

### **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**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE RESISTENCIA A FUERZAS DE  
CIZALLAMIENTO DE DIFERENTES SISTEMAS CERAMO-CERÁMICOS.**

**NELSON MAURICO CORDERO RUEDA  
CESAR ROLANDO NIETO REYES  
HENRY SAYAGO PRATO**

**Director  
BERNARDO ENRIQUE MESA GOMEZ**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS  
DIVISION CIENCIAS DE LA SALUD  
ESPECIALIZACION EN REHABILITACION ORAL  
BUCARAMANGA  
2015**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE RESISTENCIA A FUERZAS DE  
CIZALLAMIENTO DE DIFERENTES SISTEMAS CERAMO-CERÁMICOS.**

**NELSON MAURICO CORDERO RUEDA  
CESAR ROLANDO NIETO REYES  
HENRY SAYAGO PRATO**

**Proyecto de grado como requisito para optar el título de:  
Especialista en Rehabilitación Oral**

**UNIVERSIDAD SANTO TOMAS  
DIVISION DE CIENCIAS DE LA SALUD  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
BUCARAMANGA  
2015**

## Tabla de contenido

I. INTRODUCCIÓN.....	5
II. MARCO TEÓRICO .....	7
II.A. Marco referencial.....	7
II.A.1 <i>Historia de la cerámica</i> .....	7
II.A.2. <i>Composición de la cerámica</i> .....	8
II.B Clasificación de las cerámicas. ....	10
II.B.1. <i>Clasificación según la temperatura de fusión</i> .....	10
II.B.2. Clasificación según su composición química .....	11
II.B.3. Clasificación según sistema de procesado o técnica de aplicación de la cerámica. ....	14
III. HIPÓTESIS .....	15
IV. OBJETIVOS.....	16
I.A. Objetivos general. ....	16
I.A.1. <i>Objetivos específicos.</i> .....	16
V. MATERIALES Y MÉTODOS .....	17
V.A. Tipo De Estudio.....	17
V.B Muestra. ....	17
V.B.1 <i>Muestreo: No probabilístico por conveniencia.</i> .....	17
V.B.2. <i>Tamaño de la Muestra.</i> .....	17
V.C. Criterios De Selección .....	17
V.C.1. Criterios de Inclusión .....	17
V.C.2. Criterios de Exclusión. ....	17
V.D. Variables. (Ver apéndice A).....	17
V.E. Procedimiento. ....	18
V.E.1. <i>Modelo Experimental</i> .....	18
V.E.2 <i>Dispositivo para la medición y toma de registro.</i> .....	19
V.F. Prueba Piloto. ....	20
V.G. Procesamiento Y Análisis De Datos .....	20
V.H Consideraciones Éticas. ....	20
VI. RESULTADOS. ....	23
VII. DISCUSIÓN.....	26
CONCLUSIONES.....	28
RECOMENDACIONES.....	29
BIBLIOGRAFIA .....	30

## **ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE RESISTENCIA A FUERZAS DE CIZALLAMIENTO DE DIFERENTES SISTEMAS CERAMO-CERÁMICOS.**

### **I. INTRODUCCIÓN**

En la actualidad los materiales de uso odontológico están en una constante evolución, y la búsqueda del material restaurador que cumpla con los requisitos ideales de estética, función y biocompatibilidad es tal vez la razón de esa constante.

Durante los últimos años, los materiales cerámicos utilizados para la restauración en prótesis fija, no son ajenos a esta rápida evolución y al igual que muchos otros materiales han desarrollado una amplia gama de opciones en el área restaurativa.<sup>1,2</sup> Esta evolución en los sistemas cerámicos ha llegado a plantear el cambio de la cofia metálica sobre la cual se aplica la porcelana por estructuras completamente cerámicas.<sup>1</sup> Por lo que se hace necesario conocer y establecer comparaciones en sus propiedades físicas y mecánicas alcanzando el máximo entendimiento de los sistemas Ceramo-cerámicos, para que sirvan de guía en el proceso de selección de los diferentes sistemas de acuerdo con las necesidades estético-funcionales específicas para cada paciente.<sup>2</sup>

La rápida evolución que viven los materiales cerámicos y la demanda en odontología estética obligan al profesional a conocer y entender las diferentes opciones que provee el mercado, para seleccionar el material indicado para llevar a cabo el proceso restaurativo.<sup>2</sup> Es así, que las restauraciones libres de metal han mejorado su potencial para que puedan ser usadas en coronas y prótesis parcial fija en posteriores y no sólo ser exclusiva para la confección de coronas anteriores.<sup>2,3</sup>

Las fuerzas tangenciales de deslizamiento o de cizallamiento están presentes en toda la fisiología del sistema estomatognático, actualmente han sido poco utilizadas pero se genera una fuerte tendencia a su utilización como pruebas muy idóneas para estudiar la resistencia de las uniones entre materiales.<sup>1,5</sup> La unión de la porcelana a los diferentes sustratos varían para cada uno de ellos, lo que permite formular la siguiente pregunta ¿Qué tan resistente es la unión entre los diferentes tipos de sustrato para cerámica a las fuerzas tangenciales, de deslizamiento o de cizallamiento? ya que este tipo de fuerzas mecánicas están presentes en la fisiología del sistema estomatognático.<sup>1</sup>

Con respecto a la fuerza, durante la masticación el esfuerzo máximo en zona de posteriores, equivale a 500 Newtons, lo que ha hecho que los materiales odontológicos hoy por hoy puedan resistir el doble.<sup>2</sup> El estándar de resistencia de la unión de sistemas para

restauraciones libres de metal es (ISO6872: 1995, DIN13925) y para restauraciones metal-cerámica es (DIN ENISO9693: 1995/ISO9693: 1999) equivalente a 25 MPa, por lo que la prueba de cizallamiento ha sido propuesta por varios autores para evaluar la adhesión de los materiales dentales,<sup>4,5</sup> especialmente propuesto por Vega del Barrio, quien inicialmente comparó la resistencia al cizallamiento de la unión de diferentes sistemas cerámicos, el cual fue considerado como el estudio guía para la realización del presente trabajo, ya que como ultima consideración, el autor propone a otros autores definir qué tipo de fractura (cohesiva ó adhesiva) se presenta en los diferentes grupos cerámicos bajo fuerzas de cizallamiento, siendo un interesante objeto de estudio; por lo tanto la presente investigación estuvo basada en los resultados de Vega del Barrio para el desarrollo de los métodos de investigación y la resolución de la propuesta hecha por el autor anterior.

La relevancia del presente proyecto de investigación, es comparar y conocer las diferencias entre cada uno de los sistemas cerámicos, y determinar cuál de los sistemas ceramo-cerámicos, tiene mayor adhesión y por lo tanto mayor resistencia a las fuerzas tangenciales, resultados que servirán como guía al profesional para establecer cuál de los sistemas es el adecuado para su uso clínico.

La factibilidad de este estudio descriptivo in vitro, está determinada por el personal idóneo con que cuenta la Universidad santo Tomas, además de los equipos requeridos para la realización de las pruebas de la investigación contando con la facultad de ingeniería mecatrónica. Adicionalmente, los resultados aportaron conocimiento a la línea de materiales dentales del grupo de investigación Morfofisiología y Sistema estomatognático.

## II. MARCO TEÓRICO

### II.A. Marco referencial

La palabra cerámica deriva del griego "keramos" que significa "alfarero ó cerámica".<sup>6</sup> La Sociedad Americana de cerámica la define como: un material inorgánico, no metálico de naturaleza cristalina, son compuestos que se forman entre elementos metálicos y no metálicos como el aluminio y el oxígeno (alúmina-  $Al_2O_3$ ), calcio y oxígeno (Calcio ó CaO), el silicio y el nitrógeno (nitrito-  $Si_3N_4$ ).<sup>6,7</sup>

Existen hallazgos del uso de la cerámica por el hombre desde hace aproximadamente 23.000 años a.C.<sup>8</sup> La porcelana de uso dental es un tipo de cerámica más dura y translúcida, su uso en la odontología inicia a finales del siglo XVIII reemplazando los materiales utilizados hasta esa fecha para el reemplazo de los dientes perdidos como madera, hueso, marfil, clavos y dientes de cadáveres.<sup>7,8</sup>

La cerámica dental es ampliamente utilizada en odontología debido a sus propiedades mecánicas ópticas térmicas y químicas.<sup>9</sup> Propiedades deseables como: la inercia química, biocompatibilidad, estética, resistencia a la compresión, estabilidad de color, conductividad térmica, resistencia a la abrasión.<sup>9</sup> El interés en el uso de las cerámicas se ha incrementado en las últimas décadas no sólo por sus propiedades físicas, también por ser una alternativa al uso de restauraciones libres de metal en especial en pacientes con alergia.<sup>9</sup>

#### II.A.1 Historia de la cerámica

El primer tipo de cerámica descubierto fue barro quemado a bajas temperaturas que se caracteriza por ser porosa. El segundo tipo fue una arena descubierta en China aproximadamente 100 años a.C., se caracterizó por ser un material más resistente e impermeable al agua. Un tercer material fue la porcelana obtenida de la fusión de la arcilla blanca del sudeste de china con una "piedra de java" que produce un material blanco y translúcido con resistencia superior a los anteriores. En Europa se dio a conocer en 1375 y se difundió rápidamente por el continente.<sup>10</sup>

