

### **Información Importante**

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

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

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

**Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación, CRAI-USTA  
Universidad Santo Tomás, Bucaramanga**

**Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares**

**Maryali Andreina Ascanio Roa, Carlos Alberto Camargo Matajira y María Teresa del Pilar Maldonado Contreras**

**Trabajo de grado para optar al título de Especialista en Rehabilitación Oral**

**Director:  
Bernardo Enrique Mesa Gómez  
Téc. Laboratorio Dental**

**Codirector:  
Carlos Alirio Rueda  
Esp. Rehabilitación Oral**

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

## Tabla de Contenido

	<b>Pág.</b>
1. Introducción .....	9
1.1 Planteamiento del problema.....	9
1.2 Justificación .....	11
2. Marco teórico .....	12
2.1. Estado del arte.....	12
2.1.1. Cerámica de matriz de vidrio.....	13
2.1.2. Cerámica policristalina. ....	14
2.1.3. Cerámica de matriz de resina.....	15
2.2. Composición química de dientes y silicato de litio reforzado con partículas de zirconio estabilizado con itrio.....	16
2.2.1. Esmalte y dentina.....	16
2.2.2. Silicato de litio reforzado con zirconio.....	16
2.3. Adhesión del silicato de litio reforzado con zirconio .....	18
2.4. Carillas oclusales .....	18
2.5. Angulo de la preparación.....	19
2.6. Pérdida de estructura dental.....	19
3. Objetivos.....	20
3.1. Objetivo general.....	20
3.2. Objetivos específicos .....	20
4. Método .....	20
4.1. Tipo de estudio.....	20
4.2. Muestra .....	21
4.3. Criterios de selección.....	21
4.3.1. Criterios de inclusión .....	21
4.3.2. Criterios de exclusión .....	21
4.4. Variables .....	21
4.5. Procedimientos.....	22
4.5.1. Posicionamiento de la muestra.....	22
4.5.2. Preparación del diente.....	22
4.5.3. Escaneado de los dientes preparados.....	23
4.5.4. Elaboración de carillas oclusales.....	24
4.5.5. Espesor de la restauración.....	25
4.5.6. Cementación de las carillas oclusales.....	26
4.6 Análisis estadístico.....	28
4.6.1 Consideraciones éticas.....	28
5. Resultados .....	29
6. Discusión.....	30
7. Conclusiones .....	32
8. Recomendaciones .....	32
9. Referencias bibliográficas.....	32
Apéndices.....	36
A. Carta de aprobación .....	36
B. Consentimiento informado del banco de dientes de la Universidad Santo Tomás .....	38

C. Protocolo de recolección, desinfección y almacenamiento de piezas dentales en el banco de dientes de la Facultad de Odontología de la Universidad Santo Tomás, Bucaramanga.....	39
D. Cronograma de actividades.....	41
E. Presupuesto.....	42

**Lista de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Datos obtenidos en primeros premolares superiores sanos. ....	21
Tabla 2. Características del material evaluado. ....	25
Tabla 3. Variables para el análisis del problema de investigación. ....	29
Tabla 4. Valores de resistencia a la fractura de los grupos PE y PD de muestra.....	30

### Lista de Figuras

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Muestra de dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista frontal.....	22
Figura 2. Muestra de preparación dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital. ....	23
Figura 3. Impresora digital extra oral de laboratorio. ....	24
Figura 4. Diseño y ajuste digital de restauración a elaborar. ....	24
Figura 5. Muestra de maquinado de carilla oclusal. ....	25
Figura 6. Espesor de restauración cementada sobre dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital. ....	26
Figura 7. Fotocurado del cementante de la restauración en la máquina de presión constante sobre dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital. ....	26
Figura 8. Restauración en la máquina de presión constante sobre dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital. ....	27
Figura 9. Muestra alineada en el dispositivo universal de pruebas.....	27
Figura 10. Fractura de la muestra en el dispositivo universal de pruebas. ....	28

## Resumen

**Introducción:** En esta investigación se busca identificar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas del material silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre solo esmalte y una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte-dentina. **Objetivo:** Evaluar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración de silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte- dentina en dientes premolares. **Metodología:** Para el estudio se define fractura, como el momento en que el equipo interrumpe la aplicación constante de fuerzas, es el momento en que el cuerpo pierde resistencia. Experimental in vitro, se refiere a una técnica para realizar un determinado experimento en un ambiente controlado fuera de un organismo vivo. Para este caso se realizó un experimento en un órgano de un ser humano. 38 dientes premolares permanentes superiores sanos naturales, se toman 19 dientes para el grupo cementado solo en esmalte y 19 para el grupo cementado en dentina y esmalte; y una muestra de 6 dientes para realizar prueba piloto. **Conclusión:** Las carillas oclusales cementadas sobre dentina mostraron un menor registro en el tiempo de la fractura, pero no presento estadísticamente diferencias significativas que el cementado sobre esmalte. De acuerdo a la desviación standard no se puede tomar la decisión de cementar las carillas oclusales exclusivamente sobre un tejido evaluados en función de los variables tiempo y desplazamiento.

**Palabras claves:** Comparación in vitro, Dientes premolares, Esmalte-dentina, Fuerzas compresivas, Resistencia, Silicato de litio, Zirconio cementado

### Abstract

**Introduction:** This investigation seeks to identify the resistance to fracture against compressive forces of the lithium silicate material reinforced with cemented zirconium on only enamel and a restoration in lithium silicate reinforced with cemented zirconium on enamel-dentine. **Objective:** To evaluate the resistance to fracture against compressive forces, between a restorations of lithium silicate reinforced with cemented zirconium on enamel and enamel-dentine in premolar teeth. **Methodology:** Fracture is defined for the study, as the moment when the team interrupts the constant application of forces, is the moment when the body loses resistance. Experimental in vitro, refers to a technique to perform a certain experiment in a controlled environment outside a living organism. For this case an experiment was performed on an organ of a human being. 38 natural healthy upper permanent premolar teeth, 19 teeth are taken for the cemented group only in enamel and 19 for the cemented group in dentin and enamel; and a sample of 6 teeth for pilot testing. **Conclusion:** The occlusal veneers cemented on dentin showed a lower record at the time of the fracture, but did not show statistically significant differences than the cemented on enamel. According to the standard deviation, the decision cannot be made to cement the occlusal veneers exclusively on a tissue evaluated according to the time and displacement variables.

**Keywords:** In vitro comparison, Premolar teeth, Dentin enamel, Compressive forces, Resistance, Lithium silicate, Cemented zirconium

## 1. Introducción

El uso de restauraciones cerámicas indirectas, están condicionados a la preferencia tanto del profesional, como del paciente, ya que son variables que se miden junto con aspectos importantes como el autocuidado además de la evaluación de las condiciones de la preparación según el tipo de restauración, técnicas de impresión, así como hábitos parafuncionales en el paciente, que deben ser previamente diagnosticados. (1)

La odontología estética ha impulsado el uso de materiales como la cerámica, debido a su alto grado de fusión con las características ópticas de un diente, manejando la similitud en aspectos como forma y texturas, que permitirán la aplicabilidad indiscriminada del material en diferentes ubicaciones de las restauraciones. (2,3)

La tecnológica robótica para diseño y confección asistida (CAD / CAM); la implementación de nuevos materiales cerámicos para maquinado aporta soluciones a la alta demanda de restauraciones que provean alta fidelidad de la morfología y que además estén fabricadas en una sola cita; cumpliendo con los criterios clínicos indispensables para predecir el éxito de estas restauraciones (4,5).

La evolución de los sistemas cerámicos otorga a la opción protésica alto grado de estética, aumento de la resistencia a la fractura y biocompatibilidad; por esta razón se posiciona si no en la mejor en una muy fiable opción para conservar tejido dental con restauraciones relativamente no invasivas (6).

De esta manera dando la prioridad a la conservación de la estructura dental, sin alterar los principios de la preparación que, van a coadyuvar en los aspectos mecánicos, biológicos y estéticos, que nos determinaran el éxito, en el momento en que estas restauraciones entren en completa función, en los diferentes procesos como la masticación y la fonación, por ejemplo. (7)

Es un aspecto inherente del profesional, conocer las diferentes alternativas en materiales, así como la composición y aplicabilidad con cada uno de ellos, de la misma manera los protocolos e indicaciones de uso, para garantizar la durabilidad, función, y estética del tratamiento restaurativo. (8)

En esta investigación se busca identificar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresiva del material silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre solo esmalte y una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte-dentina.

### 1.1 Planteamiento del problema

La pérdida de dientes en la población adulta evidencia la necesidad de realizar mayor número de tratamientos restauradores, en los cuales los pacientes exigen mejores resultados estéticos.

Según el IV Estudio nacional de salud bucal ENSAB IV, 2013 – 2014 se definen rangos de los grupos etarios con el fin de demostrar la pérdida de estructuras dentarias en la población donde el 70.43 % ha perdido uno o más dientes. Esta pérdida se ve relacionada con la edad; a los 15 años un 15.28 % de adolescentes ya presenta ausencias dentales, alcanzando el valor máximo de pérdida en el grupo de 65 a 79 años con un 98.90 % (9).

El 11.12 % de la población entre los 20 y 34 años ha perdido la totalidad de dientes en el maxilar superior y a los 35 años con 3.13 %, hasta llegar al 54.37 % en los adultos mayores de 65 a 79 años y el 5.76 % de la población ha perdido la totalidad de sus dientes inferiores, iniciando a partir de los 35 años e incrementándose entre los 45 y 64 años (9).

De acuerdo a los valores anteriores, la utilización de cualquier tratamiento para la población edéntula total o parcial se ve reflejada en el 31.62 %, observando que el uso de cualquiera de estos tratamientos alcanza el 77.43 % de la población de 65 a 79 años, el 55.72 % del grupo de 45 a 64 años, el 30.98 % del grupo de 35 a 44 años, en menor proporción el grupo de edad entre 20 y 34 años y con el 15.81 % el uso de prótesis fija entre los 35 y 44 años (9).

Según estudios realizados en Estados Unidos en el 2014 el 80.2 % de las restauraciones fijas producidas por un laboratorio dental nacional (Glidewell Dental Laboratory) fueron fabricadas de materiales cerámicos que en comparación al 2008 la utilización de este mismo material fue del 23.9 %, lo que evidencia el alto porcentaje de elección a la hora de sugerir un material resistente y estético para la rehabilitación Oral (10). Por esta razón, los desarrollos en materiales cerámicos, han logrado mejorar entre sus características, dureza, alto punto de fusión, resistencia a la corrosión, baja fricción y bajo desgaste, además de la estética que ahora se complementa con una alta resistencia a fuerzas asociadas a sus componentes derivados de minerales, partículas de vidrio y sílice, como lo son el disilicato de litio, el óxido de aluminio y el óxido de zirconio, ya que con estas mejoras han permitido una mayor aplicabilidad en los últimos 10 años (11).

Actualmente, el silicato de litio reforzado con zirconio es un material cerámico que se puede encontrar en presentación monolítica o con recubrimiento de cerámica, que combina buenas propiedades mecánicas y excelente estética, con una alta resistencia a la flexión de 210 MPa, para bloques que son únicamente fresados y pulidos, y de 370 Mpa, para bloques que son sinterizados y glaseados, demostrando una mayor resistencia a la fractura (12).

