

**UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA**

**FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA**



**RESISTENCIA DE UNIÓN CON MICROCIZALLAMIENTO DE LA  
CERÁMICA DE DISILICATO DE LITIO DESPUÉS DE SER  
TRATADAS CON FLÚOR FOSFATO ACIDULADO 1.23% Y ÁCIDO  
FLUORHÍDRICO AL 9%, CON Y SIN ARENADO**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE SEGUNDA ESPECIALIDAD  
EN REHABILITACIÓN ORAL**

**PRESENTADO POR:**

**C.D. BERTHA ESTELA VILLACORTA HUAYNATE**

**ASESOR:**

**ESP. C.D. LUIS LORENZO GÓMEZ STELLA**

**LIMA – PERÚ  
2020**

## **DEDICATORIA**

*A mis padres que me enseñaron a ser perseverante en la vida y luchar por lo que quiero, a mis hermanos que me apoyan en todo momento, a mi esposo que esta siempre conmigo en las buenas y malas y sobre todo a Dios que me guía y me protege desde arriba.*

## **AGRADECIMIENTO**

*A mis asesores, el Dr. Luis Gomez Stella, Dr. Pablo Chávez Alayo y Dra. Katty Muñante Arzapalo que siempre me apoyaron en todo momento para mi tesis, al igual que el Dr. John Alexis Dominguez una gran persona y amigo que ayudo desinteresadamente en esta investigación.*

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N° 1: Resistencia de unión de los discos disilicato de litio frente al micro cizallamiento agrupados por grupo.....	44
Tabla N° 2: Resistencia de unión de todos los disco de disilicato de litio convertidos de gramos a kilogramo y conversión a fuerza y tensión de todos los grupos.....	45
Tabla N° 3: Resistencia de unión de los discos de disilicato de litio con valores promedio de la media y la desviación estándar por grupos.....	46
Tabla N° 4: Prueba de Post Hoc Tukey donde observamos las diferencias significativas encontradas en cada grupo de todas las muestras.....	47
Tabla N° 5: Valores promedio de la media y la desviación estándar de la Resistencia de unión de discos de disilicato de litio.....	48

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura # 01: Confección del disco de E.max Press.....	73
Figura # 02: Discos dentro del tubo PVC.....	73
Figura # 03: Tratamiento de superficie.....	73
Figura # 04: Prueba de Micro cizallamiento.....	73

# ÍNDICE

Carátula.....	i
Dedicatoria.....	ii
Agradecimientos.....	iii
Índice de Tablas.....	iv
Índice de Figuras.....	v
Índice.....	vi
Resumen.....	vii
Abstract.....	viii
Introducción.....	ix
Capítulo I: Fundamento Teórico de la Investigación	
1.1 Marco Teórico.....	1
1.1.1 Historia de la Cerámica en Odontología.....	1
1.1.2 Definición de Cerámica.....	6
1.1.3 Clasificación de la Cerámica.....	6
1.1.3.1 Cerámica de matrix de vidrio.....	7
1.1.3.2 Cerámica policristalina.....	10
1.1.3.3 Cerámica de matriz de resina.....	12
1.1.4 Disilicato de litio.....	13
1.1.4.1 Definición.....	13
1.1.4.2 Características.....	14
1.1.4.3 Generaciones.....	15
1.1.4.4 Técnica de fabricación.....	17
1.1.4.5 Prueba mecánica y resistencia a la fractura.....	19
1.1.4.6 Mecanismo de desgaste y comportamiento.....	20

1.1.5	Ácido Fluorhídrico.....	21
1.1.6	Flúor Fosfato Acidulado.....	22
1.1.7	Arenado.....	23
1.2	Investigaciones.....	25
1.3	Marco Conceptual.....	29

## Capitulo II: El Problema, Objetivos, Hipótesis y Variables

2.1	Planteamiento del Problema.....	33
2.1.1	Descripción de la Realidad Problematica.....	33
2.1.2	Definición del Problema.....	34
2.2	Finalidad y Objetivos de la Investigación.....	34
2.2.1	Finalidad.....	34
2.2.2	Objetivo General y Específicos.....	35
2.2.3	Delimitación del Estudio.....	36
2.2.4	Justificación e Importancia del Estudio.....	36
2.3	Hipótesis y Variables.....	37
2.3.1	Hipótesis Principal y Especificas.....	37
2.3.2	Variables e Indicadores.....	38

## Capítulo III: Método, Técnica e Instrumentos

3.1	Población y Muestra.....	39
3.2	Diseño utilizado en el estudio.....	39
3.3	Técnica e Instrumento de Recolección de Datos.....	40
3.4	Procesamiento de Datos.....	43

## Capítulo IV: Presentación y Análisis de los Resultados

4.1	Presentación de Resultados.....	44
4.2	Contrastación de Hipótesis.....	46
4.3	Discusión de Resultados.....	48

## Capítulo V: Conclusiones y Recomendaciones

5.1 Conclusiones.....	52
5.2 Recomendaciones.....	52
Bibliografía.....	54
Anexos.....	68



## RESUMEN

**Objetivo:** esta investigación evaluó la resistencia adhesiva con micro cizallamiento, de la cerámica de disilicato de litio después de ser tratadas con flúor fosfato acidulado 1.23% y ácido fluorhídrico al 9%, con y sin arenado de óxido de aluminio a 50 micras.

**Materiales y Métodos:** utilizamos 06 discos de IPS e. Max, las cuales fueron divididas en grupos de tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico 9% y flúor fosfato acidulado 1,23% (1 minutos y 6 minutos), luego fueron sub divididas en 2 grupos, las que se realizó el micro arenado con oxido de aluminio a 50 micras y las que no presentan el micro arenado. Grupo HF (HF 9% 20 segundos), Grupo HFA (HF 9% 20 segundos con micro arenado óxido de aluminio 50 micras), Grupo FFA 1M (FFA 1,23% 1 minuto), Grupo FFA 1MA (FFA 1,23% 1 minuto con micro arenado óxido de aluminio 50 micras), Grupo FFA 6M (FFA 1,23% 6 minuto) y Grupo FFA 6MA (FFA 1,23% 6 minuto con micro arenado óxido de aluminio 50 micras). Posteriormente se almacenó las muestras y se hizo la prueba de miro cizallamiento en la máquina Semi Universal (OM100-Odeme Dental Research; Brasil) con velocidad de 1 mm minuto.

**Resultados:** entre los tratamientos de superficie con HF y FFA se encontró diferencias significativas, obteniendo mejores valores con el ácido fluorhídrico. Con respecto al micro arenado con óxido de aluminio, no se encontró diferencias significativas en los grupos FFA 1M y FFA 6M.

**Conclusiones:** el tratamiento ideal para el disilicato de litio, fue el ácido fluorhídrico debido que presento mejores valores de resistencia de unión.

**Palabras Clave:** Cerámicas Revisión, Cerámica Dental, Disilicato de Litio, Ácido Fluorhídrico, Flúor Fosfato Acidulado, Arenado.

## ABSTRACT

**Objective:** This research evaluated the micro shear adhesive resistance of lithium disilicate ceramics after being treated with 1.23% acidified fluorine phosphate and 9% hydrofluoric acid, with and without 50 micron aluminum oxide sandblasting.

**Materials and Methods:** we used 06 IPS e. Max disks, which were divided into surface treatment groups with 9% hydrofluoric acid and 1.23% acidified fluorine phosphate (1 minute and 6 minutes), then they were sub divided into 2 groups, those that were sandblasting with aluminum oxide at 50 microns and those that did not have sandblasting. Group HF (HF 9% 20 seconds), Group HFA (HF 9% 20 seconds with 50 micron aluminum oxide micro-sandblasting), Group FFA 1M (FFA 1.23% 1 minute), Group FFA 1MA (FFA 1.23% 1 minute with 50 micron aluminum oxide micro sandblasting, FFA Group 6M (FFA 1.23% 6 minute) and FFA Group 6MA (FFA 1.23% 6 minute with 50 micron aluminum oxide micro sandblasting). Subsequently, the samples were stored and the shear shear test was performed in the Semi Universal machine (OM100-Odeme Dental Research; Brazil) with a speed of 1 mm7 minute.

**Results:** Between the surface treatments with HF and FFA significant differences were found, obtaining better values with hydrofluoric acid. Regarding the micro sandblasting with aluminum oxide, no significant differences were found in the FFA 1M and FFA 6M groups.

**Conclusions:** The ideal treatment for lithium disilicate was hydrofluoric acid because it presented better values of bond strength.

**Keywords:** Review Ceramics, Dental Ceramics, Lithium Disilicate, Hydrofluoric Acid, Acidified Fluorine Phosphate, Sandblasting.

## INTRODUCCIÓN

La restauración de una pieza dental es el fundamento de la Rehabilitación Oral, debemos crear mediante artificios la anatomía de la dentición que ha sido perdida o destruida por el paso de los años por diferentes factores tanto internos o externos.

En el pasado para sustituir la pérdida de las piezas dentales, por diferentes motivos, se utilizaban prótesis que eran removibles y el paciente podía ponérselas y sacárselas de la boca en cualquier momento, luego con el tiempo, comenzaron a realizarse las prótesis fijas las cuales tenían en su interior una estructura metálica y en el exterior tenían la cerámica que nos daba la estética. Estos artificios actualmente han cambiado un poco, ya no necesitamos de la estructura interna metálica para restaurar sino usamos las restauraciones “all ceram” es decir, totalmente todo de cerámica, que es libre de metal.

En el presente vivimos en un tiempo donde prima la estética y la belleza, siendo algo importante y fundamental en la mayoría de las mujeres, aunque los hombres también se acercan a esta preocupación por verse presentables hacia los demás. Por ello, vemos que en nuestra consulta privada los tratamientos estéticos son los más solicitados por los pacientes, ya que desean alcanzar una mejor sonrisa y sentirse satisfechos con los tratamientos estéticos libre de metal.

Estas restauraciones artificiales libres de metal, son a base de las cerámicas que son estudiadas constantemente y por ello se crean diversos materiales con una alta estética que se asemejan a los dientes naturales con las características morfológicas y funcionales; para poder fijarlas a las piezas dentales, estas restauraciones necesitan de un protocolo de fijación diferentes a los procedimientos que se utilizaban en las restauraciones metal-cerámica. Las restauraciones libre de metal necesitan de un trabajo exhaustivo en su interior para lograr una excelente fijación que nos garantice un trabajo exitoso a lo largo del tiempo.

En este trabajo de investigación se centró en la cerámica de disilicato de litio, es una cerámica libre de metal que tiene excelentes características estéticas y funcionales para reemplazar la estructura de una pieza dentaria. Esta cerámica para fijarse al cemento y al diente a la misma vez, necesita de un tratamiento en la parte interna para lograr una excelente fijación; este tratamiento es realizado mediante un agente que posee características de disolución de la cerámica. Por esta razón, en este estudio se comparó dos materiales diferentes que actúan en la parte interna del disilicato de litio, con el objetivo de determinar cuál de ellos le proporcionan una mejor fijación y así lograr una mejor resistencia de unión.

# CAPÍTULO I

## FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LA INVESTIGACIÓN

### 1.1. MARCO TEÓRICO

Las cerámicas dentales han evolucionado con el transcurrir de los años para el beneficio de la Odontología y de nuestros pacientes que buscan reemplazar las piezas dentales perdidas. Los dientes son vitales para el desarrollo del ser humano, para poder ingerir alimentos, para socializar, para la articulación de las palabras, para tener una armonía facial y por la estética. <sup>1</sup>

#### 1.1.1 HISTORIA DE LA CERÁMICA EN ODONTOLOGÍA

La Historia odontológica nos muestra que desde los años 700 a.c. nuestros antepasados tenían nociones con respecto a trabajos odontológicos pero no fueron muy desarrollos, sin embargo, en el siglo XVIII para la confección de prótesis dentales, se utilizaba dientes de cadáveres humanos, dientes de animales que eran tallados para darle la forma humana, el marfil y minerales como la porcelana. Las prótesis a base de dientes humanos eran muy escasos debido a que tenía que ocurrir la muerte; con respecto a las prótesis con dientes de animales estos eran muy porosos y producían acúmulo de alimentos lo cual generaba pigmentaciones con el tiempo dando un aspecto anti higiénico; por otro lado las prótesis con dientes a base de minerales fueron ideales debido a no depender de un cadáver ni de un animal. <sup>2</sup>

La década de 1700 fue muy valiosa para los europeos, debido a la confección de nuevas porcelanas, la cual podía ser comparada con las porcelanas chinas, este logro se obtuvo después de muchos intentos realizados y también al reemplazo del feldespato por el óxido de calcio como fundente realizado por Bottger en 1710, introduce el vidrio feldespático lo cual se forma mediante una

cocción a altas temperaturas de la arcilla (caolín) y el feldespato, produciendo una vidrio que contiene cristales en forma de aguja y con sílice en mayor contenido. Gracias a estos componentes básicos de la fabricación de las porcelanas: el feldespato, arcilla (caolín) y cuarzo; junto con la perseverancia de los investigadores, en el año 1774, Alexis Duchateau, un boticario francés y Nicholas Dubois de Chemant, dentista francés, fabricaron con éxito la primera dentadura postiza a base de porcelana en la fábrica Guerhard, al ser una dentadura postiza el paciente debía ser edentulo total para poder utilizarlo, además, esta porcelana tenía la característica de ser muy opaca, lo que llevó a Dubois de Chemant a seguir mejorando con las formulaciones de la porcelana lo cual le sirvió para ser reconocido y galardonado con patentes francesas y británicas. En 1838 Elias Wildman consiguió fabricar una porcelana mucho más traslucida con una buena estética aunque con poca resistencia mecánica, por esta razón se pensó en introducir una estructura interna metálica a la cerámica que le proporcione mayor resistencia mecánica, en consecuencia aparecieron las “prótesis métalo-cerámicas”<sup>2-4</sup>

Del mismo modo, Charles Land en 1886 realizó las primeras restauraciones inlay - onlays y también la primera corona de porcelana feldespatica que proporcionaban buena estética a las restauraciones, su única desventaja fue la fragilidad y debilidad de las restauraciones que producían fractura de la porcelana debido a la presencia de feldespato.<sup>3</sup> Por ello, se buscó adicionar un material que le diera mayor resistencia a la porcelana, por esta razón, en 1950 apareció la leucita que es un mineral cristalino que proporciona mayor dureza a la porcelana, posee índices de refracción de la luz iguales que el feldespato y con un coeficiente de expansión térmico ideal para el trabajo de laboratorio. Todas estas ventajas hicieron que las prótesis métalo-cerámicas fueran un éxito para la industria protésica en los últimos 50 años, la única limitación de estas prótesis era la presencia de un halo negro a nivel cervical, producto de la estructura metálica interna que generaba problemas estéticos.<sup>2,3</sup>

Como solución al problema, en 1965 Mc Lean y Hugues introdujeron el óxido aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) para la parte interna de las coronas cerámicas, como medio de refuerzo, siendo la primera infraestructura cerámica realizada de alúmina,

este concepto de coronas sin metal se popularizo tanto, que en 1983 salió al mercado “Cerestone” (Coors Biomedical) que presentaba óxido de aluminio 60%, óxido de magnesio 9%, aluminosilicato de bario 13%, sílice 12% y arcilla (caolín) 4% en la estructura interna de la corona; al igual que, Hi-Ceram (Vita) que presentaba partículas de alúmina al 60% en una matriz de vidrio, la única desventaja de estos productos era la poca resistencia que ofrecían. Por este motivo, se comenzaban a perfeccionar los procedimientos de fabricación de la cerámica en los laboratorios donde se creaban superficies de cerámicas con poca porosidad pero alta resistencia a la flexión, este producto se conoce como cerámicas infiltradas llamadas In Ceram (Vita) comercializadas por el año 1990, entre estas cerámicas tenemos la Alúmina, Spinell y la Zirconia, las cuales fueron muy utilizadas hasta que dejaron de ser producidas.<sup>3, 5, 6</sup>

Al mismo tiempo que aparecieron las cerámicas infiltradas, se perfeccionaban las vitrocerámicas, estas son cerámicas que poseen una microestructura mejorada debido a nuevas técnicas de procesamiento llamadas “ceraming” donde el relleno de las partículas de refuerzo crecen dentro del vidrio, por ende poseen excelentes propiedades mecánicas. Una de ellas es IPS Empress (Ivoclar) a base de leucita, la leucita se utilizaba para darle un refuerzo al relleno de las cerámicas proporcionando mayor resistencia y generando una buena refracción de la luz ; luego tenemos a las IPS Empress 2 (Ivoclar) que presenta partículas de disilicato de litio en su fase cristalina, basada en un sistema de  $\text{Li}_2\text{O} : 2\text{SiO}_2$  con los siguientes componentes:  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{LiO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ ,  $\text{ZnO}$  y  $\text{La}_2\text{O}_3$  la cual apareció en el mercado en 1998 y era utilizada como estructura para coronas; por último tenemos a las IPS E.max (Ivoclar) que apareció en 2006, esta cerámica de disilicato de litio mejorada y con mayor resistencia mecánica debido a su fabricación, presentaba como componentes:  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{LiO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$  y  $\text{ZrO}_2$  al 4%, mientras que los componentes  $\text{ZnO}$  y  $\text{La}_2\text{O}_3$  disminuían, este producto ya se trabajaba en forma monolítica. Estas cerámicas de disilicato de litio se comercializaban como Press y CAD, debido a que cada una tenía una forma distinta al momento de la fabricación; la técnica Press se refiere al procedimiento que se realiza mediante un prensado y la técnica CAD hace

referencia al sistema CAD/CAM en el cual se trabaja la cerámica mediante un fresado que es asistido por una computadora. <sup>4, 6 - 9</sup>

