Evaluación in vitro de fuerza de tracción en interfase zirconio-titanio con retenciones internas a estructuras de zirconio

Edgar Alexander Villadiego

Michael Andrés Benavides

Paola Andrea Luna

COLEGIO ODONTOLÓGICO

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

UNICOC

ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL

SANTIAGO DE CALI

10 de mayo de 2019



Director de trabajo de grado:

Dr. Rafael Murgueitio Piedrahita

Odontólogo, especialista en Rehabilitación Oral

Profesor postgrados Unicoc

Asesores metodológicos:

Dra. Adriana Jaramillo Echeverry

Dr. Carlos Humberto Martínez Cajas

Asesor estadístico:

Dr. Julián Andrés Tamayo Cardona

COLEGIO ODONTOLOGICO

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA, UNICOC

ESPECIALIZACIÓN EN REHABILITACIÓN ORAL

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Santiago de Cali, 23 de julio de 2026

TABLA DE CONTENIDO

Tabla de contenido

RESUMEN 6

2. INTRODUCCION.....**¡Error! Marcador no definido.**

3. PROBLEMA DE INVESTIGACION……..12

4. JUSTIFICACION…….13

5. PROPÓSITO……15

6. ANTECEDENTES……..16

7. MARCO TEÓRICO……18

8. OBJETIVO GENERAL……..26

8.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS…….26

9. ASPECTOS METODOLÓGICOS……28

9.1 TIPO DE ESTUDIO…….28

9.2 OBJETO DE ESTUDIO……..28

9.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN……28

9.4 MUESTRA…….28

9.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN……29

9.5.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN……..29

9.5.2 CRITERIOS DE EXCLUSION……29

10. PROCEDIMIENTO……30

11. a. ASPECTOS ÉTICOS……37

11.b. ESTADISTICO……37

12. RESULTADOS……38

13. DISCUSIÓN……40

14. CONCLUSIONES……..42

15. RECOMENDACIONES……43

16. REFERENCIAS……..44

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. TABLA DE FALLOS……..38

TABLA 2. RESULTADOS DE PRUEBAS DE TRACCIÓN……38

TABLA 3. NIVEL DE SIGNIFICANCIA CHI-CUADRADO DE PEARSON……..39

LISTA DE GRÁFICOS

FIGURA 1. JIG DE VERIFICACIÓN, MODELO MAESTRO.

FIGURA 2. POLIMERIZACIÓN DE JIG EN CÁMARA DE FOTOCURADO

FIGURA 3. IMPRESIÓN DE CUBETA ABIERTA

FIGURA 4. VACIADO EN YESO TIPO IV EMBEBIDO CON ACRÍLICO TRANSPARENTE

FIGURA 5 RETENCIONES MECÁNICAS

FIGURA 6. TIPO DE FRESA DIAMANTADA FORMA DE RUEDA

FIGURA 7. CEMENTO AUTOADHESIVO RESINOSO UNIVERSAL RELIX U200 3M

FIGURA 8. PERFORACIÓN DEL MODELO DE TRABAJO

FIGURA 9. COLOCACIÓN DE ALAMBRE PARA SUJECIÓN DEL MODELO PARA PRUEBA DE TRACCIÓN

FIGURA 10. INSTRUN No 3366, MAQUINA UNIVERSAL PARA REALIZAR PRUEBAS DE TRACCIÓN

FIGURA 11 PRUEBA DE TRACCIÓN

FIGURA 12 A. FRACTURA DE TORNILLO

FIGURA 12 B. FRACTURA DE TORNILLO

FIGURA 13 A DESCEMENTACIÓN

FIGURA 13 B DESCEMENTACIÓN

RESUMEN

La zirconia es una cerámica policristalina que presenta un alto contenido de cristales de aluminio y oxido de zirconio. Tiene excelentes propiedades mecánicas y físicas, sin embargo presenta una gran desventaja al no contener fase vítrea, lo que no la hace indicada para procedimientos de adhesión. Para mejorar la resistencia de unión se han utilizado diferentes tipos de preparación de superficie como el arenado con oxido de aluminio y el uso de imprimadores.

2. INTRODUCCIÓN

La cerámica ha sido el pilar de la odontología estética restaurativa durante más de 100 años, inicialmente en forma feldespática natural. Se utilizaban principalmente en dientes anteriores como coronas de porcelana de alta fusión, dientes de prótesis y cobertura parcial. Actualmente las cerámicas han evolucionado y se encuentran gran cantidad de materiales cerámicos disponibles de uso odontológico(1). Los sistemas cerámicos se dividen en cerámicas de matriz de vidrio, cerámicas policristalinas y cerámicas de matriz de resina (1).

La Zirconia, es una cerámica policristalina, llamado así al dióxido de Zirconio (ZrO_2). Es un material polimórfico, por lo que puede exponer más una estructura cristalina, dependiendo de las condiciones de temperatura y presión. La zirconia pura es monolítica a temperatura ambiente, y a temperaturas más altas se transforma en tetragonal y fase cúbica(1-3). La zirconia se presenta en dos sistemas, el zirconio tetragonal estabilizado con ytrio (Y-TZP) con alto contenido de dióxido de Zirconio (90%) y la zirconia parcialmente estabilizada infiltrada con cerámica vítrea, este sistema presenta un alto contenido de cristales de aluminio y oxido de zirconio y una fase vítrea limitada aproximadamente de 20%(2). La Zirconia presenta excelentes propiedades mecánicas y físicas, sin embargo, una desventaja que presenta es que al no contener fase vítrea, hace que no sea indicado los procedimientos convencionales de adhesión a las cerámicas que incluye la desmineralización con ácido fluorhídrico y aplicación de silano(2, 4). Para mejorar la adhesión a la zirconia se utilizan métodos de preparación de las superficies como el acondicionamiento mecánico con microabrasión con partículas de alúmina

