede ser muy peligroso incluso en estado diluido. En contacto con la piel, se mueve rápidamente hacia las capas más profundas del tejido y libera el anión fluoruro disociado libremente, este es muy tóxico debido a su alta reactividad, se une con el calcio celular y magnesio para formar sales insolubles, lo que induce muertes celulares y necrosis ⁽¹²⁾. El elevado potencial tóxico, es la razón por la cual en algunos países la aplicación de gel para grabado de cerámica está prohibido.⁽²³⁾

IPS Ceramic etching gel es un ácido fluorhídrico al 5% de Ivoclar Vivadent (Figura 7), el cual está indicado en grabado de las superficies de adhesión para aumentar el número de microretenciones en restauraciones vitrocerámicas (cerámicas de leucita, de Disilicato de litio y de fluorapatita) como preparación para la inserción protésica. El tiempo de grabado depende del tipo de cerámica, pudiendo ser de 20, 60 o 120 segundos.



Fig.7 IPS Ceramic etching gel

Un aumento en el tiempo de grabado no provocará una mejora en el patrón de grabado.

2.2.5 Silano

El silano es una molécula orgánica que contiene uno o más átomos de silicio (Figura 8). El utilizado en odontología es 3- metacriloxipropiltrimetoxisilano, como un acoplador químico uniendo lo orgánico (materiales basados en resina) a lo inorgánico (ejemplo: porcelana y algunos materiales oxidados) ⁽¹⁴⁾ Esto se logra ya que la molécula de silano es bifuncional y puede unirse a los grupos hidroxilos presentes en la superficie de sílice de las cerámicas y también al grupo metacrilato presente en cemento de resina o adhesivo.⁽²⁴⁾ (Figura 9)

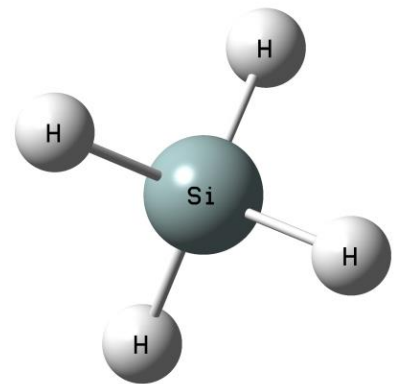


Fig. 8 Estructura Química Silano

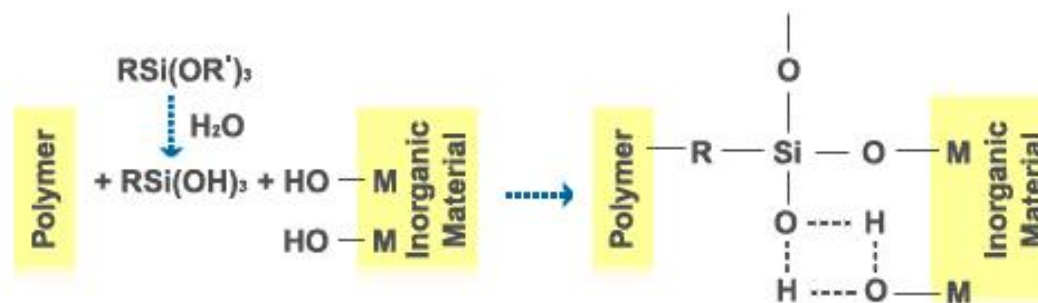
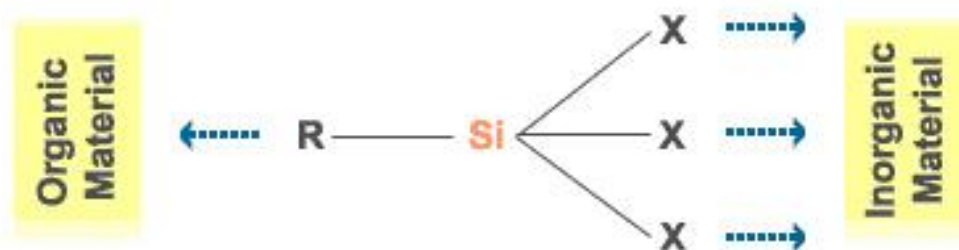


Fig.9 Enlace de unión del silano a estructura orgánica (resina) e inorgánica (cerámica)

Un estudio realizado por Della Bona et al. Concluyó que la adhesión química producida por silano generaba una mayor resistencia de unión que la retención micromecánica producida por cualquier ácido grabador.⁽²⁵⁾ Otro estudio realizado por Panah y cols. demostró que la fuerza de unión al disilicato de litio fue significativamente mejorada con el tratamiento con silano y mejorado aún más con el grabado con ácido fluorhídrico y silano.⁽²⁶⁾

Cuando el silano es aplicado a la superficie cerámica se forman tres capas estructurales en el agente de acoplamiento.⁽²⁷⁾ Una externa compuesta de oligómeros que son absorbidos hacia el vidrio de tal forma que puedan ser lavados por solventes orgánicos o agua.⁽²⁷⁾ Una intermedia compuesta de uniones de siloxano que conectan los oligómeros y son hidrolizables con agua caliente. Las capas más profundas (responsables de mejorar la adhesión), forman una red tridimensional la cual es hidrolíticamente estable. Un grosor excesivo del silano (40 nm) puede comprometer su eficacia producto de su estratificación en tres capas, y se ha visto en la literatura que el tratamiento con calor 100°C, consolida estas capas conformándose en una monocapa (30 nm). El lavado con agua caliente a 80°C da una capa aún más fina (14 nm).⁽²⁷⁾ Esto mejora la adhesión química a la cerámica, así como dentro del compuesto del silano. Además, ayuda a complementar la reacción de condensación entre el sílice

y el silano aumentando la formación de una unión covalente en la interface silano-cerámica y mejora la resistencia a hidrolizarse.⁽²⁶⁾

El silano ha sido probado en combinación con fosfatos y metacrilatos de fosfato (monómeros de fosfato) lo que ha mejorado su efecto por sí solo. La presencia de grupos organofuncionales específicos en estos primers, aumenta la reactividad de los monómeros de silano.⁽²⁸⁾ Estudios han demostrado que valores de resistencia de unión altos, pero no son estables en el tiempo (disminuyen a los 90 días de almacenamiento en agua).⁽¹²⁾

2.2.6 Monómeros de fosfato:

El MDP (metacriloxidecyl dihidrógeno fosfato), originalmente, fue diseñado para la adhesión a óxidos de metales.⁽²⁹⁾ En 1981 se presenta a la comunidad científica la cementación adhesiva de restauraciones indirectas mediante resinas que contenían 4 META y MDP (Panavia, Kuraray) dado sus altos valores adhesivos y longevidad llegó a constituir el Gold standard de las cementaciones de restauraciones metálicas indirectas.⁽²⁰⁾ Actualmente, se ha utilizado como agente de unión para las cerámicas, mostrando buenos resultados de adhesión al zirconio⁽²⁹⁾, ya que la presencia de óxidos de zirconio en su superficie le da características similares al metal, haciéndolo compatible con el MDP el cual se une químicamente a los grupos hidroxilos del zirconio.⁽²⁹⁾ (Figura 10)

La influencia de la estructura química del monómero es considerada el elemento más importante en el comportamiento adhesivo⁽²¹⁾ se caracterizan por presentar al menos un grupo polimerizable y un grupo funcional.⁽²⁸⁾ El MDP tiene una cadena larga de carbono lo que le da una unión química hidrolíticamente estable a la cerámica.⁽³⁰⁾

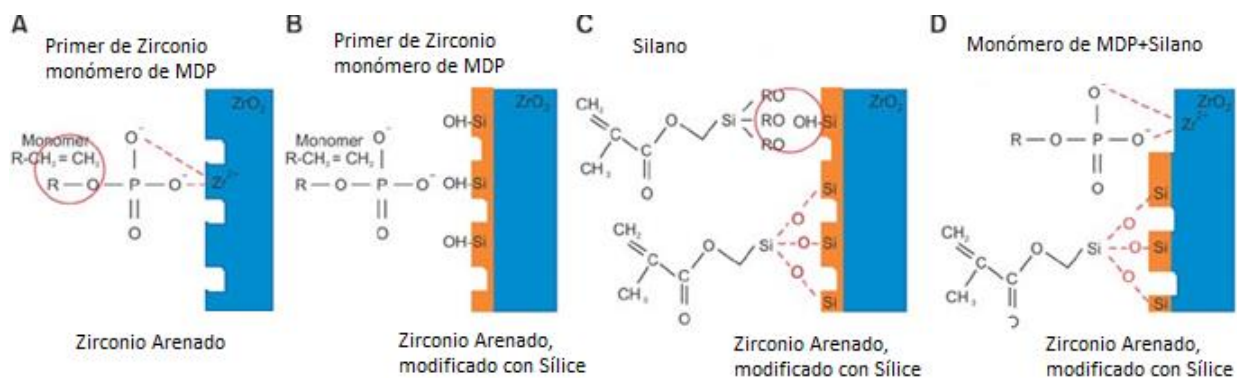


Fig. 10 Enlace entre zirconio, MDP y Silano

2.2.7 Grabado de superficie con ácido fluorhídrico + silanización en dos pasos

Se realiza el paso del grabado con ácido fluorhídrico según las indicaciones del fabricante, y luego se aplica el silano a la superficie ya tratada. Esta superficie grabada también ayuda a proporcionar más energía superficial antes de combinar con la solución de silano ⁽³¹⁾.

2.2.8 Grabado de superficie + silanización en 1 paso

Un nuevo producto fue lanzado al mercado para reducir los pasos del tratamiento de superficies cerámicas. Se trata de Monobond etch & prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), es un primer de cerámica monofrasco que permite el grabado y la silanización de la superficie de vitrocerámica en un solo paso. Contiene un metacrilato trimetoxypopyl para silanización y un nuevo polifluoruro para la etapa de ataque químico. El grabado crea un patrón de rugosidad que es menos pronunciado que con gel de ácido fluorhídrico pero igual de eficiente para la unión. La siguiente reacción es la de silanización, la cual es similar que con Monobond S o Monobond PLUS (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Con Monobond etch & prime el pretratamiento de superficies de cerámica de vidrio para la cementación adhesiva es más rápido debido a menos pasos de aplicación, y a la vez es menos perjudicial debido a que se evita el uso del ácido fluorhídrico. Aunque Monobond etch & prime es corrosivo, su citotoxicidad se muestra en un ensayo clínico hecho por Ivoclar Vivadent que demuestra ser menos tóxico que muchos de los productos dentales bien aceptados. El riesgo para la salud para el usuario está en un nivel aceptable. El paso de neutralización antes de su eliminación no es necesario.

