



FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO in vitro DE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN CORONAS DE ÓXIDO DE ZIRCONIO CON Y SIN SILICATIZACIÓN. AREQUIPA-2016.

Tesis presentada por la Bachiller
MÓNICA CECILIA MENDOZA CHÁVEZ
para optar el Título Profesional de
Cirujano Dentista

AREQUIPA - PERÚ
2017

A ti mi Señor, por haber hecho posible que este sueño de adolescente que parecía imposible, hoy se haga realidad. Por haberme dado la valentía de seguir adelante cuando las fuerzas me faltaban, porque solos no podemos. Por haberme enseñado hasta el último día que todo lo que tenemos es porque Tú así lo permites y que tus tiempos no son los nuestros.

A mi esposo Philippe

Por su gran amor, que le permitió sobrellevar mi total entrega a los estudios todos estos años. Su sola presencia me dio el coraje de continuar y a pesar de su soledad tuvo siempre gestos de amor incondicional. Hoy salimos fortalecidos de esta experiencia con la alegría de que es un logro de ambos.

A mi familia

Por haberme demostrado su solidaridad durante toda esta aventura. Ellos me inculcaron el valor del esfuerzo, la perseverancia y sobre todo que se debe dar lo mejor de uno mismo en cada desafío.

Al doctor Charles Lévy por haber creído en mí y haberme motivado a emprender esta aventura. Por todo lo que aprendí a su lado y sigo aprendiendo.

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Pedro Gamero Oviedo por asesorarme a lo largo de mi tesis. Por su colaboración, y su paciencia que han sido fundamentales para mi investigación. Además por compartir sus conocimientos y de haber despertado en mí, el interés de investigar y aprender siempre algo nuevo.

A la Dra. María Luz Nieto Muriel por su atención constante y por su apoyo incondicional para guiarme durante todo el desarrollo de mi investigación y durante toda la carrera universitaria.

Al Dr. Xavier Sacca Urday por su colaboración y el tiempo dedicado a proporcionarme ayuda en la parte estadística, por su disponibilidad para poder culminar este trabajo de investigación y sobre todo por sus palabras de aliento en los momentos difíciles.

A todos mis docentes que a largo de estos cinco años contribuyeron con mi formación y me hicieron amar la profesión.

A mi incondicional Belén quien nunca me negó su ayuda, su tiempo y trajo además de su invaluable apoyo, cariño y tranquilidad en los momentos más duros.

ÍNDICE

RESUMEN
ABSTRACT

CAPÍTULO I:

INTRODUCCIÓN	01
1. TÍTULO	02
2. JUSTIFICACIÓN.....	02
3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	03
4. ÁREA DE CONOCIMIENTO	03
5. OBJETIVOS DE INVESTIGACIÓN	03

CAPÍTULO II:

MARCO TEÓRICO	04
1. MARCO TEÓRICO	05
A. CERÁMICAS DENTALES	05
1. Concepto	05
2. Clasificación según la reactividad química a los ácidos	05
3. Óxido de Zirconio	06
3.1. Concepto	06
3.2. Ventajas	06
3.3. La microestructura del óxido de zirconio	07
3.4. La estabilización de la fase tetragonal	09
3.5. Composición del Y-TZP	10
3.6. La tenacidad por transición de fase.....	11
3.7. La degradación hidrotérmica	13
3.8. Elaboración de una estructura en zirconio (Y-TZP).....	14
a) Fase manual	14
b) Fase CAD.....	15
c) Fase CAM	16
d) Sinterización.....	16

3.9. Tratamientos mecánicos y químicos de la superficie	17
a) Tratamientos mecánicos de la superficie	17
b) Tratamientos químicos de la superficie	21
B. RESISTENCIA A LA FUERZA DE TRACCIÓN	25
1. Resistencia	25
2. Fuerza de tracción	25
3. Pruebas de resistencia	25
4. Pruebas de resistencia de unión	26
2. ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS	27
Antecedentes Internacionales	27
Antecedentes Nacionales	35
Antecedentes Locales	35
3. HIPÓTESIS.....	35
 CAPÍTULO III:	
METODOLOGÍA.....	36
1. ÁMBITO DE ESTUDIO	37
2. TIPO Y DISEÑO DE INVESTIGACIÓN	37
2.1 Tipo de estudio	37
2.2 Diseño de investigación	37
3. UNIDADES DE ESTUDIO	38
4. POBLACIÓN Y MUESTRA	38
4.1 Tamaño de la muestra	38
5. TÉCNICAS Y PROCEDIMIENTOS	39
5.1 Definición operacional de variables	39
5.2 Técnicas e instrumentos de recolección	40
6. PRODUCCIÓN Y REGISTRO DE DATOS	40
7. TÉCNICAS DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO	53
8. RECURSOS.....	54
8.1 Humanos	54
8.2 Financieros.....	54
8.3 Materiales	54

8.4 Institucionales	56
---------------------------	----

CAPÍTULO IV:

RESULTADOS Y DISCUSIÓN	57
1. Presentación de resultados	58
DISCUSIÓN	70
CONCLUSIONES.....	77
RECOMENDACIONES	78
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXOS	83

RESUMEN

La presente investigación tuvo por objetivo determinar la resistencia a la tracción de coronas de óxido de zirconio con y sin silicatización. Para tal fin se trabajó con una muestra de coronas de óxido de zirconio estandarizadas, trabajándose con un total de 4 muestras por grupo de estudio.

El tipo de investigación fue experimental y el diseño correspondió a un trabajo laboratorial, prospectivo, transversal y comparativo. La técnica de investigación fue la observación laboratorial y el instrumento fue una Ficha de Observación Laboratorial.

Se prepararon 12 coronas de óxido de zirconio bajo parámetros pre establecidos. Se conformaron tres grupos: uno control (GC) el cual no recibió pre-tratamiento de la superficie interna y fue unido con cemento resinoso (RelyX U200, 3M ESPE); otro sin silicatización (GSS), que se arenó con partículas de óxido de aluminio; y un tercero con silicatización (GCS), que fue recubierto con partículas de óxido de aluminio modificadas con sílice (sistema CoJet, 3M ESPE). La superficie interna de las coronas de los grupos experimentales fue tratada con un adhesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE) y las coronas fueron unidas a premolares superiores (previamente tallados de acuerdo a parámetros preestablecidos) con cemento resinoso (RelyX Ultimate, 3M ESPE). La prueba de resistencia a la tracción se realizó en maquina universal de ensayos.

Los resultados demostraron que el grupo con silicatización fue el mejor (9.4 MPa), respecto a los otros estudiados. Así mismo, se ha demostrado que los grupos con silicatización (9.4 MPa) y sin silicatización (6.74 MPa) tienen una mayor resistencia a la tracción comparado con los valores promedio obtenidos por el grupo control (3.84Mpa)

Palabras Clave

Silicatización. Arenado con óxido de aluminio. Resistencia a la tracción. Coronas de óxido de zirconio.

SUMMARY

The present research aimed to determine the tensile strength of zirconium oxide crowns with and without silicatization. For this purpose, a sample of standardized zirconium oxide crowns was used, with a total of 4 samples per study group.

The type of research was experimental and the design corresponded to laboratory work, prospective, transversal and comparative. The research technique was laboratory observation and the instrument was a Laboratory Observation Sheet.

12 zirconium oxide crowns were prepared under pre-set parameters. Three groups were formed: one control (GC) which did not receive pretreatment of the internal surface and was bonded with resin cement (RelyX U200, 3M ESPE); Another without silicatization (GSS), which was sandblasted with aluminum oxide particles; And a third with silicatization (GCS), which was coated with silica-modified aluminum oxide particles (CoJet system, 3M ESPE). The internal surface of the crowns of the experimental groups was treated with a Universal Bond (3M ESPE) and the crowns were attached to upper premolars (previously carved according to pre-established parameters) with resin cement (RelyX Ultimate, 3M ESPE). The tensile strength test was performed in a universal test machine.

The results showed that the group with silicatization was the best (9.4 MPa), when compared with the other groups studied. It was also demonstrated that the groups with silicatization (9.4 MPa) and without silicatization (6.74 MPa) had a higher tensile strength compared to the average values obtained by the control group (3.84 MPa)

Keywords

Silicatization. Sandblasting with aluminum oxide. Tensile strength. Zirconium oxide crowns.

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

1. TÍTULO

Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la tracción en coronas de óxido de zirconio con y sin silicatización. Arequipa-2016.

2. JUSTIFICACIÓN

El interés por el óxido de zirconio como material de restauración dental se ha incrementado en los últimos años ya que tiene excelentes propiedades mecánicas y estéticas; además, su fabricación se ha simplificado con los avances en los sistemas CAD/CAM.

El problema de la utilización del óxido de zirconio radica en que esta cerámica es ácido resistente, que si bien le permite subsistir a los cambios químicos agresivos del medio oral, también dificulta obtener buenos sistemas de unión al momento de la cementación. Esto se explica por la ausencia de sílice amorfo en su estructura, donde los métodos tradicionales para aumentar las fuerzas de unión utilizan ácido fluorhídrico y silano. Si bien, existen pre-tratamientos que se enfocan en la modificación y en la activación química de la superficie estable de óxido de zirconio, aun no se ha encontrado el método ideal, por lo que muchos investigadores continúan buscando nuevas alternativas.

La importancia de utilizar la silicatización en nuestro estudio, es que no solo se aprovechará los beneficios que nos brinda esta, sino que también se utilizará un adhesivo cuyos componentes podrán interactuar químicamente tanto con la superficie del óxido de zirconio previamente silicatizada, así como con el cemento adhesivo. Este estudio pretende de esta manera utilizar todas las formas de unión disponibles.

Entonces, gracias a la silicatización obtendremos una superficie con propiedades de cierta similitud a la de una cerámica vítrea, consiguiendo de esta manera tanto unión química como micromecánica; pudiendo así proponer a los profesionales una alternativa de pre-tratamiento de la superficie de zirconio que aporta grandes beneficios y que además es fácil de realizar en el consultorio como parte de un protocolo de cementación de restauraciones de óxido de zirconio, todo esto disminuyendo los riesgos de

fracaso. Para los pacientes, esto significa no solo invertir en una restauración estética y resistente sino que también de mayor durabilidad.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

¿Existirá diferencia en la resistencia a la tracción en coronas de óxido de zirconio con y sin silicatización?

4. ÁREA DE CONOCIMIENTO

- A. Área : Ciencias de la Salud
- B. Campo : Odontología.
- C. Especialidad : Dentística.
- D. Línea : Cementación de coronas de óxido de zirconio.
- E. Tópico : Fuerzas de tracción.

5. OBJETIVOS DE INVESTIGACIÓN

- Determinar la resistencia a la tracción en coronas de óxido de zirconio con silicatización.
- Determinar la resistencia a la tracción en coronas de óxido de zirconio sin silicatización.
- Comparar la resistencia a la tracción de coronas de óxido de zirconio con y sin silicatización.
- Comparar la resistencia a la tracción de coronas de óxido de zirconio con y sin silicatización, con el grupo control.

CAPÍTULO II:

MARCO TEÓRICO

1. MARCO TEÓRICO

A. CERÁMICAS DENTALES

1. Concepto

La palabra cerámica viene de la palabra griega keramos “el arte del alfarero”.¹

En la actualidad, la cerámica dental o porcelana dental responde a un compuesto inorgánico con propiedades no metálicas, formadas por oxígeno y uno o más elementos metálicos o semimetálicos (ejemplo: aluminio, calcio, litio, magnesio, potasio, silicio, sodio, estaño, titanio, zirconio);² unidos por enlaces covalentes e iónicos, sus propiedades dependen de los enlaces químicos entre elementos y por la estructura atómica tridimensional;³ consolidado por medio de un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian dos fases: una amorfa o vítrea (vidrio) y una cristalina (cristales).⁴

Es importante recalcar que el término "cerámica" técnicamente se refiere a una forma cristalina del material. La porcelana es una mezcla de componentes de vidrio y cristal. Un material que no contiene una fase cristalina es simplemente un vidrio.⁵

2. Clasificación según la reactividad química a los ácidos

a) Cerámicas ácido-sensibles

Constituidas de cerámicas a base de feldespato, leucita y disilicato de litio que son rápidamente acondicionadas creando superficies micromecánicamente retentivas.⁶

Estas cerámicas dentales pueden ser acondicionadas con un ácido para crear una unión micromecánica con la resina, lo que ha permitido desarrollar la técnica de acondicionamiento ácido de las restauraciones cerámicas adhesivas.⁶

El acondicionamiento con ácido hidrofluorhídrico produce un efecto grabador sobre la superficie de estas cerámicas ácido-

sensibles, en las cuales se forman porosidades de forma uniforme en la superficie cerámica.⁶

Estas alteraciones de la topografía de la superficie, están localizadas en la matriz o fase vítrea de la cerámica y en los límites entre las fases de los materiales cerámicos heterogéneos. Además esto también altera la energía superficial de la cerámica y su potencial adhesiva a la resina. ⁶

b) Cerámicas ácido-resistentes:

Constituida por sistemas cerámicos de alúmina y óxido de zirconio infiltrado de vidrio, cerámicas de alúmina densamente sinterizadas y cerámicas de óxido de zirconio (Y-TZP), estas prácticamente no exhiben degradación superficial por el acondicionamiento, impidiendo una unión micromecánica confiable a la resina.⁶

3. Óxido de zirconio

3.1. Concepto

El término zirconio es erróneamente utilizado para indicar la cerámica técnica a base de óxidos (óxido de zirconio). De igual manera, el bióxido de zirconio estabilizado en forma tetragonal, es la cerámica técnica denominada zirconio.³

El óxido de zirconio es una óxidocerámica³ policristalina (sin fase amorfa),⁶ constituida por metales en grado extremo de oxidación; que no reaccionan con otros elementos, dando como resultado una estabilidad química en ambientes ácidos y alcalinos aun a temperaturas elevadas.³

3.2. Ventajas³

- Tenacidad y resistencia a la fractura que permite la reducción de los espesores de estructuras y conectores protésicos.

- Resistencia a la corrosión y biocompatibilidad.
- Reducida conductibilidad térmica con respecto a la alúmina, que reduce la sensibilidad a los saltos térmicos y los riesgos de irritación pulpar.
- Ausencia de fenómenos alérgicos a diferencia del níquel y paladio que han mostrado aumento de hipersensibilidad.
- Buen potencial estético, pese a la opacidad.
- Adhesión reducida de las bacterias patógenas con respecto al titanio.
- Radiopacidad similar al de las aleaciones metálicas.
- La resistencia a la flexión de este material va de 900 MPa a 1100 MPa.
- Su propiedad mecánica más importante es la tenacidad a la fractura, entre 8 MPa y 10 MPa. Esta es significativamente más alta que para cualquier cerámica, es aproximadamente el doble del valor reportado para las cerámicas de alúmina.⁵

Tabla 2. Valores promedio de resistencia y tenacidad a la fractura obtenidas a través diferentes métodos de test y publicaciones científicas.⁶

	Esmalte	Dentina	Feldespática tradicional	Vitroceram leucita IPS Empress-I	Vitroceram. disilicato de litio e-max	In-Ceram Alúmina	In- Ceram Zirconio	Y-TZP DD-Zw (Dental Direkt) *
Resistencia a la fractura (MPa)	10-30	30-65	60.7	85-134	215-306	352	564-645	1200 (+/- 200)
Tenacidad a la fractura (MPa*m ^{0,5})	0.6-0.7	3.1	0.7-1.0	1.2-1.7	2.9-3.4	4.4-4.5	4.8	>9

* 3Y-TZP utilizado en el presente estudio

3.3. La microestructura del óxido de zirconio

El retículo cristalino del zirconio está caracterizado por tres formas cristalográficas distintas, una propiedad conocida

como polimorfismo. Tales formas o fases son la monoclinica, la cúbica y la tetragonal, cada una está caracterizada por parámetros dimensionales y geométricos específicos.⁷

A temperatura ambiente el zirconio (óxido de zirconio) puro se encuentra en fase monoclinica y conserva esta forma cristalografica hasta cerca de los 1 170°C.⁷ Bajo calor la fase monoclinica comienza a transformarse en una fase tetragonal a 1 187°C y termina a 1 206°C.⁶ La forma cúbica la alcanza cerca a los 2 370°C.^{3,7} En el enfriamiento, la transformación de la fase tetragonal a monoclinica se produce a entre los 1 050°C y 950°C, a partir de la temperatura de sinterización (1 350 a 1 500°C)^{6, 3, 7}. La temperatura de fusión (ZrO₂) se produce a unos 2 690° a 2720°C.³

La transformación de zirconio tetragonal a la fase monoclinica también se conoce como transformación martensítica.⁶

Las transformaciones de fases son reversibles e implican una expansión del retículo de cúbica a tetragonal de aproximadamente de 2,5% en volumen.⁷ Así como un cambio relativamente grande acompaña la transformación de la fase tetragonal a monoclinica, genera aproximadamente un aumento de 4% más de volumen que en la forma tetragonal.⁶

La dilatación por transformación de fase genera tensión lo que da como resultado la formación de grietas y luego la ruptura. El óxido de zirconio solo se utilizó como refractario hasta el descubrimiento en 1929 de la posibilidad de obtener la estabilidad de la fase tetragonal a temperatura ambiente gracias a la utilización de óxidos estabilizantes.⁷

3.4. La estabilización de la fase tetragonal

Consiste en obtener un retículo cristalino casi totalmente en fase tetragonal a una temperatura ambiente, con trazas de fase cúbica,³ para lo cual son utilizados óxidos estabilizantes, tales como: (CeO₂), (Y₂O₃), (Al₂O₃), (MgO) y (CaO).⁶ Consecuentemente, la fase monoclinica no se forma bajo condiciones de enfriamiento normales, se conservan las fases cúbica y tetragonal y se evita la formación de grietas atribuida a la transformación de fase.⁷

Estos materiales conocidos como "zirconio parcialmente estabilizado" (PSZ), son llamados según el óxido empleado como estabilizante,⁷ algunas veces con números que indican la cantidad del agente estabilizador, así tenemos por ejemplo el óxido de zirconio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con itrio (Y-TZP).⁶

El 3Y-TZP (óxido de zirconio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con itrio), es estabilizado agregando de 2 a 3 mol% de óxido de itrio, igual al 4 a 6 % del volumen, para obtener una microestructura con propiedades mecánicas elevadas. Durante la sinterización al aumentar la superficie, por el aumento de temperatura, se produce una difusión del estabilizador el cual hace que aumenten de tamaño algunos granos y otros disminuyan. Todo esto permite que se obtenga:³

- Retículo cristalino casi totalmente en fase tetragonal a una temperatura ambiente, con trazas de fase cúbica.
- Granos tetragonales de diámetro homogéneo en nano escala (0,3 a 0,5 micras).

Las dimensiones y la homogeneidad de los granos son importantes en las propiedades del material y varían entre los distintos productos.³ Es decir, otra forma de estabilizar

la fase tetragonal a temperatura ambiente, es disminuir el tamaño del cristal.⁶

Las cerámicas a base de zirconio utilizadas con fines biomédicos, se presentan típicamente en la forma de óxido de zirconio tetragonal “metaestable” parcialmente estabilizada. Metaestable significa que existe una energía acumulada en el material para conducirlo de regreso al estado monoclinico.⁶

3.5. Composición del Y-TZP (óxido zirconio tetragonal policristalino parcialmente estabilizado con itrio)

En odontología tres tipos de óxido de zirconio estabilizado parcialmente están disponibles, el óxido de zirconio parcialmente estabilizado con magnesio, la alúmina reforzada con óxido de zirconio y el óxido de zirconio estabilizado con itrio y es este el más utilizado.³

El Y-TZP, fue el primer material a base de óxido de zirconio introducido en el uso clínico. Para obtener una microestructura óptima es necesario emplear polvos con granos ultra finos y pureza química elevada. La fase tetragonal puede estar asociada con pequeñas cantidades de fase cúbica dispersos en la matriz, a mayor porcentaje, las propiedades mecánicas disminuyen.⁷

Se compone básicamente de los siguientes componentes:³

- Óxido de zirconio (ZrO_2).
- Óxido de itrio (Y_2O_3).
- Óxido de Hafnio (HfO_2).
- Otros óxidos: principalmente el óxido de aluminio (Al_2O_3).