(AL_2O_3), la activación fisicoquímica con partículas de alúmina recubiertas con sílice seguida de aplicación de silano o activación química con cementos resinosos que contienen una molécula funcional 10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate (10MDP) con el cual se busca mejorar la retención sobre óxidos de zirconio, ya que este mejora su estabilidad(5), debido a que su grupo fosfato forma enlaces covalentes que los hace químicamente más estables a una superficie de óxido de zirconio(6). La presente investigación se realiza en la Institución Universitaria de Colegios de Colombia en la sede Cali, donde se elaboran 10 muestras de estructuras de prótesis fija en CAD/CAM cementadas sobre pilares de titanio, sumergidos en bloques acrílicos, con los cuales se compara la fuerza de retención entre la interfase de Zirconia-Titanio con depresiones retentivas realizadas con fresa de diamante en forma de rueda en la fase monoclínica de la Zirconia y luego fueron sinterizadas. La muestra se divide en dos grupos, donde en el grupo control a las estructuras no se les realiza modificaciones. Se utiliza un tipo de cemento resinoso dual de última generación autoadhesivo (Relix U200, 3M ESPE) que son sometidas a fuerza de tracción con una maquina universal INSTROM 3366.

La necesidad de este estudio nace con el fin de evaluar nuevas técnicas que puedan aportar al tratamiento una mayor longevidad y lograr una mayor fuerza de retención en las interfaces Zirconia-Titanio, ya que estudios anteriores han evaluado el desalojo de la estructura de Zirconia sobre el pilar protésico con diferentes cementos resinosos y distintas preparaciones a las superficies a adherir pero hasta el momento ninguno con modificaciones retentivas como las que se realizan en este estudio sobre estructuras de Zirconia.

3. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

La Zirconia es un material cerámico con excelentes propiedades mecánicas y físicas, con alta biocompatibilidad y resistencia a la fractura, pero presenta una limitación protésica que no permite ser grabada con ácido fluorhídrico ni el uso de agentes acondicionadores convencionales como el silano, lo cual lo hace un material no adhesivo. Para mejorar esta limitación, se realiza preparaciones previas a las estructuras a cementar como la microabrasión con oxido de aluminio (Al_2O_3), pero en estudios se ha demostrado que este procedimiento puede aumentar el espacio del cemento disminuyendo así la fuerza de retención de estas interfaces(7).

¿Las modificaciones realizadas en la superficie interna de las estructuras de Zirconia de prótesis fija pueden aumentar la retención en la cementación de la interfase de Zirconia-Titanio?

Con este proyecto se busca demostrar que realizando retenciones internas en forma de ranuras circunferenciales en la zona interna de estructuras de prótesis fija de zirconio monolítico y cementadas con un cemento dual de última generación autoadhesivo se puede aumentar la fuerza de retención. Hasta el momento se han realizado estudios que comparan diferentes tipos de cemento con distintos acondicionamientos de las superficies a adherir como el uso de imprimadores con la molécula funcional (10MDP), microabrasión. Y existen otros estudios donde se evalúa la retención en diferentes alturas de los pilares, pero hasta el momento no se han hecho publicaciones similares a este estudio donde se realiza modificaciones a la estructura de Zirconia.

4. JUSTIFICACIÓN

Los pilares de zirconio en restauraciones sobre implantes se empezaron a utilizar por las características estéticas y de biocompatibilidad, pero debido a que el zirconio presentaba un módulo de elasticidad más alto que el titanio se empezó a evidenciar fracturas o desgaste a nivel de la conexión del implante, por esta razón se comenzaron a utilizar interfases de zirconio-titanio cemento-atornilladas en donde la base de titanio se conecta con el implante.

Dado que la estructura del zirconio, al ser un óxido metálico y no poseer una matriz vítrea, no permite grabado acido por lo tanto no presenta adhesión, motivo por el cual se utilizan imprimadores con una molécula funcional (10 MDP) que aumenta la retención sobre óxidos de zirconio ya que esta mejora su estabilidad, puesto que su grupo fosfato forma enlaces covalentes que los hace químicamente más estables a una superficie de óxido de zirconio.(5, 6)

La necesidad de este estudio nace con el fin de mejorar y aumentar la resistencia a la fuerza de cementación a estructuras en zirconio monolítico, que puedan cumplir con valores adecuados en relación a la adaptación marginal, resistencia a la fractura, estabilidad física, química y facilidad de fabricación. Estas estructuras Utilizadas como prótesis fijas de 3 unidades implanto soportadas cemento atornilladas son una alternativa de tratamiento, donde por medio de un estudio in vitro se realizarán retenciones mecánicas, circunferenciales en la estructura interna, para incrementar los valores de fuerzas de unión del agente cementante entre la interfase del Zirconio-Titanio comparando la fuerza de retención por medio de ranuras a las estructuras internas en zirconio de prótesis fija con estructuras sin

modificaciones, buscando comprobar que las estructuras modificadas pueden tener una mayor retención de las interfaces zirconia-titanio cementadas, mejorando resultados a largo plazo de este tipo de tratamiento.

5. PROPÓSITO

El propósito de este estudio es demostrar que las retenciones mecánicas realizadas en la superficie interna de las estructuras de Zirconia pueden lograr valores de descementación más altos a los rangos normales que se evidencia en estudios similares realizados anteriormente, siendo de gran utilidad para los clínicos que buscan mejorar la longevidad de las restauraciones.