2.2.8.1 Mecanismo de Monobond etch & prime

La siguiente información se obtuvo del sitio web oficial de Ivoclar Vivadent. ⁽³²⁾ La aplicación de Monobond etch & prime está vinculada a su mecanismo de reacción.

Según el fabricante, se indican los siguientes pasos para su aplicación:

-Primero: es aplicado sobre la superficie de cementación con un microcepillo y se frota por 20 segundos, de esta forma remueve la saliva y la contaminación de silicio.

-Segundo: se debe dejar en la superficie por otros 40 segundos para una reacción suficiente. En este tiempo el polifluoruro de amonio reacciona con la superficie cerámica limpia, para lograr un patrón de grabado en bruto. Debido a la mayor área superficial se genera una especie de activación de la superficie de cerámica.

-Tercero: se lava fuertemente con agua y después se seca con aire durante otros 10 segundos, en esta etapa los polifluoruros y los productos de reacción con la

cerámica se eliminan, comenzando la reacción entre el silano y la vitrocerámica activa, dejando una capa delgada de enlace químico de silano en la superficie.

2.2.8.2 Composición química de Monobond etch & prime.

La composición de Monobond etch & prime refleja su propósito (tabla I)

Propósito	Ingrediente
Grabado	Polifluoruro de amonio
Silanización	sistema de silano basado en metacrilato trimetoxypopyl
Manejo	Solventes: alcohol y agua
Visibilidad	Colorante: verde rápido

Tabla I: Composición de Monobond etch & prime (Por Ivoclar Vivadent)

El polifluoruro de amonio reacciona con el silicio en la vitrocerámica sin liberar ácido fluorhídrico debido a la alta afinidad química entre el silicio y fluoruro (figura 11).

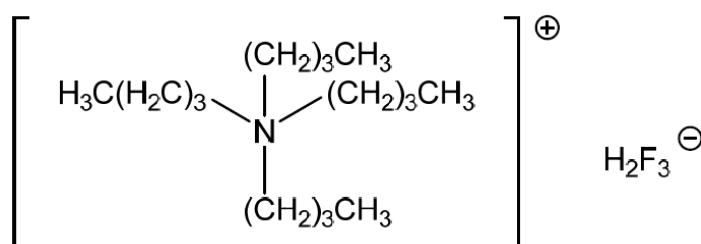


Fig. 11: Estructura química del polifluoruro de amonio.

Después de la aplicación extraoral, el líquido restante se enjuaga fuertemente. Luego del secado, una delgada capa de silano en escala molecular permanece en la superficie de cementación que reacciona a través del grupo metacrilato con el composite de cementación durante el curado.

2.3 Cementos de Resina.

Los cementos en base a resina han adquirido gran popularidad, convirtiéndose en uno de los más usados, por su versatilidad al momento de cementar. Son semejantes a las resinas compuestas, ya que ambos están compuestos principalmente de monómeros como Bis-GMA, TEGDMA y UEDMA, reforzados con materiales de carga inorgánicas en diferentes porcentajes. Se pueden clasificar según su esquema adhesivo: 1.- En los de grabado total, donde se trata la superficie dental mediante un ácido grabador y luego la aplicación de un sistema adhesivo convencional (etch-and-rinse resin cements), 2.- en los que utilizan un adhesivo autograbante, donde se elimina el uso del ácido (self-etch resin cements) y 3.- los cementos que no requieren

un sistema adhesivo previo ya que estos mismos pueden interactuar con la superficie dental y lograr adhesión (self-adhesive resin cements) ⁽³³⁾. También se pueden clasificar mediante el tipo de polimerización, donde encontramos los cementos autopolimerizables (donde la polimerización es iniciada por una reacción química), cementos fotopolimerizables (para iniciar la polimerización es necesaria una fuente lumínica), cementos de polimerización dual (tienen la capacidad de polimerizar mediante un estímulo luminoso y se complementa con una reacción química), y los cementos opcionales (que según los requerimientos pueden polimerizar de una u otra forma) ⁽³⁴⁾.

Se ha descrito en la literatura un buen desempeño de la interface cerámica-cemento de resina, previo al tratamiento de la superficie cerámica, lo que ha hecho que los cementos de resina, sean elegidos como la primera opción al momento de cementar restauraciones indirectas de cerámicas ⁽³⁵⁾. Estos no sólo proporcionan una unión más fuerte y más duradera entre la cerámica y los dientes, sino que también pueden lograr mejores resultados estéticos y otorgar una mayor resistencia a la cerámica ⁽³⁶⁾. En un estudio realizado por Pagniano y cols. se sugiere que el uso de una capa relativamente delgada (aproximadamente 100 µm) de cemento de resina, unida a cerámicas de leucita reforzada y cerámica de Disilicato de litio, previo al tratamiento de superficie de estas, con ácido fluorhídrico y silano, podría aumentar significativamente la resistencia a la flexión biaxial, en comparación con resistencia de las mismas cerámica bajo las mismas condiciones, pero sin aplicación de cemento de resina ⁽³⁷⁾.

Se ha descrito en estudios que, ciertas características del cemento de resina, influyen en la adhesión a la cerámica, como: modo de polimerización, módulo de elasticidad, color del cemento y espesor del cemento ⁽³⁸⁾.

En relación a la polimerización, un estudio comparó los cementos de fotopolimerización y de polimerización dual, donde se concluyó que los cementos activados por luz obtenían mejores resultados que los de polimerización dual. Otro estudio comparó cementos de polimerización dual con cementos autopolimerizables, en su fuerza de adhesión, aplicados en una cerámica feldespática, obteniendo un mayor valor los cementos de polimerización dual ⁽³⁸⁾.

El módulo de elasticidad parece no tener mayor influencia sobre las tensiones en una corona cerámica. Esto se apreció en un estudio donde al cambiar un cemento con gran módulo de elasticidad por otro con menor módulo, la magnitud de las tensiones de tracción en las cerámicas no disminuyó ⁽³⁸⁾.

En cuanto al color del cemento, un estudio comparó dos tonos diferentes de un cemento de resina de polimerización dual, Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), A3 y transparente (Tr), unidos a una cerámica feldespática. Sin encontrar diferencias significativas, utilizando los mismos parámetros de polimerización ⁽³⁹⁾.

Finalmente, un estudio demostró que un aumento del espesor del cemento de 10 – 180 μm , dio como resultado mayores tensiones en el cemento de resina. Este estudio también concluyo que un espesor menor a 50 μm , podría crear mejor unión a una cerámica de vítrea, en comparación de una película de más de 50 μm ⁽⁴⁰⁾.

2.4 Pruebas in Vitro

Las pruebas in Vitro han sido utilizadas para evaluar de los diferentes materiales dentales, con el fin de analizar sus propiedades y predecir su comportamiento clínico. Dentro de las ventajas de estas pruebas están, **1-** la rapidez de reunir los datos sobre un parámetro/propiedad específica, **2-** la relativa facilidad de la metodología del test utilizado comúnmente, **3-** la posibilidad (necesidad) de medir un parámetro específico, mientras se mantienen otras variables constantes, **4-** ser capaz de comparar directamente el desempeño de un material/técnica nueva y/o experimental con un Gold standard , **5-** ser capaz de probar simultáneamente muchos (dentro de ciertos límites) grupos experimentales, dentro de un mismo estudio, y **6-** ser capaz de utilizar instrumentos/protocolos de bajo costo⁽⁴¹⁾.

Estas pruebas en líneas generales se pueden clasificar en dos grupos principales: mediciones de las propiedades físicas y las simulaciones de comportamiento clínico. En el primer grupo se encuentran las pruebas estandarizadas de fuerza, resistencia a la fractura, la dureza, la expansión térmica, entre otras, sin la utilización de muestras dentales. En el otro grupo encontramos las simulaciones de comportamiento clínico que buscan crear condiciones de reto físico y químico presentes en la cavidad oral, sometiendo a los cuerpos a cargas (monotónicas o cíclicas), a variaciones térmicas, utilizando especímenes clínicamente reales⁽⁴²⁾.

La resistencia de unión puede ser estadísticamente medida usando macro o micro pruebas, en función del área de unión. La macro pruebas son aquellas cuya área de unión es mayor a 3 mm^2 , pudiendo optar por diferentes protocolos como cizallamiento, tracción o expulsión⁽⁴³⁾. Entonces cuando el área de unión es menor a la señalada con anterioridad, se les considera micro pruebas, y los protocolos adoptaran el nombre de microcizallamiento y microtracción, siendo estas dos las más usadas⁽⁴¹⁾.

2.4.1 Microtracción

La microtracción fue desarrollada en 1994 por Sano et al⁽⁴⁴⁾. esta prueba tiene un área de unión de 1 mm^2 aproximadamente, luego del procedimiento adhesivo, los cuerpos deben ser sometidos al corte paralelo a su eje mayor para lograr el área necesaria, una vez realizado este paso, son adaptados en la una maquina universal para ser sometidos a tracción⁽⁴⁴⁾. El gran número de pasos necesarios para desarrollar esta prueba, la hace altamente sensible y laboriosa por lo que requiere una curva de

aprendizaje⁽⁴⁵⁾. Otro elemento a tener en cuenta es la cantidad de fallas pre pruebas que se generan, generadas muchas veces por el operador, estas fallas intervienen en el análisis estadístico, por lo que deben ser consideradas al momento de determinar el números de cuerpos necesarios⁽⁴⁶⁾.

A pesar de lo complicada de la técnica, presenta muchas ventajas en comparación con las pruebas macro, de las cuales las más importantes son el uso económicos de los cuerpos (al incorporar múltiples micromuestras de un mismo cuerpo), mejor control de diferencias regionales y la mejor distribución de la tensión en la interface de unión (evitando fallo cohesivo del sustrato)⁽⁴⁴⁾.

2.4.2 Microcizallamiento

El microcizallamiento fue introducido en el 2002 con fin de lograr la mayor cantidad de muestras a partir de un solo cuerpo⁽⁴⁷⁾. Esta prueba emplea la misma configuración que el cizallamiento convencional, pero a pequeña escala, en donde una fuerza es aplicada paralelamente a la fase adhesiva, mediante un lazo de alambre de ortodoncia, el cual sujeta un cilindro con 1 mm de diámetro aproximadamente, que esta adherido a un sustrato plano, todo lo anterior montado en una máquina de ensayo universal, induciendo el rompimiento de la unión a través de una tensión de cizalla⁽⁴⁸⁾. Esta prueba también puede ser lograda al aplicar la fuerza con un cincel, buscando que la fuerza aplicada se distribuya homogéneamente en la interface de unión⁽⁴⁹⁾.