Algunos autores han reportado resultados clínicos satisfactorios evaluando a largo plazo restauraciones cerámicas de acuerdo a su espesor, concluyendo que aún con espesores cerámicos mínimos que oscilan entre 0,3 mm y 1,0 mm se obtienen buenos resultados. No obstante, la evidencia científica es limitada en cuanto a espesores mínimos frente al comportamiento de fractura. Sin embargo, la fractura clínica de las restauraciones cerámicas también se ve afectada por múltiples factores, entre ellos la geometría de la cavidad y la restauración, las propiedades mecánicas de la restauración, el material de cementación y los daños causados por la alteración en la función oclusal (13).

Las cerámicas más fuertes tienen una resistencia a la fractura de al menos 3.0 GPa, pero a pesar de esto, las fracturas de las cerámicas son difíciles de prevenir, así como la formación de grietas

lo cual es un problema importante que se genera por la ausencia de una zona de resistencia al estrés (14).

A pesar de que el esmalte y dentina eliminado por la preparación no es previsible por no poder conocer la cantidad de estructura en cada una de las capas de tejido dentario, los ensayos in vitro han demostrado que se reduce durante la preparación la estabilidad mecánica del diente. Sin embargo, existen pocas normas de diseño de preparación ideal de esmalte y dentina. Dijken, refiere un estudio que demostró in vitro que no hay diferencias entre los distintos grados de preparación dental para mejorar la resistencia a la fractura, sino que todo dependerá de la resistencia inherente de la cerámica, el sistema de cementación y la fuerza de unión entre el diente y la cerámica (15). Por ende, las restauraciones cerámicas requieren una unión adhesiva adecuada en la dentina siguiendo un protocolo de adhesión para lograr a largo plazo los resultados esperados e incrementar la resistencia a la fractura de la cerámica (14) (16).

Hoy en día están disponibles en el mercado muchos sistemas adhesivos con diferentes agentes de acoplamiento para estructuras dentales y materiales restauradores (17), entre ellos los adhesivos universales, los cuales pueden utilizarse para métodos de grabado selectivo y total, así como para restauraciones directas e indirectas con el fin de simplificar la unión y reducir el tiempo del procedimiento al tener todo en una sola botella (16). Por lo tanto, al momento de escoger un sistema adhesivo debe evaluarse con precaución debido a que no solo determinará la adhesión sino también la resistencia máxima de la restauración; siendo de gran importancia comparar el comportamiento mecánico de los dientes naturales y de la corona de cerámica cementada en dentina y en esmalte (14).

De este modo, se buscó identificar ¿Existe una diferencia significativa entre la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas de una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre solo esmalte y una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte-dentina?

## **1.2 Justificación**

Este estudio da un respaldo científico a la aplicación del material cerámico silicato de litio reforzado con zirconio, para restauraciones, que requieran resistencia en el manejo de fuerzas oclusales, en preparaciones de hasta 1.5 mm de espesor, dando así una visión más amplia sobre el uso y las propiedades óptimas del silicato de litio reforzado con zirconio y su buen desempeño clínico favoreciendo de esta manera la preservación de la estructura dental (18).

Ante la necesidad de utilizar una opción que nos pueda brindar función y estética en el sector posterior, el silicato de litio reforzado con zirconio se constituye en una alternativa con amplio respaldo para la aplicación como material restaurador que además de mejorar la calidad de vida de nuestros pacientes, provee un excelente resultado en cuanto a su resistencia a fuerzas como las de la masticación.

La estabilidad y durabilidad a largo plazo de los materiales restauradores son un parámetro importante para determinar el éxito clínico y la longevidad. Aunque, hay información disponible sobre la estabilidad del color y la translucidez de la información de los materiales restauradores CAD-CAM (18).

Basados en el estudio de Badawy 2016, Los valores medios y de desviación estándar de KIC para los materiales probados se presentan en un gráfico de barras. ANOVA reveló una diferencia significativa entre las medias ( $p < 0.05$ ). Se registraron los valores KIC más altos para muestras de CD y E-max, 2,65 (0,32) y 1,88 (0,62) MPa m<sup>1/2</sup>, respectivamente. Estos valores fueron significativamente más altos que los de todos los demás grupos según la prueba de Tukey. Además, el valor medio de KIC para CD resultó ser significativamente mayor que el de E-max ( $p < 0,0001$ ) (19).

Las carillas oclusales en dientes posteriores delgadas y adheridas constituyen una alternativa conservadora a las tradicionales coronas de cobertura completa como la información sobre la selección del material apropiado y su influencia en la fatiga. La falta resistencia, puede afectar la longevidad de la restauración (20).

“El éxito de la cementación adhesiva puede incrementar la resistencia a la fractura del diente restaurado y la restauración indirecta. La efectividad de la adhesión entre el agente de adhesión y la superficie del diente, ha sido bien investigada, la evidencia científica sobre el comportamiento de la adhesión de los compuestos cementantes y el tratamiento de superficie de los nuevos materiales CAD/CAM es escasa.” (21).

## 2. Marco teórico

### 2.1. Estado del arte

A través de la historia la cerámica en odontología ha venido siendo usada, con mayor frecuencia, desde los años 1889, el científico Charles H. Land, demostró que la cerámica en la elaboración de coronas completas, funciona de manera segura y daba éxito, fue solo hasta el año 1890, que se introdujo la corona, totalmente recubierta en cerámica, esta fue usada hasta el año de 1950 (22).

Corning Glass Works, dio paso al sistema Dicor® colable; esta corona era elaborada mediante un proceso de fundición de un encerado, para luego dar lugar a una restauración de vidrio fundido, esto se terminaba con un proceso de ceramización, este último proporciona una distribución homogénea de los cristales del vidrio, facilitando así la caracterización de las diferentes cerámicas, como son leucita, disilicato de litio, feldespato; así como la resistencia del material (22).

La tecnología CAD / CAM, como en los diferentes campos tecnológicos y científicos, ha propiciado un nuevo tiempo en el manejo y elaboración de las estructuras cerámicas, es así como en el año 1.998 la compañía Ivoclar introdujo IPS Empress II, con el manejo de una cerámica, que era el disilicato de litio, su uso fue limitado inicialmente al sector anterior, comprobado su éxito como material fiable, con el respaldo de Gregg Helvey et al. quien en su estudio de 5 años

reveló una tasa de éxito del 70 % cuando se utiliza como material de prótesis parcial fija, dando así, mayor fiabilidad al material para ser la elección, en casos de estética y de resistencia (22).

Otros fabricantes (Everest, KaVo, DC-Zirkon, DCS President) fresaron los bloques de dióxido de zirconio totalmente sinterizados eliminando así el factor de contracción que según este estudio tenía un ajuste marginal superior ya que ambos métodos de fabricación demostraron alta resistencia a la flexión, lo que les permite ser utilizados para puentes posteriores de varias unidades (23).

Stefano Graci et al. Describen la clasificación de las cerámicas según la categoría de los materiales restaurativos en tres cerámicas, se describen las subfamilias en cada grupo junto con su composición, lo que permite que los materiales recientemente desarrollados se coloquen en las familias principales ya existentes. Por lo tanto, un material totalmente cerámico se clasifica según si hay presente una fase de matriz de vidrio (cerámica de matriz de vidrio) o ausente (cerámica policristalina) o si el material contiene una matriz orgánica altamente llena de partículas cerámicas (cerámica de matriz de resina) (24).

Según la Asociación Dental Americana (ADA) se propone un nuevo enfoque clasificar los materiales cerámicos en tres familias, basándose en la presencia de atributos específicos en su formulación de la siguiente manera:

Cerámica de matriz de vidrio: materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que contienen una fase de vidrio

Cerámica policristalina: cerámica inorgánica no metálica materiales que no contienen ninguna fase de vidrio

Cerámica de matriz de resina: matrices poliméricas que contienen compuestos refractarios predominantemente inorgánicos que pueden incluir porcelanas, vidrios, cerámicas y vitrocerámica.

La familia de cerámica de matriz de vidrio se subdivide en tres subgrupos: cerámica feldespática natural, cerámica sintética y cerámica infiltrada con vidrio. Las cerámicas policristalinas se subdividen en cuatro subgrupos: alúmina, zirconio estabilizado, alúmina endurecida con zirconio y zirconio endurecido con alúmina (actualmente en desarrollo). El tercer grupo, las cerámicas de matriz de resina, se divide en varios subgrupos de acuerdo con su composición (24).

**2.1.1. Cerámica de matriz de vidrio.** Feldespato (por ejemplo, IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent: Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Viden). Este grupo tradicional de cerámica se basa en un sistema ternario compuesto de caolín de arcilla (aluminosilicato hidratado), cuarzo (sílice) y feldespato de origen natural. Los cristales de feldespato, que, dependiendo de la cantidad, no solo aumentan la resistencia intrínseca de la restauración adecuada para el recubrimiento, sino que también hacen que esta porcelana sea adecuada para el revestimiento de estructuras metálicas (coeficiente de expansión térmica de aproximadamente 10 % o menos debajo de la subestructura). Estos todavía se utilizan como

material de recubrimiento en aleaciones metálicas y sustratos cerámicos y como material estético unido a la estructura dental (24).

Sintético: basado en leucita (por ejemplo, IPS d. Sign, Ivoclar Vivadent, Vita VM7, VM9, VM13, Vident: Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake); disilicato de litio y derivados Geg, 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidiana, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply: a base de fluorapatita (p. Ej., LPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent). Para seguir dependiendo menos de los recursos naturales de las materias primas y sus variaciones inherentes, la industria cerámica ha comenzado a utilizar materiales sintéticos. La composición varía entre los fabricantes, pero comúnmente incluye dióxido de silicio ( $\text{SiO}_2$ ), óxido de potasio ( $\text{K}_2\text{O}$ ), óxido de sodio ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) y óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ). Sus fases de vidrio se pueden combinar con cristales de apatita, además de leucita, para la compatibilidad de la expansión térmica con los metales y para una mayor resistencia. Cuando se utilizan como material de recubrimiento en estructuras de cerámica sin metal, estos materiales se modifican para que coincida con el coeficiente de expansión térmica de sus estructuras respectivas (por ejemplo, Vita VM7 y Cerabien para policristalino alúmina y cerámica infiltrada con vidrio, y VM9 Cerabien ZR, IPS e.max Ceram para zirconio policristalino. Para propiedades mecánicas mejoradas y uso como material de subestructura, están disponibles porcelanas feldespáticas reforzadas con fase cristalina (24).

Infiltrado en vidrio: alúmina (In-Ceram Alumina, Vita); alúmina y magnesio (In-Ceram Spinell, Vita); alúmina y zirconio (por ejemplo, In-Ceram Zirconio, Vita). El primer material infiltrado con vidrio (24).

In-Ceram Alúmina, introducido en 1989, se fabrica utilizando la técnica de colada por deslizamiento de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  densamente empaquetado se sinteriza a una matriz refractaria, y después de que se forma un esqueleto de partículas de alúmina, la infiltración con vidrio de lantano se realiza en una segunda cocción para infiltrar la porosidad y aumentar la resistencia. In-Ceram Spinell, introducida en 1994, se procesa de manera similar, pero el vidrio se infiltra en un aluminato de magnesio poroso producido sintéticamente ( $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ ). In-Ceram Zirconio es una modificación de In-Ceram Alúmina donde se agrega óxido de zirconio parcialmente estabilizado y a la composición para fortalecer la cerámica. (24).

