

**COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LA PROTESIS PARCIAL FIJA EN DISILICATO  
DE LITIO SOBRE PILARES CON PERIODONTO NORMAL Y DISMINUIDO: ANÁLISIS  
DE ELEMENTOS FINITOS. FASE MODELAMIENTO.**

**STEPHANYE ARIZA MARTÍNEZ**

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE  
PROGRAMA DE PROSTODONCIA- FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
BOGOTA DC. JULIO DE 2018**

## HOJA DE IDENTIFICACION

<b>Universidad</b>	El Bosque
<b>Facultad</b>	Odontología
<b>Programa</b>	Prostodoncia
<b>Título:</b>	<b>Comportamiento mecánico de la prótesis parcial fija en disilicato de litio sobre pilares con periodonto normal y disminuido: Análisis de elementos finitos. Fase modelamiento.</b>
<b>Línea de investigación:</b>	Elemento finito
<b>Institución participante:</b>	Facultad de Odontología - Universidad El Bosque
<b>Tipo de investigación:</b>	Mixta: Posgrado/línea docente
<b>Estudiantes/ residentes:</b>	Stephanye Ariza Martínez
<b>Asesor metodológico:</b>	Martha C. Tamayo M.
<b>Asesor temático:</b>	Luis Eduardo Luna
<b>Asesor en sistemas</b>	Ricardo Ríos
<b>Asesor Laboratorio</b>	Sandra Sepúlveda



## **DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE**

<b>HERNANDO MATIZ CAMACHO</b>	Presidente del Claustro
<b>JUAN CARLOS LOPEZ TRUJILLO</b>	Presidente Consejo Directivo
<b>MARIA CLARA RANGEL G.</b>	Rector(a)
<b>RITA CECILIA PLATA DE SILVA</b>	Vicerrector(a) Académico
<b>FRANCISCO FALLA</b>	Vicerrector Administrativo
<b>MIGUEL OTERO CADENA</b>	Vicerrectoría de Investigaciones.
<b>LUIS ARTURO RODRÍGUEZ</b>	Secretario General
<b>JUAN CARLOS SANCHEZ PARIS</b>	División Postgrados
<b>MARIA ROSA BUENAHORA</b>	Decana Facultad de Odontología
<b>MARTHA LILILIANA GOMEZ RANGEL</b>	Secretaria Académica
<b>DIANA ESCOBAR</b>	Directora Área Bioclínica
<b>MARIA CLARA GONZÁLEZ</b>	Director Área comunitaria
<b>FRANCISCO PEREIRA</b>	Coordinador Área Psicosocial
<b>INGRID ISABEL MORA DIAZ</b>	Coordinador de Investigaciones Facultad de Odontología
<b>IVAN ARMANDO SANTACRUZ CHAVES</b>	Coordinador Postgrados Facultad de Odontología
<b>MARTIN DARIO NEIRA</b>	Director Programa Prostodoncia
<b>EDGAR RENE ROJAS BENAVIDES</b>	Coordinador Programa Prostodoncia

**“La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”.**

**GUÍA DE CONTENIDO**  
**(Una vez esté diligenciada invisibilizar la cuadrícula)**

<b>Resumen</b>	
<b>Abstract</b>	
	<b>Pág.</b>
<b>Introducción</b>	
<b>2. Marco teórico</b>	
<b>3. Planteamiento del problema</b>	
<b>4. Justificación</b>	
<b>5. Situación Actual</b>	
<b>6. Objetivos</b>	
<b>6.1 Objetivo general</b>	
<b>6.2 Objetivos específicos</b>	
<b>7. Metodología del Proyecto</b>	
<b>7.1. Tipo de estudio</b>	
<b>7.2. Población y muestra (Criterios de selección y exclusión)</b>	
<b>7.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información</b> <small>(Materiales y métodos)</small>	
<b>7.4. Hipótesis de estudio ( si aplica)</b>	
<b>7.5 Plan de tabulación y análisis.</b>	
<b>a. Hipótesis estadísticas( alterna y nula) ( si aplica)</b>	
<b>b. Estadística descriptiva</b>	
<b>c. Estadística analítica( si aplica)</b>	
<b>8. Consideraciones legales ( si aplica)</b>	
<b>9. Resultados</b>	
<b>11.1. Fase descriptiva</b>	
<b>11.2. Fase analítica</b>	
<b>10. Discusión</b>	
<b>11. Conclusiones</b>	
<b>12. Referencias bibliográficas</b>	
<b>13. Anexos ( si aplica)</b>	

## **RESUMEN**

### **COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LA PROTESIS PARCIAL FIJA EN DISILICATO DE LITIO SOBRE PILARES CON PERIODONTO NORMAL Y DISMINUIDO: ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS. FASE MODELAMIENTO.**

El objetivo de este proyecto fue evaluar la concentración de tensiones generados por una prótesis parcial fija [PPF] de canino a segundo premolar superior fabricada en disilicato de litio inyectado soportada por dientes con periodonto sano y por dientes con periodonto disminuido a través del análisis de elementos finitos. Se realizó una búsqueda estructurada de literatura sobre estudios de biomecánica en PPF con disilicato de Litio, a partir de la cual se estructuró una base con los datos utilizados en los estudios: módulo elástico, radio de Poisson y resistencia flexural del Disilicato de Litio. Los mismos datos para los tejidos dentales fueron tomados de estudios previos realizados en la Universidad. La depuración de estos datos se realizó matemáticamente utilizando la moda con sus intervalos modales. A partir de estos datos se estructuraron 1521 matrices de datos combinados de las cuales se escogieron tres matrices que cumplieran con los siguientes criterios: una cuyos datos de módulos elásticos, resistencia flexural y radio de Poisson del Disilicato de Litio fueran los que más frecuentemente se reportaran en la literatura, otra matriz con los valores más altos reportados en las bases de datos y por último se eligió la matriz de los datos que reporta la casa comercial de material Disilicato de Litio. Para facilitar el modelamiento de la PPF, se hicieron las preparaciones de los dientes pilares 13 y 15 sobre un modelo de ivorina que posteriormente fue digitalizado mediante el escáner multitalento inEos X5 - Sirona. A partir de este modelo se diseñó digitalmente la PPF y sus imágenes fueron transferidas al software ANSYS WORKBENCH 18.0, en el cual se realizó el modelamiento para el análisis biomecánico con elemento finito.

