

Información Importante

La Universidad Santo Tomás, informa que el(los) autor(es) ha(n) autorizado a usuarios internos y externos de la institución a consultar el contenido de este documento a través del Catálogo en línea de la Biblioteca y el Repositorio Institucional en la página Web de la Biblioteca, así como en las redes de información del país y del exterior con las cuales tenga convenio la Universidad.

Se permite la consulta a los usuarios interesados en el contenido de este documento, para todos los usos que tengan **finalidad académica**, nunca para usos comerciales, siempre y cuando mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de grado y a su autor.

De conformidad con lo establecido en el Artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, la Universidad Santo Tomás informa que “los derechos morales sobre documento son propiedad de los autores, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.”

Bibliotecas Bucaramanga
Universidad Santo Tomás

**ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA
ADHESIVA AL CIZALLAMIENTO DE ZIRCONIA CEMENTADA A
DENTINA CON TRES TRATAMIENTOS DE SUPERFICIE**

Carlos Andrés Bueno Cancino, Kelly Alexandra Hernández Duarte, Liz Katherine Moreno
Clavijo y Silvana Sagra Escalante

Trabajo de grado para optar el título de Especialista en Rehabilitación Oral

Director
Sandra Milena Pinilla Martínez

Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Posgrado Rehabilitación Oral
2019

Tabla de Contenido

1. Introducción	7
1.1 Planteamiento de Problema	8
1.2 Justificación	9
2. Marco Teórico	10
2.1. Sistemas Cerámicos: Conceptos Fundamentales	10
2.2. Zirconio	11
2.3. Estabilización de la fase tetragonal	12
2.4. Cerámicas a base de zirconio	12
2.5. Cementado definitivo en prótesis fija	13
2.6. Propiedades que determinan la elección del tipo de cemento	18
2.7. Principios de la adhesión	22
2.8. Características del cementado adhesivo	23
2.9. Cementación convencional vs cementación adhesiva en zirconia	29
2.10. Tratamientos de superficie por traba micromecánica	31
2.11. Tratamientos de superficie por adhesión química	32
2.12. Tratamientos de superficie por adhesión química y traba micromecánica	33
2.13. Sistema Rocatec	34
2.14. Métodos de prueba de resistencia de adhesión	36
3. Objetivos	38
3.1 Objetivo General	38
3.2 Objetivos Específicos	38
4. Método	38
4.1 Tipo de Estudio	38
4.2 Selección y descripción de participantes Población	39
4.2.1 Población	39
4.2.2 Muestra y Tipo de Muestreo	39
4.3 Criterios de Selección (Inclusión y Exclusión)	39
4.3.1 Criterios de Inclusión	39
4.3.2 Criterios de Exclusión	39
4.4 Variables	40
4.5 Procedimientos	40
4.1. Medición de Resistencia al cizallamiento	43
4.6 Plan de análisis estadístico	44
4.7 Implicaciones Bioéticas	44

5. Resultados	45
6. Discusión	47
6.1 Conclusiones	47
6.2 Recomendaciones	49
7. Referencias Bibliográficas	49

Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Variables</i>	40
Tabla 2. <i>Análisis descriptivo de la resistencia adhesiva al cizallamiento</i>	45
Tabla 3. <i>Prueba de normalidad de la variable resistencia en los grupos de comparación</i>	46
Tabla 4. <i>Comparación entre los promedios de los grupos</i>	46

Lista de Figuras

<i>Figura 1. Arenado con oxido de aluminio (75).</i>	35
<i>Figura 2. Arenado con rocatec dejando silanizado (75).</i>	36
<i>Figura 3. Fotografía de muestras. Autores.</i>	41
<i>Figura 4. Fotografía de muestras. Autores.</i>	41
<i>Figura 5. Fotografía en arenado a 1cm de distancia. Autores.</i>	43
<i>Figura 6. Fotografía en la cementación. Autores.</i>	43
<i>Figura 7. Fotografía izquierda con la carga de cizalla, fotografía derecha en el punto de fractura a la cizalla. Autores.</i>	44

Resumen

Introducción: El uso de zirconia (3Y-TZP) maquinada se ha convertido en una opción ideal actualmente, ya que propiedades mecánicas son muy elevadas, en estas restauraciones su cementación es de forma mecánico-retentiva con cementos de sellado no adhesivos o de baja adhesión.

Objetivo: Evaluar *in vitro* la resistencia adhesiva al cizallamiento de zirconia, cementada con un cemento resinoso autograbador, a dentina con tres tratamientos de superficie.

Materiales y métodos: 60 dientes premolares seccionados en su tercio medio coronal, 60 bloques de zirconio monolítico, divididos en tres grupos de tipo experimental, agrupando 20, Grupo 1: 20 muestras cementadas con relyxU200 (3M) y tratamiento superficie previo mediante arenado con óxido de aluminio 110 μm . Grupo 2: 20 muestras cementadas con relyxU200 (3M) y tratamiento triboquímico previo con Rocatec (3M). Grupo 3: 20 muestras cementadas con relyxU200 (3M) y tratamiento superficie previo con agente primer MDP Z-PRIME Plus (BISCO). Al sustrato dental se le realizó grabado ácido selectivo en esmalte con ácido fosfórico scotchbond 3M ESPE, se lavaron con agua y secaron suavemente con toallas absorbentes. Se realizó la cementación de las estructuras de zirconia con cemento autoadhesivo de polimerización dual Relyx U200 (3M). Se aplicó una presión de asiento vertical uniforme de 49 Newtons con un dispositivo de carga constante durante 6 minutos para estandarizar la cementación

La fuerza de adhesión de los grupos de muestras se midió mediante el uso de una máquina de carga universal 94100 Unitek FIE, mediante la aplicación de una carga en cizalla en la interfaz Zirconio/Diente. La carga se aplicó a una velocidad constante de 0.5 mm/min hasta que se produjo una fractura.

Resultados: El mayor valor de resistencia a la cizalla registrado entre todos los grupos corresponde a grupo Z-Prime con 1563,6 N y 27.6 MPa y el valor mínimo al grupo arenado con 128.5 N (2.6 MPa). El valor promedio más alto se presentó en el grupo Z-Prime con 889.9 N (15.9 MPa).

Conclusiones: Los tratamientos de superficie Z-Prime plus y Rocatec evidenciaron un aumento en la resistencia adhesiva del zirconio cementado con relyx u200 en comparación con el grupo Arenado con óxido de aluminio arrojando valores promedio de 15.9Mpa, 8.9Mpa y 8.5Mpa respectivamente.

Palabras clave: zirconio, adhesión, arenado, triboquímico, zprime, resistencia,

1. Introducción

Debido a las propiedades mecánicas de la zirconia parcialmente estabilizada, su introducción al mercado dental, hace casi una década, amplió considerablemente el rango de aplicaciones de la cerámica en odontología, un campo en el que son clásicamente demandadas debido a su inercia química, amplia combinación de propiedades ópticas, y excelente estética.

Las restauraciones CAD-CAM o asistidas por computador, denominadas así por sus iniciales en inglés (Computer-Aided Design y Computer Aided Manufacturing) fueron introducidas hace más de 50 años. Hoy, gracias a los sofisticados programas de diseño, al avance de la robótica y la investigación en biomateriales, es posible lograr restauraciones cerámicas parciales o completas diseñadas y procesadas por computador.

El uso de zirconia (3Y-TZP) maquinada se ha convertido en una opción ideal actualmente, ya que propiedades mecánicas como su resistencia a la fractura, resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, permiten la reducción de los espesores de estructuras y conectores protésicos (2). Estas características conseguidas en la transformación de fase del zirconio permiten obtener materiales con una tenacidad de hasta 12 MPa y una resistencia a la flexión que supera los 1.000 MPa. (1)

En restauraciones en zirconia es utilizada generalmente una cementación convencional, de forma mecánico-retentiva con cementos de sellado no adhesivos o de baja adhesión a la estructura dentaria como el fosfato de zinc, ionómero de vidrio, o con cementos de resina convencional (5, 6)

Los protocolos de grabado ácido con ácido fluorhídrico y silanización utilizados para adherir cerámicas vítreas a la estructura dental, no son aplicables con este material porque no son estructuralmente ácido sensibles. Sin embargo, algunos autores como Inokoshi, Ozcan y Bernasconi en el año 2015 identificaron los siguientes cinco factores que influyen en la calidad de la unión de los cementos compuestos a la zirconia: (i) preparación mecánica de la superficie de la zirconia, (ii) preparación química de la superficie de la zirconia, (iii) el tipo de cemento, (iv) envejecimiento artificial, (v) metodología de prueba.

Se ha intentado desarrollar algunos métodos de grabado ácido selectivo, arenado o infiltrado que permitan acondicionar la superficie del zirconia para lograr adherirlo química o micro mecánicamente a la estructura dental utilizando cementos resinosos, con el fin de mejorar sus propiedades mecánicas sin generar esfuerzos sobre la estructura que puedan producir fracturas que lleven al fracaso. (1,2)

Hay tres (3) métodos de cementación para el zirconia reportados por la literatura; mecánico retentivo, químico y mixto, en mecánico retentivo el objetivo de modificar la superficie es aumentar el área superficial disponible para la unión, creando entalladuras que generen mayor resistencia, este puede lograrse con arenado, grabado ácido, tratamiento Láser o revestimiento de alúmina nanoestructurado. El químico utiliza Agentes de acople como: silano, rocatec, resinas, compuestos resinosos y fluorización con gas y el tercer y último método combina los beneficios

de los dos nombrados anteriormente, recubrimiento de sílice y la infiltración de grabado ácido selectivo.

Las estructuras de zirconia se pueden unir a los sustratos dentales mediante cementos convencionales y cementos resinosos; sin embargo, los cementos de resina se han convertido en la mejor opción, ya que ofrecen ventajas de tipo mecánicas y biológicas, tales como sellado marginal, buena retención y mejora de la resistencia a la fractura de los materiales cerámicos. Una de las pruebas más usadas actualmente para evaluar las propiedades a considerar en un cemento resinoso en un estudio *in-vitro*, es el llamado “envejecimiento”, donde las uniones entre una cerámica de zirconia y un sustrato dental unido por un cemento resinoso son expuestas a ciclos de termociclado y almacenamiento de agua a largo plazo con la intención de replicar las mismas condiciones que podrían tener si funcionaran en boca.

La variable más relevante a evaluar en este tipo de estudio es la resistencia de la unión adhesiva, la norma ISO 4587 indica el formato de estandarización acerca de la resistencia de adhesión a la tracción a cizalla de materiales rígidos unidos entre sí. La prueba de cizalla consiste en el enfrentamiento de dos piezas rígidas de distintos materiales, incluidos metal, plástico y compuestos unidos entre sí por un sistema adhesivo y la subsecuente aplicación de fuerza en una dirección perpendicular a la unión. Esta fuerza ejercida provoca un desprendimiento de los dos extremos de la probeta y su respectivo desplazamiento con respecto a la línea de carga vertical del ensayo.

1.1 Planteamiento de Problema

Desde el año 1992, la creciente demanda de restauraciones totalmente cerámicas llevó al desarrollo de materiales cerámicos con propiedades mecánicas optimizadas como la zirconia sinterizada. Las cerámicas de alta resistencia ofrecen una amplia variedad de aplicaciones clínicas, postes, prótesis dentales fijas, pilares de implantes e incluso prótesis dentales fijas adheridas con resina tipo Maryland. Estas cerámicas han logrado niveles superiores a 1250 de dureza vickers, un valor mucho más alto en comparación con las cerámicas feldespáticas. (3, 4) Se conocen tres tipos de cerámicas con base en zirconia de uso odontológico (cerámicas de alúmina reforzadas con zirconia, zirconia parcialmente estabilizada con magnesio y zirconia policristalina tetragonal con 3% mol contenido de itrio Y-TZP). Sin embargo, el Y-TZP es la forma más utilizada en odontología por su alta resistencia flexural reportada en un rango de 900 a 1.200 MPa. (5)

La cementación es uno de los pasos más importantes a la hora de lograr una adecuada retención, resistencia y sellado de la interfase entre el material restaurador y el diente. De aquí se deriva la longevidad de la restauración en boca. Con la técnica de cementación adhesiva se logran objetivos descritos tales como resistencia a la fractura, supervivencia clínica y precisión de ajuste marginal de una forma más eficaz. (6)

A diferencia de las cerámicas vítreas, la cerámica de zirconio es primariamente cristalina, con valores de resistencia a la fractura mayores a 700 MPa, no es vulnerable al protocolo de grabado

con ácido fluorhídrico y silanización que se aplica a las cerámicas de vidrio, quienes comúnmente exhiben valores de resistencia a la fractura de 100 a 700 MPa, siendo considerablemente más bajos pero mejorando la longevidad de sus restauraciones con esta cementación adhesiva, razón por la cual se hace mandatorio realizar un protocolo de tipo adhesivo en vitrocerámicas aumentando la resistencia mecánica de las restauraciones. (5, 6, 7, 8) En el zirconio cementado de forma mecánico-retentiva se presentan algunas complicaciones como: fractura de porcelana, delaminación o shipping en una tasa del 20% a cinco años de seguimiento, descementación y caries en porcentajes menores. Hay estudios que reportan una tasa de descementación de prótesis parciales fijas en zirconio cementadas de forma mecánico-retentiva de hasta el 12%. Sin embargo, algunos autores reportan que no existe claridad si esta pérdida de retención es por fallas en la preparación o por deficiencias en la cementación. Es por ello que se hace necesario conocer si con la modificación de la cementación disminuyen estos fracasos. (5)

Actualmente se han desarrollado sistemas que tratan de lograr una unión adhesiva entre las cerámicas de zirconio y el cemento de resina; este método consiste en un tratamiento triboquímico que incorpora sílice a la superficie de la cerámica para poder utilizar el silano como agente de acople. (3, 6, 7)

Debido a la inestabilidad que ha presentado el silano como molécula bifuncional en la cerámica de zirconio, se ha impulsado en los últimos años el manejo de un primer con monómeros activadores de superficie como el MDP, se ha comprobado que este monómero dihidratado de fosfato puede mejorar considerablemente la resistencia de la unión al zirconio, sin embargo, hay pocos estudios que lo referencian, siendo catalogado actualmente como un tema de interés.

Pregunta de Investigación. ¿Existe diferencia en la resistencia adhesiva al cizallamiento de cerámica de zirconia cementada de forma mecánico-retentiva respecto a la cerámica de zirconio cementada de forma adhesiva con tratamiento previo de la superficie interna de tratamiento triboquímico y el uso de materiales basados en monómeros MDP?

1.2 Justificación

Entre las opciones a utilizar al realizar una restauración protésica fija en boca, se encuentran los sistemas totalmente cerámicos. Estos se consideran una alternativa viable para restauraciones en pacientes que presentan alergias a los metales, las reacciones alérgicas de este tipo, se observan clínicamente como una inflamación en tejidos blandos próximos a amalgamas o coronas metal cerámicas y se presenta principalmente por la selección de aleaciones no nobles y la reacción que estas producen en el paciente. (9)

Sin embargo, a pesar de ser superiores en biocompatibilidad y estética con respecto a los sistemas metal-cerámicos, estudios *in vivo* e *in vitro* resaltan la preocupación por sus propiedades mecánicas, entre ellas su baja resistencia a la tracción y fragilidad (9, 10).

Actualmente el zirconio posee las mejores propiedades mecánicas entre las cerámicas debido a su alta resistencia a la fractura, buen coeficiente de expansión térmica, resistencia a la oxidación, baja conducción térmica, biocompatibilidad y propiedades ópticas similares al diente natural, por lo que es utilizada en la confección de estructuras para prótesis fija. Su naturaleza química casi inerte, la ausencia de vidrio en su composición, y su limitación con la cementación adhesiva, disminuye considerablemente su potencial de adhesión al sustrato dental preparado, por lo que para su uso requiere de una preparación dental más retentiva causando la pérdida de remanente dental y excluyéndolo como material de opción en restauraciones mínimamente invasivas. (9, 10)

Diferentes tipos de tratamientos mecánicos y químicos han sido recomendados para mejorar la capacidad de adhesión del zirconio a los cementos resinosos, entre ellos está el microarenado con partículas de óxido de aluminio con contenido de sílice que ha demostrado activar químicamente el sustrato del zirconio para hacerlo más receptivo a agentes de acoples como silanos y primers. (5)

Bajo la necesidad de obtener un mayor porcentaje de éxito y la automejora en la práctica profesional es importante determinar si existe una manera de mejorar el comportamiento adhesivo del zirconio como material, ya que la práctica odontológica actual lo exalta como el presente y el futuro material para restauraciones fijas definitivas, es por esto que este trabajo busca evaluar el grado de adhesión de zirconio a un agente cementante resinoso mediante un test de resistencia al cizallamiento enfrentando zirconio con tratamiento superficie interno con primer MDP y zirconio al que se le ha realizado un tratamiento triboquímico previo.