**2.1.2. Cerámica policristalina.** La principal característica de la cerámica clasificada en el grupo policristalino es una estructura cristalina de grano fino que proporciona resistencia a la fractura, pero presentan una translucidez limitada. Además, la ausencia de una fase de vidrio hace que las cerámicas policristalinas sean difíciles de grabar con ácido fluorhídrico, requiriendo tiempos de grabado largos o temperaturas más altas (24).

Alúmina (por ejemplo, Procera AllCeram, Nobel Biocare In-Ceram AL) Este material consiste de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de alta pureza (hasta 99.5 %). Fue introducido por primera vez por Nobel Biocare a mediados de la década de 1990 como material central para la fabricación con CAD / CAM. Tiene una dureza muy alta de (7 a 20 GPa) y relativamente alta resistencia (24).

Zirconio estabilizado (por ejemplo, Nobel Procera Zirconio, Nobel Biocare: Lava / Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS: Katana Zirconio ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply;

Prettau Zirconia, Zirkonzahn: IPS e max ZirCAD, Vivadent; Zenostar, Wieland). El zirconio puro se encuentra en tres formas alotrópicas: monoclinica, que es estable hasta 1.170 ° C, donde se transforma en tetragonal, y luego cúbica cuando la temperatura supera los 2.370 ° C 20-21. Usando esta transformación se requiere que las fases tetragonales o cúbicas deben ser temperatura ambiente estabilizada mediante la aleación de zirconio pura con óxidos tales como magnesio, calcio y cerio. Estos elementos estabilizarán total o parcialmente cualquiera de estas fases. Se ha propuesto una clasificación de cerámicas de zirconio según a su microestructura como zirconio completamente estabilizada (FSZ), zirconio parcialmente estabilizada (PSZ) y tetragonal a policristales (TZP) (24).

Alúmina endurecida con zirconio y zirconio endurecido con alúmina: Dado que el zirconio generalmente permanece parcialmente estabilizado en la fase tetragonal, y la alúmina presenta una tenacidad moderada, se desarrolló el sistema de alúmina-zirconio. En 1976 Claussen describió por primera vez que la adición del zirconio no estabilizada a la alúmina aumentaba la resistencia a la fractura de la alúmina debido a la interacción entre el frente de la grieta y la segunda fase combinada con las interacciones entre la grieta frontal y las microfisuras preexistentes formadas durante la transformación tetragonal del porcentaje de zirconio o zirconio – alúmina. Las ventajas de estos materiales compuestos en comparación con Y -TZP son resistencia a la degradación a baja temperatura, mayor resistencia y tenacidad a la fractura y más del doble de resistencia a la fatiga cíclica de Y-TZP (24).

**2.1.3. Cerámica de matriz de resina.** Esta categoría comprende materiales con una matriz orgánica altamente llena de partículas cerámicas. La presencia de una matriz orgánica teóricamente excluiría los materiales cerámicos de matriz de resina (24).

Según Morakot Piemjai et al. Uno de los principales componentes de las fuerzas masticatorias es el estrés de compresión. La resistencia a la compresión de las carillas de porcelana depende de los diseños de preparación dental. Aún no se ha aclarado si las diferentes características de los sustratos de unión o los sistemas de resina tienen algún efecto sobre la resistencia a la compresión de las restauraciones quebradizas, especialmente la porcelana dental (25).

Bakke M et al registraron que la fuerza de oclusión es más alta en la región molar con rangos promedios de 300 a 600 Newtons, en una dentición natural de un adulto (26).

La resistencia a la compresión como la máxima fuerza que puede soportar un cuerpo o estructura antes de fracturarse. Se calcula como fuerza dividida por la unidad de superficie; siendo la resistencia a la compresión de la Dentina 297 MPa, Esmalte 384 MPa, Disilicato de Litio 360 MPa, Silicato de Litio reforzado con leucita 160 MPa y la cerámica híbrida 150- 160 MPa (27).

Zaslansky et al. Resaltó la importancia del DEJ como el interfaz entre el esmalte y la dentina. Han demostrado que adyacente al DEJ hay una zona de dentina de 200-300 mm de espesor rigidez mucho más baja (módulo elástico de compresión) que el volumen de la dentina en el diente (28).

Para el diente natural, Zaslansky escribe, "la asimetría en la rigidez entre los lados bucal y lingual puede, por lo tanto, tener un significado profundo para determinar cómo responde exactamente la tapa del esmalte a la carga durante la masticación" (28).

Esta naturaleza asimétrica de la estructura también puede contribuir a la distribución de cargas que no se aplican a lo largo del eje longitudinal del diente. La posible asimetría en la rigidez entre los lados bucal y lingual del diente apunta a una propiedad básica de la función dental, presumiblemente relacionada con la manera precisa en que se distribuye el estrés durante la masticación (28).

## **2.2. Composición química de dientes y silicato de litio reforzado con partículas de zirconio estabilizado con itrio.**

**2.2.1. Esmalte y dentina.** El esmalte dental humano, el tejido más duro del cuerpo, desempeña un papel vital en la protección de los dientes contra el desgaste como resultado de la aplicación diaria del molar y la masticación, así como de ataques químicos. Está bien establecido que la resistencia mecánica y la fatiga a la resistencia del esmalte dental se deriva de su estructura jerárquica, que consiste en paquetes organizados periódicamente de nanohilos de hidroxiapatita (HAP). Sin embargo, todavía no tenemos una comprensión completa de la cristalización HAP in vivo y el proceso que conduce a esta estructura. Los iones  $Mg^{2+}$ , que están presentes en muchos sistemas biológicos, regulan la cristalización de HAP estabilizando su precursor, el fosfato de calcio amorfo (ACP), pero su distribución a escala atómica dentro de HAP es desconocido (29).

El esmalte y la dentina están compuestos predominantemente por cristales de hidroxiapatita. El esmalte consiste en una matriz inorgánica (96 %, p / p) y constituyentes orgánicos (es decir, proteínas y lípidos) y agua (4 %, p / p), que ocupan los espacios entre los cristales de apatita en el esmalte. La dentina madura es aproximadamente 70 % de mineral, 20 % de matriz orgánica y 10 % de peso en agua. Los contenidos de calcio y fósforo (como fosfato) de los dientes están dentro de un rango 34-39 % y 16-18 % en peso, respectivamente. Varios cationes y aniones se incorporan en catiónicos ( $Ca^{2+}$ ) y centros aniónicos ( $OH^{-}$ ,  $PO_4^{3-}$ ) de la matriz de hidroxiapatita. El sodio ( $Na^{+}$ ), potasio ( $K^{+}$ ) y magnesio ( $Mg^{2+}$ ) pueden sustituir en la posición de calcio, fluoruro ( $F^{-}$ ) y cloruro ( $Cl^{-}$ ) en la posición hidroxilo y carbonato ( $CO_3^{2-}$ ) en las posiciones hidroxilo y fosfato. (30).

La dentina es un tejido duro que ocupa la mayor parte de los dientes humanos. Por volumen, consta de aproximadamente 45 % de material mineral, 33 % de material orgánico (colágeno tipo I) y 22 % de agua. La microestructura de la dentina está ampliamente dominada por sus túbulos, que son responsables de alojar el proceso odontoblástico. Los túbulos se extienden desde la pulpa hasta la UAC. Una cadena altamente mineralizada de dentina peritubular rodea la luz de cada túbulo y contiene principalmente cristales de apatita y una pequeña proporción de proteínas orgánicas. El tejido localizado entre los túbulos es llamada dentina intertubular y contiene una matriz de colágeno de fibras reforzadas por apatita. En base a su composición y estructura, la dentina se considera un compuesto biológico jerárquico (31).

**2.2.2. Silicato de litio reforzado con zirconio.** Dentsply presenta una nueva cerámica vítrea de alta resistencia con silicato de litio reforzado con óxido de zirconio (ZLS). Las propiedades químicas del ZLS proveen una microestructura única, que provee estética, fuerza y rapidez., Celtra brinda excelente acabado, incluyendo un balance optimizado de translucidez y opalescencia,

reducido tamaño de los cristales que sirve para aumentar la resistencia a flexión, y una fina microestructura para eficiencias en la velocidad de procesamiento.

Las vitrocerámicas son el resultado de la desvitrificación controlada de vidrios base incluyendo la nucleación y cristalización y representan una categoría distinta de materiales técnicos. El desarrollo de la cerámica de vidrio apunta a la creación de materiales con propiedades específicas, así como las combinaciones de propiedades. Una Cristalización desenfadada es contraproducente y debe evitarse. La composición química del vidrio base, las técnicas de nucleación y la cristalización por tratamientos de calor, por lo tanto, son los parámetros más importantes donde la investigación y el desarrollo de estos materiales comienza (32).

La combinación de propiedades mecánicas, estéticas y químicas específicas es decisiva para la aplicación de materiales en odontología. La cristalización doble controlada proporciona una herramienta poderosa para producir combinaciones de propiedades especiales para materiales de vitrocerámica. El presente estudio describe el potencial de precipitar  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  también como  $\text{Sr}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  como fases cristalinas menores en las vitrocerámicas  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ . Vidrios base con diferentes contenidos de  $\text{CaO}$  /  $\text{SrO}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$  y  $\text{F}$  fueron preparados dentro de los vidrios del Sistema  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-CaO}$  /  $\text{SrO-Al}_2\text{O}_3\text{-P}_2\text{O}_5\text{-F}$ . Estudios preliminares de nucleación por medios de XRD y microscopía electrónica de barrido (SEM) de los vidrios con base nucleada revelaron fenómenos de separación de fase amorfos en rayos X. Los análisis de fase cristalina cualitativo y cuantitativo después de la cristalización se llevaron a cabo usando XRD en combinación con el refinamiento de Rietveld. Como resultado principal, una relación proporcional directa entre contenido de componentes formadores de apatita en los vidrios base y el contenido de apatita en el vidrio-cerámica se estableció. Las microestructuras de las vitrocerámicas eran investigadas usando SEM. Propiedades microestructurales y mecánicas fueron encontradas siendo dominados por cristales de  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$  y bastante independiente del contenido de la apatita presente en las vitrocerámicas. Se detectaron resistencias biaxiales de hasta 540 MPa. El  $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  y  $\text{Sr}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  influyen en la translucidez de las vitrocerámicas y, por lo tanto, ayudan a ajustar con precisión las propiedades de las vitrocerámicas  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ . Los autores concluyen que la doble cristalización de las vitrocerámicas  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5\text{-Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  o  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5\text{-Sr}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  implica reacciones de estado sólido independientes, que pueden controlarse vía la composición química de los vidrios bases. La influencia de la fase menor de apatita sobre las propiedades ópticas ayuda a lograr nuevas combinaciones de características de la vitrocerámica y, por lo tanto, muestra un nuevo potencial para aplicaciones dentales (33).