El óxido de zirconio se obtiene a partir de la arena de zirconio que contiene impurezas, dentro de las que se

encuentra el óxido de hafnio, que es químicamente muy similar al zirconio como para poderlo eliminar por completo, de acuerdo al ISO 13356 se acepta una cantidad inferior al 5%.³

El aporte homogéneo de óxido de itrio (Y_2O_3 en moles %) en el retículo cristalino es fundamental para la estabilización parcial de la fase tetragonal, estabilizándola de forma duradera en todo el volumen.³

Al agregar alúmina (Al_2O_3) que debe ser inferior al 0,25%, aumenta la resistencia al envejecimiento por el agua y temperatura.³

3.6. La tenacidad por transición de fase

La capacidad de un material de disipar la energía de fractura es definida como "tenacidad a la fractura". La baja tenacidad de las cerámicas constituye su principal límite operativo.⁷ Es posible producir cerámicas con elevada resistencia a la tracción, pero esta propiedad depende de los tipos de defectos presentes.⁷

Las propiedades mecánicas impresionantes del óxido de zirconio se deben principalmente a la transformación de la fase tetragonal a monoclinica.⁵ El descubrimiento se debe a Garvie y col. en 1975 con su artículo ¿Acero Cerámico?⁷ Como se dijo la fase tetragonal a temperatura ambiente es metaestable y su transformación puede ser inducida por estrés térmico y mecánico (fresado, baño de arena, sinterización del laminado, cargas oclusales) y degradación o envejecimiento.³

La tenacidad por transformación de fase se obtiene mediante el estrés inducido por la propagación de la fractura, que induce a una transformación de la fase tetragonal a la monoclinica que causa una expansión local

del material en un 4%, esto produce estrés de compresión en la región de la extremidad de la grieta, contrarrestando así su propagación, oponiéndose a la fractura.³

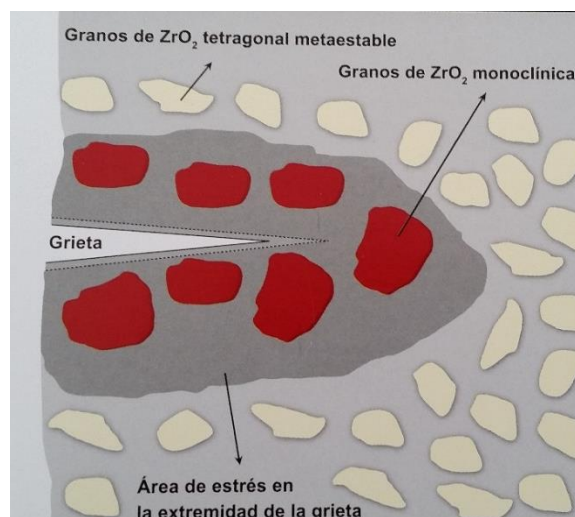
Por lo tanto, la grieta debe vencer esta limitación para su propagación, aumentando la tenacidad a la fractura del óxido de zirconio, en comparación con otras cerámicas. De esa forma, esta transformación disminuye la intensidad del estrés local.⁶

En general, la contribución en el aumento de la tenacidad por transformación (aproximadamente $15 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$)³

El aumento de tenacidad por estrés depende:⁶

- 1) de la composición, del tamaño y de la forma de las partículas de óxido de zirconio;
- 2) del tipo y la cantidad de óxidos estabilizantes;
- 3) de la interacción del zirconio con las otras fases;
- 4) del proceso de fabricación.

Figura 1. Representación esquemática del mecanismo de aumento de la tenacidad por transformación de fase.⁶



En el área de estrés de la extremidad de la grieta, los cristales de óxido de zirconio se transforman de tetragonal a monoclinicos, dando como resultado un aumento de volumen que contrarresta la progresión de la grieta.

3.7. La degradación hidrotérmica

El descubrimiento de la transformación hidrotérmica del óxido de zirconio se debe a Kobayashi y col.,⁷ es conocido como aging (envejecimiento) o Low Temperature Degradation (LTD).³

Se sabe que este fenómeno, es una transformación hidrotérmica, que es promovida por la presencia de agua o vapor y por la temperatura, debido a reacciones del agua con el retículo cristalino.⁷

Depende de la progresiva transición de la fase tetragonal a monoclinica con formación de grietas superficiales causada por la expansión de la capa monoclinica, que se forma después de reacciones de moléculas de agua con el retículo cristalino y acelerada por la temperatura oral y las cargas oclusales; esto asociado con la disminución de las propiedades mecánicas.³ Los saltos de temperatura oral (5 a 55°C) representan un estrés suficiente para desencadenar la degradación.³

Para controlar la LDT, la industria produce zirconio con contenido fino y homogéneo de los granos y su dopaje de aditivos. De manera que la degradación espontánea es un fenómeno limitado y prolongado en el tiempo, no constituye perjuicio para las prótesis.³

El dopaje consiste en agregar aditivos en pocos volúmenes porcentuales, que son agregados en los bordes de los granos; se utiliza alúmina (0.25% de Al_2O_3), óxido de cerio, sílice, óxido de itrio en porcentajes aumentados (4 a 6%). El dopaje de alúmina es la solución más utilizada y experimentada.³

3.8. Elaboración de una estructura en zirconio (Y-TZP)

La tecnología CAD (Computer Aided Design) permite el diseño asistido por computador, a través de un programa software, que pueden fabricar formas biotridimensionales, cada una correspondiente a un archivo digital. La transformación del objeto digital en objeto material es a través de un sistema de maquinaria robotizada, tecnologías llamadas CAM (Computer Aided Manufacturing).⁷

En la mayor parte de los sistemas, los bloques de fresado son en forma de paralelepípedo o en forma de discos con medidas y alturas diferentes, según su futura utilización, marcados con un código de barras que identifica el lote que indica la retracción de fase del último sinterizado.⁷

a) Fase manual

- Preparación de los pilares

El uso de estructuras en zirconio requiere una preparación de los pilares diferente a la de las coronas de metal cerámica. Utilizando las subestructuras de óxido de zirconio es posible reducir la cantidad de tejido dentario que se debe tallar.⁷

Elementos claves de las preparaciones para coronas libres de metal construidas con técnicas CAD/CAM:⁷

- Línea terminal yuxtapingival (permitir la lectura fácil del escáner y un acabado bien definido de la pieza).
- Línea terminal en chanfer o hombro redondeado (permite fresado simple y garantiza una mayor precisión marginal).
- Espesor de paredes axiales entre 0.8 y 1 mm
- Reducción oclusal 1.5 - 2.0 mm.

- Convergencia oclusal total (COT) $\geq 6^\circ$ y $< 20^\circ$.
- Evitar ángulos, todo debe ser redondeado.
- **Desarrollo de la impresión y creación del modelo maestro**

La preparación del modelo es un momento crucial del proceso. La técnica de forma de impresión es con elastómeros y se crea un modelo que será escaneado, para crear un modelo digital adecuado y reproducible pero no es la única forma de realizar la impresión de las formas anatómicas, existe también el escáner intraoral.⁷

b) Fase CAD

La transformación del modelo en un modelo digital sobre el cual se realiza con un programa de rendering (interpretación), una estructura protésica, requiere la adquisición de las formas a través del escáner y la transformación de los datos adquiridos en una función 3D elaborable.⁷

El objetivo del escáner en 3D es crear una nube de puntos geométricos como muestras de la superficie del objeto que se va a escanear. Los escáneres en 3D son como cámaras fotográficas, tienen una amplitud y una profundidad de campo y no registran las zonas oscuras o en sombra, de ahí la importancia de un tallado preciso y un buen acabado de la superficie.⁷

Se debe seguir una secuencia que proporciona una serie de pasos lógicos.⁷ La fase más operativa consiste en la reconstrucción 3D del modelo que puede ser visualizado y examinado según todos los ángulos. Esto permite controlar y confirmar la lectura de la línea terminal y controlar las vías de inserción de la pieza.⁷

Al terminar esta operación el software propone una forma de cofia o cofias de un espesor uniforme de 0.5mm, el espesor puede ser modificado.⁷

c) Fase CAM

Una vez terminada la fase CAD, los datos son transferidos al CAM, en formato compatible a ambos sistemas. El software CAM genera los parámetros de fresado y las estrategias de desgaste, que son transferidos a la fresadora.⁸

Los datos enviados inicialmente a la máquina comprenden las coordenadas geométricas de la pieza a fresar y del agrandamiento que debe compensar la retracción debida al proceso de sinterizado.⁷

d) Sinterización

Al terminar la preparación, la pieza tallada es retirada de los soportes manualmente y se alista para el sinterizado. Al interior del horno, las temperaturas varían entre 1 350 y 1 500°C.⁷ La densificación determina una contracción lineal del 20 al 25%.³

El tiempo de enfriamiento de la pieza debe ser gradual para reducir la aparición de grietas y estrés al interior de la estructura. Normalmente se da en el horno lentamente.⁷

La sinterización es un tratamiento térmico de compactación de polvos por debajo del punto de fusión del componente principal; el procedimiento consiste en el crecimiento de las partículas (granos), en la formación de conexiones fuertes entre las partículas (colinas), en el retiro de los componentes y en el cierre de las porosidades con la producción de una densificación.³ Al finalizar la sinterización, los granos se

ponen en contacto, como un mosaico tridimensional, ante la ausencia de fases intermedias vítreas (con su respectiva retracción).³

3.9. Tratamientos mecánicos y químicos de la superficie

La calidad de esta unión depende de los mecanismos de unión. Puede darse una unión relativamente fuerte como resultado de la acción sinérgica de algunos mecanismos de unión, como la creación de micro retenciones (mecánica) en la superficie del sustrato que aumentan el área total de contacto, posibilitando un mayor número de uniones secundarias (químicas).⁶

a) Tratamientos mecánicos de la superficie

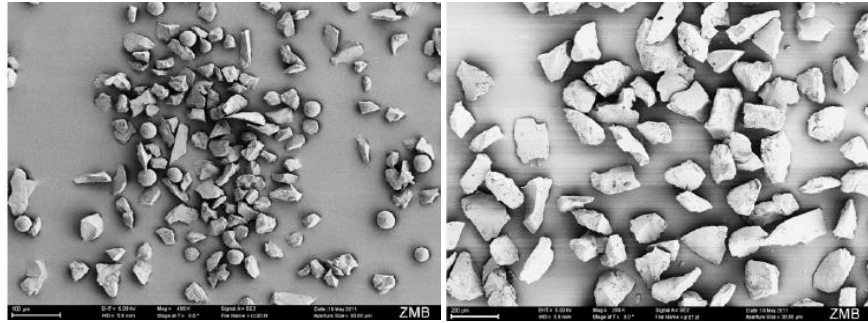
En la retención micromecánica, el enlace es obtenido mediante irregularidades superficiales bajo la forma de retenciones y bajos relieves, dentro de los cuales la resina penetra y forma una conexión mecánica.³

- Silicatización

El primer sistema de silicatización fue el de Silicoater (Kulzer) en 1984, seguido por el sistema Rocatec en 1989, más tarde fue introducido el sistema CoJet que fue creado para la utilización dentro del consultorio. Estos sistemas se basan en partículas de alúmina modificadas con sílice de 30 y 110 micras (Rocatec) o 30 micras (CoJet) que son partículas de alúmina modificadas con sílice.⁹

Como se sabe, las cerámicas ácido-resistentes no pueden ser acondicionadas para promover una adecuada unión a la resina, para resolver este problema puede ser utilizada la silicatización con el fin, de crear una capa de sílice sobre las superficies del metal y de las cerámicas.⁹

Figura. 2 Partículas



- A. partículas de alúmina recubierta con sílice de 30 micras
- B. partículas de alúmina recubierta con sílice de 110 micras

- **Concepto**

La silicatización viene a ser un método de recubrimiento triboquímico, lo que significa la creación de enlaces químicos mediante la aplicación de energía mecánica. Esta energía puede ser suministrada por frotamiento, fresado o arenado.¹⁰

Este efecto triboquímico puede ser explicado por dos mecanismos de unión:⁶

- 1) La creación de un patrón topográfico a través del arenado con partículas, permitiendo la unión micromecánica a la resina.
- 2) El fomento de la unión química entre la superficie cerámica recubierta por el sílice o un material a base de resina, por medio del agente bifuncional silano.

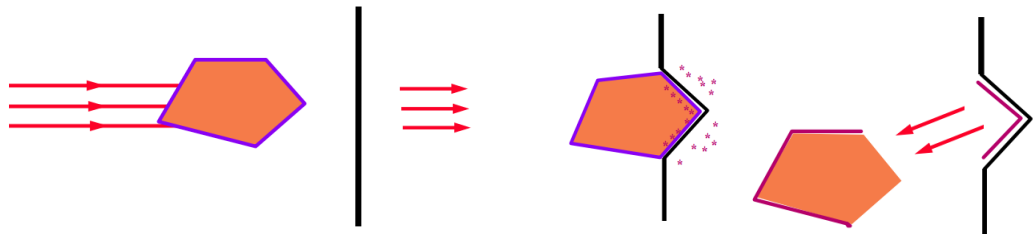
- **Revestimiento triboquímico**

Para la aplicación de este método es necesario utilizar un microarenador,¹⁰ por lo general, se

utilizan presiones de aire de abrasión 2.5 a 3 bar.⁹

Cuando las partículas de alúmina modificadas con sílice, de un tamaño medio de partícula de 30 micras golpean la superficie con gran fuerza, se producen temperaturas muy altas por el impacto (triboplasma); durante este proceso, el sílice se incorpora en la superficie interna de las coronas hasta una profundidad de 15 micras dentro de los sustratos cerámicos y metálicos.⁶

Figura 3. Revestimiento triboquímico.¹⁰

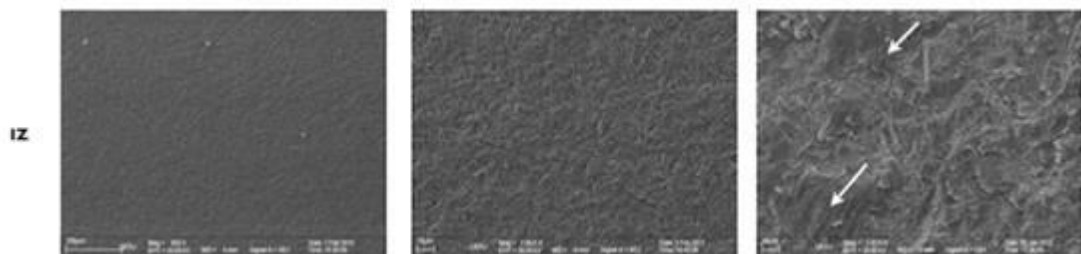


Este efecto está restringido a áreas microscópicas pequeñas de la superficie, sin aumento de la temperatura en toda la estructura. Las superficies modificadas de esta manera están condicionadas para la siguiente etapa,¹⁰ ya que se producen mayores valores de rugosidad y las superficies quedan recubiertas con sílice y pueden mostrar un aumento significativo (76%) en la concentración de sílice, lo que también mejora la unión a los cementos resinosos resina por medio de agentes de unión silanos.⁶

Algunos autores aconsejan un cementado rápido, para así aprovechar el efecto positivo sobre la adhesión de las cargas electrostáticas generadas por el tratamiento tribológico.³ Según

Hallman (2012)¹¹ “La energía cinética de las partículas de alúmina recubiertas de sílice también se convierten en energía por vibración de los átomos del retículo del zirconio, lo que conduce a la ruptura de los enlaces Zr-O-Zr. Esto favorece la reacción química entre el Zr y el Si y podría producir una nanocapa de silicato de zirconio ($ZrSiO_4$) fundido en la superficie cerámica”.¹¹

Figura 4. Y-TZP tratamientos de superficie.



A.Y-TZP sin tratamiento

B.Y-TZP tratado con partículas de Al_3O_2 modificadas con sílice de 30 micras

C.Y-TZP tratado con partículas de Al_3O_2 de 50 micras

- **Indicaciones de uso** ¹⁰

1. Pre-tratamiento de restauraciones metálicas antes del cementado adhesivo con cemento resinoso.
2. Pre-tratamiento de restauraciones de cerámica o composite antes de la adhesión.
3. Reparación de restauraciones defectuosas de metal, cerámica y composite.

- **Abrasión (arenado) con partículas de óxido de aluminio**

La abrasión utilizando aire con partículas de Al_2O_3 , causa un fuerte impacto sobre la superficie creando marcas profundas que varían en relación con la

dimensión de las partículas y que están conformadas por rasguños, grietas, separación de granos y pérdida del material.³ En las cerámicas vítreas el arenado ha sido considerado como catastrófico, mientras que sobre el óxido de zirconio no presentan un influjo negativo, causando por el contrario un aumento de las propiedades mecánicas. Este reforzamiento se obtiene a través de la transformación de fase tetragonal a monoclinica sobre la superficie: la fase monoclinica aumenta en un 13.17% y aumenta la resistencia a la flexión del óxido de zirconio (Kosmac, 1999).³

El arenado contribuye a darle tenacidad al óxido de circonio y están involucrados dos mecanismos en combinación:³

- 1) Son creadas zonas de compresión superficial, por la transición de fase.
- 2) La erosión superficial reduce la cantidad de defectos causados por el fresado y rugosidad superficial.

El daño por impacto del arenado es menos agresivo que el fresado y la longitud de defectos no supera en forma significativa la capa superficial sometida a la tenacidad.

b) Tratamientos químicos de la superficie

Estos tratamientos incluyen a los enlaces atómicos fuertes (iónicos y covalentes) e intermoleculares débiles (fuerzas de Van der Waals).³

- **El silano**

Se sugiere la utilización del silano, como agente de acoplamiento luego de la silicatización de la superficie. El silano, más precisamente trialcoxilanos son moléculas bifuncionales inorgánico-orgánicas híbridas, son capaces de crear una red de siloxano con los grupos hidroxilo (OH) del Silicio en la superficie cerámica (por reacciones por condensación⁶) y copolimerizan con la matriz resinosa de los materiales compuestos. Por lo tanto, la matriz hidrófoba de la resina puede adherirse a las superficies hidrófilas, tales como sílice, vidrio, y las cerámicas vítreas.⁹ Pero también, los enlaces de siloxano pueden ser sensibles a la degradación hidrolítica y afectar la estabilidad de la interfaz de adhesivo.⁹

Una superficie tratada con silano es conocida por ser hidrofóbica, que es una propiedad que se cree reduce la degradación hidrolítica de la unión. También se cree, que una superficie silanizada es organofílica al adhesivo y aumenta mejora la mojabilidad de la superficie cerámica por un adhesivo. No obstante, ya que ha sido observado que la resina a menudo forma burbujas sobre una superficie cerámica silanizada. Este fenómeno indica que la superficie silanizada tiene menor energía de superficie que el adhesivo resinoso, para alcanzar una completa mojabilidad de la superficie, el adhesivo debe ser de baja viscosidad y se tiene que haber eliminado completamente el agua producto de la condensación. Además, si el silano no forma una fina capa sobre la superficie,

llena los poros de las superficies, neutralizando la rugosidad superficial.⁶

- **Monómeros funcionales**

Los monómeros funcionales especiales se han utilizado para mejorar la adhesión al zirconio. Estos materiales presentan una afinidad química por los óxidos metálicos y pueden incluirse tanto en el cemento resinoso y adhesivos o aplicarse directamente sobre la superficie de cerámica como primers. El tratamiento de la superficie con primers que contienen monómeros funcionales tales como MDP u otro monómero de acrilato de ácido fosfórico son recomendados para mejorar la unión al zirconio.⁹

- **El monómero funcional 10-MDP**

El monómero funcional 10-MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato), fue sintetizado en la década de 1980 por los químicos de la empresa Kuraray CO. LTD, no pudiendo ser utilizado por otras marcas (hasta hace unos 10 años).¹² Hoy varios primers destinados al óxido de zirconio como los adhesivos universales usan ésteres de fosfato (R-O-PO₃H₂) como su principal monómero-funcional.¹²

Tiene el potencial para unirse químicamente a los metales, al zirconio y a los tejidos dentarios. Además, su naturaleza ácida le da la posibilidad de grabar y desmineralizar tejidos dentales para ser utilizados como adhesivos de autograbado, grabado selectivo y grabado total.¹²

Es un monómero bifuncional anfifílico, con un grupo metacrilato hidrófobo sobre un extremo, capaz de la unión química a los cementos y restauraciones a base de metacrilato y un grupo fosfato polar hidrófilo en el otro, capaz de la unión química a los tejidos dentales, metales, y zirconio.¹²

El grupo hidroxilo de la superficie del zirconio reacciona con el fosfato del monómero formando enlaces químicos.¹²

Asimismo, la cadena de carbono larga del monómero lo hace bastante hidrófobo, el 10-MDP es el más hidrófobo de todos los monómeros funcionales. Esto puede ser importante en términos de durabilidad, en cuanto a la absorción del agua y la degradación hidrolítica de la interfaz del adhesivo en el tiempo, lo que también hace que sea relativamente estable en solución, que es importante en términos de vida útil.¹²

Además, el 10-MDP es uno de los pocos monómeros adhesivos que ha demostrado unirse químicamente a los tejidos dentarios a través de enlace iónico al calcio que se encuentra en hidroxiapatita. Las sales MDP-calcio estables se forman durante esta reacción y se depositan en nanocapas sobre la superficie dentaria.¹²

B. RESISTENCIA A LA FUERZA DE TRACCIÓN

1. Resistencia

La resistencia es la amplitud que evalúa la capacidad de un material para resistir las fuerzas externas estáticas (tracción, compresión, corte, torsión y flexión) o dinámicas.