2. Marco Teórico

2.1. Sistemas Cerámicos: Conceptos Fundamentales

Los sistemas de cerámica se clasifican en cerámicas silicáticas (feldespáticas o cerámicas vítreas) y cerámicas policristalinas u oxidocerámicas. (1)

Las cerámicas de silicato presentan una estructura bifásica, de materiales frágiles compuestos por cristalitas de refuerzo (fase dispersa), sumergidos en una matriz de vidrio fundido (fase amorfa o vítrea). Entre estas se encuentran: (1)

- Las cerámicas de alto contenido de feldespato (vidrios feldespáticos) y baja cuota de cristalinidad (aproximadamente 15%)
- Las cerámicas de bajo contenido feldespático y reforzadas con cristalitas de alúmina o leucita (cristalinidad 40-50%)
- Las vitrocerámicas con base leucita, de disilicato de litio, de nanofluorapatita, obtenidas mediante procesos de cristalinización guiada de los núcleos de cristalitas (granos) (1)

En tanto, las cerámicas policristalinas poseen una estructura cristalina monofásica, compuesta por átomos dispuestos en un retículo tridimensional regular y periódico, formado por sustancias puras y monocomponente (90%), sin matriz intermedia. Generadas por sinterización compacta carente de intersticios y caracterizadas por sus propiedades mecánicas elevadas que incluyen alúmina pura y el zirconio estabilizado con itrio. (1)

Las cerámicas aluminosas infiltradas con vidrio pertenecen a la familia de las oxidocerámicas de sinterización porosa; presentan una estructura polifásica en el que los intersticios amplios de la estructura cristalina son infiltrados con vidrio. (1)

2.2. Zirconio

El zirconio en su forma pura es blando y dúctil, se encuentra en la corteza terrestre. En estado metálico se utiliza en aleaciones con el hierro, níquel y niobio, presentando una alta resistencia a la corrosión y tiene buena conductibilidad térmica. Se utiliza especialmente en la construcción de intercambiadores de calor y reactores. (2)

El zirconio o silicato de zirconio (ZrSiO_4), como mineral es aprovechado como gema, empleado como materia prima natural para la realización de cerámicas en estructuras de óxido de zirconio. (10) El bióxido de zirconio estabilizado como cerámica técnica, se encuentra disponible como:

- Tetragonal zirconia policristal (Y-TZP), estabilizado a través del agregado de óxido de itrio (Y_2O_3).
- Zirconia parcialmente estabilizada, estabilizado a través del agregado de óxido de magnesio u óxido de calcio (MgO , CaO). (2)

El interés en la odontología para el desarrollo del zirconio, paralelamente con otros materiales cerámicos, depende de numerosos factores:

- Las propiedades mecánicas (tenacidad a la fractura) que permite la reducción de los espesores de estructuras y conectores protésicos.
- La resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad.
- La reducida conductibilidad térmica con respecto a la alúmina (2,5 W/mk vs 30 W/mk) que reduce la sensibilidad a los saltos térmicos y los riesgos de irritación pulpar.
- La ausencia de fenómenos alérgicos (aumento de hipersensibilidad al níquel y paladio en la población).
- Las potencialidades estéticas.
- La adhesión reducida de las bacterias patógenas con respecto al titanio.
- La radiopacidad similar al de las aleaciones metálicas. (2)

El retículo cristalino del zirconio está caracterizado por tres formas cristalográficas distintas, una propiedad conocida como polimorfismo. Tales formas o fases son: Monoclínica, cúbica y tetragonal, cada una caracterizada por parámetros dimensionales y geométricos específicos. (2)

El zirconio puro a temperatura ambiente se encuentra en fase monoclinica. Esta forma cristalografica es estable hasta 1.170°C; al superar esta temperatura el reticulo pasa a la forma tetragonal y luego a la forma cubica cerca a los 2.300°C. (2)

Las transformaciones de fases son reversibles e implican una expansion del reticulo de cubica a tetragonal de 2,5% de volumen y de tetragonal a monoclinica de 3-4% de volumen. (2)

2.3. Estabilización de la fase tetragonal

Ruff y cols, demostraron la posibilidad de estabilizar la fase cubica del zirconio, desde la temperatura de fusion hasta la temperatura ambiente agregando oxido de calcio al oxido de zirconio. El paso sucesivo en el desarrollo del zirconio llega por obra de Garvie y Nicholson, que obtuvieron el zirconio colisionado con una concentracion de oxido de calcio la coexistencia a temperatura ambiente de la fase cubica con la fase tetragonal y/o con la fase monoclinica. Sucesivamente este comportamiento fue observado tambien en presencia de otros oxidos, como el oxido de magnesio, o el oxido de itrio; materiales conocidos como “zirconio parcialmente estabilizado” (PSZ). (2)

En el sistema $Zr_2-Y_2O_3$ (zirconio parcialmente estabilizado con itrio), el interes principal al usar Y_2O_3 como estabilizante es la posibilidad de obtener ceramicas formadas casi completamente por zirconio es fase tetragonal a temperatura ambiente. (2)

2.4. Ceramicas a base de zirconio

Policristales de zirconio tetragonal estabilizados con itrio (Y-TZP), es un material a base de zirconio, de uso clinico. Su estrés de fractura en flexion supera los 900MPa, relativamente mayor a la de todos los materiales ceramicos y aleaciones metalicas empleadas en odontologia. Su modulo elastico es un poco inferior al del acero inoxidable y similar al de las aleaciones de titanio; propiedad util cuando es necesario realizar acoples entre Y-TZP y aleaciones de titanio. Por ejemplo, en zirconio sobre implantes. (1)

El zirconio parcialmente estabilizado con magnesio (Mg-PSZ), aunque con poca utilidad, presenta algunas particularidades, especificamente en el ciclo termico de sintetizacion. Entre sus aplicaciones como biomaterial se encuentran las siguientes: (1)

- La complejidad tecnologica relacionada con la temperatura de sinterizacion, mayor a la que se requiere para obtener Y-TZP.
- El control critico de la temperatura durante el enfriamiento sobre las caracteristicas mecanicas del material, dado que en esta etapa del proceso se produce la precipitacion de la fase tetragonal
- La perdida de estabilidad del material posterior a la formacion de silicatos de magnesio debido a la inevitable presencia de impurezas de SiO_2 en los precursores del Mg-PSZ. (1)

Otro biomaterial se presenta la alúmina reforzada con zirconio (ZTA), gracias a sus propiedades mecánicas en la transformación de fase del zirconio, se puede obtener materiales con una tenacidad de hasta 12 MPa y una resistencia a la flexión que supera los 1.000 MPa. (1)

Los materiales básicos, pueden ser fresados y definidos con los términos de bloques, material en bruto, verde o blanco, son suministrados con soportes que permiten el alojamiento en la máquina de fresados bloques que permite la ejecución de prótesis parciales fijas y discos que permiten una arcada completa. (2)

Hay diferentes sistemas que prevén el uso de circonio con diferentes procesos de elaboración como son el estado verde, HIP, presinterizado o sinterizada. El fresado de un bloque pequeño de cuerpo en bruto de polvo prensado en compresión axial y calentada a 700° C aproximadamente son condiciones para hacer su consistencia trabajable. (2)

Al realizar el fresado se presente un mínimo desgaste de las fresas, sin embargo, el problema aparece cuando el bloque presenta una alta porosidad, requiriendo entonces un proceso de sinterización articulado. (2)

En el caso del Zirconio de Presión Isostática caliente (HIP, por sus siglas en inglés, *Hot Isostatic Pressure*), presenta una densidad entre 98 y 99%, facilita el proceso de fresado de la prótesis en condiciones normales y con temperaturas que ascienden a los 1400 – 1500° C; con un nivel de porosidad relativamente bajo y propiedades mecánicas de 900 MPa. Para evitar la producción de grietas e imperfecciones se requiere que este sea más rígido, en cuyo caso representa mayores costos. (1)

El bloque trabajado con fresas diamante fina bajo enfriamiento para evitar fracturas y grietas tiene menores propiedades mecánicas con respecto al zirconio presinterizado. Un baño de arena intermedio aumenta la resistencia del material el calentamiento final a 1200 °C Durante dos horas elimina el estrés residual. (1)

El proceso de fresado requiere de fresadores rígidos para reducir las vibraciones en la elaboración y compensar las grietas microscópicas, sinterización sucesiva que va de 6 a 8 horas, con una densidad de 99% y con una temperatura final de 1.350 a 1.500° C. (1)

El proceso de la cerámica de revestimiento estético necesita de uno a cinco ciclos térmicos hasta 900 °C, el primer ciclo disminuye la resistencia a la flexión un 20% Micro dureza un 9% el baño de arena y fresado generar una superficie que está asociada con un aumento de las propiedades mecánicas. Por el cual se aconseja tener una sinterización homogénea con el aumento veloz de la temperatura iniciar de 6° a 1000 °C, mantenimiento de esta misma temperatura Y el enfriamiento lento 8 °C por minuto. (2)

2.5. Cementado definitivo en prótesis fija

Comprende el último paso del tratamiento protésico, ya que se realiza para sellar de forma adecuada los márgenes de la restauración, aportando así retención y resisten frente a las fuerzas

oclusales, entre otras propiedades. Además, permite el acondicionamiento de supervivencia de la prótesis, por cuanto la pérdida de retención y microfiltración son las dos principales causas del fracaso de la prótesis fija. (11)

Tipos de cementos definitivos: Los cementos definitivos más utilizados en la actualidad son los siguientes:

- Cementos de policarboxilato
- Cementos de Fosfato de Zinc
- Cementos de ionómero de vidrio
- Cementos de Ionómero de Vidrio modificados con resina
- Cementos de compómeros
- Cementos de resina (con o sin técnica adhesiva) (11,12)

(a) Cementos de policarboxilato. El cemento de policarboxilato ganó popularidad como material de adhesión a la estructura dentaria, gracias a su capacidad de unión y su comportamiento biológico. Es biocompatible por la amplitud de las moléculas del ácido poliacrílico, ya que no penetran los túbulos dentinarios.

Es un cemento acuoso, indicado especialmente para fijar coronas y puentes de pequeña extensión y en la fijación de bandas ortodónticas, o como agente biológico complementario a otras preparaciones en la medida en que las características mecánicas de estas sean favorables. (12)

Sin embargo, el cemento de policarboxilato de zinc se ofrece en forma de polvo y de líquido viscoso y transparente, el primero con predominancia de óxido de zinc y baja cantidad de óxido de magnesio, al que se le añadieron posteriormente pequeñas cantidades de hidróxido de calcio, fluoruros y otras sales para alterar el tiempo de fraguado y mejorar las características de manipulación. En presencia de fluoruro de estaño la resistencia del cemento se incrementa. La liberación de fluoruros es baja (entre 15 a 20%) en comparación con la obtenida con los cementos de ionómero de vidrio. (13)

Otra característica de este cemento es que presenta un pH bajo y un nivel mínimo de irritación comparado con el efecto adverso producido por el cemento de fosfato de zinc, esto se debe a que el pH se eleva rápidamente hasta la neutralidad en el momento de fraguado del cemento, así como también se debe a la capacidad limitada del ácido poliacrílico para penetrar los túbulos dentinarios, cuyo tamaño de sus moléculas son mayores comparadas con las del ácido fosfórico. (13)

Respecto a la biocompatibilidad, los cementos de policarboxilato son equivalentes a los de óxido de zinc y eugenol, con una mínima prevalencia de sensibilidad postoperatoria para ambos, aunque su producción de dentina reparadora debajo de los cementos de policarboxilato es evidente. (14)

Es de destacar, que este cemento presenta propiedades antibacterianas, asociadas a su capacidad adhesiva, ofreciendo así una barrera efectiva frente a las bacterias, en comparación con el

cemento de fosfato de zinc. De acuerdo a Van Noort (12), la ausencia de respuesta pulpar negativa con este material se relaciona probablemente con estas propiedades, y no con el pH y el peso molecular más alto del ácido, aunque sí contribuyen a su comportamiento.

En razón a esto, no se presenta como la primera opción para cementar restauraciones, ya que presenta una alta viscosidad en la mezcla, un tiempo de trabajo relativamente corto y sus propiedades mecánicas que lo hacen de menor uso, frente al cemento de fosfato de zinc y al ionómero de vidrio. (12)

Su remoción es compleja, por lo que debe realizarse durante una fase plástica, de esta forma podrá removerse el material de la interfase que compromete el sellado marginal. A su vez, la remoción del fraguado se dificulta por la adhesión a la estructura dentaria y al material restaurador, por lo que la remoción inmediata después del asentamiento de la restauración es la opción más apropiada. (12)

(b) Cementos de fosfato de cinc. Resulta de mezclar un polvo compuesto por óxido de cinc (máximo 90%) y un líquido cuyo componente principal es ácido ortofosfórico y agua, el cual permite la disociación del ácido y mayor velocidad en la reacción de fraguado. Es básicamente una reacción ácido base, que consta de una matriz amorfa de fosfato de cinc, dentro de la cual se encuentran partículas de óxido de cinc sin reaccionar. (11, 12)

El cemento de fosfato de zinc asegura la retención de restauraciones por la penetración en irregularidades presentes en las superficies de las preparaciones y de la porción interna de las restauraciones, y no por interacción química. Por lo tanto, las características mecánicas del cemento y la conformación de la preparación son importantes para la fijación de la restauración. (12)

Las propiedades mecánicas dependen mucho de la relación polvo-líquido. Por eso, el cemento de fosfato de zinc debe ser dosificado rigurosamente en sus proporciones, algo que no siempre es respetado por el clínico. El descuido con la proporción polvo-líquido compromete decisivamente sus propiedades mecánicas, pudiendo conducir al fracaso clínico. Según Van Noort, la resistencia a la compresión puede variar entre 40 y 140 MPa, dependiendo de la proporción polvo-líquido, en una relación prácticamente lineal. El uso de un sistema en cápsula representa una óptima alternativa para eliminar los problemas de dosificación y manipulación. (12)

Además de eso, una mezcla inadecuada y la prematura exposición a los fluidos orales pueden derivar en una reducción significativa en las propiedades mecánicas. La resistencia del cemento de fosfato de zinc a la compresión, después de 24 horas, varía entre 9 y 133 MPa y alcanza 50% de su resistencia final en los primeros diez minutos; después aumenta progresivamente hasta alcanzar una resistencia final después de 24 hora. (16)

Los valores de resistencia a la tracción diametral varían entre 3 y 7 MPa, mientras que los valores de módulo de elasticidad oscilan entre 9 y 13,5 GPa, siendo semejante al módulo de elasticidad de la dentina. Por lo tanto, el cemento de fosfato de zinc es capaz de resistir las deformaciones elásticas cuando es utilizado en regiones expuestas a altos niveles de tensión. La

baja resistencia a la tracción, comparada a la alta resistencia a la compresión, indica la naturaleza quebradiza de este cemento. (15)

El cemento es soluble en agua en las primeras 24 horas después del fraguado y la pérdida de material puede variar entre 0,04% y 3,3%, siendo el límite máximo aceptable de 0,2%; después de ese tiempo, la solubilidad es muy reducida. Se recomienda una alta proporción polvo-líquido para que la solubilidad del cemento sea reducida. Después del fraguado total del cemento, la solubilidad en agua es baja, con alguna liberación de Zinc y de fosfato, pero aún continúa siendo susceptible a la acción de ácido. (16)

(d) Cementos de ionómero de vidrio. Los ionómeros de vidrio (IV) son el resultado de la combinación de ácidos policarboxílicos, un silicato doble de aluminio y de calcio con flúor, en donde el medio de reacción ácido-base es el agua, proceso que tarda hasta 24 horas en realizarse, y que conlleva a una ligera contracción compensada por la expansión higroscópica posterior. (11)

Su principal característica es su capacidad de adhesión química al esmalte y la dentina, así como de liberar y reincorporar flúor, combinando propiedades del policarboxilato de zinc y del cemento silicato, respectivamente. (12)

Por otro lado, estos cementos presentan una alta sensibilidad a la hidratación y deshidratación a lo largo del fraguado, específicamente en los primeros minutos, en estos hay una gran capacidad de absorción de agua que va disminuye conforme pasa el tiempo, por lo que no deben mojarse ni desecarse durante ese tiempo, de modo que se evite la disolución o el resquebrajamiento. (11)

La resistencia del cemento de ionómero de vidrio a la compresión puede variar entre 82 y 226 MPa. La resistencia a la tracción diametral es un poco superior a la del fosfato de zinc, con valores oscilando entre 4,2 y 7,6 MPa. En comparación al cemento de policarboxilato, presenta fractura quebradiza al text de tracción diametral. El módulo de elasticidad varía entre 3,5 y 11,2 GPa, siendo inferior al fosfato de zinc y superior al del policarboxilato. (12)

La resistencia del cemento de ionómero de vidrio, 24 horas después, del fraguado inicial, es mayor que la del cemento de fosfato de zinc. La presencia de partículas de vidrio y la naturaleza iónica de la unión entre las cadenas de polímeros elevan los valores de rigidez. La resistencia a la compresión aumenta entre 24 horas y un año, diferente al cemento de policarboxilato. La ausencia de contacto con la humedad durante los períodos iniciales de la mezcla del material aumenta con mayor rapidez la resistencia. (14)

Los valores de solubilidad medidos en agua son más altos que aquéllos medidos para otros cementos. Cuando los cementos de ionómero de vidrio son medidos en ácido, los valores son muy bajos en comparación con los verificados para los cementos de fosfato de zinc y policarboxilato de zinc. Considerando la alta solubilidad inicial y el tiempo para el fraguado total (24 horas), es importante que el cemento sea protegido de la contaminación con la humedad durante ese período, lo que puede ser hecho con una película de resina al menos en los minutos iniciales. (15)