Por lo tanto, el silicato de litio reforzado con partículas de zirconio estabilizado con itrio, es una cerámica la cual presenta un mayor contenido de vidrio, mejorando visiblemente la translucidez y facilitando en profundidad la opalescencia. 10 % de óxido de zirconio disuelto refuerza la matriz de vidrio sin opacidad, y los mismos rendimientos y propiedades de resistencia a la flexión. La resistencia a la flexión de ZLS (370 MPa) supera al Disilicato de Litio (360 MPa) y se logra en un tiempo significativamente menor Post-fresado, con un pre cristalizado correctamente que caracteriza el bloque de Celtra Duo, cuando se somete a un ciclo corto de cocción (32).

### 2.3. Adhesión del silicato de litio reforzado con zirconio

La preferencia por un cemento y su técnica adhesiva influye en la cementación de cerámicas indirectas o en restauraciones de resina. Las cerámicas de vidrio a base de Sílica demuestran mayor estabilidad clínica a largo plazo cuando se utilizan cementos de resina en lugar de cementos tradicionales a base de agua tales como el ionómero de vidrio o fosfato de zinc. Realizar un protocolo riguroso y apropiado de adhesión con cementos de resina incrementara la resistencia a la fractura de la cerámica dental y optimizara la longevidad y rendimiento de restauraciones indirectas estéticas. Los valores de microdureza y los grados de conversión de cementos de polimerización dual y polimerización por luz bajo el silicato de litio, serán diferentes dependiendo del grosor o capas que presente la restauración. El silano incorporado en un adhesivo universal, según publicaciones anteriores, aparentemente no produce la misma fuerza adhesiva que el silano aplicado de manera independiente al adhesivo. Por lo cual se aconseja aplicar una capa de silano adicional a la superficie a silanizar para una unión óptima a restauraciones de silicato de litio (34).

El silicato de litio reforzado con zirconio ZLS ofrece una buena combinación de alta resistencia y excelentes propiedades ópticas, así que estos materiales son interesantes para la fabricación de restauraciones monolíticas. Una simple fabricación CAD / CAM de estas restauraciones es posible con los componentes disponibles (escáner intraoral, CAD software, unidad de fresado y tecnología para la fabricación de modelos). Sin embargo, aunque la cerámica ZLS muestra una combinación positiva de propiedades que se verificaron en estudios de laboratorio, la indicación debe elegirse con estricta observación de las instrucciones de procesamiento específicas del material. Esta atención para procesar las instrucciones es especialmente importante con respecto al espesor de pared mínimo necesario y el cementante adhesivo requerido (35).

### 2.4. Carillas oclusales

Son restauraciones extra-coronales delgadas que requieren una preparación poco invasiva, cuyo protocolo aún no se ha definido específicamente proponiendo a la odontología actual una rehabilitación con el desgaste mínimo o nulo de los tejidos dentales determinado por el espacio inter-oclusal y los aspectos anatómicos. Son consideradas una alternativa conservadora a las tradicionales restauraciones onlays, y coronas de cobertura total para el tratamiento de lesiones erosivas que no requieren preparaciones retentivas que puedan llegar a afectar aún más la solidez estructural de los dientes (36).

Sin embargo, para el tratamiento restaurador de los pacientes que presentan destrucción dental a nivel oclusal, se requiere un análisis donde se busca evaluar el grado de daño estructural. Los casos con compromiso moderado a severo, son particularmente difíciles porque necesitan una compleja reconstrucción oclusal para este tipo de casos, las carillas oclusales representan una alternativa donde sólo se efectúa una reducción estratégica de la estructura dental (36).

La recomendación habitual para este tipo de restauraciones cerámicas es que posean un espesor de 1.5 a 2.0 mm. Sin embargo, dado el desarrollo de materiales más resistentes en combinación con la tecnología CAD/CAM y las técnicas adhesivas, los enfoques más conservadores son

explorados como posibles opciones de tratamiento alcanzando incluso espesores mínimos de 0.6 mm aconsejado por las casas fabricantes (36).

La reducción adecuada del tejido duro del diente durante la preparación es esencial para maximizar la resistencia, el color y la retención de la restauración terminada. Al preparar dientes anteriores o posteriores, la forma anatómica debe reducirse como se muestra a continuación. El siguiente diagrama muestra el espesor mínimo de pared especificado para cada indicación (37).

## 2.5. Angulo de la preparación

Una preparación estandarizada para carillas oclusales en el estudio de Magne y cols. de 2010 (6), se realizó de la siguiente manera: desgaste en las cúspides vestibulares y palatinas de molares superiores, dejando una altura oclusocervical, desde la unión amelocementaria de 5mm de altura, luego se traza una línea paralela entre los nuevos vértices cúspideos y se traza una línea perpendicular en el surco central de desarrollo y se realiza un desgaste de 2,3 a 2,6mm. y diseñan en el Cerec 3; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany, una carilla oclusal con un espesor máximo en las cúspides de 1,8mm. y sobre el surco central de 1,2mm.

El mismo grupo de investigadores en el año 2011 (38), realizan la misma preparación para carillas oclusales, pero en este caso para una restauración de un espesor de 1,3mm. para las cúspides y de 0,6mm. Sobre el surco central de desarrollo de molares superiores.

En el 2017, Al-Akhali y cols. (39), definen la preparación para carillas oclusales en este caso solo en esmalte, en un ángulo de estandarizado para las muestras de 120° entre la cúspide vestibular y palatina de primeros premolares maxilares, el cual en el mismo año en el estudio de Yazga y cols. (40), estandarizan la preparación en su estudio de 120° +- 10°. Sasse y cols. en su estudio del 2017 (41), estandarizan este ángulo de preparación en 150°.

## 2.6. Pérdida de estructura dental

El otro aspecto relacionado además del ángulo de la preparación es la pérdida de estructura dental a nivel coronal en los dientes posteriores esta se atribuye a múltiples factores etiológicos como la actividad funcional (masticación), los patrones que orientan los movimientos mandibulares (guía canina y anterior, y función de grupo), los hábitos parafuncionales (bruxismo diurno y nocturno), la dieta (bebidas carbonatadas o alimentos ácidos) y las enfermedades (desórdenes alimenticios y reflujo gástrico) que se encuentran relacionados principalmente con hábitos orales y dietéticos; cuya manifestación se conocen como lesiones no cariosas (42).

Los estudios han demostrado que los dientes con preparaciones de la cavidad se vuelven más débiles a medida que el istmo oclusal se ensancha y se fracturan más fácilmente que los dientes intactos o que la preparación se limita a las paredes axiales; por lo tanto, es importante preservar la integridad de la estructura dental para mantener su resistencia.

Por otra parte se debe considerar que la reducción progresiva del espesor del esmalte también es una condición biológica resultante del envejecimiento y se desarrolla gradualmente; razón por

la cual en muchas ocasiones es inadvertida y se diagnostica habitualmente en una etapa avanzada, es decir, cuando ya hay una pérdida significativa del tejido dental que genera cambios y problemas variables como lo son la hipersensibilidad y alteración del esquema oclusal, estética y en ciertos casos se puede generar pérdida de la dimensión vertical que se deberá restituir para controlar las alteraciones a nivel de la articulación temporomandibular, el periodonto o la oclusión dentaria, que puedan afectar a todo el sistema estomatognático (43).

### **3. Objetivos**

#### **3.1. Objetivo general**

Evaluar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración de silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte- dentina en dientes premolares.

#### **3.2. Objetivos específicos**

- Determinar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas en una restauración de silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre un tejido que expone solo esmalte en dientes premolares.
- Determinar la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas en una restauración de silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre un tejido que expone esmalte- dentina en dientes premolares.
- Comparar los resultados de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares.

### **4. Método**

Para el estudio se define fractura, como el momento donde el equipo interrumpe la aplicación constante de fuerzas, siendo el momento en que el cuerpo pierde resistencia.

#### **4.1. Tipo de estudio**

Experimental in vitro, se refiere a una técnica para realizar un determinado experimento en un ambiente controlado fuera de un organismo vivo. Para este caso se realizó un experimento en un órgano de un ser humano.

## 4.2. Muestra

38 dientes premolares permanentes superiores sanos naturales, se toman 19 dientes para el grupo cementado solo en esmalte y 19 para el grupo cementado en dentina y esmalte; y una muestra de 6 dientes para realizar prueba piloto.

## 4.3. Criterios de selección

### 4.3.1. Criterios de inclusión

- Premolares permanentes superiores sanos sin caries ni restauraciones
- Premolares biradiculares
- Premolares que provengan del banco de dientes de la Universidad Santo Tomas, cumpliendo con los requerimientos de la institución.

### 4.3.2. Criterios de exclusión. Dientes que se fracturen durante la preparación

## 4.4. Variables

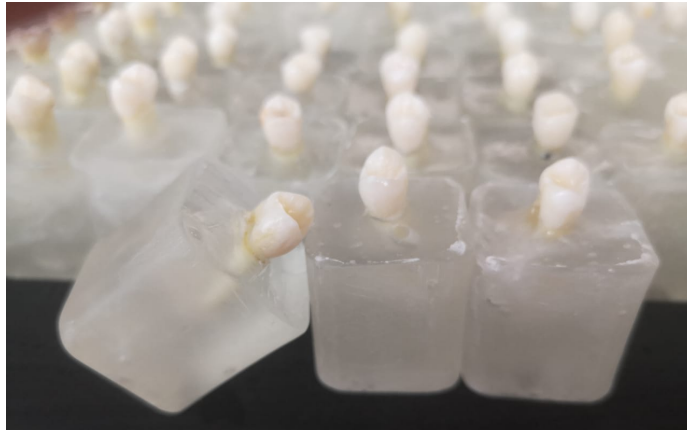
Tabla 1. *Datos obtenidos en primeros premolares superiores sanos.*

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERATIVA	NATURALEZA DE LA VARIABLE	ESCALA DE MEDICION	CATEGORIAS
TIEMPO	Período determinado durante el que se realiza una acción o se desarrolla un acontecimiento.	Valor arrojado por el equipo para ensayos (Instrom Shimadzu) desde el inicio del stress hasta la fractura	Cuantitativa	razón	segundos
RESISTENCIA	Capacidad física que tiene un cuerpo de aguantar una fuerza de oposición por un tiempo determinado, sea esta fuerza cualquier agente externo al cuerpo que intente impedir la finalización de esta labor.	Valor dado por el equipo en N al momento de la fractura	Cuantitativa	razón	# Newtons
Tejido dental	Del lat. dens, dentis) es un órgano anatómico duro, ubicado en los procesos alveolares de los huesos maxilares	Observación de cambio y diferencia de los tejidos	Cualitativa	Nominal	Esmalte y dentina

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

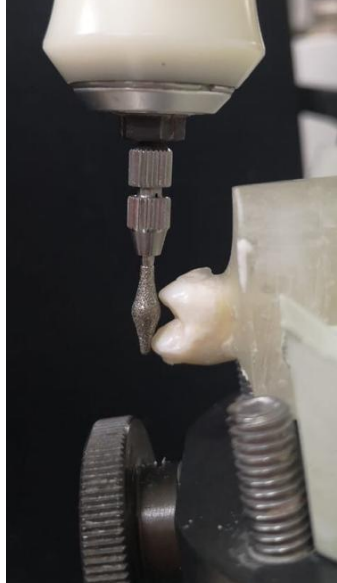
#### 4.5. Procedimientos

**4.5.1. Posicionamiento de la muestra.** Las muestras, son primeros premolares, los cuales se sumergen 1mm por encima de la unión amelo cementaria (UAC) en un cubo de 15 mm de ancho x 2 cm de largo, de resina acrílica autopolimerizable transparente (Veracril, New Stetic, Medellín, Colombia) (Fig. 1).