6. ANTECEDENTES

En primer lugar, el doctor Baldissara y cols. en el 2013, compararon la resistencia de unión del zirconio con diferentes tipos de cementos utilizando varias formas de preparación de superficie. Refirieron que aunque los cementos mostraron gran capacidad adhesiva al promover enlaces químicos, la retención biomecánica y uso de imprimadores era indispensable para lograr una resistencia de enlace adecuada(8).

En 2015, el doctor Rached y cols. demostraron que la abrasión de partículas con aire puede dañar la superficie de las cerámicas Y-TZP, causando fallas, microfisuras e incrustación de partículas de alúmina, además afectando negativamente el rendimiento a largo plazo de la unión de resina-zirconia(9). Para evitar este tipo de daño, Hallmann y cols. en el mismo año, recomendaron abrasivos más suaves y redondos en lugar de partículas de aluminio duras y afiladas, como las partículas de zirconio, iones de argón y plasma de gas (hidrogeno con aditivo de argón =10:30) y confirmaron que las propiedades de la cerámica Y-TZP dependen del tipo de tratamiento y concluyeron que las partículas de alúmina al ser monolíticas y al ser más afiladas produjeron más defectos en la superficie de la zirconia(10).

En 2017, el doctor Murakami y cols. realizaron un estudio experimental, donde buscaban mejorar la capacidad de adhesión a la zirconia y agregaron a la superficie de zirconia un grupo OH con peróxido de hidrogeno (H_2O_2) y compararon con el uso de primer de zirconia, demostró que la resistencia de unión se ve fuertemente afectada por la humectabilidad de la superficie de la zirconia y por las composiciones de agua utilizadas en los imprimadores de zirconia(6).

En un estudio experimental realizado en la Universidad de Alabama en Birmingham, Alabama, USA en el año 2018 los doctores Arce y cols. buscaron medir las fuerzas de retención con diferentes tipos de tratamiento de superficie en el zirconio y el pilar de titanio. Ellos realizaron 60 bases de titanio divididas en cuatro grupos, grupo1 control, grupo 2 con 10 MDP, grupo 3 arenado, grupo 4 utilizaron primer 10 MDP más el arenado con oxido de aluminio. Esas muestras fueron además sometidos a pruebas de termociclado. En los resultados que se obtuvieron en este estudio obtuvieron fue que el mejor comportamiento de retención fue obtenido en el grupo 2 con el uso del 10 MDP, mientras que en el grupo 3 se mostró menor fuerza de retención por el aumento del espacio de cemento, debido que las superficies quedaron lisas, lo cual aumentaba el espacio del cemento y esto pudo haber afectado en la fuerza de retención al momento de las pruebas(7).

7. MARCO TEÓRICO

En los años sesenta Per- Ingvar Branemark y colaboradores publicaron su primer trabajo sobre el contacto directo del titanio al tejido óseo vivo sin interposición de tejido blando siendo este el primer gran avance a la implantología contemporánea. Sólo dos años después fueron instalados los implantes odontológicos fundamentados en los trabajos de Brånemark, donde se insertaron de 6 a 8 implantes en maxilar superior, fabricado en aleación de titanio grado I, siendo este un procedimiento quirúrgico de dos etapas donde se dejaba el implante sumergido bajo la encía sin recibir cargas durante un periodo de espera de cuatro a seis meses, período que está condicionado para la oseointegración de los implantes pues se da la reparación de los tejidos duros y blandos. Dicho protocolo indicaba que una prótesis fija que tiene 5 o 6 implantes como pilares se coloca en la región intermentoniana y con extensión distal bilateral(11). A principios de la década los 80 en América del Norte, el sistema de implantes Brånemark empezó a utilizar con muy buenos resultados en pacientes edéntulos con reabsorción ósea; sin embargo, surgieron problemas al utilizarse en pacientes parcialmente edéntulos con reabsorción ósea mínima con dentición natural opuesta(12). Con esta situación se planteó la necesidad de trabajar en el concepto de restauraciones directamente al implante. Así fue como se diseñó un patrón de plástico denominado “pilar UCLA” presentado por Lewis y Beumer en la Universidad de California en Los Ángeles. Este se ajustaba directamente encima de los accesorios de implante intraoralmente, empleándose para desarrollar un patrón de cera para la restauración final que conecta con el implante. Este pilar UCLA está diseñado para proporcionar un collar

de 1 mm de metal en la base, ubicado justo encima de la cresta ósea proporcionando integridad estructural. Estos pilares se utilizan en casos donde hay problemas de distancia interoclusal limitada, estética, angulación, distancia interproximal entre pilares y salud de los tejidos blandos, siendo exitosos a corto plazo en un 95% de los casos según el estudio realizado en 1992 por Lewis (12-15).

Las restauraciones sobre los implantes empezaron a tener problemas estéticos, ya que el canal de acceso por tornillo a menudo era visible en coronas anteriores en la casa vestibular y los canales metálicos también eran visibles, siendo difícil para los técnicos en laboratorio enmascararlos con resinas. Posteriormente se desarrollaron las restauraciones retenidas con cementos para superar los problemas estéticos y funcionales de las prótesis retenidas con tornillo, sin embargo presentaron una gran desventaja con respecto a las prótesis atornilladas, que no tienen capacidad de recuperación predecible permitiendo la remoción de la restauración y el retratamiento(15). Otra complicación significativa de las restauraciones sobre implantes retenidas con cementos que podría llevar al fracaso del implante es la periimplantitis, que es una enfermedad periimplantaria asociada con el cemento residual que causa pérdida de tejidos blandos y duros, dando lugar a una colonización bacteriana, donde va a ser difícil tener una buena higiene por parte de los pacientes. Las buenas técnicas de cementación llevan a reducir o eliminar los problemas con el cemento siendo sus propiedades ideales como baja viscosidad y espesor de la película, baja solubilidad, resistencia a la compresión, traslúcido y radiopaco(16).