En cuanto a la relación entre área de unión y respectivo valor de resistencia adhesiva también se aplica al experimento de microcizallamiento, o sea, los valores aparentes de resistencia del área de unión tienden a ser mayores que los observados en los experimentos convencionales que emplean áreas adhesivas mayores. Entonces, la reducción del área adhesiva no modifica la producción de tensiones en menor magnitud, lo que generará un menor número de fracturas cohesivas de sustrato, permitiendo que esta prueba sea más confiable que su homologó macro, ya que en esta metodología pudo probar mejor la interface de unión⁽⁵⁰⁾.

3. Objetivos/hipótesis

3.1 **Objetivo General:**

- Evaluar el efecto de diferentes tratamientos de superficie en la resistencia de unión al microcizallamiento de la interface cemento-cerámica

3.2 **Objetivos específicos:**

- Determinar la influencia del protocolo de tratamiento de superficie (ácido fluorhídrico y silano por separado; silano; ácido fluorhídrico; silano con monómero éster de fosfato; silano más ácido fluorhídrico simplificado) en la resistencia de unión al microcizallamiento (MPa) de la interface cemento-cerámica en tiempo inmediato.

-Determinar la influencia del tipo de cerámicas CAD/CAM (feldespato; disilicato de litio; zirconio; zirconio modificado), en los valores de resistencia de unión al microcizallamiento (MPa) de la interface cemento-cerámica en tiempo inmediato.

3.3 **Hipótesis:**

-H01: El protocolo de tratamiento de superficie (ácido fluorhídrico y silano por separado; silano; ácido fluorhídrico; silano con monómero éster de fosfato; silano más ácido fluorhídrico simplificado) no influyen en la resistencia de unión al microcizallamiento (MPa) de la interface cemento-cerámica en tiempo inmediato.

-H02: Los tipos de cerámicas CAD/CAM (feldespato; disilicato de litio; zirconio; zirconio modificado), no influyen en los valores de resistencia de unión al microcizallamiento (MPa) de la interface cemento-cerámica en tiempo inmediato.

4. Materiales y método

4.1 **Tipo de estudio** Estudio experimental in vitro.

4.2 **Selección de la muestra**

Para el cálculo de muestra se replicó protocolos disponibles en la literatura (Perdigao y cols, 2015) en relación al tema en cuestión y los test que deben ser aplicados. Fueron necesarios 5 cuerpos de prueba ($n=5$), cada uno corresponde a un segmento de las diferentes cerámicas utilizadas) por grupo para observar una magnitud del efecto detectable entre el grupo control y los experimentales con un poder de 80% y nivel de significancia de 5% (alfa). Se utilizó las siguientes fórmulas:

$$n = f(\alpha/2, \beta) \times 2 \times \sigma^2 / (\mu_1 - \mu_2)^2$$

$$f(\alpha, \beta) = [\Phi^{-1}(\alpha) + \Phi^{-1}(\beta)]^2$$

Donde μ_1 y μ_2 son el outcome del control (30) y del grupo experimental (50) respectivamente y σ^2 es la desviación estándar (10,5), Φ^{-1} es la función de distribución acumulativa de una desviación normal estandarizada. Ajustes por cruce basados en la fórmula:

$n_{adj} = n \times 10,000 / (100 - c_1 - c_2)^2$, Donde c_1 and c_2 son los porcentajes de cruce en el control y el grupo experimental respectivamente.

Se necesitan solo 5 cuerpos ya que los materiales utilizados presentan una alta homogeneidad y la técnica de evaluación utilizada una alta sensibilidad (Microtensile OM100).

El estudio cuenta con dos variables independientes (tipo de tratamiento de superficie, tipo de cerámica) y variable respuesta continua (resistencia de unión). Para luego realizar un análisis de varianza (ANOVA) de las medias de cada variable. Se utilizó ese análisis estadístico debido a que los datos eran cuantitativos y se comportaron de forma normal.

4.3 **Variables**

4.3.1 **Variables independientes:**

-Tipo de cerámica (cualitativa, nominal):

Definición conceptual:

- **Cerámica en base a Disilicato de Litio:** cerámica inorgánica libre de metal que contiene una fase vítrea.

- **Cerámica en base a Feldespato:** cerámica inorgánica libre de metal que contiene una fase vítrea.
- **Cerámica en base a Zirconio:**
- **Zirconio Normal:** cerámica inorgánica libre de metal que no contiene fase vítrea.
- **Zirconio Modificado:** cerámica en base a zirconio estabilizado con itrio

Definición operacional:

- **Cerámica en base a Disilicato de litio:** Bloques de cerámicas, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
- **Cerámica en base a Feldespato:** Bloques de cerámicas, Vitablocs TriLuxe (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemania)
- **Cerámica en base a Zirconio Normal:** Bloques de cerámicas, Zirconia Prettau (Zirkonzahn, Alto Adige, Italia).
- **Cerámica en base a Zirconio Modificado:** Bloques de cerámicas, Prettau Anterior (Zirkonzahn, Alto Adige, Italia).

-Tipo de tratamiento de superficie (cualitativa, nominal):

Definición conceptual: Alteración de la superficie cerámica, mediante compuestos químicos, con el propósito de mejorar la unión entre esta y el cemento de resina

Definición operacional:

- **Acondicionamiento con ác. Fluorhídrico (FH):** Aplicación de ácido Fluorhídrico en gel al 5%, IPS Ceramic Eching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sobre la superficie de la cerámica, por 20 segundos y posterior lavado con agua destilada por 20 segundos.
- **Acondicionamiento con Silano (S):** Aplicación de agente de unión, Silano (Dentsply Sirona, Salzburgo, Austria), dosificado 1:1, de activador y primer, respectivamente, sobre superficie de la cerámica, con un microcepillo, se deja actuar por 60 segundos y secado con aire durante 10 segundos.
- **Acondicionamiento con Silano más monómero éster de fosfato (M):** Aplicación de Silano, Monobond N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sobre la superficie de la cerámica, con un microcepillo, se deja actuar 60 segundos y secado con aire durante 10 segundos.

- **Acondicionamiento con FH + S (FH+S):** Se aplica FH de la forma antes descrita, y posteriormente se aplica S, respetando los mismos tiempos antes descritos.

- **Acondicionamiento con FH + M (FH+M):** Se aplica FH de la forma antes descrita, y posteriormente se aplica M, respetando los mismos tiempos antes descritos.

- **Acondicionamiento simplificado (Monobond Echt&Prime) (EP):** Se Aplica Monobond echt&prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) en la superficie de la cerámica frotando por unos 20 segundos, luego se deja actuar por 40 segundos, se lava por 10 segundos y finalmente se seca la superficie con aire por 10 segundos.

4.3.2 Variables Dependientes:

Resistencia de unión (cuantitativa, continua):

Definición conceptual: Es la fuerza que impide la separación de dos estructuras.

Definición operacional: Valores obtenidos al someter los cuerpos de estudio, a una prueba bajo carga de cizallamiento constante, cuyo resultado en Newtons y su relación con el área transversal del cuerpo de prueba, permiten la obtención de la resistencia en Mega Pascales - MPa, utilizando la fórmula que posteriormente será descrita.

4.4 Forma de recolección de datos

Una vez obtenidos los cuerpos de muestra, los 3 operadores calibrados los sometieron a una prueba bajo carga de cizallamiento constante en la máquina de ensayos Microtensile “OM100, ODEME, Dental Research”, a una velocidad de ensayo de 0,5 mm/min hasta el punto de fractura. La carga se mide en Newtons y fue convertida en resistencia al cizallamiento en MPa (Fuerza (F) por Área).

$$F \text{ (Newton)} = \frac{\mu\text{SBS (MPa)}}{\text{Área (mm}^2\text{)}}$$

F (Newton): Valor obtenido en la máquina Microtensile OM100

Área: Delimitada en la cinta con el perforador de goma (diámetro 0,7 mm)

Luego se ingresaron al programa Microsoft Excel para hacer análisis estadístico.

4.5 Control de sesgos y limitaciones

Una limitación es que es un estudio experimental in vitro y los resultados son en tiempo inmediato. Además, sólo se sometieron a prueba determinados materiales dentales de marca comercial específicos, y actualmente existen en el mercado una amplia gama de ellos, con composiciones únicas. Los productos químicos y concentraciones específicos utilizados en cada uno pueden tener diferentes interacciones con el método de tratamiento de la superficie.

El sesgo de medición pudo haber surgido de un error en la recolección de datos al someterlo a prueba en la máquina Microtensile OM100. Para eliminarlo, el alambre de ortodoncia se debió posicionar lo más próximo a la interface cemento-cerámica para ejercer correctamente la fuerza.

El sesgo del instrumento se eliminó con la calibración por concordancia en conformidad de los operadores a través de un estudio piloto. Además, se tomaron varias muestras para eliminar algún resultado defectuoso

4.6 Consideraciones bioseguridad

Se trabajó en el laboratorio de la Universidad de Valparaíso, debiendo ingresar con delantal, guantes, mascarilla y lentes de protección. Se tuvo especial cuidado con el ácido fluorhídrico porque es un ácido débil y puede quemar la piel.

4.7 Análisis Estadístico

Los datos de resistencia de unión adhesiva, fueron analizados separadamente, usando ANOVA de 1 vía (variables independientes: a las 24 horas), ANOVA de 2 vías para comparar los diferentes tratamientos de superficie entre ellas, y por último test de Tukey's pos hoc para realizar el análisis de comparación múltiple. Nivel de significancia: 0,05 Intervalo de confianza 95%. Se utilizó el software ESTATISTIC.

4.8 Plan de trabajo

4.8.1 Materiales usados en este estudio:

Todos los materiales utilizados para la preparación de las muestras se describen en la Tabla II. La composición de cada uno de los materiales utilizados se puede ver en la siguiente tabla.