2. Fuerza de tracción

Es la fuerza de tracción por unidad de área perpendicular a la dirección de la fuerza.²

Para la resistencia a la tracción se utiliza la fuerza de tracción (Ultimate Tensil Strength, UTS), que se obtiene con una prueba de tracción por extensión de la muestra.³

3. Pruebas de resistencia

Es posible medir las propiedades mecánicas de los materiales ante los distintos tipos de esfuerzos, mediante pruebas con máquinas universales, utilizando pruebas de laboratorio (in vitro) regulados por normas técnicas. Las pruebas pueden ser realizadas mediante ensayos estandarizados (muestras en barras) o geometrías efectivas (puentes, coronas), utilizando materiales vírgenes (nueva producción) o envejecidos artificialmente con ciclos térmicos en agua y /o simuladores de masticación.³

Las pruebas mecánicas estáticas prevén la aplicación de fuerzas crecientes desde cero hasta la ruptura de la muestra, la resistencia se expresa:³

- En Newton (N) para expresar la intensidad (fuerza) ejercida sobre la totalidad de la pieza para prótesis con geometrías efectivas (carga de ruptura).
- En Megapascal (MPa) para expresar la intensidad (esfuerzo) que actúa sobre la unidad de superficie, resultando significativa para ensayos estandarizados (carga de ruptura unitaria).

$$Resistencia\ MPa = \frac{N}{mm^2}$$

El valor expresado en MPa, indica la relación entre la carga necesaria para fracturar el enlace dividido por el área de la superficie de adhesión.

4. Pruebas de resistencia de unión

Las pruebas de resistencia de unión son utilizadas para pronosticar el desempeño clínico de reparaciones de las restauraciones cerámicas fracturadas y de las restauraciones cerámicas cementadas con resinas. Los valores que muestra esta prueba pueden a veces ser no representativas, dado que hay variables muy difíciles de estandarizar, en especial la geometría perfecta de las muestras estudiadas.⁴

Existen dos formas de medir la resistencia de unión, el cizallamiento y la tracción, dentro de ésta la tracción clásica y la microtracción. El test más comúnmente utilizado es el cizallamiento, pero estudios realizados, muestran que el test no evalúa realmente la calidad adhesiva de la unión, pero si evalúa la resistencia cohesiva del material localizado en la base del espécimen.⁶ Resultados de estudios indican, que el test de resistencia de unión a la tracción sería el más apropiado para evaluar la resistencia de unión de interfaces adhesivas, debido a la distribución de estreses más uniforme en esas regiones. En esta mira es que se creó el test de microtracción, que lo que hizo fue reducir el área evaluada, de esta forma se quería reducir el número y tamaño de los defectos en la zona de adhesión, disminuyendo así la incidencia de fallas cohesivas en el sustrato y aumentar la resistencia de unión a la tracción.⁶

2. ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

Antecedentes Internacionales

Atsu, S. S.; Kilicarslan, M. A.; Kucukesmen, H. C.; Aka, P. S. EFFECT OF ZIRCONIUM-OXIDE CERAMIC SURFACE TREATMENTS ON THE BOND STRENGTH TO ADHESIVE RESIN. 2006.¹⁴ En este estudio se arenan los especímenes se arenaron con partículas de 125 micras y se formaron 6 grupos, 3 de estos grupos fueron adicionalmente silicatizados. Para la unión química se utilizó el sistema adhesivo que consta de Clearfil Liner Bond 2V (con MDP) y Porcelain Bond Activator (con silano). Para la cementación se utilizó Panavia F. De acuerdo a los resultados, la silicatización con el sistema CoJet (previo arenado) seguido de la aplicación del sistema adhesivo en el que se mezcló el silano con MDP incrementó la resistencia de unión entre la cerámica de zirconio y el cemento resinoso Panavia F; seguido de las muestras silicatizadas y silanizadas.

Palacios, Rosario P.; Johnson, Glen, H.; Phillips, Keith M.; Raigrodski, Ariel J. RETENTION OF ZIRCONIUM OXIDE CERAMIC CROWNS WITH THREE TYPES OF CEMENT. 2006.²¹ El estudio se realizó en terceros molares. Las coronas fueron arenadas con óxido de aluminio 50 micras, luego limpiadas en ultrasonidos con alcohol isopropílico. Después de la prueba de tracción, las cofias fueron limpiadas con ácido fosfórico, se enjuagaron con alcohol isopropílico y se secaron. Se utilizaron el cemento resinoso Panavia F2 con ED Primer A&B, cemento resinoso autoadhesivo RelyX U200 y ionómero de vidrio modificado con resina RelyX Luting. Las estructuras cementadas fueron temocicladadas, 5000 ciclos. Para la prueba de tracción se utilizó maquina universal a 0,5 mm/min de avance. Los resultados fueron de 5.1, 5.0, 6.1 MPa para Panavia F2, RelyX U200 y RelyX Luting respectivamente.

Inokoshi, Masanao; Kameyama, Atsushi; De Munck, Jan; Minakuchi, Shunsuke; Van Meerbeek, Bart. DURABLE BONDING TO MECHANICALLY AND/OR CHEMICALLY PRE-TREATED DENTAL

ZIRCONIA. 2013.¹⁸ En este estudio, los especímenes o bien se silicataron con CoJet o no recibieron pre-tratamiento mecánico; a continuación, las muestras eran adicionalmente pre-tratadas usando ya sea un primer con un componente para zirconio o un primer con la combinación de MDP y silano o simplemente no tratadas químicamente. Por último, se unieron usando cemento convencional o uno con MDP. Después del almacenamiento por 10 días, se determinó la resistencia a la microtracción. El análisis reveló los más altos parámetros para la combinación CoJet más Clearfil Ceramic Primer cementado con Clearfil Esthetic y Panavia F2.0. Mientras que el cemento compuesto a base de cemento Bis-GMA (Clearfil Esthetic) se unió igualmente bien al óxido de zirconio utilizando silicización (CoJet) o no; la abrasión pareció indispensable para el cemento Panavia F2.0 basado en MDP que es más hidrófilo. Las conclusiones de este estudio fueron que para una unión de forma duradera al óxido de zirconio, la mejor recomendación es la combinación de un pre-tratamiento mecánico y químico.

Zandparsa, Roya; Talua, Nayrouz A.; Finkelman, Matthew D.; Schaus, Scott E. AN IN VITRO COMPARISON OF SHEAR BOND STRENGTH OF ZIRCONIA TO ENAMEL USING DIFFERENT SURFACE TREATMENTS. 2014.²⁷ En este estudio se comparó la resistencia al corte en óxido de zirconio tratado con: arenado, arenado y primer, solución Piranha, primer para aleaciones y silicización; las muestras se cementaron con un cemento de resina que contenía MDP. Se termociclaron las muestras y se realizó la prueba, obteniendo los mejores resultados cuando se utilizó arenado más primer (MDP), seguido por la silicización más silanización. En conclusión la abrasión con partículas seguido de una imprimación produjo mayor resistencia al esmalte.

Inokoshi, M.; De Munck, J.; Minakuchi, S; Van Meerbeek, B. META-ANALYSIS OF BONDING EFFECTIVENESS TO ZIRCONIA CERAMICS. 2014.¹⁷ En este estudio se analizaron 144 estudios relativos

a resistencia de unión al zirconio, entre 1990 y noviembre 2013. Los resultados mostraron, que la resistencia de unión fue significativamente inferior cuando el zirconio no fue tratado ni química ni mecánicamente. En las pruebas hechas en especímenes envejecidos, indicaron que este afectaba negativamente en un 50% la resistencia de unión cuando el zirconio que no había recibido tratamiento mecánico ni químico; pero cuando el zirconio era expuesto a tratamientos de arenado con óxido de aluminio y era pre-tratado con un primer con MDP, apenas disminuía la resistencia de unión al zirconio. Finalmente cuando el zirconio era triboquímicamente revestido con sílice y se utilizaba un primer con MDP u otro primer que contribuyera con la unión a la cerámica, hacía que la unión resistiera contra el envejecimiento. Respecto a los efectos de envejecimiento, en resumen, se observó que en todos los cementos resinosos se sufrió un envejecimiento negativo, la más baja reducción registrada en la resistencia de unión, fue cuando se utilizó un cemento libre de un monómero funcional.

Karimipour-Saryazdi, M; Sadid-Zadeh, R.; Givan, D.; Burgess, J. O.; Ramp L. C.; Liu, P. R. INFLUENCE OF SURFACE TREATMENT OF YTTRIUM-STABILIZED TETRAGONAL ZIRCONIUM OXIDES AND CEMENT TYPE ON CROWN RETENTION AFTER ARTIFICIAL AGING (2014).¹⁹ El propósito de este estudio era evaluar el efecto del tratamiento de superficie en la retención de las coronas de zirconio cementadas con 3 cementos resinosos después del envejecimiento artificial. Los molares fueron preparados (con 20° de conicidad, 4 mm de altura) y se dividieron en 3 grupos. La fabricación de las cofias se hizo en CAD/CAM. Tres tratamientos superficiales se aplicaron a la superficie interna de las cofias, presión de 45 psi, distancia de 10 mm, se limpiaron en ultrasonido en agua destilada. El grupo control no recibió tratamiento, el segundo fue arenado con óxido de aluminio, y el tercero se silicató. Se utilizó primer, las cofias fueron cementadas con cemento resinoso de autograbado (RelyX U200), de grabado total (Duo-Link) o adhesivo de autograbado (Panavia F 2.0). Las muestras se almacenaron

durante 24 horas, el envejecimiento artificial fue con 5 000 ciclos térmicos y 100 000 ciclos de carga dinámica. La retención se midió en una máquina universal de ensayo, a una velocidad de 0,5 mm / min. Los resultados mostraron valores promedio de retención desde 0.72 hasta 3.7 MPa. El tratamiento de la superficie aumentó la retención de las coronas, pero la diferencia no fue estadísticamente significativa, excepto para el grupo del cemento Duo-Link que reveló tener una retención significativamente menor comparada con los dos otros cementos. En conclusión la retención de las coronas de óxido de zirconio parece depender del tipo de cemento y no del tratamiento de la superficie.

Amaral, M.; Belli, R.; Cesar, P. F.; Valandro, L. F.; Petschelt, A.; Lohbauer, T. EL POTENCIAL DE LAS NUEVAS IMPRIMACIONES Y ADHESIVOS UNIVERSALES PARA VINCULARSE AL ÓXIDO DE ZIRCONIO. 2014.¹³ Los grupos estudiados se trataron como sigue: el grupo sin tratamiento y el grupo con arenado de Al_2O_3 (35 μm), se imprimaron con uno de los 5 primers o adhesivos que contenía un monómero de fosfato; al grupo silicatizado con sistema Rocatec o Siljet se aplicó silano; todos los grupos fueron cementados con Multilink. De acuerdo a los resultados el grupo sin tratamiento no resistió al termociclado. Los grupos sin arenado pero con imprimación sobrevivieron al termociclado. Todos los grupos que fueron imprimados luego del arenado presentaron una resistencia adecuada, pero los mejores resultados los presentaron los que fueron imprimados con Monobond N o Single Bond Universal; estos resultados fueron similares a los de Rocatec o Siltec. En conclusión los primers para zirconio así como los adhesivos universales pueden ser considerados como alternativa para la unión al zirconio, pero la abrasión previa es necesaria; de igual manera la silicatación seguida de la aplicación de silano presenta una resistencia a la tracción elevada.

Mejía Bravo, Richard Milton; Caparroso Pérez, Carlos Bernardo; Ruiz Restrepo, Xiomara Cristina; Espitia Mesa, José Fernando; Moreno

Castillo, Jenny Alexandra; Montoya Sepúlveda, Andrés Felipe. EVALUACIÓN EX VIVO DE LA RETENCIÓN DE ESTRUCTURAS EN ZIRCONIA-YTRIA DE PROCERA CON DIFERENTES CEMENTOS. 2014.²⁰ El propósito de este estudio fue evaluar la retención de estructuras de zirconio, cementadas con 4 materiales distintos sobre molares, luego de 5 000 ciclos térmicos. Los molares fueron tallados con ángulo de convergencia de 10° por pared, el tallado axial con profundidad de 1.5 mm y una altura del muñón de 4 mm. Se formaron 4 grupos y se cementó cada grupo con un material diferente y fueron termocicladas con 5 000 ciclos. Luego fueron traccionadas y se analizaron los tipos de fallas. Los resultados mostraron valores promedio de retención en Newtons, estos fueron de 440 N para el Ketac Cem, de 698 N para el Multilink Automix, de 686 N para el Panavia F 2.0 y de 551 N para el RelyX U100. La falla adhesiva a la dentina se presentó en el 53,8%. Se llegó a la siguiente conclusión, que los cementos resinosos con monómeros de fosfato ácidos, reportan valores superiores en la retención en comparación con cementos convencionales.

Shin, Y. J.; Shin, Y.; Yi, Y. A.; Kim, J.; Lee, I. B.; Cho, B. H.; Son, H. H.; Seo, D. G. EVALUATION OF THE SHEAR BOND STRENGTH OF RESIN CEMENT TO Y-TZP CERAMIC AFTER DIFFERENT SURFACE TREATMENTS. 2014.²³ En este artículo Shin y cols. evaluaron diferentes tratamientos de la superficie del Y-TZP, midiendo la resistencia al cizallamiento. Utilizaron dos cementos resinosos distintos que contenían MDP. Se evaluaron cinco grupos de acuerdo al tratamiento de la superficie del zirconio: sin tratamiento, arenado con partículas de Al₂O₃, Z-Prime Plus aplicado sobre óxido de zirconio solo pulido, Z-Prime Plus aplicado sobre zirconio después del arenado y silicatización con sistema CoJet seguido de la aplicación de silano. Los grupos se dividieron en dos y se cementaron con Panavia F2.0 y con Clearfil SA. El más alto valor lo obtuvo el zirconio arenado más la aplicación del primer; esto con ambos cementos resinosos. Los grupos

de control obtuvieron los resultados más bajos. No se encontraron diferencias significativas entre los cementos. Se recomendó la combinación de arenado más la utilización de primers, esto para cementos que contienen MDP.

Sadighpour, Leyla; Fazel, Akbar; Geramipannah, Farideh; Allahdadi, Mahdi. EFFECT OF RESIN CEMENT MIXING METHOD ON THE RETENTION STRENGTH OF A CAD/CAM ZIRCONIA CROWNS. 2014.²² El objetivo del presente estudio fue examinar el efecto de tres cementos con diferentes métodos de mezcla, respecto a la retención de las coronas de zirconio CAD/CAM. Se utilizaron premolares superiores, se dividieron en tres grupos aleatoriamente y se prepararon con conicidad de 6°, altura del muñón 4 mm y una línea terminal con hombro redondeado. Se fabricaron coronas en CAD/CAM para cada diente. Las coronas fueron arenadas con alúmina de 110 µm, y se cementó con uno de los 3 cementos diferentes. Después de 3 000 de ciclos térmicos, la retención se midió utilizando una máquina de ensayo universal. El valor de retención promedio para el grupo RelyX U200 Aplicap fue de 6.45 MPa, para el grupo RelyX U200 4.99 MPa y para el grupo Panavia F2 4.45 MPa; las diferencias entre los tres grupos de prueba fueron significativas. Lo que llevó a la conclusión de que el mezclado del cemento influye en la resistencia de unión.

Shruti Sushilkumar, Sonavane. RETENTION OF CAD/CAM CROWNS LUTED WITH RESIN CEMENTS AND RMGI. 2015.²⁴ En el presente estudio se efectuaron pruebas de tracción tras la cementación de coronas de óxido de zirconio y disilicato de litio en premolares humanos y se reportaron fallas de diferentes tipos dentro las cuales estuvo la fractura del muñón, quedando éste dentro de la corona, este tipo de falla representó el 30.90% del total de las muestras. El resultado más alto registrado fue de 8.57 MPa.

Yi, Y. A.; Ahn J. S.; Park, Y.J.; Jun, S. H.; Lee, I. B.; Cho, B. H.; Son, H. H.; Seo, D. G. THE EFFECT OF SANDBLASTING AND DIFFERENT

PRIMERS ON SHEAR BOND STRENGTH BETWEEN YTTRIA-TETRAGONAL ZIRCONIA POLYCRYSTAL CERAMIC AND A SELF-ADHESIVE RESIN CEMENT. 2015.²⁶ En este estudio Yi y cols. evaluaron el efecto de los primers para el óxido de zirconio con arenado, la silicatización con silano y evaluaron también la resistencia al cizallamiento entre el Y-TZP y los cementos de resina autoadhesivos. Utilizaron los siguientes primers, Monobond N, Z-Prime Plus; se silicató con CoJet y silanizó. Las muestras se termociclaron y se sometieron a una prueba de resistencia al cizallamiento. Los resultados mostraron que la combinación de arenado con el Z-Prime Plus obtuvieron los mejores resultados, seguido del arenado combinado con Monobond N y en tercer lugar los especímenes silicatizados y silanizados. Se concluyó que el arenado combinado con Z-Prime Plus mejora de la resistencia de la unión entre Y-TZP y el cemento resinoso autoadhesivo.

Bielen, Vincent; Inokoshi, Masanao; Munck, Jan De; Zhang, Fei; Vanmeensel, Kim; Minakuchi, Shunsuke; Vleugels, Jozef; Naert, Ignace; Meerbeek, Bart Van. BONDING EFFECTIVENESS TO DIFFERENTLY SANDBLASTED DENTAL ZIRCONIA. 2015.¹⁵ El presente estudio evaluó la durabilidad de diferentes pre-tratamientos, esto realizando pruebas de tracción. Los especímenes se dividieron en 4 grupos: un grupo control (sin pre-tratamiento), un grupo al que se arenó con óxido de aluminio (50 micras), los otros dos grupos fueron silicatizados (CoJet o SilJet). Las muestras fueron adicionalmente tratadas químicamente empleando un primer con 10-MDP y silano (Clearfil Ceramic Primer). Se utilizó cemento RelyX Ultimate. Los bloques se almacenaron en agua destilada (7 días), luego fueron sometidos a envejecimiento mecánico (10 000 ciclos). Posteriormente, se determinó la resistencia de la unión de microtensión. Los resultados revelaron los más altos parámetros cuando el zirconio fue arenado triboquímicamente con sílice usando ya sea CoJet o SilJet. El parámetro para el zirconio arenado con Al_2O_3 se redujo significativamente durante el envejecimiento mecánico, lo cual no ocurrió cuando el zirconio fue arenado triboquímicamente con sílice.

Bömicke, W.; Schürz, A.; Krisam, J.; Rammelsberg, P.; Rues, S. DURABILITY OF RESIN-ZIRCONIA BONDS PRODUCED USING METHODS AVAILABLE IN DENTAL PRACTICE. 2016.¹⁶ En el presente artículo Bömicke y cols. evaluaron la fuerza de unión de la resina al óxido de zirconio después del envejecimiento artificial. Se preparó muestra control sin ningún tratamiento, se arenó con alúmina o se silicató (Rocatec o CoJet). La cementación se hizo como sigue: Panavia 21 con Clearfil Ceramic Primer, Multilink Automix con Monobond N y RelyX Ultimate con Single Bond Universal. Las muestras se almacenaron en agua a 37°C, ya sea por 3 días o durante 150 días conjuntamente con 37 500 ciclos. Después del envejecimiento a largo plazo, se procedió a hacer la prueba de tracción; se obtuvieron los mejores resultados para las muestras recubiertas de sílice (ROCATEC) y cementadas con Panavia 21 con Clearfil Ceramic Primer; este fue el único grupo para el que la fuerza de adhesión fue mayor a 10 MPa. Se llegó a la conclusión siguiente: la mayoría de las estrategias de unión no lograron crear fuerzas de unión estables con el de óxido de zirconio a largo plazo luego del envejecimiento, por tanto no sería aconsejable depender únicamente de la adherencia para evitar la dislocación de las restauraciones en óxido de zirconio.

Xie, H.; Li, Q.; Zhang, F.; Lu, Y.; Tay, F. R.; Qian, M.; Chen, C. COMPARISON OF RESIN BONDING IMPROVEMENTS TO ZIRCONIA BETWEEN ONE BOTTLE UNIVERSAL ADHESIVES AND TRIBOCHEMICAL SILICA COATING, WHICH IS BETTER. 2016.²⁵ El objetivo de este estudio fue comparar qué funcionaba mejor en la unión de la resina al óxido de zirconio luego del envejecimiento, la silicatización seguida de silano o los adhesivos universales de un frasco. La silicatización (30 micras a 10 mm de distancia durante 15 segundos a 44 Psi) fue seguida de la silanización; además los especímenes fueron arenados con óxido de aluminio de 50 micras, a los cuales se les aplicó uno de los tres adhesivos universales de un frasco que contenían MDP; esto, con o sin un acondicionamiento previo con Z-Prime Plus. Todos los

especímenes fueron cementados con Variolink (cemento resinoso a base de Bis-GMA). Los más altos resultados a la resistencia de unión fueron observados en el grupo con silicatización y silanización y en el grupo con Z-Prime y Clearfil Universal Bond, tanto en el envejecimiento a corto luego del termociclado. La conclusión fue que los adhesivos universales de un frasco eran una alternativa a la silicatización seguida de la silanización, mientras que la unión entre la resina y el óxido de zirconio es más sensible a la hidrólisis cuando se utiliza un primer o un adhesivo universal de un frasco.

Antecedentes Nacionales

No se encontraron

Antecedentes Locales

No se encontraron.