Con los grandes avances de la implantología contemporánea, cada vez los pacientes han solicitado más la estética con restauraciones sin metal, siendo así como se introduce una nueva tecnología, el diseño asistido por computadora/fabricación asistida por computadora (CAD/CAM). Tres pioneros en particular que contribuyeron al desarrollo de estos sistemas CAD/CAM en odontología son Duret, Moermann y Anderson. Duret desarrolló el sistema Sopha®, que tuvo un impacto en el desarrollo posterior de los sistemas CAD/CAM. Produjo la primera restauración en 1983 y demostró su sistema en el Congreso Internacional de la Asociación Dental Francesa en noviembre de 1985, creando una restauración de una corona posterior en menos de una hora. El Doctor Moermann desarrolló el sistema CEREC®, siendo este sistema muy innovador por que permitió restauraciones cerámicas en el mismo día, siendo este el punto que difundió el término CAD/CAM. Y el doctor Anderson desarrolló el sistema PROCERA® en 1983. El sistema PROCERA® tenía un centro de procesamiento central con centros de redes satelitales bajo esta unidad(17). En los sistemas CAD/CAM se emplea una serie de pasos bajo un protocolo, iniciando por escanear el pilar intraoral con un digitalizador intraoral para obtener una impresión óptica. Los datos digitalizados se reconstruían en un monitor como un gráfico 3-D para luego diseñar la restauración final que va a ser fresada en un bloque con una máquina de control numérico. Con estos sistemas también permitió la fabricación de pilares personalizados en titanio y restauraciones cerámicas libre de metal en oxido de zirconio(17-19).

Los sistemas actuales cerámicos ofrecen gran variedad de opciones para restauraciones estéticas. Las cerámicas son compuestos de uno o más metales con un elemento no metálico, generalmente oxígeno; están formados por sustancias

químicas y bioquímicamente estables que son no conductores, fuertes, duros, frágiles e inertes de energía térmica y eléctrica(20).

La cerámica ha sido el pilar de la odontología estética restaurativa durante más de 100 años, inicialmente en forma feldespática natural principalmente en dientes anteriores como coronas de porcelana de alta fusión, dientes de prótesis y cobertura parcial. Actualmente las cerámicas han evolucionado y se encuentran gran cantidad de materiales cerámicos disponibles de uso odontológico que son útiles para gran variedad de propósitos y se clasifican de acuerdo a su composición, capacidad de grabado, métodos de procesamiento, temperaturas de cocción, microestructura, translucidez, resistencia a la fractura e indicación clínica. Recientemente, la Asociación Americana Dental (ADA) ha clasificado estos materiales como "cerámicos" por sus propiedades cerámicas sin ignorar ningún sistema de clasificación: en cerámica de matriz de vidrio a materiales inorgánicos no metálicos que contienen fase de vidrio, cerámicas policristalinas a materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen ninguna fase de vidrio y cerámica de matriz de resina que son matrices poliméricas que contienen predominantemente compuestos refractarios inorgánicos que pueden incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas(1)

En las cerámicas de matriz de vidrio están las feldespáticas, basadas en leucita y alúmina que dependiendo de la cantidad aumentan la resistencia intrínseca de la restauración. Estos materiales siguen siendo usados como material de recubrimiento de aleaciones metálicas y sustratos cerámicos como el material estético unido a la estructura dental. Los segundos, en sus fases de vidrio se pueden

combinar con cristales de apatita, además de leucita, para la compatibilidad de la expansión térmica con los metales y para una mayor resistencia(1).

Las cerámicas oxidadas como el óxido de zirconio han sido usado desde 1960 como biomaterial en aplicaciones médicas en procedimientos quirúrgicos ortopédicos para rótulas en el reemplazo de cadera, caderas artificiales, dedos y prótesis acústicas. En 1990 se inició el uso de este material en odontología con aplicaciones en ortopedia maxilar, brackets, postes intraradiculares y aditamentos de implantes, posteriormente se empezaron a utilizar para la fabricación de coronas y prótesis fija con gran éxito clínico(2, 21)

La zirconia es un material de apoyo de implante que ha demostrado ser duradero y estético para restauraciones de implantes tanto de tornillo como de cemento(15). La Zirconia (ZrO_2) es la forma oxida del Zirconio (Zr). La forma pura de la Zirconia se presenta de dos formas: 1. Zirconia cristalina la cual es suave, blanca y dúctil, 2. La forma amorfa que existe en polvo negro azulado de la naturaleza. El polvo es refinado y subsecuentemente tratado sintéticamente a altas temperaturas para producir Zirconia cristalina. La zirconia es un material polimórfico, por lo tanto, puede exponer más de una estructura cristalina, dependiendo de las condiciones de temperatura y presión. Las transformaciones polimórficas son seguidas por cambios en la densidad y otras propiedades físicas del material. La zirconia pura es monoclínica (M) a temperatura ambiente. Esta fase es estable hasta 1.170 ° C. Bajo temperaturas más altas, se transformará en una tetragonal (T), y más tarde en una fase cúbica (C) a 2.370 ° C. La transformación de fase que se produce durante el enfriamiento a temperatura ambiente se asocia con una vasta expansión volumétrica. Las tensiones generadas por la expansión causan grietas en las

cerámicas de zirconia pura, que después de ser sinterizadas entre 1,500 ° C y 1,700° C pueden romperse en pedazos a temperatura ambiente. Esta vasta expansión volumétrica excluye el uso de zirconia pura en sistemas cerámicos(1-3). La zirconia se presenta en dos sistemas, el zirconio tetragonal estabilizado con ytrio (Y-TZP) con alto contenido de dióxido de Zirconio (90%) y la zirconia parcialmente estabilizada infiltrada con cerámica vítrea, este sistema presenta un alto contenido de cristales de aluminio y oxido de zirconio y una fase vítrea limitada aproximadamente de 20%(2).