Material / N° de Lote	Fabricante	Composición	Presentación
IPS e.max CAD	Ivoclar vivadent	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ y otros óxidos	
Prettau Anterior	Zirkonzahn	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , SiO ₂ , Fe ₂ O ₃	
Prettau	Zirkonzahn	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , SiO ₂ , Fe ₂ O ₃ , Na ₂ O	
VITABLOCS TriLuxe Forte	VITA ZAHNFABRIK	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂	
Silano 103602H	Dentsply	Silano, Etanol, Ácido acético	
IPS Ceramic Etching Gel U39349	Ivoclar Vivadent	Ácido Fluorhídrico 5%	
Monobond N U03526	Ivoclar Vivadent	Etanol, Ester de ácido fosfórico metacrilatado	
Monobond etch&prime U10661	Ivoclar Vivadent	Butanol, Trifluoruro dihidrogeno tetrabutilamonio, Ester de ácido fosfórico metacrilatado, Bis (trietoxisilil) etano	
Variolink II T32910 - T44865	Ivoclar Vivadent	Bis- GMA, Dimetacrilato de uretano, Trietilenglicoldimetacrilato, Relleno de vidrio de bario (silanizado), Trifluoruro de iterbio, Óxidos mixtos (silanizados), Vidrio de fluorsilicato Ba- Al, Catalizadores y estabilizadores, Pigmentos	
Bis – GMA: bisfenol glicidil metacrilato			

Tabla II: Materiales utilizados con su respectivo nombre comercial, nombre del fabricante y el número de lote

4.8.2 Preparación de la muestra:

Se prepararon 5 bloques de cada material: Disilicato de litio (IPS e.max CAD), Feldespato (Vitablocs TriLuxe), Zirconio normal (Zirconio Prettau) y Zirconio modificado (Prettau Anterior). Ellos fueron instalados dentro de cilindros de cloruro de polivinilo (PVC) de 12mm de alto y con un diámetro de 19,5 mm| (Figura 12.A) y fijados con compuestos de modelar (Figura 12.B)

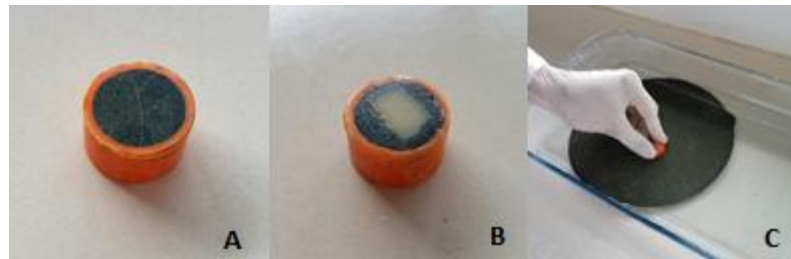


Fig. 12: Preparación de la muestra. A) PVC con compuesto de modelar, B) Cuerpo de cerámica ajustado en el compuesto de modelar, C) Lijado en lija 600 del cuerpo cerámico.



Fig. 13: Cerámicas de D, F, ZN y ZM (de izquierda a derecha)

Luego las superficies fueron regularizadas con una lija al agua 600, dentro de un recipiente de vidrio con agua, usando movimientos circulares en sentido horario durante 1 min (Figura 12.C). Los cuerpos obtenidos fueron sometidos a un lavado en agua destilada en un ultrasonido durante 10 min para limpiar la superficie. Una vez secados, los cuerpos se dividieron según el tipo de cerámica, y cada grupo de cerámicas se dividió según la siguiente tabla:

Cerámica/Tratamiento de superficie	FH	S	M	FH+S	FH+M	EP
Feldespato	F.FH	F.S	F.M	F.FH+S	F.FH+M	F.EP
Disilicato de Litio	D.FH	D.S	D.M	D.FH+S	D.FH+M	D.EP
Zirconio normal	Zn.FH	Zn.S	Zn.M	Zn.FH+S	Zn.FH+M	Zn.EP
Zirconio modificado	Zm.FH	Zm.S	Zm.M	Zm.FH+S	Zm.FH+M	Zm.EP

Tabla III: Resumen de tratamiento de superficie (horizontal) en cada tipo de cerámica (vertical)

FH: ácido Fluorhídrico
 S: Silano
 M: Monobond
 EP: Etch&Prime

F: Feldespato
 D: Disilicato de Litio
 Zn: Zirconio Normal
 Zm: Zirconio Modificado

Tratamientos de Superficie:

Cada cuerpo, luego de ser lavado con el ultrasonido, fue marcado en la periferia de la cerámica con lápiz grafito (Figura 14.A), se posicionaron sobre este una cinta doble fase (Figura 14.B), se retira, y dentro de la marca se realizaron orificios con un perforador de goma dique en su menor diámetro (0,7 mm) (Figura 14.C). Esto permite delimitar el área de manera estándar para los tratamientos de superficie.

Luego se reposicionó y se adaptó con un instrumento de punta roma (Figura 13.D)

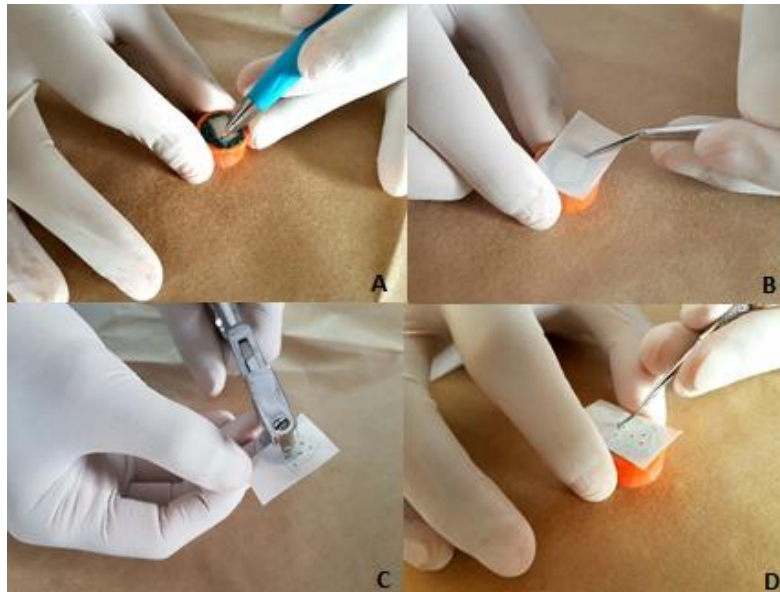


Fig. 14: Proceso de ajuste de cinta adhesiva A) Marcado de periferia con lápiz grafito; B) Posicionamiento de cinta; C) Perforación de cinta con perforador de goma dique; D) Reposicionamiento

Sobre cada orificio de la cinta, se aplicó el material especificado en cada subgrupo con un microcepillo, de acuerdo al protocolo a seguir. Cada grupo de cerámica se trató con distintos tratamientos de superficie, los cuales serán descritos en la tabla IV

Cerámicas				
Tratamiento de superficie	Disilicato de litio	Feldespatos	Zirconio normal	Zirconio modificado
FH	- *Aplicar FH por 20 s - Lavar por 30 s - Secar por 10 s	- *Aplicar FH por 60 s - Lavar por 70 s - Secar por 10 s	- *Aplicar FH por 20 s - Lavar por 30 s - Secar por 10 s	- *Aplicar FH por 20 s - Lavar por 30 s - Secar por 10 s
S	- **Dosificar contenido de ambos frascos en partes iguales. - Mezclarlos con un tip hasta obtener mezcla homogénea. - Con un tip nuevo aplicarlo en la superficie. - Dejar actuar por 60 s - Airear por 10 s	- **Dosificar contenido de ambos frascos en partes iguales. - Mezclarlos con un tip hasta obtener mezcla homogénea. - Con un tip nuevo aplicarlo en la superficie. - Dejar actuar por 60 s - Airear por 10 s	- **Dosificar contenido de ambos frascos en partes iguales. - Mezclarlos con un tip hasta obtener mezcla homogénea. - Con un tip nuevo aplicarlo en la superficie. - Dejar actuar por 60 s - Airear por 10 s	- **Dosificar contenido de ambos frascos en partes iguales. - Mezclarlos con un tip hasta obtener mezcla homogénea. - Con un tip nuevo aplicarlo en la superficie. - Dejar actuar por 60 s - Airear por 10 s
M	- **Aplicar M por 60 s - Airear suave por 10 s	- **Aplicar M por 60 s - Airear suave por 10 s	- **Aplicar M por 60 s - Airear suave por 10 s	- **Aplicar M por 60 s - Airear suave por 10 s
FH+S	- *Realizar pasos del FH en D. - **Repetir pasos de S en D	- *Realizar pasos del FH en F. - **Repetir pasos de S en F	- *Realizar pasos del FH en ZN. - **Repetir pasos de S en ZN	- *Realizar pasos del FH en ZM. - **Repetir pasos de S en ZM
FH+M	- *Realizar pasos del FH en D. - **Repetir pasos de M en D	- *Realizar pasos del FH en F. - **Repetir pasos de M en F	- *Realizar pasos del FH en ZN. - **Repetir pasos de M en ZN	- *Realizar pasos del FH en ZM. - **Repetir pasos de M en ZM
EP	- *Frotar por 20 s - Dejar actuar por 40 s - Lavar por 10 s - Secar por 10 s	- *Frotar por 20 s - Dejar actuar por 40 s - Lavar por 10 s - Secar por 10 s	- *Frotar por 20 s - Dejar actuar por 40 s - Lavar por 10 s - Secar por 10 s	- *Frotar por 20 s - Dejar actuar por 40 s - Lavar por 10 s - Secar por 10 s

Tabla IV: Pasos de los distintos tratamientos de superficie en cada tipo de cerámica

**Previo al reposicionamiento de la cinta con agujeros*

***Posterior al reposicionamiento de la cinta con agujeros.*

Cabe destacar que los protocolos para el tratamiento de superficie que utilicen grabado con FH y EP se realizaron previos al reposicionamiento de la cinta con los orificios. Esto evitó que la cinta perdiera sus propiedades adhesivas. Los otros tratamientos se realizaron directamente en cada orificio una vez reposicionada la cinta.