*Figura 1.* Muestra de dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista frontal  
Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

**4.5.2. Preparación del diente.** Se coloca el cubo con el diente sobre un soporte vertical en acero, amarrando el cubo, se realiza un fresado controlado, por medio de una fresadora manual (Paraskop-m, Bego, Barcelona, España) (Fig. 2), y por medio del ángulo de la fresa para preparación de table tops para premolares, con un ángulo de  $146^\circ$  (Referencia 370-030, Komet Dental, Alemania), se verifica cada uno de los especímenes de la muestra para cada grupo:



*Figura 2.* Muestra de preparación dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

**Grupo PE:** Se calibra y verifica la preparación sobre la cara oclusal de un 1mm de espesor sobre solo esmalte.

**Grupo PED:** Se realiza preparación oclusal hasta exponer esmalte y dentina.

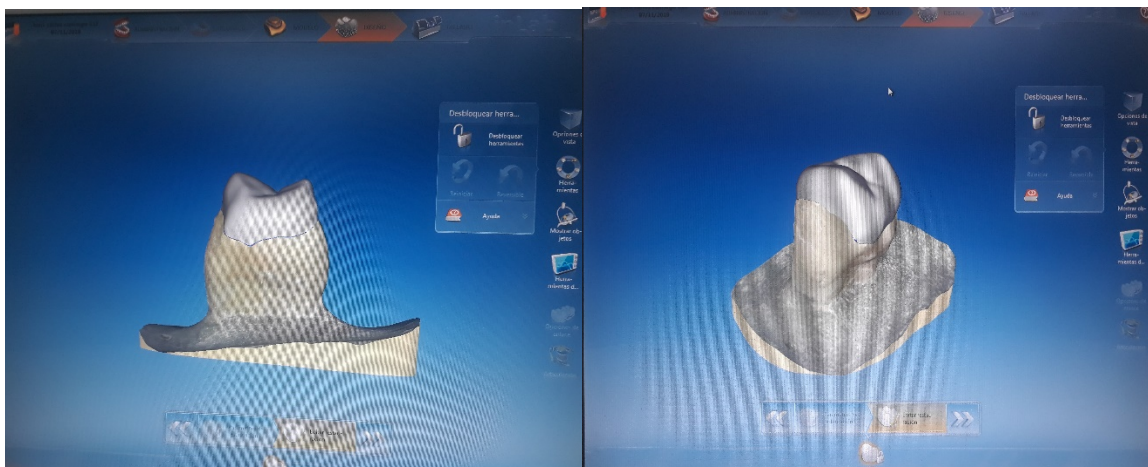
**4.5.3. Escaneado de los dientes preparados.** Con el uso del Sirona CEREC Software 4.4.3 y el escáner extra oral inEos X5 se realizó una impresión digital de los primeros premolares superiores permanentes preparados. Este dispositivo dispone de una novedosa tecnología de cinco ejes y emplea un brazo de rotación a fin de posicionar y orientar los objetos de la mejor forma posible para su escaneo (Fig. 3).



*Figura 3.* Impresora digital extra oral de laboratorio.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

**4.5.4. Elaboración de carillas oclusales.** El diseño de las carillas oclusales para cada grupo se llevó a cabo con el Sirona CEREC® Software 4.4.3. Cada carilla oclusal fue analizada y ajustada digitalmente. (Fig. 4).



*Figura 4.* Diseño y ajuste digital de restauración a elaborar.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

El maquinado se efectuó utilizando una unidad de fresado (InLab MC XL- Sirona CEREC® Alemania). Para las carillas oclusales se utilizaron bloques de silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Duo, Dentsply Sirona, York, Pensilvania, Estados Unidos) (tabla 2) (Fig. 5).

Tabla 2. *Características del material evaluado.*

Material y fabricante	Tipo	Composición, estructura y propiedades
<b>Celtra Duo</b> <a href="http://www.celtradentsplysirona.com">www.celtradentsplysirona.com</a>	<b>Cerámica vítrea</b>	Componentes: Silicato de litio/fosfato (LSP) cerámica vítrea (SiO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, ZrO <sub>2</sub> , CeO <sub>2</sub> , Na <sub>2</sub> O, Tb <sub>4</sub> O <sub>7</sub> , V <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , Pr <sub>6</sub> O <sub>11</sub> , Cr, Cu, Fe, Mg, Mn, Si, Zn, Ti, Zr, Al). Resistencia a la flexión [MPa]: 210 (fresado) Resistencia a la flexión [MPa]: 370 (glaseado y sinterizado) Dureza Vickers [MPa]: 6900

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

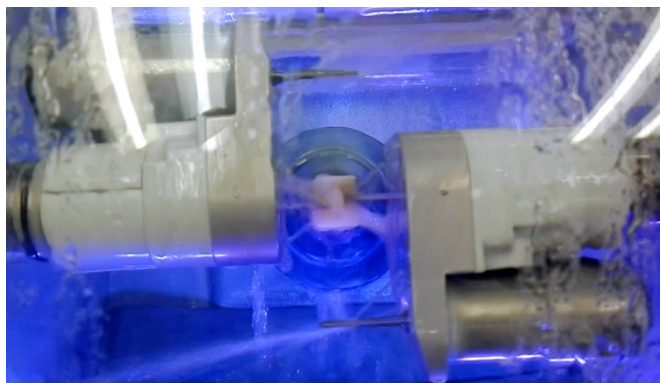
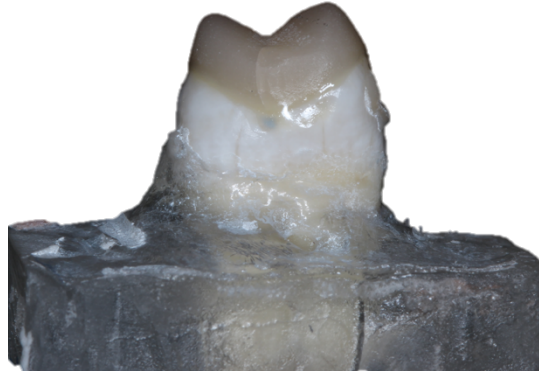


Figura 5. Muestra de maquinado de carilla oclusal.

Fuente: Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

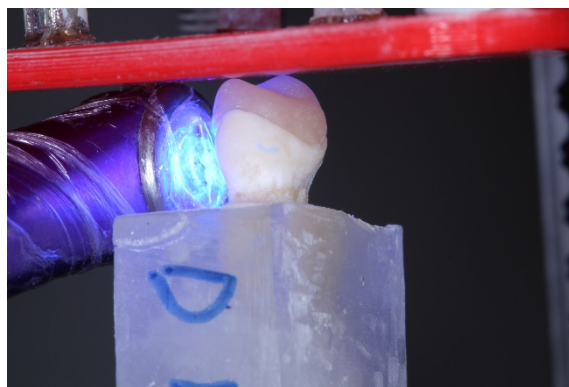
**4.5.5. Espesor de la restauración.** Se definió un espesor similar de la restauración en silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Duo, Dentsply Sirona, York, Pensilvania, Estados Unidos), este espesor es de 2 mm desde la fosa central y 2 mm desde la punta de las cúspides hasta la superficie de cada diente preparado para los dos grupos (Fig. 6).



*Figura 6.* Espesor de restauración cementada sobre dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

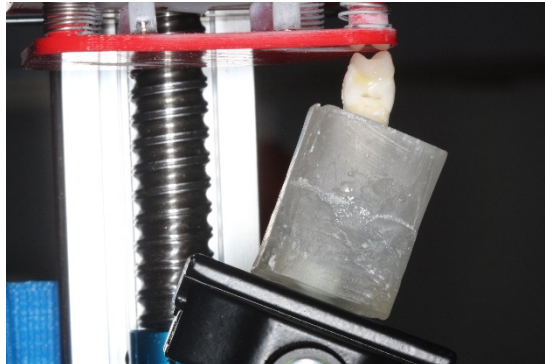
**4.5.6. Cementación de las carillas oclusales.** De acuerdo al protocolo definido por la casa comercial Denstply Sirona se inició la cementación del silicato de litio reforzado con zirconio, previamente se realizó el tratamiento de la superficie cerámica para garantizar la adhesión al tejido sobre el cual se cemento, para tal fin se utilizó ácido fluorhídrico al 9,6 % (Eufar, Bogotá, Cundinamarca, Colombia) durante 20 segundos, luego se realizó la silanización de la superficie con Silano (Angelus<sup>®</sup>. Londrina, Estado Paraná, Brasil), posteriormente sobre las muestras se realizó el grabado con ácido orto fosfórico al 37 % (Súper Etch, SDI, Melbourne, Victoria, Australia) por 15 segundos sobre esmalte y 10 segundos sobre la dentina, seguidamente se aplicó adhesivo Universal Prime&Bond (Dentsply Sirona, York, Pensilvania, Estados Unidos) para luego utilizar el cementante resinoso (Duolink, Bisco, Schaumburg, IL, U.S.A.) para la fijación definitiva de la restauración, utilizando una lámpara de 800 Mw/mm<sup>2</sup> (VALO<sup>®</sup> Cordless Lámpara LED inalámbrica, Ultradent, South Jordan, UT, U. S. A.) (Fig. 7).



*Figura 7.* Fotocurado del cementante de la restauración en la máquina de presión constante sobre dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

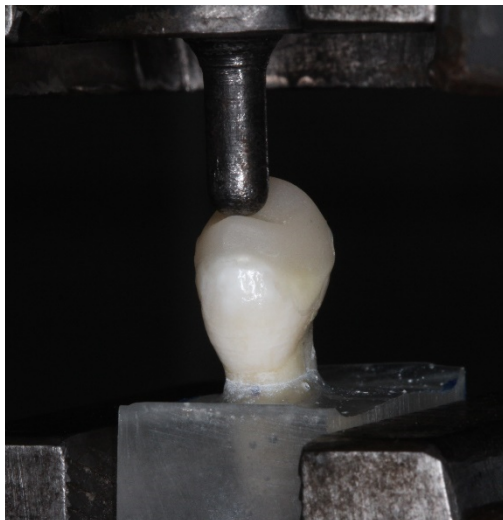
Luego la muestra se somete a una ligera carga de presión constante en una máquina de presión de 5kg o a una presión vertical de 6N (Fig. 8).



*Figura 8.* Restauración en la máquina de presión constante sobre dientes extraídos colocados en bloques de resina acrílica, vista sagital.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

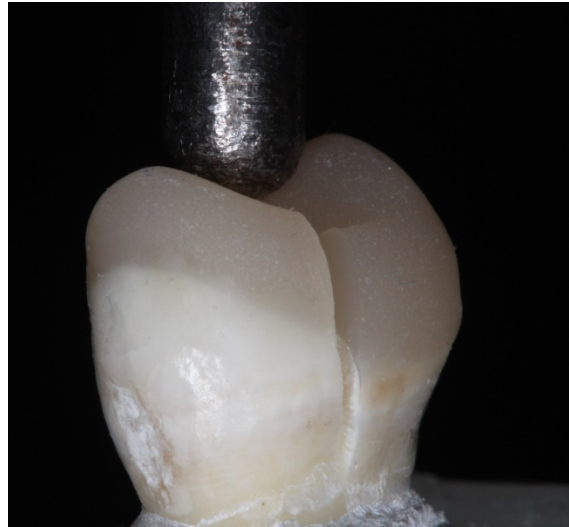
En una máquina Instron (Equipo para ensayos Instron Shimadzu Corporation, Kioto, Japón) con una punta de 3,5 mm en acero, ubicada en el centro del eje vertical del diente y perpendicular a la superficie preparada, se realiza presión constante con una velocidad de 1 mm/min hasta que ocurra la fractura, el equipo nos muestra una curva y en el momento de cualquier pérdida de la estructura se nota una caída en la gráfica del aumento constante de la intensidad de la carga, momento en el cual se para el aumento de la carga (Fig. 9).