Estudios han mostrado que las cerámicas Y-TZP presentan propiedades superiores comparados con otras cerámicas dentales incluso las cerámicas de zirconia con contenido vitreo. La resistencia a la flexión de las cerámicas Y-TZP están en un rango de 700 a 1200 MPa, siendo estos valores mayores a las fuerzas de los movimientos oclusales; además el Y-TZP exhibe resistencia a la fractura mayor de 2000N, ambos valores mayores a los valores de otro tipo de cerámicas. Una desventaja que presenta la zirconia es que al no contener fase vítrea hace que no sea efectivo los procedimientos convencionales de adhesión a las cerámicas que incluye la desmineralización con ácido fluorhídrico y aplicación de silano, lo cual no hace no recomendable en procedimientos como carillas e incrustaciones(2).

Las Cerámicas policristalinas su característica principal es una estructura cristalina de grano fino que proporciona resistencia y tenacidad a la fractura, adhesión del biofilm menor, alta biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, pero tiende a perder propiedades ópticas y no son susceptibles a ser cemento adheridas por medio de técnicas convencionales, en la actualidad hay investigaciones donde con el uso 10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) buscando mejorar la retención

sobre óxidos de zirconio ya que esta mejora su estabilidad debido a que su grupo fosfato forma enlaces covalentes que los hace químicamente más estables a una superficie de óxido de zirconio(5, 6).

En la cementación de las cerámicas con fase vítrea, la preparación de la superficie incluye grabado acido con ácido fluorhídrico y salinización para lograr una adhesión duradera con cementos a base de resina. El silano promueve la adhesión entre la fase inorgánica de la cerámica y la fase orgánica del agente de unión a través de enlaces de siloxano. El silano aumenta la energía de la superficie de los sustratos cerámicos y mejora la humectabilidad del cemento. Desafortunadamente en las cerámicas con alto contenido de alúmina o zirconia, no es posible realizar grabado acido ni aplicación de agentes de acoplamiento como el silano, ya que estos sustratos no contienen fase de dióxido de silicio (sílice). Por esta razón se ha sugerido métodos de acondicionamiento de las superficies durante las últimas dos décadas. Entre esos métodos de preparación de las superficies está el acondicionamiento mecánico en el cual se emplea microabrasión con partículas de alúmina (AL_2O_3) de diferentes tamaños y generalmente se realiza después de la sinterización de la zirconia y antes de la cementación. Otros métodos se basan en la activación fisicoquímica donde utilizan partículas de alúmina recubiertas con sílice seguida de aplicación de silano o activación química con cementos resinosos que contienen una molécula funcional (10MDP)(22).

Con respecto a la preparación de abrasión con partículas de óxido de aluminio, dado que la zirconia es un material altamente sinterizado y presenta alta dureza que le hace difícil de realizar rugosidad en la superficie, por lo tanto hace que requiera

mayor presión de aire y/o partículas de Al_2O_3 más gruesas. Por otro lado, este procedimiento es agresivo y puede causar fallas en la superficie comprometiendo sus propiedades físicas(9). Como resultado, han surgido preocupaciones por el posible daño creado a la Zirconia, por lo que algunos fabricantes han comenzado a promover imprimadores o cementos de resina basados en monómeros de ácido organofosfato/carboxílico específicos para zirconia, que podrían eliminar los métodos de acondicionamiento agresivos(22).

El doctor Rached y cols. demostraron que la abrasión de partículas con aire puede dañar la superficie de las cerámicas Y-TZP, causando fallas, microfisuras e incrustación de partículas de alúmina afectando negativamente el rendimiento a largo plazo de la unión de resina-zirconia(9). Para evitar este tipo de daño, algunos autores han recomendado abrasivos más suaves y redondos en lugar de partículas de aluminio duras y afiladas, como las partículas de zirconio, iones de argón y plasma de gas (hidrogeno con aditivo de argón =10:30). El doctor Hallmann y cols. confirmaron que las propiedades de la cerámica Y-TZP dependen del tipo de tratamiento y confirmaron que las partículas de alúmina al ser monolíticas y al ser más afiladas produjeron más defectos, microfisuras, escombros y deformación plástica en la superficie de la zirconia, eliminando así más volumen que otro tipo de tratamiento, y el aumento de la distancia está acompañado de la disminución de la transformación de fase(10).

El doctor Baldissara y cols. compararon la resistencia de unión del zirconio con diferentes tipos de cementos utilizando varias formas de preparación de superficie, refieren que aunque los cementos muestren gran capacidad adhesiva al promover

enlaces químicos, la retención biomecánica y uso de primers es indispensable para lograr una resistencia de enlace adecuada(8).

El doctor Murakami y cols. en un estudio experimental en buscaron mejorar la capacidad de adhesión a la zirconia y agregaron a la superficie de zirconia un grupo OH con peróxido de hidrogeno (H_2O_2) y compararon con el uso de primer de zirconia, demostró que la resistencia de unión se ve fuertemente afectada por la humectabilidad de la superficie de la zirconia y por las composiciones de agua utilizadas en los imprimadores de zirconia(6).