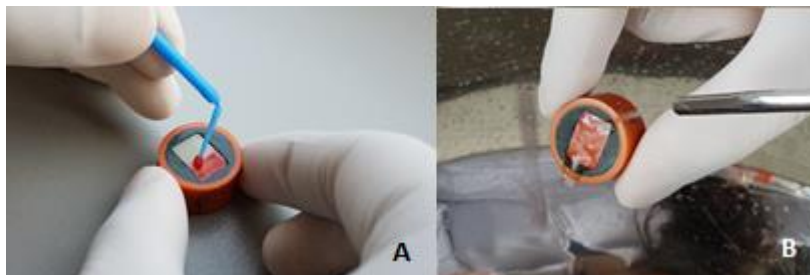


Fig. 15: Aplicación de FH sobre la superficie cerámica. A) Aplicación de FH con un microcepillo B) Lavado del ácido con chorro de agua de la jeringa triple

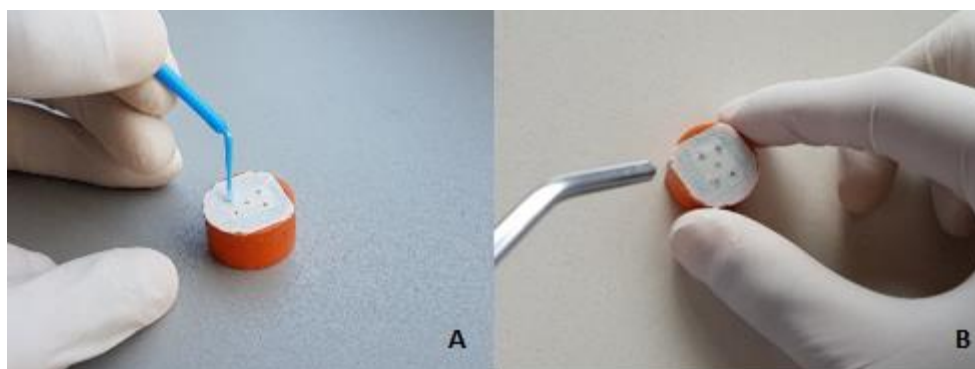
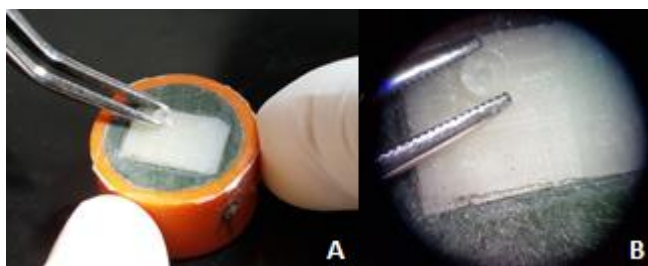


Fig. 16: Aplicación de S o M. A) Aplicación con microcepillo de S o M; B) Aireado

Fig. 17: Posicionamiento del tygon sobre el cuerpo cerámico. A) Visión directa B) Acercamiento con lupa



Una vez realizado el protocolo, se retiró la parte no adherente de la cinta doble fase. Sobre cada orificio se posicionó un cilindro de goma (tygon) de 1 mm de alto, 2,5 mm de diámetro, con una apertura circular en el centro de 0,38 mm. La apertura de

cada tygon debe coincidir con los orificios de la goma. El posicionamiento se realizó en una lupa binocular OLYMPUS SZ60 (Figura 17.B).

Luego de posicionados todos los tygon, se depositó dentro de cada uno cemento de variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) hasta llenarlo por completo para después ser fotocurado con lámpara LED por 20 segundos (Lediton, Ivoclar Vivadent) (Figura 18.B). Las muestras se guardaron por 24 hrs. en agua destilada a 37°C en un horno de cultivo.



Fig. 18 : Restauración de los cuerpos de muestras con Variolink II. A)Aplicación del cemento con bisturí n°11; B)Fotopolimerización; c) Cuerpo completamente restaurado.

Las muestras se testearon bajo carga de microcizallamiento constante en la máquina de ensayos OM100, ODEME, Dental Research (Figura 19) a una velocidad de ensayo de 0,5 mm/min hasta el punto de fractura (Figura 20)



Fig. 19: Máquina Universal Microtensile OM100

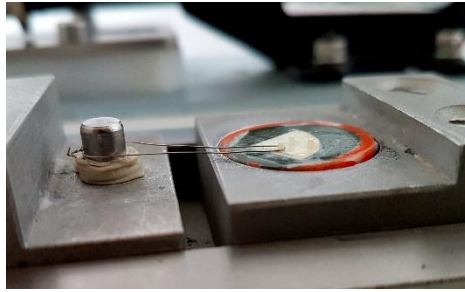


Fig. 20: Proceso de microcizallamiento.

Los resultados obtenidos en Newtons (N) fueron transformados a Megapascuales (MPa) para luego realizar el análisis estadístico.

5. Resultados

Los valores medios (MPa) y la desviación estándar para todos los grupos se presentan en la Tabla V. FH+S tuvo un buen comportamiento en Feldespato y Disilicato de Litio, siendo la mejor opción para este último. Solo estas dos cerámicas se mostraron sensibles al tratamiento de S. El EP se comportó bien y estable en todas las cerámicas. FH resultó ser la peor técnica adhesiva para todas las cerámicas. Solo los substratos Feldespato y Disilicato de litio mostraron sensibilidad al acondicionamiento con S y FH + S.

Técnica adhesiva	Substrato			
	Feldespato	Zn Modificado	Disilicato litio	Zn Normal
FH	8,7 ± 3,8 B,c	3,3 ± 1,5 C,c	13,4 ± 3,2 A,c	1,2 ± 1 C,d
FH + M	25,4 ± 6,8 B,a	27,8 ± 7,7 A,a	24,3 ± 5 B,b	22,2 ± 6,5 B,ba
EP	26,2 ± 6,9 B,a	22,6 ± 6,6 C,b	31,2 ± 6,5 A,a	21,3 ± 5,2 C,b
M	24,1 ± 6,8 B,b	27,7 ± 7,5 AB,a	25 ± 6,7 B,b	24,7 ± 6 B,a
S	23,5 ± 6,7 B,b	9,6 ± 4,2 C,c	28,8 ± 6,8 A,b	10,2 ± 3,8 C,c
FH + S	29,3 ± 2,4 B,a	6,5 ± 1 C,c	37,6 ± 3 A,a	5,7 ± 2 C,d

Tabla V: Resumen de resultados de las técnicas adhesivas sobre cada tipo de cerámica.

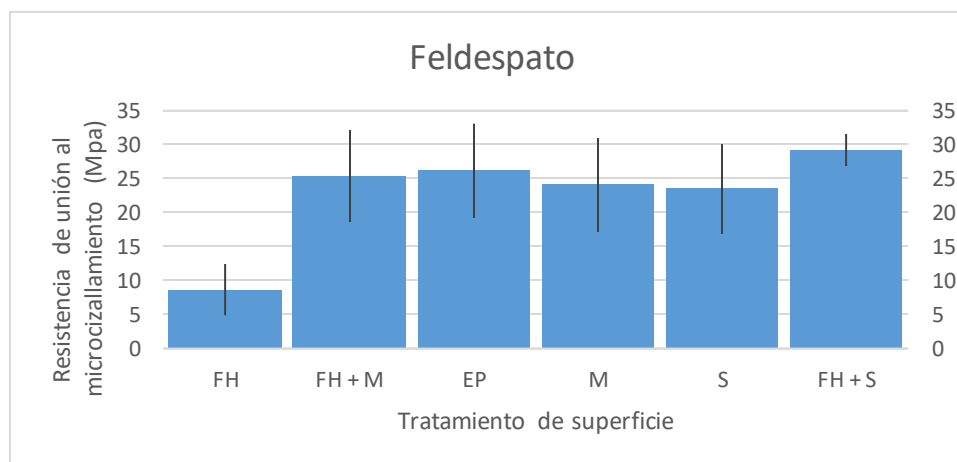


Fig. 21: Resultados de los tratamientos de superficie para el Feldespato

La mejor técnica para Feldespato resultó ser FH+S (29,3 ± 2,4 MPa), FH+M (25,4 ± 6,8 MPa) y EP (26,2 ± 6,9 MPa), siendo estadísticamente superior al resto.

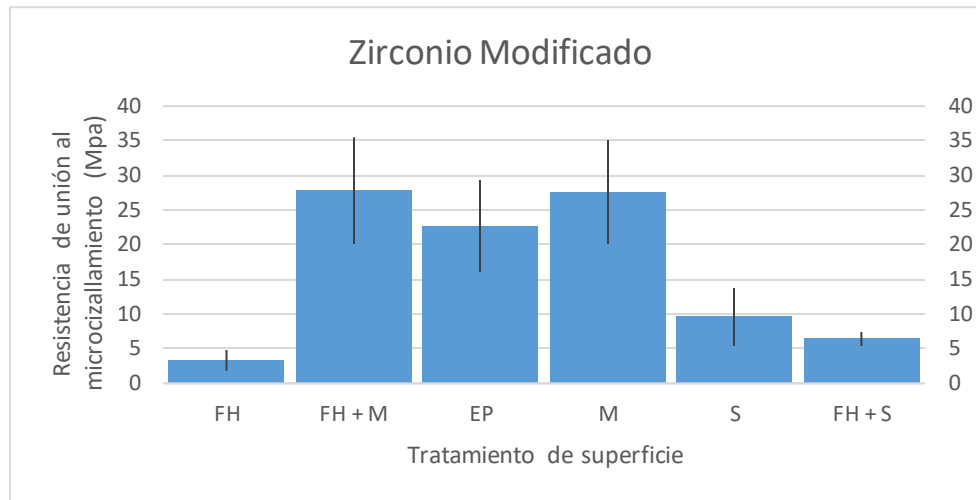


Fig. 22: Resultado de los tratamientos de superficie para zirconio Modificado.

El Zirconio Modificado mostró un buen comportamiento con FH+M ($27,8 \pm 7,7$ MPa) y M ($27,7 \pm 7,5$ MPa).

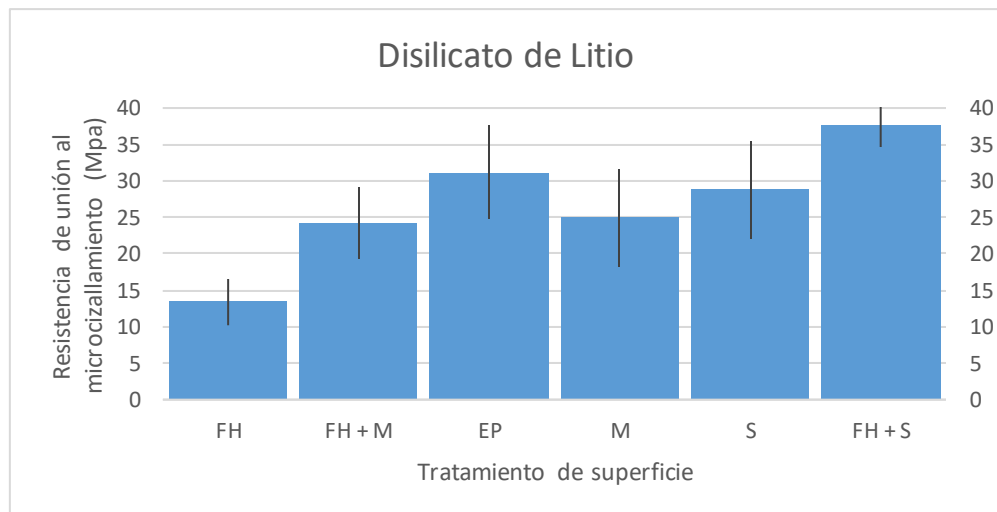


Fig. 23: Resultados de los tratamientos de superficie para Disilicato de litio.

La adhesión al Disilicato de Litio fue mayor con FH+S ($37,6 \pm 3$ MPa) y con EP ($31,2 \pm 6,5$ MPa), siendo los valores más altos obtenidos.