El CAD/ CAM, son siglas de un sistema que realiza un diseño asistido por computadora (CAD) y posterior la fabricación asistida por computadora (CAM), la historia de esta tecnología comenzó con Mormann y Brandestini en 1985 quienes presentaron una máquina que capturaba imágenes dentro de la boca tridimensionalmente, luego mediante un software en la computadora se diseñaba el producto deseado y por ultimo este producto era fresado mediante una máquina asistida por un ordenador. Este sistema llamado CEREC (Ceramic Reconstruction), con enormes ventajas tales como menor cantidad de citas del paciente, menor fallas en el material sin presencia de poros o defectos, menor esfuerzo físico para personal del laboratorio y la realización de restauraciones sin modelos previos, comenzó a ser utilizado para las restauraciones cerámicas en la odontología y fue evolucionando con el tiempo junto con las nuevas cerámicas. <sup>4, 10</sup>

El primer trabajo producido por el CAD/CAM fue una incrustación de cerámica feldespática de grano fino (Vita Mark I) la cual se trabajó en 1985 mediante un bloque sinterizado completamente, presento un enorme éxito a nivel clínico; aunque presentaba rupturas con el tiempo. Por esta razón, apareció un bloque de cerámica feldespática convencional con mejoras mecánicas conocido como Vita Mark II que presentaba una técnica de fabricación diferente llamada “extrusión moulding”, con mejoras en la resistencia a la flexión de 86,3Mpa; posterior a las cerámicas feldespáticas aparecieron las reforzadas con leucita entre las que descató la ProCAD (Ivoclar) que trabajaba con CEREC in Lab (Sirona) en el año 1998 presentaba la misma estructura que la Empress Press pero con diferente técnica de procesamiento en el laboratorio. Luego en el 2006 sale al mercado la Empress CAD (Ivoclar), siendo el sucesor de la Empress ProCaAD, con presencia de cristales de leucita con 40-45% más de contenido y con partículas más finas de 1-5mm aproximadamente, también tenemos a Paradigm (3M ESPE) la cerámica con refuerzo de cristales de leucita que fue popular en el mismo tiempo. <sup>9, 11</sup>



También en el año 2006 apareció el IPS e. max CAD, una vitrocerámica de disilicato de litio que se fabrica por fundición a presión (precipitación de cristales de disilicato de litio) comercializadas en bloques de color azulado, debido a que se encuentran en estado precristalizado con la finalidad de poder trabajar en ellas mediante el fresado y posteriormente se cristalizan o sinterizan en un horno a 850° C durante 20 a 25 minutos. Este proceso le confiere una alta resistencia mecánica a comparación de las anteriores mencionadas. Siguiendo la cronología, en el 2013 aparece una nueva vitrocerámica de silicato de litio reforzada con zirconia, a base de silicatos/fosfato de litio conocida como Suprinity (Vita) y Celtra – Celtra Duo (Dentsply-Sirona) estas cerámicas presentan partículas de circonio un 10% que están dispersas en la matriz de vidrio; estos bloques se comercializan en estado precristalizado para Celtra y completamente cristalizado o sinterizado en Celtra Duo, a diferencia de los bloques de Suprinity que viene en una etapa para ser fresada y luego se somete a una cocción.<sup>10, 12</sup>

A continuación tenemos a las cerámicas infiltradas, las cuales son conocidas como: InCeram - Alumina, Spinell y Zirconia (Vita) comercializadas para el Sistema CAD/CAM en el año 1993; los bloques tenían un procedimiento de fabricación en el cual usaban un molde para hacer una presión en seco del polvo cerámico hasta lograr su microestructura compacta, para luego ser sinterizado e infiltrado con La- glass. Todo este proceso le confería mayor resistencia, sin embargo la opacidad del material era un punto desfavorable lo cual era solo usado en estructuras de coronas o puentes posteriores. Por último tenemos a las cerámicas policristalinas, las cuales no presentan fase vítrea y por ende, solo presentan fase cristalina en donde se encuentran todos los cristales densamente empaquetados formando una red densa que ayuda a reducir la propagación de grietas. La fabricación de estas cerámicas es mediante un prensado isostático en caliente con alta presión para encapsular los polvos de la cerámica, quedando así para el fresado el cual se le denomina como un fresado duro o mecanizado duro. Posteriormente se detallará más sobre el circonio.<sup>10</sup>

### 1.1.2 DEFINICIÓN DE CERÁMICA

Las cerámicas dentales era definidas hace mucho tiempo, como materiales de vidrio que presentaban en su composición feldespato, cuarzo y caolín principalmente, lo cual se conocía como una porcelana tri-axial; dado que con el transcurrir del tiempo se presentan nuevas investigaciones, nuevos conocimientos en cuanto a los materiales y por supuesto nueva tecnología para el procedimiento de fabricación, también van cambiando los conceptos de la cerámica. <sup>6</sup>

En efecto, debemos manejar un concepto global que nos unifique a todos los miembros del gremio odontológico con la finalidad de poder entendernos mejor, por ello el Descriptor en Ciencia de la Salud define a las cerámicas como “productos hechos por la cocción o la quema de materiales no metálicos (arcilla y materiales similares). En la confección de restauraciones dentales o de partes de restauraciones, el material se funde en forma de porcelanas”. <sup>13</sup>

Por otro lado, La Academia Dental Americana cita en el 2012 que la cerámica es un “compuesto refractario inorgánico no metálicos ni resinosos, procesados a altas temperaturas (600°C/ 1,112°F a más) prensados, pulidos o fresados; incluyendo porcelanas, vidrios y vitrocerámicas”. Luego, amplía su definición como “materiales prensados, cocidos, pulidos o molidos que contienen compuestos refractarios predominantemente inorgánicos, incluidas las porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámicas” concepto que se manifestó en el año 2013. <sup>14, 15</sup>

### 1.1.3 CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS

Un sistema de clasificación nos permite agrupar determinadas cosas que presentan algo en común, con la finalidad de entender, explicar y expresarnos mejor. Por lo tanto, en odontología nos basamos en clasificaciones que proporcionan un mejor entendiendo sobre las cerámicas

dependiendo de su indicación, composición, temperatura de cocción, resistencia mecánica, translucidez, microestructura, entre otro. Las cerámicas se clasifican según Gracis en tres enormes grupos; el primer grupo, las cerámicas de matriz de vidrio son aquellos “materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen fase vítrea”, entre ellas tenemos: cerámica feldespática de origen natural, cerámica sintética y cerámica infiltrada con vidrio. El segundo grupo son las cerámicas policristalinas, aquellos “materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen fase vítrea” entre ellos tenemos a la alúmina, zirconia estabilizada, alúmina endurecida con zirconio y zirconio endurecida con Alúmina. Y por último, el tercer grupo son las cerámicas de matriz de resina, son “matrices poliméricas que contienen compuestos refractarios predominantemente inorgánicos que pueden incluir porcelana, vidrios, cerámicas vitrocerámicas” entre ellos tenemos a nanocerámica de resina, vitrocerámica en matriz de resina interpenetrante y zirconia y sílice en matriz de resina interpenetrante. <sup>15</sup>

### 1.1.3.1 CERÁMICA DE MATRIZ DE VIDRIO

- A. Cerámica Feldespática, son cerámicas que se usan hace muchos años, siendo las pioneras en la odontología, su presentación es para técnica de estratificación (polvo) y para el sistema CAD/CAM (bloques). <sup>16</sup>

Constituida de feldespato natural (aluminosilicato de potasio y sodio mezclados), cuarzo (sílice) y caolín (hidratación de aluminosilicato), en la fase cristalina tenemos feldespato potásico el cual produce cristales de leucita para producir un incremento en la resistencia. Esta indicado para revestimiento de estructuras metálicas y cerámicas, como también, para restauraciones parciales o totales, las cuales presentan excelentes propiedades estéticas que depende de las porosidades, tensión residual y medidas de los granos de la cerámica en los trabajos de laboratorio. <sup>15, 17</sup>

Estas porcelanas convencionales presentan la desventaja de ser frágiles y con predominio a fracturas frente a cargas mecánicas, debido su estructura altamente con presencia de vidrio, la cual contiene micro porosidades lo que representa una discontinuidad y por ello, las grietas se transmiten y predominan aún más generando desprendimiento de porcelanas en la restauración. <sup>5</sup>

B. Cerámicas Sintéticas, dentro de este grupo tenemos las cerámicas a base de leucita, las disilicatos y a base de fluorapatita. Se les conoce como sintéticas debido a que los fabricantes agregan diversos materiales, entre ellos, óxido de sodio, dióxido de silicio, óxido de potasio, óxido de aluminio para no tener que utilizar los recursos naturales. <sup>15</sup>

- *Cerámica con base de leucita*; presenta los siguientes componentes; óxido de silicio ( $\text{SiO}_2$ - 63%), óxido de potasio ( $\text{K}_2\text{O}$ - 11,2%), óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ - 17%), óxido de cerio ( $\text{CeO}_2$ - 1,6%), óxido de sodio ( $\text{Na}_2\text{O}$ - 4,6%), óxido de calcio ( $\text{CaO}$ ), trióxido de boro ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), óxido de bario ( $\text{BaO}$ ), Trióxido de titanio ( $\text{TiO}_2$ ) con menos del 1%. Encontramos en el mercado la IPS Empress Esthetic y la IPS Empress CAD, se diferencian en la técnica de procesamiento del laboratorio, pero con la misma composición y misma resistencia a la flexión de 160 Mpa. La matriz de vidrio contiene cristales de leucita ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) bien distribuidos, en consecuencia proporciona excelente resistencia y propiedades mecánicas, se puede utilizar en carillas, inlay y coronas. <sup>15, 18, 19</sup>
- *Cerámica con base de fluorapatita*; son cerámicas vítrea de nano- fluorapatita, el tamaño de sus cristales son de 100 – 300 nm (nano- fluorapatita) y de 1- 2  $\mu\text{m}$  (micro- fluorapatita), las cuales se encuentra presente en la fase vítrea proporcionando una apariencia natural semejante al diente, reproduciendo la translucidez, opalescencia y luminosidad

que nos garantiza una altísima estética al realizar una combinación de tonos . Se utilizan para el recubrimiento de las cerámicas de disilicato de litio y óxido de circonio, mediante la técnica de estratificación son aplicadas y presentan buenas propiedades de cocción y contracción mínima, y las encontramos en el mercado como IPS e.max Ceram y Zir Press (Ivoclar).<sup>20, 21</sup>

C. Cerámicas infiltradas, dentro de este grupo tenemos a las In Ceram (Alumina, Spinell y Zirconia).<sup>15</sup>

- *In Ceram Alúmina (Vita)*; primera cerámica que no presenta metal y se utiliza para estructuras de coronas y puentes; presenta en su composición: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (82%), SiO<sub>2</sub> (4,5%), La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (12%), CaO (0,8%) y otros óxidos (0,7%), se procesa mediante la técnica de Slip-casting (infiltración) y la técnica de sinterización (CAD/CAM), la cual consiste agrupar los cristales de óxido de aluminio con un peso de 70-80% para que sean sinterizados a 1120°C por 10 horas, luego procedemos a infiltrar el lantano y llevarlo a otra cocción de 1100°C por 4 hora; con la finalidad de proporcionar mayor resistencia, posee resistencia a la flexión de 600 Mpa, esta nueva técnica alcanzada por el fabricante de la cerámica se popularizó y salió al mercado en el año 1989.<sup>22</sup>
- *In Ceram Spinell (Vita)*; se trabaja mediante la técnica de infiltración de la cerámica, siendo el único de este grupo; el aluminato de magnesio (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) sintéticamente producido es lo que se infiltra en el núcleo de la restauración, este producto se comercializó en el año 1994 y es ideal para la confección de estructuras de dientes anteriores, debido a su mayor translucidez en comparación con las demás In Ceram.<sup>15, 23</sup>

- *In Ceram Zirconia (Vita)*; fue una de las primeras cerámicas que contenía óxido de circonio al 35%, dentro de sus componentes tenemos: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (62%), La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (12%), ZnO (20%), SiO<sub>2</sub> (4,5%), CaO (0.8%) y otros óxidos (0,7%). El óxido de circonio se encuentra parcialmente estabilizado y se mezcla con la alúmina en la técnica de Slip-casting para proporcionar fuerza a la cerámica, lo que genera 800 Mpa de resistencia a la flexión; en cambio, cuando se trabaja mediante la técnica de sinterizado, la resistencia a la flexión alcanza 1000 Mpa denominándolo “acero cerámico”.<sup>22, 23</sup>

### 1.1.3.2 CERÁMICA POLICRISTALINA

- A. Alúmina, esta cerámica se comercializo para el sistema CAD/CAM en el año 1993 con el nombre de Procera All-Ceram (Nobel Biocare); era un núcleo que no presentaba metal y con contenido de óxido de aluminio a alta pureza (99,5%) y con una dureza de 17 a 20 Gpa.<sup>5, 6, 15</sup>
- B. Zirconia estabilizada, la zirconia es un material alotrópico, es decir, un solo elemento que posee diferentes estructuras moleculares; presentando 3 estados diferentes que son dependiente del grado de temperatura al que son sometidos como: la monocíclica, que va desde temperatura ambiente hasta 1 170°C, seguido de la tetragonal que comprende desde 1170°C hasta 2 370°C y por último la cúbica con temperatura superior a las 2 370°C.<sup>15, 24</sup>

En la microestructura de la zirconia se puede adicionar otros óxidos como el itrio, magnesio, calcio y cerio con la finalidad de estabilizar parcialmente o totalmente la zirconia; en consecuencia se propuso la clasificación según la microestructura de esta cerámica que es la siguiente: Zirconia totalmente estabilizada (FSZ), Zirconia parcialmente estabilizada (PSZ) y Policristales de zirconia tetragonal

(TZP). En esta primera categoría, la zirconia totalmente estabilizada presenta 8 mol% de óxido de itrio en su estado cúbico, luego la zirconia parcialmente estabilizada presenta partículas nanométricas tetragonales o monocíclicas contenido en una matriz cúbica y por último, los policristales de zirconia tetragonal los cuales están estabilizados con itreo o cerio en estado tetragonal y comercializados en forma monolítica.<sup>15</sup>

En Odontología, a la zirconia se le adiciona 3% de itrio con la finalidad de estabilizar la fase tetragonal a temperatura ambiente; esta zirconia tetragonal con itrio al 3% en moles (3Y-TZP) presenta un resistencia de 1000 Mpa y tiene la cualidad de la transformación por endurecimiento, es decir, atrapar o englobar una grieta para evitar que esta se propague; sin embargo presenta una opacidad debido a contener alúmina, la cual es adicionada para estabilidad de la zirconia tetragonal y además genera menos poros al ser trabajada en el horno. A esta TZP se le conoce como primera generación; posterior a ella apareció el 3Y- TZP con menor contenido de alúmina de 0,25% a 0,05% lo que producía mayor traslucidez; pero también genera mayor degradación de la cerámica a temperatura ambiente por el bajo porcentaje de alúmina, la cual fue la segunda generación. Y por último tenemos la tercera generación que presenta 5% en moles de itrio lo que conlleva a una zirconia parcialmente estabilizada presentado 50% zirconia en fase cúbica, los beneficios de esta zirconia es la translucidez que presenta debido a la propiedad isotrópica de la fase cúbica y que con el tiempo esta cerámica no se transforma.<sup>24, 25</sup>

C. Alúmina endurecida con Zirconio (ZTA)

D. Zirconio endurecida con Alúmina (ATZ)

Claussen fue quien realizó por primera vez la combinación de zirconia no estabilizada con la alúmina en 1976. Estas dos

categorías nos ofrecen la combinación de estas dos materiales que tienen como ventaja, la siguiente: la alúmina ofrece una buena resistencia a la tenacidad y la zirconia presenta estabilidad en fase tetragonal; además, estos materiales se encuentran en tamaños micro y nano partículas. La alúmina endurecida con zirconio presenta más del 50% de alúmina, mientras que el zirconio endurecido con alúmina presenta más del 50% de zirconio; estas combinaciones ofrecen mayor resistencia a la degradación a poca temperatura, tenacidad a fracturas y resistencia a la fatiga cíclica duplicada.<sup>15</sup>

### 1.1.3.3 CERÁMICA DE MATRIZ DE RESINA

#### A. Nano cerámica de resina

Son materiales que presentan un matriz de resina polimerizada acompañada de partículas nano-cerámicas en un 80% de peso aproximadamente, estas partículas nano-cerámicas son de sílice (20nm diámetro), de zirconia (4 a 11nm diámetro) y nanocluster de zirconia-sílice. Los tamaños pequeños de las partículas permiten mayor contenido de cerámica y por ende menor espacio entre ellas.<sup>15</sup>

#### B. Vitrocerámica en matriz de resina

Se le conoce como el nombre de cerámicas híbridas, puesto que presenta una red de cerámica y de polímero; conocido también como PICN (polymer-infiltrated ceramic-network). Esta red dual contiene por el lado de la cerámica un 86% en peso y por el lado polímero contiene 14% en peso. La parte cerámica contiene leucita como material predominante seguido de zirconia y esta compuesto de SiO<sub>2</sub> 58% - 63%, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 20% - 23%, Na<sub>2</sub>O 9% - 11%, K<sub>2</sub>O 4% - 6%, B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 0,5% - 2%, Zr<sub>2</sub>O y CaO con menos 1%; en la parte polimérica presenta di metacrilato de uretano y di metacrilato de trietilenglicol, es decir, monómeros de UDMA y TEGMA



respectivamente. Estos materiales están indicadas para restauraciones inlays, onlays, coronas posteriores y restauraciones mínimamente invasivas.<sup>15, 26</sup>