La primera referencia de uso de porcelana como material restaurador, fue en 1774 por un farmacéutico francés llamado Alex Duchateau, insatisfecho por la decoloración de los dientes de marfil de su prótesis, quien noto que la porcelana glaseada que usaba en su laboratorio resistía a la decoloración y la abrasión.<sup>8,10</sup>

Dubois de Chémant mejoró y modificó la composición de la pasta de porcelana consiguiendo mejorar la contracción de la porcelana en 1778<sup>9, 10</sup>. La técnica de la porcelana fue desarrollada posteriormente por Josiad Wedwood, Robert Balcked, Joseph Fox, y Pierre Fauchard.<sup>10</sup>

En 1808, Giuseppangelo Fonzi, un dentista italiano, descubrió el método para producir dientes unitarios con contención de pernos metálicos denominados ñinocorruptibles terrometálicas.<sup>7-9</sup>

En 1838 Wildman consigue una porcelana que asemejaba mejor el color de los dientes naturales.<sup>10</sup> Murphy en 1839 introduce las restauraciones metal cerámicas<sup>9, 10</sup>. Charles Land, en 1889 confecciona la primera chaqueta de porcelana.<sup>7,9,10</sup>

En 1910 se publican las propiedades de las cerámicas odontológicas mostrando las limitaciones en prótesis fija por la baja resistencia a las fuerzas de cizallamiento.<sup>10</sup> Las primeras aleaciones para prótesis metalocerámicas contenían 88% en oro para confeccionar prótesis que serán sometidas a grandes esfuerzos.<sup>10</sup>

Las veneers fueron descritas en 1928 cuando el Dr. Charles Pincus utilizan las carillas de porcelana para los actores de Hollywood<sup>9</sup>. En la década de 1950, las adiciones a la porcelana de leucita aumentaron el coeficiente de expansión térmica (CTE) de la porcelana para permitir su fusión con subestructuras de aleaciones de oro.<sup>9</sup> Weinstein adiciona leucita para contrarrestar la expansión térmica.<sup>10</sup>

1980 aparecen los sistemas libres de metal y de contracción controlada y las restauraciones In ceram como avance tecnológico.

## ***II.A.2. Composición de la cerámica***

Las porcelanas dentales independiente del tipo están constituidas por tres elementos fundamentales, cuya proporción varía en función de las propiedades que se quieren obtener o modificar, y son: feldespato (75-85%), cuarzo (sílice) (12-22%) y caolín o arcilla blanca (3.5%)<sup>7, 10, 11</sup>.

### ***II.A.2.a. Feldespato***

Los feldespatos son el material que comúnmente aparece en la formación de las rocas y constituye del 50% al 60% de la corteza terrestre. La estructura de los feldespatos pertenece al grupo de los silicatos, en el cual los iones  $Si_{4+}$  son reemplazados por iones  $Al_{3+}$  y la valencia es equilibrada por iones  $Na_{+}$ ,  $K_{+}$  o  $Ca_{2+}$ .<sup>8, 10 - 13</sup> Los feldespatos son el principal responsable de la formación de la matriz vítrea. En la naturaleza se halla en forma de una mezcla de feldespato potásico (ortosa:  $K_2 O Al_2 O_3 6Si O_2$ ) y el feldespato sódico (albita:  $Na_2 O Al_2 O_3 6Si O_2$ ). Su proporción relativa en la masa de porcelana determinará la

proporción existente entre el Na y el K y, por lo tanto la temperatura de fusión y viscosidad. Los feldespatoides se derivan de los feldespatos y el contenido en sílice es menor.<sup>8, 10 ó 13</sup>

El feldespato potásico se halla en la mayor parte de los sistemas cerámicos actuales debido a la translucidez que genera en la porcelana cocida. Aumenta la viscosidad del vidrio fundido y, por lo tanto, controla la fluidez de la porcelana durante la sintonización (Así, no se pierde la forma modelada). El feldespato sódico disminuye la temperatura de fusión de la porcelana y facilita su fluidez. No contribuye a la translucidez por lo que tiene menos interés.<sup>8, 10 - 14</sup>

#### ***II.A.2.b. Sílice***

La sílice es otro componente importante de la cerámica, para esta se utilizan los cristales puros de cuarzo ( $\text{SiO}_2$ ). En el cuarzo puede haber pequeñas cantidades de hierro como en el feldespato y se deben eliminar. La preparación es similar a la del feldespato, pero a diferencia de este, la sílice se tritura hasta conseguir partículas lo más pequeñas posibles.<sup>15</sup>

La sílice permanece inalterada a las temperaturas utilizadas para la cocción, esto es lo que confiere estabilidad a la masa durante el calentamiento y crea el armazón de los otros componentes. Además, la sílice estabiliza la estructura a altas temperaturas por lo que también ayuda a mantener la forma modelada y aumenta la resistencia.<sup>15</sup>

#### ***II.A.2.c. Caolín***

El caolín ( $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2\text{-2H}_2\text{O}$ ) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespato, dando como resultado el silicato de potasio soluble; durante este proceso el residuo queda depositado en forma de arcilla.<sup>15</sup> Esta arcilla luego de varios procesos de lavado, se deja sedimentar y después de secada y tamizada se logra un material en forma de polvo blanco, listo para su uso. El caolín le otorga opacidad a las cerámicas, al calentarse a altas temperaturas se adhiere a la estructura constituida por partículas de cuarzo y se contrae considerablemente.<sup>15</sup>

#### ***II.A.2.d. Pigmentos***

Los pigmentos generalmente son polvos sueltos que se agregan en pequeñas cantidades para obtener las diferentes tonalidades de color necesarias para imitar de manera idónea el color de los dientes naturales. Se obtienen triturando conjuntamente óxidos metálicos con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno y volviendo a triturarla hasta adquirir el material en forma de polvo.<sup>8, 10 ó 13</sup> Los pigmentos normalmente utilizados son el óxido de titanio (tonos marrón amarillentos), el óxido de uranio (amarillo anaranjado), el óxido de

hierro y níquel (marrón), cobalto (azul), óxido de cobre y de cromo (verde) y el óxido de manganeso (grisáceo). El óxido de estaño se utiliza para aumentar la opacidad.<sup>8, 10 6 13</sup>

## **II.B Clasificación de las cerámicas.**

### ***II.B.1. Clasificación según la temperatura de fusión***

La temperatura de fusión ha sido la forma clásica de clasificar las cerámicas y según esto se diferencian cinco tipos:

#### ***II.B.1.a. Cerámicas de alta fusión (1300°C-1370°C):***

Está indicada para la producción industrial de dientes, mejor resistencia, mayor translucidez, menor solubilidad y soportan muy bien modificaciones repetidas, su inconveniente es el gasto energético elevado.<sup>7, 10</sup>

#### ***II.B.1.b. Cerámicas de media fusión (1100°C-1300°C)***

Se utilizan como núcleo de elaboración de coronas Jacket. Tienen como ventaja un menor intervalo de fusión, menor cambio dimensional al enfriar, menor porosidad superficial y menor cantidad de grietas superficiales, su inconveniente es la deformación de la porcelana durante las reparaciones repetidas.<sup>7, 10</sup>

#### ***II.B.1.c. Cerámicas de baja fusión (850°C -1100°C)***

Se utilizan como recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramo-metálicas, ventaja un menor intervalo de fusión, menor cambio dimensional al enfriar, menor porosidad superficial y menor cantidad de grietas superficiales, su inconveniente es la deformación de la porcelana durante las reparaciones repetidas.<sup>7, 10</sup>

#### ***II.B.1.d. Cerámica de muy baja fusión (<850°C)***

Utilizadas en combinación con metales como el titanio para pequeñas rectificaciones de puntos de contacto, anatomía oclusal y ángulos, tiene como ventaja mejorar las propiedades de las cerámicas de media y de baja fusión<sup>7, 10</sup>

#### ***II.B.1.e. Cerámicas a temperatura ambiente***

Se utiliza para el procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis no se conocen datos de sus desventajas a mediano plazo<sup>7, 10</sup>

## II.B.2. Clasificación según su composición química

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina. La gran mayoría de las cerámicas dentales, tienen una estructura mixta, es decir, son materiales compuestos formados por una matriz vítrea en la que se encuentran inmersas partículas de minerales mayor.<sup>15,16</sup>

Es importante señalar que la fase vítrea es la responsable de la estética de la porcelana mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por lo tanto, la microestructura de la cerámica tiene una gran importancia clínica ya que el comportamiento estético y mecánico de un sistema depende directamente de su composición. Químicamente, las porcelanas dentales se pueden agrupar en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y circoniosas.<sup>15,17-20</sup>