**Palabras clave:** Análisis de elemento finito, prótesis parcial fija, disilicato de litio, periodonto sano, periodonto disminuido.

## **ABSTRACT**

### **MECHANICAL BEHAVIOUR OF THE PARTIALLY-FIXED PROSTHESIS IN LITHIUM DI-SILICATE ON PILLARS WITH NORMAL AND REDUCED PERIODONTIUM. FINITE ELEMENT ANALYSIS. MODELLING PHASE**

The aim of this project was to evaluate by means of finite element analysis the concentration of tensions generated by a partially-fixed prosthesis (PFP) from the maxillary canine to the second premolar fabricated with injected lithium disilicate, supported by teeth with healthy periodontium and teeth with reduced periodontium. A structured literature search was carried out regarding bio-mechanical studies of PFP with lithium disilicate, from which a database was structured with the data used in the studies: Poisson's ratio and lithium disilicate flex resistance. The same data for dental tissues were taken from previous studies carried out at the university. Data depuration was figured mathematically using a mode with its mode intervals. 1521 matrices of combined data were structured and three which complied with the following guidelines were chosen: one whose elasticity modules, flex resistance and Poisson's ratio of the disilicate were most frequently reported; one with the highest reported values of the database; one with the data from the developer of lithium disilicate. Preparation of 13 and 15 pillar teeth were cast on an ivorine model which was digitised using the inEos X5 – Sirona multitalent scanner in order to facilitate PFP modelling. PFP was digitally designed from this model and its images were transferred to the ANSYS WORKBENCH 18.0 software where the biomechanical analysis with finite element modelling was developed.

**Key words:** finite element analysis, partially-fixed prostheses, lithium disilicate, healthy periodontium, reduced periodontium.

## 1. INTRODUCCION

La prótesis parcial fija (PPF), tiene como objetivo la sustitución de dientes naturales perdidos a partir de una estructura cementada sobre dientes preparados adyacentes a dicho espacio edéntulo; la PPF se compone de pilares, pónicos y conectores, tradicionalmente los materiales utilizados para su elaboración son el metal, y algún tipo de cerámica de recubrimiento para cumplir los objetivos estéticos, actualmente, existen alternativas para su elaboración ofreciendo estructuras libres de metal, como es el disilicato de litio entre otros. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

El disilicato de Litio es una Vitroceramica, cuyos componentes son feldespato, cuarzo, caolín, y disilicato de litio formando una gran cantidad de cristales entrelazados los cuales aumentan sus propiedades mecánicas y le otorgan propiedades ópticas dando como resultado alto potencial estético (Villarroel et al., 2012).

Las cerámicas de disilicato de litio se pueden clasificar según el método de fabricación, las inyectadas como la IPS e-maxpress®, que se encuentran en el mercado desde el 2005, es un sistema donde las restauraciones se obtienen por inyección con la técnica de sustitución de cera perdida (Mörmann, 2006); y Maquinadas con sistemas CAD/CAM; se ha observado que aunque su composición es la misma, sus características mecánicas varían de acuerdo a su método de fabricación, el sistema maquinado presenta resistencia a la fractura de entre 100-300 MPa y una resistencia a la flexión de 350MPa, Las inyectadas por su parte, poseen una resistencia flexural de 400MPa (Sulaiman et al; 2015), su uso se limita a las carillas, coronas individuales en el sector anterior, también es utilizada en coronas posteriores y prótesis fijas de 3 unidades hasta el segundo premolar, sirviendo este como pilar, además en preparaciones inlay y onlay; debido a la resistencia flexural mayor del sistema inyectado, se ha sugerido que es la más apropiada para el uso en prótesis fija de 3 unidades (Massironi et al., 2007). Por tanto, la rigidez que presenta este tipo de cerámica, se traduce en una baja deformación y una alta transferencia de la carga al diente pilar, contrario a lo que se observa en una PPF elaborada en materiales

convencionales donde la mayor tensión se localiza en la estructura a nivel de los conectores (Esquivel-Upshaw et al., 2008)

En una revisión sistemática de la literatura, donde analizaron 12 estudios clínicos en los que se evaluaron la supervivencia de coronas individuales y prótesis dentales fijas libres de metal, con cerámica de Di silicato de Litio; mostrando que las coronas individuales tienen una supervivencia de más del 90% a los 2, 5 y 10 años y la prótesis fija, aunque tuvo un porcentaje menor las restauraciones sobrevivieron en un 70% después de 10 años. (Pieger et al., 2014)

Se observó en un estudio prospectivo a 10 años de donde evaluaron las tasas de supervivencia y éxito de prótesis parcial fija [PPF] de tres unidades anteriores y posteriores realizadas con disilicato, obteniendo que después de 5 años el porcentaje de supervivencia fue de 100% y 87,9% a los 10 años y el de éxito a los 5 años de 91,1% y 69,8% a los 10 años, recomendando la favorabilidad de la utilización de este material (Kern et al., 2012)

Sin embargo no hay datos respecto a la supervivencia de PPF elaborada en disilicato en dientes con historia de enfermedad periodontal, los cuales pueden presentar disminución de los tejidos de inserción; esto es importante debido a que los pacientes con alteraciones en el soporte periodontal, candidatos a PPF también buscan soluciones protésicas que sean tanto estéticas y funcionalmente compatibles desde el punto de vista biomecánico con su soporte periodontal disminuido. (Stasinopoulou et al., 2013)