3. HIPÓTESIS

Dado que el sistema CoJet es un método triboquímico de silicatización, mediante el cual las superficies de las cerámicas ácido resistentes pueden ser recubiertas de una delgada capa de sílice y que las partículas de óxido de aluminio modificadas con sílice que golpean la superficie pueden producir una ligera abrasión de la misma, obtendremos una mayor área de contacto, una mayor energía superficial, dando lugar a una ligera unión micromecánica; por otro lado gracias a esta silicatización, el sílice podrá interactuar con el silano, como es el caso en las cerámicas vítreas, además componentes del adhesivo universal también podrán reaccionar químicamente con el óxido de zirconio, produciendo enlaces químicos con la superficie tratada.

Por lo expuesto, es probable que la resistencia a la tracción de las coronas de óxido de zirconio silicatizadas sea mayor que las que no fueron silicatizadas.

CAPÍTULO III: METODOLOGÍA

1. ÁMBITO DE ESTUDIO

El ámbito de estudio donde se ha llevado a cabo la investigación ha sido en el laboratorio dental J. LAB (Arequipa), donde se llevó a cabo todo el proceso de producción; en el laboratorio dental Dents Ceramic (Arequipa), donde previamente a la fabricación se evaluó el eje de inserción y en el laboratorio especializado en ensayos mecánicos de materiales HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE (Lima).

2. TIPO Y DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

2.1 TIPO DE ESTUDIO

El tipo de investigación es experimental ya que la silicatización fue realizada en la superficie interna de las coronas de óxido de zirconio, con el fin de medir la resistencia a la tracción.

2.2 DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

- **De acuerdo a la temporalidad**

La presente investigación es transversal ya que se realizó una medición al momento de medir la resistencia a la tracción.

- **De acuerdo al lugar donde se obtendrán los datos**

Laboratorial, ya que la recolección de datos se realizó en el laboratorio clínico al momento de medir la resistencia a la tracción.

- **De acuerdo al momento de la recolección de datos**

Prospectivo, porque los datos se analizaron transcurrido un determinado tiempo.

- **De acuerdo a la finalidad investigativa**

Es comparativo puesto que la presente investigación nos permitió comparar la resistencia a la tracción de coronas de óxido de zirconio con y sin silicatización.

3. UNIDADES DE ESTUDIO

Las unidades de estudio estuvieron representadas por coronas de óxido de zirconio.

4. POBLACIÓN Y MUESTRA

La población estuvo representada por coronas de óxido de zirconio.

Se tomó la opción de grupos, porque se trata de una investigación experimental en la cual se quiere comparar la diferencia en las unidades de estudio.

4.1 Tamaño de la muestra

Para la siguiente investigación el tamaño de la muestra se determinará de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$n = \frac{Z\alpha^2 p \cdot q}{10^2}$$

Donde:

$Z\alpha =$ Nivel de confianza: 95 % \rightarrow 1.96

$p =$ Probabilidad que ocurra el fenómeno (99%)

$q =$ 100 - $p = 1\%$

$E =$ Error muestral = 10%

Reemplazando:

$$n = \frac{(1.96)^2(99)(1)}{10^2} = 3.8 = 4$$

Finalmente se determinó trabajar con una muestra de 4 coronas de óxido de zirconio por grupo es decir en total 12 coronas de óxido de zirconio.

- **Identificación de los grupos**

De forma aleatoria las doce coronas codificadas con numeros del 1 al 12 fueron divididas en tres grupos de cuatro, así como sus piezas dentarias correspondientes (previamente rotuladas y talladas). Se fabricaron cubos en silicona y todo fue codificado estrictamente; grupo 1: grupo control rotulado con las letras GC seguidas de números del 1 al 4, grupo 2: grupo sin silicatización rotulado con las letras GSS seguidas de números del 1 al 4 y grupo 3: grupo con silicatización rotulado con las letras GCS y seguidas de números del 1 al 4.

- **Criterios de inclusión**

- Altura total de las coronas de óxido de zirconio, mayor a 13 mm.
- Grosor de las caras libres de la coronas de óxido de zirconio mayor a 0,5 mm.
- Grosor de las caras proximales de las coronas de óxido de zirconio mayor a 0,5 mm.
- Angulación de las paredes axiales 0°.
- Buena adaptación de la corona.

- **Criterios de exclusión**

- Coronas de óxido de zirconio que presenten signos de deterioro.

5. TÉCNICAS Y PROCEDIMIENTOS

5.1 Definición operacional de variables

VARIABLE	INDICADORES	NATURALEZA	ESCALA DE MEDIDAS	TIPO DE VARIABLE
Silicatización	Partículas de Alúmina modificadas con sílice de 30 µm. Sin silicatización	Cualitativa	Nominal	Estímulo
Resistencia a las fuerzas de tracción	Mega Pascales	Cuantitativa	Razón	Respuesta

5.2 Técnicas e instrumentos de recolección

Se consideró pertinente la utilización de la técnica de observación indirecta ya que para poder obtener datos de la medición de la variable es necesario la utilización de un instrumento mecánico.

Instrumentos de investigación

Instrumento:

Se utilizó una ficha de recolección de datos (Anexo N° 1)

6. PRODUCCIÓN Y REGISTRO DE DATOS

6.1 Prueba Piloto

Se realizaron 2 pruebas piloto, en la segunda prueba se llegó a determinar los siguientes parametros de ejecución:

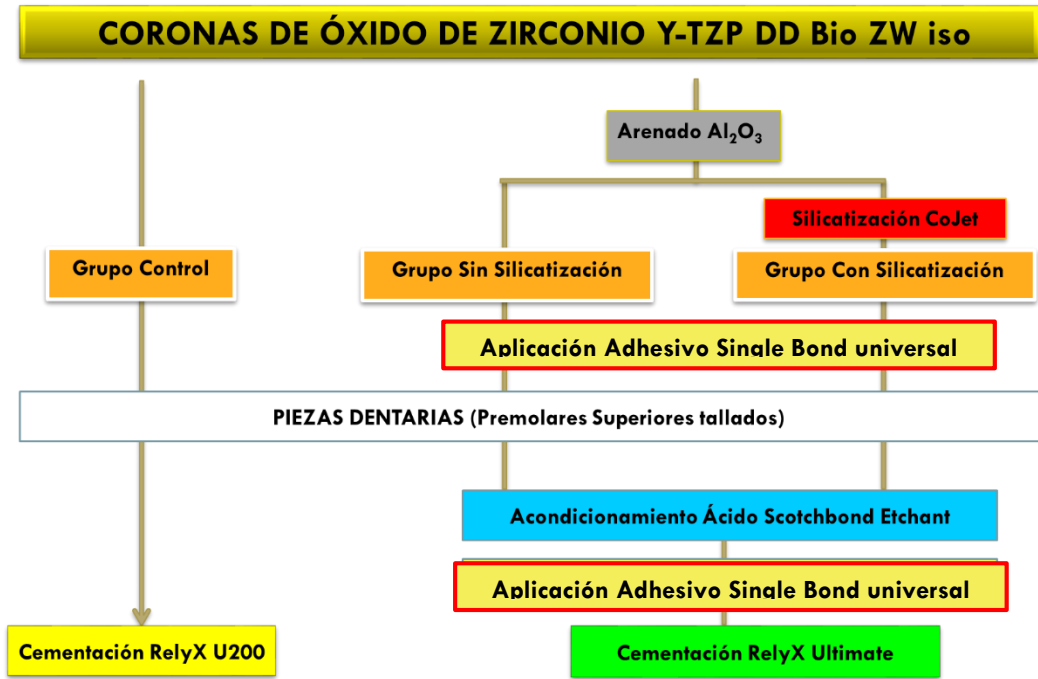
1. Tipo de restauración: corona telescópica con paredes axiales en 0° que den el paralelismo necesario para prueba de tracción.
2. Altura mínima de 13 mm, de los cuales 4 mm libres para muñón y 9 mm para la sujeción de la corona de óxido de zirconio a la maquina universal.
3. Cubos de acero fresados a 2.5 mm en todo el contorno y las bases paralelas al piso para vaciar el acrílico y posicionar las coronas de óxido de zirconio ya cementadas de manera perpendicular al plano del cubo, tanto en sentido mesio-distal como vestíbulo-palatino, para la prueba de tracción.

Figura 5. Parámetros para la preparación de las muestras para la realización de la prueba de tracción.



4. Se definió el procedimiento a seguir para la cementación de las coronas de óxido de zirconio (Cuadro 1.):

Cuadro 1. Procedimiento de cementación



6.2 Recolección y almacenamiento de las piezas dentarias

Para el presente estudio se utilizaron premolares superiores recientemente extraídos (menor a dos meses) por tratamiento de ortodoncia. Se desinfectaron con hipoclorito de sodio al 2% por cinco minutos, luego se procedió a retirar los restos de tejido blando con bisturí número 11 y la limpieza se terminó con ultrasonido (Woodpecker UDS-P, China).

El estado del esmalte y dentina se verificó con microscopio dental (Zumax, China), aumento de 24 y 36 veces. El esmalte no debía estar resquebrajado, ni presentar fisuras o grietas muy marcadas; en el caso de caries, estas debían limitarse al esmalte.

Se seleccionaron 12 premolares. Durante todo el proceso las piezas dentarias se almacenaron en agua destilada (Dinosol, Perú) a temperatura ambiente.

6.3 Preparación de las piezas dentarias

Los dientes fueron tallados por un operador estandarizado, quien utilizó microscopio dental (Zumax, China) con aumento de 10, 15 y 24 veces. Antes de empezar cada diente fue rotulado con números del uno al doce, se marco la cara vestibular con una "V", la cara distal con una "D". Se utilizaron piedras diamantadas, una piedra nueva de cada tipo para cada grupo, se dejó un muñón de 4 mm de altura, se eligió como terminación cervical hombro recto redondeado, el desgaste mínimo a nivel del hombro fue de 0.59 mm y el ángulo de convergencia total fue de 6° a 10°. Se procedió de acuerdo al siguiente protocolo:

Se utilizó pieza de mano de alta velocidad (Being, China) el tallado se hizo bajo refrigeración con agua destilada (Dinosol, Perú). Se retiró la pieza dentaria a tallar del agua destilada donde estaba almacenada.

1. Con una piedra troncocónica, grano de 125 micras de 2.5 mm de diámetro (verde) 855 (NTI, Alemania), se cortaron las cúspides tanto vestibular como palatina.
2. Con una piedra cilíndrica punta plana ángulo redondeado de 1.1 mm de diámetro, grano de 80 micras (azul) 837 KR (Intensiv, Suiza), se realizaron surcos de orientación en sentido cérvico-oclusal de 1mm de profundidad, tres surcos fueron hechos en la cara vestibular y palatina respectivamente, además se hizo un surco tanto en la cara mesial como distal de la pieza; los surcos fueron marcados con lapiz.
3. Se verificó la profundidad de los surcos con una sonda milimetrada (Hu Friedy, USA).
4. Con una piedra troncocónica punta plana con ángulo redondeado de 1.8 mm de diámetro, grano de 80 micras (azul) 847 KR (Intensiv, Suiza) y de un ángulo de inclinación de 2.5° se procedió a la unión de los surcos y la formación del hombro recto redondeado.
5. El acabado de las paredes de las caras libres y proximales, se realizó con una piedra troncocónica de punta plana con ángulo

redondeado de 2.3 mm de diámetro (con guía), grano de 40 micras (rojo) 8372 P (Komet, Alemania) y de un ángulo de inclinación de 3°, con lo que se obtuvo un ángulo de convergencia total de 6°, un desgaste mínimo de 0.59 mm a nivel de margen cervical y un hombro recto redondeado.

6. Con una sonda periodontal milimetrada (Hu Friedy, USA) se midió la altura del muñón y se eliminó de la cara oclusal el tejido dentario exedente con una piedra troncocónica punta plana con ángulo redondeado de 1.8 mm de diámetro, grano de 80 micras (azul) 847 KR (Intensiv, Suiza), hasta obtener un muñón de 4 mm de altura.
7. Con una piedra troncocónica punta redonda de 1.6 mm de diámetro, grano de 40 micras (rojo) 199 (MDT, Israel), se hizo el acabado de la cara oclusal.
8. Para terminar, con una piedra balón de 2.2 mm de diámetro, grano de 40 micras (rojo) 368 (MDT, Israel), se redondiaron los ángulos de la cara oclusal.
9. Terminado el tallado se verificó nuevamente la altura del muñón (4mm) y el diente se sumergió nuevamente en agua destilada para su almacenamiento a temperatura ambiente.

6.4 Verificación del eje de inserción

Una vez que todos los dientes fueron tallados, se verificó el eje de inserción y el ángulo de convergencia total.

Los doce premolares superiores fueron escaneados con CAD-CAM (Amann Girrbach, Austria). Cada pieza fue cubierta con spray de escaneo (Aldente, Alemania), se validó el eje de inserción correcto y el ángulo de convergencia total de 6° a 10°.

Terminado el escaneo los dientes fueron lavados con agua destilada para eliminar el spray y fueron almacenados en agua destilada a temperatura ambiente.

6.5 Fabricación de las coronas de zirconio

Se utilizó sistema CAD-CAM InLab (Sirona, Alemania), se pidió disco de Zirconio Parcialmente Estabilizado con itrio Y-TZP DDBIO-Zw iso (Dental Direkt materials, Alemania) de 25 mm de altura. De acuerdo a prueba piloto, se determinó optar por una corona de óxido de zirconio telescópica como tipo de restauración.

- **Fase CAD**

Los dientes fueron escaneados uno por uno, se utilizó spray de escaneo (ALDENTE, Alemania).

Se determinó el eje de inserción.

Se verificó la línea terminal de la preparación.

Se eligió el tipo de restauración, en este caso, “corona telescópica”, que permite tener paredes de 0° (que facilitó la prueba de tracción).

Se fijaron los parámetros:

1. Espacio para cemento, 20 micras.
2. Ángulo de rampa 75°.
3. Ángulo de paredes 0°.
4. Anchura de hombro oclusal de 0.0 mm.
5. Altura de la corona telescópica, mínimo 13 mm (altura necesaria para efectuar prueba de tracción).

Cada corona fue rotulada con su número respectivo del uno al doce, a nivel de la cara oclusal. Los datos se procesaron en el software InLab (Sirona, Alemania).

- **Fase CAM**

Los datos fueron exportados al sistema CAM. Los proyectos de las coronas terminadas fueron ubicados en el disco, se validó el fresado de las estructuras en la máquina InLab MC X5 (Sirona, Alemania). Terminado el fresado se verificó el buen estado de la estructura.

- **Fase de sinterización**

Todas las coronas se sinterizaron juntas en el horno InFire HTC (Sirona, Alemania). Las coronas fueron colocadas en el cenicero. Se programó el horno, el tiempo de sinterización programado fue de 4 horas 34 minutos. La temperatura de sinterización fue de 1 500°C. una vez terminado el proceso, se verificó el sellado y la adaptación.

Durante todo este procedimiento los dientes preparados luego de lavarlos para eliminar el spray de escaneo, fueron almacenados en agua destilada a temperatura ambiente.

6.6 Determinación de los grupos de investigación

Se confeccionaron cubos de silicona de condensación C Silicone 2 Putty (DE Healthcare Products, Italia). En un molde se colocó la silicona y el diente respetando el eje de inserción y se volvió a almacenar el diente en agua destilada.

De forma aleatoria las doce coronas fueron divididas en tres grupos de cuatro y todo fue codificado estrictamente; grupo 1: grupo control rotulado con las letras GC seguidas de números del 1 al 4, grupo 2: grupo sin silicatización rotulado con las letras GSS seguidas de números del 1 al 4 y grupo 3: grupo con silicatización rotulado con las letras GCS y seguidas de números del 1 al 4.

Las coronas fueron cementadas en el siguiente orden: grupo control (GC), grupo sin silicatización (GSS) y grupo con silicatización (GCS).

Se cronometraron los actos que así lo requerían. Se trabajó durante todo el proceso de cementación con ayuda de microscopio dental (Zumax, China).

6.7 Cementación del Grupo Control (GC)

El diente fue retirado del agua destilada y posicionado en su cubo de silicona respectivo (codificado). Se utilizó agua destilada (Dinisol, Perú) en la unidad dental.

- **Tratamiento de las coronas de óxido de zirconio**

1. La corona fue limpiada con una bolita de algodón estéril con alcohol al 70%.
2. La corona fue colocada en un vaso dappen con alcohol al 70% en espera de la preparación de la superficie dentaria.

- **Preparación de la superficie dentaria:**

1. La superficie dentaria fue limpiada con piedra pómez hasta eliminar todo rastro de suciedad.
2. Fue lavada con chorro de agua destilada hasta retirar todo residuo de piedra pómez.
3. Fue secada con aire de jeringa triple.

- **Cementación de la corona de zirconio**

1. Se retiró la corona del vaso dappen con etanol, se secó la corona con aire de jeringa triple.
2. Se verificó posición y sellado de la corona con microscopio dental (Zumax, China) con aumento de 15, 24 y 36 veces y se colocó la corona en un vaso dappen limpio y seco.
3. Se dispensó 2 clicks del cemento RelyX U200 (3M ESPE, Alemania) en el block de mezcla. Se puso cronómetro por seis minutos (que se inició al momento de empezar a mezclar el cemento).
4. Se mezcló el cemento homogeneamente por 20 segundos con espátula de cemento (Saona, Perú), evitando la incorporación de oxígeno.

5. Se colocó la mezcla al interior de la corona y con la ayuda de una espátula porta cemento (Saona, Perú), se cubrieron regularmente todas las paredes.
6. Se asentó firmemente la corona sobre la preparación dentaria, se mantuvo presión ligera y constante mientras se retiraba excesos de cemento con pincel (Cybertech, China).
7. Se colocó gel hidrosoluble con microbrush regular (LK, China) a nivel del sellado marginal.
8. Se fotopolimerizó con lámpara LED Valo (Ultradent, USA) por 20 segundos con una potencia de $1\ 000\ \text{mW}/\text{cm}^2$, primero se fotopolimerizaron las caras mesial y distal, luego la cara palatina y vestibular, se esperaron los 6 minutos del cronómetro para la autopolimerización y se terminó fotopolimerizando la cara oclusal 2 veces por 3 segundos con una potencia de $3\ 200\ \text{mW}/\text{cm}^2$.
9. Se procuró retirar todos los excesos del cemento.
10. Se verificó sellado marginal post cementado con microscopio dental (Zumax, China) con aumento de 24, 36 veces, una vez cementado se almacenó la muestra en agua destilada a temperatura ambiente.

6.8 Cementación de los grupos sin silicatización (GSS) y con silicatización (GCS)

Las 8 piezas dentarias correspondientes a los grupos GSS y GCS fueron retiradas del agua destilada y colocadas cada una en un vaso dappen individual con agua destilada. De igual manera, en otros vasos dappen fueron separadas las 4 coronas del grupo GSS y las 4 coronas del grupo GCS; así como también se seleccionaron los cubos de silicona codificados correspondientes.

- **Tratamientos de la superficie interna de las coronas de zirconio**

Tanto el grupo GSS y GCS recibieron tratamiento con partículas de óxido de aluminio de 50 micras. Sólo el grupo GCS recibió tratamiento de silicatización.

- a) **Tratamiento de arenado con óxido de aluminio (Al_3O_2) de los grupos sin silicatización (GSS) y con silicatización (GCS)**

Cada corona de los grupos GSS y GCS, fue arenada con óxido de aluminio de 50 micras Zeta Sand (Zhermark, Italia). Se utilizó microarenador Micro Jato (Bio-art, Brasil), la presión utilizada fue de 40 psi (equivalente a 2,8 bar) a una distancia entre 2 - 5 mm con una angulación de 45°. El arenado se realizó haciendo movimientos de derecha a izquierda y bisceversa de manera que se consiguió un arenado regular y homogéneo. Se procedió como sigue:

1. El arenado se comenzó por las caras proximales 6 segundos cada una hasta el nivel del hombro.
2. La cara oclusal por 6 segundos.
3. Las caras libres 4 segundos cada una hasta el nivel del hombro.
4. Terminado el arenado se eliminaron las partículas sueltas con chorro fuerte de aire.
5. Se verificó que el arenado sea homogéneo con microscopio aumento 24 y 36 veces (Zumax, China).
6. Se colocaron en vasos dappen.
7. Luego, las coronas pasaron por una cuba ultrasónica (Cristófoli, Brasil) en etanol 96% por 3 minutos a una frecuencia ultrasónica de 42 kHz, para lo cual se colocaron las coronas dentro de cubos de vidrio individuales.

8. Seguidamente fueron secadas con chorro de aire de jeringa triple y almacenadas individualmente en vasos dappen cubiertos para evitar todo tipo de contaminación.

b) Tratamiento de silicatización del grupo con silicatización (GCS), con óxido de aluminio (Al_3O_2) modificado con sílice CoJet Sand (3M ESPE, Alemania)

Las coronas ya arenadas fueron silicatizadas con chorro de óxido de aluminio modificado con sílice de partículas de 30 micras Cojet Sand (3M ESPE, Alemania).