Para los cementos en que el líquido es el agua, la solubilidad inicial es menor; si el cemento fuese a base de ácido maléico, es aún menor, a pesar de que se debe ofrecer protección inicial, pues deberá ocurrir la disolución debido a la erosión ácida. Después de completar su maduración, el cemento de ionómero de vidrio se convierte en uno de los cementos no resinosos más resistentes a la solubilidad y desintegración. (12)

(e) Cementos de ionómero de vidrio modificados con resina. Este cemento modificado se presenta como solución para contrarrestar los defectos de sus predecesores (IV), y que son: gran sensibilidad a la humedad en los primeros minutos y baja resistencia frente a la carga, al combinarlos con las propiedades de las resinas, sin perder sus propiedades benéficas como liberación de flúor y adhesión química al sustrato dental (11, 12), lo que le permitió un material con un sellado marginal durable y de mayor capacidad de retención de la restauración. (12)

La reacción ácido-base de los IV se complementa con la de la polimerización de la resina de tipo foto o auto, que depende del tipo de iniciador (11). El cemento de fotocurado se utiliza principalmente como sellador o base; mientras que el de autocurado se emplea en la cementación de coronas, prótesis parciales, fijas, inlays, onlays, pernos metálicos y aparatos ortodónticos (12). El polvo es el mismo que el de los IV convencionales, sin embargo, el líquido está compuesto por agua y ácido poliacrílico, modificado con monómeros de metacrilato o hidroxietilmetacrilato (HEMA), siendo responsables de la reacción inicial de fraguado (auto o foto), y de la posterior reacción ácido-base entre el agua del líquido y las partículas de vidrio. (11)

Durante el fraguado del material, ocurre contracción, tanto por la reacción ácido-base como por la reacción de polimerización. Si la polimerización ocurre antes de la reacción ácido-base, ésta quedará bloqueada por la red polimérica formada. La absorción de agua y la consecuente expansión higroscópica del material pueden, en cierta forma, compensar la contracción de fraguado. La absorción está vinculada a la cantidad de HEMA presente en el cemento, siendo más alta que la observada con los cementos resinosos. (17)

Los valores disponibles de resistencia a la compresión varían de 40 a 141 MPa; y de resistencia a la tracción, de 13 a 24 MPa. A pesar de que la resistencia a la fractura sea más alta que en otros cementos a base de agua, los valores son inferiores a los de los cementos resinosos. Los valores del módulo de elasticidad varían de 2,5 a 7,8 GPa, siendo inferiores a los del cemento de fosfato de zinc. La resistencia de la unión a la dentina varía de 10 a 14 MPa y es más alta que la resistencia presentada por los otros cementos a base de agua. (14, 15)

(f) Cementos de compómeros: Son composites que constan de una matriz de resina (HEMA, trietilenglicol dimetacrilato [TEGD- MA] y ácido poliacrílico con radicales de metacrilato) y un relleno que incluye partículas de vidrio, lo que permiten lograr capacidad autoadhesiva y de liberación de flúor con la presencia de ácido poliacrílico y de la reacción ácido-base entre el agua del medio oral y el relleno de vidrio.

Su presentación suele encontrarse como un único componente fotopolimerizable, o de dos componentes (pasta-pasta o polvo-líquido), con fraguado autopolimerizable o fotopolimerizable. Para utilizarlos es conveniente hacerlo con adhesivos dentinarios, ya que la fuerza adhesiva de los compómeros es mucho menor, lo que conlleva al riesgo de microfiltraciones, aunque no

mejoran los resultados obtenidos con los cementos de resina compuesta, ya que solo se trata de fotopolimerizables. (11)

(g) Cementos de resina: La composición de los cementos de resina es similar a la de los composites. Fraguan químicamente por acción de la luz, o por una combinación de ambos mecanismos (cementos de fraguado dual). Se recomienda utilizarlos con adhesivos dentinarios si se quiere una buena unión a los tejidos dentarios, aunque si se les excluye, por sí solos estos cementos aportan una retención mecánica similar a los convencionales, aunque en menor grado. (11)

La evolución que han tenido los sistemas adhesivos, cementos resinosos y materiales de uso indirecto permiten en la actualidad ofrecer hacer y ofrecer restauraciones más conservadoras, con un mínimo de desgaste en la confección de postes y coronas, lo que ayuda a una mejor preservación de la estructura dental remanente. (18)

Los valores de resistencia a la compresión varían de 70 a 300 MPa para los cementos de resina compuesta y de 50 a 255 MPa para los cementos adhesivos. La resistencia a la tracción diametral varía de 34 a 50 MPa para los cementos de resina compuesta y de 37 a 41 MPa para los cementos adhesivos. Los valores de módulo de elasticidad oscilan de 2,1 a 17 GPa, para los cementos de resina compuesta; y de 1,2 a 10,7 GPa para los cementos adhesivos. (12)

El uso de cementos con alta resistencia al desgaste es particularmente importante en el caso de cementación de inlays y onlays, principalmente cuando los márgenes están expuestos al contacto oclusal o cuando se requiere la fijación de onlays, confeccionadas con resina compuesta de laboratorio, las cuales presentan una mayor línea de cemento. En este aspecto, los cementos compuestos microhíbridos son más resistentes que los microparticulados. Sin embargo, a pesar de que los cementos microparticulados no resisten al contacto oclusal directo, son más resistentes a la abrasión, en virtud del menor espesor de película y del menor coeficiente de fricción. (12)

La cantidad de partículas en la resina aglutinante es regulada de tal forma que ofrezca una viscosidad deseable para la función de cemento resinoso. La baja viscosidad, resultante del menor contenido de carga y mayor porcentaje de solvente orgánico, facilita la manipulación y el asentamiento total de la restauración sobre el diente preparado, a pesar de que presente mayor contracción de polimerización y menor resistencia al desgaste. (12)

Es importante resaltar que, a pesar de la baja solubilidad de estos cementos, la calidad de la adaptación marginal de la restauración debe ser apropiada, de tal manera que el agente de fijación no se transforme en material restaurador, cuyo elevado espesor estará sujeto a mayor desgaste y manchado. (12)

2.6. Propiedades que determinan la elección del tipo de cemento

Para no dar cabida a error, en el momento se elegir el cemento de fraguado, es recomendable tener en cuenta las ventajas e inconvenientes de cada uno, la situación y el tipo de restauración

que se realizará, además de que se cumpla como mínimos requisitos para el cemento los siguientes:

- Buena retención.
- Sellado marginal y ausencia de solubilidad en el medio oral.
- Buenas propiedades físicas (resistencia a la compresión y a la tensión diametral).

(a) Retención: La retención de las coronas e incrustaciones se conseguía con la fricción entre las paredes de éstas y las del diente. En la actualidad, las técnicas adhesivas esa fricción no tiene un papel importante en la retención. Además, cabe tener presente que el contacto no puede ser nunca íntimo ya que las capas de espaciador que se pintan sobre el muñón lo impiden. (11)

Existe multiplicidad de factores que influyen en la pérdida de retención, así como en su aumento o disminución, entre ellos se encuentran: la conicidad de la preparación, la altura y la anchura del muñón, la presencia de mecanismos retentivos adicionales (cajas y rieleras); la configuración del margen de la preparación, la rugosidad superficial del muñón, el grado de ajuste del colado, la técnica de colocación del espaciador, las capas de espaciador y, por último, una serie de aspectos relacionados con el cemento (tipo de cemento y propiedades físicas). (19)

Los diferentes cementos a través de la retención de corona sobre muñones presentaban una conicidad de 6°, en la actualidad esta se sitúa alrededor de los 20°, sin embargo, esta puede variar en función de si se trata de dientes posteriores o anteriores, cuando se comparan las paredes proximales con las paredes vestibulares y linguales.

Se han detectado descensos significativos en la retención de una corona, donde la conicidad pasa de 6° a 24° para todos los cementos. En los FC se reduce en un 42%, mientras que en los IV se reduce a 38%, contrarios a los cementos de resina con una reducción de 20% (20), esto teniendo en cuenta las propiedades particulares de adhesión de cada cemento, las cuales son bajas en los FC y IV, mientras que en los de resina, al utilizarlos con adhesivos dentinarios se logra un mejor trabajo, incluso en situaciones de pilares poco retentivos. (11)

En cuanto a la altura del muñón, esta tiene relación directa con la retención, ya que a más altura del muñón la retención obtenida con el cemento de resina se duplica en comparación con la del cemento IV, y se quintuplica con los FC. Esto, teniendo en cuenta que un pilar es bajo si tiene una altura inferior a 3 mm en dientes anteriores y premolares, y de 4 mm en molares. Por ello, cuando los pilares sean bajos es preferible elegir un cemento de resina y aconsejable añadir rieleras o cajas en las caras proximales de la preparación con el fin de aumentar la retención. (11) Referente al tipo de acabado marginal y su influencia sobre la retención de las coronas, no es relevante, pero si lo es, la rugosidad superficial del muñón, estos pueden aumentar la retención de la corona si no se les pule, hecho que se evidenció en varios estudios, llegando a la conclusión de que, solo los cementos de FC ven mejorada la retención si se deja el muñón rugoso y sin pulir. En cambio, ni los cementos de IV, ni los de IVMR, ni los cementos de resina mejoran la unión al diente a través de la rugosidad del muñón (21). Lo que sí es aconsejable es arenar la superficie interna de las coronas.

Si se pretende aumentar la retención de las coronas, independientemente del tipo de cemento, es necesario utilizar coronas de metal-porcelana arenadas. Estudios han constatado un aumento en la retención aportada por el IV y los FC por efecto del arenado, hasta un 64% en este último, esto gracias a la estructura metálica o de zirconio que se cementa, ya sea una corona, una incrustación o un poste, de ahí que sea conveniente disponer de una arenadora en el consultorio. (22)

Al analizar distintos tipos de cementos, sin tener en cuenta otros factores, se observa que los cementos de FC, sólo ofrecen retención por medio de la fricción; mientras que los IV convencionales presentan una ligera unión a esmalte y dentina (los valores son, respectivamente, 2,6-9,6 MPa y 1,1-4,5 MPa). La adhesión se produce al reaccionar los grupos carboxilo de los ácidos policarboxílicos con el calcio de la estructura dental y, tal vez, con el colágeno de la dentina. Los cementos de IVMR utilizados sin adhesivos dentinarios presentan una unión a esmalte y dentina similar a la de los IV convencionales ya que la matriz de resina, de por sí, no tiene capacidad para establecer enlaces con los tejidos dentarios. Por último, los cementos de resina pueden ser utilizados con o sin técnica adhesiva. En este último caso, sólo aportan retención mecánica a expensas de sus propiedades físicas, de la geometría del muñón y de la adaptación de la corona al muñón. Cuando se utilizan con técnica adhesiva ofrecen la mayor retención. (11)

Para concluir, cuando se trate de pilares retentivos, con una conicidad inferior a los 20° y que no son bajos, pueden utilizarse cementos de FZ o de IV con todas las garantías, siempre y cuando el espacio pónico no sea excesivamente largo (uno o dos pónicos). Caso contrario ocurre cuando los pilares son poco retentivos o el espacio pónico largo, por lo que se recomienda utilizar cementos de resina con técnicas adhesivas. (11)

(b) Sellado marginal y ausencia de solubilidad en el medio oral: El cemento expuesto a nivel marginal, se ve sometido a multitud de agresiones (saliva, cambios de temperatura, variaciones de pH, cargas mecánicas, etc.) que, con el tiempo, pueden llevar a un fallo en el sellado marginal favoreciéndose la microfiltración.

Aunque es posible conseguir ajustes realmente buenos, con discrepancias mínima de 25 micras, es frecuente la aceptación de discrepancias mayores, en parte se debe al propio cemento, ya que se ha comprobado que el ajuste poscementado siempre es peor que el ajuste precementado (23), teniendo como una discrepancia aceptable la inferior a 100 micras, sin embargo, no debe olvidarse que una discrepancia de esta magnitud deja expuesta, en todo el perímetro, una superficie de cemento de hasta 3,14 mm² y que el tamaño de una bacteria se sitúa en 0,001-0,005 mm. Se debe ser consciente de que incluso lo clínicamente aceptable facilita la acumulación de gérmenes a nivel marginal. Por ello, más que valorar la discrepancia marginal en función del cemento utilizado, es más determinante la calidad del sellado que pueda ofrecer dicho cemento. (11)

Para reducir el área expuesta de cemento, es conveniente conseguir un asentamiento de la corona lo más completo posible, y que el cemento no presente una excesiva viscosidad. Para lo cual, en primer lugar, se pincelará el muñón con varias capas de espaciador que permite garantizar el grosor de la capa de cemento (40 micras como máximo), a la vez que fluye fuera de la corona el exceso de cemento (la presión hidrostática generada por el cemento en el interior de la

restauración puede impedir el correcto asentamiento de ésta), de esta forma es posible conseguir un buen asentamiento de la corona con una retención máxima (24). Por su parte, si la viscosidad del cemento es excesiva, dificultará el asentamiento completo de la corona. Este potencial problema se puede compensar poniendo una fina capa de cemento con un pincel en las paredes axiales de la corona en lugar de llenarla o medio llenarla con la espátula. Además, se hará morder al paciente con fuerza e interponiendo simultáneamente entre la restauración y el antagonista una lámina de estaño de las radiografías. (11)

Teniendo presente la exposición del cemento al medio bucal, será conveniente que éste presente una baja solubilidad durante el tiempo de vida útil de la restauración. Los cementos de resina resisten bien la acción solubilizadora de la saliva, pueden considerarse prácticamente insolubles y presentan la menor microfiltración si se utilizan con adhesivos. Los IVMR tienen un comportamiento similar frente a la solubilidad, mientras que los cementos de FC y IV presentan mayores problemas y van degradándose a través de una disolución progresiva (25). En aquellos cementos en que el agua entra a formar parte de la composición, la resistencia frente a la solubilidad es más bien baja por lo que la longevidad irá estrechamente ligada al grado de ajuste de la prótesis. Puede reducirse la solubilidad del fosfato de cinc realizando una mezcla más espesa (aumentando la relación polvo/líquido). Además, cabe recordar la necesidad de evitar eliminar el sobrante del cemento antes de pasados 10 minutos del inicio de la mezcla, ya que actúa como aislante y evita el contacto del cemento marginal con la humedad en las primeras fases del fraguado. Si se comparan el FC y el IV en cuanto a la microfiltración, los estudios no aclaran cuál presenta la menor. (13)

(c) Buenas propiedades físicas (resistencia a la compresión y a la tensión diametral): Las restauraciones están sometidas, básicamente, a tres tipos de fuerzas:

- Fuerzas que tienden a desinsertar la prótesis.
- Fuerzas que tienden a impactarla en los dientes pila- res (fuerzas de compresión).
- fuerzas horizontales que también generan una combinación de fuerzas de tracción y compresión a nivel del cemento.