### C. Cerámica de zirconia-sílice en una matriz de resina

Estos productos presentan matrices orgánicas diferentes al igual que el contenido de partículas de cerámicas que varían en peso según su fabricante. Las más conocidas en esta categoría son Shofu Bloc Hc (Shofu) y Paradigm MZ 100 (3M Espe). El Paradigm MZ100 salió al mercado en 1991 y está compuesto de cerámica zirconia y sílice ultra fina (0,6 um) con 85% de peso en una matriz polimérica de metacrilato de glicidilo de bisfenol A (bis-GMA) y TEGMA. Presenta una tenacidad menor que la cerámica y resistencia a la flexión de 140 – 160 Mpa.<sup>27</sup>

Shofu Block HC (Shofu) presenta partículas de silicato de circonio al 61% de peso densamente compactado en una matriz de UDMA Y TEGMA, con resistencia a la flexión de 191 Mpa y mejor dureza, por tal motivo esta indicado en restauraciones anteriores y posteriores, coronas implanto-soportadas y provisionales.<sup>28</sup>

#### 1.1.4 DISILICATO DE LITIO

##### 1.1.4.1 Definición

Es una cerámica que se le conoce con el nombre de vitrocerámica, presenta dentro de su composición dióxido de litio que le confiere una mayor resistencia mecánica, estos cristales de óxido de litio se utilizan en el proceso de elaboración de la cerámica como fundente con la finalidad de disminuir la temperatura del procesamiento de 2000 °C A 1100 °C; también esta compuesta de sílice que forma parte de la matriz vítrea.<sup>29</sup>

La Microestructura del disilicato de litio, permite tener mayor resistencia a la flexión debido al posicionamiento de los cristales. Los que se encuentran distribuidos aleatoriamente en forma de aguja con un tamaño pequeño de sus cristales pero bien entrelazados cada uno de ellos. <sup>29</sup>

#### 1.1.4.2 Característica

Las restauraciones cerámicas son los tratamientos más elegidos por nuestros pacientes debido a su excelente brillo, opalescencia, translucidez y estética que reflejan; debido a su estabilidad del color por mucho tiempo; además, aportan biocompatibilidad, resistencia al desgaste, baja conductibilidad térmica, baja solubilidad e integración en el medio bucal, resistencia a la abrasión y a los químicos orales, buena resistencia mecánica, sensibilidad a los ácidos para el tratamiento superficial y poder hacer reparaciones de las restauraciones en boca. <sup>30 - 32</sup>

Entre otras características, presenta propiedades como la dureza, es decir, la resistencia que ofrece el material para ser penetrado; la tenacidad a la fractura es la propiedad del material de ofrecer resistencia al crecimiento de una grieta, ósea, el momento en que la fractura se produce. Estas propiedades mecánicas van mejorando con el transcurrir del tiempo debido al perfeccionamiento de la microestructura de las cerámicas, aunque estas presenten los mismos componentes no son iguales estructuralmente debido a tienen diferencias entre: la posición de los cristales, tamaño del grano, la relación del contenido en fase vítrea y cristalina y la homogeneidad, lo que genera propiedades mecánicas superada cada vez más. <sup>33, 34</sup>

### 1.1.4.3 Generaciones de disilicato de litio

#### A. *IPS Empress 2 (Ivoclar)*

La Primera Generación del disilicato de litio se popularizó en 1998, se producía mediante la técnica de fundición a presión, en donde se realizaba el prensado de lingotes en caliente, semejante a la técnica de la cera perdida. Dentro de sus componentes tenía: SiO<sub>2</sub> (57% a 80%), Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (0% a 5%), La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (0,1% a 6%), MgO (0% a 5%), ZnO (0% a 8%), K<sub>2</sub>O (0% a 13%), Li<sub>2</sub>O (11% a 19%) y P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> (0% a 11%).<sup>15, 35</sup>

La técnica de fundición a presión genera temperaturas de 920 °C, por ello, produce cristales de disilicato de litio que poseen las siguientes características; ser pequeñas y de forma alargadas de 5 a 6 µm de largo y 1 µm de diámetro, dispuestos idealmente dentro de la matriz vítrea con el 60% de volumen, además tenemos cristales de ortofosfato de litio que son de menor tamaño de 0,1- 0,3µm; lo que proporciona un material con defectos mínimos y estructura favorable con resistencia a la flexión que ofrecían de 350 Mpa.<sup>29, 36</sup>

Las indicaciones para este material era como núcleos prensados o subestructuras que posteriormente serían recubierto y estratificados con IPS e.max Ceram. Debido, a la evolución en el perfeccionamiento de la técnica de fabricación y microestructura de las cerámicas; esta salió del mercado en el año 2009.<sup>36</sup>

#### B. *IPS E.max (Ivoclar)*

La Segunda Generación de disilicato de litio salió al mercado en el 2005, mejorando la técnica de producción de la cerámica para que tengan superioridad en las propiedades mecánicas y estéticas debido a que los cristales de disilicato tienen un 70% de volumen y están contenidos en la matriz vítrea con la finalidad de evitar la propagación de fisuras, el IPS

e.max se encuentra en dos versiones; IPS e.max Press y IPS e.max CAD, con el mismo contenido de cristales pero con la diferencia del tamaño que produce diferencias solo en la resistencia de flexión del producto; la resistencia a la flexión del IPS e.max Press es de 400 Mpa, mientras que en IPS e.max CAD es de 360 Mpa.<sup>37, 38</sup>

Estos cristales son mucho más pequeños y con una distribución mejorada, dentro de sus componentes tenemos: SiO<sub>2</sub>, Li<sub>2</sub>O, K<sub>2</sub>O, ZnO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, y ZrO<sub>2</sub>. Se fabrican restauraciones monolíticas que ayudan en gran medida en el sector posterior donde se presenta mayor sobrecarga y así evitar fracturas o astillamiento de la cerámica al no tener que recubrirla (IPS e.max Ceram).<sup>15, 35</sup>

### C. *Suprinity (Vita) y Celtra Duo (Dentsplay)*

La última generación del disilicato de litio, salió al mercado con una nueva composición, presenta silicato de litio en mayor proporción y además cristales de dióxido de circonio al 10% en peso; es el primer producto de disilicato de litio que es reforzado con circonio, debido a la propiedad del circonio en englobar las grietas para evitar su propagación. Los cristales de silicatos de litio después de su cristalización presentan tamaños de 0,5 a 1 um, lo que evidencia una disminución enorme en comparación de las otras generaciones, esta fase cristalina más pequeña y fina se debe a las partículas de circonio que ayudan en la cristalización y evitan cristales de mayor tamaño y a la vez, genera mejoras en las propiedades mecánicas y óptimas. Esta cerámicas esta disponible para sistema CAD/CAM y viene parcialmente cristalizado y es indicado inlays, onlays, coronas anteriores y posteriores y restauraciones sobre implante unitarias.<sup>7, 39</sup>

Sin embargo, tenemos en el mercado un material que viene ya cristalizado, y se le conoce con el nombre de Celtra Duo (Dentsplay - Sirona) es también silicato de litio con circonio al 10% en peso, es decir, "circonio disuelto en una matriz de vidrio a base de sílice"; con una composición de

SiO<sub>2</sub> 56% - 64%, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 1% - 4%, CeO<sub>2</sub> 0-4%, ZrO<sub>2</sub> 8%-12%, K<sub>2</sub>O 1% - 4%, Li<sub>2</sub>O 15% - 21% y P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> 3% - 8%. La presentación de este material es en estado cristalizado, por lo cual no necesita mucho tiempo en el fresado y también presenta un buen acabado al terminar el pulido debido a tener cristales pequeños en su microestructura.<sup>40, 41</sup>

#### 1.1.4.4 Técnica de Fabricación

##### A. Técnica de Inyección

Esta técnica está indicada para las cerámicas de disilicato de litio conocidas como IPS e.max PRESS, las cuales presentan pastillas con mayor volumen y homogeneidad, con resistencia a la flexión de 400Mpa, los pasos de la técnica son los siguientes.<sup>42</sup>

- Preparación del modelo y del muñón, se trabaja sobre un modelo individualizado donde se aplica un sellador con la finalidad de cuidar el muñón de yeso y posteriormente se aplica la laca espaciadora (Spacer).<sup>42</sup>
- Modelado, consiste en dar las dimensiones de la forma de las cúspides de la futura restauración y debe ser homogéneo en su totalidad.<sup>42</sup>
- Colocación de los canales de inyección, en este caso siempre hay que tener en cuenta la dirección de donde va pasar el flujo de la cerámica para colocar los bebederos y deben ser zonas más gruesas.<sup>42</sup>
- Puesta en revestimiento, se coloca un cilindro de silicona quedando en el interior las cofias de cera, luego mezclar el revestimiento y verter dentro del

cilindro hasta el límite para posteriormente cerrar el cilindro y dejar que fragüe.<sup>42</sup>

- Precalentamiento, se introduce el cilindro con el yeso de revestimiento a un horno para la eliminación de la cera que está contenida en el cilindro.<sup>42</sup>
- Inyección, colocar el cilindro con la pastilla de cerámica con la cara impresa hacia arriba y colocar en el horno de inyección que estará previamente calibrado. Al terminar el proceso, retirar el cilindro del horno y dejarlo enfriar a temperatura ambiente.<sup>42</sup>
- Eliminación del revestimiento, se parte el cilindro en dos con un disco y retira el revestimiento con perlas de brillo a 2 bares de presión; los excesos de la cerámica se retiran con óxido de aluminio tipo 100.<sup>42</sup>
- Eliminación de la capa de reacción, se realiza con un líquido llamado Invex, se sumerge la restauración en este líquido durante 10 a 30 minutos en baño ultrasonido y luego lavara y secar.<sup>42</sup>
- Acabado, se deben realizar este paso con los instrumentos indicados para la cerámica debido a que podemos originar grietas y malograr todo el trabajo realizado hasta este punto.<sup>42</sup>

Después de todos estos pasos, se realiza la imitación de la forma y color de los dientes para terminar de maquillar a la restauración.<sup>42</sup>

## *B. Sistema de CAD/CAM*

Con la evolución en el tiempo para salieron las cerámicas de disilicato de litio para el sistema de CAD/CAM (IPS e.max CAD) las cuales presenta un 40% de cristales de metasilicato ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) y también cristales de disilicato de litio. Para este sistema se proporcionan unos bloques de color azul violeta que significada que la cerámica esta en un estado pre cristalizado para poder ser fresada sin mucho esfuerzo al no ser tan dura y presentar una resistencia a la flexión de 130 Mpa. Posteriormente se realiza la cristalización final a una temperatura de 840 - 850°C. Cuando se termina este proceso encontramos disilicatos de litio en 70% en volumen debido a transformación de los metasilicatos a disilicatos, lo que genera una resistencia a la flexión de 440 Mpa.<sup>35, 43</sup>

Actualmente, contamos con Spark Plasma Sintering (SPS) es decir, una técnica de sinterización de plasma por chispas para trabajar mediante CAD/CAM; este nuevo procedimiento permite hoy en día perfeccionar la microestructura de las cerámicas. Este perfeccionamiento produce un microestructura completamente fina y texturizada con mayor cantidad de nano cristales de disilicato y metasilicato de litio y poca cantidad de ortofosfato de litio y cristobalita.<sup>35</sup>

### 1.1.4.5 Prueba mecánica y Resistencia a la Fractura

El disilicato de litio, en algunas investigaciones demuestra tenacidad a la fractura mínimo, lo cual se ve reflejado en fracturas al momento de las pruebas de desgaste, es decir, presenta una fragilidad intrínseca, lo cual le produce fallas debido a la fatiga que se produce con el transcurrir de los años, todo comienza partir de micro fisuras que se manifiestan en los puntos de mayor contacto. En diferentes investigaciones se evidencia que la fuerza de la carga, el material del pilar, el antagonista, el ambiente húmedo y termociclado son categorías que incrementa la fatiga; por el contrario, la masticación y movimientos excéntricos no son perjudiciales.<sup>35</sup>

Los valores de resistencia en coronas unitarias monolíticas fue de 980.8 – 4173 N y en puentes posteriores fue de 390- 1713 N; con tasas de supervivencia estudiadas en 5 años y 10 años, disminuyendo con el transcurrir del tiempo, con respecto a 5 años presentaban supervivencia del 100% en coronas unitarias monolíticas en estudios *in vitro* y 97,8% en estudios clínicos, en puentes posteriores con supervivencia de 75%- 100% *in vitro* y 78,1% en clínico; con respecto a estudios a 10 años, la tasa de supervivencia era de 70%. Resumiendo se deben hacer más investigaciones y recomendando que las coronas deben presentar un espesor mayor de 1.5 mm para el sector posterior debido a las fuerzas oclusales.<sup>44</sup>

#### 1.1.4.6 Mecanismo de Desgaste y Comportamiento

Se realizan estudios para evidenciar los efectos de fricción y el desgaste de las restauraciones de disilicatos de litio que están revestidas con fluorapatita (e.max Ceram) frente a dientes naturales dando como resultados mayores superficies desgastadas en el esmalte cuando se encuentra la fluorapatita como revestimiento; se sabe también que el disilicato es un material duro que presenta mayor desgaste a nivel del esmalte cuando tiene una pieza dentaria como antagonista. El pH oral también tiene una implicancia en la fricción y el desgaste del disilicato, siendo más susceptible al pH básico; la humectabilidad, carga superficial y disolución de la cerámica son factores dependientes del pH. El brillo final del disilicato, las fuerzas oclusales, la textura superficial y la fricción intervienen como mecanismos que pueden desgastar la cerámica y producir la eliminación de las capas superficiales, deformaciones plásticas y hasta fracturas, por lo tanto se aconseja que después del ajuste oclusal del disilicato en boca se proceda a realizar el pulido de la superficie desgastada para evitar zonas ásperas que perjudiquen a la superficie antagonista.<sup>35, 40</sup>



### 1.1.5 ÁCIDO FLUORHÍDRICO

El ácido fluorhídrico también llamado ácido hidrofluórico es un “ácido inorgánico muy fuerte, lo constituye la solución acuosa pura altamente concentrada de fluoruro de hidrogeno”; químicamente, el ácido fluorhídrico es un compuesto formado por hidrógeno y flúor (HF o HF6) que se obtiene debido a la interacción del fluoruro de calcio y el ácido sulfúrico.<sup>45</sup> Hay que saber diferenciar entre fluoruro de hidrógeno, con fórmula molecular (HF) que es “un gas corrosivo” y el ácido fluorhídrico con fórmula (HF) que es “una disolución de fluoruro de hidrogeno en agua”.<sup>46, 47</sup>

EL ácido fluorhídrico se elaboró inicialmente en 1809, las soluciones de ácido fluorhídrico (HF) se pueden formar cuando las sales de fluoruro son acidificadas; es un ácido inorgánico del elemento flúor que se condensa y purifica mediante el proceso de destilación.<sup>48, 49</sup>

Este ácido incoloro, inodoro y fuerte, es utilizado para hacer mezclas en la parte comercial y doméstico; usado por primera vez para grabado de vidrio y disolución de sílice. Por ser un ácido fuerte es altamente tóxico siendo dañino para la salud de la piel y mucosas, debe ser aplicado con sumo cuidado por el operador puesto que produce lesiones, erupción tisular y quemaduras químicas por la unión de iones ácidos con el calcio y magnesio a nivel del tejido subdérmico al penetrar el cuerpo.<sup>50 - 53</sup>

La finalidad del ácido fluorhídrico es disolver la matriz vítrea de las vitrocerámicas eliminando el sílice que presentan, esto nos deja la superficie modificadas con mayores áreas socavadas, agrietadas, con depresiones que crean micro retenciones, para lograr un entrelazado entre la superficie de la cerámica y el cemento que proporciona mayor fuerza de unión, esto lo conseguimos con el grabado ácido.<sup>54 - 56</sup>

Al entrar en contacto el HF con la matriz vítrea, crea el tetra fluoruro de silicio y moléculas de agua; el tetra fluoruro de silicio con HF forman el

hexafluorosilicato e iones de hidrogeno; este hexafluorosilicato y el hidrógeno reaccionan dando el ácido fluorosilícico, que se puede enjuagar. De este modo, eliminamos sílice, silicatos y cristales de leucita de la matriz vítrea;<sup>57, 58</sup> creando porosidades que nos proporciona áreas de uniones microscópicas o micro retenciones, con lo que logramos posteriormente, unión química mediante agentes de acoplamiento de silano que nos garantiza una unión óptima.<sup>59, 60</sup>

### 1.1.6 FLÚOR FOSFATO ACIDULADO

Flúor fosfato acidulado es un fluoruro tópico que se usa como barrera para la aparición de la caries dental. Estos geles, contienen 1.23% de fluoruros (12.300 ppm o 12,3 g/l de flúor) en un vehículo de ácido fosfórico al 0.98% (0.1), logrando producir así un pH de 3,2 a 3,4; este producto presenta dentro de sus composiciones al fluoruro de sodio, ácido fluorhídrico y ácido fosfórico.<sup>61</sup>