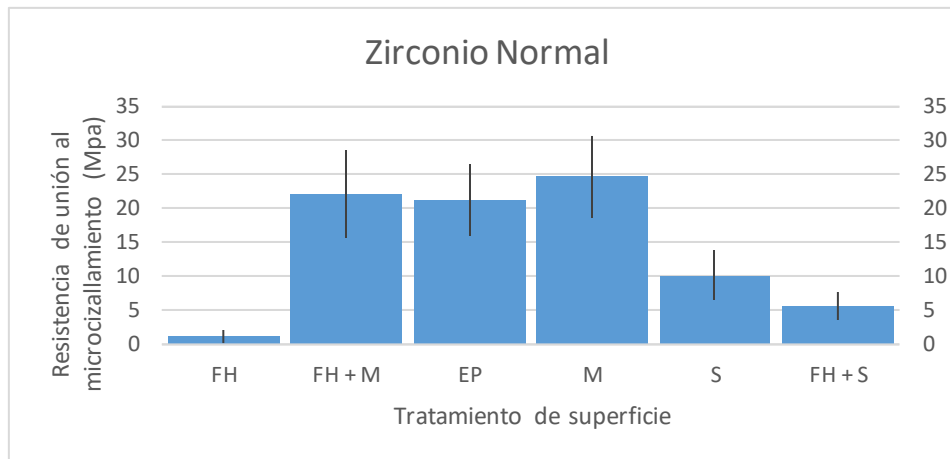


Fig. 24: Resultados de los tratamientos de superficie para Zirconio Normal.

El Zirconio Normal, al igual que el modificado, obtuvo mejores resultados con FH+M ($22,2 \pm 6,5$ MPa) y M ($24,7 \pm 6$ MPa).

Los resultados obtenidos se resumen en el siguiente gráfico:

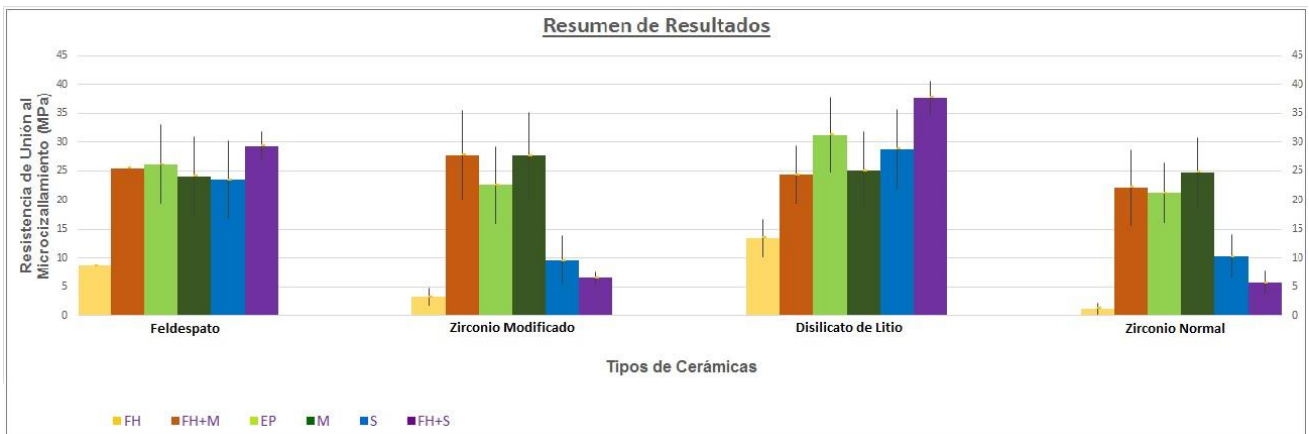


Fig. 25: Resumen de resultados de las técnicas adhesivas sobre cada tipo de cerámica.

6. Discusión

Este estudio utilizó como control la aplicación de ácido fluorhídrico seguido de un silano puro, y demostró que los diferentes tratamientos experimentales de superficie (silano; ácido fluorhídrico; silano con monómero éster de fosfato; silano más ácido fluorhídrico simplificado) en la cerámica, en general, si influyen en los valores de la resistencia de unión al microcizallamiento de la interface cemento-cerámica en tiempo inmediato, por lo que la hipótesis nula es rechazada parcialmente.

Al respecto de los tratamientos de superficie, el protocolo control (ácido fluorhídrico seguido de silano) demostró altos valores de resistencia de unión en cerámicas de alto contenido de vidrio (Feldespatos, Disilicato de litio), concordando con la literatura científica que lo posiciona como el tratamiento Gold standard, por lo que es un protocolo seguro para ser utilizado. Por otro lado, este mismo comportamiento no fue observado en con las cerámicas que no tienen vidrio como las de zirconio, a las que no les hace ningún efecto.⁽³⁵⁾ Esto concuerda con un estudio en cerámicas realizado por Perdigão et al⁽⁵¹⁾, si bien su objetivo fue evaluar la influencia de la concentración de ácido fluorhídrico en la resistencia de unión al microcizallamiento, ellos demostraron que la adhesión óptima se logra con el grabado de la superficie mediante este protocolo⁽⁵¹⁾, señalando que el grabado es responsable tanto de aumentar la superficie de contacto como de mejorar la interacción entre el agente cementante con la cerámica; y el silano previo mejora la adhesión mediante una unión química⁽⁵¹⁾. Lo mismo sostienen Kalavacharla et al⁽³⁵⁾ que demostraron que los valores de resistencia de unión al cizallamiento utilizando el protocolo de ácido fluorhídrico seguido de silano en cerámicas de Disilicato de Litio fueron más altos que en los grupos donde utilizaron únicamente silano tradicional⁽³⁵⁾. El silano como agente de unión químico para enlaza el sustrato orgánico (materiales basados en resina) a lo inorgánico (cerámica),^(21, 35) fue utilizado por primera vez hace 60 años y posteriormente introducido a la odontología por Bowen y Rodríguez, quienes desarrollaron una resina compuesta adicionando partículas de relleno silanizadas a la resina Bis-GMA.⁽⁵¹⁾ El ácido fluorhídrico reacciona con la matriz de vidrio que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos, luego esta matriz es selectivamente retirada y la estructura cristalina queda expuesta para la retención micromecánica de la cerámica⁽²¹⁾. La concentración del ácido fluorhídrico aplicada en la superficie de la cerámica, influye en la resistencia de unión al microcizallamiento entre cemento de resina y cerámica, siendo proporcional la concentración al patrón de grabado. Las de 1% y 2,5% mostraron diferencias significativas en comparación a las de 10% y 15%, ya que al tener baja concentración no son capaces de disolver la fase vítrea.⁽⁵²⁾

La simplificación es una característica buscada en la odontología, sin embargo esto puede hipotéticamente disminuir las propiedades de los materiales. El tratamiento

de superficie EP de nuestro estudio al ser un protocolo simplificado, se cree que podría tener una menor concentración de silano o del primer de MDP en su composición, llevando a una disminución en sus propiedades adhesivas. Por el contrario, nuestros resultados en el tiempo inmediato esto no fue observado. Su composición logró unir el acondicionamiento ácido y el tratamiento químico en un solo paso,⁽³²⁾ sin comprometer los valores de resistencia de unión siendo estable en todos los sustratos (cerámica vítreas y zirconios) y la mejor estrategia para Disilicato de litio. Esto se puede deber a que EP dentro de su composición presenta monómero de éster de fosfato,⁽³²⁾ que demostró buenos resultados en la resistencia de unión a la cerámica comparado con silano. Dos monómeros de éster de fosfato (EP: Epricord opaque primer, AZ: AZ primer) fueron evaluados por Takeuchi K et al ⁽⁵²⁾ quienes midieron la resistencia de unión al cizallamiento de la interface cemento de resina y zirconio utilizando luego de envejecimiento por termociclaje, mostrando altos valores de resistencia de unión. En cuanto al Disilicato de litio, al tener mayor porcentaje de cristales incluidos en la matriz vítrea [60-70% (p/p)]⁽⁵³⁾, lo hace más resistente, sin comprometer la sensibilidad al acondicionamiento ácido y posterior silanización⁽⁵³⁾. Según un estudio realizado por Alencar et al, y Colares et al ⁽⁵⁵⁾. donde se midió la resistencia de unión a la microtracción entre bloques cerámicos, pretratados con ácido fluorhídrico y unidos con resina compuesta, mostró que el Disilicato de litio promueve valores de resistencia mayores al cizallamiento (21,1±5,2 MPa), comparado con Feldespato (14,4 ±4,4 MPa).⁽⁵⁴⁾ Comparándolo a nuestro estudio, a pesar de utilizar cemento de resina y no resina compuesta, se observan resultados proporcionalmente similares, siendo más altos en Disilicato que en Feldespato, a pesar de tener una composición vítrea menor al Feldespato, la incorporación de cristales mejora su resistencia, disminuyendo fallas cohesivas en cerámicas^(52, 54). Sin embargo, es necesario esperar estudios de longevidad que demuestren la estabilidad de los valores de resistencia de unión.

Otro ejemplo de simplificación es el Monobond N, que ha combinado distintos compuestos con el fin de lograr mayor versatilidad en sus indicaciones ⁽⁵⁵⁾ Dentro de su composición también se encuentran metacrilatos funcionales en conjunto al silano, logrando buenos resultados de resistencia de unión al cizallamiento en cerámicas de Zirconio⁽⁵⁶⁾ en comparación con los obtenidos con un silano puro tradicional (silano de la Dentsply). En este sentido, Matinlinna et al compararon protocolos utilizando solamente silano, con otro que incorporó monómero de éster de fosfato, y concluyeron que la resistencia de unión fue significativamente mayor con la incorporación de este compuesto⁽⁵⁶⁾ Incluso señalan que aumentó su resistencia con Zirconio modificado⁽⁵⁶⁾ lo que también se vio reflejado en los resultados obtenidos en este estudio. Ambos productos son puestos en el mercado como si fueran lo mismo, ya que no se da énfasis en que el Monobond N suma otro componente químico de enlace⁽⁵⁵⁾ . Esto puede inducir a un error clínico, al omitir que este producto presenta mayor versatilidad que otros agentes de enlaces y se utilizarían sistemas convencionales en materiales que

no están indicados, como en Zirconio esperando igual desempeño. Lo anterior queda demostrado en este estudio donde se puso a prueba por separado al silano tradicional puro y a Monobond N que incluye ésteres de monómero ácido, observando una mejora en la resistencia de unión con Monobond N. Por otra parte, en conjunto a la aplicación previa del ácido fluorhídrico los valores obtenidos fueron mayores con silano tradicional, pudiéndose deber a que la estrategia con un sistema de un producto que está mezclado (Monobond N) implica que la concentración de silano disminuya, lo que pudiera no ser tan efectivo como el Gold standard.