Desde la mecánica una palanca está compuesta por tres componentes, brazo de potencia, brazo de resistencia y fulcro según la localización de cada uno de estos componentes determinan el tipo de palanca y la eficiencia del beneficio mecánico, al transpolar este concepto al diente, se encuentra que un diente con periodonto normal su punto de fulcro se encuentra ubicado a nivel de la cresta ósea, su brazo de resistencia se encuentra por debajo del nivel de la cresta ósea y su brazo de potencia estará ubicado coronal a esta y por lo tanto tendrá mayor brazo de resistencia; a diferencia de lo sucedería con dientes con periodonto disminuido ya que al haber presentado pérdida ósea, el nivel de la cresta ósea se encontrara más apical y la

longitud del brazo de resistencia disminuirá y aumentará el brazo de potencia, lo que generaría una tendencia a aumentar la movilidad en los dientes pilares (Gay, 1992).

El cuarto Estudio Nacional de Salud Bucal realizado en 2014 en el país reporta que la gran mayoría de pacientes que buscan un tratamiento restaurativo presentan una alteración en mayor o menor grado en la altura del periodonto como secuela de una enfermedad periodontal previa; el 61,8% de las personas entre 18 y 79 años presentan enfermedad periodontal, y en promedio tienen una pérdida del nivel de inserción clínica de 38,4% y 1,79 mm severidad (Peñaloza et al., 2014).

Las nuevas tecnologías en restauración dental presentan excelentes resultados estéticos y se realizan en tiempo reducido, esto ha permitido el aumento del número de tratamientos protésicos realizados con cerámicas de disilicato de litio con requerimiento de carillas estéticas y coronas individuales incluso cuando se presenta una disminución del periodonto, sin embargo las restauraciones en dientes anteriores con periodonto disminuido, presentan un mayor grado de dificultad por el alto componente biomecánico y estético. Además si se pretende realizar la restauración con materiales con un alto índice de rigidez como la cerámica de disilicato inyectable, puede ejercer tensiones que deben estar muy presentes para el prostodoncista cuando plantea el plan de tratamiento. (Lee et al., 1995; Conrad et al., 2007; Culp et al., 2010)

Cada vez es más frecuente el uso de prótesis parcial fija elaborada con estos materiales en dientes con antecedente y secuelas de enfermedad periodontal pero no hay suficiente literatura que demuestre su comportamiento en dientes con periodonto disminuido (Dietschi, 2000; Resentirte et al, 2011). Teniendo en cuenta lo anterior se pretende evaluar la concentración de tensiones generados por una prótesis parcial fija de canino a segundo premolar superior fabricada en disilicato de litio inyectado soportada por dientes con periodonto sano y por dientes con periodonto disminuido.

## 2. MARCO TEORICO

### Síntesis de proceso búsqueda de información

Se seleccionaron las siguientes variables: corona completa libre de metal, cerámica, línea terminal, disilicato de litio, elemento finito, comportamiento mecánico que fueron definidas así:

*Corona completa libre de metal:* Es una prótesis dental fija de cerámica que restaura una corona clínica sin un marco metálico de soporte. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

*Cerámica:* Se relaciona con la fabricación de cualquier producto hecho esencialmente de un mineral no metálico que se cuece a una temperatura alta. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

*Línea terminal:* Línea de demarcación determinada por dos puntos. Extensión periférica externa de una preparación dentaria. Unión preparada entre materiales diferentes. Parte terminal del diente preparado. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

*Chamfer:* diseño marginal primario del ángulo interior es decir es esencialmente cóncavo. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

*Chamfer biselado y hombro biselado:* ángulo exterior de un margen con chamfer u hombro, es modificado mediante un corte inclinado (bisel) el margen biselado garantiza un mecanismo automático de compensación de los defectos de sellado marginal. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

*Disilicato de Litio:* Cerámica indicada para la fabricación de restauraciones de dientes monolíticos, proporciona resultados altamente estéticos y al compar con otras cerámicas y vidrio demuestra una fortaleza mejor entre 2 a 5 veces. (Ivoclar Vivadent. IPS e.max).

*Elemento finito:* Método numérico presenta importantes ventajas sobre la foto elasticidad, permite determinar tensiones, y distorsiones que experimenta un componente tridimensional; se forman al dividir la estructura original en una serie

de secciones de forma adecuada para conservar las propiedades de los materiales reales. (Mackerle, 2004).

*Comportamiento mecánico:* El comportamiento mecánico está asociado con la respuesta interna de un cuerpo a fuerzas externas y se define como la fuerza dividida por el área en la que se actúa. (Abbasi *et al.*, 2016).

Se consultaron las siguientes bases de datos:

- ✓ MEDLINE hasta 20 de abril de 2016
- ✓ PUBMED hasta 28 de abril de 2016
- ✓ GOOGLOE ACADEMIC hasta 4 de mayo de 2016
- ✓ ELSEVIER hasta 30 de abril de 2016
- ✓ SCIENCEDIRECT hasta 2 de abril de 2016
- ✓ Ncbi hasta 4 de mayo de 2016

Fueron consultadas hasta el 4 de mayo 2016

Fueron consultadas hasta el 4 de mayo 2016

*Se utilizaron las siguientes palabras clave:* Corona completa libre de metal, Tooth Crown, crowns, dental crowns, cerámica, ceramics, dental porcelain, ips empres, dental porcelain, ceramic, línea terminal, tooth preparation, prosthodontic, primer molar, first mollar, disilicato de litio, lithium disilicate, lithia disilicate, elemento finito, finite elements, finite elements analysis, análisis de elementos finitos, comportamiento mecanico, mechanical processes, stress, mechanical.

***Se buscaron los siguientes tipos de estudios:*** Estudios clínicos, y estudios de modelos matemáticos- elemento finito.

**Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas:**

Busqueda -# 1 disilicato OR e.max OR lithium disilicate AND finite elements

Busqueda # 2 disilicato de litio, e.max, lithium disilicate and tooth preparation

Búsqueda # 3 single crown AND dental ceramics OR tooth preparation

Búsqueda # 4 lithium disilicate AND biomechanics AND finite elements

No hubo restricción por idioma, ni por fecha de publicación, se buscaron estudio in vivo, in vitro, en pacientes mayores de edad, sin distinción de género.

Se encontraron 76548 artículos en las bases de datos mencionadas anteriormente, posterior a la revisión por título para evitar duplicados, se seleccionaron de acuerdo a su relevancia en cuanto al comportamiento mecánico, la dirección de los dolores.

Se seleccionaron por título: 23

Se preseleccionaron por abstract

Fueron seleccionados por título

#### *MARCO DE REFERENCIA*

La cerámica nace con el concepto de la necesidad de elaboración de objetos de loza y barro, su nombre de origen griego keramikos, que hace referencia a “sustancia quemada” y se refiere al arte, los objetos producidos, el conocimiento científico, y todo lo relativo a ello. Se cree que surgió en el periodo neolítico, como solución a la necesidad de generar recipientes que permitieran el almacenamiento del sobrante de las cosechas, su proceso de confección incluía la elaboración manual y el secado al sol o en su defecto el sometimiento a temperaturas elevadas para lograr su cocción. Los chinos evolucionaron dicha técnica. La cerámica es un material que es capaz de generar aislamiento térmico, es frágil, translucido, y opaco, estas características hacen que sea imposible fundirlo y maquinarlo por medio de fresas y tornos, por esta razón la forma de trabajar este material es por medio de sinterizado, que consiste en su obtención a través del triturado del material. (Wohlwend et al., 1989).

Desde la antigüedad el ser humano se ha turbado por mantener la funcionalidad de la cavidad oral, franqueando de diversas maneras el tema de la anodoncia falsa. Los posibles tratamientos para estas situaciones están encaminados a la prótesis parcial fija, prótesis removibles, implantes dentales cuyo objetivo principal es reemplazar las estructuras dentales perdidas por medio de diferentes tipos de restauraciones, metal-cerámicas o totalmente cerámicas. Desde los etruscos, pasando por los egipcios y otras civilizaciones, llegando a la época moderna, se perfeccionaron las técnicas de

realización de las restauraciones orales. Así mismo se crearon numerosos materiales que eventualmente se van especializando según el área de uso, este es el caso de las cerámicas, creadas hace más de 3000 años por la civilización China, pero utilizada ampliamente en odontología desde la época de Fauchard quien propuso su uso. A partir de ese momento han desarrollado mejoras en los materiales y su confección buscando siempre imitar a las estructuras dentales naturales en su funcionalidad, resistencia y en el componente estético. (Rodríguez,2005).

Las cerámicas se han clasificado teniendo en cuenta diferentes características como translucidez, técnica de procesamiento, temperatura de sinterización y composición, con el fin de mejorar sus propiedades ópticas, resistencia a la fractura, resistencia flexural, indicándolas en diferentes casos restaurativos. De acuerdo a su composición estas son vitrocerámicas y no vitrocerámicas. Las vitrocerámicas son cerámicas grabables, translucidas, proporcionan una alta estética y son mayormente utilizadas en el sector anterior, en este grupo se encuentran las cerámicas feldespáticas, coladas y prensadas; las no vitrocerámicas son cerámicas no grabables, opacas, proporcionan una alta resistencia y son mayormente utilizadas en el sector posterior. Las vitrocerámicas contienen cristales de refuerzo de leucita que aumentan la resistencia y disminuyen el coeficiente térmico de expansión, disilicato de litio en 30% de sílica amorfa y 70 % de cristales de silicato de litio para aumentar la resistencia y disminuir la translucidez y una matriz vítrea de feldespato. Las no vitrocerámicas contienen una fase cristalina de zirconia y alumina aumentando la opacidad y resistencia. (Wohlwend et al., 1989).

Coleman en 1957 introdujo la técnica de unión de masas cerámicas a un sustrato metálico por unión química, con el fin de disminuir la fragilidad tangencial y traccional de las cerámicas; actualmente las restauraciones metal cerámicas poseen excelentes propiedades de adaptación, resistencia a la fractura, duración en el tiempo y buena estética, limitada al sector posterior; esto junto con otros factores como los costos y la baja complejidad que representa para los técnicos dentales su realización, ampliaron significativamente el uso de este tipo de prótesis, convirtiéndolas actualmente en el “Estándar de Oro” en rehabilitación (Sailer et al., 2015).

Existen indicaciones donde el gran compromiso estético hace perder la naturalidad de la restauración metal cerámica a causa de su margen metálico, especialmente en las personas con biotipo periodontal delgado, en donde la encía marginal puede tornarse cianótica por translucir el metal. Es por ello que buscan maximizar la estética de las restauraciones sin perder la resistencia; han desarrollado restauraciones libres de metal o totalmente cerámicas (Anusavice, 1993; Dietschi, 1999).

Las prótesis parciales fijas en el sector anterior han evolucionado a través del tiempo buscando aumentar la naturalidad y la estética con la funcionalidad biomecánica que le brindan los materiales metal cerámicos. Las coronas libres de metal utilizadas rehabilitar el sector anterior, han mejorado sus propiedades capaces de soportar altas fuerzas masticatorias. Las propiedades mecánicas de estas restauraciones están dadas por la fase cristalina de las cerámicas, donde sus partículas se encuentran uniformemente y las propiedades estéticas está determinada por la fase vítrea donde las partículas se encuentran desordenadas (Koushyar, 2010), ayudando a que las restauraciones con este tipo de material se usen en premolar y caninos para brindar la guía en movimientos fuera de la céntrica.