Se utilizó microarenador Micro Jato (Bio-art, Brasil), la presión utilizada fue de 40 psi (equivalente a 2,8 bar) a una distancia entre 2 - 5 mm con una angulación de 45°. El arenado se realizó haciendo movimientos de derecha a izquierda y bisceversa de manera que se pudo obtener un arenado regular y homogéneo. Se procedió como sigue:

1. Se comenzó por las caras proximales 6 segundos cada una hasta el nivel del hombro.
2. Luego la cara oclusal 6 segundos.
3. Seguido de 4 segundos para las caras libres respectivamente hasta el nivel del hombro.
4. Terminado el arenado se eliminaron las partículas sueltas con chorro fuerte de aire y se colocaron en los vasos dappen.
5. Se verificó que el arenado sea homogéneo con microscopio con aumento 24 y 36 veces (Zumax, China).
6. Se colocaron los vasos dappen y fueron cubiertos para evitar todo tipo de contaminación.

- **Acondicionamiento de la superficie dentaria de los grupos sin silicatización (GSS) y con silicatización (GCS)**

1. La superficie dentaria fue limpiada con piedra pómez hasta eliminar todo rastro de suciedad.
2. Fue lavada hasta retirar todo residuo de piedra pómez.
3. Fue secada con aire de jeringa triple.
4. Se optó por el grabado selectivo, sólo se grabó el esmalte con ácido ortofosfórico al 35% Scotchbond Etchant (3M ESPE, Alemania) por 15 segundos.
5. Se enjuagó por 30 segundos con chorro de agua destilada de jeringa triple.
6. Se secó con confetis estériles de papel filtro lento.
7. Se agitó frasco de adhesivo por 5 segundos. Se colocó adhesivo universal Single Bond Universal (3M ESPE, Alemania) con microbrush fino (LK, China) frotando la superficie por 20 segundos.
8. Se eliminó solvente con chorro suave de aire aplicado desde una distancia aproximada de 5 centímetros (sin movimientos) hasta que ya no se movió el adhesivo y el solvente se evaporó por completo.
9. Se fotopolimerizó el adhesivo durante 10 segundos con lámpara a fotopolimerizar LED Valo (Ultradent, USA) con una potencia de $1\ 000\ \text{mW}/\text{cm}^2$.

- **Tratamiento con Adhesivo Single Bond Universal (3M ESPE, Alemania) de las coronas de los grupos sin silicatización (GSS) y con silicatización (GCS)**

1. Se retiró del vaso dappen (cubierto) la corona previamente tratada (arenada o silicatizada).

2. Se verificó la posición y sellado de la corona con microscopio dental (Zumax, China) con aumento de 24 y 36 veces.
 3. Se agitó el frasco de adhesivo por 5 segundos. Se aplicó al interior de la corona el adhesivo Single Bond Universal (3M ESPE, Alemania) con un microbrush fino (LK, China) y se dejó actuar durante 20 segundos.
 4. Se eliminó solvente con chorro de aire aplicado desde una distancia aproximada de 5 centímetros (sin hacer movimientos) hasta que ya no se movió el adhesivo y el solvente se evaporó por completo.
 5. Se volvió a colocar la corona dentro del vaso dappen limpio y seco.
- **Cementación propiamente dicha de los grupos sin silicatización (GSS) y con silicatización (GCS)**
 1. Se cronometró por 6 minutos.
 2. Se virtieron 3 clicks del cemento RelyX Ultimate (3M ESPE, Alemania).
 3. Se mezcló con una espátula a cemento (Saona, Perú) la pasta base y la pasta catalizadora en una pasta homogénea durante 20 segundos, evitando la incorporación de oxígeno.
 4. Se colocó la mezcla al interior de la corona y con la ayuda de una espátula porta cemento (Saona, Perú) se cubrieron regularmente todas las paredes.
 5. Se asentó firmemente la corona sobre la preparación dentaria, se mantuvo presión ligera y constante mientras se retiraban los excesos de cemento con pincel (Cybertech, China).
 6. Se colocó gel hidrosoluble con microbrush regular (LK, China) a nivel del sellado marginal.

7. Se fotopolimerizó con lámpara LED Valo (Ultradent, USA) por 20 segundos con una potencia de 1 000 mW/cm², primero se fotopolimerizaron las caras mesial y distal, luego la cara palatina y vestibular, se esperaron los 6 minutos del cronómetro para la autopolimerización y se terminó por la cara oclusal 2 veces por 3 segundos con una potencia de 3 200 mW/cm².
8. Se procuró retirar todos los excesos del cemento.
9. Se verificó sellado marginal post cementado con microscopio dental (Zumax, China) con aumento de 24 y 36 veces.
10. Una vez cementado se almacenó la muestra en agua destilada a temperatura ambiente.

6.9 Preparación de las muestras en cubos para la prueba de tracción

Las muestras cementadas, fueron almacenadas durante 8 días en agua destilada a temperatura ambiente, el día 7 fueron colocadas en cubos de fierro preparados de acuerdo a lo establecido.

Para la acrilización de las muestras, en el laboratorio de ensayos fueron preparados doce cubos en fierro de una pulgada de ancho, éstos fueron fresados de manera de alcanzar 25 mm de altura, además fueron fresadas dos placas de fierro en forma de “herradura” con paredes paralelas y con ángulos de 90° con el fin de poder posicionar correctamente las muestras dentro del acrílico de autocurado.

1. Se mezcló acrílico (Vitacrown, Colombia) y monómero (Vitacryl, Perú) en un vaso dappen de silicona.
2. Sobre una plancha de vidrio templado se posicionó el cubo de fierro y se vertió el acrílico en fase filamentosa.
3. Se colocó dentro del acrílico el diente ya coronado (preparado con silicona a nivel del cuello cervical), a una altura aproximada de 1 a 2 mm del límite amelo-cementario.
4. Inmediatamente se posicionó una placa de fierro en forma de herradura encima del cubo, apoyando la cara vestibular contra la

concauidad de la herradura y la cara mesial de la corona contra una de las caras internas planas de la herradura; del otro lado la cara palatina se presionó con la barra de fierro de ángulos rectos, de manera que el diente permaneció perfectamente paralelo tanto en sentido mesio-distal como vestibulo-palatino.

5. Una vez el acrilico polimerizado se retiro la placa de fierro en herradura y se eliminaron los excesos.
6. Cada muestra acrilizada fue estrictamente codificada y almacenada en agua destilada a temperatura ambiente.

6.10 Prueba de tracción

El día octavo posterior a la cementación se realizaron las pruebas de tracción. Para este fin fue utilizada la máquina digital de ensayos universales CMT- 5L (LG, Korea) a una velocidad de 0.5 mm/min. con una aproximación de 0.001 N y la superficie fue medida con vernier digital de 200 mm (Mitutoyo, Japón) con una aproximación de 0.01mm, pudiendo el laboratorio calcular de esta manera la resistencia a la tracción en MPa.

7. TÉCNICAS DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La tabulación de los datos se realizó a través de la confección de una matriz de sistematización, para lo cual se utilizará una hoja de cálculo Excel versión 2013. Respecto al procesamiento de la información, éste se llevó a cabo de manera computacional.

La presentación de los datos se hizo a partir de la confección de tablas de simple y doble entrada y de la elaboración de gráficos, tanto de barras simples como dobles.

El análisis de los datos se llevó a cabo a través de la aplicación de la estadística descriptiva e inferencial.

El análisis de los datos se llevó a cabo a través de la aplicación de la estadística descriptiva, la que consiste en el cálculo de medias de tendencia central (media aritmética) y de dispersión (desviación estándar y

valores mínimo y máximo), dada la naturaleza cuantitativa de la variable respuesta.

En una segunda etapa, se estableció si existían o no diferencias entre los grupos de estudio, motivo por el cual se aplicó la buena estadística t de Student a un nivel de confianza de 95% (0.05).

La totalidad del proceso estadístico se llevó a cabo con la ayuda del paquete estadístico EPI-INFO versión 6.0.

8. RECURSOS

8.1 HUMANOS

1. Investigadora :Bach. Mónica Cecilia Mendoza Chávez
2. Asesores :
 - Asesor Director : CD. Pedro Gamero Oviedo
 - Asesor Metodológico : Dr. Xavier Sacca Urday
 - Asesor de Redacción : Dra. María Luz Nieto Muriel
3. Colaboradores : Ing. Roberto Eusebio Teheran

8.2 FINANCIEROS

La presente investigación se financió, en su totalidad, por la investigadora.

8.3 MATERIALES

- **Equipos**

- Unidad dental
- Cuba Ultrasónica
- Microscopio dental
- Pieza de mano de baja velocidad
- Pieza de mano de alta velocidad
- Scaler de ultrasonido
- Lámpara a fotopolimerizar LED
- Computadora
- Cámara fotográfica

Microarenador

- **Materiales**

Hipoclorito de Sodio 2%

Piedras diamantadas

Escobillas de Robinson

Piedra pómez

Cubos de vidrio

Alcohol al 70%

Alcohol al 96%

Silicona de condensación

Calibrador

Escobillas de profilaxis

Acrílico de autocurado

Monómero

Platinas de vidrio

Vasos dappen

Campos de trabajo

Microbrush

Confetis de papel filtro

Pincel

Barbijos

Gorros

Guantes

Lapiceros

Hojas de papel

Agua desmineralizada molde cúbico de fierro

- **Instrumental**

Pinzas

Espátulas de cemento

Sonda periodontal milimetrada

Espátulas

Tabla 3. OTROS MATERIALES UTILIZADOS

MATERIAL	COMPOSICIÓN	LOTE
DD bioZW iso Zirkonoxid DENTAL DIREKT	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ > 99%, Al ₂ O ₃ <0,5 %, otros óxidos <0,25 %	12903/064
ZETA SAND Zhermack	Partículas de óxido de aluminio de 50 micras	2016021
CoJet™ System (3M ESPE)	El óxido de aluminio modificado con sílice de 30 micras	630972
Single Bond™ Universal (3M ESPE)	MDP Monómero de fosfato, Resinas de dimetacrilato, HEMA, Vitrebond Copolímero, Carga, Etanol, agua, Iniciadores, Silano.	627022
RelyX™ Ultimate (3M ESPE)	Pasta Base: Monómeros de metacrilato, Rellenos, Radiopacos silanizados, Componentes iniciadores, Estabilizadores, Aditivos reológicos. Pasta Catalizadora: Monómeros de metacrilato, Rellenos radiopacos alcalino (Básicos), Componentes iniciadores, Estabilizadores, Aditivos reológicos, Pigmentos, Colorante fluorescente, Activador de auto curado o para Adhesivo Single Bond Universal.	633377
RelyX™ U200 (3M ESPE)	Pasta Base: Monómeros de metacrilato que contienen grupos de ácido fosfórico, Monómeros de metacrilato, Rellenos silanizada, Componentes del iniciador, Estabilizadores, Aditivos reológicos. Pasta Catalizadora: Monómeros de metacrilato, Alcalinas cargas (básicos), Rellenos silanizada, Componentes del iniciador, Estabilizadores, Pigmentos, Aditivos reológicos.	634614

8.4 INSTITUCIONALES

- Laboratorio Especializado en Ensayos Mecánicos de Materiales HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE, Lima.
- Laboratorio dental J. LAB, Arequipa.
- Laboratorio dental Dents Ceramic, Arequipa.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

1. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

TABLA N° 1
COMPARACIÓN DEL ÁREA DE TRABAJO ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

ÁREA (mm ²)	GRUPO DE ESTUDIO	
	Control	Sin Silicatización
Media Aritmética	107.28	106.02
Desviación Estándar	1.15	0.64
Valor Mínimo	106.04	105.07
Valor Máximo	108.76	106.47
P	0.865 (P ≥ 0.05) N.S.	
	Control	Con Silicatización
Media Aritmética	107.28	108.59
Desviación Estándar	1.15	0.91
Valor Mínimo	106.04	107.34
Valor Máximo	108.76	109.49
P	0.891 (P ≥ 0.05) N.S.	
	Sin Silicatización	Con Silicatización
Media Aritmética	106.02	108.59
Desviación Estándar	0.64	0.91
Valor Mínimo	105.07	107.34
Valor Máximo	106.47	109.49
P	0.673 (P ≥ 0.05) N.S.	

Fuente: Matriz de datos

INTERPRETACIÓN:

La presente tabla nos muestra el área de las preparaciones de los diferentes grupos de estudio, apreciándose que entre el control (107.28 mm²) y el grupo sin silicatización (106.02 mm²), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, situación similar se da entre el control (107.28 mm²) y el grupo con silicatización (108.59 mm²) y entre los dos grupos experimentales (106.02 mm² sin silicatización y 108.59 mm² con silicatización). Estos resultados nos permiten colegir que los tres grupos empiezan en las mismas condiciones respecto al área que fue sometida a las fuerzas de tracción.

GRÁFICO N° 1
COMPARACIÓN DEL ÁREA DE TRABAJO ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

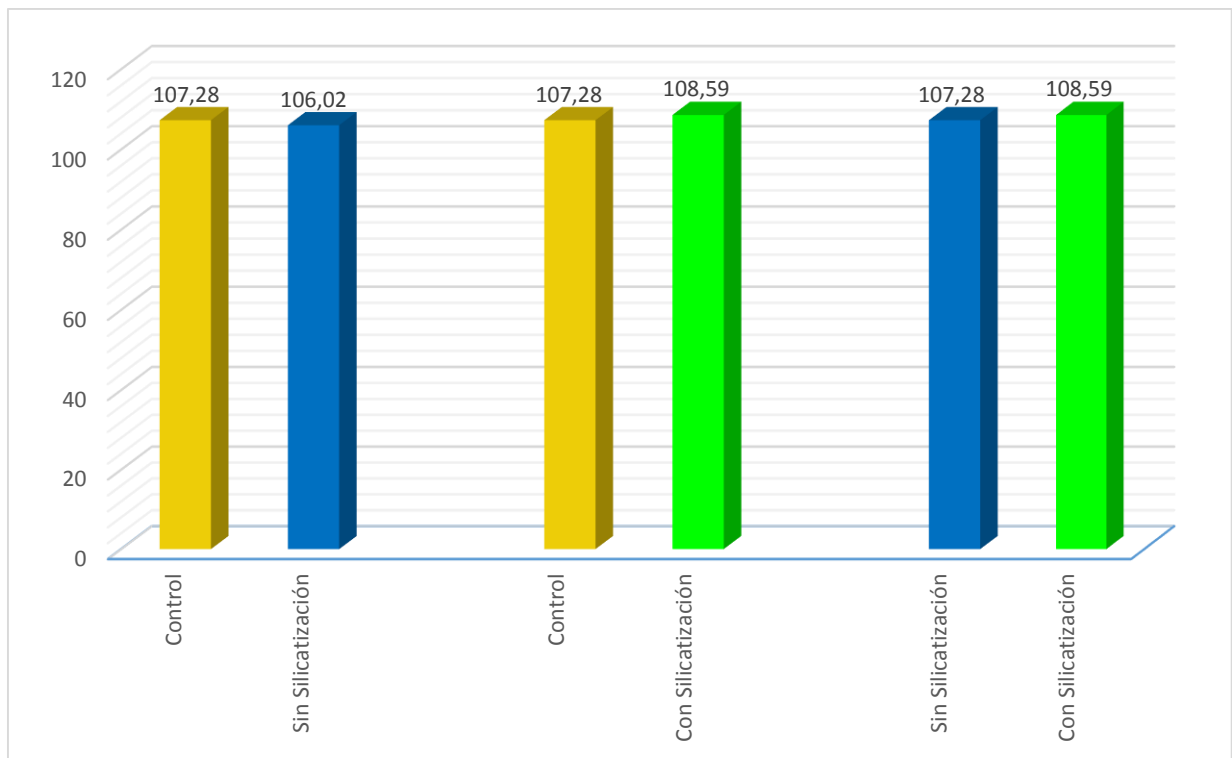


TABLA N° 2
COMPARACIÓN DE LA FUERZA APLICADA ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

FUERZA (N)	GRUPO DE ESTUDIO	
	Control	Sin Silicatización
Media Aritmética	411.43	715.42
Desviación Estándar	65.31	3.33
Valor Mínimo	314.35	711.72
Valor Máximo	454.49	719.79
P	0.000 (P < 0.05) S.S.	

FUERZA (N)	GRUPO DE ESTUDIO	
	Control	Con Silicatización
Media Aritmética	411.43	1021.80
Desviación Estándar	65.31	53.16
Valor Mínimo	314.35	979.86
Valor Máximo	454.49	1098.49
P	0.000 (P < 0.05) S.S.	

FUERZA (N)	GRUPO DE ESTUDIO	
	Sin Silicatización	Con Silicatización
Media Aritmética	715.42	1021.80
Desviación Estándar	3.33	53.16
Valor Mínimo	711.72	979.86
Valor Máximo	719.79	1098.49
P	0.000 (P < 0.05) S.S.	

Fuente: Matriz de datos

INTERPRETACIÓN:

En la tabla N° 2 podemos apreciar que entre el grupo control (411.43 N) y el que no se ha silicatizado (715.42 N), las diferencias encontradas respecto a la fuerza aplicada son estadísticamente significativas; situación muy parecida sucede cuando comparamos nuevamente el grupo control (411.43 N) con el que se utilizó la silicatización (1021.80 N). Ahora bien, cuando contrastamos a los dos grupos experimentales, observamos que la diferencia entre el que no se aplicó silicatización (715.42 N) con el que sí (1021.80 N) es estadísticamente significativa, es decir, el utilizar la silicatización le confiere mayor resistencia a la tracción a las coronas de óxido de zirconio.

.

GRÁFICO N° 2

COMPARACIÓN DE LA FUERZA APLICADA ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

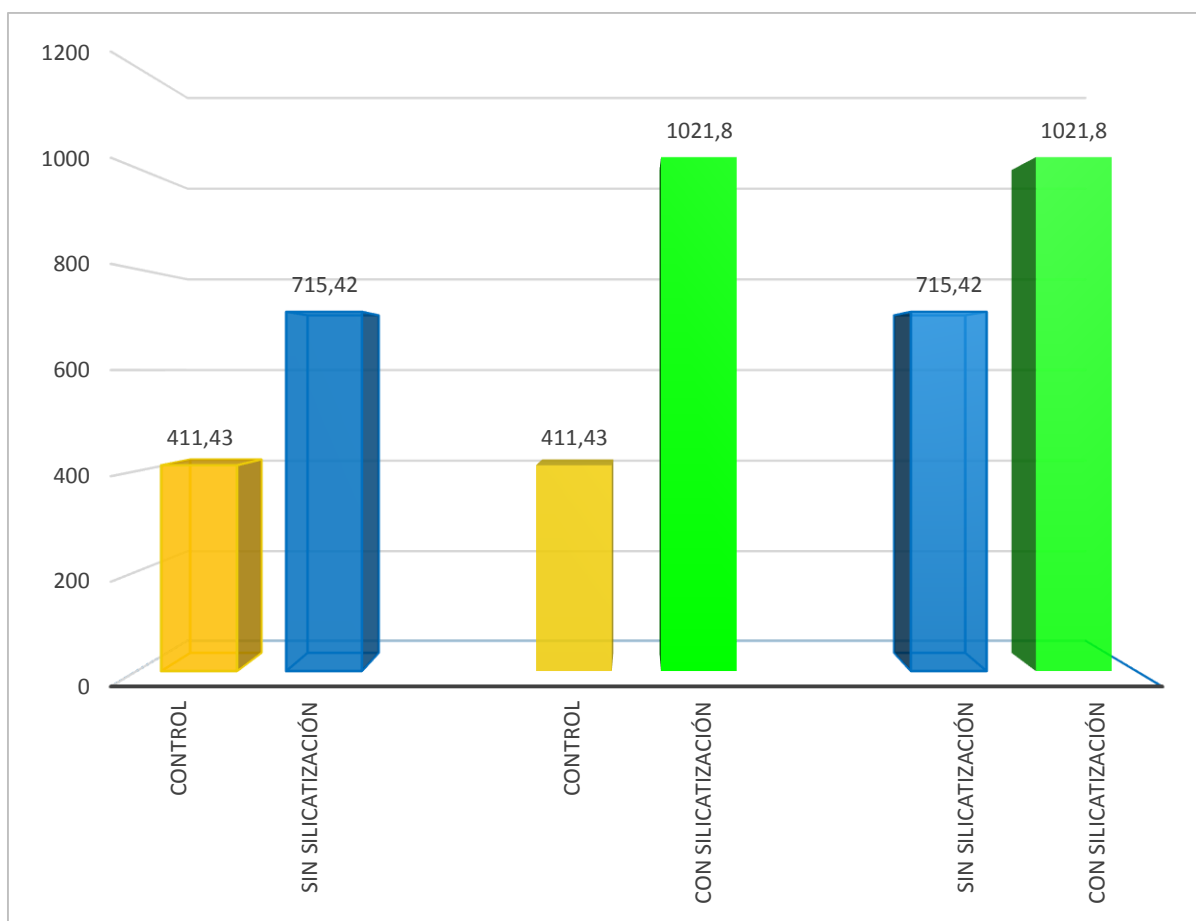


TABLA N° 3

COMPARACIÓN DEL ESFUERZO APLICADO ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

ESFUERZO (MPa)	GRUPO DE ESTUDIO	
	Control	Sin Silicatización
Media Aritmética	3.84	6.74
Desviación Estándar	0.64	0.07
Valor Mínimo	2.89	6.68
Valor Máximo	4.29	6.85
P	0.000 (P < 0.05) S.S.	
	Control	Con Silicatización
Media Aritmética	3.84	9.40
Desviación Estándar	0.64	0.46
Valor Mínimo	2.89	9.07
Valor Máximo	4.29	10.08
P	0.000 (P < 0.05) S.S.	
	Sin Silicatización	Con Silicatización
Media Aritmética	6.74	9.40
Desviación Estándar	0.07	0.46
Valor Mínimo	6.68	9.07
Valor Máximo	6.85	10.08
P	0.000 (P < 0.05) S.S.	