### II.B.2.a. Cerámicas feldespáticas

El feldespato es el compuesto principal, responsable de la formación de la matriz vítrea formado por silicatos de aluminio combinados con metales. En sus valencias libres se combina con Na, K y Ca, que a su vez actúan como fundentes para ayudar a la formación de la fase vítrea. El feldespato no existe puro como tal en la naturaleza, sino que se presenta como feldespato potásico o sódico.<sup>8,11</sup> Dentro de los amplios grupos de los feldespatos hay uno con menor proporción de sílice, como la leucita (silicato de aluminio y potasio), que aparece a ciertas temperaturas y no suele aparecer como tal mineral en la naturaleza.<sup>8,19</sup>

El feldespato al descomponerse en vidrio es el responsable de la translucidez de la porcelana. El cuarzo constituye la fase cristalina. El caolín confiere plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida. Además, para disminuir la temperatura de sinterización de la mezcla siempre se incorporan fundentes. Al tratarse básicamente de vidrios, poseen unas excelentes propiedades ópticas y nos permiten conseguir buenos resultados estéticos; pero al mismo tiempo son frágiles y, por lo tanto, no se pueden usar en prótesis fija sino se apoyan sobre una estructura. Debido a esto, estas porcelanas se usan principalmente como recubrimiento de estructura metálicas o cerámicas. Entre ellas encontramos:

- **Optec-HSP (Jeneric), Fortress (Myron Int), Finesse AllCeramic (Dentsply) e IPS Empress I (Ivoclar)**

Su resistencia está dada por una dispersión de microcristales de leucita, ubicados de forma uniforme en la matriz vítrea. La leucita refuerza la cerámica ya que al enfriarse sus partículas sufren una reducción volumétrica porcentual mayor que el vidrio circundante. Esta diferencia de volumen genera unas tensiones residuales que son las responsables de contrarrestar la propagación de grietas.<sup>8,11,19</sup>

- **IPS Empress II (Ivoclar)**

Es una cerámica feldespática reforzada con disilicato de litio y ortofosfato de litio. La presencia de estos cristales mejora la Resistencia y aumenta la opacidad de la cerámica, por esto se utiliza solamente para la estructura interna de la restauración, si se quiere obtener un buen resultado estético es necesario recubrir este núcleo con una porcelana feldespática convencional.<sup>8,11</sup>

- **IPS e.max Press/CAD (Ivoclar)**

Son cerámicas feldespáticas reforzadas solamente con cristales de disilicato de litio, ofrecen una resistencia a la fractura mayor que la empres II, debido a la homogeneidad de la fase cristalina, al igual que la anterior, si se quiere obtener excelente estética se requiere el recubrimiento de una porcelana convencional por capas.<sup>8,11</sup>

### ***II.B.2.b. Cerámicas aluminosas***

Al incorporar a la porcelana feldespática cantidades importantes de óxido de aluminio reduciendo la proporción de cuarzo, se obtuvo un material con una microestructura mixta en la que la alúmina, al tener una temperatura de fusión elevada, permanecía en suspensión en la matriz. Estos cristales mejoraron extraordinariamente las propiedades mecánicas de la cerámica, lo que permitieron la fabricación de coronas totalmente cerámicas.<sup>8,11,21</sup>

Sin embargo, se observó que este incremento de óxido de aluminio provocaba en la porcelana una reducción importante de la translucidez, pero con mejores características estéticas que la zirconia,<sup>14</sup> que obligaba a realizar tallados agresivos para alcanzar una buena estética. Cuando la proporción de alúmina supera el 50% se produce un aumento significativo de la opacidad. Por este motivo, en la actualidad las cerámicas de alto contenido en óxido de aluminio se reservan únicamente para la confección de estructuras internas, siendo necesario recubrirlas con porcelanas de menor cantidad de alúmina para lograr un buen mimetismo con el diente natural. Los sistemas más representativos son:<sup>8,11</sup>

La alúmina es más resistente que la cerámica vítrea pero más débil que la zirconia.<sup>14</sup>

- **In-Ceram Alúmina (Vita)**

Introducida en 1989, compuesta en un 99% por óxido de aluminio, sin fase vítrea. Sin embargo, el material resultante se infiltra con un vidrio que se difunde a través de los cristales de alúmina por acción capilar para eliminar la porosidad residual. Esto permite obtener un núcleo cerámico más resistente a la flexión.<sup>9</sup> Está disponible en bloques para ser fresado con CEREC.<sup>14</sup> La resistencia a la flexión es de 480 -530 Mpa, Está indicada para dientes posteriores donde la estética no es primordial.<sup>14</sup> Pueden ser cementadas de manera convencional o mediante cementación adhesiva.<sup>14</sup>

- **In-Ceram Spinell (Vita)**

Se introdujo en 1994.<sup>14</sup> Incorpora magnesio a la fórmula anterior. El óxido de magnesio (28%) junto con el óxido de aluminio (72%) forma un compuesto denominado espinela ( $MgAl_2O_4$ ). La principal ventaja de este sistema es su excelente estética dado por cristales que por sus características ópticas isotrópicas son más translúcidos que los de alúmina.<sup>8, 14</sup> Sin embargo, estas cofias presentan un 25% menos de resistencia a la fractura que las anteriores. Por lo tanto, está indicado solamente para elaborar núcleos de coronas en dientes vitales anteriores.<sup>8, 14</sup> Está indicado para restauración de dientes anteriores.<sup>14</sup>

- **In-Ceram Zirconia (Vita)**

Es una modificación del sistema In ceram alúmina, se caracterizan por una elevada resistencia, ya que sus estructuras están confeccionadas con un material compuesto de alúmina (67%) reforzada con Zirconia (33%) e infiltrado posteriormente con vidrio. El óxido de circonio aumenta significativamente la tenacidad y la tensión umbral de la cerámica aluminosa hasta el punto de permitir su uso en puentes posteriores.<sup>9</sup> Su resistencia a la flexión es de 677 Mpa.<sup>14</sup> Para su cementación se recomienda arenar y utilizar cementos a base de resina. Su indicación es para la restauración de dientes anteriores como posteriores. Presenta aceptable adaptación marginal y desgasta en un 74% menos, que la porcelana feldespática tradicional.<sup>14</sup>

- **Procera Ulceran (Nobel Biocare)**

Emplea una alúmina de elevada densidad y pureza (>99,5%). Sus cofias se fabrican mediante un proceso industrial de prensado isostático en frío y sintonización final a 1550° C. El resultado es una cerámica con una alta resistencia mecánica porque al desaparecer el espacio residual entre los cristales se reduce la aparición de fisuras.<sup>8</sup>

### ***II.B.2.c. Cerámicas circoniosas***

Este grupo es el más novedoso. Estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de Itrio (5%). El óxido de circonio ( $ZrO_2$ ) también se conoce químicamente con el nombre de circonia o circona. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina.<sup>10</sup>

La principal características es su elevada tenacidad, debido a que su microestructura es totalmente cristalina y posee un mecanismo de refuerzo denominado (transformación resistente). Este fenómeno descubierto por Garvie & Cols. en 1975, y consiste en que la circonia totalmente ó parcialmente estabilizada ante un zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal

a monoclinica, adquiriendo un volumen mayor. De este modo, se aumenta localmente la resistencia y se evita la propagación de la fractura.<sup>10, 14</sup> Poseen una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, superando con un amplio margen al resto de cerámicas. Por ello, a la circonia se le considera el acero cerámico. A este grupo pertenecen las cerámicas dentales de última generación:<sup>10, 14</sup>

- **DC-Zircon (DCS), Cercon (Dentsply), In-Ceram YZ (Vita), Procera Zirconia (Nobel Biocare), Lava (3M Espe), IPS e.max Zir- CAD (Ivoclar), etc**

Al igual que las aluminosas de alta resistencia, estas cerámicas son muy opacas y por ello se emplean únicamente para fabricar el núcleo de la restauración, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética. Recientemente, se ha demostrado que la circonia tetragonal metaestable en pequeñas proporciones (10-15%) refuerza la alúmina de forma significativa. Estos (composites) altamente sinterizados alcanzan unos valores de tenacidad y de tensión umbral mayores que los conseguidos por la alúmina y la circonia de forma individual. Además, tienen una adecuada dureza y una gran estabilidad química. Así pues, estos biomateriales de alúmina-circonia se presentan como una alternativa a tener en cuenta en el futuro para la confección de restauraciones cerámicas.<sup>10,22</sup>

### **II.B.3. Clasificación según sistema de procesado o técnica de aplicación de la cerámica.**

#### ***II.B.3.a Con soporte metálico.***

Es una nueva forma de clasificar las cerámicas siguiendo las distintas posibilidades de realizar el soporte metálico. Este soporte metálico sirve para reforzar mecánicamente la prótesis y de soporte en la cocción para anular la retracción de cocción por piro plasticidad de la fase vítrea.<sup>10</sup>

- Hoja de platino u oro.
- Fabricadas.
- Electro deposición.
- Cocida.

#### ***II.B.3.b. Sin soporte metálico.***

- Sobre revestimiento.
- Colada y vitrocerámica.
- Fabricada: CAD-CAM, Ultrasonidos.
- Inyectada: en caliente, en frío.
- Barbotina, cocida e infiltrada.

### **III. HIPÓTESIS**

El sistema cerámico de Disilicato de Litio presenta mayor fuerza de adhesión, por lo tanto es el material ideal frente a la resistencia contra la fuerza de cizallamiento.