Además la apariencia estética de una restauración debe coincidir con los tejidos dentales circundantes. Esto requiere que las propiedades ópticas como la opacidad, opalescencia y la translucidez del material de restauración tienen que ser similar a la de los dientes naturales, y los materiales de las restauraciones completamente cerámicas cumplen con esas cualidades (Della et al., 2014).

Se han introducido diferentes tipos de cerámica para la realización de restauraciones de coronas libres de metal; intentando fortalecer las cerámicas convencionales con la adición de leucita como primera medida la cual demostró resultados ópticos muy similares a la apariencia de un diente natural, pero estas proporcionaban una baja resistencia mecánica y eran muy frágiles, por lo tanto, su uso se limitó solo al sector anterior. Para mejorar la resistencia mecánica y la estabilidad de las cerámicas, pero manteniendo sus características ópticas, se desarrollaron oxicerámicas como la cerámica aluminosa de infiltración y la alúmina densamente sinterizada demostrando

una mayor estabilidad estructural y mejora de sus propiedades mecánicas, pero estas demostraron altas tasas de fracaso en el sector posterior (Castro-Aguilar et al., 2014).

La cerámica Feldespática mejoró el aspecto estético de las restauraciones, pero su baja estabilidad mecánica limitó este tipo de restauraciones al sector anterior y de coronas individuales (Lopes et al., 2015).

Conrad et al., (2007) realizaron una revisión sistemática donde resaltaron que todos los materiales cerámicos pueden ser utilizados en la práctica clínica, ya que no existe un material universal para hacer coronas totalmente cerámicas; la correcta utilización de esta va a depender de la situación clínica particular, además del conocimiento del prostodoncista, su fabricación, cementación y adhesión.

Actualmente existe un tipo de cerámicas vitrocerámica cuya base es el disilicato de litio, gracias a sus componentes como feldespato, cuarzo, caolín y di silicato de litio, contiene una gran cantidad de cristales y entrelazados aumentando sus propiedades mecánicas y además le otorgan unas propiedades ópticas que le confieren un alto potencial estético en la realización de coronas individuales en el sector anterior y carillas, también es utilizada en coronas posteriores y prótesis fijas de 3 unidades hasta el segundo premolar, sirviendo este como pilar, además en preparaciones Inlay y onlay (Villarreal et al., 2012). Pero debido a su resistencia a la fractura de entre 100-300 MPa y una resistencia a la flexión de 350MPa, su uso se limita a las Carillas, coronas individuales y tramos cortos en el sector anterior (Massironi et al., 2007).

Con la aparición del disilicato de litio, se generó una revolución en la industria, debido a que se dio una ampliación de las expectativas tanto funcionales, como estéticas, y un aporte significativo en cuanto a la resistencia y adaptabilidad del disilicato; Es un sistema versátil con excelente capacidad de pulido, alta naturalidad y estabilidad del color durante un periodo de tiempo muy prolongado, menor susceptibilidad a las fracturas, permite el uso de cementación convencional, dando como resultado un aporte a la longevidad. Presenta también como característica alta rigidez por lo que no requiere cerámica de recubrimiento que refuerce la estructura. Dentro de sus propiedades se encuentran reportadas mayor longevidad, aumento de la resistencia, translucidez, facilidad de utilización, y baja resistencia al desgaste; Los reportes

soportan el restablecimiento completo de la morfología superficies estéticas con acabado que facilita la remoción de la placa bacteriana, facilitando el mantenimiento de las condiciones de salud oral (Toman & Toksavul, 2015).

La vitrocerámica de disilicato de litio ha tenido una evolución en el tiempo, su primera introducción al mercado fue IPS Empress® II, Ivoclar Vivadent la cual estaba solo indicada para la fabricación de la infraestructura de coronas unitarias y requerían una cerámica de recubrimiento y mostraban una tasa de fractura del 30 % cuando eran utilizadas en el sector posterior. Con el fin de mejorar sus propiedades se creó una segunda generación del disilicato de litio IPS e.max®, Ivoclar Vivadent que contiene cristales más pequeños y homogéneos dándole un 10 % mayor en las propiedades físicas comparadas a la anterior además, da la posibilidad de ser utilizada como cerámica para infraestructura y para recubrimiento, procesándola de diferentes formas. (Castro-Aguilar et al., 2014).

Las dos formas de procesar estas cerámicas para la confección de las restauraciones son: 1. Por inyección, en el que se requiere un equipamiento especial que incluyen los lingotes o pastillas altamente estéticas de cerámica vítrea de disilicato de litio IPS e.max Press y las pastillas de cerámica vítrea de fluorapatita IPS e.max ZirPress, estas luego son inyectadas a presión dentro de una cámara de inyección; 2. CAD/CAM, con tres fases: la digitalización, el diseño y el maquinado, y de acuerdo a cada caso están disponibles los bloques de cerámica vítrea de disilicato de litio IPS e.max CAD ( Figuroa et al., 2014).

Goodacre et al., (2003) reportaron que la frecuencia de falla de tramos protésicos de tres unidades alrededor de los conectores entre pilares y pónicos es relativamente alta especialmente en conectores delgados en estas restauraciones. Sin embargo, Pieger et al., (2014) realizaron una revisión sistemática de la literatura, donde se revisaron 12 estudios clínicos en los que se evaluaron la supervivencia de coronas individuales y prótesis dentales fijas libres de metal, con cerámica de Di silicato de Litio; mostrando que las coronas individuales tienen una supervivencia de más del 90% a los 2, 5 y 10 años, pero las prótesis fijas, aunque tuvo un porcentaje menor las restauraciones sobrevivieron en un 70% después de 10 años.