Fuente: Matriz de datos

INTERPRETACIÓN:

En la tabla N° 3 podemos apreciar que entre el grupo control (3.84 MPa) y el que no se ha silicatizado (6.74 MPa), las diferencias encontradas respecto al esfuerzo obtenido son estadísticamente significativas; situación muy parecida sucede cuando comparamos nuevamente el grupo control (3.84 MPa) con el que se utilizó la silicatización (9.40 MPa). Ahora bien, cuando contrastamos a los dos grupos experimentales, observamos que la diferencia entre el que no se aplicó silicatización (6.74 MPa) con el que sí (9.40 MPa) es estadísticamente significativa, es decir, el utilizar la silicatización le confiere mayor resistencia a la tracción a las coronas de óxido de zirconio.

GRÁFICO N° 3

COMPARACIÓN DEL ESFUERZO APLICADO ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

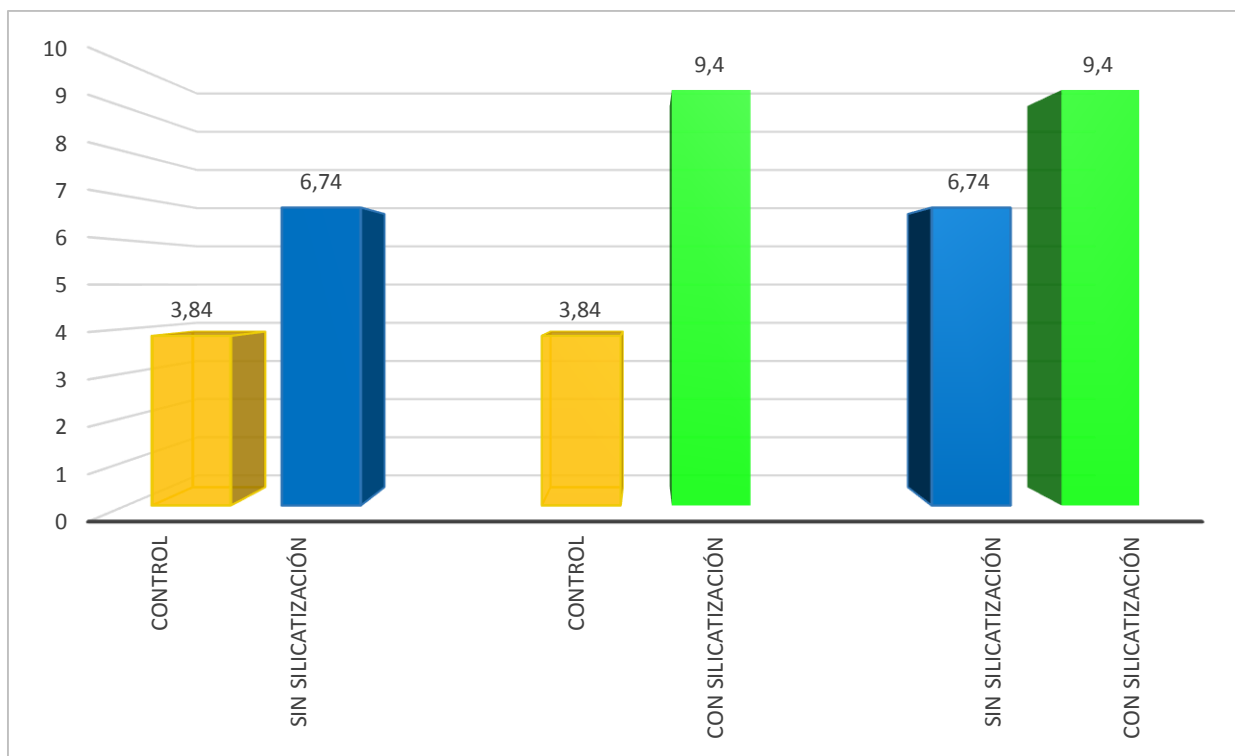


TABLA N° 4

COMPARACIÓN DE LA CONDICIÓN DE LA CORONA ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

Condición	Grupo de Estudio						Total	
	Grupo Control		Grupo Sin Silicatización		Grupo Con Silicatización		N°	%
	N°	%	N°	%	N°	%		
Desprendimiento de la corona	4	100.0	1	25.0	0	0.0	5	41.7
Desprendimiento del diente	0	0.0	1	25.0	0	0.0	1	8.3
Fractura de la corona	0	0.0	2	50.0	4	100.0	6	50.0
Total	4	100.0	4	100.0	4	100.0	12	100.0

Fuente: Matriz de datos

P = 0.024 (P < 0.05) S.S.

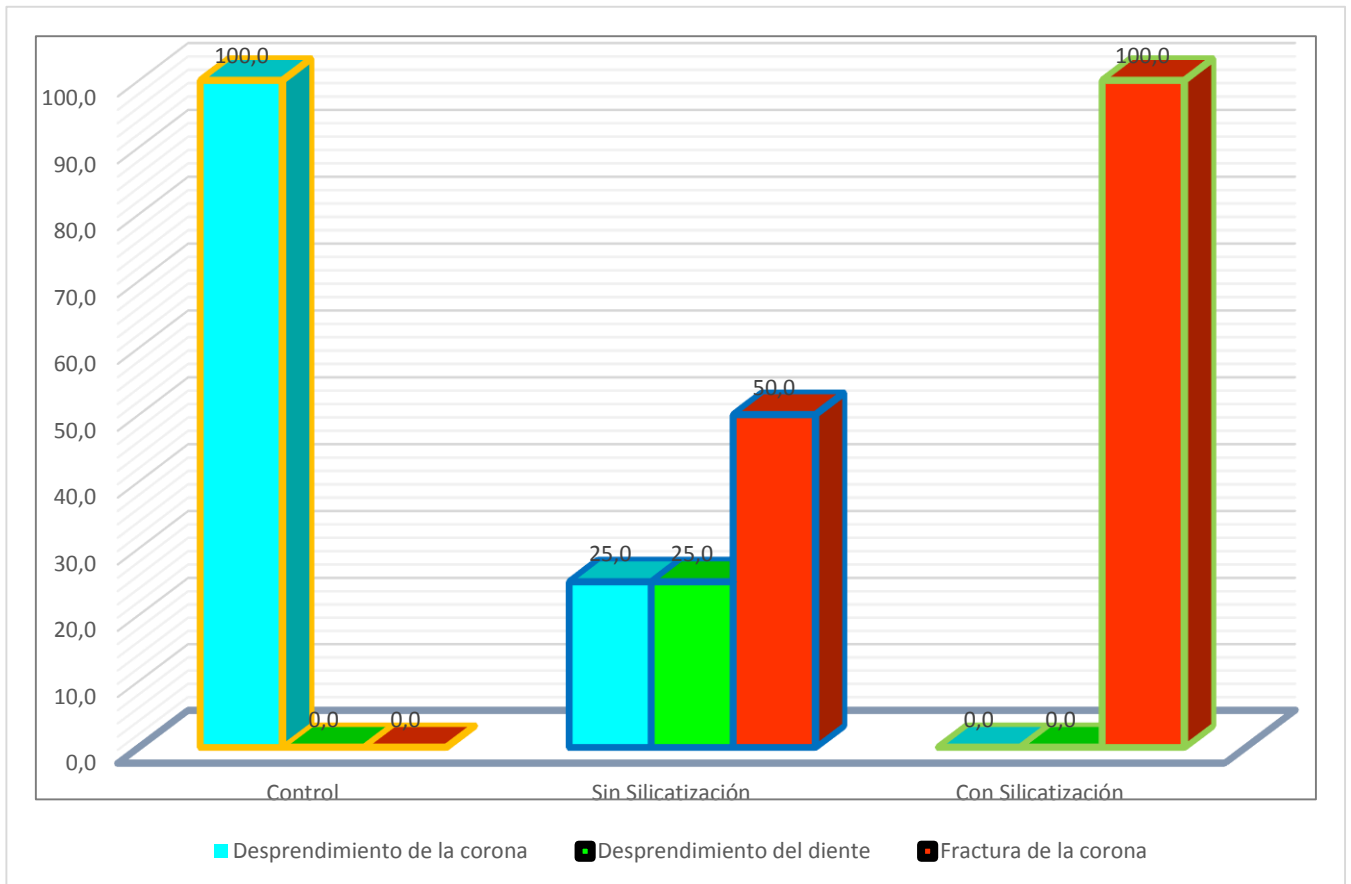
INTERPRETACIÓN:

La presente tabla nos permite observar que, en el grupo control, la totalidad de sus muestras sufrió desprendimiento de la corona, en tanto en el grupo sin silicatización, el mayor porcentaje de sus muestras (50.0%) sufrió fractura de la corona y la otra mitad tuvieron o desprendimiento de la corona (25.0%) o del diente (25.0%). Finalmente, el grupo al cual se le aplicó la silicatización, la totalidad de sus unidades de estudio sufrió la fractura de las coronas.

Según la prueba estadística, las diferencias encontradas entre los grupos son significativas.

GRÁFICO N° 4

COMPARACIÓN DE LA CONDICIÓN DE LA CORONA ENTRE LOS GRUPOS DE ESTUDIO



DISCUSIÓN

El presente estudio ha demostrado que en la retención de las coronas de óxido de zirconio, el pre-tratamiento mecánico de la superficie con silicatización utilizando el sistema CoJet (3M ESPE), proporcionó una resistencia a la tracción significativamente mayor (9.40 MPa), comparado con el arenado con partículas de óxido de aluminio (6.74 MPa) y que la ausencia de un pre-tratamiento mecánico de las coronas de óxido de zirconio del grupo control, disminuyó aún más los valores de resistencia de la unión (3.84 MPa). Además, la aplicación de un adhesivo universal Single Bond Universal (3M ESPE), que contiene en su composición el monómero bifuncional MDP y el agente de acoplamiento bifuncional silano, contribuyeron a la retención de la corona cuando se utilizó luego de la silicatización, esto probablemente debido a los enlaces químicos, tanto entre el recubrimiento de sílice y el silano como entre el fosfato del monómero y la superficie de óxido de zirconio ^{6, 3, 7, 12}.

Es importante recordar que el objetivo de la silicatización es obtener en la superficie del óxido de zirconio, en primer lugar un patrón topográfico que permita la unión micromecánica de la resina y segundo, fomentar la unión química entre la superficie de la cerámica recubierta por sílice por medio del agente de acoplamiento bifuncional silano.⁶ Esto nos permite decir que si bien es cierto el objetivo de la presente investigación fue determinar la resistencia de unión de las coronas el óxido de zirconio con o sin silicatización, el análisis de los resultados no puede ser realizado de una forma individual, sin tener en cuenta el aspecto mecánico y las reacciones químicas, entre la superficie de la cerámica y los primers, adhesivos y cementos, además de muchos otros parámetros que tienen una influencia en los resultados.

Para el presente estudio se seleccionaron dientes humanos y se hicieron coronas de óxido de zirconio, uno de los retos principales de este tipo de estudios radica en la estandarización de las muestras. Estos tipos de estudios son menos comunes que las pruebas de resistencia de la unión, tales como, microtracción, cizallamiento y micro cizallamiento.¹⁷ En el análisis de la literatura no hemos encontrado ningún estudio, en el que haya sido comparada

la resistencia a la tracción de coronas de óxido de zirconio bajo las mismas condiciones estudiadas en la presente investigación. Hay algunos estudios hechos en coronas de óxido de zirconio que han utilizado la silicatización o el arenado con óxido de aluminio pero con una distinta metodología, lo que dificultó la comparación de los resultados.

Karimipour y cols. (2014)¹⁹ investigaron la influencia de los tratamientos de superficie en el óxido de zirconio y los tipos de cemento, en la retención de las coronas cementadas sobre molares humanos luego del envejecimiento artificial; en este estudio se realizaron pruebas con silicatización (30 micras), arenado (50 micras) y un grupo control sin tratamiento; se utilizaron sistemas de cementación, es decir los primers con sus respectivos cementos (Alloy Primer con PanaviaF2, Z-Prime Plus con Duo-Link y RelyXU200). Las pruebas de envejecimiento fueron de 5000 ciclos térmicos y 100 000 ciclos a 1.5 Hz. con una carga de 70 N. El resultado del grupo control (3.3 MPa) cementado con RelyX U200, comparado con el obtenido por nuestro estudio (3.84 MPa) fue inferior, probablemente debido al envejecimiento artificial que no fue utilizado en nuestra investigación. Si tratamos de hacer un análisis de los resultados obtenidos en los grupos silicatizados y arenados, pese a las diferencias en el método así como, en la composición de los primers utilizados en nuestro estudio, podemos decir que dentro de los grupos que fueron silicatizados los valores obtenidos variaban entre 3.1 MPa y 3.7 MPa, comparándolos con nuestro resultado (9.40 MPa). La diferencia fue bastante significativa, esto posiblemente debido al envejecimiento artificial de las muestras (no se realizó en nuestro estudio) y al hecho que dentro de la composición de los primers, estos contienen MDP pero carecen de silano, indispensable para la unión química con el recubrimiento de sílice.^{6, 12} En el caso de los grupos que fueron arenados los valores fueron entre 3.7 MPa y 2.4 MPa, comparando estos resultados con los alcanzados en el presente estudio (6.74 MPa) la diferencia también fue significativa.

Sadighpour y cols. (2014)²³ emplearon coronas de óxido de zirconio cementadas sobre premolares y refieren que en los grupos arenados con óxido

de aluminio (110 micras) y cementados con cementos autoadhesivos. El RelyX U200 obtuvo una resistencia a la tracción de 4.99 MPa y con el Panavia F2 4.45 MPa (ambos contienen monómeros de fosfato). De igual manera Palacios y cols. (2006) realizaron un estudio con molares utilizando los mismos cementos y obtuvieron resultados similares (5,0 MPa y 5.1 MPa), luego de haber arenado las coronas con óxido de aluminio (50 micras). Si estos resultados los comparamos con los que obtuvimos en nuestro grupo control (3.84 MPa), vemos que nuestros resultados son inferiores, esta diferencia probablemente se deba a la ausencia de una retención micromecánica, ya que nuestro grupo control no fue arenado; si estos mismos los comparamos con nuestro grupo arenado (6.74 MPa), podríamos decir que se podría deber a la falta de un primer que promueva las uniones químicas.

Como se ha podido observar en todos los estudios en coronas de óxido de zirconio cementadas sobre dientes humanos analizados hasta el momento, ninguno de ellos alcanzó los 9.40 MPa que obtuvimos como media aritmética en el presente estudio, sin embargo el valor más alto alcanzado por el grupo silicatizado fue de 10.08 MPa y el más bajo 9.13 MPa que equivalen a 1098.49 N y 979.86 N (aproximadamente 100 Kgf). Si comparamos estos valores en Newton de acuerdo a los valores más altos que disponemos de otros estudios, encontramos 525 N²², 477 N¹⁹, 698 N²⁰.

En la presente investigación, durante las pruebas de resistencia a la tracción todas las muestras del grupo con silicatización se fracturaron a nivel del límite corona/diente, lo cual no nos permitió conocer exactamente a qué esfuerzo (MPa) se produce el desprendimiento de la corona de óxido de zirconio. La dentina no soportó los casi 100 Kgf y se fracturó antes del desprendimiento, lo que podría tener cierto efecto de confusión sobre el resultado. Este no es un caso único, ya han sido reportadas situaciones similares.²⁴ De acuerdo a la teoría se sabe que la flexión provoca tracción a nivel cervical de las prótesis fijas y sobre las superficies internas de las coronas individuales en una corona,^{3, 6} esto podría explicar parcialmente lo ocurrido, además también se sabe que lo ideal para una prueba de resistencia a la tracción es la

microtracción porque hay una distribución equilibrada del estrés, los errores de cementación disminuyen y las fuerzas actúan sobre un área milimétrica.⁶

Dado a limitada cantidad de estudios hechos en coronas de óxido de zirconio, analizaremos algunos estudios en los cuales se ha utilizado la microtracción, macrocizallamiento y microcizallamiento. Estos los compararemos desde un enfoque sobre todo cualitativo ya que dado la superficie milimétrica y las diferencias en la concentración de los estreses, los valores son considerablemente mayores.

Respecto a la utilización de la mezcla del MDP y silano Atsu y cols (2006)¹⁴ ya en el 2006 en su estudio sobre el efecto de los tratamientos de superficie en la resistencia de unión al óxido de zirconio, constataron que al mezclar dos productos, de un sistema adhesivo que contenía MDP (Clearfil Liner Bond 2V) y un silano (Porcelain Bond Activator), obtenían una buena resistencia de unión al óxido de zirconio arenado (125 micras) y silicatizado con CoJet (22.9 MPa), el cual era ligeramente superior a la utilización clásica de silicatización seguida de la aplicación de silano (21.9 MPa). Probablemente este resultado no tuvo mucha acogida, por la complejidad del protocolo de utilización del referido sistema adhesivo (4 frascos), sin olvidar además que el fabricante Kararay CO. LTD, hasta alrededor de esa fecha tenía la patente del 10-MDP. Dichos resultados concuerdan con nuestra investigación.

Zandparsa y cols. (2014)²⁷ y Shin y cols. (2014)²³ en sus estudios de comparación de la resistencia de unión al zirconio, mediante diferentes tratamientos de superficie, refieren que la mejor resistencia de unión fue lograda, cuando se utilizó la combinación del arenado con óxido de aluminio luego de la imprimación con el primer Z- Prime Plus²⁵, que contiene 10-MDP (21.11 MPa)²⁷ (todas las muestras fueron cementadas con Panavia F2); refieren además, que el grupo que fue silicatizado (CoJet) y silanizado obtuvo el segundo mejor resultado (15.99 MPa).²⁷ Contrariamente a lo encontrado en nuestro estudio, el arenado con óxido de aluminio seguido de la imprimación con un primer a base de MDP, obtuvo los mejores resultados. Mientras en nuestro estudio obtuvimos los mejores resultados silicatizando con CoJet y

aplicando el adhesivo universal Single Bond Universal que contiene tanto silano como MDP.

Yi y cols. (2015)²⁶ en su estudio sobre el efecto del arenado y diferentes primers en la resistencia de la unión al óxido de zirconio utilizando un cemento autoadhesivo, observaron, que la más alta resistencia de unión se podía obtener combinando el arenado con Z- Prime Plus (contiene 10-MDP) y un cemento autoadhesivo (16.50 MPa); en este estudio también se utilizó Monobond N que es un primer que tiene en su composición MDP y silano luego del arenado con óxido de aluminio (8.93 MPa); y obtuvieron un resultado casi igual que cuando se empleó la silicatización más silano (8.54 MPa), ambos fueron también cementados con un cemento autoadhesivo. De estos resultados podemos decir que los valores alcanzados por el grupo que fue arenado con óxido de aluminio, seguido de un primer a base de MDP, obtuvo valores que fueron el doble comparado con aquellos en los que se utilizó silano, ya sea como parte de los componentes del primer o como agente de acoplamiento. Si comparamos lo que ocurrió en nuestro estudio, nosotros silicatizamos, luego aplicamos un adhesivo universal (con MDP y silano) y todo fue cementado con un cemento resinoso dual pero no autoadhesivo, lo que probablemente pudo marcar la diferencia.

Amaral y cols. (2014)¹³ investigaron el potencial de los nuevos primers y adhesivos universales en la unión al óxido de zirconio y cementados con Multilink. Los resultados mostraron que la mayor resistencia de unión luego del termociclado (2 500 ciclos) la obtuvieron los grupos que fueron silicatizados con Rocatec o SilJet, y silanizados, junto con los grupos que luego de ser arenados se les aplicó Single Bond Universal o Monobond N. Llegaron a la conclusión que el primer Monobond N y el adhesivo universal Single Bond Universal, podían ser una alternativa para la unión al óxido de zirconio pero que una abrasión previa era requerida; también afirmaron que la silicatización seguida de silanización presentó valores altos de resistencia a la tracción. Si relacionamos los resultados obtenidos en este estudio con los nuestros

podemos confirmar la importancia del pre-tratamiento mecánico de la superficie y la pertinencia de utilizar un primer o adhesivo que contenga MDP y silano.