*Figura 9.* Muestra alineada en el dispositivo universal de pruebas.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

Se realiza microfotografía en el momento de la fractura (Fig. 10).



*Figura 10.* Fractura de la muestra en el dispositivo universal de pruebas.

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

#### **4.6 Análisis estadístico.**

Se digitan los datos en una base diseñada para tal fin en el software Excel ® y se analizan en Stata 12.1.

Se realiza un análisis descriptivo de las variables, mediante medidas de tendencia central y dispersión. Se evalúa la distribución de los datos utilizando la prueba de Shapiro Wilk. La comparación de los grupos se realizará utilizando la prueba T de Student o U de Mann Whitney según corresponda.

**4.6.1 Consideraciones éticas.** Según la resolución No. 008430 del 4 de octubre de 1993; por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, se tuvo en cuenta los artículos 47 y 48 del capítulo VI de la investigación en órganos, tejidos y sus derivados, productos y cadáveres de seres humanos, además del artículo 11 del capítulo I de los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, cumpliendo con la premisa de ser una investigación sin riesgos, ya que en esta investigación busca evaluar in vitro la resistencia compresiva de carillas oclusales elaboradas con cerámicas vítreas y cerámica híbrida en primeros premolares superiores.

El presente estudio no se realizará con participación de seres humanos, los dientes recolectados serán provenientes del banco de dientes de la Universidad Santo Tomás y han sido manejados bajo un consentimiento informado y un protocolo específico de manejo de los mismos.

Los autores de este estudio no presentan ningún tipo de conflicto de intereses con las casas comerciales donde se producen los materiales evaluados y los resultados obtenidos se darán a conocer sin ser alterados o modificados.

## 5. Resultados

Se realizó el análisis descriptivo de los datos de la medición *in vitro* de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares.

Se evidenció que el valor de resistencia a la fractura (N), los valores máximo y mínimo de la resistencia del silicato de litio reforzado con zirconio (Celtra Duo) fueron 568,8 N y 1428,1 N respectivamente.

El análisis estadístico de las 38 muestras de los dos grupos, reportó que el 75 % (n= 29) de las muestras presentaron un valor menor a 1028,1 N.

En el análisis del grupo PE, se evidenció que el 90 % (n= 17) de las muestras, presentaron una resistencia a la fractura por debajo de los 1400 N, con una media de 887,3 N (DS  $\pm$  345,5)

En el grupo PED esta resistencia mostró que el 90 % (n= 17) se encontró por debajo de los 1175 N, y la media de esta resistencia en este grupo se presentó en 840 N (DS  $\pm$  240,4)

En la variable del tiempo (seg.) de cada uno de los grupos evaluados arrojó los siguientes resultados:

Reportó un valor mínimo de tiempo de 27 seg. y máximo de 141,2 seg., en el grupo PE, reportando que el 75 % (n= 14) de las muestras se fractura en un valor menor a 76,8 seg., con una media de 56,2 seg. (DS  $\pm$  35,7).

En el grupo PED un valor mínimo de tiempo de 16,4 seg. y máximo de 66,5 seg., evidenciando que el 75 % (n= 14) de las muestras se fractura en un valor menor a 56,1 seg., con una media de 42,2 seg. (DS  $\pm$  15,6) (Tabla 3).

Tabla 3. *Variables para el análisis del problema de investigación.*

Grupo (n = 19)	PE	PED	Valor p
Resistencia (N) $\mu (\pm\sigma)$	887,3 $\pm$ 345,5	840 $\pm$ 240,4	0,8
Tiempo (segundos) $\mu (\pm\sigma)$	56,2 $\pm$ 35,7	42,2 $\pm$ 15,6	0,6

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación *in vitro* de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

En la Tabla 4 se presenta la resistencia compresiva de cada uno de las restauraciones evaluadas en las 19 muestras analizadas para cada grupo.

Tabla 4. *Valores de resistencia a la fractura de los grupos PE y PD de muestra.*

Grupo	Id	Tiempo (Seg)	Resistencia (N)	Grupo	Id	Tiempo (Seg)	Resistencia (N)
<b>PE</b>	1	105,7	831,3	<b>PED</b>	1	39,8	1.046,9
	2	116,5	1.428,1		2	57,0	1.175,0
	3	141,2	871,9		3	66,5	868,8
	4	32,0	600,0		4	60,7	821,9
	5	11,3	600,0		5	40,0	575,0
	6	103,8	1.078,1		6	48,8	606,3
	7	33,8	600,0		7	49,9	1.028,1
	8	76,8	1.396,9		8	47,4	1.390,6
	9	28,7	596,9		9	16,4	831,3
	10	30,0	600,0		10	43,8	875,5
	11	48,5	1.396,9		11	17,3	606,3
	12	43,0	600,0		12	32,5	1.021,9
	13	43,7	1.396,9		13	30,7	603,1
	14	32,4	768,8		14	51,8	1.028,1
	15	46,4	603,1		15	65,1	653,1
	16	63,2	1.400,0		16	20,7	600,0
	17	27,0	568,8		17	30,4	600,0
	18	48,1	918,2		18	27,5	603,1
	19	36,3	603,1		19	56,1	1.025,0

Fuente: Ascanio MA, Camargo CA, Maldonado MT. Comparación in vitro de la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. 2019.

En este sentido, se encontró que el silicato de litio reforzado con zirconio no presentó diferencias significativas estadísticamente en la resistencia compresiva, donde la mediana de los datos fueron valores superiores a 826.6 N ( $p= 0,79$ ), por otra parte, no se encontró diferencia estadísticamente significativa en la variable tiempo, con respecto a la fractura de las muestras, arrojando un valor de la mediana de 43.8 seg ( $p= 0,69$ )

## 6. Discusión

La presente investigación comparó in vitro la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, entre una restauración en silicato de litio reforzado con zirconio cementado sobre esmalte y esmalte-dentina en dientes premolares. La finalidad es de incorporar una opción de un material del cual aún hay pocos estudios e información disponible. De hecho, no se encontró ningún estudio similar donde se compare el uso del material y sus diferencias mecánicas de esta restauración sobre estos dos tejidos bajo cementación adhesiva. Se concluyó que entre cada tipo de tejido de soporte de la restauración existe una variación de la resistencia compresiva, aunque estadísticamente no se encontró una diferencia significativa entre estos.

El estudio reportó que este material cerámico ofrece una alta resistencia compresiva debido a que las fuerzas de oclusión en la zona de premolares se presentan aproximadamente de 300N, el cual se supera de manera muy alta según los valores (568 a 1428 N) que este estudio encontró (44).

En la investigación de Wendler et al (45), reportaron la resistencia a la fractura del Celtra Duo en dos formas de especímenes, disco y plato, sobre un soporte metálico, el cual reportó resistencia de 626,84 N/mm<sup>2</sup> en el disco y de 565,80 N/mm<sup>2</sup> en el plato, valores más similares a los encontrados en este estudio.

Zierden et al (46) reportaron resistencia del Celtra Duo, antes de 2.216,69 ± 266,26 N, y después de una carga cíclica de 1.644,58 ± 491,16 N, valores relacionados al mayor valor obtenido en este estudio que fue de 1.428,1 N.

Los resultados obtenidos en la cementación de discos de Celtra Duo de un grosor de 2mm sobre un material análogo a la dentina: resina epoxica, en este caso, realizada en el estudio de Monteiro et al (47) reportaron como valor de resistencia a la fractura 764.5 ± 43.9 N, valor similar a los resultados reportados en este estudio.

En el estudio de Maltzahn et al (48) obtuvieron como resultado de resistencia a la fractura del Celtra Duo sobre dientes erosionados valores de 745,2 N (DS de 168,3 N), cuando solo se freso el material, comparando con los valores obtenidos en este estudio, 887,3 N (DS ± 345,5N) del material cementado sobre esmalte y de 840 N (DS ± 240,4N).

En estos dos últimos estudios, relacionan el tipo de preparación o forma de la superficie sobre la cual van a ser usadas las carillas oclusales, lo cual puede influir sobre la resistencia a la fractura ante fuerzas compresivas, lo cual se reportó en el estudio de Stappert et al (49).

La resistencia a la flexión reportada por la casa comercial del Celtra Duo (Dentsply Sirona) (32) es de 210 Mpa = N/mm<sup>2</sup>, al compararlo con el menor valor obtenido en este estudio de 568,8 N, demostró que el tejido de soporte aporta en el aumento en los valores de las propiedades mecánicas del material.

Para este estudio, el diseño de la preparación se eligió con base al estudio de Sasse et al. (41) y las preparaciones descritas como el grosor del material para este tipo de restauraciones como lo reporta Magne et al (20).

Las limitaciones metodológicas que se presentaron en el estudio se encuentra la falta suficiente de estudios realizados donde se compare la resistencia a la fractura del silicato de litio reforzado con zirconio en carillas oclusales y diferentes grosores del material y ángulos de preparación.

Por último, la aplicabilidad clínica de este estudio se enmarca en la importancia de dar a conocer el valor de resistencia compresiva de este material para su uso de manera más regular en la práctica clínica. Avalando que es una excelente opción como material restaurador. No existirá diferencias significativas sobre el tejido al cual se van a cementar estas restauraciones. Denota el uso de carillas oclusales como una opción de tratamiento restaurador de fácil y de técnica práctica de

fabricación, además de ser una alternativa conservadora para el tratamiento de lesiones erosivas, casos de desgaste severo de la dentición y pérdida de la dimensión vertical (50).

## 7. Conclusiones

Dentro de las limitaciones de este estudio in vitro podemos concluir que:

- La resistencia compresiva de las carillas oclusales elaboradas en silicato de litio reforzado con zirconio cementadas sobre esmalte y esmalte dentina no presentó estadísticamente diferencias significativas.
- La cementación de las carillas oclusales está indicada para realizarse sobre esmalte y esmalte-dentina.
- Las carillas oclusales cementadas sobre dentina mostraron un menor registro en el tiempo de la fractura, pero no presento estadísticamente diferencias significativas que las cementadas sobre esmalte.
- De acuerdo a la desviación standard no se puede tomar la decisión de cementar las carillas oclusales exclusivamente sobre un tejido evaluados en función de los variables tiempo y desplazamiento.

## 8. Recomendaciones

- Realizar el termociclado de las muestras de carillas oclusales debido que fue un estudio in vitro y no se tuvo en cuenta.
- Medir el incremento exacto de la resistencia compresiva antes y después del proceso de cementación adhesiva de las carillas oclusales.
- Realizar un estudio in vitro para evaluar los modos de falla adhesiva y falla cohesiva observadas en las carillas oclusales.
- Realizar estudio in vivo para exponer esta situación con las interacciones reales que se dan en la cavidad oral.