Se realizó un estudio prospectivo a 10 años donde evaluaron las tasas de supervivencia y éxito de PPF de tres unidades anteriores realizadas con di silicato, obteniendo que después de 5 años el porcentaje de supervivencia fue de 100% y 87,9% a los 10 años y el de éxito a los 5 años de 91,1% y 69,8% a los 10 años, recomendando la favorabilidad de la utilización de este material en restauraciones del sector anterior (Kern et al., 2012)

En un estudio clínico evaluaron el rendimiento clínico de 860 restauraciones anteriores y posteriores en disilicato de litio sobre dientes naturales e implantes, los cuales fueron observados en un periodo de 6 años, la tasa de supervivencia se encontró entre 95,46% a 100% y la tasa de éxito de 95,39% a 100%; demostrando que estas restauraciones son fiables y eficaces en un corto y mediano plazo. (Fabbri et al., 2014).

La enfermedad periodontal, una de las patologías prevalentes en Colombia donde más del 60% de la población presenta enfermedad periodontal en alguno de sus estados de severidad (ENSAB-IV, p.78 -2014), esta conlleva a la pérdida ósea horizontal permanente en los órganos dentarios afectados. Esta disminución progresiva del aparato periodontal causa el movimiento apical del punto de fulcro del diente que acorta el brazo de resistencia del mismo, al crear una mayor superficie de acción de las fuerzas horizontales y oblicuas, produciendo traumatismo oclusal y un subsecuente aumento de la movilidad dentaria (Stasinopoulou et al., 2013). El ligamento periodontal (LPD) también queda notablemente reducido y con una capacidad limitada de retroalimentación sensorial para modular la carga masticatoria y regular la fuerza de la mordida. Pero esta falta de tejido periodontal causa, una respuesta adaptativa en el que el umbral de sensibilización dado por los receptores mecánicos del LPD disminuye en comparación con los dientes con periodonto sano, actuando como un mecanismo de defensa (Osorio-Vélez y et al., 2009).

Los pacientes periodontalmente comprometidos, forman parte de un grupo altamente demandante de soluciones protésicas que sean tanto estéticas como biomecánicamente compatibles con su soporte periodontal disminuido; la restauración fija proporciona una distribución más favorable de las fuerzas de la

masticación, al periodonto de los dientes pilares (Ludgren et al., 1979). Teniendo en cuenta que no se encuentran diferencias en los niveles de placa bacteriana y pérdida ósea adicional en aquellos dientes restaurados comparados con aquellos que no lo están, es posible considerar la PPF como un tratamiento adecuado en pacientes con periodonto reducido.

El trabajo clínico de estas restauraciones es crucial, ya que de una buena preparación dental dependerá en gran medida la supervivencia de la restauración, entre más conservadora sea la geometría de la preparación, mayor será la tolerancia a la carga del diente restaurado (Hui et al., 1991). Para conseguir la mejor adhesión, se requiere tener del 50 al 70% de la superficie del esmalte disponible para la adhesión.

Margen de acabado o línea terminal es un punto de paso entre la parte intacta del diente y el espacio más apical de la preparación del pilar, sobre el cual se ajusta el margen protésico, está compuesto por el margen del muñón protésico o dental que permite y favorece la correcta ejecución de todos los objetivos del margen del borde protésico y el margen del borde protésico, este tiene una función protectora con respecto al muñón, es una barrera hermética para la penetración bacteriana, impide la disolución del cemento y restituye el perfil de emergencia. La línea terminal debe ser nítida, continua y homogénea, generar espacio suficiente para material restaurador, garantizar la economía de la estructura dental, fácil de realizar o ejecutar clínicamente y debe estar ubicada en tejido dental sano. Geométricamente está compuesta por el contorno protésico, pared axial, ángulo interior del margen, ángulo exterior del margen, contorno radicular. La pared axial proporciona la retención y estabilidad de la restauración, los ángulos interiores confluyen la pared axial y el margen y el ángulo exterior es el punto de paso entre el margen y la pared radicular. Se pueden realizar según su espesor en livianas de 0.3 mm a 0.5 mm y pesadas de 1.2 mm a 2 mm, según su localización en supragingival, equigingival y subgingival (0.5 mm por debajo del margen gingival). Según su forma en filo de cuchillo, chamfer, hombro de 90°, hombro inclinado, chamfer biselado y hombro biselado (Nam et al., 2015).

La precisión del margen evita la filtración de las bacterias, la disolución del cemento, coadyuva a generar un correcto perfil de emergencia lo que induce a una fácil remoción de placa; sin embargo es importante aclarar que la precisión bajo dichos parámetros es inalcanzable, debido a el espacio requerido para el agente cementante, la Asociación Dental Americana en 2003: Los límites aceptables de desadaptación marginal para cualquier tipo de restauración indirecta (coronas e incrustaciones) deben ser  $< 120 \mu\text{m}$ , lo cual fue sugerido por McLean; debido a que una pobre adaptación marginal puede causar disolución del cemento, microfiltración, aumento en la retención de placa y desalajo de la restauración (Nam et al., 2015).

El Chamfer es el diseño marginal primario del ángulo interior es decir es esencialmente cóncavo y el hombro biselado que es el ángulo exterior de un margen con chamfer u hombro, es modificado mediante un corte inclinado (bisel) el margen biselado garantiza un mecanismo automático de compensación de los defectos de sellado marginal, definidos por el glosario de términos prostodónticos (The glossary of prosthodontic terms, 2005), han demostrado ser los mejores diseños marginales al obtener tanto una línea terminal claramente detectable y una resistencia estructural aceptable ( Zarone et al., 2005).

Recientes investigaciones como la de Mitov et al., 2016; concluyeron después de evaluar la resistencia a la fractura y comportamiento de dichas fracturas de las coronas luego de una simulación in vitro del desgaste y degradación que sufre la una restauración, las preparaciones con Chamfer de 0.4mm y 0.8mm no mostraron diferencias significativas en cuanto a su resistencia a la fractura.