## **IV. OBJETIVOS.**

### **I.A. Objetivos general.**

Comparar la resistencia de tres sistemas ceramo ó cerámicos, de acuerdo a fuerzas tangenciales o de cizallamiento.

#### ***I.A.1. Objetivos específicos.***

- Evaluar la resistencia en MPa a fuerzas tangenciales, de deslizamiento o de cizallamiento de la unión de estructuras ceramo - cerámicas
- Comparar los resultados entre los sistemas Ceramo-cerámicos y establecer cuál de los tres sistemas presenta mayor resistencia al cizallamiento
- Establecer qué tipo de falla (Adhesiva o Cohesiva) se presenta con mayor frecuencia en los sistemas cerámicos para alúmina, zirconio y disilicato de litio.

## V. MATERIALES Y MÉTODOS

### V.A. Tipo De Estudio.

Se realizó un estudio experimental in vitro, dado que se examinaron en el laboratorio de ingeniería mecatronica 4 grupos de los sistemas cerámicos más frecuentemente usados en odontología (metal base, zirconio, oxido de aluminio, disilicato de litio)

### V.B Muestra.

**V.B.1 Muestreo:** No probabilístico por conveniencia.

### *V.B.2. Tamaño de la Muestra.*

El tamaño de la muestra fue de 80 muestras divididas en 4 grupos teniendo como grupo control el metal base. Se tuvieron en cuenta los parámetros seguidos en el artículo publicado por Vega del Barrio JM. Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo.

### V.C. Criterios De Selección

#### V.C.1. Criterios de Inclusión

- Muestras que cumplan con los estándares de fabricación.
- Muestras que utilicen la porcelana indicada para cada sistema a emplear en este estudio.

#### V.C.2. Criterios de Exclusión.

- Muestras que presenten clínicamente líneas de fractura y porosidad.
- Cualquier sistema cerámico que no esté comercializado en el mercado local.
- Muestras cuya cerámica no corresponda al sustrato indicado.

### V.D. Variables. (Ver apéndice A)

Variable Dependiente.

- Adhesión

Variables independientes

- Fuerza de cizallamiento
- Falla cohesiva
- Falla adhesiva

- Tipo de material. (metal, disilicato, alumina, zirconio.)
- Carga.

## V.E. Procedimiento.

### V.E.1. Modelo Experimental

Inicialmente, entre los investigadores se realizó una estandarización sobre la forma en que se aplicarían los criterios de elegibilidad y se recogerían los datos de cada observación.

Se elaboraron un total de ochenta (80) cilindros de 7,9 mm de ancho por 15 mm de longitud, los cuales se dividieron en 4 grupos de 20 muestras cada uno, un correspondientes a los tres sistemas cerámicos y un grupo de 20 muestras correspondiente al metal base como grupo control, que se evalúan en el presente estudio así:

Grupo	Sistema Cerámico	Muestra	Técnica De Fabricación
1 MB1 hasta 20	Metal ó Base	20	Pre-Fabricado
2 ZR 1 hasta 20	Zirconio	20	Cad - Cam
3 AL 1 hasta 20	óxido de aluminio	20	Cad - Cam
4 DS 1 hasta 20	Disilicato de litio	20	Prensada

Para las muestras de Metal-base se utilizaron los cilindros pre-fabricados de la casa comercial BEGO-Wiron 99, que corresponde a un sistema de aleación metálica Cromo Níquel, 22.5% 65.0% respectivamente, sin Berilio conforme ISO 9693. Los cilindros para las muestras de zirconio se fabricaron mediante un proceso CAD-CAM (CEREC MCXL FRESADORA ESCANEADAS CON INEOS BLUE a partir de bloques pre-sinterizados (VITABLOCK YZ 40/19) con una composición de dióxido de zirconio 95%, los cuales se estabilizaron según las indicaciones de la casa comercial. Los cilindros para las muestras de Oxido de Aluminio, se obtuvieron a través del maquinado de bloques pre-sinterizados (Vita In Ceram Al 40) los cuales no requieren infiltrarse, (Sistema CEREC, MCXL FRESADORA, ESCANEADAS CON INEOS BLUE) fueron sinterizados según indicaciones de la casa comercial) Los cilindros para las muestras de Disilicato de Litio se elaboraron a partir del duplicado de los cilindros pre-fabricados de metal-base (WIRON 99-BEGO) mediante una matriz de silicona de adición (Elite-Zhermack/Putty), Se derrite la cera para patrones (StarWax.CB DENTAURUM) para realizar un chorreado sobre la impresión y de esta forma obtener los cilindros en cera; El revestimiento se lleva a cabo con IPS PressVEST Speed (revestimiento rápido)el cual se mezcló en una máquina de vacío tecnodent tornado. se procede al proceso de fundición de la cera mediante la técnica de cera perdida en un horno EGEO FURMAX a una temperatura de 850°C durante un tiempo de 60 min para la posterior inyección de pastillas IPS e.max Press LT ivoclar vivadent

(composición SiO<sub>2</sub>, otros componentes adicionales Li<sub>2</sub>O K<sub>2</sub>O MgO entre otros), utilizando un horno programat ep 3000 de ivoclar según las indicaciones de la casa del fabricante; Una vez retirado todo el revestimiento, con el líquido IPS e.max Press Invex se elimina la capa de reacción que se forma durante el proceso de inyección.

La porcelana fue aplicada en un extremo de cada cilindro por un técnico de laboratorio dental de acuerdo con las indicaciones que cada casa comercial presenta para el sistema cerámico a utilizar y quien además recibirá instrucciones por parte del director del proyecto (Enrique Mesa) para asegurar la reproducibilidad de las muestras disminuyendo el riesgo de falla. La cocción de la cerámica se realizó en un mismo horno VITA VACUMAT 40 T programado para cada sistema cerámico.

Para la aplicación de la cerámica a los cilindros metálicos, se realizó un arenado previo con partículas de óxido de aluminio de 110 micras a 4 bares de presión por 15 segundos, según indica la casa fabricante. Se trabajó con la cerámica para aleaciones metálicas VITA VM13 de la empresa alemana VITA ZAHNFABRIK y se colocó una primera capa de opaco seguida por una segunda capa de opaco (para compensar la contracción del material) según indicaciones de la casa fabricante y lograr recubrir toda la superficie del extremo del cilindro, la cerámica se estratificó con dentina y esmalte simulando el proceso real de laboratorio. Para los sistemas cerámicos la aplicación de porcelana se realizó de manera similar exceptuando los pasos de arenado y las capas de opaco. Todo se realizó con las normativas expuestas por la compañía en el catálogo de dicha cerámica.

Terminada la etapa de aplicación y cocción de la porcelana se procedió a nivelar y rectificar la capa de cerámica hasta un espesor de 1.5 mm en todas las muestras mediante una maquina fresadora PARASKOP de la empresa Bego, previa calibración de la misma y con un disco diamantado, y fresas de granulometría fina no superior a 80 micras. Realizada esta fase se procedió a realizar el glaseado de las muestras usando los parámetros establecidos por la fábrica. Las muestras fueron evaluadas mediante inspeccion visual para determinar que no presentaran defectos que se puedan ver clínicamente y que puedan alterar los resultados de este estudio de investigación, tales como fracturas, grietas o poros.

### ***V.E.2 Dispositivo para la medición y toma de registro.***

Los especímenes fueron cargados en el inserto, el cual permaneció fijo mientras se realizó la prueba en una máquina de prueba universal a través de la cual se pueden medir presiones y deformaciones producidas por la aplicación de una carga (Instron 8501, Instron, cantón, mA), usando una velocidad de 2 mm/min con una platina de sección, la carga de la fractura de cada muestra se registró en el instrumento diseñado para tal fin.

Posteriormente las muestras se analizaron mediante registro fotográfico que se realizó con cámara fotográfica canon Eos Rebel XSi con lente macro EF 100 mm 1: 2.8 USM, y para observar el tipo de falla (adhesiva - cohesiva).

### **V.F. Prueba Piloto.**

Para la prueba piloto se utilizó un porcentaje equivalente al 10% de las muestras, con las cuales se determinó la viabilidad del proyecto y si el instrumento fue adecuado o requería alguna modificación. Se realizó un registro fotográfico del procedimiento y se registraron las mediciones. Las muestras de cada grupo para la prueba piloto se colocaron en el inserto, el cual fue diseñado basado en varios estudios utilizados en esta publicación y bajo la asesoría y recomendaciones de ingeniero mecánico y un ingeniero civil, se sometieron a la prueba de cizallamiento en la máquina universal de ensayos, para la aplicación de la carga de manera incremental hasta alcanzar el punto de falla en la adhesión de la cerámica al sustrato. Terminada la prueba piloto se evidenció que el modelo propuesto para el desarrollo del trabajo de investigación podría aplicarse sin problema

### **V.G. Procesamiento Y Análisis De Datos**

Los resultados de las cuantificaciones de los controles de calidad, así como los cálculos y resultados de estos mismos se digitaron en Excel y se procesó la información en SPSS 21. Para la descripción de los datos se calcularon frecuencias y proporciones para las variables cualitativas y medidas de tendencia central y dispersión para las variables cuantitativas. Se realizó un análisis de varianza (Anova) ó la prueba de Kruskal Wallis, según la naturaleza y distribución de las variables. Un valor de p menor a 0,05 fue considerado como estadísticamente significativo.