## 9. Referencias bibliográficas

- (1) Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway?. J Am Dent Assoc. 2008; 139 Suppl 1: 4S - 7S.
- (2) Hunt PR. The future of esthetic dentistry. JADA. 1987; Special Issue: 106E - 112E.
- (3) Burke FJ, Kelleher MG, Wilson N, Bishop k. Introducing the concept of pragmatic esthetics, with special reference to the treatment of tooth wear. J Esthet Restor Dent 2011; 23: 277 – 93.
- (4) Kim JH, Lee S, Park JS, Ryu JJ. Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration. Implant Dent. 2013; 22: 66 – 70.
- (5) El-Meliegy E, van Noort R. Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications. New York: Springer, 2012.

- (6) Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri NL. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010; 104:149 - 157.
- (7) Haroon R., Zeeshan SS., Misbahuddin, MRK. Sameer Q., Muhammad ZU. Advancements in all-ceramics for dental restorations and their effect on the wear of opposing dentition. *Eur J Dent.* 2016 Oct – Dec; 10(4): 583 – 588.
- (8) Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014; 93: 1235 – 1242.
- (9) ENSAB IV, 2013-2014.IV estudio nacional de salud bucal ensab IV, 2013-2014, Ministerio de Salud, Republica de Colombia.
- (10) Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2015; 114 (2), 266 - 271.
- (11) Conrad HJ, Seong WK, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007; 98 (5), 389 - 404.
- (12) D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F, Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel, *J Prosthet Dent.* 2015, Mar; 115 (3): 350 - 355
- (13) Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2013; 110 (4), 264 - 273.
- (14) Fages M, Slangen P, Raynal J, Corn S, Turzo K, Margerit J, et al. Comparative mechanical behavior of dentin enamel and dentin ceramic junctions assessed by speckle interferometry (SI). *Dental Materials.* 2012; 28 (10), E229 - E238.
- (15) Van Dijken JWV, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental Materials.* 2010; 26 (9), 929 - 939.
- (16) Vasconcelos AF, Barreto A, Miranda G, Pérez CR. Effect of prior silane application on the bond strength of a universal adhesive to a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2017 nov.; 118 (5): 666 - 671.
- (17) Passia N, Lehmann F, Freitag S, Kern M. Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association (JADA).* 2015-10-01, Volúmen 146, Número 10, Páginas 729 - 734.
- (18) Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2019 Aug;122 (2): 160 - 166.
- (19) Badawya R, El-Mowafy O, Tamb LE, *Dental materials.* 2016 Jul; 32 (7): 847 - 852.
- (20) Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers, *The Journal of Prosthetic Dentistry,* 2010 Sep;104 (3): 149 - 157
- (21) Peumans W, Valjakova EB, Munck JD, Mishevskaja CB, Meerbeek BV. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. 2016;18 (4): 289 - 302.
- (22) Helvey G. A History of Dental Ceramics. 2010. *Compendium,* 31, 310 - 312.
- (23) Kohta A. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai Zasshi.* 2003 Jun;70 (2):114 - 123
- (24) Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva N, Bonfante EA. A new classification system for all ceramic and ceramic like restorative materials. 2015. *The International journal of prosthodontics* 28 (3): 227 - 235

- (25) Piemjai M, Arksornnukit M. Compressive Fracture Resistance of Porcelain Laminates Bonded to Enamel or Dentin with Four Adhesive Systems. *Journal of Prosthodontics*. 2007. 16, No 6 457- 464.
- (26) Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod*. 2006; 12: 120 - 126
- (27) Craig's restorative dental materials, 13<sup>th</sup> Edition. 2011. pages 30 - 34.
- (28) Zaslansky P, Friesem AA, Weiner S. Structure and mechanical properties of the soft zone separating bulk dentin and enamel in crowns of human teeth: Insight into tooth function. *Journal of Structural*. 2006. 153: 188 –199.
- (29) La Fontaine A, Zavgorodniy A, Liu H, Zheng R, Swain M, et al. Atomic-scale compositional mapping reveals Mg-rich amorphous calcium phosphate in human dental enamel. *Science Advances*. 2016. 07 Sep: Vol. 2, no. 9.
- (30) Teruel JD, Alcolea A, Hernandez A, Ortiz AJ. Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Archives of oral biology*. 2015; 60 768 – 775
- (31) Montoya C, Arango S, Peláez A, Arola D, Ossa EA. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. *Archives of oral biology*. 2015; 60 1811 – 1820
- (32) Dentsply Sirona. [Internet]. Argentina. Dentsply Argentina.
- (33) Rampf M, Dittmer M, Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Properties and crystallization phenomena in  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5\text{-Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  and  $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5\text{-Sr}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  glass-ceramics via twofold internal crystallization. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2015; September, Volume 3, Article 122.
- (34) Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Operative Dentistry*. 2016 May - Jun; 41 (3): 284 - 292.
- (35) Rinke s, Rödiger M, Ziebolz D, Schmidt AK. Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow. *Hindawi Publishing Corporation Case Reports in Dentistry*. 2015; 162 - 178.
- (36) Schlichting LH, Resende TH, Rodrigues K, Magne P.. Simplified treatment of severe dental erosion with ultrathin CAD-CAM composite occlusal veneers and anterior bilaminar veneers. *Journal of prosthetic dentistry*. 2016; 116: 474 - 482.
- (37) Dentsply Sirona. [Internet]. Alemania, Celtra Duo \_Processing Guidelines, EN, 50539990, 0318.indd 1.
- (38) Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011; Apr; 105 (4): 217 - 226.
- (39) Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2017 Oct; 74: 245 - 250.
- (40) Yazigi C, Kern M, Chaar MS. Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glass-ceramic veneers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2017 Nov; 75: 504 - 511.
- (41) Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental materials*. 2015 Aug; 31 (8): 907- 915.

(42) Magne P, Magne M, Belser UC. Adhesive restorations centric relation and de Dahl principle: minimally invasive approaches to localized anterior tooth erosion. *The European Journal Esthetic Dentistry*. 2007; 2: 260 - 273.

(43) Lee WC, Eakle WS. Stress induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent*. 1996; 75 (5): 487- 494.

(44) Johnson GH, Lepe X, Patterson A, Schäfer., Simplified cementation of lithium disilicate crowns: Retention with various adhesive resin cement combinations. *the Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 mayo; 119 (5): 826 - 832.

(45) Wendler M, Bellia R, Petschelta A, Mevecc D, Harrerc W, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dental Materials*. 2017 Jan; 33 (1): 99 - 109.

(46) Zieden K, Acar J, Rehmann P, Wostmann B. Wear and Fracture Strength of New Ceramic Resins for Chairside Milling. *Int J Prosthodont*. 2018 January/February; 31 (1): 74 – 76.

(47) Monteiro JB, Riqueria H, Prochnowb C, Guillardib LF, Pereira GK, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dental Materials*. 2018 Jun; 34 (6): 891 – 900.

(48) Von Maltzahn NF, Meniawy OI, Breitenbuecher N, Kohorst P, Stiesch M, et al. Fracture Strength of Ceramic Posterior Occlusal Veneers for Functional Rehabilitation of an Abrasive Dentition. *Int J Prosthodont*. 2018 Sep/Oct; 31(5): 451-452.

(49) Stappert C, Att W, Gerds T, Strub J. Fracture resistance of different partial coverage ceramic molar restorations An in vitro investigation. *JADA*. 2006 Apr; 137 (4): 514 - 522.

(50) Ferraris F. Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): preparation designs and adhetics clinical protocol. *The International Journal of Esthetic Dentistry*. 2017; 12(4): 482-502.

## Apéndices

## A. Carta de aprobación

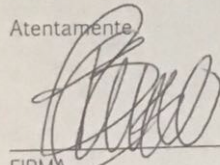
Bucaramanga, 17 de Mayo de 2018

Señores:  
 COMITÉ INVESTIGACIONES  
 Especialización en Rehabilitación Oral  
 Universidad Santo Tomás  
 PRESENTE

Por medio de la presente me permito manifestar, que Yo Bernardo E. Mesa Gómez identificado con C.C. No. 91.252.816 de B/magen en mi calidad de profesor tutor/cotutor del Programa de Especialización en Rehabilitación Oral, de la Universidad Santo Tomás, asumo mi compromiso formal ante el Comité de Investigaciones, de cumplir a cabalidad con todas las funciones inherentes a la tutoría/cotutoría académica del Proyecto de Grado titulado Comparación In vitro de la Res. a la fractura por compresión a cargo de los estudiantes Carlos Alberto Camargo identificado con el Código de Estudiante 2083484 - Maryali Ascencio Roa identificado con el Código de Estudiante 2082640 y María T. Maldonado C identificado con el Código de Estudiante 2083485.

Durante el tiempo de acompañamiento, los estudiantes bajo mi tutoría elaborarán, presentarán y defenderán su Trabajo de Grado para optar por el Título de Especialistas en Rehabilitación Oral, cumpliendo con los requisitos establecidos en el Reglamento Académico.

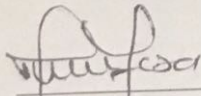
Atentamente,



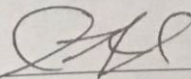
FIRMA  
 NOMBRE Bernardo E. Mesa Gómez  
 TUTOR/COTUTOR ACADÉMICO  
 C.C. 91252816



FIRMA  
 NOMBRE Maryali Ascencio Roa  
 ESTUDIANTE  
 C.C. 1098811720  
 CÓDIGO 2082640



FIRMA  
 NOMBRE María Teresa Maldonado C.  
 ESTUDIANTE Reh. Oral  
 C.C. 27'606.177 quite  
 CÓDIGO 2083485



FIRMA  
 NOMBRE Carlos Alberto Camargo  
 ESTUDIANTE Rehabilitación Oral  
 C.C. 91 433 494  
 CÓDIGO 2083484

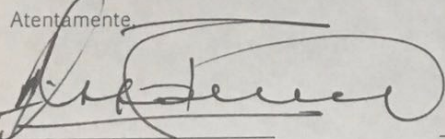
Bucaramanga, 17 de Mayo de 2018

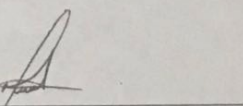
Señores:  
 COMITÉ INVESTIGACIONES  
 Especialización en Rehabilitación Oral  
 Universidad Santo Tomás  
 PRESENTE

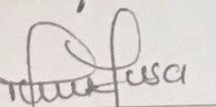
Por medio de la presente me permito manifestar, que Yo Carlos Miriá Jorda identificado con C.C. No. 91.234.200 de B/92 en mi calidad de profesor tutor/cotutor del Programa de Especialización en Rehabilitación Oral, de la Universidad Santo Tomás, asumo mi compromiso formal ante el Comité de Investigaciones, de cumplir a cabalidad con todas las funciones inherentes a la tutoría/cotutoría académica del Proyecto de Grado titulado Comparación In vivo de la Resist. a la fract. ante fuerzas comp. a cargo de los estudiantes Carlos Alberto Camargo identificado con el Código de Estudiante 2083484, Maryali Ascanio Rog identificado con el Código de Estudiante 2082640 y Maria T Maldonado identificado con el Código de Estudiante 2083485.