En el artículo presentado por Bömicke y cols. (2016)¹⁶, evaluaron la durabilidad de la unión entre el óxido de zirconio y el cemento resinoso de acuerdo a los sistemas disponibles en el mercado, para lo cual compararon los resultados a los 3 días y a los 150 días seguidos de 37 500 ciclos térmicos antes de realizar la prueba de tracción. Las superficies del óxido de zirconio fueron tratadas como sigue: arenado con óxido de aluminio (50 micras) o silicatización con Rocatec o CoJet; los sistemas de cementación que se utilizaron fueron los siguientes: Panavia 21 con Clearfil Ceramic Primer, Multilink Automix con Monobond N, y RelyX Ultimate con Single Bond Universal. Los resultados obtenidos mostraron que los más altos valores para las muestras recubiertas de sílice (Rocatec) y cementadas con Panavia 21 más Clearfil Ceramic Primer, este fue el único grupo que obtuvo una resistencia a la fuerza de unión mayor a 10 MPa. Se llegó a la conclusión que la mayoría de las estrategias de unión no lograron crear fuerzas de unión estables con el de óxido de zirconio luego del envejecimiento. No resulta fácil hacer la comparación con nuestro estudio, pues no se hicieron bajo las mismas condiciones, pero si podemos afirmar que al igual que en nuestro estudio, los mejores resultados fueron obtenidos por el grupo que luego de ser silicatizado fue cementado con un primer que contenía MDP y silano y un cemento adhesivo.

Inokoshi y cols. (2013)¹⁸ evaluaron la durabilidad de la unión del óxido de zirconio pre-tratado mecánica y químicamente en relación a dos cementos resinosos. Los especímenes fueron silicatizados con CoJet. Adicionalmente se les aplicó uno de los dos primers que contenían una combinación de silano y MDP (Monobond N o Clearfil Ceramic Primer) o no recibieron pre-tratamiento químico. Finalmente fueron unidos utilizando un cemento resinoso convencional a base de Bis-GMA (Clearfil Esthetic) o un cemento dual de autograbado a base de MDP (Panavia F2), se procedió al envejecimiento y prueba de microtracción. Los mejores resultados luego de ser sometidos a 10000 ciclos térmicos lo obtuvieron CoJet con Monobond N y el cemento

resinoso Clearfil estética a base de Bis-GMA. Se llegó a la conclusión que en general el cemento a base de Bis-GMA se unió bien al óxido de zirconio tanto cuando se silicató como cuando no se silicató y para el cemento resinoso a base de MDP Panavia F.2 siendo este más hidrofílico el arenado parecía ser indispensable. Comparado este estudio con los resultados de nuestra investigación respecto a la utilización de un cemento resinoso a base de Bis-GMA, tiene coherencia ya que utilizamos un cemento resinoso convencional a base de metacrilatos (RelyX Ultimate). De manera similar, Bielen y cols. (2015)¹⁵ al evaluar la durabilidad de diferentes pre-tratamientos realizando pruebas de tracción luego del envejecimiento artificial, refieren que los resultados revelaron los más altos parámetros, cuando el zirconio fue silicató usando ya sea CoJet o SilJet. El parámetro para arenado con Al_2O_3 se redujo significativamente durante el envejecimiento mecánico, lo cual no ocurrió cuando el zirconio fue silicató. Llegaron a la conclusión que el pre-tratamiento mecánico de la superficie del zirconio utilizando la silicató resultó ser más duradera en la unión de un cemento de resina compuesta (RelyX Ultimate) al zirconio antes y después del envejecimiento. Las muestras fueron tratadas químicamente empleando un primer con 10-MDP/silano (Clearfil Ceramic Primer), los bloques se almacenaron en agua destilada por 7 días, luego fueron sometidos a envejecimiento mecánico (10 000 ciclos).

Esperemos que no por mucho tiempo más el óxido de zirconio siga siendo considerado como una cerámica no adhesiva a los tejidos dentales. En la literatura, diferentes pre-tratamientos mecánicos y químicos de superficie han sido sugeridos para mejorar la efectividad de la unión del cemento al óxido de zirconio. Como resultado de la presente investigación podemos decir que la silicató triboquímica seguida de un adhesivo que contenga en su composición MDP/silano, puede ser una muy buena alternativa para la cementación de restauraciones en óxido de zirconio, ya que probablemente que la interacción micromecánica y química entre los diferentes componentes utilizados en la unión del óxido de zirconio a la resina, actúen sinérgicamente entre sí, proporcionando una unión adecuada.

CONCLUSIONES

PRIMERA:

Conforme a los resultados obtenidos; se acepta la hipótesis.

SEGUNDA:

La resistencia a tracción de las coronas de óxido de zirconio con silicatización obtuvieron como valor promedio 9.40 MP.

TERCERA:

La resistencia a tracción de las coronas de óxido de zirconio sin silicatización fue de 6.74 MPa.

CUARTA:

Comparando la resistencia a la tracción de las coronas de óxido de zirconio de ambos grupos experimentales, la diferencia encontrada entre el grupo con silicatización (9.40 MPa) y el grupo sin silicatización (6.74 MPa) fue estadísticamente significativa; es decir, la silicatización incrementa la resistencia a la tracción de las coronas de óxido de zirconio.

QUINTA

Comparando la resistencia a la tracción de las coronas de óxido de zirconio del grupo control (3.84 MPa) con los dos grupos experimentales; las diferencias fueron estadísticamente significativas; por tanto podemos afirmar que la resistencia a la tracción de ambos grupos experimentales es superior a la obtenida por el grupo control que no recibió ningún tipo de tratamiento mecánico de la superficie interna de la corona de óxido de zirconio.

RECOMENDACIONES

PRIMERA:

Se recomienda incluir dentro el protocolo de cementación de coronas de óxido de zirconio la silicatización de la superficie interna, seguido de un primer universal que contenga un monómero de fosfato y silano bifuncional, esto cementado con un cemento resinoso dual convencional.

SEGUNDA:

Se recomienda combinar el tratamiento mecánico con el químico para mejorar la resistencia de unión de las coronas de zirconio.

TERCERA:

Se recomienda hacer estudios de silicatización de la superficie del óxido de zirconio comparando diferentes adhesivos universales.

CUARTA:

Se recomienda, realizar pruebas de envejecimiento artificial, para observar la estabilidad de la unión a largo plazo.

QUINTA:

Se recomienda realizar investigación con el mismo protocolo utilizado en el presente estudio, empleando para la prueba de resistencia de unión la microtracción.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kina, Sidney; August, Bruguera. Invisible: Restauraciones Estéticas Cerámicas. Sao Paulo, Brasil: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2011.
2. Anusavice, Kenneth J. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima Edición. Barcelona, España: Elsevier Science; 2008.
3. Montagna, Fabricio; Barberi, Maurizio. Cerámicas, Zirconio y CAD/CAM. Caracas, Venezuela: Actualidades Médicas, C.A.; 2013.
4. Macchi, Ricardo Luis. Materiales dentales. 3a Edición. Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2007.
5. McLaren, Edward; Giordano, Rusell. Ceramics Overview: Classification by microstructure and processing methods. International Dentistry. 2010;4(3):18-30.
6. Della Bona, Alvaro. Adhesión a las cerámicas: Evidencias científicas para el uso clínico. Sao Paulo, Brasil: Artes Médicas Ltda.; 2009.
7. Piconi, Corrado; Rimonidini, Lia; Cerroni, Loredana. El Zirconio en Odontología. Caracas, Venezuela: Actualidades Médicas, C.A.; 2011.
8. Bertoldi Hepburn, Alejandro. Porcelanas Dentales. RAAO. 2012;L(2):25-41.
9. Lana Mattiello, Rodrigo Dalla; Kalife Coelho, Tulio Marcos; Insaurrealde, Elizeu; Kalife Coelho, Alan Augusto; Pereira Terra, Gustavo; Barbosa Kasuya, Amanda Vessoni; Isabella, Negro Favarão; de Souza Gonçalves, Luciano, Borges Fonseca, Rodrigo. A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. ISRN Biomaterials. 2013;2013:1-10.
10. CoJet System. 3M ESPE. (actualizado 16 de Febrero 2017 ; citado 20 de Abril 2017) Disponible en:

<http://multimedia.3m.com/mws/media/219219O/cojet-product-dossier-in-english.pdf>

11. Hallmann, Lubica; Ulmer, Peter, Reusser, Eric; Hämmerle, Christoph H.F. Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *J Dent.* 2012; 40(9):723-735.
12. Alex, Gary. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(1):15-26.
13. Amaral, M; Belli, R; Cesar, PF; Valandro, LF; Petschelt, A; Lohbauer, T. The potencial of novel primers and universal adhesives to Bond to zirconia. *J Dent.* 2014;42(1):90-98.
14. Atsu, S. S.; Kilicarslan, M. A.; Kucukesmen, H.C.; Aka. P.S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* [Internet]. 2006 [citado 16 Mayo 2017]; 95(6):430-436. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16765155>
15. Bielen, Vincent; Inokoshi, Masanao; Munck, Jan De; Zhang, Fei; Vanmeensel, Kim; Minakuchi, Shunsuke; Vleugels, Jozef; Naert, Ignace; Meerbeek, Bart Van. Bonding Effectiveness to Differently Sandblasted Dental Zirconia. *J Adhes Dent.* 2015;17(3):235-242.
16. Bömicke W, Schürz A, Krisam J, Rammelsberg P, Rues S. Durability of Resin-Zirconia Bonds Produced Using Methods Available in Dental Practice. *J Adhes Dent* [Internet]. 2016 [citado 13 Setiembre 2016];18. (1):17-27. Feb 2016. (actualizado 13 de 2016 ; citado 20 de Abril 2017) Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Durability+of+Resin-Zirconia+Bonds+Produced+Using+Methods+Available+in+Dental+Practice>

17. Inokoshi, M.; De Munck, J.; Minakuchi, S; Van Meerbeek, B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res.* 2014;93(4):329-334.
18. Inokoshi, Masanao; Kameyama, Atsushi; De Munck, Jan; Minakuchi, Shunsuke; Van Meerbeek, Bart. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent.* 2013;41(2):170-179.
19. Karimipour-Saryazdi, M; Sadid-Zadeh, R.; Givan, D.; Burgess, J. O.; Ramp L.C.; Liu, P.R. Influence of surface treatment of yttrium-stabilized tetragonal zirconium oxides and cement type on crown retention after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2014;111(5):395-403.
20. Mejía Bravo, Richard Milton; Caparroso Pérez, Carlos Bernardo; Ruiz Restrepo, Xiomara Cristina; Espitia Mesa, José Fernando; Moreno Castillo, Jenny Alexandra; Montoya Sepúlveda, Andrés Felipe. Evaluación ex vivo de la retención de estructuras en zirconia-ytria de procera® con diferentes cementos. *Rev Fac Odontol Univ Antioa.* 2014;26(1):44-60.
21. Palacios, Rosario P.; Johnson, Glen H.; Phillips Keith M.; Raigrodski, Ariel J. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent [Internet].* 2016 [citado 12 de Febrero 2017];96(2):104-14. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16911887>
22. Sadighpour, Leyla; Fazel, Akbar; Geramipannah, Farideh; Allahdadi, Mahdi. Effect of Resin Cement Mixing Method on the Retention Strength of a CAD/CAM Zirconia Crowns. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;14(1):31-36.
23. Shin, Y.J.; Shin, Y.; Yi, Y.A.; Kim, J.; Lee, I. B.; Cho, B. H.; Son, H. H.; Seo, D. G. Evaluation of the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic after different surface treatments. *J Scanning [Internet].* 2014 [citado 12 de Setiembre 2016];36(5):479-486. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24676632>

24. Shruti Sushilkumar Sonavane. Retention of CAD/CAM crowns luted with resin cements and RMGI. [Internet] University of Alabama at Birmingham: Faculty of Dentistry;2015 [citado 12 Setiembre 2016].Disponible en: http://www.mhsl.uab.edu/dt/2015/Sonavane_uab_0005M_11565.pdf
25. Xie, H.; Li, Q.; Zhang, F.; Lu, Y.; Tay, FR.; Qian, M.; Chen, C. comparison of resin bonding improvements to zirconia between one bottle universal adhesives and tribochemical silica coating, which is better. Dent Mater. 2016;32(3):403-411.
26. Yi, Y. A.; Ahn J. S.; Park, Y.J.; Jun, S. H.; Lee, I. B.; B. H. Cho, Son, H. H.; Seo, D. G. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. J. Operative Dentistry. [Internet]. 2015 [citado 20 Abril 2017];40(1):63-71.Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25084110>
27. Zandparsa, Roya; Talua, Nayrouz A.; Finkelman, Matthew D.; Schaus, Scott E. An in vitro comparison of shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. J Prosthodont. [Internet]. 2014 [citado 12 Setiembre 2016]; 23(2):117-123. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=An+in+vitro+comparison+of+shear+bond+strength+of+zirconia+to+enamel+using+different+surface+treatments>.

ANEXOS

ANEXO N° 1

INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

GRUPO: Con silicatización

MUESTRA	ÁREA (mm ²)	FUERZA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (N)	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (MPa)
1			
2			
3			
4			

GRUPO: Sin silicatización

MUESTRA	ÁREA (mm ²)	FUERZA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (N)	ESFUERZO RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (MPa)
1			
2			
3			
4			

GRUPO: Control

MUESTRA	ÁREA (mm ²)	FUERZA DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (N)	ESFUERZO RESISTENCIA A LA TRACCIÓN (MPa)
1			
2			
3			
4			

ANEXO N° 2

MATRIZ DE DATOS:

Especímen	Área	Fuerza	Esfuerzo	Observación
	(mm ²)	(N)	(MPa)	
GC	106.83	433.09	4.05	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GC	106.04	454.49	4.29	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GC	108.76	314.35	2.89	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GC	107.49	443.82	4.13	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GSS	106.27	714.65	6.72	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GSS	106.27	715.52	6.73	Fractura de la Corona del diente
GSS	105.07	719.79	6.85	Fractura de la Corona del diente
GSS	106.47	711.72	6.68	Desprendimiento del diente
GCS	107.34	979.86	9.13	Fractura de la Corona del diente
GCS	108.93	1098.49	10.08	Fractura de la Corona del diente
GCS	109.49	993.59	9.07	Fractura de la Corona del diente
GCS	108.63	1015.29	9.35	Fractura de la Corona del diente
GC:	Grupo Control			
GSS:	Grupo sin Silicatización			
GCS:	Grupo con Silicatización			

ANEXO N° 3

DOCUMENTACIÓN SUSTENTATORIA



- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES.
- LABORATORIO ESPECIALIZADO EN CALIBRACIONES.

INFORME DE ENSAYO N°	IE-0176-2017	EDICION N° 1	Página 1 de 2
ENSAYO DE TRACCION EN CORONAS DE ÓXIDO DE ZIRCONIO			
TESIS	"ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN EN CORONAS DE ÓXIDO DE ZIRCONIO CON Y SIN SILICATIZACIÓN"		
DATOS DEL SOLITANTE			
NOMBRE Y APELLIDOS	Mónica Cecilia Mendoza Chávez		
DNI	29326792		
DIRECCIÓN	Urb. Los Portales G-4, Cayma		
CIUDAD	Arequipa		
EQUIPOS UTILIZADOS			
INSTRUMENTO	Maquina digital de ensayos universales CMT- 5L		
MARCA	LG		
APROXIMACIÓN	0.001 N		
INSTRUMENTO	Vernier digital de 200mm		
MARCA	Mitutoyo		
APROXIMACIÓN	0.01mm		
RECEPCIÓN DE MUESTRAS			
FECHA DE INGRESO	10	Marzo	2017
LUGAR DE ENSAYO	Av. Paseo De La Republica 5544, Miraflores		
CANTIDAD	3 GRUPOS		
IDENTIFICACIÓN	GRUPO 1	"Control"	
	GRUPO 2	" Sin Silicatización (GSS)"	
	GRUPO 3	" Con Silicatización (GCS)"	
REPORTE DE RESULTADOS			
FECHA DE EMISION DE INFORME	14	Marzo	2017

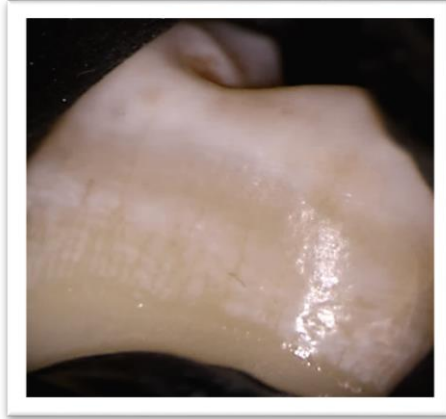
INFORME DE ENSAYO N°		IE-00176-2017	EDICION N° 1	Página 2 de 2
RESULTADOS GENERADOS				
GRUPO 1		"Control"		
Espécimen	Área (mm ²)	Fuerza (N)	Esfuerzo (MPa)	Observación
GC1	106.83	433.09	4.05	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GC2	106.04	454.49	4.29	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GC3	108.76	314.35	2.89	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GC4	107.49	443.82	4.13	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GRUPO 2		" Sin Silicatización (GSS)"		
Espécimen	Área (mm ²)	Fuerza (N)	Esfuerzo (MPa)	Observación
GSS1	106.27	714.65	6.72	Desprendimiento de la Corona de Zirconio
GSS2	106.27	715.52	6.73	Fractura de la Corona del diente
GSS3	105.07	719.79	6.85	Fractura de la Corona del diente
GSS4	106.47	711.72	6.68	Desprendimiento del diente
GRUPO 3		" Con Silicatización (GCS)"		
Espécimen	Área (mm ²)	Fuerza (N)	Esfuerzo (MPa)	Observación
GCS1	107.34	979.86	9.13	Fractura de la Corona del diente
GCS2	108.93	1098.49	10.08	Fractura de la Corona del diente
GCS3	109.49	993.59	9.07	Fractura de la Corona del diente
GCS4	108.63	1015.29	9.35	Fractura de la Corona del diente
CONDICIONES AMBIENTALES				
CONDICIONES DE ENSAYO				
TEMPERATURA : 27 °C HUMEDAD RELATIVA : 68 %				
VALIDÉZ DE INFORME				
VÁLIDO SOLO PARA LA MUESTRA Y CONDICIONES INDICADAS EN EL INFORME				
ROBERT NICK EUSEBIO TEHERAN		 HTL HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE		
ING. MECÁNICO				
LABORATORIO HTL CERTIFICATE				

SECUENCIA FOTOGRÁFICA

RECOLECCIÓN Y ALMACENAMIENTO DE LAS PIEZAS DENTARIAS



ELIMINACIÓN DE TEJIDOS



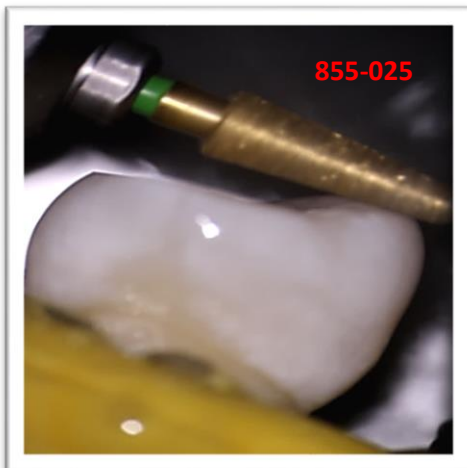
VERIFICACIÓN DEL ESTADO DEL ESMALTE

PREPARACIÓN DE LAS PIEZAS DENTARIAS



ROTULACIÓN DE LAS PIEZAS DENTARIAS

PROTOCOLO DE TALLADO





UNIÓN DE SURCOS DE ORIENTACIÓN Y FORMACIÓN DE HOMBRO



ACABADO DE PAREDES

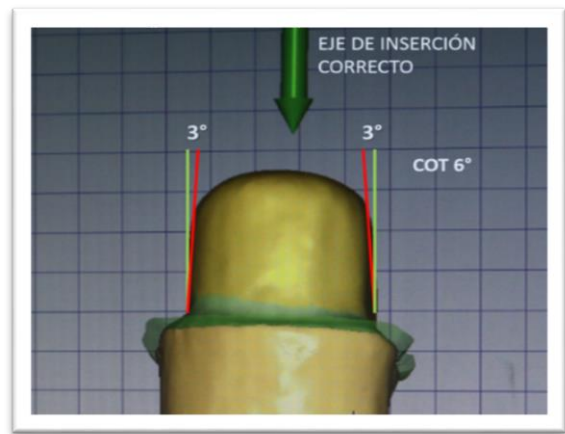
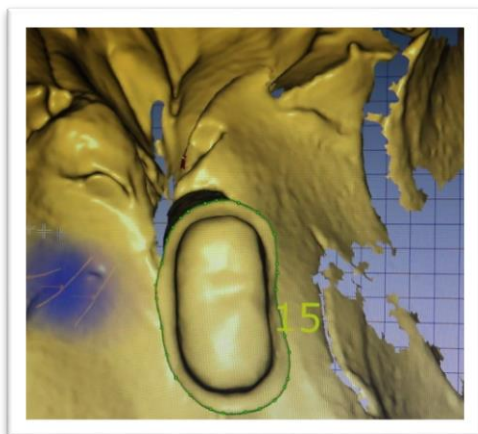