El mecanismo de acción anti - cariogenico de este producto, se da mediante el siguiente proceso; tenemos iones de calcio que junto con el ión flúor producen fluoruro de calcio, los cuales son reservorio de fluoruros; posteriormente, el hidrógeno se adhiere al flúor y da como resultado el ácido fluorhídrico que a nivel del esmalte produce una re cristalización.<sup>62</sup>

Por esta razón, nos basamos que el flúor fosfato acidulado (FFA) mediante su ácido fluorhídrico que esta contenido dentro de este producto; disuelve el cuarzo y sílice de la matriz vítrea de las cerámicas y/o ionomeros de vidrio, alterando la textura de las superficies de las restauraciones con la finalidad de producir porosidades y rugosidades en toda el área aplicada. Es decir, es considerado como un tratamiento químico para la superficie de la vítrea cerámica.<sup>63, 64</sup>

Estudios demuestran que el flúor fosfato acidulado (FFA) produce erosiones químicas de la superficie de algunos ionómeros de vidrio, dependiendo de la cantidad de composición, creando mayor rugosidad de toda la superficie

aplicada debido a la erosión y grabado ácido; la desintegración de su matriz vítrea depende mucho de la frecuencia, concentración y tiempo de aplicación del material.<sup>65</sup>

### 1.1.7 ARENADO

El micro arenado o abrasión por aire de partículas de óxido de aluminio de diferentes tamaños de partículas es considerado como un método mecánico para tratamiento de superficie de la cerámica, al crear rugosidades en la superficie que proporciona mayor retención micro mecánica.<sup>66</sup> Este procedimiento es fácil de realizar, tanto en el laboratorio dental como en nuestro mismo sillón dental y se recomienda utilizar el óxido de aluminio de 50 um a una presión de 1,5 bares por 15 segundos.<sup>55, 67</sup>

Además, nos permite la eliminación de los desechos orgánicos y restos de partículas de procedimientos anteriores que producen contaminación de la superficie del producto, consiguiendo una zona de superficie preparada para un entrelazado micro mecánico, disminuye la tensión superficial y permite una humectación óptima para silanos, agentes adhesivos o cementos adhesivos.<sup>68, 69</sup>

Sin embargo, algunas investigaciones evidencian que el arenado con partículas de óxido de aluminio podría genera micro grietas en la superficie de las cerámicas, lo que podría ocasionar fracturas en la cerámicas como también reducir la resistencia mecánica de estas, además, genera incomodidad y un ambiente no propicio para el trabajo, si se produce el micro arenado intraoral debido a un fractura menor que se puede arreglar en una sola cita.<sup>70</sup>

Para lograr tratamientos exitosos que nos proporcionen longevidad a largo plazo en las restauraciones de cerámicas libre de metal, debemos crear procedimientos adhesivos estables y confiables para tener la interacción íntima

entre la vitrocerámica, el cemento y el tejido dentario. Esto lo conseguimos mediante procedimientos químicos y mecánicos, enfocándonos en los mecánicos debemos producir retenciones micro mecánicas para garantizar mayores valores de resistencia de unión.<sup>71 - 75</sup>

Cardona y col; en el 2016 y Garboza y col; en el mismo año evaluaron resistencia adhesiva frente al micro cizallamiento del disilicato de litio cementados con diferentes tratamientos de superficie y sistemas adhesivos, en donde ambos concluyen con valores muy bajos.<sup>76, 77</sup>

Existen diversas técnicas para aumentar los valores de resistencia de unión, debido a que nos proporcionan superficies libres de impurezas, es decir limpias, aumenta la superficie de unión y la retención mecánica, dentro de las cuales tenemos; la abrasión que se produce con un instrumento rotativo que contenga diamante; impregnación con partículas de óxido de aluminio de 50 micras y 250 micras, llamado también arenado o abrasión de partículas en el aire y también mediante el grabado ácido, el cual se realiza con los siguientes ácidos: ácido fosfórico 50% y 60%, el ácido sulfúrico, el ácido nítrico 0.5N, el flúor fosfato acidulado 1,23%, el di fluoruro de hidrogeno de amonio y el ácido fluorhídrico.<sup>78- 82</sup>

Boonlert y col; en el 2012 evaluaron el tratamiento de superficie del Flúor fosfato acidulado (FFA) aplicado en diferentes tiempos y lo compararon con el ácido fluorhídrico (HF) en porcelana – Feldespática, esta investigación concluyó que los valores del AFP 1,23% aplicado de 6 a 10 minutos tenían valores semejantes al HF 9,6% aplicado por 2 minutos.<sup>83</sup>, Mallikarjuna y col; en 2018 también evaluaron el tratamiento del disilicato de litio con HF 9,6% aplicado por 1 minuto y FFA con concentración de 1.23% y 1% aplicado por 10 minutos ambos, concluyendo que no habían diferencias significativas entre los grupos; por tal motivo, en este estudio se comparó el tratamiento de la superficie del disilicato de litio mediante el ácido fluorhídrico y flúor fosfato acidulado, adicionando el micro arenado para evaluar la resistencia.<sup>63</sup>

## 1.2. INVESTIGACIONES

**Sudre y col. (2020);** evaluaron el efecto de diferentes concentraciones de ácido fluorhídrico en la rugosidad de la superficie de la cerámica reforzada de disilicato de litio y en las formas de resistencia de unión entre la cerámica. Fabricaron 100 discos de cerámica de IPS e. max de 7mm de diámetro y 2mm de grosor, los cuales fueron divididos en 10 grupos con 10 muestras cada uno. El grupo 1 sin tratamiento; los grupo 5-20, 5-40, 5-60 donde las superficies fueron tratadas con HF al 5% por 20, 40, 60 segundos respectivamente; los grupos 10-20, 10-40, 10-60 donde las superficies fueron tratadas con HF al 10% por 20, 40, 60 segundos respectivamente; y por último los grupos 10-20P, 10-40P, 10-60P donde las superficies fueron tratadas con HF al 10% por 20, 40, 60 segundos respectivamente y seguido de la aplicación de ácido fosfórico por 5 segundos. Posteriormente se le aplicó una capa de silano por 1 minuto, seguido de 5 segundos de secado; se colocaron 3 tygons por cada disco, de 3mm de altura y 0,8mm de diámetro, con cemento resino en el interior y fotocurado por 60 segundos. Luego las muestras fueron almacenadas en agua destilada por 24 horas a 37° ° C de temperatura, para someterlas a prueba de micro cizallamiento en máquina universal a velocidad de 1mm/minuto. Los resultados demostraron que el grupo con mayor fuerza de unión fue el HF 5% por 40 segundos con 22.75 Mpa, mientras que el grupo con menor fuerza de unión fue el grupo control con 5.25 Mpa.<sup>84</sup>

**Mallikarjuna y col. (2018);** compararon y evaluaron la influencia de tratamientos ácidos, con ácido fluorhídrico y el flúor fosfato acidulado, en las rugosidades de la superficie y fuerza de unión de la cerámica de disilicato de litio. Utilizaron 60 discos de IPS e. max de 5mm de diámetro y 2 mm de grosor, los cuales fueron divididos en 3 grupos. El grupo A (n=24) fue subdividido a la vez en A1, A2, A3; este grupo fue tratado en la superficie con el gel flúor fosfato acidulado de 1.23% en diferentes tiempos 4, 7 y 10 minutos respectivamente. El grupo B (n=24) fue subdividido a la vez en B1, B2, B3; este grupo fue tratado en la superficie con el gel flúor fosfato acidulado de 1% en diferentes tiempos 4, 7 y 10 minutos respectivamente. Y por último el grupo C (n=12) fue tratado en la superficie con ácido fluorhídrico 9,6% por 1 minuto. Posterior al tratamiento de superficie los

discos fueron cementados a las piezas dentarias, previamente extraídos y colocados en un molde de acrílico para poder hacer una preparación dentaria de 5 mm en vestibular donde se cementaron los discos con cemento resinoso autoadhesivo RelyX U100. Realizaron la prueba en el tensómetro obteniendo los siguientes resultados, encontraron diferencias significativas en los tres grupos tanto en la rugosidad de las superficies como en la resistencia de unión. Pero en cuanto a los grupos de tratados con flúor fosfato acidulado al 1,23% y 1% durante 10 minutos no hubo diferencias significativas al igual que con el grupo de tratamiento del ácido fluorhídrico 9,6% por 1 minuto.<sup>63</sup>

**Puppín y col. (2017);** evaluaron el efecto de diferentes concentraciones de ácido fluorhídrico en diferentes tiempos y sometidos a micro cizallamiento. Para la prueba utilizaron 275 bloques de cerámicas de E. Max de 8mmx8mmx3mm las cuales fueron pulidas con papeles abrasivos de carburo de silicio (600, 1200, 2000 granos) y puestas en ultrasonido por 20 minutos. Los bloques fueron divididos en 5 grupos (n=50) de acuerdo a las concentraciones de HF: 1%, 2.5%, 5%, 7.5% y 10% los cuales fueron subdivididos de acuerdo al tiempo: 20, 40, 60, 10 y 20+20, después del tratamiento los bloques fueron lavados con ultrasonido 20 min., se aplicó 1 capa de silano por 60sec. Para la prueba de micro cizallamiento se utilizaron orificios cilíndricos de 1mmx1mm los cuales fueron cementados y puesto en la maquina Universal (modelo 4411) a una velocidad de 1mm/min (acero 0.2mm). Los resultados fueron los siguientes, en el grupo de HF 1% el grupo con mayor valor al micro cizallamiento fue el 120 seg. (22.0+1.1); en el grupo HF 2.5% el mayor valor fue 120seg. (25.9+1.3); en el grupo HF 5% el mayor valor 120seg. (30.9+1.4); en el grupo HF 7.5% en mayor valor fue 120seg. (33+1.6) y en el grupo HF 10% el mayor valor 120seg. (33.8+1.5) y las conclusiones fueron que el efecto del HF en la adhesión del disilicato de litio depende del tiempo y la concentración.<sup>85</sup>

**Garboza y col. (2016);** evaluaron la fuerza de micro cizallamiento de las cerámicas de disilicato de litio cementadas con cementos resinosos y tratados con diferentes sistemas adhesivos. Utilizaron 72 bloques rectangulares (6.5 mm largo x 5mm ancho, 1mm grosor) de E. Max press, las cuales fueron pulidas con papeles abrasivos de carburo de silicio con 600 y 1200 granos, cada cerámica fue

arenada con partículas de óxido de aluminio 50 micra por 5 seg, 2 bar, a 10 mm distancia y perpendicular a los bloques; luego limpiados con ultrasonido y agua destilada por 20 seg. Estos bloques se dividieron en 6 grupos (n=12) dependiendo de los tratamientos de superficie: 1°.-10HF/S/SBM, 2°.-10HF/S/SB, 3°.-10HF/SBM, 4°.-10HF/SB, 5°.-S/SBM, 6°.-S/SB; donde, HF: ácido fluorhídrico, S: silano, SBM: Adper scotchbond multi-purpose y SB: single bond universal. Aplicaron el ácido fluorhídrico al 10% por 20 seg, luego lavaron con agua destilada por 1 minuto, el silano se aplicó 1 capa. Se colocaron 2 tygon de 1mmx 0.75mm en los bloques los cuales se cementaron con cemento resinoso. Para la prueba se usó el instrumento prueba Universal (DL2000) la carga aplicada fue en la base con velocidad de 0.5mm/min. Los resultados mostraron que mayor fuerza al micro cizallamiento lo obtuvieron los grupos con HF con silano, seguido del grupo solo con HF y al final al grupo del silano solo. Concluyendo que el grabado con ácido fluorhídrico acompañado de la aplicación de silano es un buen tratamiento de superficie para estructuras de cerámicas a base de disilicato de litio.<sup>76</sup>

**Cardona y col. (2016);** evaluaron el efecto de la limpieza pasiva y activa del ácido fosfórico después del uso del ácido fluorhídrico frente a fuerzas de micro cizallamiento entre cemento resino y disilicato de litio. Prepararon 30 discos IPS E. Max, los cuales fueron sumergidos en tubos (PVC) con resina acrílica; y divididos en 3 grupos (n=10) GRUPO A: 9,6% HA (EUFAR) aplicado por 20 seg y limpiado con agua por 30 seg. Secado y aplicado silano por 60 seg y por último secado. GRUPO AF: HA 20 seg, limpiado por ácido fosfórico 37% por 30 seg de forma suave, sin frotar, y luego se aplicó silano por 60seg y secado. GRUPO AFF: HA por 20 seg y limpiado con PA por 30 seg. (Frotando la superficie con presión hasta de 250g.), y el silano por 60 seg y posterior secado. En todos los grupos se aplicó 2 capas de adhesivo agitándolo, secado y foto curado por 10 seg. Se colocaron 4 tygon de 0.9mm diámetro por 2mm altura en la cerámica tratada, a 2 mm de distancia entre cada uno y fueron rellenas de cemento resino, cortando los tubos posteriormente con bisturí. La prueba se hizo en una maquina Kratos con velocidad de 0.5mm/min hasta la fractura, expresando los valores en Mpa, los discs fracturados fueron evaluados mediante el estereomicroscopio a 40x magnificación para clasificar el modo de falla. Los resultados mostraron que la

fuerza adhesiva al micro cizallamiento fue significativamente mayor en el grupo AFF comparado con el grupo A, el grupo AF y A no tuvieron diferencias significativas. Concluyendo que la aplicación activa de PA 37% después del HF 9.6% incrementa fuerza adhesión frente al micro cizallamiento entre el cemento resino y el disilicato de litio.<sup>77</sup>

**Lise y col. (2015);** evaluaron el efecto del ácido fluorhídrico, silano, sistemas adhesivos y cementos resinosos frente a fuerzas de micro cizallamiento en la cerámica de disilicato de litio. Utilizaron 36 bloques de IPS E. Max los cuales fueron cortados en 72 rectángulos de 16mmx2mm, luego del tratamiento de cristalización recomendada por Ivoclar Vivadent, los especímenes fueron colocados en tubos de PVC y fijados con resina epóxica y posterior pulido con papeles abrasivos de carburo de silicio 600 granos por 1 min. Se dividieron en grupos (n=12) con las siguientes combinaciones, con tratamiento de superficie: no tratadas y tratadas (4,8% HF por 20 seg. y con ultrasonido 180 seg.); solución silano: sin silano y con silano (Monobond Plus 60 seg. y Monobond Plus+ Excite F DSC); cemento resinoso: Variolink II, Multilink Automix, RelyX Unicem2. A estos disilicatos se le colocaron tygon de 0.8mmx 0.5mm los cuales se cementaron con cementos resinosos y almacenados 24 horas en agua destilada a 37°C. Para la prueba de micro cizallamiento se utilizó el Universal Machine (Instron 4444) a una velocidad de 1mm/min. Los resultados fueron los siguientes: los grupos que no recibieron grabado ácido o silano tuvieron valores cerca a cero y presentaron fallas adhesivas, el grupo con tratamiento HF tuvieron mayor fuerza significancia comparado con no tratamiento HF. Con el grupo de silano no hubo diferencias significativas entre el Monobond plus y Monobond plus + Excite F, pero estos mostraron mayores resultados que los que aplicaron silano, en cuanto al cemento resinoso no hubo diferencias significativas. Se concluye que con el disilicato de litio se recomienda realizar el tratamiento con HF y silanización, independientemente del cemento resinoso a utilizar, y la cementación autoadhesiva no se recomienda sin grabado previo en HF.<sup>86</sup>

**Caparoso y col. (2014);** evaluaron el efecto del ácido fluorhídrico al 9.5% y al 4,6%, en diferentes tiempos de aplicación de 20, 40 y 60 segundos, sobre la



superficie del disilicato de litio. Confeccionaron 6 cubos de disilicato de litio de 10x10mm (IPS e-max) mediante técnica de cera perdida para luego ser revestidas con Emax Press Spee. Las muestras fueron arenadas con partículas de óxido de aluminio a 2 bares (30 psi) durante 14 seg y a una distancia de 10mm y luego fueron divididas en 6 grupos: GRUPO I (control) utilizó ácido fluorhídrico al 4,6% x 20 seg.; GRUPO II HF 4,6% x 40 seg.; GRUPO III HF 4,6% x 60 seg.; GRUPO IV HF 9,6% x 20 seg.; GRUPO V HF 9,6% x 40 seg.; GRUPO VI HF 9,6% x 60 seg. Las muestras fueron lavadas con abundante agua durante 30 seg., se le aplicó Silano Monobond-S y dejó secar al aire. Los cubos se cementaron en cubos resinas con cemento resinoso autoadhesivo (Relyx U100) y almacenadas por 1 hora al aire libre y 23 h en agua destilada a 37° C. se hizo termociclaje a 5,000 ciclos con cambios de temperatura de 5° a 55° C en tiempo de 30 seg. Estos cubos se cortaron en barras de 1x1x18mm para la prueba de Micro cizallamiento, se utilizaron 20 barras al azar. La máquina utiliza fue Instrom modelo 2519-105 con capacidad 50 New., con velocidad de carga de 10mm/min. Los resultados mostraron mayor fuerza adhesiva en el grupo I en comparación de los demás, en el grupo de Hf 9.6 mayores valores mostró el grupo IV. Se concluye que mejores resultados se obtienen con HF al 4.6 y que estos valores se pueden aceptar clínicamente.<sup>87</sup>

### 1.3. MARCO CONCEPTUAL

- **ÁCIDO FLUORHÍDRICO:**

Es una solución de fluoruro de hidrógeno en agua, siendo un líquido incoloro, humeante y causa quemaduras dolorosas.<sup>88</sup>