Por otra parte, Arce y cols. evaluaron la fuerza de retención con varios tipos de cemento y diferentes tratamientos de las superficie del pilar de titanio, dividieron los grupos en 4 con un grupo de control sin ningún tipo de tratamiento, el segundo con abrasión con oxido de aluminio, el tercero con imprimador con 10MDP, y el ultimo realizaron una combinación de arenado e imprimador, donde determinaron que había mayor retención en el grupo donde utilizaron el imprimador y el grupo control y concluyeron que el arenado en la superficie del pilar de titanio alisaba las retenciones del pilar y aumentaba el espacio del cemento, lo que disminuía la fuerza de retención(7).

8. OBJETIVO GENERAL

Evaluar la retención mecánica en coronas de zirconia modificadas con retenciones mecánicas internas cementadas sobre pilar o abutment de implantes en titanio versus coronas de zirconia convencionales.

8.1 Objetivos Específicos

- Estimar la fuerza promedio de resistencia al desalojo de las coronas de zirconia convencionales cementadas a pilares de implantes dentales en titanio.
- Estimar la fuerza promedio de resistencia al desalojo de las coronas de zirconia modificadas con retenciones mecánicas internas cementadas a pilares de implantes dentales en titanio.
- Identificar las diferencias de la retención entre los dos sistemas de coronas de zirconio con y sin modificaciones internas.

9. Aspectos metodológicos

9.1 TIPO DE ESTUDIO

Estudio in vitro de nivel explicativo, el cual se realizaron cuerpos de prueba donde se seleccionaron dos grupos, uno con modificaciones internas y otro sin modificaciones internas.

9.2 OBJETO DE ESTUDIO

Determinar la fuerza de descementación a la tracción de estructuras de zirconio monolítico modificados mediante retenciones mecánicas a Interfases titanio atornilladas a implantes.

9.3 UNIDAD DE OBSERVACIÓN

Se escogieron dos grupos cada uno de 5 estructuras de zirconia.

9.4 MUESTRA

Se realizaron 5 modelos que consisten en 4 pilares de implantes marca Neodent que serán divididos en dos para cementar dos prótesis fijas en zirconia monolítica con técnica CAD/CAM una con modificaciones internas y la otra con método convencional para un total de 5 prótesis fija de 3 unidades con modificaciones internas y 5 prótesis fija de 3 unidades sin modificaciones, cementadas con Relix U200 (3M).

9.5 Criterios de Selección

9.5.1 Criterios de INCLUSIÓN

Cuerpos de muestra cementados según el protocolo.

9.5.2 Criterios de Exclusión

Que el cuerpo de muestra falle en zonas distintas a la interfase de cementación de la prueba.

10. PROCEDIMIENTO

De un modelo máster se obtuvieron 5 impresiones a cubeta abierta mediante pilares de impresión para minipilar cónico referencia 108.035 Neodent, Brasil, con resina se ferulizan mediante un GIP de verificación utilizando triad gel, Denstply Sirona, uniendo los cilindros utilizados para confirmar el asentamiento pasivo, se utilizó lámpara de fotocurado (Grand Valo) para una prepolimerazación y luego una cámara de fotocurado para polimerización completa (figura 1,2).

En el procedimiento de toma de impresión del modelo máster se utilizó silicona pesada y liviana de cartuchos extrude (Kerr) y resina acrílica para la confección de la cubeta (figura 3).

Una vez obtenida la impresión se procede a realizar el vaciado con yeso tipo V Silky Rock Whipmix y el modelo es embebido en acrílico transparente para aumentar su resistencia en las pruebas de fuerza de tracción y evitar deformación de los modelos (figura 4).

En este estudio se realizó 10 estructuras de prótesis fija de 3 unidades, por medio de sistema CAD CAM, fueron cementadas con un cemento a base de resina autoadhesivo a dos pilares de titanio de altura de 4mm, teniendo en cuenta que tuvieran ajuste pasivo y espesor para el cemento de 20µm.

A la prótesis fija de tres unidades en zirconia monolítica se le realizan ranuras en la parte interna antes de sinterizar (figura 5), para no generar daños en la fase tetragonal, las tres ranuras se realizan de forma circunferencial continuas con una fresa en forma de rueda (figura 6), cada una con distancia de 1.5 mm y seguido a

esto se envía a laboratorio para sinterizar. Para la cementación, se utilizó un cemento autoadhesivo resinoso Relyx U-200 3M (figura 7), Se realiza 4 perforaciones al modelo de prueba, (figura 8), con el fin de estabilizar por medio de un alambre de acero de 10/20 (figura 9), el cual nos permite un ajuste y estabilidad a la base del modelo en el momento de la prueba de tracción con el Instron 3366 de 30 KN. Con un alambre de acero 10/20 se sujeta la prótesis fija dando vuelta al póntico para la tracción definitiva, a una velocidad de 1mm/segundo.

FABRICACIÓN DE MODELOS DE ESTUDIO.



Figura 1. Se realizo JIG de verificación.