Frente a las primeras se oponen todos los mecanismos retentivos citados en el apartado sobre la retención. Las segundas son las que suelen recibir los dientes posteriores, exceptuando las situaciones de tramos pónicos largos en las que se transmiten a los pilares en forma de una combinación de fuerzas de tracción y compresión. Por último, las fuerzas horizontales son las que reciben preferentemente los dientes anteriores. En aquellas situaciones en las que las fuerzas sean principalmente de tipo compresivo será recomendable utilizar cementos con una elevada resistencia a la compresión, mientras que en las situaciones en las que predominen fuerzas horizontales o cuando se trate de tramos pónicos largos será preferible utilizar cementos cuya resistencia a la tensión diametral sea elevada. (11)

En cuanto a la resistencia a la compresión, se produce un aumento progresivo de ésta al pasar de los cementos de FC a los de IV, y de éstos a los cementos de resina. Ahora bien, puede aumentarse de forma significativa en los cementos de FC y en los de IV si se incrementa la proporción de polvo de la mezcla (13). La resistencia a la compresión condiciona el desgaste del

cemento a nivel marginal y, por tanto, el riesgo de microfiltración, disminuyendo éste cuando aumenta la resistencia. Este hallazgo tiene su lógica si tenemos en cuenta que, cuando la terminación de las coronas es en chánfer o en hombro, el cemento marginal estará sometido a fuerzas de tipo compresivo. (26)

Por lo que respecta a la resistencia a la tensión diametral, la mayor indiscutiblemente es la que se consigue con los cementos de resina. Los cementos de FC son claramente los que presentan un peor comportamiento cuando son sometidos a fuerzas de tracción, mientras que los de IV presentan un comportamiento sólo algo mejor. Por su parte, los IVMR superan de forma clara a los IV convencionales gracias a la matriz de resina que da lugar a un descenso claro en el módulo de elasticidad. Cabe tener presente que los IV siguen un proceso de maduración que se prolonga a lo largo de las 24 horas siguientes a la mezcla, mejorando con este tiempo tanto la resistencia a la compresión como a la tensión diametral (prácticamente se duplican). (11)

Desde un punto de vista clínico y atendiendo a las propiedades físicas, cuando se trate de coronas unitarias posteriores o puentes posteriores con tramos pónicos cortos y pilares suficientemente altos (pilares de 3 mm o más de altura) podrán utilizarse cementos convencionales (FC o IV) ya que las fuerzas recibidas serán, principalmente, de tipo compresivo. En cambio, cuando se trate de coronas unitarias anteriores, puentes posteriores con tramos pónicos largos o con pónicos en extensión y pilares poco retentivos o puentes anteriores serán de primera elección los cementos de resina. (11)

2.7. Principios de la adhesión

La adhesión es una propiedad de la materia que permite la unión de dos sustratos de naturaleza similar, de tal forma que no se separen, esto es posible de realizar a través de dos sistemas: físico (o mecánico) y químico (o específico). Esta unión generalmente es al esmalte o a la dentina, en resumen, los beneficios comprenden protección de la interfaz de la restauración de las bacterias causantes de caries secundarias, reduce el número de áreas de retención en la preparación y fortalece la estructura dental restante. (27)

La adhesión se define como la fuerza de atracción entre átomos o moléculas de dos superficies semejantes o diferentes en íntimo contacto. La presencia de rugosidades en la superficie de esos sustratos, facilitan el proceso adhesivo, ya que dos sustratos totalmente diferentes necesitan unirse de forma bastante eficiente para resistir, sobre todo, a los esfuerzos masticatorios, a las variaciones de temperatura y a los diferentes fluidos presentes en cavidad oral, así como presentar una gran durabilidad. (26)

Se busca establecer un enlace químico entre la estructura del diente y los materiales de restauración, aunque es un proceso complejo, la interacción entre átomos y moléculas en el material se presenta gracias a los enlaces iónicos y covalentes, o por los enlaces de hidrógeno. El mecanismo de adhesión mecánico es el más básico, y solo se logra a nivel microscópico y de acuerdo a la magnitud de las irregularidades creadas en la superficie de contacto. Mientras el químico, se realiza a través de la atracción molecular entre dos sustratos o sustancias, ejemplo de

estos materiales son: el policarboxilato de zinc, el ionómero de vidrio, el ionómero de vidrio modificado con resina y los cementos de resina autoadhesivos. (27)

Las acciones básicas para la realizar el proceso de adhesión, comprenden la limpieza del sustrato, liberándolo de saliva, biopelícula y otros desechos orgánicos, de esta forma se tendrá éxito en la adhesión. Si tiene barniz, es necesario eliminar esta capa, haciendo posible la penetración del adhesivo en la estructura a tratar. Según Craig, la humectabilidad se presenta al interactuar el adhesivo y el sustrato, se debe evaluar entonces el ángulo de contacto (θ) interno entre el líquido y el sustrato, siendo el ideal aquel que se extiende sobre la superficie con $\theta \approx 0$ grados. La rugosidad superficial aumenta la humectabilidad de la superficie por líquidos. Así mismo, la viscosidad permite que el adhesivo fluya fácilmente, penetrando la superficie del sustrato, sin dejar porosidades en la interfaz, fijándolo fuertemente con la microestructura del mismo y logrando una retención micromecánica. (27)

2.8. Características del cementado adhesivo

El cementado con técnicas adhesivas permite no sólo mejorar la retención de cualquier restauración, sino que, además, consigue aumentar la resistencia a la fractura en las restauraciones totalmente cerámicas. Aunque en muchas situaciones los cementos tradicionales son capaces de ofrecer unos excelentes resultados, hay casos en los cuales un cementado adhesivo es necesario, por ejemplo, carillas de porcelana, pilares poco retentivos o bajos, incrustaciones (inlays y sobre todo onlays), etc. Para conseguir adherir los cementos de resina a los diferentes sustratos (dentina, esmalte, metal y cerámica) es preciso preparar adecuadamente cada una de las superficies y ser muy escrupuloso con la técnica y cada uno de los pasos a realizar, respetando los tiempos de aplicación de los distintos productos y las características de manejo indicadas por el fabricante. (11)

(a) Unión a esmalte y dentina: El fin común de los diferentes sistemas adhesivos es lograr la máxima retención tanto en esmalte como en dentina. Aunque en principio se creía que la unión química con el calcio de la hidroxiapatita se producía a través de los grupos fosfato del BIS-GMA o de los grupos carboxilo de otros adhesivos, o con el colágeno, a través de los grupos hidroxilo del monómero de metacrilato. En la actualidad, esta unión a los tejidos dentarios, se presenta en términos de retención micromecánica y no propiamente de unión química. Si bien es cierto que sería idóneo disponer de una unión química con el fin de evitar los problemas de microfiltración e hipersensibilidad derivados de la contracción del composite, no hay que preocuparse por las restauraciones ya que la retención micro-mecánica ha demostrado ser suficientemente elevada. (11)

Cuando se plantea la unión al diente se persiguen dos objetivos:

- crear una rugosidad superficial microscópica
- conseguir que el adhesivo sea capaz de mojar convenientemente la superficie dentaria.

Las características del sustrato son las que marcan la pauta de preparación de éste, así como el tipo de moléculas que pueden interaccionar mejor con la superficie. En este sentido hay una diferencia clara entre el esmalte y la dentina. Así como el esmalte está compuesto por materia

inorgánica en un 97%, la dentina presenta una composición diferente y más compleja: un 70% es materia inorgánica (hidroxiapatita), un 20% es materia orgánica (colágeno tipo I) y un 10%, agua. Estos valores son porcentajes en peso, pero si se valoran los porcentajes en volumen queda más manifiesta la clara diferencia entre el esmalte y dentina ya que entonces el sustrato orgánico y el agua represen- tan el 55% en la dentina frente a sólo el 8% en esmalte (13)

El esmalte se trata con ácido, habitualmente ortofosfórico al 30-40%, que elimina una delgada capa superficial de esmalte. Con un tiempo de grabado de 15 a 20 segundos, se consigue que se disuelva tanto el extremo de los prismas de esmalte como la sustancia interprismática, dando lugar a la formación de poros de 5-25 micras de profundidad. Así pues, se crea una rugosidad superficial y aumenta de forma considerable la energía de superficie. Con la jeringa de agua-aire se eliminan a continuación los precipitados de fosfato cálcico que se han producido como consecuencia del grabado. La capa más superficial del esmalte es aprismática y el grabado ácido comentado no es capaz de crear en ella una buena retención micromecánica. Por ello, en aquellas situaciones en las cuales se deba adherir sobre el esmalte no tallado será aconsejable eliminar previamente esa capa más superficial (de unas 30 micras) con una fresa de grano fino. Preparando de esta manera el esmalte se consiguen fuerzas de adhesión superiores a los 20 MPa y, por tanto, superiores a las fuerzas generadas por la contracción de los composites. Actualmente, los sistemas adhesivos autograbantes persiguen los mismos objetivos, pero utilizan ácidos más débiles o monómeros ácidos. (11).

La dentina se halla recorrida por los túbulos dentinarios. En el interior de éstos se encuentran los procesos odontoblásticos, terminaciones nerviosas y fluido dentinario, que en conjunto obligan a abordar la dentina como un sustrato húmedo. Además, el número de túbulos aumenta considerablemente cuando se desplaza desde el límite amelodentinario hasta la cámara pulpar (se pasa de unos 20.000 túbulos/mm² en la periferia hasta unos 50.000-70.000 túbulos/mm² cerca de la pulpa). Así pues, la cantidad de agua y la humedad son mayores al desplazarse hacia el interior y hay que tener presente que a causa de la presión a nivel pulpar el flujo de fluido es centrífugo. (28)

En la preparación de un diente, se recubre su superficie con una capa que contiene restos de dentina y de esmalte, colágeno parcialmente desnaturalizado, procesos odontoblásticos, saliva e incluso gérmenes, que se conoce como barrillo dentinario o *smear layer*, la cual tapiza la superficie tallada y tapona la entrada a los túbulos dentinarios. Su grosor oscila entre 0,5 y 2 micras y presenta una baja unión a los tejidos dentarios subyacentes (unos 5 MPa). Además, impide que los sistemas adhesivos entren en contacto directo con la superficie dentinaria. La tendencia de los sistemas adhesivos actuales oscila entre la modificación del barrillo disolviéndolo parcialmente o su eliminación, ya que se busca la apertura de los túbulos dentinarios, la exposición de las fibras de colágeno y reducir la filtración marginal. (11)

Cuando el ácido ataca la superficie dentinaria se produce una disolución de la parte inorgánica de ésta dejando al descubierto y expuestas las fibras de colágeno tanto de la dentina intertubular como de la peritubular. La utilización a continuación de ciertas resinas permite que éstas se entremezclen con las fibras colágenas sustituyendo el componente inorgánico disuelto y constituyendo, junto con el propio adhesivo polimerizado, la llamada capa híbrida. Para que realmente se produzca la capa híbrida es necesario utilizar un ácido que no desmineralice en

exceso la dentina, pero a la vez que sea capaz de disolver o eliminar el barrillo dentinario (hay que jugar con el tipo de ácido, su concentración y el tiempo de aplicación). La capa híbrida no sólo se forma a nivel de la dentina intertubular, sino también a nivel de la dentina peritubular. Para conseguir una buena difusión del primer entre las fibras de colágeno es necesario un cierto grado de humedad ya que de lo contrario las fibras se colapsan. Este problema se solventa o con primers que contienen agua como solvente, con lo cual el grado de desecación previo a su aplicación es irrelevante, o dejando la dentina ligeramente húmeda cuando los primers contienen acetona o etanol, pero en estos casos es difícil de determinar el grado de humedad óptimo que debe tener la dentina. (11)

El adhesivo estabiliza la capa híbrida a la vez que penetra en los túbulos creando unas prolongaciones o tags que colaborarán en la retención y el sellado de la restauración. Estos tags llegan a penetrar hasta unas 10-20 micras, pero sólo se hallan fijados en las 2-3 primeras micras de la pared interna de los túbulos.

Los sistemas adhesivos incluyen sustancias que buscan alcanzar un triple objetivo:

- Grabar la superficie dentaria (para ello es necesario utilizar ácidos o monómeros ácidos).
- Impregnar la superficie dentinaria con moléculas bipolares (lo consiguen los primers o impregnadores).
- Recubrir toda la superficie expuesta con resina líquida hidrófoba (generalmente, BIS-GMA o UDMA), que es la resina adhesiva propiamente dicha y que se unirá a la resina compuesta.

Entre los diferentes sistemas adhesivos, destacan aquellos que disuelven el barrillo dentinario (adhesivos autograbantes) y aquellos que lo eliminan (adhesivos no autograbantes), los primeros utilizan resinas hidrofílicas ligeramente ácidas (p. ej., MDP o Phenil-P) que disuelven el barrillo sin eliminarlo, desmineralizan la dentina subyacente, desobturan los túbulos e impregnan la dentina. También los hay que llevan ácidos débiles (p. ej., ácido maleico, ácido poliacrílico) mezclados con resinas hidrofílicas normales. Se trata de primers autograbantes, con una acción grabadora limitada, aplicándose el adhesivo a continuación. En ellos, el solvente suele ser agua (acompañada o no por etanol o acetona) ya que es necesaria para la disociación de los monómeros acíclicos o de los ácidos débiles. Al estar el agua presente, se puede secar bien la cavidad o la preparación antes de su aplicación sin miedo a colapsar las fibras de colágeno. Este mismo hecho hace que las sensibilidades postoperatorias sean menos frecuentes. Es aconsejable remover el primer con un pincel durante su aplicación para conseguir una correcta impregnación, y secar a continuación con suavidad, con el fin de evaporar totalmente el solvente (29)

Los adhesivos autograbantes utilizan ácidos, principalmente el ácido ortofosfórico al 30-40% durante 15-20 segundos, cuya acción descubre totalmente la superficie dentinaria y expone los túbulos, con el cual se aplica el adhesivo (presentación en 1 o 2 botellas). Estos primers contienen monómeros hidrófilos como HEMA, 4-META, BPDm, PENTA, etc. y distintos solventes (agua, acetona, etanol o combinaciones de ellos), que requieren distintos grados de humedad de la dentina. Los primers cuyo solvente es agua, aunque consiguen unos valores de adhesión algo inferiores, son menos sensibles al grado de humedad y a la técnica ya que el agua aportada evita el colapso de las fibras de colágeno pudiéndose secar el sustrato sin miedo. Los primers que llevan acetona son más sensibles al grado de humedad de la dentina en comparación

con los que llevan etanol (obtienen peores valores de adhesión en dentina seca que en dentina húmeda). La humedad atrae la acetona hacia el interior de los túbulos y a la zona intertubular arrastrando con ella a los monómeros hidrófilos. La acetona es más volátil que el etanol y se evapora más fácil y rápidamente. Es conveniente aplicar correctamente el primer, esto es, con el grado de humedad dentinaria adecuada al solvente, durante al menos el tiempo indicado por el fabricante, removiéndolo continuamente con el pincel y secando con suavidad y a distancia para evaporar el solvente. Una vez seca, la dentina debe presentar un aspecto brillante. (29)

Desde el punto de vista del tipo de fraguado, los adhesivos suelen ser fotopolimerizables o de fraguado dual. Los primeros se destinan a aquellas situaciones en las que se puede garantizar el acceso de la luz de la lámpara a todas las zonas recubiertas por el adhesivo, mientras que los duales están indicados cuando no se pueda garantizar (p. ej., debajo de coronas, inlays, postes, carillas gruesas, etc.). Desde el punto de vista del cementado adhesivo, debe seguirse el principio de que los cementos autopolimerizables no se adherirán bien a los adhesivos fotopolimerizables y deberán ser utilizados siempre con adhesivos autopolimerizables o duales. Por la misma razón, no deben utilizarse adhesivos de fraguado químico debajo de cementos fotopolimerizables. Además, los adhesivos duales aceleran la reacción de fraguado de los cementos autopolimerizable o duales, con lo que los teóricos tiempos de trabajo se acortarán de forma importante obligándonos a acelerar el procedimiento de cementado. Incluso, en algunas situaciones habrá que modificar la técnica, por ejemplo, Kuraray desaconseja llevar el cemento autopolimerizable Panavia con léntulo al interior del conducto cuando se vaya a cementar un poste con él, ya que se mezclará el adhesivo con el Panavia, acelerándose el fraguado de forma exagerada. (11)

(b) Unión a metal: La principal causa de fracaso en el cementado de los puentes de Maryland es el fallo en la unión metal-cemento de resina. Hasta el advenimiento de los adhesivos la retención que se obtenía era sólo macro mecánica. Una buena unión a metal no sólo es deseable para cementar coronas de metalcerámica o puentes de Maryland, sino también para unir a muñones de amalgama o muñones colados, igualmente para cementar postes metálicos y para reparar puentes de metalcerámica en boca en los que ha quedado expuesto el metal. Para conseguir alcanzar el éxito es conveniente conseguir tanto retención micromecánica como una buena unión química. En cuanto a la retención mecánica la forma más habitual de conseguirla es mediante arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 micras. Si la restauración no viene arenada del laboratorio puede hacerse en el consultorio con arenadoras especiales. Aunque se ha utilizado tanto el grabado electrolítico como el grabado ácido, no son tan eficaces como el arenado, ya que la capacidad de crear una microrretención es menor y sólo son aplicables a las aleaciones no nobles. (11)

Por lo que respecta a la unión química, con los sistemas adhesivos actuales se consiguen buenos resultados con aquellas aleaciones que forman una capa de óxidos en su superficie, ya que el adhesivo se une químicamente a los óxidos metálicos. Esto es perfectamente factible en el caso de las aleaciones no nobles, mientras que en el caso de las aleaciones nobles es necesario cubrir esa superficie con sílice o con estaño. Los adhesivos más utilizados para conseguir una unión química a las aleaciones metálicas son el 4-META (p. ej., C&B Metabond, de Parkell) y, sobre todo, el MDP (p. ej., Panavia-EX o Panavia 21, ambos de Kuraray). (11)

Por su parte, los cementos de MDP (ácido 10-metacriloxidecametileno fosfórico) contienen resina BIS-GMA y un relleno de cuarzo silanizado. El cemento es muy sensible a la presencia de oxígeno y ve inhibido su fraguado en contacto con el aire (hay que aislar con vaselina). Por ello, se puede mezclar antes del cementado y no fraguará siempre y cuando se extienda bien y quede sólo una finísima capa de cemento sobre el papel de mezcla. De esta manera, prácticamente todo el cemento entra en contacto con el oxígeno inhibiéndose su fraguado. El extremo fosfato del MDP es capaz de unirse tanto al calcio del diente como a un óxido metálico (también al titanio). Para conseguir una unión química a las aleaciones nobles puede estañarse previamente la superficie de la aleación. El estañado consiste en el depósito de una capa de óxido de estaño de 0,5 micras y se realiza con estañadoras para utilizar en la consulta, como, por ejemplo, la Micro-Tin, de Danville Engineering. También se dispone actualmente de primers para metal; en concreto, el AJJoy Primer, de Kuraray con el fin de mejorar la adhesión a las aleaciones nobles. El primer parece que mejora la humectabilidad de la superficie del metal a la vez que reduce mucho la presencia de burbujas de aire en la inter- fase. De todos modos, los resultados obtenidos en diferentes estudios son contradictorios (30, 31). Por último, hay sistemas que mejoran la unión a las aleaciones nobles mediante el recubrimiento de la superficie de la aleación arenada con sílice, como el Silicoater MD, de Kulzer, o el Rocatec, de 3M. Se aplica a continuación el silano y luego una capa de resina sin relleno. (11)

Así pues, cabe concluir que los sistemas adhesivos que contengan 4-META o MDP consiguen una unión química a los óxidos metálicos y los valores de adhesión son mayores con las aleaciones no nobles que no con las aleaciones nobles. Se mejora la adhesión al arenar las aleaciones no nobles, y en el caso de las nobles, si se arena y estaña la aleación antes de aplicar la resina. Ahora bien, si en las aleaciones nobles se utilizan estos cementos y solamente se realiza el arenado ya se consigue una unión suficientemente buena (31)

(c) Unión a cerámica: La principal causa de fracaso en el cementado de las prótesis de cerámica se halla en la interfase cemento-cerámica, por lo que debe conseguirse la máxima unión a cerámica. Además, es conveniente utilizar el cementado adhesivo con las restauraciones cerámicas ya que son múltiples los estudios que han demostrado que la resistencia a la fractura de éstas aumenta de forma significativa (32). Esta unión puede ser a través de unas retenciones mecánicas, químicas o ambas. La preparación de las superficies en cuestión será necesaria cuando se vaya a cementar coronas de cerámica, inlays y onlays, carillas y también en aquellas situaciones en las que se deban realizar reparaciones de la cerámica de prótesis fijas. (11)

Es conveniente valorar separadamente las cerámicas en base a sílice (feldespáticas, feldespáticas reforzadas con cristales de leucita y vitrocerámicas) de las cerámicas aluminosas (In-Cerarn y Procera All-Ceram) o de zirconio, ya que el comportamiento de ambas frente a los métodos para crear retención mecánica y/o química es distinto.