Posiblemente, el silano puede perder sus propiedades activas para su unión a vidrios, ya que se hidroliza en un medio ácido.⁽⁹⁾ Como se ha visto en protocolos simplificados de sistemas adhesivos, donde es cuestionada la incorporación de silano. Sin embargo, la presencia de agua en los sistemas adhesivos, sería el principal factor de liberación de protones que lo desestabilizaría⁽⁵⁷⁾. Por el contrario, el Monobond N al no ser una solución acuosa, no produciría la liberación de protones. Esto demuestra que el silano ha tenido estabilidad para poder interactuar con las cerámicas en el tiempo inmediato, ya que no está presente una solución acuosa que lo hidrolice.

Al analizar los diferentes tipos de cerámicas CAD/CAM (Feldespato; Disilicato de litio; Zirconio; Zirconio modificado), sí hubo diferencias estadísticamente significativas en los valores de resistencia de unión al microcizallamiento de la interface cemento-cerámica en tiempo inmediato, por lo que se rechaza parcialmente la hipótesis nula.

Dentro de las cerámicas evaluadas, el Disilicato de litio demostró los valores más altos de resistencia de unión a los protocolos que contienen adhesión química e incluso mecánica. Considerando sus buenas características estéticas (no mejor a cerámica feldespática), lo consolidan como una opción clínica versátil para tratamientos del sector anterior y posterior.⁽⁵⁸⁾

Pese a la disminución de la cantidad de óxidos de zirconio en la versión modificada (para mejorar sus características estéticas)⁽⁵⁹⁾, tanto el protocolo solo de ácido fluorhídrico como convencional no fueron efectivo en obtener valores aceptables de resistencia de unión. Por ende, las nuevas propuestas de adhesión son en base a monómeros de éster de fosfato, las cuales han dado resultados positivos⁽⁶⁰⁾. Los monómeros de MDP fueron originalmente diseñados para la adhesión a óxidos de metales.⁽²⁹⁾ Asimismo, la superficie del Zirconio se le han incorporado óxidos (ZrO_2) lo que le da características similares a la superficie del metal, haciéndola compatible con el MDP, que se une químicamente a los grupos hidroxilos de la superficie de Zirconio y el éster de fosfato del monómero de MDP⁽²⁹⁾.

Está probado que el protocolo convencional de grabado con ácido fluorhídrico más silanización, es efectivo en cerámicas con alto contenido de sílice [50–60% (p/p)]⁽⁶¹⁾, como las Feldespáticas y Disilicato de litio⁽⁶¹⁾ pero no han tenido buen

desempeño en materiales de alta resistencia como Zirconio, cuyo contenido de sílice es menor al 1% (p/p).⁽⁶²⁾ Como se demostró en un estudio realizado por Tefvik Yavuz et al, donde midieron la resistencia de unión mediante la prueba de macrotracción utilizando cerámicas de Disilicato de litio (IPS e.max empres) y Zirconio (Vita In-Ceram Zirconia), tratadas con ácido fluorhídrico al 5% más silanización. Observaron valores de resistencia de unión mayores para Disilicato de Litio (26.07 ± 5.84) que Zirconio (16.72 ± 3.39). Además, implementando microscopía electrónica observaron que Disilicato de Litio tenían más microrrugosidades en su superficie que las de Zirconio⁽⁶³⁾. A pesar de que utilizaron macrotracción, coincide con los resultados obtenidos en este estudio, donde Zirconio normal y Zirconio modificado obtuvieron los valores de resistencia de unión más bajos. A pesar que el Zirconio modificado tiene menor cantidad de óxido de Zirconio, no fue más sensible al acondicionamiento ácido ni al Silano tradicional y tampoco demostró mayor resistencia de unión con respecto al Zirconio normal en el tiempo inmediato. Incluso, ambos grupos, especialmente el Zirconio normal, mostraron fallas adhesivas pre-prueba con un alto porcentaje de cuerpos de prueba perdidos producto a su poca sensibilidad al tratamiento ácido. Como fue dicho anteriormente, esto se podría deber a que el ácido fluorhídrico solamente actúa disolviendo la fase vítrea, aumentando la rugosidad de la superficie para la retención micromecánica, siendo ineficiente en la fase cristalina.⁽⁶⁴⁾ La modificación estructural de la superficie de Zirconio podría ser realizada a través de técnicas de arenado, compensando la falta de rugosidad provocadas por el ácido fluorhídrico. Si bien no fue una variable del estudio, la literatura sugiere que el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 μm podría mejorar la resistencia de unión⁽⁵³⁾.

La selección y el uso del tipo de prueba más factible para testear la resistencia de unión, es un parámetro importante a considerar cuando se realiza un estudio in-vitro, ya que puede influir en los resultados⁽⁶⁵⁾. Se ha descrito en la literatura problemas con la validez de las mediciones en los test de tracción, como fallas cohesivas, esto se explicaba porque la fuerza aplicada no era uniforme y se concentraba en el sustrato más que en la propia interfaz⁽⁶⁵⁾. Otro factor importante a evaluar es el tamaño de la muestra, si esta tiene una dimensión reducida es mejor porque se obtiene una distribución homogénea en el área a ser evaluada⁽⁴⁹⁾. Por esta razón, en este estudio se aplicó la prueba de microcizallamiento. Ahora bien, se podría haber optado por la microtracción, pero tiene la desventaja de necesitar el corte de las muestras para poder aplicar la prueba, lo que genera defectos estructurales en aquellas que son frágiles como las cerámicas⁽⁶⁶⁾. Como señala Sadek y et al, al testear esmalte se observaron microfracturas influyendo negativamente en los resultados de resistencia de unión.⁽⁶⁷⁾

Dentro de las limitaciones de este estudio y acorde a nuestros resultados, se recomienda el uso de los tratamientos de superficie de la siguiente forma:

Para zonas de alto impacto, como el sector posterior, materiales de alta resistencia serían los indicados, como Zirconio, aplicando el protocolo de superficie que incluya

monómeros de éster de fosfatos. En zonas que requieran mayor estética, cerámicas vítreas como Feldespato y Disilicato de litio, acondicionadas con ácido fluorhídrico y posterior silanización o el protocolo simplificado, sería lo más adecuado para lograr una resistencia de unión óptima. De acuerdo al tratamiento rehabilitador, en algunos casos predomina lo macromecánico sobre la adhesión, como por ejemplo en prótesis fija e incrustaciones metálicas, que requieren de una preparación dentaria para dar el anclaje. A diferencia de las carillas, endocrown o incrustaciones estéticas, donde el protocolo adhesivo es fundamental.

Se sugieren estudios in vitro a largo plazo que evalúen la estabilidad de la unión cemento-cerámica de los protocolos utilizados en este estudio, especialmente EP, y que sean almacenados en medios de envejecimiento acelerado como suero, hipoclorito con distintos %, agua destilada o saliva artificial. Lo anterior junto con estudios que sometan los cuerpos a termociclaje, buscando reproducir las condiciones del medio oral, e idealmente realizar estudios clínicos.

7. Conclusiones

Con las limitaciones de este estudio, podemos concluir que:

El protocolo simplificado (Monobond echt&prime) obtuvo un buen comportamiento en Disilicato de litio comparado al Gold standard presentándose como una alternativa confiable en el tiempo inmediato

La modificación en las formulas clásicas de los silanos (Dentsply) con la incorporación de compuestos reactivos con óxidos (Monobond N) demostraron aumentar la versatilidad de estos productos haciéndolos compatibles con todas las cerámicas y zirconios evaluados.

Los protocolos simplificados presentaron buen comportamiento en todas las cerámicas sin embargo Monobond N destaco cuando fue aplicado en ambos zirconio presentado resultados de resistencia de unión más altos que Monobond echt&prime

Los tipos de cerámicas fueron un factor influyente en los valores de resistencia de unión al microcizallamiento en el tiempo inmediato, ya que dependiendo de la presencia o no de fase vítrea se produce variación de los valores en un mismo protocolo, cabe destacar que la diferencia de concentración de óxido de zirconio no influyo en los resultados.

8. Resumen

Título: EFECTO DE DIFERENTES TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE DE CERAMICAS-CAD/CAM EN LA RESISTENCIA DE UNIÓN AL MICROCIJALLAMIENTO

Introducción: Las cerámicas dentales buscan amplia indicación clínica mejorando resistencia y estética, generando variaciones en los tratamientos de superficie previos a la cementación. La búsqueda de protocolos simplificados y aplicables a diferentes cerámicas ha sido propuesta, existiendo controversias en su efectividad y poca información para nuevos tipos cerámicos.

Objetivo: Evaluar el efecto de diferentes tratamientos de superficies de cerámicas-CAD/CAM en la resistencia de unión al microcizallamiento(RUM) cemento-cerámica.

Materiales y Método: Se utilizaron 4 cerámicas(n=20): Feldespática(VitaBlocs, Control), Disilicato de Litio(IPSe.maxCAD), Zirconio Normal(Zirkonzahn) y Zirconio Modificado(Prettau, Zirkonzahn). Se delimitó el área adhesiva para aplicar los tratamientos de superficie: 1)Ac.fluorhídrico5%+Silano(MonobondN) separados(FH.S.Control); 2)Ac.fluorhídrico5%(FI); 3)Silano+Ac.Fluorhídrico en paso único(Monobondetch&prime, EP); 4)Silano(S); 5)Monómeros de fosfato(Monobond N)+Ac.fluorhídrico5%(FH+M); 6)Monómeros de fosfato(M). Cinco cilindros (1mm altox0,38mmØ) de cemento resinoso(VariolinkII) por muestra fueron realizados sobre las superficies tratadas y fotopolimerizados(20s). Luego de 24hrs/37°C en agua destilada fueron sometidos a prueba de RUM(0,5 mm/min) hasta fracturarlos. Datos analizados con test ANOVA y test Tukey($\alpha=0,05$).

Resultados: La mayor RUM(MPa) fue Disilicato de Litio con FH+S(37,6 \pm 3) y EP(31,2 \pm 6,5)p<0,05. EP y M obtuvieron buenos resultados en todas las cerámicas. Cerámicas sensibles a FH fueron Feldespato(8,7 \pm 3,8) y Disilicato de Litio(13,4 \pm 3,2). La mejor estrategia para ambos Zirconios fue FH+M y M.