- **ALUMINOSILICATO:**

Es un mineral que contiene óxido de aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) y sílice (SiO<sub>2</sub>), estos se suelen considerar como derivados de los silicatos.<sup>89</sup>

- **CAOLÍN:**

Es una arcilla blanca muy pura que se utiliza para la fabricación de porcelanas y de refractarios. El mineral más común de un grupo de silicatos de aluminio hidratado.<sup>90, 91</sup>
- **CERÁMICA:**

Son compuesto de elementos no metálicos y metálicos, dentro de estos tenemos los óxidos, nitruros, carburos y silicatos. Las cerámicas odontológicas están basadas principalmente de feldespato natural (mixtura de aluminosilicatos de potasio y sodio), cuarzo (sílice) y caolín (aluminosilicatos hidratado).<sup>15, 92</sup>
- **CUARZO:**

Es un mineral compuesto de sílice o dióxido de silicio, en forma vítrea. Con color incoloro o coloreado por impurezas, de transparente o traslúcido.<sup>93, 94</sup>
- **DISILICATO DE LITIO:**

Es una cerámica dental que pertenece a la clasificación de las vítrocerámicas, y dentro de ellas pertenece a la familia, las cuales se le incorporan materiales sintéticos. Es decir, es una vitrocerámica sintética.<sup>15,95</sup>
- **FELDESPATO:**

Mineral formado por silicatos de aluminio combinado por sus 3 formas: potásicos, sódicos y cálcicos. Con proporciones mayores de silicio que aluminio, con dureza de 6 a 6.5, su lustre es vítreo y color va desde blanco, rosa, amarillo, verde o rojo.<sup>96, 97</sup>
- **FLÚOR:**

Es un gas di atómico que pertenece a la familia de los halógenos, utilizado como fluoruro para la prevención de caries en la odontología.<sup>98</sup>

- **FLÚOR FOSFATO ACIDULADO:**

Solución o gel al 1.23%, que esta compuesto por fluoruro de sodio, ácido fluorhídrico y ácido fosfórico. Su comercialización en forma de solución tixotrópica (no son verdaderos geles, sino soles viscosos).<sup>99</sup>

- **IPS E.MAX:**

Es el disilicato de litio que esta patentado por la empresa Ivoclar Vivadent, contiene 70% fase cristalina aproximadamente de, dióxido de silicio (SiO<sub>2</sub>), oxido de litio (Li<sub>2</sub>O), oxido de potasio (K<sub>2</sub>O), óxido de zinc (ZnO), pentóxido de fósforo (P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>), oxido de aluminio (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) y dióxido de circonio (ZrO<sub>2</sub>). Se procesa mediante técnica de inyección o sistema de maquinado asistido por ordenador.<sup>15</sup>

- **MICROARENADO:**

Pre tratamiento recomendado para mejor la adhesión, debido a que limpia la superficie adhesiva, mejora la retención mecánica y aumenta la superficie de unión. Modifica la topografía de la superficie y eliminan el barro dentinario de la superficie dental.<sup>82, 100</sup>

- **MICROCIZALLAMIENTO:**

Fuerza o carga externa que produce un corte o ruptura de un objeto forma lateral o tangencial.<sup>101, 102</sup>

- **RESISTENCIA DE UNIÓN:**

Capacidad de tolerar y oponerse a la separación de dos superficies que han sido unidas previamente.<sup>103</sup>

- **SILICATOS:**

Sales derivadas del sílice y ácidos silícicos, contienen silicio, oxígeno y uno o más metales y pueden contener hidrógenos.<sup>104</sup>

- **SILICE:**

También llamado óxido de silicio o dióxido de silicio, es un compuesto de silicio y oxígeno. Son cristales transparentes, insípidos que están en la naturaleza en forma cuarzo. Compuesto es insoluble en agua o ácidos excepto por al ácido hidrofúrico.<sup>105</sup>

- **SILICIO:**

Elemento químico, con número atómico 14 y símbolo Si. Es un oligoelemento de la corteza terrestre en forma de dióxido de silicio.<sup>106</sup>

## CAPÍTULO II

### EL PROBLEMA, OBJETIVOS, HIPÓTESIS Y VARIABLES

#### 2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

##### 2.1.1 DESCRIPCIÓN DE LA REALIDAD PROBLEMÁTICA

Las restauraciones indirectas de disilicato de litio son utilizadas en la mayoría de tratamientos estéticos por poseer excelentes ventajas estéticas y mecánicas, ya vista anteriormente.<sup>107</sup>

El motivo de realizar un tratamiento interno a estas restauraciones, radica en lograr retenciones que nos sirvan de fijación para el luego utilizar diversos medios adicionales de unión al cemento y diente. Conocemos diferentes mecanismos que nos producen estas retenciones deseadas, algunas con ventajas y desventajas pero la más ideal, según las investigaciones es el ácido fluorhídrico, dado que nos produce disolución de la fase vítrea del disilicato y resultado de esto nos dejan unas pequeñas retenciones que nos garantiza la fijación.<sup>108</sup> Por otro lado, el ácido fluorhídrico es un agente dañino, que produce quemaduras a nivel de la piel y mucosa; creando desde irritación hasta necrosis de los tejidos expuestos a este producto.<sup>109</sup>

Justamente por todo esto, hay investigaciones que utilizan otros métodos para crear retenciones en la superficie del disilicato de litio, una de ellas, es la utilización del flúor fosfato acidulado. Este producto menos agresivo a la piel y mucosa consta de ácido fluorhídrico en menor concentración, y crea retenciones en el disilicato de litio.<sup>65</sup> Por lo tanto en este trabajo se comparó el HF y FFA, cual nos produce retenciones ideales para poder lograr una fijación exitosa y a la vez, nos garantice una resistencia de unión que perdure a lo largo del tiempo.

## **2.1.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

### **2.1.2.1 Problema General**

¿Cuál será el nivel de resistencia de unión con micro cizallamiento de la cerámica de disilicato de litio después de ser tratadas con flúor fosfato acidulado 1,23% y ácido fluorhídrico al 9%, con y sin arenado?

### **2.1.2.2 Problemas Específicos**

- ¿Cuál será el nivel de resistencia de unión del disilicato al ser tratado con HF al 9% por 20 segundos con arenado?
- ¿Cuál será el nivel de resistencia de unión del disilicato al ser tratado con HF al 9% por 20 segundos sin arenado?
- ¿Cuál será el nivel de resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 1 minuto con arenado?
- ¿Cuál será el nivel de resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 1 minuto sin arenado?
- ¿Cuál será el nivel de resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 6 minutos con arenado?
- ¿Cuál será el nivel de resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 6 minutos sin arenado?

## **2.2 FINALIDAD Y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN**

### **2.2.1 FINALIDAD**

En este estudio, se evaluó la resistencia de unión de la cerámica de disilicato de litio, que ha sido tratada bajo un protocolo establecido el cual es el ideal para conseguir buenos resultados en el tiempo, al cual se le adicionó el flúor fosfato acidulado en dos diferentes tiempos. Esto se realizó in vitro, en un laboratorio, con muestras de discos de disilicato de litio que fueron expuesto a fuerzas de micro cizallamiento mediante un aparato que simula la fuerza de cizallamiento que tenemos en la cavidad bucal, esto nos proporcionó un resultado el cual fue muy

importante debido a que se mostró nuestro rango establecido en fuerza adhesiva, con ello se tiene una segunda opción de trabajar con el flúor fosfato acidulado. Debido a que contamos con procedimiento en los cuales tenemos que acondicionar la cerámica de disilicato que se encuentran en la cavidad bucal, por ejemplo, en fracturas, astillamientos y desprendimientos de parte de las restauraciones, el uso del ácido fluorhídrico es muy dañino y perjudicial para los tejidos blandos.

En estos casos podemos contar con el flúor fosfato acidulado que no es tan letal para las mucosas y nos lleva a conseguir protocolos de tratamientos basados en evidencias científicas, que genera resultados estéticos, 100% confiables y duraderos a largo tiempo.

## **2.2.2 OBJETIVO GENERAL Y ESPECÍFICOS.**

### **2.2.2.1. Objetivo General**

Evaluar la resistencia adhesiva con micro cizallamiento de la cerámica de disilicato de litio después de ser tratadas con flúor fosfato acidulado 1.23% y ácido fluorhídrico al 9%, con y sin arenado.

### **2.2.2.2. Objetivos Específicos**

- Evaluar la resistencia de unión de la cerámica de disilicato al ser tratado con HF al 9% por 20 segundos con arenado.
- Evaluar la resistencia de unión de la cerámica de disilicato al ser tratado con HF al 9% por 20 segundos sin arenado.
- Evaluar la resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 1 minuto con arenado.
- Evaluar la resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 1 minuto sin arenado

- Evaluar la resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 6 minutos con arenado.
- Evaluar la resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 6 minutos sin arenado.

### **2.2.3 DELIMITACIÓN DEL ESTUDIO**

La presente investigación se llevó a cabo, en un laboratorio, in vitro, de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia y Universidad Inca Garcilaso de la Vega, en el periodo comprendido entre los meses de noviembre y diciembre del 2019. Teniendo como muestra a la cerámica de disilicato de litio en forma de disco de 10mmx 2mm que fueron evaluadas bajo fuerzas de micro cizallamiento, y obteniendo resultados provechosos para la especialidad de Rehabilitación Oral y Odontología Restauradora y Estética.

### **2.2.4 JUSTIFICACIÓN E IMPORTANCIA DEL ESTUDIO**

Las restauraciones de cerámica sin metal, son una alternativa importante, y muy difundida, dentro de los tratamientos odontológicos. Hay que resaltar que estas restauraciones requieren de una técnica, donde intervienen varios elementos que pueden determinar el éxito de dicha restauración. Dentro de estos elementos se pueden destacar, la capacidad de adhesión de la restauración cerámica a la superficie dentaria, sea esmalte o dentina, las características y preparación de la superficie cerámica utilizada, el tipo de cemento adhesivo, como los cementos de resina, y, por último, pero no menos importante el modo de polimerización de dichos cementos.

Con todo lo anterior, podemos afirmar que existen una serie de variables que intervienen en el procedimiento de cementación de los sistemas libres de metal. Uno de estos factores es el acondicionamiento o tratamiento de la superficie de la cerámica que se puede realizar con diferentes métodos. Por ello, se realizó esta



investigación de tratamiento de la superficie mediante diferentes ácidos, ácido fluorhídrico y flúor fosfato acidulado, y el método de arenar la superficie. Demostrando si hay mucha diferencia en cuanto a la resistencia adhesiva.

## **2.3 HIPÓTESIS Y VARIABLES**

### **2.3.1 HIPÓTESIS PRINCIPAL Y ESPECÍFICAS**

#### **2.3.1.1 Hipótesis Principal**

- La resistencia de unión del flúor fosfato acidulado 1.23% es igual al del ácido fluorhídrico 9%.

#### **2.3.1.2 Hipótesis Específicas**

- La resistencia de unión de la cerámica de disilicato al ser tratado con HF al 9% por 20 segundos con arenado tiene valores alto.
- La resistencia de unión de la cerámica de disilicato al ser tratado con HF al 9% por 20 segundos sin arenado tiene valores muy alto.
- La resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 1 minuto con arenado tiene valore bajos.
- La resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 1 minuto sin arenado tiene valores bajísimos.
- Evaluar la resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 6 minuto con arenado tiene valores altos.
- Evaluar la resistencia de unión del disilicato al ser tratado con FFA al 1,23% a 10 cm por 6 minuto sin arenado tiene valores altísimos.

## **2.3.2 VARIABLES E INDICADORES**

### **5.2.1.2 Variable Independiente:**

- Tiempo de grabado con ácido fluorhídrico 9%.
- Tiempo de grabado con flúor fosfato acidulado 1,23%.

INDICADOR: 10 seg, 60 seg, 120 seg, 180 seg, 240 seg, 300 seg, 360 seg.

### **2.3.2.2 Variable Dependiente:**

- Resistencia de unión de la cerámica de disilicato.

INDICADOR: 100g, 500g, 1000g, 1500g, 2000g

La evaluación de variables se encuentra en la definición operacional de las variables, donde se descompone según sus dimensiones, indicadores y escala de medición (Anexo # 01).

## CAPÍTULO III

### MÉTODO, TÉCNICA E INSTRUMENTOS

#### 3.1 POBLACIÓN Y MUESTRA

##### 3.1.1 Población

En este estudio se trabajó con la cerámica dental de disilicato de litio.

##### 3.1.2 Muestra

La muestra fue el disilicato de litio, las cuales fueron representadas mediante discos con las dimensiones de 10mm de diámetro por 2 mm de grosor. Se usó 36 muestras para el estudio, con 6 grupos de muestras los cuales representaron.

Grupo HFA: Disilicato de litio tratado con HF 9% a 20 segundos con arenado.

Grupo HF: Disilicato de litio tratado con HF 9% a 20 segundos sin arenado.

Grupo FFA (1MA): Disilicato de litio tratado con FFA 1,23% a 10 cm por 60 segundos con arenado.

Grupo FFA (1M): Disilicato de litio tratado con FFA 1,23% a 10 cm por 60 segundos sin arenado.

Grupo FFA (6MA): Disilicato de litio tratado con FFA 1,23% a 10 cm por 360 segundos con arenado.

Grupo FFA (6M): Disilicato de litio tratado con FFA 1,23% a 10 cm por 360 segundos sin arenado.

#### 3.2 DISEÑO A UTILIZAR EN EL ESTUDIO

##### 3.2.1 Propósito

El propósito de nuestro estudio fue una investigación aplicada.

### **3.2.2 Secuencia Temporal**

Esta investigación se clasificó según su secuencia temporal en un tipo de estudio transversal.

### **3.2.3 Temporalidad**

Este estudio la temporalidad fue de tipo prospectivo.

### **3.2.4 Asignación de Factores**

El estudio fue un estudio experimental.

### **3.2.5 Finalidad**

Este tipo de investigación según su finalidad fue un estudio descriptivo.

### **3.2.6 Diseño Específico**

El estudio que realizamos fue un ensayo pre clínico in vitro.

### **3.2.7 Nivel**

Este estudio fue un nivel de investigación comparativa.

### **3.2.8 Enfoque**

Nuestro tipo de investigación fue un enfoque cuantitativo.

## **3.3 TÉCNICA E INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS**

### **3.3.1 Técnica de Recolección de Datos**

Este estudio se realizó bajo los siguientes pasos, primero se entregó el proyecto de tesis a la Universidad Inca Garcilaso de la Vega para que pase por una evaluación del comité de grados y títulos de la segunda especialidad, posteriormente, autorizaron la realización del proyecto de tesis y designaron a nuestros asesor metodológico y de la especialidad. Se redactó la metodología para el estudio y una carta para la validación del instrumento, así como la autorización para utilizar las instalaciones de la Universidad Peruana Cayetano

Heredia, la cual nos prestó las instalaciones de su laboratorio que dispone del equipo necesario para hacer la prueba de micro cizallamiento. (Anexo # 02)

Los resultados arrojados del equipo fueron registrados en una ficha de recolección de datos y supervisada por el asesor y el supervisor del equipo ODEME microtensile universal; los resultados se cifraron en un programa estadístico para poder hacer nuestros cuadros comparativos y llevar hacer nuestros resultados y discusión. Todo este proceso redactado anteriormente fue adicional a la realización de la muestra, la cual detallaremos a continuación. (Anexo # 03)

Se confeccionó los discos de cerámica disilicato de litio (IPS E. Max HO Press Ivoclar –Vivadent) con las dimensiones de 10mm de diámetro y 2mm de altura, en patrones de ceras de laboratorio, luego se colocó en un molde de tubo con yeso refractario para ser introducidos en el horno donde se derrite la cera y se dejó un espacio, que fue ocupado por la cerámica de disilicato de litio mediante la técnica de inyección, la cual se realizó en un horno para porcelana. Al terminar el proceso de trabajo, se cortó el molde de yeso refractario con un disco en el motor de baja, para retirar los discos de disilicato de litio; posteriormente se limpió, pulió y se medió para evitar sesgos. (Figura # 01)

Luego, los discos se insertaron dentro de un tubo de PVC (Matusita, Tigre S.A.; Lima, Perú) y fueron fijados con cinta adhesiva de doble contacto (TopEx; Lima, Perú) al fondo del tubo para que no se muevan. Cuando se fijaron los discos se procedió a verter acrílico transparente (Vitarla; A. Tarrillo Barba S.A., Lima, Perú) para mantener fijos los discos dentro del tubo, al terminar la polimerización se pulió la superficie del disco con lijas de agua (Asalite P400A-5305, Perú) de 10 x 10 cm, utilizando abundante agua frotamos de extremo a extremo 10 veces cada disco dentro del tubo. (Figura # 02)

Los discos se dividieron en 3 grupos: **GRUPO HF**, los cuales se le aplicó ácido fluorhídrico al 9% (Porcelain Etch; Ultradent, Utah, USA) por 20 seg, seguido de un lavado con chorro de agua por 20 segundos y secado con aire de la jeringa triple. **GRUPO FFA (1M)**, se le aplicó gel flúor fosfato acidulado 1,23%

(FLUORFAR CHICLE, Eufar; S.A.; Bogotá, Colombia) por 60 segundos, seguido de un lavado con chorro de agua por 20 segundos y secado con aire de la jeringa triple. **GRUPO FFA (6M)**, se le aplicó gel flúor fosfato acidulado 1,23% (FLUORFAR CHICLE, Eufar; S.A.; Bogotá, Colombia) por 360 segundos, seguido de un lavado con chorro de agua por 20 segundos y secado con aire de la jeringa triple.