### **V.H Consideraciones Éticas.**

Este trabajo de investigación se clasifica como investigación sin riesgo, según lo dispuesto en el artículo 11 *o* *no se realiza ninguna intervención o modificación intencionada de las variables biológicas, fisiológicas, psicológicas o sociales de los individuos que participan en el estudio* y se ajusta a todas las especificaciones incluidas en la resolución número 8430 del 4 de Octubre de 1993, capítulo III, artículo 60.

Tabla 1: Propiedades físicas y composición de los materiales cerámicos.

<b>Materiales</b>	<b>Propiedades Físicas</b>	<b>Composición</b>
<b>El óxido de zirconio (ZrO2)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CTE (25 ° C - 500 ° C): <math>10,5 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}</math></li> <li>- Resistencia a la flexión: &gt; 900 MPa</li> <li>- Resistencia a la fractura (KIC): 5,9 MPa</li> <li>- Módulo de elasticidad (E): 210 GPa</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dióxido de circonio (ZrO2)</li> <li>- Oxido de itrio (Y2O3) 5% en peso.</li> <li>- Oxido de hafnio (HfO2) &lt;3% en peso.</li> <li>- Oxido de aluminio (Al2O3)</li> <li>- Dióxido de silicio (SiO2) &lt;1% en peso</li> </ul>
<b>Oxido de Aluminio.</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CTE (25 ° C - 500 ° C): <math>7,3 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}</math></li> <li>- Resistencia a la flexión: &gt; 500 MPa</li> <li>- Resistencia a la fractura (KIC): <math>3,5 MPa \cdot m^{1/2}</math></li> <li>- Módulo de elasticidad (E): 380 GPa</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 100% Al2O3</li> </ul>
<b>Wiron 99</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Densidad [g/cm3]: 8,2</li> <li>- Dureza Vickers (HV 10): 180</li> <li>- Módulo de elasticidad [MPa]: 205.000</li> <li>- Módulo de elasticidad (E): 330</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ni: 65,0%</li> <li>Cr : 22,5%</li> <li>Mo: 9,5%</li> <li>Nb, Si, Fe, Ce, C</li> </ul>
<b>Disilicato de Litio</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resistencia a la fractura: 360-400 MPa</li> <li>- Resistencia a la flexión : 350 MPa</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Feldespato responsable de la translucidez.</li> <li>- Cuarzo que compone la fase cristalina.</li> <li>- Caolín que le proporciona plasticidad.</li> <li>- Disilicato de litio para mejorar la resistencia; son cerámicas con excelentes propiedades ópticas, con una translucidez del 75%.</li> </ul>

## Fuentes:

- Working Instructions Manufacturing the Crown/Bridge Substructures. VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES for inLab disponible URL: file:///C:/Users/ca%C3%B1laver108/Downloads/1128E\_YZ\_CUBES\_VA.pdf (consultado Dic 2014)
- Working Instructions Fabrication of crown/bridge frameworks VITA In-Ceram 2000 AL CUBES for inLab disponible URL: file:///C:/Users/ca%C3%B1laver108/Downloads/1272E\_IC\_AL\_CUBES\_VA.pdf (Consultado Dic 2014)
- BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG · Wilhelm-Herbst-Str. 1 · D-28359 Bremen · Tel. + 49 421 2028-0 · Fax + 49 421 2028-100 · www.bego.com Disponible URL: file:///C:/Users/ca%C3%B1laver108/Downloads/Wiron%2099.pdf (Consultado Dic 2014)
- Pineda Duque Y Cols. Comparación De La Resistencia De Tres Sistemas Cerámicos En Tramos Protésicos Fijos Anteriores. Análisis Por Elementos Finitos. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2013;25 (1):44-75

Tabla 2: Propiedades y Composición de las Cerámicas de Recubrimiento.

Ceramicas.	Propiedades.	Composición química.	Usos
<b>vm13</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CET (25-500 °C) <math>10^{-6} K^{-1}</math> de OPAQUE: 13,6 - 14,0.</li> <li>- Punto de transformación <math>C^{\circ}</math> de OPAQUE: 570/577 aprox.</li> <li>- CET (25-500 °C) de Base Dentine: 13,1 - 13,6</li> <li>- Punto de reblandecimiento de Base Dentine <math>C^{\circ}</math>: 635 aprox.</li> <li>- Punto de transformación de Base Dentine: 560/565 aprox</li> <li>- Solubilidad de Base Dentine: 12 aprox.</li> <li>- Densidad de Base Dentine: 2,5 aprox</li> <li>- Resistencia a la flexión: 120 aprox. MPa</li> <li>- Unión adhesiva: 43 aprox MPa</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>SiO<sub>2</sub>: 59-63%</li> <li>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 13-16 %</li> <li>K<sub>2</sub>O: 9-11%</li> <li>Na<sub>2</sub>O: 4-6%</li> <li>TiO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>CeO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>ZrO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>CaO: 1-3%</li> <li>B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 3-4%</li> <li>SnO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>Mg, Fe, P, Ox: &lt;1%</li> </ul>	VITA VM 13 ha sido diseñado como cerámica de recubrimiento de estructuras metálicas de aleaciones convencionales con un valor CET entre 13,8 y 15,2, aproximadamente. Se recomienda para aleaciones con un alto contenido de oro, aleaciones con un contenido reducido de metales nobles, aleaciones con una base de paladio y aleaciones sin metales nobles.
<b>vm9</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CET (25-500 °C): 8,8 - 9,2</li> <li>- Punto de transformación: 600 <math>C^{\circ}</math>, aprox.</li> <li>- Punto de reblandecimiento: 670 <math>C^{\circ}</math>, aprox</li> <li>- Solubilidad en ácido: 10, aprox. Ug</li> <li>- Resistencia a la flexión: 100 MPa, aprox</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>SiO<sub>2</sub>: 60-64%</li> <li>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 13-15 %</li> <li>K<sub>2</sub>O: 7-10%</li> <li>Na<sub>2</sub>O: 4-6%</li> <li>TiO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>CeO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>ZrO<sub>2</sub>: 0-1%</li> <li>CaO: 1-2%</li> <li>B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 3-5%</li> <li>SnO<sub>2</sub>: &lt;0,5%</li> <li>Mg, Fe, P, Ox: &lt;1%</li> </ul>	Ha sido desarrollada especialmente como cerámica de estructura fina para el recubrimiento de estructuras de ZrO <sub>2</sub> estabilizadas parcialmente con itrio, con un valor CET de $10,5 \cdot 10^{-6} K^{-1}$ , aproximadamente.
<b>vm7</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CET (25-500 °C): 6,9 - 7,3</li> <li>- Punto de reblandecimiento: aprox. 689 <math>C^{\circ}</math></li> <li>- Punto de transformación: aprox. 615 <math>C^{\circ}</math></li> <li>- Solubilidad en ácidos: aprox. 10,8 ug</li> <li>- Densidad: aprox. 2,4 g/cm</li> <li>- Resistencia a la flexión: aprox. 106 MPa.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>SiO<sub>2</sub>: 62-65%</li> <li>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 14-15 %</li> <li>K<sub>2</sub>O: 7-8%</li> <li>Na<sub>2</sub>O: 4-5%</li> <li>ZrO<sub>2</sub>: 0,2-0,8%</li> <li>B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 6-7%</li> </ul>	La cerámica de estructura fina VITA VM 7 se ha desarrollado especialmente como cerámica de recubrimiento para estructuras de cerámica sin metal de óxido de aluminio con un CET de aprox. $7,2 - 7,9 \cdot 10^{-6} K^{-1}$
<b>e-max ceram</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resistencia biaxial a la Flexión MPa :90 ± 10</li> <li>- Solubilidad química <math>\mu g/cm^2</math> :15 ± 5</li> <li>- Coeficiente de expansión térmica (100 - 400°C) : <math>10^{-6} K^{-1}</math> 9.5 ± 0.25</li> <li>- Temperatura de transición vítrea (Tg) °C 490 ± 10</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>SiO<sub>2</sub>: 60.0 - 65.0 gr</li> <li>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: 8.0 - 12.0 5.0 gr</li> <li>Na<sub>2</sub>O : 6.0 ó 9.0 gr</li> <li>K<sub>2</sub>O 6.0 ó 8.0 gr</li> <li>ZnO 2.0 ó 3.0 gr</li> <li>CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, F : 2.0 ó 6.0 gr</li> <li>Otros óxidos 2.0 ó 8.5 gr</li> <li>Pigmentos 0.1 ó 1.5 gr</li> </ul>	Es una cerámica de recubrimiento para los sistemas de cerámica sin metal de SiO <sub>2</sub> -LiO <sub>2</sub> -Na <sub>2</sub> O-K <sub>2</sub> O-Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -CaO-P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -F. utiliza una combinación optimizada de baja temperatura de cocción y CET, el material se puede utilizar para el recubrimiento de todos los materiales IPS e.max: IPS e.max Press, IPS e.max ZirPress, IPS e.max CAD e IPS e.max ZirCAD.