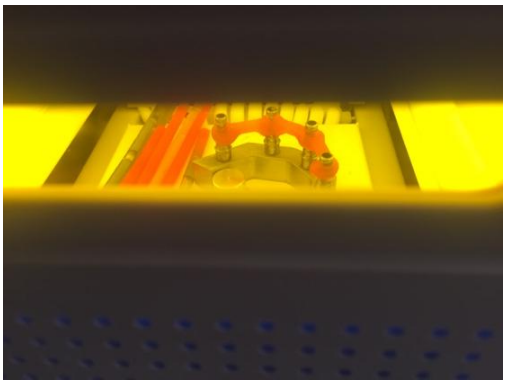


Figura 2. Polimerización del JIG en cámara de fotocurado



Figura 3. Impresión a cubeta abierta

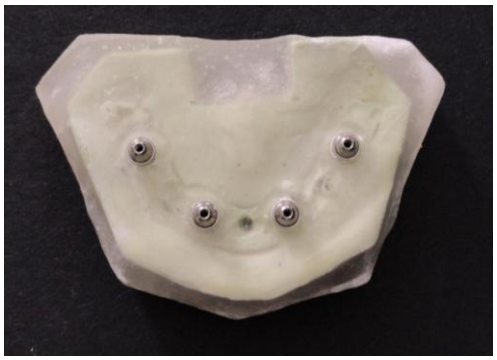


Figura 4. Vaceado en yeso tipo V, embebida del modelo en acrílico transparente.



Figura 5. Retenciones mecánicas, se realizan antes de sinterizar en forma circunferencial, a una distancia de 1,5mm.



Figura 6. Fresa diamantada en forma de rueda, con la cual se realizan las retenciones.



Figura 7. Cemento autoadhesivo resinoso universal RELYX - U200(3M)

PROTOCOLO DE CEMENTACIÓN

1. Prueba de estructura
2. Limpiar estructura con alcohol isopropilico y secar.
3. Se sellan los pilares con teflón
4. Aplicación de un clik del cemento resinoso relyx U200
5. Se prepolimeriza por 5 segundos, para hacer una fácil remoción de excesos de cemento
6. Se polimeriza con lámpara valo por 15 segundos.



Figura 8 Perforación del modelo de trabajo.



Figura 9. Colocación de alambre para sujeción del modelo, para prueba de tracción.

Prueba de tracción.

Las prótesis previamente cementadas se atornillaron a los modelos correspondientes de forma manual a un torque de 10N. Las pruebas de tracción se realizaron por medio de un elemento de fijación con alambre de acero 10/20 ajustado al modelo por medio de las perforaciones para sujetarlo a la base de la maquina Instron y se sujetó con el mismo tipo de alambre rodeando la estructura por la parte media del póntico para ser sujetado a la parte superior de la máquina (figura 10,11).



Figura 10 Instron Nº 3366, maquina universal para realizar prueba de tracción.

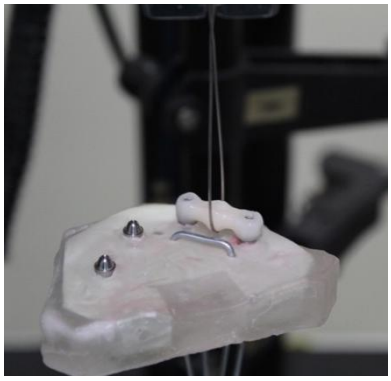


Figura 11 Prueba de tracción, velocidad de 1mm/seg.

Fallos mecánicos

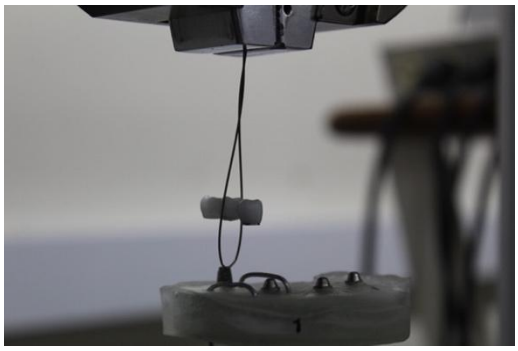


Figura 12 A Fractura de tornillo



Figura 12 B Fractura de tornillo

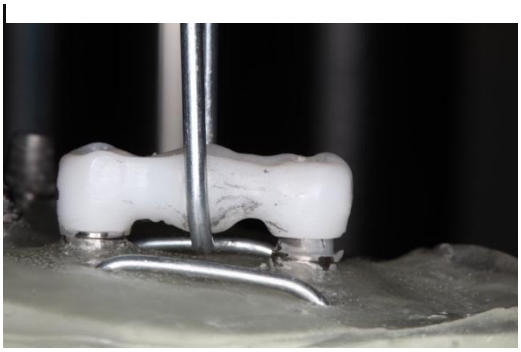


Figura 13 A Descementación



Figura 14 B Descementación

11. a. ASPECTOS ETICOS

La investigación fue realizada in vitro con muestras realizadas en laboratorio. No fue necesario enviar a Comité de Ética, ya que no se trabajó directamente en personas.

b. ESTADISTICO

Prueba U Mann Whitney

Chi Cuadrado de Pearson

12. RESULTADOS

En el grupo 1, Las estructuras con modificaciones realizadas en la superficie interna, mostraron valores más altos de retención, el momento del desprendimiento con la mayor fuerza se presentó fractura del tornillo en 3 muestras y descementación en 2 muestras. En el grupo 2 de estructuras sin modificaciones, 4 de 5 restauraciones presentaron descementación y uno fractura de tornillo. El grupo 1 obtuvo valores un poco más altos en el momento de desprendimiento de la estructura con un rango de 715N-1178N y el grupo 2 un rango de 656N-940N.

		Tipo Falla			
		Descementación		*Fractura de Tornillo*	
		Recuento	*% del N de fila*	*Recuento*	*% del N de fila*
Ranura	*Sin Ranura*	*4*	*80,0%*	*1*	*20,0%*
	Con Ranura	*2*	*40,0%*	*3*	*60,0%*
	Total	*6*	*60,0%*	*4*	*40,0%*

Tabla 1 Tipos de fallo.