REDONDEADOS DE ÁNGULO DE LA CARA OCLUSAL



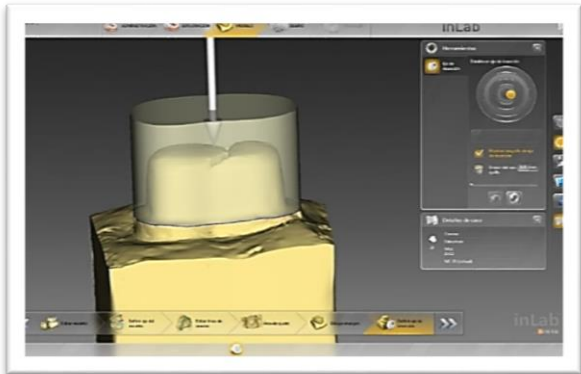
VERIFICACIÓN DEL MUÑOON TERMINADO

VERIFICACIÓN DEL EJE DE INSERCIÓN

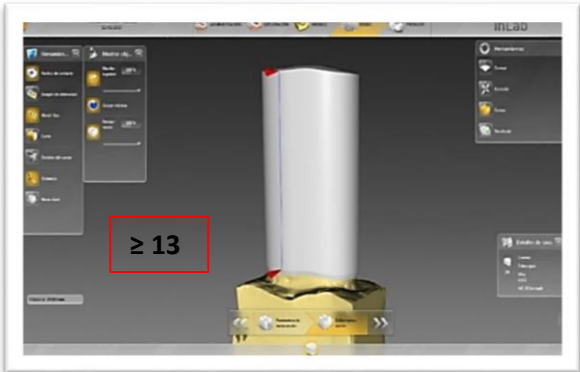


FABRICACIÓN DE LAS CORONAS DE ZIRCONIO

FASE CAD



EJE DE INSERCIÓN CORRECTO

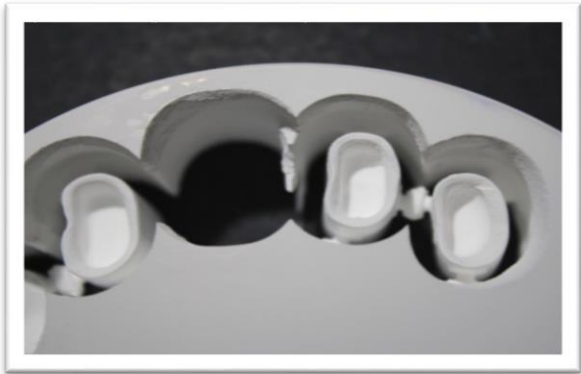


ALTURA FINAL

FASE CAM



CALIBRACIÓN DE FRESAS



CORONAS TERMINADAS DE TALLAR

FASE DE SINTERIZACIÓN



HORNO DE SINTERIZACIÓN



CORONAS SINTERIZADAS

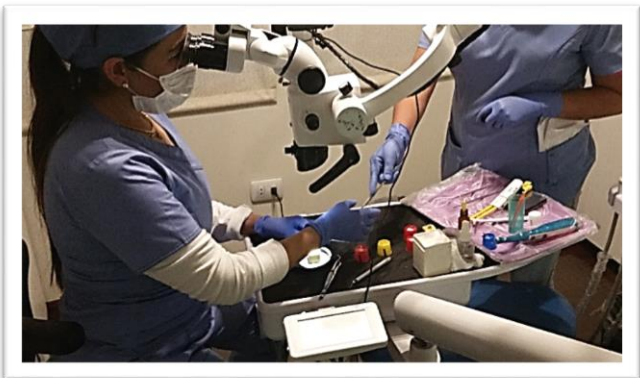
DETERMINACIÓN DE LOS GRUPOS DE INVESTIGACIÓN



CEMENTACIÓN DEL GRUPO CONTROL (GC)

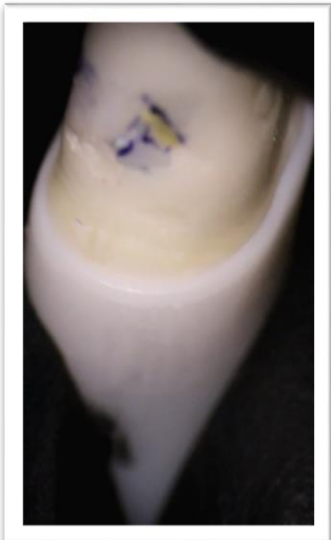


MATERIALES PARA CEMENTACIÓN GRUPO CONTROL



MICROSCOPIO ZUMAX

CEMENTACIÓN DEL GRUPO CONTROL



CONTROL DE SELLADO



MUÑÓN LISTO A CEMENTAR



VERIFICACIÓN DE LA CORONA



CEMENTACIÓN DE LOS GRUPOS GSS Y GCS



TRATAMIENTO DE LA SUPERFICIE INTERNA DE LAS CORONAS



ARENADO
ÓXIDO DE ALUMINIO
(Al₂O₃)



SILICATIZACIÓN
ÓXIDO DE ALUMINIO (Al₂O₃)
MODIFICADO CON SÍLICE



MICROARENADOR BIO-ART

TRATAMIENTO DE SUPERFICIE DE LOS GRUPOS GSS Y GCS



ARENADO
ÓXIDO DE ALUMINIO (Al₂O₃) DE 50 um



SILICATIZACIÓN
ÓXIDO DE ALUMINIO (Al₂O₃)
MODIFICADO CON SÍLICE DE 30 um "CoJet"

ARENADO Y SILICATIZADO

ARENADO GRUPO GSS Y GCS



SILICATIZADO GRUPO GCS



CEMENTACIÓN DE LOS GRUPOS GSS Y CON GCS



CONTROL DEL SELLADO

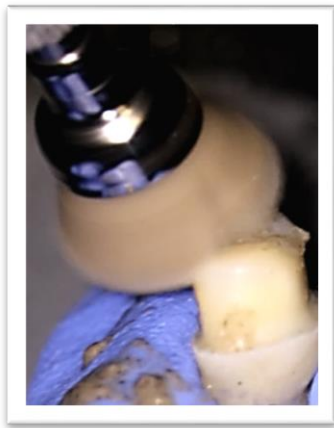


MUÑÓN LISTO A CEMENTAR



VERIFICACIÓN DE CORONA

ACONDICIONAMIENTO SUPERFICIE DENTARIA

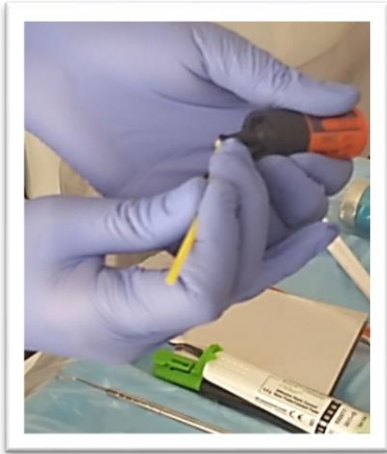


LIMPIEZA CON PIEDRA PÓMEZ



CON ÁCIDO ORTOFOSFÓRICO AL 35%

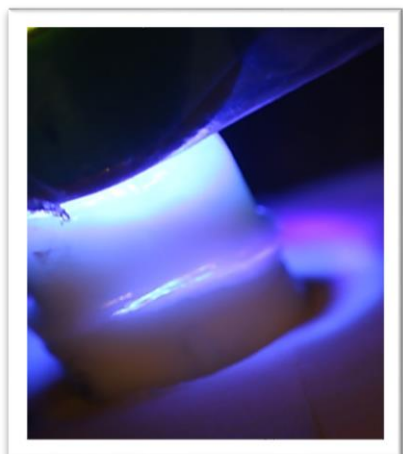
APLICACIÓN DEL ADHESIVO UNIVERSAL



SINGLE BOND UNIVERSAL



FROTAR ADHESIVO



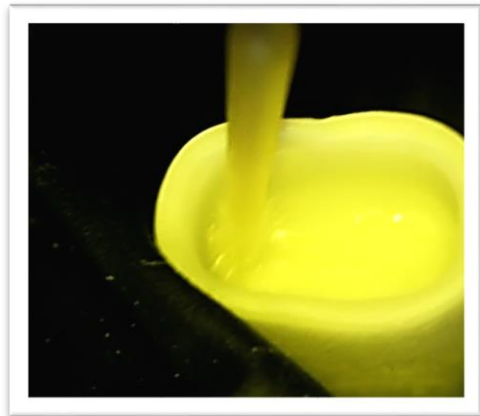
FOTOPOLIMERIZACIÓN DEL ADHESIVO

CEMENTACIÓN

APLICACIÓN DE ADHESIVO EN LA CORONA



ADHESIVO



DEJAR QUE EL ADHESIVO ACTUE

PREPARACIÓN DEL CEMENTO



CEMENTO RelyX Ultimate (3M ESPE)



LLENADO DE CORONA



ASENTAMIENTO DE LA CORONA



**FOTOPOLIMERIZACIÓN A
1000mW**

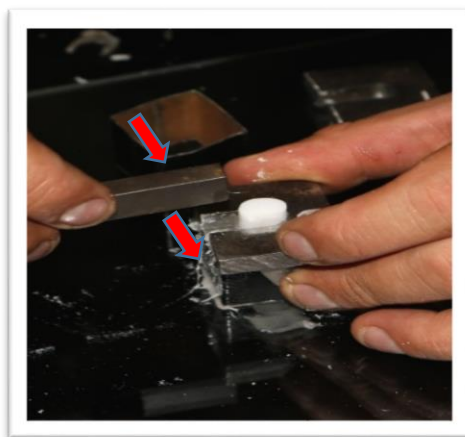


VERIFICACIÓN SELLADO



GRUPOS GSS Y GCS CEMENTADOS

PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS EN CUBOS PARA LA PRUEBA DE TRACCIÓN



ACRILIZACIÓN

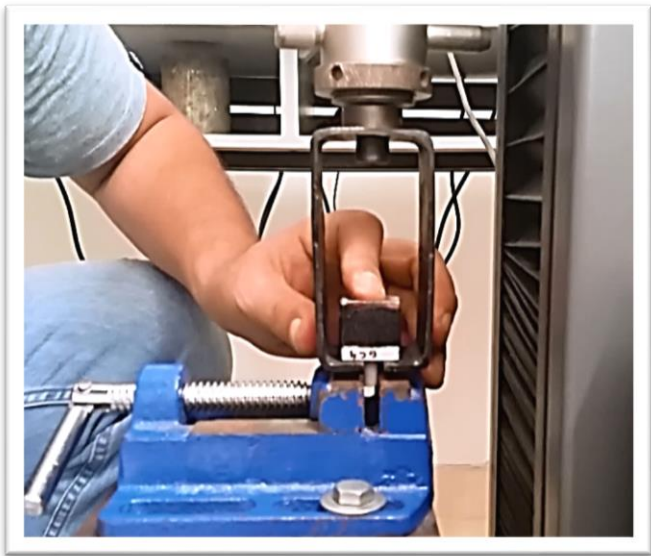


**VERIFICACIÓN DEL ÁNGULO
RECTO**

PRUEBA DE TRACCIÓN



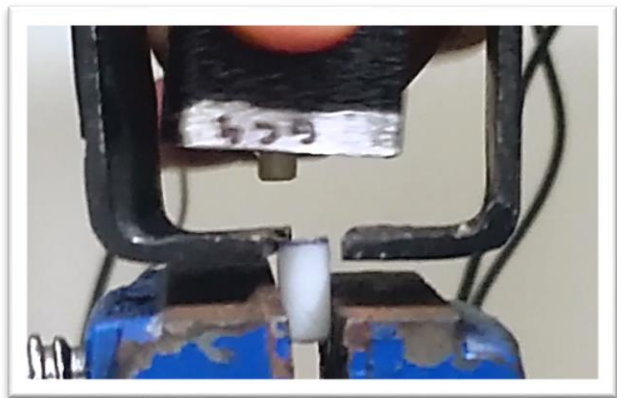
MÁQUINA UNIVERSAL



POSICIONANDO LA MUESTRA



PROCESO DE TRACCIÓN



VISTA DE MUÑÓN

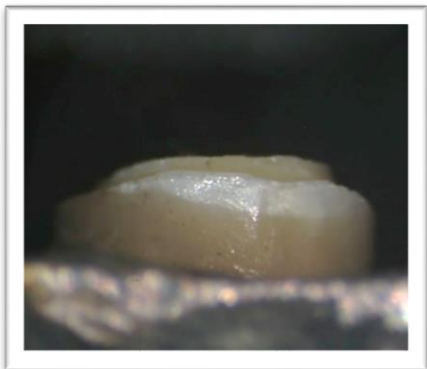


CORONA



GRÁFICO FINAL

RESULTADOS



**MUÑÓN GRUPO CON
SILICATIZACIÓN**



MUÑÓN GRUPO CONTROL



**MUÑÓN GRUPO SIN
SILICATIZACIÓN**

ANEXO N° 4

AGENTES CEMENTANTES

Adhesivo Single Bond™ Universal

1. Descripción del producto

Single Bond™ Universal es un adhesivo fotopolimerizable. El adhesivo se utiliza dependiendo de la indicación:

- En el procedimiento «Self-Etch», para lograr un tiempo de tratamiento lo más corto posible y minimizar las sensibilidades postoperatorias.
- Con grabado selectivo del esmalte, para maximizar la adherencia al esmalte dental y minimizar las sensibilidades postoperatorias.
- En el procedimiento «Total-Etch» con un paso previo de grabado con ácido fosfórico, por ejemplo cuando el grabado no se puede limitar al esmalte dental.



2. Composición

Químicamente el Single Bond Universal utiliza monómeros de fosfato en una solución a base de agua/etanol que proporciona acidez y permite que el adhesivo se adhiera a la dentina y al esmalte sin una etapa adicional de grabado con ácido fosfórico. Con su pH de 2,7 puede considerarse como un adhesivo de auto-grabado suave.

El adhesivo Single Bond Universal utiliza tres componentes que promueven la adhesión con una fórmula (tecnología VMS) y por lo tanto también ofrece enlaces con las restauraciones.

- MDP Monómero de fosfato
- Resinas de dimetacrilato
- HEMA
- Vitrebond™ copolímero

- Carga
- Etanol
- Agua
- Iniciadores
- Silano

3. Tecnología

Este adhesivo, Single Bond Universal presenta una composición química singular que garantizará su versatilidad. Todo en un único frasco.

- El copolímero Vitrebond™ proporciona una adhesión a la dentina más uniforme en condiciones húmedas y secas.
- El monómero MDP optimiza el rendimiento del Autograbado, proporciona adhesión química al zirconio, la alúmina y metales sin necesidad de un “primer” adicional y aumenta la estabilidad durante el almacenamiento, de modo que no es necesario refrigerar.
- El silano permite la unión química del adhesivo a superficies de cerámica vítrea sin recurrir a una imprimación cerámica adicional.

Cemento resinoso Adhesivo RelyX™ Ultimate

1. Descripción del producto

RelyX™ Ultimate es un cemento resinoso de polimerización dual en jeringa Automix o clicker. Se aplica para la fijación adhesiva de restauraciones indirectas y está disponible en diferentes colores.

RelyX Ultimate contiene metacrilatos bifuncionales. La fracción de la carga inorgánica es aproximadamente del 43 % en volumen, el tamaño del grano (D 90%). Espesor de película del cemento 12 µm. La proporción de mezcla en volumen de pasta base respecto a pasta de catalizador es de 1:1.



2. Composición

Pasta Base	Pasta Catalizadora
Monómeros de metacrilato	Monómeros de metacrilato
Rellenos Radiopacos silanizados	Relleno radiopaco alcalino (Básicos)
Componentes iniciadores	Componentes iniciadores
Estabilizadores	Estabilizadores
Aditivos reológicos	Aditivos reológicos
_____	Pigmentos
_____	Colorante fluorescente
_____	Activador de auto curado o para Adhesivo Single Bond Universal

3. Ventajas

- Buen sello marginal y menor desgaste.
- Alta estabilidad del color y fluorescencia para una estética natural.
- Al ser utilizado con Single Bond Universal como agente adhesivo permite procedimientos con técnica de grabado total, grabado selectivo de esmalte o autograbado.
- Activador del autocurado está integrado al cemento que permite que Single Bond Universal pueda ser polimerizado por RelyX Ultimate, sin la necesidad de luz, generándose una sola capa entre adhesivo y cemento, con menos pasos clínicos.
- Conveniente sistema clicker que provee una cómoda y exacta dispensación de la pasta base y catalizadora, disminuyendo errores.
- No posee aminas por ello está indicado para la cementación de carillas.
- Posee aditivos reológicos lo cual genera una mezcla más suave y de mejor manipulación.
- Máxima resistencia de adhesión.
- Menos componentes (elimina la necesidad de hasta 4 botellas separadas).
- Tolerancia a la humedad para situaciones clínicas difíciles propiedades optimizadas para estética duradera.

Cemento Resinoso Autoadhesivo RelyX™ U200

1. Descripción

RelyX U200 es un cemento dual, autoadhesivo, en el sistema dispensador clickeo con niveles de adhesión en esmalte y dentina mejorados.



2. Composición química y reacción de fraguado

RelyX™ U200 contiene un monómero de adhesión (un metacrilato de ácido fosfórico), el sistema iniciador y la tecnología especial de relleno que proporciona el único comportamiento de neutralización y se mantiene sin cambios. Para RelyX U200 se añadieron a la mezcla un monómero adicional y un nuevo modificador de la reología y el procesamiento de las partículas de relleno se optimizó. Todo lo que conduce a una formulación con aumento de las propiedades mecánicas globales y excelente rendimiento de adhesión.

Pasta Base	Pasta Catalizadora
Monómeros de metacrilato que contienen grupos de ácido fosfórico	Monómeros de metacrilato
Monómeros de metacrilato	Carga Alcalina (básicos)
Relleno silanizado	Relleno silanizado
Componentes del iniciador	Componentes del iniciador
Estabilizadores	Estabilizadores
Aditivos reológicos	Pigmentos
	Aditivos reológicos

La reacción se inicia por luz y / o por una reacción química del sistema iniciador (doble curado). La reacción es una polimerización radical durante la cual las moléculas monoméricas individuales se reticularan químicamente para formar una red polimérica tridimensional. Simultáneamente, se producen reacciones de neutralización, que son importantes para la estabilidad a largo plazo del cemento RelyX U200.

3. Ventajas

- Cemento resinoso autoadhesivo, evitando pasos de grabado, el primer y el adhesivo, haciendo el procedimiento de adhesión rápido y fácil y minimizando el potencial de sensibilidad post operatoria.
- Propiedades físicas comparables a cementos resinosos, entregando restauraciones seguras y alto performance clínico.
- Posee menor desgaste ayudando a mantener un buen sello marginal en toda la vida de la restauración, previniendo decoloraciones marginales.
- Se caracteriza por poseer una alta tolerancia a la humedad, así como también alta estabilidad dimensional.
- No requiere puntas de mezcla ni otros accesorios.
- Disponible en un clícker con 40 dosis de fácil dosificación y visualización de la cantidad de material restante.
- La variedad de tonos disponible, permite elegir tono según material de la restauración, entregando alta estética en coronas libres de metal.
- La presentación en clícker entrega dosis preestablecidas para una proporción uniforme de las pastas: mezcla sencilla y económica.

PRE-TRATAMIENTO DE SUPERFICIE

CoJet™ System

Es una reunión de productos para la reparación intraoral de obturaciones de composite, prótesis dental fija y para el tratamiento previo de reconstrucciones antes de la fijación adhesiva o convencional.



1. Composición

Óxido de aluminio modificado con sílice de 30 micras

2. Campos de aplicación

- Recubrimiento de armazones metálicos para la unión adhesiva entre el composite y las aleaciones metálicas dentales revestidas con Sinfony.
- Recubrimiento de restauraciones de metal, cerámica y composite antes de la cementación adhesiva.
- Crear retención en las restauraciones antes de la cementación.
- Reparación de revestimientos en prótesis dentales sin dañar las demás zonas intactas.
- Revestimiento de retenciones coladas de modelos o dientes de confección para la unión adhesiva con el plástico de la prótesis.

ZIRCONIO

DD Bio ZW iso Zirkonoxid

Estos bloques se distinguen por su mayor fuerza y estabilidad hidrotérmica a largo plazo. Una estructura absolutamente homogénea se logra a través de un proceso de producción especialmente desarrollado. Las piezas en bruto están optimizadas para estrategias de fresado rápido y proporcionan una excelente estabilidad.

Los bloques contienen dióxido de zirconio pre-sinterizado estabilizado con óxido de itrio (3Y-TZP).

Propiedades físicas

Características	Unidad	Valor
Densidad (después de la sinterización)	g/cm ³	> 6,0
Coef. de expansión térmica (25-500 ° C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	10,5
Resistencia al agrietamiento	MPa * m ^{1/2}	> 9
Resistencia a la flexión (4 puntos)	MPa	1200 (+/- 200)
Porosidad abierta	%	0

Composición química

- ZrO₂ + HfO₂ + Y₂O₃ > 99%
- Al₂O₃ < 0,5 %
- otros óxidos < 0,25 %