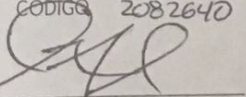
Durante el tiempo de acompañamiento, los estudiantes bajo mi tutoría elaborarán, presentarán y defenderán su Trabajo de Grado para optar por el Título de Especialistas en Rehabilitación Oral, cumpliendo con los requisitos establecidos en el Reglamento Académico.

Atentamente,

  
 FIRMA  
 NOMBRE  
 TUTOR/COTUTOR ACADÉMICO  
 C.C. 91.234.200

  
 FIRMA  
 NOMBRE Maryali Ascanio Rog  
 ESTUDIANTE Rehabilitación Oral  
 C.C. 109881720  
 CÓDIGO 2082640

  
 FIRMA  
 NOMBRE Maria T Maldonado  
 ESTUDIANTE Reh. Oral  
 C.C. 27606.177  
 CÓDIGO 2083485

  
 FIRMA  
 NOMBRE Carlos A. Camargo  
 ESTUDIANTE Rehabilitación Oral  
 C.C. 91 423 494  
 CÓDIGO 2083484

**B. Consentimiento informado del banco de dientes de la Universidad Santo Tomás**

Fecha \_\_\_\_\_  
Yo, \_\_\_\_\_ identificado (a) con cc No \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_, edad \_\_\_\_\_ domiciliado en \_\_\_\_\_, acepto donar el (los) diente (s) \_\_\_\_\_, extraído (s) en esta fecha por el estudiante de odontología acompañado de su docente supervisor, al banco de dientes permanente humanos de la facultad de odontología de la universidad Santo Tomás Bucaramanga, con pleno conocimiento que serán utilizados por los estudiantes y el grupo de investigadores, como parte de actividades de entrenamiento preclínico y para el desarrollo de investigaciones científicas.

Soy consciente que las extracciones fueron realizadas por indicaciones terapéuticas siendo parte del plan de tratamiento necesario para mejorar mi estado de salud oral como consta en la historia clínica odontológica, por un diagnóstico dental previo de \_\_\_\_\_. Aclaro, además, que la donación es totalmente voluntaria, que no recibiré en ningún momento remuneración económica por parte de la institución ni de los estudiantes y que bajo ninguna circunstancia será revelada mi identidad.

Si presenta alguna inquietud, con respecto a la funcionalidad del banco de dientes, puede comunicarse al Laboratorio de Ciencias Básicas de la Universidad Santo Tomás a la línea telefónica 680081 ext. 2409 con la Dra. Laura Viviana Herrera.

Después de haber leído y entendido completamente el documento firmo libre y voluntariamente,

Firma \_\_\_\_\_ cc \_\_\_\_\_

Operador \_\_\_\_\_

Firma \_\_\_\_\_

Testigo.

Nombre y apellidos \_\_\_\_\_ cc \_\_\_\_\_

Firma \_\_\_\_\_

### **C. Protocolo de recolección, desinfección y almacenamiento de piezas dentales en el banco de dientes de la Facultad de Odontología de la Universidad Santo Tomás, Bucaramanga**

El personal que labora en el sector salud, está habitualmente expuesto a agentes infecciosos. Para disminuir el riesgo de adquirir enfermedades ocasionadas por contaminación cruzada se debe tener en cuenta varios factores importantes: Lavado de manos, uso de barreras de protección personal y la inmunización adecuada. Es de vital importancia, que las personas encargadas de la manipulación de las piezas dentales en el BDH, cumplan con los esquemas completos de vacunación anti hepatitis b y tétano. El ingreso al banco de dientes debe realizarse utilizando los elementos de protección personal bata, gorro y tapabocas desechables.

- En la clínica odontológica de la universidad Santo Tomás, el estudiante que va a realizar la exodoncia, al momento de solicitar sus respectivos materiales, la auxiliar de la clínica le entregará el consentimiento informado para el paciente y un recipiente desechable pequeño para que deposite allí la pieza dental inmediatamente después de ser extraída.

- Haciendo uso de sus elementos de protección persona (visor, tapabocas, guantes desechables), el estudiante luego de realizar el procedimiento, se dirige al sitio dentro de la clínica donde está ubicado el recipiente rotulado con la etiqueta banco de dientes y con la ayuda de la pinza algodonerá toma la pieza dental y la deposita allí dentro.

- Diariamente, al final de la jornada, el estudiante encargado (perteneciente al equipo de BDH) pasará recogiendo el recipiente rotulado y lo llevará al espacio físico del banco de dientes para su correspondiente lavado y desinfección. Para el transporte del mismo desde la clínica hasta el banco de dientes, el estudiante debe usar guantes desechables y tapabocas. El recipiente debe ser de plástico resistente a golpes, rígido, con tapa y pedal para evitar posible contaminación, rotulado con etiqueta de banco de dientes, forrado por dentro con una bolsa plástica la cual luego de su uso, debe ser desechada en la correspondiente bolsa roja de riesgo biológico.

- Ya en el banco de dientes, usando los elementos de protección persona y un delantal de plástico, se retira la bolsa roja el recipiente rotulado y se vacía su contenido en otro recipiente el cual debe contener agua y jabón para realizar un primer enjuague y retirar con cepillo la mayor parte de material orgánico (sangre) de la superficie de la pieza dental.

- Luego, las piezas dentales se depositan en otro recipiente plástico con solución de hipoclorito de sodio (NaOCl) 5.25 % por 15 minutos o detergente enzimático según el tiempo estipulado por el fabricante), para realizar una primera inactivación biológica.

- Pasado el tiempo recomendado, las piezas dentales son retiradas de la solución de hipoclorito de sodio (NaOCl), se lavan con abundante agua y se procede a eliminar los restos orgánicos e inorgánicos de su superficie, con curetas de Gracey, cavitron o escaler.

- Lavar de nuevo con abundante agua, y dejar secar libremente sobre toallas desechables.

- Separar las piezas dentales que tengan restauraciones en amalgama

- Las piezas dentales u no presente restauraciones de aleaciones metálicas, se llevan a la autoclave para su proceso de esterilización, en recipientes de vidrio resistentes al calor (vaso precipitado) con agua destilada hasta no más de la mitad de su capacidad cubriendo la parte superior del vaso con papel aluminio sin apretar, a una temperatura de 121°C, 16 libras de presión durante 200 minutos. Después de terminado este proceso, se debe esperar que baje completamente la temperatura en la autoclave para retirar los vasos de precipitados; esto con el objetivo de evitar accidentes con el proceso de ebullición del agua.

- Las piezas dentales que tengan restauraciones en amalgama, se desinfectarán en recipientes plásticos con tapa, oscuros, sumergidos en hipoclorito de sodio (NaOCl) 5.25 % por 7 días.

- Después del proceso de esterilización, se clasifican los dientes según cada grupo: incisivos superiores e inferiores, caninos, premolares superiores e inferiores, 1er y 2do molar superior e inferior, terceros molares superiores e inferiores, diente con coronas dentales o núcleos intrarradiculares con raíces completas o fragmentadas, restos radiculares, dientes amorfos.
- Almacenar las piezas dentales en la nevera, (según su grupo) en recipientes plásticos, bien cerrados, hidratados con agua destilada la cual se debe cambiar semanalmente
- Rotular los recipientes plásticos con las siguientes anotaciones: fechas de entrada del diente (mes), fecha de último cambio de la solución de almacenamiento y tipo de diente.
- Realizar inventarios periódicos teniendo en cuenta el movimiento de entrada y salida de las piezas dentales.
- Registrar la entrada y salida de piezas dentales (donación y préstamo) en fichas por separado ara tener control de existencias en stock. En los registros de préstamo, se debe aclarar que los dientes se deben devolver, especificando tiempo de préstamo con fecha de devolución, para su reutilización o correcta disposición final.
- Mantener un stock mínimo de 100 piezas dentales por grupo. Al ser alcanzado ese límite, se suspende el préstamo hasta que sea repuesto por lo menos el 50 % del contenido del grupo.
- Archivar las fichas de registro de entrada y salida de las piezas dentales y los correspondientes consentimientos informados de donación, previamente firmados por los pacientes.
- En caso de no poder utilizar las piezas dentales, serán dispuestas en las correspondientes bolsas de desecho de riesgo biológico (roja) teniendo en cuenta que aquellas que presenten restauraciones en amalgama, se llevaran al recipiente de manejo de residuos de riesgo químico con mercurio que se encuentran en el laboratorio de ciencias básicas.

**REGISTRO INDIVIDUAL DE PIEZAS DENTALES PARA EL BANCO DE DIENTES  
DE LA UNIVERSIDAD SANTO TOMAS BUCARAMANGA**

Código pieza dental: \_\_\_\_\_

Fecha ingreso: \_\_\_\_\_

Nombre del paciente: \_\_\_\_\_ Edad: \_\_\_\_\_

No Pieza dental: \_\_\_\_\_

Motivo de la extracción. Diagnostico: \_\_\_\_\_

Antecedentes médicos del paciente: \_\_\_\_\_

**D. Cronograma de actividades**

	2017						2018						2019											
	07	08	09	10	11	12	02	03	04	05	06	08	09	10	11	02	03	04	05	06	08	09	10	11
Conformación grupo tesis	■																							
Elaboración Introducción		■	■	■																				
Elaboración Justificación					■	■																		
Revisión introducción y justificación							■																	
Correcciones								■																
Reunión director y codirector de tesis									■															
Aprobación de Anteproyecto										■														
Elaboración de anteproyecto											■													
Búsqueda dientes premolares superiores												■	■											
Inicio de preparación de dientes														■										
Medición de fractura del disilicato sobre los dientes de la muestra															■									
Comparación de resultados de los diferentes materiales.																■								
Análisis estadístico de la información																	■							
Resultados																		■						
Informe final																			■					
Socialización																				■				
Sustentación.																					■			

**E. Presupuesto**

No.	DESCRIPCION	REFERENCIA	#	VR UNI	VR TOTAL
	<b>MATERIALES ODONTOLOGIA</b>				
1.	Silicato de litio (CELTRA DUO)	Bloques unidad	66	110.000	7.260.000
4.	Fresas para el equipo fresadora manual	unidad	11	10.000	110.000
7	Ácido fosfórico N- Etch	Gel 30gr	1	24.000	24.000
8	Ac fluorhídrico al 5% IPS Ceramic	5gr	1	36.000	36.000
9	Adhesivo	DENSTPLAY	1	174.000	174.000
10	Acrílico de autocurado	1 tarro 1000gr		76.000	76.000
11	Monómero	1 litro	1	25.263	25.263
12	Silicona para hacer los cubos		1	65.000	65.000
	<b>SUB-TOTAL</b>				<b>7.770.263</b>
	<b>GASTOS GENERALES</b>				0
13	Mensajería para recoger dientes		6	6.000	36.000
14	Suero fisiológico		4	2.400	9.600
15	Frascos de vidrio- recoger dientes		14	1.600	22.400
	<b>SUB-TOTAL</b>				<b>68.000</b>
	<b>RECURSOS HUMANOS</b>		1	800.000	<b>800.000</b>
	<b>OTROS</b>				0
	<b>SUB-TOTAL</b>				<b>868.000</b>
	<b>TOTAL, GENERAL</b>				<b>8.638.263</b>