		Fuerza	
		Mínimo	Máximo
Ranura	Sin Ranura	656,60	940,20
	Con Ranura	715,60	1178,00
	Total	656,60	1178,00
Tipo Falla	Descementación	656,60	1178,00
	Fractura de Tornillo	767,10	1129,00
	Total	656,60	1178,00

Tabla 2 Resultados de pruebas de tracción.

	Valor	gl	Significación asintótica (bilateral)	Significación exacta (bilateral)	Significación exacta (unilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	1,667[a]	1	,197		

Tabla 3. Nivel de significancia chi-cuadrado Pearson

13. DISCUSION

En otro Estudio realizado por Arce y cols. en 2018 evaluaron la fuerza de retención con varios tipos de cemento y diferentes tratamientos de las superficies a adherir con un grupo de control donde no se les realizo ningún tipo de tratamiento, otro grupo con arenado con oxido de aluminio, primer con 10MDP, y combinación de arenado con primer, donde determinaron que había mayor retención en el grupo donde utilizaron el primer y el grupo control. concluyeron que el arenado en la superficie del pilar de titanio alisaba las retenciones del pilar y aumentaba el espacio del cemento, lo que disminuía la fuerza de retención(7).

Otros estudios realizados comprueban los resultados del anterior estudio llegando a la conclusión que el arenado en las superficies de zirconio no se recomiendan, debido que quedan partículas sueltas de metales y que al realizar la limpieza con alcohol isopropílico o con lavado ultrasónico las ranuras de retención se alisan aumentando el espacio del cemento lo cual reduce la fuerza de desalojo(5).

En el actual estudio no se realiza arenado en el pilar de titanio, para mantener las retenciones del pilar y del interior de la estructura intactas y así el espacio de 20µm para el cemento. Hasta el momento ningún estudio se había realizado con la modificación de la estructura de zirconio, lo cual lo hace un estudio novedoso que más adelante se podría seguir evaluando con un numero de muestra más significativo.

Se recomienda en futuros estudios que las muestras sean sometidas a tratamiento de termociclado para simular la humedad de la cavidad oral, se sometan a fuerzas horizontales y verticales donde se simulen fuerzas de la masticación.

14. CONCLUSIONES

En el grupo de las retenciones internas presento mayor tendencia de fractura de tornillo antes de la descementación.

En el grupo control hubo mayor tendencia de descementación de las estructuras de zirconio.

Según los resultados de este estudio se puede ver que las ranuras internas de las estructuras pueden llegar a mejorar la fuerza de retención de las restauraciones cementadas con cemento a base de resina.

15. RECOMENDACIONES

Se sugiere realizar un estudio similar bajo los mismos estándares, con un número de muestra mayor, con el fin de poder evaluar si hay una diferencia significativa en los grupos de muestra.

Realizar pruebas de termociclado o pruebas de cizallamiento y comparar resultados.

Ver la posibilidad de realizar las muescas o retenciones a las estructuras de zirconio bajo una máquina estandarizada, con el fin de buscar uniformidad en el diseño de las muescas.

16. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28(3):227-35.
2. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application. Oper Dent. 2009;34(3):344-51.
3. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent. 2009;4(2):130-51.
4. Llerena-Icochea AE, Costa RM, Borges A, Bombonatti J, Furuse AY. Bonding Polycrystalline Zirconia With 10-MDP-containing Adhesives. Oper Dent. 2017;42(3):335-41.
5. Linkevicius T LL, Caplikas A, Dumbryte. (PDF) Retention of zirconia copings over smooth and airborne-particle-abraded titanium bases with different resin cements. The Journal of Prosthetic dentistry. 2019.
6. Murakami T, Takemoto S, Nishiyama N, Aida M. Zirconia surface modification by a novel zirconia bonding system and its adhesion mechanism. Dent Mater. 2017;33(12):1371-80.
7. Arce C, Lawson NC, Liu PR, Lin CP, Givan DA. Retentive Force of Zirconia Implant Crowns on Titanium Bases Following Different Surface Treatments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33(3):530-5.
8. Baldissara P, Querze M, Monaco C, Scotti R, Fonseca RG. Efficacy of surface treatments on the bond strength of resin cements to two brands of zirconia ceramic. J Adhes Dent. 2013;15(3):259-67.
9. Abi-Rached F AA, Adabo GL, Sousa M. Air Abrasion Before and/or After Zirconia Sintering: Surface Characterization, Flexural Strength, and Resin Cement Bond Strength | Request PDF. Operative Dentistry. 2015;40(2).
10. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Kobel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. J Prosthet Dent. 2016;115(3):341-9.
11. Simon H, Yanase RT. Terminology for implant prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(4):539-43.
12. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(3):270-6.
13. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. J Prosthet Dent. 1992;67(4):509-15.
14. Lewis S, Beumer J, 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(3):183-9.
15. Priest G. A Current Perspective on Screw-Retained Single-Implant Restorations: A Review of Pertinent Literature. J Esthet Restor Dent. 2017;29(3):161-71.

16. Wilson TG, Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. J Periodontol. 2009;80(9):1388-92.
17. Zarina R JJ, 3Rajan S Raj. Evolution of the Software and Hardware in CAD/CAM Systems used in Dentistry. Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. 2019;4.
18. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1:97-106.
19. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006;137(9):1289-96.
20. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5s):e1-e105.
21. Zuluaga J GJ, Garzon H. Comparison of the shear bond strength of ceramic coating and zirconia surface with and without modifications. Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. 2016;27(2):322-41.
22. Ozcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. J Adhes Dent. 2015;17(1):7-26.