En primer lugar, las **cerámicas a base a sílice** engloban la cerámica feldespática para metalporcelana, la Empress, la Empress II y la Dicor, a las que hay que añadir las utilizadas en el sistema CEREC (Vita Cerec Blocks -feldespáticas y Dicor Cerec Blocks -vitrocerámicas-). Para conseguir la adecuada retención mecánica se graban con ácido fluorhídrico. También se ha propuesto el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 micras, pero la ventaja de utilizar ácido reside en que permite controlar mejor la zona sobre la que actúa mientras que el arenado es

menos preciso. Así como el ácido crea una verdadera microrretención, el arenado sólo da lugar a una rugosidad superficial y, de hecho, los estudios dan mejores valores de retención cuando se graba. El arenado presenta el problema añadido de que si es excesivo produce un desgaste de la cerámica pudiéndola debilitar. (33)

El grabado con ácido fluorhídrico (habitualmente al 9,5% y durante 1-3 minutos, según el tipo de cerámica) consigue aumentar tanto la superficie de unión como la energía superficial. El ácido fluorhídrico tiene preferencia para reaccionar con la sílice formando hexafluorosilicatos y, en cambio, no afecta en absoluto al óxido de aluminio o al óxido de zirconio. Los silicatos formados durante el grabado son eliminados con la jeringa de triple, con agua y un pincel e incluso puede neutralizarse previamente el ácido con bicarbonato sódico durante 1 minuto antes de aclarar. El resultado es una superficie que presenta el aspecto de un panal de abejas y ofrece retención micromecánica. Después se aplicará el silano y el sistema adhesivo. Se ha propuesto que cuando hay que realizar una reparación directamente en boca y no es posible aislar convenientemente, puede realizarse el grabado con fluorfosfato acidulado (APF) al 1,23% durante 10 minutos (es el mismo producto que se utiliza para realizar fluorizaciones en consulta). A pesar de que se puede optar por el gel APF, los valores de adhesión son inferiores a los obtenidos con ácido fluorhídrico (34).

En cuanto a la retención química, ésta es posible con la acción de los silanos, ya que establecen enlaces de hidrógeno y covalentes con la superficie de la cerámica (con los grupos hidroxilo libres), fundamentales en las uniones a las cerámicas en base a sílice. Además, también se unen a los grupos metacrilato de la resina. Las formas de presentación de los silanos son variadas (en forma no hidrolizada o prehidrolizada y también en una, dos o tres botellas) así como también pueden tener diferente estructura química o los pasos de aplicación pueden ser distintos (en algunos sistemas se deben aplicar previamente a la colocación del adhesivo mientras que en otros se mezcla simultáneamente con el propio adhesivo como, por ejemplo, el Clearfil Porcelain Bond con el Clearfil Photobond o el SE-Bond, de Kuraray). Por ello, no es conveniente mezclar silanos y adhesivos de diferentes marcas a menos que esté probada su compatibilidad. (11)

Es de destacar que los silanos poseen una alta proporción de solventes, por lo que son susceptibles de evaporación. Una forma de controlar el estado del silano es la transparencia de éste. Así, cuando está en estado óptimo es totalmente transparente y a medida que se va evaporando el solvente adquiere un aspecto turbio y lechoso. Es importante también recordar que la unión del silano a la cerámica y a la resina es débil durante las primeras 24 horas por lo que, durante este período, es conveniente no someter la restauración a cambios de temperatura extremos (bebidas/comidas muy frías o muy calientes) ni tampoco ingerir alcohol. (11)

En cuanto a la adhesión en **cerámicas aluminosas**, éstas se desarrollaron con el objeto de mejorar las propiedades físicas de las restauraciones totalmente cerámicas, de la misma manera que posteriormente han aparecido las cerámicas de zirconio. Para ello, aumenta en ellas el contenido en óxido de aluminio y/o de óxido de zirconio, incrementándose la fase cristalina y reduciéndose e incluso desapareciendo la fase vítrea. Aunque pueden llevar un pequeño porcentaje de sílice, se ha establecido que para que una cerámica pueda incluirse en el grupo de las cerámicas en base a sílice éste debe estar presente en al menos un 15%. Tal y como ya se ha

dicho, una consecuencia del bajo contenido en sílice y, por tanto, de la fase vítrea, es la escasa acción grabadora por parte del ácido fluorhídrico. (35, 36)

En cuanto a la conveniencia de arenar con partículas de óxido de aluminio el interior de las coronas, las irregularidades creadas son mucho menos acentuadas que cuando se trata de las cerámicas en base a sílice, pero la mayoría de autores coinciden en que mejora la retención tanto de coronas aluminosas como de coronas de zirconio (22, 35, 31, 32). Hay que tener presente que el arenado de la superficie interna de la cofia tendrá menos relevancia clínica siempre y cuando se trate de coronas completas y se haya realizado un tallado retentivo. Ahora bien, en los casos de onlays o coronas poco retentivas, sí que será fundamental mejorar la superficie de unión al cemento. Entonces, ¿qué tratamiento conviene realizar para aumentar la unión de estas cerámicas? Se han propuesto los mismos sistemas de recubrimiento con óxido de silice que se utilizan cuando se quiere promover la unión química a las aleaciones nobles. Esta capa de óxido de silice permitirá obtener una buena unión con la resina a través de la silanización. En este sentido, sistemas como el Rocatec, de 3M-ESPE, o la versión para utilizar en el consultorio, el CoJet de 3M-ESPE, pueden ser perfectamente válidos para las cerámicas aluminosas (35, 38), aunque no lo han demostrado con las cerámicas de zirconio (39). Lo que sí se ha mostrado realmente eficaz es la utilización de cementos que contengan MDP (p. ej., Panavia 21 o Panavia F, de Kuraray) ya que se unen precisamente a los óxidos metálicos como son el propio óxido de aluminio o el óxido de zirconio (37, 40). En cambio, el silano no mejora mucho la adhesión puesto que se une a los grupos hidroxilo de la sílice y ya se ha comentado que en la cerámica aluminosa el contenido en sílice es muy bajo e incluso está ausente en las cerámicas policristalinas. (11).

Para concluir, en lo referente a la preparación de las superficies de porcelana, queda plenamente establecido que si se trata de una cerámica en base a sílice se grabará primero con ácido fluorhídrico, se aplicará luego el silano y a continuación el sistema adhesivo-cemento. Cuando se trate de cerámicas aluminosas o de zirconio no se grabará con fluorhídrico ni se aplicará silano y sí, en cambio, será fundamental la utilización de cementos que contengan MDP, siendo aconsejable, aunque no obligado, el arenado con partículas de óxido de aluminio. En este caso, como no se graba será conveniente que tras la prueba en la boca de la restauración se limpie la superficie interna con ácido ortofosfórico durante 10 segundos con el fin de evitar que la saliva interfiera en la adhesión. (11)

2.9. Cementación convencional vs cementación adhesiva en zirconia

Raigrodski destacó como una ventaja, la posibilidad de cementar restauraciones completamente cerámicas como las de estructuras en zirconia, por métodos convencionales sin comprometer su longevidad, especialmente en situaciones en las cuales la línea terminal está colocada dentro del surco, ya sea en busca de estética, por la necesidad de obtener una forma de retención y resistencia, por caries extendida o por una restauración preexistente. Explica que esta situación puede expandir el armamento de la odontología restaurativa y proveer una restauración cerámica predecible. (4)

Se ha reportado que las restauraciones cerámicas cementadas adhesivamente a la dentina en comparación con las cementadas de forma mecánico-retentivas son más resistentes, que la cementación adhesiva mejora la longevidad de las restauraciones cerámicas y que los cementos resinosos presentan una excelente habilidad para minimizar la filtración de las coronas completamente cerámicas; sin embargo, es de gran importancia tener en cuenta que estos son estudios *in vitro* en donde se han analizado principalmente restauraciones elaboradas en cerámicas vítreas o de óxido de aluminio. (4)

Por su parte Rosentritt, (41) en 2009, analiza la influencia del tipo de cementación en la fuerza de fractura y el comportamiento a la fractura de coronas metal porcelana y coronas completamente cerámicas, incluidas las de estructura en zirconio. Este estudio indica que la fuerza de fractura y el comportamiento a la fractura de todos los tipos de coronas estudiados no depende del material de la cofia ni del tipo de cementación, por esto se puede concluir que la cementación adhesiva, la cual es requerida para otros sistemas cerámicos, no es necesaria para las coronas con cofias de cerámica de alta resistencia como la zirconio, concluyendo que la cementación adhesiva para este tipo de restauraciones se hace innecesaria desde el punto de vista biomecánico.

Ernst en 2005, (42) hizo pruebas de fuerza de retención *in vitro* para cuatro sistemas de cementos resinosos, un compómero cementante, ionómero de vidrio convencional, un ionómero modificado con resina, y un cemento resinoso autoadhesivo, en un intento por comprobar que la cementación adhesiva generaría un incremento significativo en la fuerza de retención para coronas con cofias en óxido de zirconio, sin embargo en este estudio se concluye que solo unos pocos agentes cementantes resinosos mostraron una mediana de fuerza de resistencia significativamente mayor a los ionómeros de vidrio convencional, e ionómero de vidrio modificado con resina y que es evidente que esta cementación convencional provee una fuerza de resistencia similar a la adhesiva en este sustrato cerámico.

Igualmente Palacios en 2006,(43) evaluando la capacidad de retención de coronas a base de óxido de zirconio, con 3 agentes diferentes de cementación (ionómero de vidrio modificado con resina, cemento de resina autoadhesivo y un cemento de resina convencional), sugiere en este estudio *in vitro* que estos tres tipos de cemento, presentan capacidades similares de obtener una retención exitosa de cofias a base de óxido de zirconio, haciendo un arenado a la superficie de zirconia, con partículas de óxido de aluminio de 50 μ s, seguida por una apropiada limpieza de la corona antes de la cementación.

Edelhoff (44) explicó que las estructuras a base de óxidos cerámicos presentan mayor resistencia flexural en comparación con las estructuras cerámicas vítreas, por esto la influencia del modo de cementación sobre la resistencia de la restauración se ve disminuida. Concluyó que la principal indicación para optar por una cementación adhesiva para restauraciones a base de óxidos cerámicos de alta resistencia, como es el óxido de zirconio, es cuando se pretende evitar la pérdida de retención, especialmente en el caso de pilares cortos.

Al intentar definir un protocolo de cementación para restauraciones a base de óxido de zirconio, que garantice efectividad en la retención de la restauración en el tiempo, sin afectar las propiedades de su estructura, es de gran utilidad observar en los estudios de seguimiento clínico,

la influencia del tipo de cementación y tratamiento de superficie de la zirconia, sobre el porcentaje de descementación y demás complicaciones biomecánicas de estas restauraciones sobre dientes naturales. (4)

2.10. Tratamientos de superficie por traba micromecánica

El objetivo de modificar la superficie de la cerámica antes de la cementación es aumentar el área superficial disponible para la unión, creando entalladuras que generen mayor resistencia. Una adhesión fuerte y duradera al cemento de resina proporciona una alta retención, mejora la adaptación marginal, previene la microfiltración, y aumenta la resistencia a la fractura del diente y la restauración. Los tratamientos de superficie por traba mecánica se basan en un sistema de interdigitación entre ambos sustratos adherentes, comportándose como un fenómeno de imbricación adhesiva. (45)

- **Arenado**, proceso que forma rugosidades e irregularidades, aumentando el área de superficie y usado para limpiar el sustrato de las superficies permitiendo así que los cementos resinosos fluyan mejor sobre la superficie estudio previos han demostrado que el arenado han mejorado la retención de la corona independientemente del cemento a usar, su efecto sobre las propiedades mecánicas es controversial algunos soportes reportan que crean un debilitamiento mecánico de la zirconia debido a la fase de transformación que puede causar fatiga en la estructura del material sin embargo otros reportan que mejora las propiedades mecánicas de la zirconia. (46, 47, 48, 49, 50, 51)
- **Grabado ácido caliente**, proceso de corrosión controlado donde selectivamente se graba la superficie del zirconio resultando en una superficie más áspera y mejorando la posibilidad de traba mecánica con cementos resinosos. El ácido modifica la superficie, removiendo la interfase de los cristales. (52, 53)
- **Tratamiento Láser**, en la cerámica este proceso resulta en una superficie suave con microfracturas irregulares, tratamiento que resulta controversial, sin mejoras en la traba micromecánica con cementos resinosos mientras que otros reportan que la preparación son superficies de zirconio con láseres de CO₂ y Er:YAG que aumentaron significativamente la fuerza de adhesión siendo la de CO₂ superiores que la Er:YAG. (54, 55)
- **Revestimiento de Alúmina Nanoestructurado**, este método depende de la aplicación de un revestimiento de alúmina nanoestructurado con un área grande de superficie y buena humectabilidad para crear una traba micromecánica. La creación de esta capa nanoestructurada se consigue por la hidrólisis del nitrato de aluminio que forma una fase de subgel en la superficie de la zirconia seguido por una serie de tratamientos de calor. El resultado final fue un revestimiento de alúmina nanoestructurado discontinuo de 240 micras de grosor, el cual se encontró que aumentaba significativamente la fuerza de adhesión a los cementos resinosos. (56, 57)

2.11. Tratamientos de superficie por adhesión química

- **Agente de acople: Silano**, compuestos sintéticos híbridos orgánicos e inorgánicos empleados para mejorar la adhesión de los composites, el relleno basado en vidrio y cerámicas grabables con ácido fluorhídrico o metales con revestimiento de silicio y óxido-cerámicas. Las cerámicas de zirconio no están basadas en sílice y por esto presentan un desafío fisicoquímico para que haya una adhesión de la resina durable y predecible. (58-59)
- **Otros agentes de acople**, nuevo primer (AZprimer) que contiene un monómero de ácido fosfonato 6-MHPA que sirve en la adhesión de cementos resinosos a alúmina y cerámicas de zirconio, Kitayama y cols., encontraron que los primers que contenían el monómero de ácido fosfonato o monómero de Éster fosfonato que incluían el 6-MHPA y MDP, fueron efectivos en promover la adhesión de cementos resinosos en una cerámica de zirconio (60). Se ha encontrado que la incorporación de metacrilato de bisfenol-A diglicidilo (Bis-GMA) a primers de zirconia no tiene ningún efecto sobre el ángulo de contacto o la fuerza de unión entre la zirconia y la resina erosionadas por el aire. El monómero 10-metacrilatoiloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP) ha sido utilizado por varios investigadores para este fin, con un enlace efectivo entre los grupos ácidos de MDP (ácido fosfórico) y la capa de óxido de la zirconia. (61)

Se informaron valores altos de fuerza de unión inicial cuando se usó una resina que contenía MDP (Panavia F 2.0; Kuraray). Se hipotecó que la resina era excesivamente viscosa o que la concentración de MDP en la resina era demasiado baja. Cuando se utilizó un primer que contenía MDP (Clearfil Ceramic Primer; Kuraray) en combinación con una resina que contenía MDP (Clearfil Esthetic Cement; Kuraray), se mantuvieron altos valores de resistencia al zirconia después del termociclado. (62)

La patente MDP fue propiedad de la empresa Kuraray durante 10 años hasta 2011. Desde entonces, muchas empresas han incorporado MDP en diversos productos de unión y cementación, como imprimaciones, adhesivos y resinas. No está claro qué paso de enlace o cementación se beneficia más con la adición de MDP, o si hay un efecto acumulativo de MDP sobre la resistencia de la unión a zirconia. Aunque MDP parece ser una molécula clave en la unión química con la capa de óxido, la fuerza de unión mejorada entre Y-TZP y sustratos de resina compuesta puede haber sido influenciada por la humectabilidad promovida por la resina fluida adhesiva en la superficie Y-TZP. Esta humectabilidad reduce el ángulo de contacto entre Y-TZP y la resina, lo que da como resultado una interacción más íntima entre ambos. (62)