## Fuentes:

- VITA SISTEM. VITA VM13 instrucciones de uso. Disponible URL: [http://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0873\\_ga\\_esp.pdf](http://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0873_ga_esp.pdf) (consultado dic 2014)
- VITA SYSTEM. VITA VM9 Instrucciones de uso. Disponible URL: <file:///C:/Users/ca%C3%B1laver108/Downloads/Cata%CC%81logo%20VM-9.pdf> (consultado dic 2014)
- VITA SYSTEM. VITA VM7 Instrucciones de uso. Disponible URL: <file:///C:/Users/ca%C3%B1laver108/Downloads/Cata%CC%81logo%20VM7.pdf> (consultado dic 2014)
- Ivoclar Vivadent Documentación Científica IPS e.max® Ceram. Disponible URL: <file:///C:/Users/ca%C3%B1laver108/Downloads/Emax%20Ceram.pdf> (consultado dic 2014)

## VI. RESULTADOS.

Teniendo en cuenta que los siguientes resultados son arrojados en megapascales (mpa) para carga y en Newtons (N) para fuerza; al comparar el esfuerzo específico de cada material es importante mencionar que según las pruebas no paramétricas, la distribución de la fuerza fue la misma entre todos los tipos de falla con una  $p=0,001$  conforme al test de U de Mann Whitney.

Con respecto a la fuerza aplicada y el tipo de material, fue evidente que el material menos resistente antes de provocar cualquier tipo de falla fue el sistema cerámico de Oxido de Aluminio, con una media de  $375,4 \pm 129,04$  siendo estadísticamente significativo, incluso comparado con el metal base que soporto una fuerza mayor con una media de  $672,2 \pm 261,6$ . (Ver tabla 1)

Tabla 1: Distribución de fuerza/carga por tipo de material.

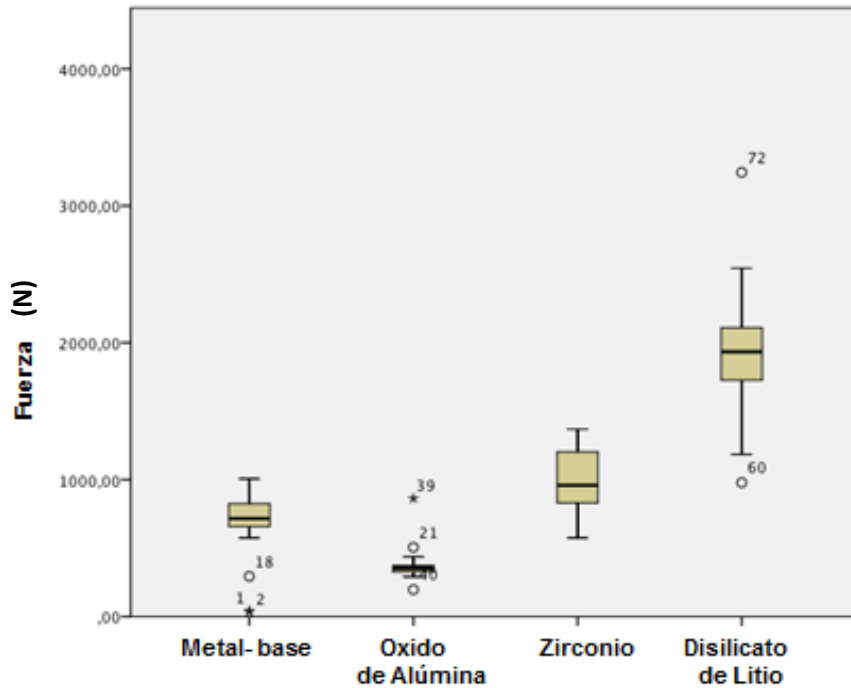
	IC (95%)	Fuerza (N)	$\bar{x}$	P	IC (95%)	Esfuerzo (mpa)	$\bar{x}$	P
<b>Tipo de material.</b>				0,01* 0,001**				0,13*
<b>Metal-Base</b>	549,7 ó 794,6	672,2±261,6			10,94-15,80	13,37±5,1		
<b>Oxido de Aluminio</b>	315,07 ó 435,8	375,4±129,04			387,60-2054,48	833,44±2608,9		
<b>Zirconio</b>	866,2 ó 1101,5	983,8±244,06			17,23-21,91	19,57±4,85		
<b>Disilicato de Litio.</b>	1667,2 ó 2139,3	1903,2±504,37			33,16-42,56	37,86±10,03		

\*\*Pos Hoc Bonferroni \*Anova. IC(Intervalo de confianza)  $\bar{x}$  = media.

Según la prueba de pos hoc de Bonferroni, existió una diferencia entre los subgrupos, con respecto a la fuerza utilizada para producir la falla con una  $p=0,001$ ; es decir si existió diferencia entre el tipo de material y la resistencia que tenía el mismo frente a la fuerza ejercida para provocar una falla ya sea adhesiva o cohesiva. (Ver tabla 1)

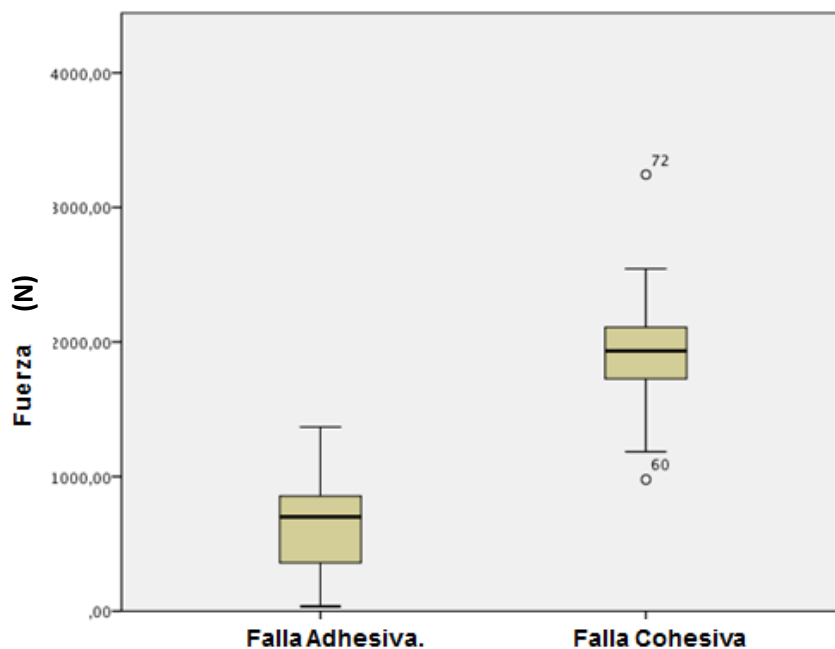
Con respecto al material más resistente se observó que el sistema cerámico de Disilicato de Litio soportó mayor fuerza antes de provocar algún tipo de falla, con una fuerza cerca a los 2000 N, comparado con los demás sistemas cerámicos, incluso con el grupo control de metal base. (Ver figura 1)

Figura 1. Aplicación de fuerza (N) según el tipo de material.



Con respecto a la falla, se evaluaron dos tipos de falla (falla adhesiva - falla cohesiva), según la fuerza aplicada y el tipo de material o sistema cerámico. A nivel general se observó, que la primera falla producida al aplicar la fuerza, fue la falla adhesiva, ya que se produjo con menor cantidad de fuerza en Newtons. (Ver figura 2)

Figura 2. Falla presente, según la fuerza aplicada.



Para producir una falla cohesiva, fue necesario aplicar una fuerza cerca de 2000 N. Observándose una diferencia estadística de  $p=0,001$  entre la fuerza aplicada y el tipo de falla producida en los diferentes tipos de material, confirmando la primera falla presente (adhesiva) con una media de  $671,99 \pm 329,46$  comparada con la falla cohesiva. (Ver tabla 2)

Tabla 2: Tipo de falla según la fuerza/carga aplicada.

	<b>Fuerza (N)</b> <b>IC=35,25 ó 3243,75</b>	$\bar{X}$	<b>P</b>	<b>Esfuerzo (mpa)</b> <b>IC=0,74-10071</b>	<b>P</b>
<b>Tipo de falla.</b>			0,001*		0,03*
<b>Adhesiva</b>	671,99±329,46			293,36±1543,37	
<b>Cohesiva</b>	1903,26±504,37			37,86±10,03	

IC= Intervalo de Confianza  $\bar{X}$  = media \*Kruskal Wallis

Ya establecida la cantidad de fuerza aplicada para provocar alguna falla en los diferentes sistemas cerámicos y el grupo control de metal-base; se estableció cual fue el tipo de falla presente en cada material, observándose que el único grupo que presentó falla cohesiva, fue el de Disilicato de Litio, siendo considerado con anterioridad como el material que más fuerza resistió antes de provocar la falla. Con respecto a los otros grupos el tipo de falla presente fue la falla adhesiva. (Ver tabla 3)

Tabla 3: tipo de falla según el tipo de material.