Al finalizado el tratamiento de superficie de todos los discos, se procedió a subdividir los tres grupos en 2 subgrupos. A los que se le realizó un MICROARENADO con oxido de aluminio 50 micras (Micro arenador, Bio Art; Dent Import S.A.) a 2 bares a 10 cm de distancia perpendicular al disco por 15 segundos, los **GRUPO HFA**, **GRUPO FFA 1MA** y **GRUPO FFA 6MA** son los que se le realizó el micro arenado; y aquellos que no se le realizó el micro arenado. (Figura # 03)

Posteriormente, se les aplicó a todas las muestras Silano (Porcelain Etch and Silano Ultradent; Utah, USA) en toda la superficie dejando actuar por 60 segundos y luego se secó con aire de la jeringa triple por 15 segundos para la evaporación. Además, se aplicó el Adhesivo (Adper Single Bond 2, 3M™ ESPE™; St. Paul, NM, USA) con la ayuda de un microbrush se frotó constantemente por toda la superficie una capa, polimerizaremos 20 segundos con la lámpara LED (VALO Cordless, Ultradent Products, INC) de acuerdo a las indicaciones del fabricante.

Se confeccionó con la ayuda de un tygon (Sonda Nasogástrica 4 Medex, Meditec S.A.; Bogotá D.C., Colombia) de 2 mm de altura con 0.8mm un cilindro de cemento resinoso (Filtek Flow Z350, 3M™ ESPE™; St. Paul, NM, USA) los cuales fueron posicionados sobre la superficie de los discos de cerámica, y fotocurados por 20 segundos con la lámpara LED (VALO Cordless, Ultradent Products, INC). Cada cilindro con una distancia entre ellos de 2mm de distancia y para evitar la sobre exposición de la luz de la lámpara, estos serán cubiertos con papel aluminio y un paño negro que cubra y absorba la luz. Al finalizar la colocación de los cilindros sobre los discos de disilicato, se procedió a cortar la envoltura de los tygon con una hoja de bisturí N°11, utilizando una hoja de bisturí nueva por cada dos cilindros. Se almacenó las muestras en suero fisiológico por 24 horas.

La prueba de micro cizallamiento se realizó en una máquina Semi Universal (OM100-Odeme Dental Research; Brasil) con la ayuda de un alambre de ortodoncia N° 7 doblado en 8 (Morelli Ortodontia; Brasil); se colocó los cilindros, que contiene el disco de disilicato de litio, en la parte superior de la máquina paralelo al suelo, un extremo del alambre se colocó en los tygons y el otro extremo en varilla vertical de la máquina. La prueba se realizó con una velocidad de 1mm/ minuto hasta que se produzca la fractura de tygon. El resultado salió en el panel del equipo con la medida en gramos, el cual se convirtió posteriormente en kilogramos y se obtuvo la Fuerza y Tensión mediante un programa. Esta prueba se realizó en la Universidad Peruana Cayetano Heredia – Sede Salaverry, con presencia de nuestro asesor y previa capacitación del experto de la máquina. (Figura # 04)

### **3.4 PROCESAMIENTO DE DATOS**

En este estudio se realizó la prueba de resistencia de unión del disilicato de litio frente al micro cizallamiento, con los resultados obtenidos se determinó los promedios y desviación estándar según los grupos establecidos; debido a que las variables son cuantitativas se utilizó la prueba de normalidad con la finalidad de ver si los datos son normales y usar la prueba paramétrica, la prueba de normalidad fue el TEST DE LILIEFORD. Posterior a ello, se realizó la prueba paramétrica la cual fue ANOVA DOBLE VÍA, para encontrar significancia entre los grupos; por último se realizó la Prueba de POST HOC TUKEY para determinar la significancia entre grupos específicos. El estudio se realizó tomando en cuenta un nivel de confianza de 95 % y un  $p > 0.05$ . Se empleó el programa estadístico SPSS v. 24.0. (Anexo # 04)

## CAPÍTULO IV

### PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

#### 4.1 PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

En el estudio se investigó la resistencia de unión de los discos de disilicato de litio tratados con ácido fluorhídrico al 9% y flúor fosfato acidulado 1,23% en dos tiempos de aplicación (1minuto y 6minutos) para luego dividir las muestras en 2 grupos, las que se aplicó un arenado con óxido de aluminio 50 micras a 2 bares por 15 segundos a 10cm de distancia y las otra sin arenado, con cada grupo se obtuvieron seis resultados registrados en la ficha de recolección de datos.

**Tabla N° 1. Resultados de Resistencia de unión de los discos de disilicato de litio frente al micro cizallamiento agrupados por grupos. (Valores obtenidos en gramos)**

<b>DISILICATO DE LITIO</b>	<b>CON ARENADO (A)</b>		<b>SIN ARENADO (S)</b>	
GRUPO HF	654g	816g	1 270g	1 431g
	953g	604g	1 0 61g	1 433g
	1 046g	717g	1 007g	1 125g
GRUPO FFA 1M	286g	87g	111g	240g
	382g	00g	68g	225g
	35g	409g	428g	00g
GRUPO FFA 6M	55g	501g	408g	925g
	79g	561g	679g	540g
	719g	449g	414g	664g

**Tabla N° 2. Resultados de la Resistencia de unión de todos los disco del disilicato de litio convertidos de gramos a kilogramos y conversión a fuerza y tensión de todos los grupos.**

<b>GRUPO</b>	<b>DIAMETRO (MM)</b>	<b>FUERZA (KGF)</b>	<b>FUERZA (N)</b>	<b>ÁREA (MM2)</b>	<b>TENSIÓN (MPA)</b>
--------------	--------------------------	-------------------------	-----------------------	-----------------------	--------------------------



1	0.8	0.55	5.3955	0.5026544	10.73401526
2	0.8	0.501	4.91481	0.5026544	9.777712082
3	8	0.79	7.7499	50.26544	0.154179492
4	0.8	0.561	5.50341	0.5026544	10.94869556
5	0.8	0.79	7.7499	0.5026544	15.41794919
6	0.8	0.449	4.40469	0.5026544	8.76285973
7	0.8	0.408	4.00248	0.5026544	7.962687684
8	0.8	0.925	9.07425	0.5026544	18.05266203
9	0.8	0.679	6.66099	0.5026544	13.25162975
10	0.8	0.54	5.2974	0.5026544	10.53885135
11	0.8	0.414	4.06134	0.5026544	8.079786032
12	0.8	0.664	6.51384	0.5026544	12.95888388
13	0.8	0.111	1.08891	0.5026544	2.166319443
14	0.8	0.24	2.3544	0.5026544	4.683933932
15	0.8	0.68	6.6708	0.5026544	13.27114614
16	0.8	0.225	2.20725	0.5026544	4.391188061
17	0.8	0.428	4.19868	0.5026544	8.353015511
18	0.8	0	0	0.5026544	0
19	0.8	0.286	89	0.5026544	177.0600237
20	0.8	0.487	4.77747	0.5026544	9.504482603
21	0.8	0.382	3.74742	0.5026544	7.455261508
22	0.8	0	0	0.5026544	0
23	0.8	0.35	3.4335	0.5026544	6.830736984
24	0.8	0.409	4.01229	0.5026544	7.982204075
25	0.8	1.27	12.4587	0.5026544	24.78581705
26	0.8	1.431	14.03811	0.5026544	27.92795607
27	0.8	1.433	14.05773	0.5026544	27.96698885
28	0.8	1.061	10.40841	0.5026544	20.70689126
29	0.8	1.007	9.87867	0.5026544	19.65300612
30	0.8	1.125	11.03625	0.5026544	21.9559403
31	0.8	0.654	6.41574	0.5026544	12.76371996
32	0.8	0.816	8.00496	0.5026544	15.92537537
33	0.8	0.953	9.34893	0.5026544	18.59912099
34	0.8	0.604	5.92524	0.5026544	11.78790039
35	0.8	1.046	10.26126	0.5026544	20.41414538
36	0.8	0.717	7.03377	0.5026544	13.99325262

El grupo con mayor valor en la media fue el HF, con promedio de 11.751 y su desviación estándar fue de 1.819, y el grupo con el menor valor en la media fue el FFA 1M con 2.288 y su desviación estándar de 2.187. El grupo de HFA con valor de media 7.535 y desviación estándar de 1.703, en el grupo de FFA 1MA los valores promedio fueron de 3.640 y desviación estándar 0.727, con respecto al grupo de FFA 6M su valor promedio fue de 5.460 y desviación estándar de 1.916 y el FFA 6MA el valor promedio de 5.683 y desviación estándar de 1.445.

**Tabla N° 3. Resultados de Resistencia de unión de los discos de disilicato de litio con valores promedio de la media y la desviación estándar por grupos.**

<b>GRUPO</b>	<b>N</b>	<b>MEDIA</b>	<b>DESVIACION ESTANDAR</b>	<b>M. MAXIMO</b>	<b>M. MINIMO</b>
HF	6	11.751	1.819	14.057	9.878
HFA	6	7.535	1.703	10.261	5.925
FFA1M	6	2.288	2.187	6.670	0.000
FFA1MA	6	3.640	0.727	4.777	0.000
FFA6M	6	5.460	1.916	9.074	4.002
FFA6MA	6	5.683	1.445	7.749	4.404

## 4.2 CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

Se realizó la prueba de normalidad la cual fue Lilieford, resultando un p valor donde no se encontró diferencia significativa, por lo cual se utilizó el Anova doble vía para la evaluación de los 6 grupos, se obtuvo un p valor  $< 0.00001$ , lo cual nos demuestra que hay diferencia significativa entre todos los grupos del estudio; posterior se realizó la prueba de post Hoc Tukey, obteniendo los siguientes resultados.

**Tabla N° 4. Prueba de Post Hoc Tukey donde observamos las diferencias significativas encontradas en cada grupo de todas las muestras.**

Tukey	Q	(p)
Médias ( 1 a 2) =	7.1479	< 0.01
Médias ( 1 a 3) =	7.0265	< 0.01
Médias ( 1 a 4) =	7.5452	< 0.01
Médias ( 1 a 5) =	3.2375	ns
Médias ( 1 a 6) =	3.2682	ns
Médias ( 2 a 3) =	14.1743	< 0.01
Médias ( 2 a 4) =	14.6930	< 0.01
Médias ( 2 a 5) =	10.3853	< 0.01
Médias ( 2 a 6) =	10.4161	< 0.01
Médias ( 3 a 4) =	0.5187	ns
Médias ( 3 a 5) =	3.7890	ns
Médias ( 3 a 6) =	3.7583	ns
Médias ( 4 a 5) =	4.3077	ns
Médias ( 4 a 6) =	4.2769	ns
Médias ( 5 a 6) =	0.0307	ns

Encontramos diferencias significativas entre los grupos de ácido fluorhídrico (HF) y flúor fosfato acidulado (FFA 1M), al igual que entre los grupos HF y el FFA 6M. Lo opuesto, entre los grupos FFA 1M y FFA 6M, en los cuales no encontramos diferencias significativas, estos grupos son los que no se le aplicó el micro arenado. Con respecto a los grupos que se aplicó el micro arenado encontramos diferencia significativas entre el grupo de HFA y FFA 1M, pero con el grupo de FFA 1MA y FFA 6MA no hay diferencias significativas al igual que el grupo de HFA y FFA 6MA.

Contrastando los grupos del mismo tratamiento de superficie, resulta que encontramos diferencias significativas entre HFA y HA (9%) con aplicación de óxido de aluminio y sin aplicación de óxido de aluminio, respectivamente; por el contrario, los grupos de FFA 1MA y FFA 1M (1,23%) aplicación de óxido de aluminio y sin aplicación de óxido de aluminio, respectivamente, no hay diferencia significativa. Del mismo modo ocurrió con los grupos de FFA 6MA y FFA 6M (1,23%) aplicación de óxido de aluminio y sin aplicación de óxido de aluminio, respectivamente, donde no hay diferencia significativa.

En resumen, el grupo con mayor valor de resistencia de unión con aplicación de óxido de aluminio es el HF 9% ( $07.53 \pm 1.70$ ), seguido por FFA 1,23% 6min ( $05.68 \pm 1.44$ ) y el que presentó menor valor de resistencia de unión fue el FFA 1,23% 1min ( $03.64 \pm 0.72$ ). Mientras que, en el grupo que no se aplicó óxido de aluminio, el mayor valor de resistencia de unión fue el HF 9% ( $11.75 \pm 1.81$ ), seguido por FFA 1,23% 6min ( $05.46 \pm 1.91$ ) y el que presentó menor valor de resistencia de unión fue el FFA 1,23% 1min ( $02.28 \pm 2.18$ ).

**Tabla N° 5. Valores promedio de la media y la desviación estándar de la Resistencia de unión de los discos de disilicato de litio.**

<b>GRUPO</b>	<b>MEDIA Y LA (CON ARENADO)</b>	<b>DESVIACIÓN ESTANDAR (SIN ARENADO)</b>
HF	$07.53 \pm 1.70$	$11.75 \pm 1.81$
FFA 6M	$05.68 \pm 1.44$	$05.46 \pm 1.91$
FFA1M	$03.64 \pm 0.72$	$02.28 \pm 2.18$

### 4.3 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El ácido fluorhídrico y el flúor fosfato acidulado son sustancias utilizadas para el tratamiento de la superficie del disilicato de litio; al entrar en contacto con la cerámica produce la disolución del sílice y los silicatos de la matriz vítrea, creando áreas con depresiones o socavados en toda la superficie que nos sirve para retención.<sup>110</sup>

Cardona y col en 2016<sup>77</sup>, estudiaron el disilicato de litio expuesto con HF 9.6% aplicado por 20 segundos y sus resultados de resistencia de unión fueron de 08.14 Mpa; del mismo modo, Caparros y col en 2014<sup>87</sup>, estudiaron el disilicato de litio con HF 9.6% aplicado por 20 segundos y sus valores de resistencia de unión fueron de 07.53 Mpa, ambos valores muy distintos que en nuestro estudio. Sin embargo, Dipti Pravin y col en 2015<sup>72</sup> y Mallikarjuna y col en 2018<sup>63</sup>, investigaron el HF 9,6% aplicado por 1 minuto en el disilicato de litio y obtuvieron valores de resistencia de unión semejantes a nuestro estudio, aunque con

tiempos de exposición diferentes. Los valores de resistencia de unión de ellos fueron 11.85 Mpa y 10.62 Mpa, respectivamente.

Investigadores como, Joao Paulo Sudre y col. en 2020 <sup>84</sup>, Puppín y col. en 2017 <sup>85</sup>, Garboza y col. en 2016 <sup>76</sup> y Sundfeld y col. en 2015 <sup>111</sup> y 2016 <sup>73</sup>, investigaron el disilicato de litio con tratamiento de superficie de HF 10% aplicado por 20 segundos; encontrando cada uno valores de resistencia de unión diferentes, Sudre<sup>84</sup> con valores de 16 Mpa, Puppín<sup>85</sup> con valores de 31.1 Mpa; Garboza<sup>76</sup> con valores de 24.90 Mpa y Sundfeld con valores de 36 Mpa <sup>111</sup> y 40 Mpa<sup>73</sup>, respectivamente. Estudios con concentraciones de HF 5%, en disilicato de litio, encontramos a Tevfix Yavuz y col en 2016 <sup>49</sup>, con valores de resistencia de unión de 25.16 Mpa, y similar caso encontramos con Sundfeld y col. en 2016 <sup>73</sup>, con valores de resistencia de unión de 28 Mpa.

En cambio, Tarib y col. en 2016 <sup>57</sup> y Joao Sudre y col. en 2020 <sup>84</sup> trabajaron con HF 5% aplicado por 20 seg y encontraron valores de resistencia de unión bajos, con valores promedio de 13 Mpa y 12 Mpa, respectivamente. Cabe resaltar, con todo lo descrito anteriormente, existen diferentes valores de resistencia de unión dependiendo de la concentración de HF, la marca comercial que ofrece el producto y también importante mencionar, es saber que materiales adicionales se utilizaron como protocolo para las investigaciones.

Existen algunas investigaciones que apoyan el uso del HF así como el FFA, y que las comparan entre sí, por lo tanto, en nuestro trabajo de investigación se realizó la comparación de estas dos variables, donde concluimos que entre HF y FFA hay diferencias significativas y además, el HF nos ofreció mayores valores de resistencia de unión a comparación que FFA.

Boonlert Kukiattrakoon y col. en 2012 <sup>83</sup>, compararon el HF y FFA para tratar la superficie de la cerámica, en este caso la feldespática, los resultados de los valores de resistencia de unión fueron de 18.01 Mpa en HF 9,6% 2min y 16.05 Mpa en FFA 1,23% 6min y 10.91 Mpa en FFA 1,23% 1 min; concluyendo que podían usar FFA de 6 a 10 minutos y tener resultados semejantes que con HF por 2min. En nuestro estudio, el FFA 1,23% se aplicó por 6 min y mostró valores de resistencia bajos, al ser comparados con el HF 9% por 20 seg (05.46 Mpa y 11.75

Mpa, respectivamente), debido a que se trabajó con diferentes cerámica la cuales presentaron diferentes concentraciones de componentes por ello la diferencias en los resultados y además se aplicó diferentes productos.