Kim et al, En este estudio, el primer experimental basado en MDP contenía 0.5% de MDP en una solución de etanol. La literatura sugiere que el MDP tiene una gran afinidad por los óxidos metálicos, como el dióxido de circonio (ZrO_2). La aplicación de ciertos primer también puede reducir el ángulo de contacto entre zirconia y resina y, por lo tanto, mejorar la resistencia de la unión. Sin embargo, los resultados indicaron que la aplicación del primer basado en MDP no fue un factor significativo en la unión a especímenes Y-TZP (62)

El análisis de primer se realizó para ayudar a comprender el papel de MDP en la unión química entre materiales y Y-TZP. Con base en las características de la molécula, el fósforo y el carbono

se consideraron indicadores de la presencia de MDP en la composición del material. Cuando la imprimación, el adhesivo y la resina se combinaron y se evaluaron, la asociación de Scotchbond Universal y RelyX Ultimate dio como resultado picos de carbono y fósforo más altos que cuando se evaluaron Clearfil S3 y Clearfil SA. (62)

Weiland recomienda para la fijación adhesiva el uso del producto RelyX Unicem® de 3M ESPE o Panavia 21 TC o Panavia F 2.0 TC de KURARAY, o por medio de un cemento adhesivo como el Multilink® Automix de Ivoclar- Vivadent de autocurado con opción de foto curado. En general, según las indicaciones del fabricante, no se requieren tratamientos específicos de superficie para la cementación de las restauraciones realizadas con este sistema (63)

- **Resinas y compuestos resinosos**, diversos estudios sugieren que el uso de un monómero fosfato que contiene un agente adhesivo de resina para la cementación de las restauraciones de zirconio provee una retención de las coronas cerámicas de zirconio significativamente mayor que los agentes de cementación convencional. Tanaka y cols., Shahin y Kern, Wegner, Oyague y cols., reportaron que el monómero fosfato que contenía el agente adhesivo era recomendado para hacer adhesión a zirconio sin necesidad de tratamientos de superficie. (62)

Los nuevos fosfatos de monómero diseñados no solamente para la adhesión al zirconio, presentan una característica particular de los metacrilatos fosforilados autograbables, poseen dos grupos fosfato y dos átomos de carbono doblemente unidos, observándose en estos una fuerza de adhesión y entrecruzamiento adecuados con la matriz de la resina. (61, 62, 63, 64)

Fluorización con gas, este método posee una capa de conversión de oxidofluoruro, creada en la superficie de zirconio, lo que permite mejorar su reactividad, resultando efectivo en el bonding al agente de acople silano. (65)

2.12. Tratamientos de superficie por adhesión química y traba micromecánica

Recubrimiento de sílice, para realizar este recubrimiento en cerámicas de zirconio es necesario limpiar la superficie y crear una superficie altamente retentiva, de esta forma se busca una buena adhesión a los cementos resinosos aplicando silano. Este procedimiento fue iniciado en 1980, inicialmente con un arenado de la superficie de cerámica, luego el recubrimiento de sílice que posteriormente se cubría con silano, aplicándose altas temperaturas que ayudaba a formar el recubrimiento, usando también un aparato silicoater MD. (67)

No fue hasta el año de 1989 que se introduce el recubrimiento triboquímico de sílice para uso dental, denominado Rocatec Sistem 3M, el cual incluía uniones químicas con aplicación de energía cinética en forma de arenado y sin adición de luz o calor. Este recubrimiento se usa en la actualidad como un método acondicionador para cerámicas y metales, en base a que presenta desventajas, por un lado, la posibilidad de propagación suscritica de cracks en el caso de restauraciones delgadas de zirconia; y por otra, el potencial de remover cantidades significativas de material, lo que afecta la adaptación clínica en la abrasión.

Otros métodos que incluyen la tecnología silicoater, basada en pirolisis de silanos, consiste en una flama de gas butano y tetraetoxilano, el cual se descompone en flama y produce sílice, oxígeno y carbono por lo que los objetos afectados por la llama durante un corto tiempo de 5 segundos se van a recubrir por una capa de estos fragmentos, se adhieren adhesivamente a la superficie del sustrato. Esta superficie tiene propiedades similares al vidrio y permite la adhesión a cementos resinosos a través de una aplicación de silano. Muchos estudios que se llevaron a cabo en los últimos años probaron la eficacia del recubrimiento de sílice en la adhesión de cementos resinosos. (66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74)

Infiltración de grabado ácido selectivo, tratamiento de superficie nuevo para transformar la superficie de zirconio en una más retentiva, al promover una nanoporosidad en la interfaz cristalina, esa porosidad se infiltrará y trabará con el cemento resinoso, este sistema utiliza un agente de infiltración vítreo específico que es capaz de dispersarse entre los cristales dando como resultado una porosidad nanointercristalina. En un estudio reciente, la evaluación del efecto de tres diferentes tratamientos de superficie en la fuerza de adhesión fue investigada, la infiltración de grabado ácido selectivo fue uno, la abrasión por partículas y la aplicación del monómero MDP, la fuerza de adhesión más alta fue observada en la infiltración de grabado ácido y tuvo los valores mayores de fuerza de adhesión más alto después de ser almacenado en agua por 4 semanas. El estudio de Kitayama y cols., demostró que la fuerza de adhesión puede mejorarse aún más con primers especiales para zirconio (47)

2.13. Sistema Rocatec

Rocatec es un método triboquímico para silicatizar superficies. La triboquímica crea una unión química al aplicar energía mecánica. Esta energía aplicada puede ser en forma de frotado, molido o arenado. Pero no hay aplicación de calor o luz lo que sería normalmente el caso en reacciones químicas. (75)

Por esta razón al sistema rocatec también se le refiere como una silicatización en frío, porque la energía mecánica se transfiere al sustrato en forma de energía cinética y la silicatización se da de forma macroscópica sin ningún cambio en la temperatura. (75)

El sistema rocatec consiste de:

1. Un agente de revestimiento (rocatec delta o rocatec junior).
2. Microarenado rocatec pre (limpia y activa la superficie).
3. Arena de revestimiento rocatec plus o rocatec soft.
4. 3MESPE sil (primera resina).

En primer lugar, la superficie que se va a revestir debe limpiarse con un arenado de 110 micras de arena de óxido de aluminio (rocatec pre) y luego endurecerse, esto activa la superficie y crea un patrón uniforme de rugosidad superficial ideal para asegurar el anclaje microretentivo de la resina. (75)

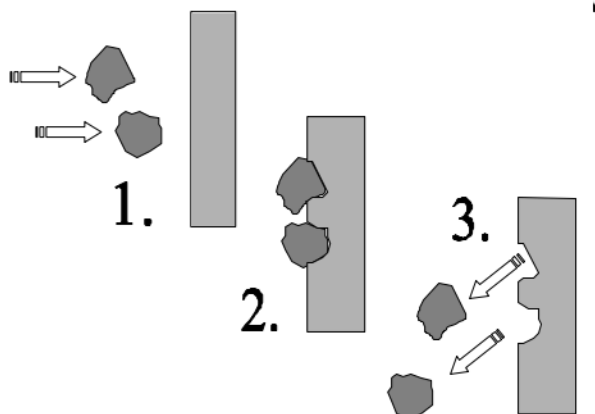


Figura 1. Arenado con óxido de aluminio (75).

Microarenado con rocatec pre: 1. 110 micras de óxido de aluminio se arenan para limpiar la superficie, 2. En la superficie se logra obtener una rugosidad micro retentiva, 3. El óxido de aluminio deja la superficie limpia activada. (75)

Esto es seguido por un revestimiento triboquímico mediante arenado con óxido de aluminio modificado con sílice (rocatec plus o rocatec soft) de 110 o 30 micras respectivamente que aparte de ceramizar las superficies también la abrasiona. Por lo que en materiales con baja resistencia a la abrasión se recomienda usar rocatec soft que es menos abrasivo, pero produce el mismo efecto adhesivo. (75)

La ceramización de la superficie arenada ocurre cuando el grano golpea la superficie. esto significa que en el sitio altas temperaturas son causadas por la transferencia de impulsos y energía, pero solo localmente, macroscópicamente no se da formación de calor. La superficie del sustrato y la arena reaccionan molecularmente para formar el llamado triboplasma. El sílice se impregna en la superficie a una profundidad de 15 micras y al mismo tiempo se fusiona en islas, el alto nivel de energía requerido se genera por la aceleración del grano de arena que alcanza una velocidad de 1000 km/h debido a la geometría de la manguera y la presión de salida de 2.8 bares. (75)

Ceramización con rocatec plus: 1. Las partículas de 110 micras de óxido de aluminio golpean la superficie rugosa 2. En la superficie triboplasma es creado en rangos microscópicos, 3. El óxido de aluminio que después de la ceramización está parcialmente revestido deja la superficie que a su vez está ahora parcialmente silicatizada. (75)

La superficie revestida aún debe ser acondicionada para que esta pueda crear un enlace con la resina, por lo que el siguiente paso es la silanización, que se produce mediante la aplicación de 3MESPE Sil, una unión entre la superficie inorgánica silicatizada y la resina orgánica solo puede conseguirse de esta manera. (75)

El anclaje resultante se aproxima a la unión química de los rellenos silanizados en el composite. Tal puente de unión químico solo puede alcanzarse entre constituyentes orgánicos e inorgánicos

mediante una molécula especial que pueda reaccionar por un lado con la superficie silicatizada en un extremo y con un grupo metacrilato en el otro. (75)

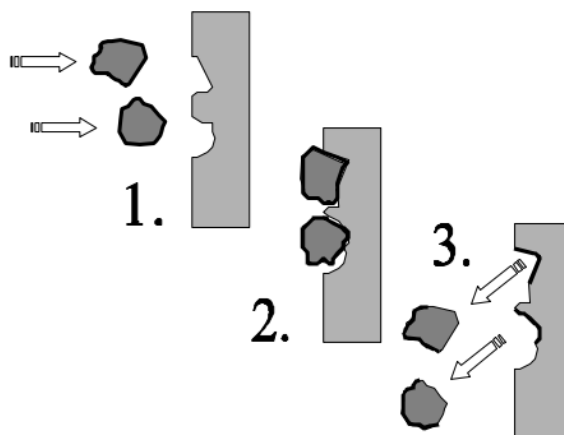


Figura 2. Arenado con rocatec dejando silanizado (75).

2.14. Métodos de prueba de resistencia de adhesión

Los esfuerzos en la interfase no están distribuidos uniformemente: La resistencia de la unión se indica como el valor nominal de la tensión (en MPa), es decir, la carga de fallo (en Newtons) dividida por toda la superficie unida (en mm²). Esto a menudo no es exacto porque la distribución de tensiones en la interfaz es muy heterogénea. Esto ocurre debido a la concentración de tensión alrededor de una falla de tamaño crítico, o vacío, en la interfaz que hace que se propague una grieta. El nivel real de tensión que inicia la propagación de la grieta puede ser varias veces superior al valor nominal (o promedio). Por lo tanto, la resistencia de unión nominal no representa la tensión de fallo. (27)

Alta incidencia de fallas mixtas y cohesivas: La concentración de tensiones en el sustrato dental durante la aplicación de la carga puede hacer que la grieta se propague en la dentina o el esmalte, evitando la evaluación de la resistencia interfacial. Las pruebas de resistencia a la unión carecen de significación clínica: Basándose en lo descrito anteriormente, no se puede determinar un valor umbral de resistencia de unión que pueda asociarse con un buen rendimiento clínico. Sin embargo, se pueden encontrar tendencias similares en la literatura para algunos sistemas adhesivos. La fuerza de unión interfase puede ser probada por una variedad de métodos. Usando las dimensiones del área adherida, los métodos de resistencia de la unión se pueden categorizar como macro (4-28 mm²) o micro (aproximadamente 1 mm²). La interfaz puede cargarse ya sea en tensión o cortante. (27)

(a) Pruebas macro-cizalla de fuerza de adhesión: En un ensayo de resistencia a la unión por cizallamiento, se construye un cilindro compuesto sobre el sustrato de unión. Después de un tiempo de almacenamiento predeterminado, el espécimen se coloca en una máquina de ensayo universal en la que un cincel de un solo borde, un vástago de extremo plano o un bucle de

alambre está unido al actuador usado para desalojar el cilindro de material compuesto del sustrato. Es importante tener en cuenta que, en las pruebas de cizallamiento, es un esfuerzo de tracción que en realidad provoca el desprendimiento. En otras palabras, el término ensayo de cizallamiento se refiere al modo de carga, y no al estrés que causa la falla interfacial. Cuando la distancia de carga desde la interfaz aumenta, la tensión de tracción también aumenta debido a la creación de un momento de flexión en el cilindro de material compuesto. (27)

Los fallos cohesivos y mixtos son muy frecuentes y pueden afectar hasta el 55% de los especímenes. Otro aspecto de interés es el módulo de elasticidad del material compuesto utilizado para el cilindro de muestra. Cuanto mayor es el desajuste entre el módulo de elasticidad del material compuesto y el módulo de elasticidad del sustrato, mayor es la concentración de tensiones en la interfase. Esto reduce la fuerza de unión medida. (27)

(b) Pruebas macro-tensiles de fuerza de adhesión: La distribución de esfuerzos en ensayos de tracción es mucho más uniforme que en ensayos de cizallamiento. Esto proporciona una estimación más fiel del nivel de estrés que inició la separación. En ensayos de resistencia de unión macrotensilares, es muy importante una alineación perpendicular de la interfaz unida al eje de carga. De lo contrario, se desarrollarán tensiones de flexión. Por lo tanto, la preparación de las muestras es más difícil para las pruebas de resistencia a la tracción que para las pruebas de unión por corte. En cuanto al ensayo de cizallamiento, un desajuste entre los módulos elásticos del material compuesto y el sustrato también influye en la resistencia de la unión. Las resistencias de unión a la dentina típicas son de aproximadamente 10 MPa. Pueden producirse fracturas cohesivas y mixtas en el 35% de los especímenes. (27)

(c) Pruebas micro-tensiles de fuerza de adhesión: Las pruebas de microtensión utilizan especímenes en forma de viga o en forma de reloj de arena con un área de sección transversal de aproximadamente 1 mm². Este método proporciona una incidencia mucho menor de fallas mixtas y cohesivas en comparación con otros métodos (menos del 20%). La preparación de las muestras es más laboriosa que con las pruebas macro, ya que implica la sección de una gran interfaz unida en rodajas finas con discos de diamante. Las rebanadas se recortan para obtener muestras de reloj de arena o secciones adicionales para obtener haces. Dependiendo de las condiciones o materiales de la prueba, puede ocurrir un número significativo de fallas pretest. No hay consenso entre los investigadores sobre el manejo estadístico de estos fracasos pretest. (27)

(d) Pruebas micro-cizalla de fuerza de adhesión: Los cilindros compuestos se construyen sobre el sustrato usando tubos de silicona de 0,5 mm de altura y 0,7 mm de diámetro. Típicamente, hasta seis segmentos de tubo están unidos a una superficie y rellenos con material compuesto. El procedimiento de prueba es similar al de los ensayos macro cizalla. Del mismo modo, todos los problemas relacionados con la distribución del estrés también se aplican. Los valores de resistencia de enlace son de aproximadamente 20 MPa y la incidencia de fallos mixtos y cohesivos es del 50%. (27)

(e) Pruebas de empuje: Otra opción para probar la resistencia de la unión es la prueba de empuje. Cuando se usa para probar la resistencia de unión de adhesivos a la dentina, se perfora una rebanada de dentina de 1 a 2 mm de espesor para crear un orificio cilíndrico cónico. La superficie interna del agujero se trata con un adhesivo y el agujero se rellena con material

compuesto. Después del almacenamiento, el cilindro compuesto se empuja a través de la dentina desde el lado de menor diámetro, y la resistencia de unión se calcula dividiendo la fuerza de extrusión por el área lateral del cilindro cónico. Este método simula la condición clínica más de cerca que en las pruebas de cizallamiento / tracción porque incluye la restricción del material de curado y el esfuerzo de polimerización asociado. Algunos autores se refieren a este método como una prueba micro-empuje cuando se trata de discos de dentina radicular y el conducto radicular se llena con el material probado. (27)

3. Objetivos

3.1 Objetivo General

Evaluar *in vitro* la resistencia adhesiva al cizallamiento de zirconia, cementada con un cemento resinoso autograbadador, a dentina con tres tratamientos de superficie.

3.2 Objetivos Específicos

- Describir la resistencia adhesiva al cizallamiento de la cerámica de zirconio cementada de forma mecánico-retentiva con arenado previo.
- Describir la resistencia adhesiva al cizallamiento de la cerámica de zirconio cementada con tratamiento previo con primer MDP.
- Describir la resistencia adhesiva al cizallamiento de la cerámica zirconio cementado con previo tratamiento triboquímico.
- Comparar la resistencia adhesiva al cizallamiento de la cerámica de zirconio cementada de forma mecánico-retentiva, adhesiva con tratamiento triboquímico y adhesiva con MDP

4. Método

4.1 Tipo de Estudio

En la presente investigación de tipo experimental *in vitro*, se realizó una prueba de resistencia adhesiva al cizallamiento en estructuras de zirconio monolítico cementado sobre dientes premolares naturales bajo una carga progresiva hasta generar una falla mecánica en un tiempo continuo, comparando la resistencia al cizallamiento en dos tratamientos de superficie que modificaron la estructura molecular de la cerámica.

4.2 Selección y descripción de participantes Población

4.2.1 Población. La población seleccionada comprende estructuras de zirconio Bruxzir solid zirconia zeno(Z) cementados en dientes naturales.