<b>Tipo de material</b>	<b>Falla adhesiva</b>	<b>Falla cohesiva.</b>
<b>Metal-base</b>	20(100)	-----
<b>Oxido de Alumina</b>	20(100)	-----
<b>Zirconio</b>	19(100)	-----
<b>Disilicato de Litio.</b>	-----	20(100)

## VII. DISCUSIÓN.

Las cerámicas dentales se consideran productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor. En general, se caracterizan por ser biocompatibles, resistentes a la corrosión, no reaccionan con líquidos, ni ácidos y presentan buena resistencia a la flexión y a la fractura.<sup>23</sup>

Con respecto a la cerámica de Disilicato de Litio, ésta contiene feldespato, responsable de la translucidez, cuarzo que compone la fase cristalina, caolín que le proporciona plasticidad y Disilicato de Litio para mejorar la resistencia. En cuanto a la resistencia a la fractura, esta cerámica supera el valor límite de 100 MPa, establecido por la norma ISO 6872 y una resistencia a la flexión de 350 MPa. En éste estudio no se superó el valor aplicado por la ISO, ya que la carga establecida para este material fue del 70% menos del valor recomendado, sin diferencias significativas, sin embargo con respecto a la resistencia en fuerza fue el material que más soporto potencia en Newton.<sup>24</sup>

De acuerdo a los sistemas de Oxido de Aluminio, se sabe que ésta presenta una resistencia a la fractura de 300-700 MPa y una resistencia a la flexión de 500 MPa considerada como una resistencia moderada. Con respecto al Oxido de Zirconio, se menciona que presenta resistencia a la fractura por encima de 700 MPa y a la flexión entre 1000 y 1500 MPa.<sup>25</sup>

Pineda y Cols (2013)<sup>25</sup>, evaluaron el esfuerzo y la carga para comparar tres tipos de sistemas cerámicos, teniendo en cuenta su módulo de elasticidad, encontrando que el sistema con Oxido de Aluminio soporto más carga a la compresión, comparado con los demás sistemas cerámicos con 500mpa, siendo el elemento con mayor módulo de elasticidad; con respecto al Disilicato de Litio, el mismo autor describe que éste material soporto una fuerza de 400N con una carga minima de 282,6mpa. Los resultados anteriores pueden ser comparados con los datos de este estudio, ya que se observó que el Disilicato de Litio soportó mayor fuerza comparado con los demás elementos, sin embargo soporto menos esfuerzo que el grupo de òxido de aluminio, el cual soporto mayor esfuerzo siendo el menos resistente, sin diferencias estadísticamente significativas. Por lo tanto, se podría considerar que al usar un material con mayor modulo elástico como la Alúmina, la cerámica resiste valores de carga superiores por el aumento del área al existir una deformación, que aquellos materiales con menor modulo elástico, como lo fue el caso del Disilicato de Litio.

Sin embargo, hay autores como Koushiar (2010)<sup>26</sup> quien menciona que los sistemas cerámicos de zirconio presentan mayor resistencia a la flexión y es el doble de resistente en comparación a la alúmina ya que ésta última es rígida y al mismo tiempo es mas frágil

soportando menos fuerza antes de deformarse; siendo este último caso un dato coincidente con los resultados de este estudio, ya que la Alúmina si soporto menos fuerza en comparación al Zirconio.

Con respecto a la falla, López Saavedra y cols (2013)<sup>27</sup> observaron en su estudio que el material cerámico basado en oxido de alúmina presento una falla adhesiva luego de aplicar una fuerza especifica en mpa, concluyendo que este tipo de sistema cerámico es el menos resistente a las fuerzas de cizallamiento; datos que coinciden con los resultados de este estudio, ya que los cilindros elaborados con base en oxido de alúmina, resistieron menos fuerza antes de provocar algún tipo de falla, específicamente de tipo adhesivo. Es también importante resaltar que el anterior autor, no solo comparó diferentes sistemas cerámicos, sino, además comprobó que a mayor espesor en la capa de óxido de alúmina hay menor resistencia para mantenerse adherido, recomendando una capa mínima de este tipo de componente.

Carreño Lozano (2012)<sup>28</sup> no encontró diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la resistencia al cizallamiento entre los tres sistemas cerámicos analizados, sin embargo en este estudio, si se encontraron diferencias significativas, con respecto a la fuerza aplicada para producir alguna falla y el tipo de material. Vega del Barrio (2005)<sup>1</sup> encontró valores medios más altos, frente a cargas de cizallamiento, para los sistemas cerámicos estudiados, frente a todos los grupos ceramo-metálicos, autor que coincide con Haselton, Diaz y Dunne (2001)<sup>29</sup> quienes concluyeron que los sistemas totalmente cerámicos tienen más fortalezas o soportan más niveles de carga que los sistemas que se presentan en metal base.

Cumhur y Mutlu (2012)<sup>7</sup> mencionan que aunque los sistemas cerámicos son resistentes a la compresión y las fuerzas de tracción, estos muestran una menor resistencia a la cizalla y a las fuerzas oblicuas; por lo tanto en su estudio encontraron mayores valores de resistencia en el grupo de metal-cerámica, hallando en ellos fallas dentro de la cerámica, indicando que la adhesión entre el metal-cerámica supera la fuerza de cohesión de la cerámica; atribuyéndolo al grosor de la capa de óxido que se produce durante la cocción.

Con respecto a la presencia y al tipo de falla, inicialmente Ihab y Cols en 1987<sup>9</sup> observaron en su estudio que el grupo metal-base presento una falla cohesiva, bajo fuerzas de tracción, atribuyendo este fenómeno a las altas temperaturas, fortaleciendo la adhesión, con diferencias estadísticamente significativas Contrario a este estudio, donde se halló una falla adhesiva en el grupo metal base, resultados que coinciden con los datos de Ilda y Cols en 2004<sup>4</sup>, y Cumhur en 2012<sup>7</sup>, donde se encontró menor resistencia a las unión en el metal

base especialmente cuando se aumentaba la temperatura, evidenciando una falla de tipo adhesiva sin diferencias significativas.

## CONCLUSIONES.

Este estudio evaluó la resistencia a fuerzas de cizallamiento de tres sistemas cerámicos: Dióxido de zirconio, óxido de aluminio, Disilicato de litio y un sistema metal-cerámico como grupo control; Dentro de las limitaciones de este estudio, se puede enunciar las siguientes conclusiones:

En términos de resistencia a cargas de cizallamiento de los diferentes sistemas cerámicos, incluyendo el grupo control que corresponde a un sistema metal-cerámico; quien presentó valores más altos, soportando mayor fuerza, fue el grupo de Disilicato de litio (1903,2 N), sin embargo presentó menor compresión o esfuerzo (37,86 Mpa), debido a su rigidez y su bajo módulo elástico.

El sistema cerámico de Óxido de Aluminio fue quien presentó los mayores valores de esfuerzo, bajo una mínima fuerza, comparado con los demás sistemas cerámicos incluyendo el grupo control; lo que indica que con poca fuerza ejercida, se presenta una falla adhesiva, además mayor deformación por su elasticidad, recibiendo mayor cantidad de carga. Esto no indica que su uso clínico este contraindicado ya que este estudio solo compara valores, sin embargo si es importante tener en cuenta las propiedades físicas del material para su uso.

El sistema cerámico de Disilicato de Litio, junto con el sistema de Zirconio presentaron valores más altos de resistencia a cargas de cizallamiento que el sistema metal-cerámico.

El sistema cerámico de Disilicato de litio presentó una falla cohesiva entre la cerámica y el sustrato, siendo el único material con este tipo de falla; los demás sistemas cerámicos incluso el grupo control metal-base, presentaron fallas de tipo adhesivo.

## **RECOMENDACIONES.**

Teniendo en cuenta que el sistema de Oxido de Aluminio utilizado en este estudio se realizó sobre bloques presinterizados, se recomienda para próximas investigaciones, analizar la fuerza de adhesión entre este sistema y el sistema tradicional de Barrutina.