Las tecnologías usadas en restauraciones dentales dependen de estudios previos que permiten analizar las propiedades biofísicas de técnicas y materiales dentales in vitro, ayudan a suplir las exigencias clínicas que se presenten en cada caso. Equipos como el durómetro de Vickers y el Texturómetro permiten realizar la prueba de cuanta fuerza de compresión soportan las estructuras dentales y los diferentes tipos de restauraciones. El texturómetro en particular evalúa propiedades como tensión, compresión y flexión, y los compara con unidades de tiempo y de intensidad de la fuerza aplicada. Cuando se utilizan muestras de coronas y prótesis parciales fijas, el

comportamiento mecánico se acerca al comportamiento clínico, pero esta evaluación dentro de las geometrías complejas de los órganos dentarios es limitado, situación que se superara haciendo un Análisis de Elementos Finitos (AEF), que divide una gran estructura una serie de pequeños elementos más simples, para los que su deformación individual (tensión y el estrés) puede ser más fácilmente calculada, que si se hace para toda la gran estructura. El AEF se utiliza para optimizar las pruebas a través de la simulación matemática y la selección del mejor diseño o para comprender el comportamiento del fallo de las estructuras complejas ( Hasegawa et al., 2013; Della et al., 2013).

EL AEF permite que la rapidez con que se procesan los datos de las pruebas a los sistemas biológicos que son objeto de estudio aumente, además que las pruebas sean más claras y objetivas. Permite también, replicar los experimentos más de una vez, teniendo la posibilidad de cambiar las variables que afectan el objeto de estudio. Estas ventajas hacen que la simulación sea una herramienta útil y versátil para el diseño y la evaluación de técnicas innovadoras que pueden predecir el comportamiento de un sistema biológico real con aproximación, lo cual lo convierte en una alternativa importante para la investigación (Lang et al., 2001).

En el campo de la odontología encontramos estudios como el de Corraza (2013) en el que se realiza un modelado con el AEF y se estudia la distribución de la tensión de las restauraciones cerámicas cementadas sobre preparaciones con diferentes ángulos de convergencia oclusal total. Los modelos de simulación tenían la misma altura y diámetro variando solo el ángulo de convergencia (6°, 12° y 20°), resultando que el modelo con los 20° en la preparación fallo de manera catastrófica. (Corraza, 2013)

**Tabla 1. Criterios de validación en elementos finitos**

CRITERIOS DE VALIDACIÓN EN ELEMENTOS FINITOS					
Ítems a evaluar	Criterios / parámetros	Definición operacional		Bibliografía	
<b>PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA</b>  PRE- PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software	Geometría	- Representar la geometría del objeto de estudio en el computador por medio del software - Formas primitivas: círculo, rectángulo, cilindro; se lleva a cabo fácilmente por un diseño asistido por ordenador - Es probable producir errores, pero es más evidente en el modelo final por lo tanto la aplicación de un software especializado para la traducción directa de la información se pueden reproducir de forma fiable.		Koriath/1997, Keyak et al/ 1990, Cahoon&Hannam/ 1994, Vannier et al / 1995. (Srirekha & Kusum/2010)	
	Tipo y número de elementos	Dependerá de la respuesta esperada del modelo y por lo tanto el cumplimiento de los objetivos del análisis			
	Tipo y número de elementos	FAMILIA	Características de la geometría y el desplazamiento de los modelos. Entre las familias más comunes se encuentran <ul style="list-style-type: none"> <li>• modelos estructurales unidimensionales</li> <li>• elementos de viga</li> <li>• plano 2D y 3D</li> <li>• elementos de deformación</li> <li>• elementos de simetría axial</li> <li>• elementos sólidos.</li> </ul> En la actualidad el estudio de Elementos finitos 3D es el más utilizado en odontología, debido al máximo nivel de detalle anatómico de los dientes y otras estructuras obtenidos mediante la técnica de tomografía computarizada a micro-escala. (Srirekha & Kusum/2010)		
		Funciones de interpolación de los datos aproximados en función <b>del número de nodos</b> a través del cual los elementos están interconectados. <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Los elementos lineales:</b> menos complejos y eficaces en la determinación de la deformación elástica</li> <li>• <b>Los elementos no lineales:</b> capaces de probar un material hacia la fractura mediante el límite plástico</li> </ul>			

<b>PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA</b>  PRE- PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software	Tipo y número de elementos	Orden	<b>Características diferenciales</b>	<b>Lineal</b>	<b>no lineal</b>	<p>           • <b>Un DOF</b> representa la libertad de movimiento de traslación o rotación de un nodo en particular en el espacio (elementos de orden superior)            Forma general del elemento (triangular o cuadrangular) y depende de la familia del elemento (2D o 3D).  <b>Elemento cuadrilátero</b> puede ser considerado más adecuado ya que puede coincidir con la función de desplazamiento real con mayor precisión debido a un mayor número de grados de libertad.  <b>Elementos triangulares</b> son más fáciles de adaptarse a las estructuras de geometría compleja.            Las formas de los elementos pueden afectar la exactitud de predicción del modelo, ya que cualquier desviación en la forma interna de la " función ideal" contribuirá a errores matemáticos y por lo tanto a resultados.         </p>	
			<b>Distribución de la carga</b>	rigidez constante	rigidez varía en función de la carga		
<b>Varia de estrés-deformación</b>	tensión del módulo de young	difícil de conseguir (necesario realizar pruebas adicionales)					
<b>Reversibilidad</b>	completamente reversible al eliminar la carga	estado final diferente al eliminar la carga aplicada					
<b>Esquema de solución</b>	carga se aplica en un solo paso sin iteraciones	carga se divide en pequeños incrementos					
<b>Tiempo computacional</b>	corto	largo					
<b>Interacción del usuario con el software</b>	requiere al menos	requiere mucho control					
<b>PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA</b>  PRE- PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software	Propiedades de los materiales	Topología	La asignación de las propiedades del material adecuado. Estas pueden ser clasificados como isotrópico, transversalmente isotrópicos, ortotrópicos y anisotrópico				
			<b>1) Isotrópico:</b> es la característica de los cuerpos cuyas propiedades físicas no dependen de la dirección. Es decir, se refiere al hecho de que ciertas magnitudes vectoriales conmensurables, dan resultados idénticos con independencia de la				