Por el contrario, Mallikarjuna y col. en 2018 <sup>37</sup>, investigaron sobre el tratamiento de superficie con HF y FFA, pero esta vez en disilicato de litio, llegando a la conclusión que hay diferencia significativa entre el HF 9,6% aplicado por 20 seg y FFA 1,23% aplicado por 7min. Resultados similares encontrados en nuestro estudio, donde se encontró diferencias significativas entre HF 9% aplicado por 20seg y FFA 1,23% aplicado por 6min. En cuanto a los valores de resistencia de unión; en el estudio de Mallikarjuna los valores del HF fueron de 10.62 Mpa y los valores de FFA fueron de 08.36 Mpa.

En resumen, podemos afirmar que el HF nos produce mayor resistencia de unión que el FFA. Puesto que, la concentración de ácido fluorhídrico que contiene el FFA es menor, y además, los otros componentes que existen en el gel, como el flúor que disminuye el área de íntimo contacto del ácido fluorhídrico con la matriz vítrea, por ende, tenemos que dejar mayor tiempo para que produzca mayor agresión a la cerámica. En cambio, con HF solo necesitamos 20 segundos para que se produzca micro-retenciones deseadas. Con respecto al HF diversos estudios recomiendan que es un producto ideal para el tratamiento del disilicato de litio, existen en el ámbito comercial diferentes concentraciones para este producto.

Encontramos en la literatura estudios que nos mencionan que el micro arenado es una técnica que proporciona mejora en la retención mecánica y aumenta la superficie de unión, la cual se utiliza sobre el disilicato de litio. Por ello, Farzaneh Ahrari y col en 2017 <sup>80</sup>, investigaron el disilicato de litio con tratamiento de superficie aplicando “solo” el micro arenado de óxido de aluminio de 50 micras a 2.5 bares por 15 segundos a una distancia de 10 mm y obtuvieron valores de resistencia de unión de 12.2 Mpa. Por el contrario, Zúñiga y col. en 2013 <sup>112</sup>, investigaron sobre el tratamiento de superficie del disilicato de litio con diferentes opciones, el primero es HF 5% aplicado por 20 seg. y el segundo es HF 5% aplicado por 20 seg., complementado con micro arenado de óxido de aluminio 50 micras por 10 segundos a 10 mm y concluyeron que mediante el análisis del

Microscopio Electrónico de Barrido (MEB), el HF produjo en el disilicato de litio una superficie muy retentiva, con la existencia de valles, crestas y porosidades en toda la superficie; en cambio, el HF complementado con el micro arenado crean una superficie parcialmente lisa, sin retenciones en toda la superficie sino algunas crestas y valles sin profundidad.

Esto podría explicar los valores de resistencia de unión obtenidos en nuestra investigación, donde el grupo HF (ácido fluorhídrico solo) presenta valores de resistencia de unión de 11.75 Mpa, a diferencia de los obtenidos en grupo HFA (ácido fluorhídrico complementado con micro arenado) el cual presentó valores muy bajos de 07.53Mpa; con lo cual concluiríamos que la superficie del disilicato de litio podría presentar retenciones pocas profundas y que no son uniformes a lo largo de la superficie, por ello la resistencia de unión es menor y no tolera mucha fuerza aplicada externamente a ella.

## CAPÍTULO V

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1 CONCLUSIONES

El ácido fluorhídrico mostró valor de resistencia de unión de 11.751 Mpa frente al micro cizallamiento, fue el mayor valor de resistencia de unión en comparación a los demás grupos. Flúor fosfato acidulado se aplicó por 6 minutos mostró valor de resistencia de unión de 5.460 Mpa; mientras que flúor fosfato acidulado se aplicó por 1 minuto mostró valor de resistencia de unión de 2.288 Mpa. Se encontró diferencias significativas entre el HF y FFA.

Con respecto al microarenado con óxido de aluminio, el grupo con mayor valor de resistencia de unión fue HFA con valores de 7.535 Mpa, el grupo de FFA (6MA) presentó mayor valor de resistencia de unión con 5.683 Mpa en comparación con el FFA (1MA) con valor de resistencia de unión con 3.640 Mpa. Se encontró diferencias significativas entre los grupos de HFA y FFA (1MA); mientras que en el grupo de FFA (6MA) y FFA (1MA) no se encontraron diferencias significativas, al igual que el grupo HFA y FFA (6MA).

#### 5.2 RECOMENDACIONES

- \* El ácido fluorhídrico es el tratamiento de superficie ideal para el disilicato de litio; al ser complementado con el arenado, partículas de óxido de aluminio, mostró disminución de los valores de resistencia. Por tal motivo, se recomienda aplicar solo HF en el disilicato de litio.
- \* El flúor fosfato acidulado es un gel tixotrópico que se utiliza como método de prevención ante la formación de caries, por su contenido de HF nos



podría ayudar en la rehabilitación oral pero no hay mucha evidencia científica de su acción. Se recomienda realizar más estudios, que presenten mayor tiempo de aplicación.

- \* Estudios con Microscopia Electrónica de Barrido (MEB) nos muestran imágenes con alta resolución de las superficies observadas, en los tratamientos de superficie del disilicato de litio se recomienda utilizar este equipo de tecnología como complemento.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Kawahara Haruyuki, Kawahara Dai, Hayakawa Masahide, Tamai Yoshihisa, Kuremoto Tokio, Matsuda Seiji. Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress–strain and bone formation–resorption. *Implant Dentistry* 2003; 12(1):61-68.
2. J. Robert Kelly, Ichiro Nishimura, Stephen D. Campbell. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal Prosthetic Dent* 1996; 75(1):18-32.
3. Hari A. Prasad y col. To evaluate effect of airborne particle abrasion using different abrasives particles and compare two commercial available zirconia on flexural strength on heat treatment. *Internartional Journal of Biomedical Science* 2017; 13(2):93-112.
4. JR Kelly, P Benetti. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 2011; 56(1):84-96.
5. Tahereh Ghaffari, Fahimeh Hamedi- Rad, Vahid Fakhrzadeh. Marginal adaptation of spinell inceram and feldspathic porcelain laminate veneers. *Dental Research Journal* 2016; 13(3):239-44.
6. Yu Zhang, J Robert Kelly. Dental ceramics for restoration and metal-veneering. *Dent Clin North Am* 2017; 61(4):797–819.
7. Lucas Hian da Silva, Erick de Lima, Ranulfo Benedito de Paula Miranda, Stéphanie Soares Favero, Ulrich Lohbauer, Paulo Francisco Cesar. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017; 3(1):133-146.
8. Lucas do Nascimento Tavares, Karla Zancopé, Christine Almeida Silva, Luís Henrique Araújo Raposo, Carlos José Soares, Flávio Domingues das Neves. Microstructural and mechanical analysis of two CAD-CAM lithium

- disilicate glass-reinforced ceramics. *Brazilian Oral Research* 2020, 31;34:e004.
9. Sascha Pieger, Arif Salman, Avinash S. Bidra. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2014; 112(1):22-30.
  10. Raymond Wai Kim Li, Tak Wah Chow, Jukka Pekka Matinlinna. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal Prosthodont Res* 2014; 58(4):208-16.
  11. Andressa B. Venturini, Catina Prochnow, Liliana G., Cornelis J. Kleverlaan, Luiz Felipe Valandro. Fatigue failure load of feldspathic ceramic crowns after hydrofluoric acid etching at different concentrations. *Journal Prosthet Dent* 2018; 119(2):278-285.
  12. F.A. Spitznagel, J. Boldt, P.C. Giertmuehlen. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *Journal of Dental Research* 2018; 97(10):1082-1091.
  13. DECS. Cerámica [Internet] 2020 [citado 11 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>
  14. American Dental Association. Cerámica [Internet] 2020 [citado 11 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.ada.org/en/search-results#q=ceramics&t=all&sort=relevancy&f:@sysconceptssublcoveofacets\\_3=\[ADA\]](https://www.ada.org/en/search-results#q=ceramics&t=all&sort=relevancy&f:@sysconceptssublcoveofacets_3=[ADA])
  15. Stefano Gracis, Van P. Thompson, Jonathan L. Ferencz, Nelson R.F.A. Silva, Estevam A. Bonfante. A new classification system for all ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontic* 2015; 28 (3):227-235.

16. Susana Morimoto, Rafael Borges Albanesi, Newton Sesma, Carlos Martin Agra, Mariana Minatel Braga. Main clinical outcomes of feldspathic porcelain and glass-ceramic laminate veneers: a systematic review and meta-analysis of survival and complication rates. *Int J Prosthet* 2016; 29(1):38-49.
17. Lpc Contreras y col. Effects of manufacturing and finishing techniques of feldspathic ceramics on surface topography, biofilm formation, and cell viability for human gingival fibroblasts. *Oper Dent* 2018; 43(6):593- 601.
18. Ivoclar Vivadent. IPS empress CAD para la tecnología CAD/CAM [Internet] 2020 [citado 5 septiembre 2020]. Disponible en: URL: <https://www.ivoclarvivadent.es/es-es/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-empress-system-odontologo/ips-empress-restorations>.
19. Fehmi Gönüldaş, Caner Öztürk, Pelin Atalay, Derya Öztaş. Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics. *Dental Materials Journal* 2019; 38(2):317–322.
20. Ivoclar Vivadent. IPS e.max ceram [Internet] 2017 [citado 12 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://www.ivoclarvivadent.es/eses/p/todos/productos/ceramica-sin-metal/ips-empress-system-odontologo/ips-empress-restorations>.
21. Stephanie Alexandra Valdivia Barba. Resistencia a la fractura de la cerámica de disilicato de litio inyectada en coronas sobre dientes naturales [tesina para optar por el título profesional de especialista en rehabilitación oral]. Tacna (PER): Universidad Privada de Tacna; 2016.
22. M. Sad Chaar, Nicole Passia, Matthias Kern. Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FDPs made from a glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia). *J Dent* 2015; 43(5):512-7.

23. Ivoclar Vivadent. In ceram for inlab [Internet] 2016 [citado 13 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.dtshop.com/fileadmin/media/ga/0930\\_ga\\_esp.pdf](https://www.dtshop.com/fileadmin/media/ga/0930_ga_esp.pdf).
24. Sung Joon Kwon, Nathaniel C. Lawson, Edward E. McLaren, Amir H. Nejat, John O. Burgess. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent* 2018; 120(1):132-137.
25. Fu Wang, Tao Yu, Jihua Chen. Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *J Prosthodont Res* 2020; 64(1):71-77.
26. Julia Cadorim Facenda, Marcia Borba, Pedro Henrique Corazza. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent* 2018; 30(4):281-286.
27. Yanxia Jiang, Anna Akkus, Renato Roperto, Ozan Akkus, Bo Li, Lisa Lang, Sorin Teich. Measurement of j-integral in CAD/CAM dental ceramics and composite resin by digital image correlation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 62:240-246.
28. Shofu Block y Disk. CAD/CAM ceramic-based restorative [Internet] 2019 [citado 14 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://www.shofu.com/wp-content/uploads/SHOFU-HC-Block-Disk-BRO-US.pdf>.
29. Moustafa N. Aboushelib, Donia Sleem. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *Journal Adhes Dent* 2014; 16:547-552.
30. Christian Alencar Neis y col. Surface treatments for repair of feldspathic, leucite- and lithium disilicate- reinforced glass ceramics using composite resin. *Brazilian Dental Journal* 2015; 26(2):152-155.
31. Luciano Malchiodi, Francesca Zotti, Tommaso Moro, Daniele de Santis, Massimo Albanese. Clinical and esthetical evaluation of 79 lithium disilicate

- multilayered anterior veneers with a medium follow-up of 3 years. *European Journal of Dentistry* 2019; 13(4):581-588.
32. Carolina Nemesio de Barros Pereira y col. LED and halogen light transmission through a cad/cam lithium disilicate glass-ceramic. *Brazilian Dental Journal* 2015; 26(6):648-653.
33. Lubica Hallmann y col. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater* 2019; 35(5):713-729.
34. Item Glossary. Tenacidad a la fractura [Internet] 2020 [citado 14 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://glossar.item24.com/es/indice-de-glosario/articulo/item//seccion-normal-1.html>.
35. Fernando Zarone, Marco Ferrari, Francesco GuidoMangano, Renato Leone, Roberto Sorrentino. Digitally oriented materials: focus on lithium disilicate ceramics. *International Journal of Dentistry* 2016; 20(16):1-10.
36. Alec Willard, Tien-Min Gabriel Chu. The science and application of IPS e.max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci* 2018; 34(4):238-242.
37. Eran Dolev, Yoli Bitterman, Avi Meirowitz. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent* 2019; 121(1):124-128.
38. Radek Mounajjed, Danielle M. Layton, Basel Azar. The marginal fit of e.max press and e.max CAD lithium disilicate restorations: a critical review. *Dent Mater J* 2016; 36(6):835-844.
39. Shaymaa E. Elsaka, Amr M. Elnaghy. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater J* 2016; 2738:1-7.
40. Nathaniel C. Lawson, Ritika Bansal, John O. Burgess. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater J* 2016; 32(11):275-283.

41. Marleen Peumans, Emilija Bajraktarova, Jan De Munck, Cece Bajraktarova Mish evska, Bart Van Meerbeek. Bonding effectiveness of composite to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 2016; 18(4):289-302.
42. Ivoclar Vivadent. IPS e.max press [Internet] 2018 [citado 7 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0358\\_ga\\_esp.pdf](https://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0358_ga_esp.pdf).
43. Meral Kurt, Merve Bankoglu Güngör, Seçil Karakoca Nemli, Bilge Turhan Bal. Effects of glazing methods on the optical and surface properties of silicate ceramics. *J Prosthodont Res* 2019; 11 pii: S1883-1958(19)30012X.
44. Ana Catarina Branco, Rogério Colaço, Célio Gabriel Figueiredo-Pina, Ana Paula Serro. A state-of-the-art review on the wear of the occlusal surfaces of natural teeth and prosthetic crowns. *Materials (Basel)* 2020; 13(16):3525.
45. Ecured. Ácido fluorhídrico [Internet] 2018 [citado 1 noviembre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.ecured.cu/%C3%81cido\\_fluorh%C3%ADdrico](https://www.ecured.cu/%C3%81cido_fluorh%C3%ADdrico).
46. Wikipedia. Fluoruro de hidrógeno [Internet] 2018 [citado 11 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://es.wikipedia.org/wiki/Fluoruro\\_de\\_hidr%C3%B3geno](https://es.wikipedia.org/wiki/Fluoruro_de_hidr%C3%B3geno).
47. Mutlu Özcan, Arezo Allahbeickaraghi, Mine DüNDAR. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Invest* 2012; 16:15–23.
48. Universidad de Valencia. Ácido fluorhídrico [Internet] 2017 [citado 11 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.uv.es/preven/recursos/preguntas/protocols/protocol\\_us\\_acid\\_fluorhidric\\_sp.pdf](https://www.uv.es/preven/recursos/preguntas/protocols/protocol_us_acid_fluorhidric_sp.pdf).
49. Tevfik Yavuz, Oguz Eraslan. The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures. *Journal Adv Prosthodont* 2016; 8:75-84.