4.2.2 Muestra y Tipo de Muestreo. En la muestra se seleccionaron sesenta estructuras de zirconio monolítico, divididos en tres grupos de tipo experimental, agrupando 20 respectivamente según los criterios de inclusión y exclusión.

Grupo 1: 20 muestras cementadas con relyxU200 (3M) y tratamiento superficie previo mediante arenado con óxido de aluminio 110 μ m.

Grupo 2: 20 muestras cementadas con relyxU200 (3M) y tratamiento triboquímico previo con Rocatec (3M).

Grupo 3: 20 muestras cementadas con relyxU200 (3M) y tratamiento superficie previo con agente primer MDP Z-PRIME Plus (BISCO)

4.3 Criterios de Selección (Inclusión y Exclusión)

4.3.1 Criterios de Inclusión

(a) Criterios de inclusión para dientes

- Dientes Premolares naturales sanos y sin pérdida de estructura extraídos con fines ortodónticos.
- Dientes Premolares donados que cuenten con consentimiento informado o autorización para su utilización.
- Dientes premolares que cumplan con dimensiones promedio de ancho vestíbulo– palatino de 10mm y Meso-Distal de 7 mm.

(b) Criterios de inclusión para zirconio

- Estructuras de zirconio maquinados sin ningún tipo de tratamiento de superficie anterior.
- Estructuras de zirconio maquinados sin ningún defecto estructural.

4.3.2 Criterios de Exclusión

(a) Criterios de exclusión para dientes

- Dientes Premolares Cariados.
- Dientes premolares que después del corte horizontal presenten alguna asimetría (shipping entre esmalte y dentina).
- Dientes premolares que durante los cortes horizontales presenten exposición de los cuernos pulpaes.

(b) Criterios de exclusión para zirconio

- Estructuras de zirconio maquinados desadaptadas.

- Estructuras de zirconio expuestas a una falla humana (Caída).
- Estructuras de zirconio con defectos de superficie (Fisuras).

4.4 Variables

Tabla 1. *Variables*

Variables	Definición	Definición Operativa	Naturaleza	Escala de medición	Categoría
Resistencia de cizallamiento	Carga necesaria para producir una fractura en la interfaz en la unión de dos materiales al aplicar fuerzas paralelas en sentido contrario.	Cantidad de mega pascales que mide el equipo al momento de la falla	Cuantitativa	de razón	Mpa
Tiempo de resistencia	Tiempo necesario para alcanzar la cantidad de fuerza mínima requerida para causar una falla en la interfaz de unión de los dos materiales	Número de segundos transcurridos desde el momento de inicio de carga hasta momento de falla	Cuantitativa	de razón	Seg/minutos
Tratamiento de superficie	Tratamiento químico o físico que pueda modificar el mecanismo de cementación del zirconio	Ceramización o abrasión de la superficie de zirconio para lograr una unión de tipo adhesiva o mecánico-retentiva	Cualitativa	Nominal	1.Arenado de superficie 2.Tratamiento Triboquímico 3.MDP

4.5 Procedimientos

Se tomó una muestra de 60 primeros premolares superiores naturales extraídos por motivos ortodónticos, libres de caries o restauraciones previas que cumplieron con los criterios de inclusión establecidos, los dientes serán divididos de manera aleatoria en tres grupos: G1 mecánico retentivo, G2 o grupo triboquímico y el G3 o grupo primer MDP, cada grupo estuvo conformado por 20 dientes, se desinfectaron y almacenaron en solución salina a 4°C alrededor de 1 mes, posteriormente se les realizó individualmente un cubo acrílico de 20mm x 20mm para proveer estabilidad a las muestras. (76)



Figura 3. Fotografía de muestras. Autores.

Los dientes pertenecientes a los diversos grupos se seccionaron en su tercio medio coronal teniendo en cuenta la longitud de la corona anatómica y su relación con la cámara pulpar a 6mm de la línea amelocementaria. Estos cortes se realizaron con discos diamantados en sentido vestibulo-lingual en una máquina fresadora BegoParaskop M con un disco de diamante sinterizado de 40 micras a 7.000 revoluciones por minuto sin refrigeración, el propósito de este procedimiento será estandarizar las muestras exponiendo una superficie plana con una longitud estándar de 10 mm en distancia vestibulo- palatino y 7 mm de ancho mesodistal, donde se retire completamente el tercio oclusal en el tercio medio de la corona sin riesgo de perforar la cámara pulpar. (77)

El sustrato expuesto se pulió con lija de agua en secuencia de 220, 320 y 400 cada uno por 10 segundos culminando con una lija 600 por 60 segundos. Después las muestras se secaron y se les aplicó alcohol para limpiar la superficie de cada diente y se almacenaron durante 24 horas en suero fisiológico a 27°C. (78)



Figura 4. Fotografía de muestras. Autores.

Las muestras fueron enviadas al centro de producción de GLIDEWELL Colombia (figura 4), donde el mismo operador realizó el escaneo de cada premolar mediante el uso del escáner 3 SHAPE para el fresado posterior de los discos de zirconio monolítico Bruxzir solid Zirconia 98.5 Ø x10 mm. Posteriormente, se diseñó una estructura maquinada que se colocó encima de cada muestra cumpliendo con un estándar morfológico para premolares superiores según la librería dispuesta por el software única según las características de cada muestra con el fin de asegurar adaptación total.

El fresado fue realizado por CAM (MDX 540 ROLAND) a Discos de Zirconio monolítico Bruxzir solid zirconia zeno(Z) disco 98.5mm X 10mm, se efectuó un riguroso proceso de selección donde se descartaron las estructuras que no cumplían con las exigencias del estudio. Debido al barrillo que produce la fresadora al realizar este procedimiento es necesario limpiar con agua destilada y un instrumento de cerdas suaves que retire efectivamente los excesos y permita un adecuado secado con papel absorbente.

Un total de 56 estructuras de zirconio se confeccionaron a partir de dos discos de zirconio mediante una fresadora asistida por computadora (MDX 540 ROLAND), basándose en la morfología original de cada una de las muestras. De 60 muestras se realizaron un total de 56 estructuras para el estudio, debido a que en el proceso, 4 de ellas presentaron criterios para ser excluidas.

Se sometieron las estructuras de zirconia a un proceso de sinterizado a 1500 °C durante 120 minutos en un horno NeyFire T Touch-Screen Porcelain Furnace (Dentsplay Sirona) y se dejaron enfriar a razón de 20° por minuto hasta alcanzar la temperatura ambiente.

Se extrajeron y se dividieron en 3 grupos: rocatec y z-prime de 19 muestras y el grupo arenado con 18 muestras; donde se sometieron a tratamiento de superficie previo a la cementación con un cemento de resina autoadhesivo de polimerización dual Relyx u200 (3M). (75, 79, 80, 81, 82)

Todas las estructuras fueron limpiadas ultrasónicamente en agua destilada por 15 minutos antes de la aplicación de los tratamientos de superficie y secados con aires.

GRUPO 1: Se arenó la superficie del zirconio con óxido de aluminio de 110 micras a una presión de 2 bares durante 15 segundos a 1cm de distancia a 90 grados de incidencia.

GRUPO 2: Se arenó la superficie del zirconio con ROCATEC PRE (3M) partículas de óxido de aluminio de 110 micras a una presión de 2.8 bares durante 15 segundos a 1cm de distancia a 90 grados de incidencia. Posteriormente se arenó la superficie del zirconio con ROCATEC PLUS (3M) partículas de óxido de aluminio revestidas con sílice de 110 micras a una presión de 2.8 bares durante 15 segundos a 1cm de distancia a 90 grados de incidencia, se aplicó una gota de 3M ESPE SIL (silano) con microbrush y se dejara secar durante 5 minutos al aire libre.

GRUPO 3: Se arenó la superficie del zirconio con óxido de aluminio de 110 micras a una presión de 2 bares durante 15 segundos a 1cm de distancia a 90 grados de incidencia y se aplicaron dos capas de primer MDP Z-PRIME Plus (BISCO), humedeciendo uniformemente la superficie de adhesión y se secaron con una jeringa de aire durante 3-5 segundos.



Figura 5. Fotografía en arenado a 1cm de distancia. Autores.

Al sustrato dental se le realizó grabado ácido selectivo en esmalte con ácido fosfórico scotchbond 3M ESPE, se lavaron con agua y secaron suavemente con toallas absorbentes. Se realizó la cementación de las estructuras de zirconia con cemento autoadhesivo de polimerización dual Relyx U200 (3M) de acuerdo a las instrucciones de fabricante.

Se aplicó una presión de asiento vertical uniforme de 5 kilos (49 Newtons) con un dispositivo de carga constante durante 6 minutos para estandarizar la cementación, se retiraron excesos con microbrush, se esperaron 2 minutos para la autopolimerización de cemento y posteriormente se fotopolimerizaron los márgenes con lámpara ELIPAR LED (3M) de intensidad 1200mW/cm² a una distancia de 2cm del cemento durante 20 segundos por cada superficie.

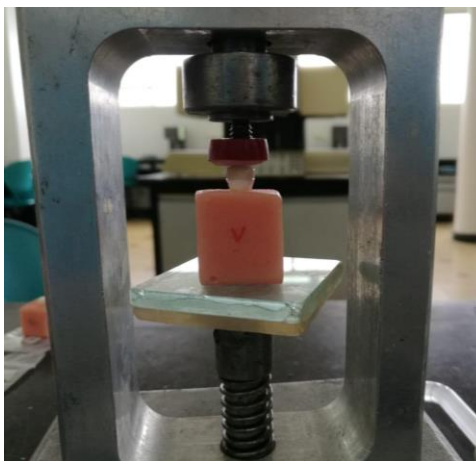


Figura 6. Fotografía en la cementación. Autores.

4.1. Medición de Resistencia al cizallamiento

La fuerza de adhesión de los grupos de muestras se midió mediante el uso de una máquina de carga universal 94100 Unitek FIE, mediante la aplicación de una carga en cizalla en la interfaz Zirconio/Diente. La carga se aplicó a una velocidad constante de 0.5 mm/min hasta que se produjo una fractura, en este punto se apuntaron los resultados y se retiraron los fragmentos de la

muestra cuidadosamente. la resistencia adhesiva a la cizalla fue calculada al dividir la máxima carga de fractura por el área de cementación circular.

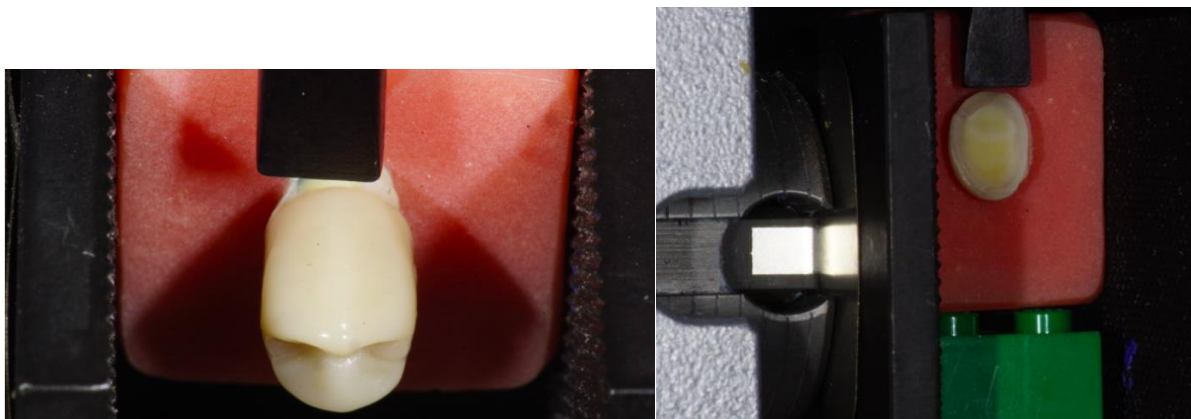


Figura 7. Fotografía izquierda con la carga de cizalla, fotografía derecha en el punto de fractura a la cizalla. Autores.

4.6 Plan de análisis estadístico

Para la comparación de grupos se evaluó la distribución normal de la variable principal, resistencia, y se utilizó la prueba de ANOVA como prueba paramétrica o Kruskal-Wallis si es no paramétrica.

Se evaluó la existencia de diferencia significativa entre los valores medidos de resistencia al cizallamiento en el grupo mecánico retentivo, grupo MDP y grupo triboquímico mediante un análisis de las fuerzas de adhesión en mega pascales como la variable dependiente y el tiempo como factor.

Se evaluó la existencia de diferencia significativa entre los valores medidos de resistencia al cizallamiento en los grupos mecánico retentivo, con MDP y grupo triboquímico mediante un análisis de las fuerzas de adhesión en mega pascales como la variable dependiente y el tiempo como factor.

4.7 Implicaciones Bioéticas

En este proyecto de investigación se expone claramente una relación de beneficio con la compañía 3M bajo la naturaleza de patrocinio, su intervención fue única y exclusivamente de proveedor y facilitador del producto a evaluar, por esta razón los investigadores eximen el estudio de cualquier situación o circunstancia que pueda afectar la objetividad de los resultados obtenidos dentro del proceso.

Esta declaración hace recuento de los vínculos y posibles intereses directos e indirectos de la empresa 3M con la investigación y sus resultados durante los últimos 3 años:

Así mismo se declara que no se realizaron acciones subjetivas como manipular los resultados de la investigación para favorecer positivamente a los productos proporcionados por la empresa 3M específicamente los resultados concernientes con la aplicación del Rocatec System Espe sil en los procesos para la evaluación de fuerza de adhesión en coronas de zirconio monolítica.

No se aceptaron agradecimientos, comisiones o consideraciones especiales por parte de la empresa 3M en lo referente a manejo de datos o resultados de la investigación.

No se manejó información falsa o dudosa que pueda llegar a comprometer la calidad y el desempeño de la investigación

En todo momento existió total imparcialidad y objetividad en la emisión de juicios sobre los resultados obtenidos.

5. Resultados

Se evaluaron tres grupos: grupo con tratamiento superficie previo mediante arenado con óxido de aluminio (grupo arenado), grupo con tratamiento triboquímico previo con Rocatec (grupo Rocatec) y grupo con tratamiento superficie previo con agente primer MDP Z-PRIME (grupo Z-Prime), el valor promedio de resistencia a la cizalla obtenido para el grupo arenado fue de 488.9 N mismo valor en 8.5 MPa, el menor valor fue de 128.5 N (2.6 MPa), mientras que el mayor valor fue de 741.1 (13.6 MPa) para este grupo. Se obtuvo un valor máximo de 1563.5 N (27.6 Mpa) en el grupo Z- Prime y un mínimo de 362.7 N (5.6 MPa). El grupo Rocatec obtuvo como máximo valor 982,6 N (19.2 MPa) y como mínimo valor 196.5 N (3.4 MPa).

Tabla 2. *Análisis descriptivo de la resistencia adhesiva al cizallamiento*

Grupo	Promedio	Desviación Estándar (D.E.)	Mediana	Rango InterQuartil (RIQ)
Arenado (N)	488.9	172.4	484.5	407.1 - 621.5
Arenado (MPa)	8.5	3.2	8.7	6.4 – 11.7
Triboquimico (N)	548.7	266.4	560.8	271.7 - 763
Triboquimico (MPa)	8.9	4.2	8.8	4.8 – 11.8
Z- Prime Plus (N)	889.9	308.5	877.6	652.3 – 1169.2
Z- Prime Plus (MPa)	15.9	5.5	15.2	13.3 – 19.7

El mayor valor de resistencia a la cizalla registrado entre todos los grupos corresponde a grupo Z-Prime con 1563,6 N y 27.6 MPa y el valor mínimo al grupo arenado con 128.5 N (2.6 MPa). El valor promedio más alto se presentó en el grupo Z-Prime con 889.9 N (15.9 MPa).

Tabla 3. *Prueba de normalidad de la variable resistencia en los grupos de comparación*

Variable	Prob>Z (Valor P) MPa
Arenado	0.74
Triboquímico	0.32
Z- Prime Plus	0.98

Se realizó una evaluación de la distribución normal de la variable “resistencia” en los grupos de estudio mediante la prueba de Shapiro-Wilk. En los tres grupos se evidenció que los datos presentaron una tendencia a la distribución normal con valores de p mayores de 0,05, como se observa en la Tabla 3.

Para comparar los promedios de la resistencia de los tres grupos se utilizó la prueba Bonferroni, se evidenció que existe una diferencia estadísticamente significativa en al menos uno de los promedios de la resistencia de los diferentes grupos de tratamiento de superficie ($p < 0,001$). Para determinar la diferencia entre los grupos se procedió a realizar la prueba de Bonferroni, donde se identificó diferencias estadísticamente significativas entre los promedios de las resistencias de los grupos Arenado Vs. Grupo Z-Prime ($p < 0,001$) y grupo Triboquímico Vs. Grupo Z-Prime ($p < 0,001$). No se presentó diferencia estadísticamente significativa entre los grupos Arenado Vs grupo Triboquímico ($p > 0,05$), como se evidencia en la Tabla 4.