Se sugiere para la realización de un próximo trabajo de investigación, someter las muestras a un proceso de termociclado

Para una futura investigación se recomienda analizar la adhesión de la cerámica al sustrato de metal base para proceso de maquinado vs proceso convencional metal base colado

## BIBLIOGRAFIA

1. Vega del Barrio JM. Resistencia al cizallamiento de un sistema totalmente cerámico frente a siete sistemas ceramo-metálicos: estudio comparativo. RCOE 2005;10(5-6):529-539.
2. Kia C.D. Koushyar Partida J. Consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas cerámicas libres de metal. Revisión Bibliográfica. Med oral, abril- junio 2010 vol XII , , N° 2 , Pág. 67-81
3. Al-Dohan H.M., Razzoog M. E., Yaman P, Dennison J. B., Lang B.R., Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry, Volumen 91 Numero 4, pag 349 ó 355.
4. Ilda R. B, Marco A B, Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2004;91:541-7.
5. Motoaki I, Ariel J. R, Brian D. F, Kwok-Hung C., Charles S, Robert R. W, Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high noble alloy and zirconia cores. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2011;105:29-37
6. Marques R, Caldas Travassos A., Piero Neisser M, Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. Journal Prosthetic Dentistry 2005;93:64-9.
7. Cumhur S, Mutlu Ö, Interfacial shear bond strength between different base metal alloys and five low fusing feldspathic ceramic systems. *Dental Materials Journal* 2012; 31(3): 3336337
8. Ayako S, Futoshi K, Blatz M, Matsumura H., A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. Journal Prosthetic Dentistry 2010;104:247-257
9. Hammad I. A., Goodkind R. J., Gerberich W. W., A shear test for the bond strength of ceramometals. Journal Prosthetic Dentistry octubre 1987 Volumen 58 Número 4:431-437
10. Yilmaz K, Özkan P, Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings.2010, Vol.41 número 7, pag 125-131.
11. Kou V, Molin M., Sjögren G.,Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. Journal of oral rehabilitation 2006 33; 117-124
12. Dalkiz, Sipahi C, Beydemir B, Effects of Six Surface Treatment Methods on the Surface Roughness of a Low-Fusing and an Ultra Low-Fusing Feldspathic Ceramic Material. Mehmet Journal of Prosthodontics 18 (2009) 2176222 \_c 2009 by The American College of Prosthodontists

13. Yulmaz K., Özkan P., The Methods for the Generation of Smoothness in Dental Ceramics. Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578); Jan/Feb2010, Vol. 31 Issue 1, p30-42, 10p
14. Griggs J.A., Thompson J.Y., Anusavice K.J., Effects of flaw size and auto-glazed treatment on porcelain strength. June 1996. Den. Res. 75 (6): 1414-1417.
15. Pollington S, Van Noo R, AN UPDATE OF CERAMICS IN DENTISTRY. International Journal of Clinical Dentistry ISSN 1939-5833 Volumen 2, Issue 4 © 2009 Nova Science Publishers, Inc,
16. Alvarez Fernandez M A. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal RCOE 2003, vol.8. Numero5. 525-546.
17. Gambogi Parreira G, Medeiros Dos Santos L, Cerámicas Odontológicas- conceptos y técnicas. Livraria santos editora Ltda. Sao Paulo. 2005
18. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suarez García M J, Rivera Gómez B Cerámicas dentales clasificación y criterios de selección. . RCOE 2007; 12 (4): 253- 263.
19. Kenneth J A Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11 ed. España Elsevier. 2008.
20. Sukumaram V. G., Bharadwaj N., Ceramics in dental applications. . Trends Biomater. Artif. Organs. Vol 20 (1 , pp 7-11) 2006.
21. Baharav H, Laufer BZ, Pilo R, Cardash H. Effect of glazed thickness on the fracture toughness and hardness of alúmina ó reinforced porcelain. J Prosthet Dent 1999; 81: 515 ó 9.
22. Rosenstiel, Baiker M. A, Johnston W. M., A comparison of glazed an polished dental porcelain. Stephen International Journal Of Prostodontic. Vol 2. Number6, 1989.
23. Caparoso C. Duque JA. CAD-CAM Restorations System And Ceramics: A Review. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2010; 22(1): 88-108.
24. International Organization For Standardization. ISO 6872:2008-09. Dentistry - Ceramic Materials. Material disponible en URL: [Http://Www.Beuth.De/Command%3Bsessionid=R9KCDE1DRMVVTB2U4BDXLORJ.1?Workflowname=Infoinstantdownload&Docname=1474993&Contextid=Beuth&Servicerefname=Beuth&Xos=Toc](http://Www.Beuth.De/Command%3Bsessionid=R9KCDE1DRMVVTB2U4BDXLORJ.1?Workflowname=Infoinstantdownload&Docname=1474993&Contextid=Beuth&Servicerefname=Beuth&Xos=Toc) (Citado Noviembre De 2014)
25. Pineda ÉA, Escobar JC, Latorre F, Villarraga JA. Comparison of the resistance of three ceramic systems in anterior fixed prosthetic segments. A finite element analysis. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2013; 25(1): 44-75.
26. Koushiar Partida CD. Consideraciones de los materiales disponibles en América Latina para la fabricación de coronas cerámicas libres de metal. Revisión bibliográfica. Med Oral 2010;12(2):67-81
27. López Saavedra DA, Márquez García LF, Saavedra Gómez MC. Comparación de adhesión y tipo de falla en una aleación no noble. Revista Nacional de Odontología. 2013; 9(16): 35-41.
28. Carreño Lozano M. Resistencia Al Cizallamiento De Tres Sistemas Totalmente Cerámicos: Estudio Comparativo. Trabajo de Investigación para la obtención del Título del Master en Ciencias Odontológicas. Universidad Complutense de Madrid. 2012. Material disponible URL [http://eprints.ucm.es/18010/1/1.\\_DEA\\_.pdf](http://eprints.ucm.es/18010/1/1._DEA_.pdf)

29. Haselton D, Diaz-Arnold AM, Dunne JT Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. J Prosthet Dent. 2001 Nov;86(5):526-31.

## APENDICE A: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.

### A1: OPERACIONALIZACIÓN UNIVARIADO.

Variable	Definición conceptual	Definición operativa.	Naturaleza/escala	valor
Adhesión (variable dependiente)	Propiedad de permanecer en estrecha proximidad, como la que resulta de la atracción física de las moléculas de una sustancia o atracción molecular existente entre las superficies de los cuerpos en contacto.	Unión (sin posibilidad de fractura) entre los sistemas cerámicos y su subestructura	Cualitativa/nominal	No(0), Si(1).
Fuerza de cizallamiento	La fuerza interna inducida que se opone al deslizamiento de un plano en un plano adyacente o la fuerza que se resiste a una acción de torsión	Fuerzas paralelas y opuestas, que tienden a desplazar un sector del cuerpo respecto de otro.	Cuantitativa / razón	Número expresado en Newtons
Falla cohesiva	Falla producida dentro de un material dental debido a fuerzas traccionales o de cizallamiento.	Rompimiento de la cadena enlaces de un material de la misma naturaleza.	Cualitativa / nominal.	No(0), Si(1).
Falla adhesiva	Falla en la unión, en una interface entre dos materiales, debido a fuerzas traccionales o de cizallamiento.	Ruptura en la interface de dos materiales de distinta naturaleza	Cualitativa / nominal.	No(0), Si(1).
Tipo de	Material de infraestructura	Materiales que	Cualitativo	- Metal base

material.	que proporcionan resultados estéticos garantizando la función de una restauración	según los criterio de selección se probaron bajo ciertas fuerzas. (metal base, zirconio, oxido de aluminio, disilicato de litio.)	/nominal.	(1) - Zirconio (2) - Oxido de aluminio (3) - Disilicato de litio. (4)
Carga MPA	Fuerza aplicada para medir presiones y deformaciones producidas por la carga.	Fuerza aplicada (Instron 8501, Instron, cantón, mA), por medio de una maquina universal, usando una velocidad de 0.5 mm/min con una platina de sección.	Cuantitativa/razón	Número expresado en Mpa

### A2: OPERACIONALIZACIÓN BIVARIADO.

Variable dependiente	Variable independiente.	Escala	Prueba estadística.
Tipo de material	Falla adhesiva	Nominal /nominal	Chi <sup>2</sup> o test exacto de Fisher
Tipo de material	Falla cohesiva.	Nominal /nominal	Chi <sup>2</sup> o test exacto de Fisher
Tipo de material	Fuerza de cizallamiento	Nominal / razón	Chi <sup>2</sup> o test exacto de Fisher
Tipo de material	Carga.	Nominal / razón	Chi <sup>2</sup> o test exacto de Fisher

**APENDICE B: INSTRUMENTO RECOLECTOR.**

FECHA	ID DE MUESTRA	METAL BASE		TIPO DE FALLA		ID DE MUESTRA	ZIRCONIO		TIPO DE FALLA		ID DE MUESTRA	OXIDO DE ALUMINIO		TIPO DE FALLA		ID DE MUESTRA	DISILICATO DE LITIO		TIPO DE FALLA	
		CI	CF	0	1		CI	CF	0	1		CI	CF	0	1		CI	CF	0	1
	MB1					ZR1					AL1					DS1				
	MB2					ZR2					AL2					DS2				
	MB3					ZR3					AL3					DS3				
	MB4					ZR4					AL4					DS4				
	MB5					ZR5					AL5					DS5				
	MB6					ZR6					AL6					DS6				
	MB7					ZR7					AL7					DS7				
	MB8					ZR8					AL8					DS8				
	MB9					ZR9					AL9					DS9				
	MB10					ZR10					AL10					DS10				
	MB11					ZR11					AL11					DS11				
	MB12					ZR12					AL12					DS12				
	MB13					ZR13					AL13					DS13				
	MB14					ZR14					AL14					DS14				
	MB15					ZR15					AL15					DS15				
	MB16					ZR16					AL16					DS16				
	MB17					ZR17					AL17					DS17				
	MB18					ZR18					AL18					DS18				
	MB19					ZR19					AL19					DS19				

	MB20				ZR20					AL20				DS20				

CI: Carga Inicial. CF: Carga Final. 0: Adhesivo. 1: Cohesivo MB: Metal Base. ZR: Zirconio. AL: Alúmina. DS: Disilicato de Litio.

CI : carga inicial, CF: carga final, 0 falla cohesiva, 1 falla adhesiva.