50. Daniel Sundfeld y col. The effect of hydrofluoric acid and resin cement formulation on the bond strength to lithium disilicate ceramic. *Brazilian Oral Research* 2018; (24)32:e43.
51. Yu Yao, Sun Ran, Gu Jia, Tai Ningzheng, Zhang Yisen. Management of a man with hydrofluoric acid burns: a case report and review. *Journal of Burn Care and Research* 2019; 41(1):200-210.
52. Sebastian Wille, Frank Lehmann, Matthias Kern. Durability of resin bonding to lithium disilicate and zirconia ceramic using a self-etching primer. *J Adhes Dent* 2017; 19(6):491-496.
53. Sai Kham Lyann y col. Effect of different surface treatments on the tensile bond strength to lithium disilicate glass ceramics. *J Adhes Dent* 2018; 20(3):261-268.
54. Alberto Carlos-Cruz González, Edgar-Delgado Mejía. Alternatives of surface treatments for adhesion of lithium disilicate ceramics. *Revista Cubana de Estomatología* 2018; 55(1):59-72.
55. David Cardoso Sandes Farias, Letícia Machado Gonçalves, Ricardo Walter, Yunro Chung, Markus Bernhard Blatz. Bond strengths of various resin cements to different ceramics. *Braz Oral Rest* 2019; 33:eo95.
56. Lf Guilardi y col. Fatigue failure load of a bonded simplified monolithic feldspathic ceramic: influence of hydrofluoric acid etching and thermocycling. *Oper Dent* 2020; 45(1):21-31.
57. Natasya Ahmad Tarib, Norsamihah Anuar, Marlynda Ahmad. Shear bond strength of veneering ceramic to coping materials with different pre-surface treatments. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 2016; 8:339-344.
58. Emilija Bajraktarova-Valjakova y col. Acid etching as surface treatment method for luting of glass-ceramic restorations, part 1: acids, application



- protocol and etching effectiveness. open access macedonian Journal of Medical Sciences 2018; 6(3):568-573.
59. Ravikumar Ramakrishnaiah, Abdulaziz A. Alkheraif, Darshan Devang Divakar, Jukka P. Matinlinna, Pekka K. Vallittu. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. International Journal of Molecular Sciences 2016; 27:17(6).
60. Aretha Heitor Veríssimo, Dayanne Monielle Duarte Moura, João Paulo Mendes Tribst, Arthur Magno Medeiros de Araujo, Fabíola Pessôa Pereira Leite, Rodrigo Othávio de Assunção e Souza. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics. Brazilian Oral Research 2019; 33:e041.
61. Sandra Georgina Prado Rosas, Miguel Ángel Araiza Téllez, Emilia Valenzuela Espinoza. In vitro efficiency of fluoride-containing compounds on remineralization of carious enamel lesions under cyclic pH conditions. Revista Odontológica Mexicana 2014; 18(2):96-104.
62. Gabriela Aurora Pacheco Aguilar. Reducción de la carga bacteriana oral en niños de séptimo de básica de la escuela manuelita Sáenz, utilizando flúor barniz, flúor fosfato acidulado, barniz de clorhexidina y clorhexidina en gel. [trabajo de investigación como requisito previo a la obtención del grado académico de odontólogo]. Ecuador: Universidad Central de Ecuador; 2015.
63. Mallikarjuna DM, Surendra GB Kumar, Shilpa Shetty, Mallika Shetty, Bharath Raj. Comparative evaluation of lithium disilicate ceramic surface and bond strength to dentin surface after treatment with hydrofluoric acid and acidulate phosphate fluoride gel: an in vitro study. Indian J Dent Res 2018; 29(6):794-798.
64. Ingrid Patricia Concha Loaiza. Ventajas y desventajas del uso tópico de flúor para la prevención de caries dental en niños de 6 años [trabajo de

- graduación previo a la obtención del título de odontólogo]. Ecuador: Universidad de Guayaquil; 2012.
65. Eric Wang, Boyen Huang. Discolouration of glass-ionomer cement at different fluoride concentration levels. *Oral Health and Dental Management* 2014; 13(2):1-4.
66. Samira Branco Martins, Filipe de Oliveira Abi-Rached, Gelson Luis Adabo, Paolo Baldissara, Renata Garcia Fonseca. Influence of particle and air-abrasion moment on y-tzp surface characterization and bond strength. *Journal of Prosthodontics* 2019; 28(1):e271-e278.
67. Pablo Armando Chávez Alayo. Resistencia de unión al micro cizallamiento de una cerámica feldespática acondicionada con ácido fluorhídrico sometida a la aplicación de ácido fosfórico como técnica de remoción según tipo, método y tiempo. Estudio in vitro [tesis para optar el grado de maestro en estomatología con mención en rehabilitación oral]. Lima (PER): Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2019.
68. Hirotake Miyahara y col. Chemical alteration of Ag-Pd-Cu-Au alloy surface by alumina air-abrasion and its effect on bonding to resin cement. *Dental Materials Journal* 2019; 38(4):630-637.
69. Marcel Reymus, Malgorzata Roos, Marlis Eichberger, Daniel Edelhoff, Reinhard Hickel, Bogna Stawarczyk. Bonding to new CAD/CAM resin composites: influence of air abrasión and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clinical Oral Investigations* 2019; 23(2):529-538.
70. Seyed Mohammad Reza Hakimaneh, Sayed Shojaedin Shayegh, Mehrsima Ghavami-Lahiji, Ahmad Chokr, Azizollah Moraditalab. Effect of silane heat treatment by laser on the bond strength of a repair composite to feldspathic porcelain. *J Prosthd* 2020; 29(1):40-55.
71. Keiichi Yoshida. Influence of cleaning methods on the bond strength of resin cement to saliva-contaminated lithium disilicate ceramic. *Clin Oral Investig* 2020; 24(6):2091-2097.

72. Dipti Pravin Lambade, Sham M. Gundawar, Usha M. Radke. Evaluation of adhesive bonding of lithium disilicate ceramic material with dual cured resin luting agents. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 2015; 9(2):ZC01ZC05.
73. Daniel Sundfeld y col. The effect of hydrofluoric acid concentration and heat on the bonding to lithium disilicate glass ceramic. *Brazilian Dental Journal* 2016; 27(6):727-733.
74. Andres Millan Cardenas y col. Effect of MDP-containing silane and adhesive used alone or in combination on the long-term bond strength and chemical interaction with lithium disilicate ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry* 2017; 19(3):203-212.
75. Nicola Mobilio, Alberto Fasiol, Santo Catapano. Qualitative evaluation of the adhesive interface between lithium disilicate, luting composite and natural tooth. *Annali di Stomatologia (Roma)* 2016; 19; 7(1-2):1-3.
76. Celso Sebastião Garboza y col. Influence of surface treatments and adhesive systems on lithium disilicate microshear bond strength. *Brazilian Dental Journal* 2016; 27(4):458-462.
77. Tatiana Cardona Giraldo, Vanessa Roldan Villada, Mauricio Peña Castillo, Osnara Maria Mongruel Gomes, Bruna Fortes Bittencourt, John Alexis Dominguez. Active and passive application of the phosphoric acid on the bond strength of lithium disilicate. *Brazilian Dental Journal*. 2016; 27(1):90-94.
78. Mehmet Emre Coskun, Turker Akar, Faik Tugut. Airborne-particle abrasion; searching the right parameter. *Journal of Dental Sciences* 2018; 13:293-300.
79. R. Grasel, M Santos, H Chagas Rego, M Rippe, L Valandro. Effect of resin luting systems and alumina particle air abrasion on bond strength to zirconia. *Operative Dentistry* 2018; 43(3):282-290.

80. Farzaneh Ahrari, Alireza Boruziniat, Hamideh Sadat Mohammadipour, Mehrnoosh Alirezaei. The effect of surface treatment with a fractional carbon dioxide laser on shear bond strength of resin cement to a lithium disilicate- based ceramic. *Dental Research Journal* 2017; 14(3):195-202.
81. Ana Carolina Cadore-Rodrigues y col. Air-abrasion using new silica-alumina powders containing different silica concentrations: effect on the microstructural characteristics and fatigue behavior of a Y-TZP ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2019; 98:11-19.
82. Rana Asano, Shiho Otake, Kosuke Nozaki, Keiichi Yoshida, Hiroyuki Miura. Effect of elapsed time after air abrasion on bond strength of luting agent to CAD/CAM resin blocks. *Journal of Oral Science* 2019, 28; 61(3):459-467.
83. Boonlert Kukiattrakoon, Kewalin Thammasitboon. Optimal acidulated phosphate fluoride gel etching time for surface treatment of feldspathic porcelain: on shear bond strength to resin composite. *European Journal of Dentistry* 2012; 6:63-69.
84. Joao Paulo Sudre, Luciana Andrea Salvio, Kusai Baroudi, Bruno Salles Sotto- Maior, Claudio Luis Melo-Silva, Neuza Maria Souza Picorelli Assis. Influence of surface treatment of lithium disilicate on roughness and bond strength. *The International Journal of Prosthodont* 2020; 33:212-216.
85. J Puppini-Rontani y col. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on bond strength to lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent* 2017; 42(6):606-615.
86. Lise, J Perdigaõ, A Van Ende, O Zidan, GC Lopes. Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. *Oper Dent* 2015; 40(5):524-32.

87. Caparroso C, Latorre F, Arroyave L, Grajales C. Evaluación in vitro del efecto de la concentración y el tiempo de aplicación del ácido fluorhídrico sobre la adhesión al disilicato de litio. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2014; 26(1):62-75.
88. DECS. Ácido fluorhídrico [Internet] 2020 [citado 14 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
89. Wikipedia. Aluminosilicato [Internet] 2017 [citado 14 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://es.wikipedia.org/wiki/Aluminosilicato>.
90. DECS. Caolín [Internet] 2020 [citado 15 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
91. Cerawiki. Caolín [Internet] 2020 [citado 15 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://ceramica.fandom.com/wiki/Caol%C3%ADn>.
92. Emilija Bajraktarova-Valjakova, Vesna Korunosha-Stevkovska, Biljana Kapusevska, Nikola Gigovski, Cvetanka Bajraktarova-Misevska, Anita Grozdanov. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences 2018; 5(9):1742-1755.
93. DECS. Cuarzo [Internet] 2020 [citado 15 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
94. Región de Murcia Digital. Cuarzo [Internet] 2020 [citado 16 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.regmurcia.com/servlet/s.SI?sit=c,365,m,108&r=ReP-26901-DETALLE\\_REPORTAJESABUELO](https://www.regmurcia.com/servlet/s.SI?sit=c,365,m,108&r=ReP-26901-DETALLE_REPORTAJESABUELO).
95. Zhenzhen Zhang y col. Effects of crystal refining on wear behaviors and mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2018; 81:52–60.

96. Coordinación General de Minería. Feldespato [Internet] 2014 [citado 15 octubre 2020]. Disponible en: URL: [https://www.economia.gob.mx/files/comunidad\\_negocios/industria\\_comercio/informacionSectorial/minero/pm\\_feldespatos\\_2014.pdf](https://www.economia.gob.mx/files/comunidad_negocios/industria_comercio/informacionSectorial/minero/pm_feldespatos_2014.pdf).
97. Ecured. Feldespato [Internet] 2017 [citado 15 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://www.ecured.cu/Feldespatos>.
98. DECS. Flúor [Internet] 2020 [citado 15 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
99. Ramos Ramón Pamela. Eficacia del flúor barniz y fosfato amorfo de calcio-fosfopeptido de caseína en la remineralización de lesiones artificiales de caries incipiente en dientes deciduos in vitro [tesis para optar el título profesional de cirujani dentista]. Lima (PER): Universidad Mayor de San Marcos; 2017.
100. Sameer Chauhan, Neerja Mahajan, Rajesh Sethuraman, Naveen Y. G. Evaluation of the effect of dentin surface treatment by air abrasion and Er: YAG laser on the retention of metal crowns luted with glass ionomer cement in teeth with reduced crown height: an in vitro study. J Indian Prosthodont Soc 2019; 19(2):141-148.
101. Diccionario de Arquitectura y Construcción. Cizallamiento [Internet] 2020 [citado 18 octubre 2020]. Disponible en: URL: <https://www.parro.com.ar/definicion-de-cizallamiento>.
102. Carolina Bardales Rivera, Marisol K. Castro Perez, Gabriella A. Chirinos Niño de Guzmán. Evaluación de la resistencia de unión al micro cizallamiento de dos sistemas adhesivos con monómeros funcional en esmalte y dentina [trabajo de investigación para obtener el título profesional de cirujano dentista]. Lima (PER): Universidad Cayetano Heredia Perú; 2018.
103. Choque Escalante Lisbeth Lourdes. Evaluación in vitro de la resistencia de unión de un adhesivo universal aplicado en diferentes protocolos de

adhesión entre cerámica feldespática y una resina compuesta [tesis para obtener grado de maestro estomatología UPCH]. Lima (PER): Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2016.

104. DECS. Silicatos [Internet] 2020 [citado 16 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
105. DECS. Silice [Internet] 2020 [citado 16 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
106. DECS. Silicio [Internet] 2020 [citado 16 octubre 2020]. Disponible en: URL: <http://decs2020.bvsalud.org/cgi-bin/wxis1660.exe/decserver>.
107. Kasim Butt, Naren Thanabalan, Khawer Ayub, George Bourne. Demystifying modern dental ceramics. *Prim Dent Journal* 2019; 8(3):28-33.
108. Lucas do Amaral Colombo, Fabian Murillo- Gómez, Mario Fernando De Goes. Bond strength of CAD/CAM restorative materials treated with different surface etching protocols. *J Adhes Dent* 2019; 21(4):307-317.
109. Yuanhai Zhang y col. Injuries following a serious hydrofluoric acid leak: first aid and lessons. *Burns* 2015; 41(7):1593-8.
110. Catina Prochnow, Andressa Borin Venturini, Rafaella Grasel, André Gundel, Marco Cícero Bottino, Luiz Felipe Valandro. Adhesion to a lithium disilicate glass ceramic etched with hydrofluoric acid at distinct concentrations. *Brazilian Dental Journal* 2018; 29(5):492-499.
111. D Sundfeld Neto, L Naves, A Costa, A Correr, S Consani, G Borges, L Correr-Sobrinho. The effect of hydrofluoric acid concentration on the bond strength and morphology of the surface and interface of glass ceramics to a resin cement. *Oper Dent* 2015; 40(5):470–479.
112. Zúñiga A, Frutos K A., Velasco J., Ceja I., Espinosa R. Effect at different etching times at the lithium disilicate surface. *RODYB* 2013, 3(2):1-12.

# **ANEXOS**



**Anexo 01.-Definición Operacional de las Variables.**

	<b>VARIABLE</b>	<b>DIMENSIÓN</b>	<b>INDICADOR</b>	<b>ESCALA</b>	<b>TIPO DE ESCALA</b>
<b>PRINCIPALES</b>	<p align="center"><b>Variable Independiente</b></p> <p>Tiempo de grabado con ácido fluorhídrico al 9% y flúor fosfato acidulado 1,23%</p>	Cronometro	Tiempo en segundos	10 seg 60 seg 120 seg 180 seg 240 seg 300 seg 360 seg.	Cuantitativo De razón
	<p align="center"><b>Variable Dependiente</b></p> <p>Resistencia de unión de la cerámica de disilicato.</p>	Odeme microtensile universal	Lectura de la maquina	50g 100g 500g 1000g 1500g 2000g	Cuantitativo De razón

## Anexo 02.-Solicitud de Permiso



**UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA  
FACULTAD DE ESTOMATOLOGIA  
UNIDAD DE SEGUNDA ESPECIALIDAD**

**SOLICITUD DE AUTORIZACION**

**Lima, 26 de noviembre del 2019**

**Dra. LEILA DELGADO COTRINA**

**Encargada del Área de Investigación**

Presente. -

Asunto: Autorización de sus instalaciones

Estimado Doctora:

Sirva la presente para saludarlo, y a la vez manifestarle que siendo mi persona alumna de la especialidad de Rehabilitación Oral de la Universidad Inca Garcilaso y cursando mi último año en dicha institución, tengo que cumplir con mi trabajo de investigación el cual tratará de Resistencia de Unión con micro cizallamiento de la cerámica de disilicato de litio después de ser tratadas con flúor fosfato acidulado 1.23% y ácido fluorhídrico al 9%, con y sin arenado por lo que me podría conceder prestarme sus instalaciones, en particular el laboratorio de ciencias el cual consta de un durómetro para poder realizar mi prueba de resistencia.

En espera que nuestros pedidos sean atendidos, quedo ante usted.

Atentamente,

C.D. Bertha Estela Villacorta Huaynate

### Anexo 03.- Ficha de Recolección de Datos

## RECOLECCION DE DATOS

*Resistencia de unión con microcizallamiento*

*De la cerámica de disilicato de litio después de ser tratadas con flúor fosfato acidulado 1.23% y ácido fluorhídrico al 9%, con y sin arenado.”*

Disilicato de litio	Con arenado (A)		Sin arenado (S)	
GRUPO HF	654g	816g	1 270g	1 431g
	953g	604g	1 0 61g	1 433g
	1 046g	717g	1 007g	1 125g
GRUPO FFA 1M	286g	87g	111g	240g
	382g	00g	68g	225g
	35g	409g	428g	00g
GRUPO FFA 6M	55g	501g	408g	925g
	79g	561g	679g	540g
	719g	449g	414g	664g

## Anexo 04.- Procesamiento de datos

### Test de normalidad Lilieford

	- 1 -	- 2 -	- 3 -	- 4 -	- 5 -	- 6 -
Tamanho da amostra =	6	6	6	6	6	6
Desvio máximo =	0.1801	0.2044	0.1789	0.2095	0.2887	0.1859
Valor crítico (0.05) =	0.3190	0.3190	0.3190	0.3190	0.3190	0.3190
Valor crítico (0.01) =	0.3640	0.3640	0.3640	0.3640	0.3640	0.3640
p(valor)	ns	ns	ns	ns	ns	ns

### Test Anova Doble Vía

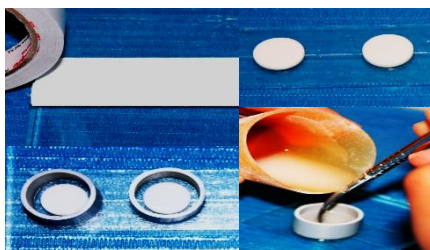
FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	5	295.4509	59.090
Blocos	5	31.294	6.259
Erro	25	50.516	2.021
F (tratamentos) =	29.2433		
p (tratamentos) =	< 0.0001		
F (blocos) =	3.0975		
p (blocos) =	0.0257		
Médias (tratamentos):			
Média (Coluna 1) =	7.8311		
Média (Coluna 2) =	11.9792		
Média (Coluna 3) =	3.7535		
Média (Coluna 4) =	3.4525		
Média (Coluna 5) =	5.9523		
Média (Coluna 6) =	5.9345		

### Prueba Post Hoc Tukey

Tukey	Q	(p)
Médias ( 1 a 2) =	7.1479	< 0.01
Médias ( 1 a 3) =	7.0265	< 0.01
Médias ( 1 a 4) =	7.5452	< 0.01
Médias ( 1 a 5) =	3.2375	ns
Médias ( 1 a 6) =	3.2682	ns
Médias ( 2 a 3) =	14.1743	< 0.01
Médias ( 2 a 4) =	14.6930	< 0.01
Médias ( 2 a 5) =	10.3853	< 0.01
Médias ( 2 a 6) =	10.4161	< 0.01
Médias ( 3 a 4) =	0.5187	ns
Médias ( 3 a 5) =	3.7890	ns
Médias ( 3 a 6) =	3.7583	ns
Médias ( 4 a 5) =	4.3077	ns
Médias ( 4 a 6) =	4.2769	ns
Médias ( 5 a 6) =	0.0307	ns



*Figura # 01. Confección del disco de E.max Press*



*Figura # 02. Discos dentro del tubo PVC*



*Figura # 03. Tratamiento de superficie*



*Figura # 04. Prueba de Micro cizallamiento*