Tabla 4. *Comparación entre los promedios de los grupos*

Row Mean Col Mean	Arenado	Triboquímico
Triboquímico	1.000	
Z-Prime	0.000	0.000

6. Discusión

6.1 Conclusiones

Este estudio concluye que la resistencia al cizallamiento de zirconia cementada de forma mecánico-retentiva fue considerablemente baja en comparación con la resistencia a la cementación con tratamiento de superficie de tipo químico, Concordando nuestros resultados con los autores como Inokoshy y Ozcan y cols., quienes también afirmaron mejora biomecánica de la resistencia con éste tipo de tratamientos con promedios de resistencia adhesiva entre 0 y 82.2Mpa. (83, 84)

La zirconia cementada con agentes MDP tuvo una resistencia mayor a la cizalla, en comparación con los tratamientos alternos. Estos resultados coinciden con los estudios realizados por T.T. Heikkinen, donde se concluye que la presencia de MDP en los agentes de tratamiento de superficie o en los agentes de unión aumentó considerablemente la resistencia al cizallamiento. (85)

Ashhan Usamez y Nermin Hamdemirey establecieron que los agentes de acoplamiento de silano convencionales no tienen potencial para la unión química al material y un monómero estable que contiene fosfatos, llamado MDP mejora la adhesión entre el cemento de resina y la cerámica de zirconia coincidiendo con Merve Cafirbay y Tams et al. en el año 2015, quienes afirman el uso del z prime plus después del arenado como un método eficaz para lograr dicha unión. (86)

Dentro de los estudios más recientes cabe resaltar autores como Thammajaruk, Inokosgi, Chong et al en 2018 quienes realizaron un meta-análisis de estudios in-vitro a cerca de la adhesión a zirconio donde afirman que los grupos con revestimiento de sílice lograron una fuerza de unión significativamente más alta que la ausencia de pretratamiento mecánico coincidiendo con los resultados de este estudio. Sin embargo, es importante reconocer las condiciones a las que fueron expuestas cada muestra, ya que al ser un estudio generalizado sobre adhesión a una cerámica policristalina, los resultados deben mostrar claramente el tratamiento y el modo de distribución que se llevó a cabo. El autor clasifica las muestras de la siguiente manera: No envejecimiento (1 día – 500 ciclos de termociclaje) envejecimiento intermedio (2 días – 6 meses y de 500-5000 ciclos de termociclaje) y envejecimiento tardío (+ 6 meses, + 5000 ciclos de termociclaje). (87)

Las conclusiones más relevantes del autor en el meta-análisis del presente año, es que, en una condición no envejecida, en general, la abrasión por aire de alúmina combinada con grupos de imprimación que contienen MDP tendió a producir la mayor fuerza de unión media real en comparación con los otros pretratamientos mecánicos y químicos, particularmente cuando se utilizaron cerramientos que contenían MDP. En una condición de envejecimiento intermedio, en general, el recubrimiento de sílice triboquímica o la abrasión por aire de alúmina combinados con grupos de imprimación que contienen MDP tendieron a producir la mayor resistencia media real de la unión en comparación con los otros pretratamientos mecánicos y químicos, particularmente cuando se utilizaron cementos compuestos y en una condición envejecida, en general, el revestimiento cerámico combinado con los grupos de imprimación que contienen

MDP tendían a producir la mayor fuerza de unión media real en comparación con los otros pretratamientos mecánicos y químicos, cuando se usaba cemento compuesto. Los resultados del presente estudio coinciden con la literatura actual y presenta una de las limitaciones más relevantes de nuestro estudio, al comparar cada tratamiento de superficie como un ente individual y no realizar una combinación de los mismos, al igual que la ausencia absoluta de ciclos de termociclaje como un complemento contundente de la información inicial.

Autores como Akin et al, afirman que los tratamientos previos mecánicos como la abrasión por aire de alúmina, el recubrimiento de sílice triboquímica, la irradiación con láser, el grabado químico y el recubrimiento cerámico, pueden mejorar la resistencia de la unión al zirconio, debido al aumento de la rugosidad de la superficie. Una de las limitaciones de este estudio fue no incluir dentro del análisis mayor número de tratamientos de superficie para obtener un mayor grado de comparación. (88)

Otra de las limitaciones que se tuvieron durante el estudio fue la dificultad en la obtención de los materiales necesarios para desarrollar el mismo, tales como el Rocatec, material que no se comercializa en Colombia y se hizo necesaria su importación desde Estados Unidos; de igual forma el material Z-Prime, el cual fue importado desde Brasil.

Contrario a lo que se esperaba como resultado en el estudio, la resistencia adhesiva al cizallamiento del zirconio fue mayor en las muestras tratadas con Z-prime; resultado que nos demuestra su superioridad respecto al uso de Rocatec.

- Los tratamientos de superficie Z-Prime plus y Rocatec evidenciaron un aumento en la resistencia adhesiva del zirconio cementado con relyx u200 en comparación con el grupo Arenado con óxido de aluminio arrojando valores promedio de 15.9Mpa, 8.9Mpa y 8.5Mpa respectivamente.
- La resistencia al cizallamiento de la cerámica de zirconio cementada con tratamiento de superficie físico o arenado con oxido de aluminio presento los valores de menor resistencia adhesiva de los 3 grupos con un valor promedio de 15.9 MPa.
- La resistencia al cizallamiento de la cerámica de zirconio cementada con tratamiento de superficie químico o Primer MDP presento los valores de mayor resistencia adhesiva de los 3 grupos con un valor promedio de 15.9 MPa. Demostrando una diferencia significativa en relación al grupo Arenado <p:0>.
- La resistencia al cizallamiento de la cerámica de zirconio cementada con tratamiento de superficie triboquímico o sistema rocatec evidencio una diferencia significativa comparada con el grupo arenado <p:0> y el grupo Primer MDP<p:0> presentando mayores valores de resistencia adhesiva que el primero y menores que el segundo respectivamente.

6.2 Recomendaciones

- Realizar un estudio donde se combinen los diferentes tipos de tratamientos de superficie en zirconio.
- Realizar estudios donde se haga uso de ciclos de termociclaje como un complemento contundente de la información inicial.
- Incluir dentro del estudio mayor número de tratamientos de superficie para obtener un mayor grado de comparación.

7. Referencias Bibliográficas

- (1) Corrado Piconi, Lia Rimondini, Loredana Cerroni. El zirconio en odontología. Amolca 2011
- (2) Fabrizio Montagna, Maurizio Barbesi. Ceramicas, zirconio y CAD\CAM. Amolca 2013
- (3) Vladimir Valenzuela Aranguiz. Patricio Romero Vidal. Efectos del Rocatec y Z-Prime Plus como Elementos de Unión en la Resistencia a la Tracción de Porcelanas de Oxido de Zirconio. Revista Dental de Chile 2011; 102 (1) 27-31.
- (4) Diana Margarita Echeverri. Palomino Garzón Rayo. cementation of structures for zirconia-based fixed partial dentures. revista facultad de odontología universidad de antioquia - vol. 24 no 2 - primer semestre, 2013.
- (5) Díaz-Romeral Bautista, Pablo; Orejas Pérez; Jaime; López Soto, Enrique; Veny Ribas, Teresa. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. Cient. dent., Vol. 6, Núm. 2, Agosto 2009. Págs. 137-151.
- (6) Humberto José Guzmán B. Artículo de revisión. Protocolos para la cementación adhesiva de restauraciones cerámicas: Una revisión actualizada 2013. Odontos.
- (7) Ramez Shahin, Matthias Kern. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. Dental materials 26 (2010) 922-928.
- (8) Verena Preis, Michael Behr. Influence of cementation on in vitro permormance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM frabricated ZLS molar crowns. Dental materials 31 (2015) 1363-1369
- (9) Tribological behaviour of glass-ceramics reinforced by Ytria Stabilized Zirconia. KellyJR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. Ann Rev Mater Sci 1997;27:443-68. Stachowiak GB, StachowiakGW, EvansP. We arand friction characteristics of ion-implanted zirconiaceramics.Wear2000;241:220-7
- (10) Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/ cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? Dental Materials 2011;27:71-82.
- (11) Ernest mallat callís. Protesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Elsevier España S.A. 2007.

- (12) Elio Mezzomo, Roberto Makoto Suzuki. Rehabilitacion oral contemporánea. 1ra edición Amolca. 2010.
- (13) Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis: Elsevier Science 2003
- (14) Powers, J.M. Materiais Dentários Restauradores. 11 ed. Sao Paulo: Ed Santos. 2004.
- (15) Craig RG. Powers J.M. Whataha J.C. Materiais Dentários: Propiedades e manipula~ao. 7 ed. Sao Paulo: Ed Santos, 2002.
- (16) Van Noort, K. Introduciio aos materiais Dentários. 2 ed. Porto Alegre: Artmed. 2004.
- (17) Pascotto, RC; Navarro, M. EL. Aplicaciones clinicas dos cimentos de ionomero de vidro. In: GOMES et al. Estética em clínica odontológica. Curitiba: editora Maio. 2004.
- (18) Busato AL. S et al. Dentística, Novos Principios Reatauradores. Sao Paulo: Artes Médicas. 2004.
- (19) Goodacre CJ, Bernal G, kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 2003.
- (20) Zidan O. Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. J Prosther Dent. 2003.
- (21) Piemjai M. Effect of seating force, margin design and cement on marginal sea! and retention of complete metal crowns. Int J Prosthodont 2001.
- (22) Gernhardt CR, Bekes K, Schaller HG. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: An in vitro study anda case report. Quintessence Int 2005.
- (23) White SN, Kipnis V. effect of adhesive liting agents on the marginal seating of cast restorations. J. Prosthet Dent 1993.
- (24) Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space for resin liting cements. Int. J. Prosthodont 1994.
- (25) Gu X, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-cerarnic crowns: influence of luting agents and aging conditions. Int J Prosthodont 2003.
- (26) Peutzfeldt A. Dual-cure resin cements: In vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume and light curing. Acta Odontol Scand 1995.
- (27) Ronald L. Sakaguchi. John M. Powers. Craig's Restorative Dental Materials. 13th Ed. Elsevier. 2012.
- (28) Gómez M. y Campos A. Histología y embriología bucodental. Buenos Aires. Médica panamericana, 1999.
- (29) Padrós E, Padrós JL, Manero JM. Los fastidiosos enigmas de la adhesión dentinaria (nuevas reflexiones). Ideas y Trabajos Odontoestomatológicos 2000.
- (30) Petrie CS, Eick JD, Williams K, Spencer P. A comparison of three alloy surface treatments for resin-bonded prostheses. J Prosthodont 2001.
- (31) Parsa RZ, Goldstein GR, Barrack GM, LeGeros RZ. An in vitro comparisin of tensile bond strengths of noble and base metal alloys to enamel. J Prosthet Dent. 2003.
- (32) Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a !ayer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-cerarnic systems. J Prosthet Dent 2005.
- (33) Stewart GP, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. J Prosthet Dent 2002.
- (34) Della Bona A, anusavice KJ, Mecholsky JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. Dent Mater. 2003.

- (35) Ozcan M, Vallitu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003.
- (36) Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003.
- (37) Blatz M, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 2004.
- (38) Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent* 2005.
- (39) Ernst C. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005.
- (40) Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber and zirconia. *J Adhes Dent* 2003.
- (41) Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009; 40(8): 655-662.
- (42) Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 93(6): 551-558.
- (43) Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96(2): 104-114.
- (44) Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 (Suppl 3): 193-204.
- (45) Ashizuka M, Kiyohara H, Okuno T, Kubota Y. Fatigue behavior of tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP) containing 2 and 4 mol% Y₂O₃ (Part 2). *J Ceram Soc Jpn Inter Ed*, 1988; 96: 731-736.
- (46) Papia E, Larsson C, Toit M, Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res Part B* 2013;102:395-413.
- (47) Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2010;26: 426e32.
- (48) Demir N, Subasi MG, VOzturk N. Surface roughness and morphologic changes of zirconia following different surface treatments. *Photomed Laser Surg* 2012;30:339e45.
- (49) Monaco C, Cardelli P, Scotti R, Valandro LF. Pilot evaluation of four experimental conditioning treatments to improve the bond strength between resin cement and YTZP ceramic. *J Prosthodont* 2011;20:97e100.
- (50) Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007;23:45e50.
- (51) Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent* 2010;104:98e104.
- (52) Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 2009 Nov;37(11):891e7. See comment PubMed Commons below.
- (53) Javid A, Hasani A, Golshani G. Selective removal of heavy metals from ferric chloride caused by etching process by using sulfide precipitation. *Environ. Sci Tech* 2004;20:35e45.

- (54) Akyl M, Uzun I, Bayimdir F. Bond strength of resin cement to yttrium stabilized tetragonal zirconia treated with air abrasion, silica coating and Laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010;28:801e8.
- (55) Kasraei S, Rezaei L, Heidari B, Vafae F. Bond strength of resin cement to CO₂ and Er:YAG lasertreated zirconia ceramic. *Restor Dent Endod* 2014 Nov;39(4):296e302.
- (56) Jevnikar P, Krnel K, Kocjan A, Funduk N, Kosmac T. The effect of nano-structured alumina coating on resin-bond strength to zirconia ceramics. *Dent Mater* 2010 Jul;26(7):688e96.
- (57) Külünk T, Külünk S1, Baba S, Oztürk O, Danis, man S, Savas, S. The effect of alumina and aluminium nitride coating by reactive magnetron sputtering on the resin bond strength to zirconia core. *J Adv Prosthodont* 2013 Nov;5(4): 382e7.
- (58) Matinlinna JP, Lassila LV, Oözcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int. J. Prosthodont* 2004;17:155e64.
- (59) Ntala P, Chen X, Niggli J, Cattell M. Development and testing of multi-phase glazes for adhesive bonding to zirconia substrates. *J Dent* 2010;38:773e81.
- (60) Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2010;26:426e32.
- (61) Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res* 2008;87: 666e70.
- (62) Shahin R, Kern M. Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after fastened aging. *Dent Mater* 2010;26:922e8.
- (63) de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater* 2009;25:172e9.
- (64) Cantoro A, Goracci C, Vichi A, Annalisa Mazzoni A, Fadda G, Ferrari M. Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dent Mater* 2011;2(7):e197e204.
- (65) Piascik JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a noval surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent Mater* 2011;27(5):e99e105.
- (66) Akıslı I, Oözcan M, Nergiz I. Resistance of core materials against torsional forces on differently conditioned titanium posts. *J Prosthet Dent* 2002;88: 367e74.
- (67) Kajdas CK. Importance of the triboemission process for tribochemical reaction. *Trib Int* 2005;38:337e53.
- (68) Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B: Appl Bio- mater* 2004;71:166e71.
- (69) Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Van Thompson P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2004;71:381e6
- (70) Oözcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19:725e31.
- (71) Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 2004;29:60e8.
- (72) Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;93:551e8.
- (73) Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005;30:382e8.
- (74) Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195e200.

- (75) 3MESPE; Rocatec bonding system scientific product profile. Adaptado de: <https://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf>
- (76) Subash M. Reddy, D. Vijitha, T. Deepak, R. Balasubramanian, A. Satish; Evaluation of Shear Bond Strength of Zirconia Bonded to Dentin After Various Surface Treatments of Zirconia; J Indian Prosthodont Soc. 2014 Mar; 14(1): 38–41.
- (77) Stanley J. Nelson, Major M. Ash. Wheeler, anatomía, fisiología y oclusión dental. 9na Ed. Elsevier España, 2009.
- (78) Goracci C., Sadek F., Monticelli F., Cardoso P., Ferrari M.; Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens structural integrity and their measured bond strengths Dental Materials (2004) 20, 643–654.
- (79) 3MESPE; Single Bond Universal Adhesivo de resina universal Ficha Técnica. Adaptado de: <http://www.3msalud.cl/odontologia/files/2012/11/Dental-Single-Bond-Universal.pdf>
- (80) 3MESPE; Single Bond 2 Adhesivo de resina Ficha Técnica Adaptado de: <http://multimedia.3m.com/mws/media/276868O/adper-single-bond-2-technical-profile.pdf>
- (81) BISCO; Z PRIME PLUS Instructions for Use. Adaptado de: http://www.bisco.com/assets/1/22/Z_Prime_Plus_Spanish4.pdf
- (82) 3MESPE; Elipar S10LED Curing Light Technical Data Sheet. Adaptado de: <http://multimedia.3m.com/mws/media/575877O/elipartm-s10-led-curing-light.pdf>.
- (83) Inokoshi, M. De Munck, J. Minakuchi, S. Van Meerbeek, B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics, Journal of Dental Research Volume 93, Issue 4, April 2014, Pages 329-334
- (84) Özcan, M, Bernasconi, M, Adhesion to zirconia used for dental restorations: A systematic review and meta-analysis, Journal of Adhesive Dentistry Volume 17, Issue 1.
- (85) Heikkinen, T. T. Matinlinna, J. P., Vallittu, P. K., Lassila, L. V. J., Long term water storage deteriorates bonding of composite resin to alumina and zirconia short communication, Open Dentistry Journal Volume 7, Issue 1, 2013, Pages 123-125
- (86) Merve C, Akırbay Tanış a, Canan Akaya* and Duygu Karakıs, Resin cementation of zirconia ceramics with different bonding agents, Biotechnology & Biotechnological Equipment, 2015. Vol. 29, No. 2, 363-367,
- (87) Putsadeeporn thammajaruk, masanao inokoshi, shanley chong, Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. Volume 80, April 2018, Pages 258-268
- (88) Akin, H, Tugut, F. Akin, G. E. Guney, U. Muta, B, Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics, lasers in Medical Science Volume 27, Issue 2, March 2012, Pages 333-338.