Conclusión: EP se comportó de forma estable en todos los sustratos, siendo mejor estrategia para Disilicato de Litio. Los monómeros de fosfato favorecieron la RUM en todas las cerámicas. Feldespato y principalmente Disilicato de Litio mostraron ser sensibles a FH.

9. Bibliografía

1. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry* : JCD. 2010;13(4):195-203.
2. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007;12:253-63.
3. Santos MO, do Amaral FL, França FM, Basting RT. Influence of translucence/opacity and shade in the flexural strength of lithium disilicate ceramics. *J Conserv Dent*. 2015;18(5):394-8.
4. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-35.
5. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):333-52, ix.
6. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2008;24(8):1107-13.
7. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*. 2007;86(2):142-6.
8. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2009;30(29):5279-82.
9. Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2010;31(8):2043-54.
10. Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, et al. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(3):262-70.
11. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res*. 2012;91(8):800-4.
12. Luthra R, Kaur P. An insight into current concepts and techniques in resin bonding to high strength ceramics. *Aust Dent J*. 2016;61(2):163-73.
13. Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Platt JA, Correr-Sobrinho L. Influence of glazed zirconia on dual-cure luting agent bond strength. *Oper Dent*. 2012;37(2):181-7.
14. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):453-61.
15. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*. 1998;14(1):64-71.
16. Heikkinen TT, Lassila LV, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand*. 2007;65(4):241-8.

17. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci.* 2005;13(2):101-9.
18. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.* 2009;34(3):280-7.
19. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater.* 2004;20(8):778-87.
20. Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):253-9.
21. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;23(5):250-7.
22. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13(2):131-5.
23. Ozcan M, Allahbeikaraghi A, Dundar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig.* 2012;16(1):15-23.
24. Guzmán Thoms JP, González Bustamante H, Salgado Montoya M. Influencia del tiempo de tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico de la porcelana VITA VM 13 en la resistencia de unión a cemento de resina frente a fuerzas de tracción: Estudio in vitro. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral.* 2012;5:117-21.
25. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):248-53.
26. Panah FG, Rezai SM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont.* 2008;17(5):409-14.
27. Queiroz JR, Benetti P, Ozcan M, de Oliveira LF, Della Bona A, Takahashi FE, et al. Surface characterization of feldspathic ceramic using ATR FT-IR and ellipsometry after various silanization protocols. *Dent Mater.* 2012;28(2):189-96.
28. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* 2007;38(9):745-53.
29. Akay C, Çakırbay Tanış M, Şen M. Effects of Hot Chemical Etching and 10-Metacryloxydecyl Dihydrogen Phosphate (MDP) Monomer on the Bond Strength of Zirconia Ceramics to Resin-Based Cements. *J Prosthodont.* 2016.
30. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):379-88.
31. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12(5):415-8.
32. Ivoclarvivadent. Monobond Echt & Prime 2016 [Available from: <http://www.ivoclarvivadent.com/es-es/monobond-etch-prime>.
33. Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent.* 2011;36(3):266-73.
34. D'Arcangelo C, De Angelis F, D'Amario M, Zazzeroni S, Ciampoli C, Caputi S. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Oper Dent.* 2009;34(3):328-36.

35. Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent.* 2015;40(4):372-8.
36. Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. Quantifying the strength of a resin-coated dental ceramic. *Journal of Dental Research.* 2008;87(6):542-7.
37. Pagniano Jr 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2005;93(5):459-66.
38. Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014;30(7):e147-62.
39. de Castro HL, Passos SP, Zogheib LV, Bona AD. Effect of cement shade and light-curing unit on bond strength of a ceramic cemented to dentin. *J Adhes Dent.* 2012;14(2):155-60.
40. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH. Numerical investigation of macro- and micro-mechanics of a ceramic veneer bonded with various cement thicknesses using the typical and submodeling finite element approaches. *J Dent.* 2009;37(2):141-8.
41. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials.* 2010;26(2):e100-e21.
42. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope – Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials.* 2012;28(1):10.
43. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2008;16(4):158-65.
44. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994;10(4):236-40.
45. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999;1(4):299-309.
46. Eckert GJ, Platt JA. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater.* 2007;23(3):385-91.
47. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater.* 2002;18(5):380-8.
48. Y S, JM A, GE S, WG M, J T. Effects of regional tooth structure and sectioning orientation on micro-shear bond strength. In: Ltd kC, editor. 3rd International Kuraray Symposium Advanced Adhesive Dentistry; Granada, Espanha1999. p. 91-103.
49. Muñoz MA, Baggio R, Emilio Mendes YB, Gomes GM, Luque-Martinez I, Loguercio AD, et al. The effect of the loading method and cross-head speed on resin–dentin microshear bond strength. *International Journal of Adhesion and Adhesives.* 2014;50:136-41.
50. Viégas Montenegro R, da Cunha Uchôa R, Lira Montenegro SC, Lira A, Japiassú M, Fonseca da Silveira M, et al. Analisis comparativo entre los experimentos mecanicos de cizallamiento y microcizallamiento. *Acta Odontológica Venezolana.* 2008;46:416-22.
51. Perdigão J, Sezinando A, Muñoz MA, Luque-Martinez IV, Loguercio AD. Prefabricated veneers - bond strengths and ultramorphological analyses. *J Adhes Dent.* 2014;16(2):137-46.

52. Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, Kuriyama S, Hotta Y, Tamaki Y, et al. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dent Mater J*. 2010;29(3):316-23.
53. Yavuz T, Özyılmaz Ö, Dilber E, Tobi ES, Kiliç H. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J Prosthodont*. 2015.
54. Neis CA, Albuquerque NL, Albuquerque leS, Gomes EA, Souza-Filho CB, Feitosa VP, et al. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite - and lithium disilicate-reinforced glass ceramics using composite resin. *Braz Dent J*. 2015;26(2):152-5.
55. Colares RC, Neri JR, Souza AM, Pontes KM, Mendonça JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Braz Dent J*. 2013;24(4):349-52.
56. Ivoclarvivadent. Monobond N 2016 [Available from: <http://www.ivoclarvivadent.co/es-co/monobond-n>].
57. Matinlinna JP, Lassila LV. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater*. 2011;27(3):273-80.
58. Chen L, Shen H, Suh BI. Effect of incorporating BisGMA resin on the bonding properties of silane and zirconia primers. *J Prosthet Dent*. 2013;110(5):402-7.
59. Nuñez-Sarmiento TS, Peña-Castillo M, Mongruel-Gomes OM, Dominguez JA. Efecto del silano precalentado en la resistencia de unión de las cerámicas de disilicato de litio y cementos. *CES Odontología*. 2014;27:11-7.
60. Wide ZW. Zirconia - Información para dentistas [
61. Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):357-62.
62. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*. 2003;19(8):725-31.
63. Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RH. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(6):591-8.
64. Jing Z, Ke Z, Yihong L, Zhijian S. Effect of multistep processing technique on the formation of micro-defects and residual stresses in zirconia dental restorations. *J Prosthodont*. 2014;23(3):206-12.
65. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater*. 2005;21(12):1144-9.

10. Anexo:



Composición estándar (en % del peso)	Base	Catalizador denso	Catalizador fluido
Bis- GMA	13,1	11,0	13,9
Dimetacrilato de uretano	6,6	5,5	7,0
Trietilenglicoldimetacrilato	6,6	5,5	7,0
Relleno de vidrio de bario, silanizado	38,4	42,2	36,2
Trifluoruro de iterbio	25,0	25,0	25,0
Óxidos mixtos, silanizados	5,0	5,0	5,0
Vidrio de fluorsilicato Ba- Al	5,0	5,0	5,0
Catalizadores y estabilizadores	0,3	0,8	0,9
Pigmentos	<0,1	<0,1	<0,1

Tabla VI: Composición estándar de variolink II.

ZrO ₂	Componente principal
Y ₂ O ₃	< 12 %
Al ₂ O ₃	< 1 %
SiO ₂	max. 0,02 %
Fe ₂ O ₃	max. 0,02 %
Densidad (g/cm ³)	~ 6,0 g/cm ³
Resistencia a la flexión	670 MPa
Duraza Vickers (HV 10)	1250 HV10
Módulo de Weibull	~ 5
Coefficiente de dilatación térmica	~10,0 * 10 ⁻⁶ K ⁻¹



Tabla VII: Composición y propiedades físicas de Cerámica Prettau Anterior.

ZrO ₂	Componente principal
Y ₂ O ₂	4 - 6 %
Al ₂ O ₃	< 1 %
SiO ₂	max. 0,02 %
Fe ₂ O ₃	max. 0,01 %
Na ₂ O	max. 0,04 %
Densidad (g/cm ³)	~ 6,0 g/cm ³
Resistencia a la flexión	1000 – 1200 MPa
Duraza Vickers (HV 10)	1250 HV10
Módulo de Weibull	~ 15
Coefficiente de dilatación térmica	~10,0 * 10 ⁻⁶ K ⁻¹



Tabla VIII: Composición y propiedades físicas de Cerámica Prettau.

CET (100 – 400 °C) [10 ⁻⁶ /K]	10.2
CET (100 – 500 °C) [10 ⁻⁶ /K]	10.5
Resistencia a la flexión (biaxial) [MPa]*	360
Resistencia a la fractura [MPa m ^{0.5}]	2.25
Módulo de elasticidad [GPa]	95
Dureza Vickers [MPa]	5800
Solubilidad química [µg/cm ²]*	40
Temperatura de cristalización [°C/°F]	840 – 850/1544 - 1562
*según ISO 6872	



Tabla IX: Propiedades físicas de IPS e.max CAD

Propiedad	Unidad	Valor
CTE (25 – 500 °C)	10 ⁻⁶ *K ⁻¹	9.4 ± 0.1
Densidad	g/cm ³	2.44 ± 0.01
Resistencia a la flexión (Schwickerath) (ISO 6872)	MPa	154 ± 15
Módulo de elasticidad (método de resonancia)	GPa	45 ± 0.5
Rango de transformación	°C	780 - 790



Tabla X: Propiedades físicas de VITABLOCS TriLuxe Forte

Composición estándar	(en % del peso)
etanol	50 – 100%
Ester de ácido fosfórico metacrilatado	1 - <2,5%



Tabla XI: Composición de Monobond N

Ácido fluorhídrico	< 5 %
--------------------	-------

Tabla XII: Composición de IPS Ceramic etching gel.



Butanol	10 - < 25%
Trifluoruro dihidrogeno tetrabutilamonio	≤ 10%
Ester de ácido fosfórico metacrilatado	3 - < 10%
Bis (trietoxisilil) etano	1- < 2.5%



Tabla XIII: Composición de Monobond etch & prime.

Silano
Etanol
Ácido acético



Tabla XIV: Composición de Silano.