<b>PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA</b>  PRE-PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software		dirección escogida para dicha medida.		Anusavice k / 2004
		<b>2) Anisotropía:</b> es la propiedad general de la materia según la cual determinadas propiedades físicas varían según la dirección en que son examinadas. Lo cual significa que su comportamiento elástico, en concreto la relación entre tensiones aplicadas y deformaciones unitarias es diferente para diferentes direcciones.	<b>a) Ortotrópico:</b> el comportamiento elástico queda caracterizado por una serie de constantes elásticas asociadas a tres direcciones mutuamente perpendiculares. (Longitudinales, tangenciales y perpendiculares. Ej: la cerámica dental)	
			<b>b) Transversalmente isotrópico:</b> existe una dirección preferente o longitudinal y todas las secciones perpendiculares a la misma son mecánicamente equivalentes.	
Las propiedades más importantes se encuentran: Coeficiente de Poisson, Dureza, Modulo elásticos, Limite proporcional, Fuerza compresiva. 1) Modulo Elástico: Se refiere a la inflexibilidad o rigidez relativa de un material, que se mide mediante el plano inclinado tensión – deformación 2) Dureza: Resistencia de una material a la deformación plástica que normalmente se calcula bajo una fuerza de indentación. 3) Coeficiente de Poisson: se presenta durante una tracción o compresión produciéndose una distorsión axial y lateral simultánea dependiendo de la fuerza que se aplique; se define como el resultado de la división entre la distorsión axial y la distorsión transversal, bajo una fuerza de tracción, el material se alarga en la dirección de la fuerza, disminuyendo su sección transversal.				
	Test de convergencia	Serie de repeticiones que se realiza cuando se corren modelos de elementos finitos, debido a que estos son métodos aproximados y al hacer una primera corrida del modelo no hay certeza de que tan acertados son los resultados obtenidos. Se puede realizar de dos maneras: -Método H: se disminuye el tamaño de la malla en las zonas donde se necesita más precisión del análisis -Método P: grado de aproximación del polinomio 98% de precisión La convergencia utiliza métodos energéticos, es decir, mide diferentes energías del sistema		Richmond,et al/2005 Chang et al/2009

<b>PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA</b>  <b>POS- PROCESAMIENTO</b> Matrices (números) y Resultados		(cinética, potencial, de deformación, etc.) y verifica que las variaciones no se salgan del valor de error definido (2% por defecto), en el caso de elementos estructurales también se puede realizar una gráfica de número de elementos o nodos contra el valor de la variable a calcular generalmente von mises, y se verifica que los resultados tiene un valor asintótico	
	Interpretación de los colores	<p>Representa los resultados obtenidos en un análisis de elementos finitos, estos datos son obtenidos de patrones de franjas isocromáticas. Es importante conocer que a medida que la fuerza es aplicada a una estructura, el número de franjas isocromáticas se incrementan, esto se da debido a la mayor cantidad de diferentes tensiones que se generan en el cuerpo de estudio, produciéndose mayores franjas dentro del espectro electromagnético del color.</p> <p>Cada línea de color similar (orden de franja) es representativo de un nivel de tensión:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) <b>Color negro:</b> nula tensión.</li> <li>2) Los <b>colores cálidos</b> tienden a representar patrones de alta concentración de tensiones. (rojo, naranja, amarillo)</li> <li>3) Los <b>colores fríos</b> tienden a representar patrones de baja concentración de tensiones. (Verde, azul, violeta)</li> <li>4)  El patrón en secuencia sería: rojo (alta tensión), naranja, amarillo, tonos verdes, azules y violeta (baja tensión).</li> </ol>	Mattison/ 1982, Kamposiora / 1994, Tanne k.; Osaka j. / 1992, Mattison/ 1982, Kamposiora / 1994 Tanne k.; Osaka j. / 1992
Interpretación de los colores	<ol style="list-style-type: none"> <li>5) En ese orden, desde el punto de mayor tensión o punto de aplicación de la fuerza que viene dado por el rojo, se distribuye dicha tensión dentro del objeto de estudio, disipándose en el patrón ya descrito siguiendo la secuencia hasta llegar a zonas donde la concentración de la tensión es baja o nula, siendo representado por el color azul y violeta.</li> <li>6) En el caso de observarse un color único este es indicativo de una distribución de tensión uniforme que demuestra que no existe un patrón de tensión específico, pudiendo ser un patrón todo rojo indicativo de tensión en todo el objeto, todo violeta indicativo de baja tensión en todo el objeto o inclusive negro indicativo que la distribución de las tensiones fue nula.</li> <li>7) Si el área del punto de aplicación de la fuerza es grande las tensiones se dan en una gran zona y se observara una concentración de franjas de colores cálidos que puede ser extensa indicando que existe una distribución de tensiones grande en esa zona. Las áreas donde hay baja concentración de tensiones serán representadas con franjas de colores fríos, si existe una gran zona con poca tensión entonces dichas franjas serán mayores en el cuerpo.</li> </ol>		
<b>POS-</b>	Problemas biológicos	Para problemas biológicos, se debe tomar en cuenta tanto la precisión y exactitud del modelo.	(Richmond, et al/2005).

<b>PROCESAMIENTO</b> Matrices (números) y Resultados		<b>A) Exactitud:</b> Se define como la cercanía de los resultados del modelo a la situación biológica real.	<b>B) Precisión:</b> Se define como la cercanía de los resultados del modelo a la solución exacta del modelo biomecánico.	
	Validación con otros modelos experimentales	Consiste en correlacionar los resultados del análisis de elemento finito con los resultados obtenidos previamente por el instron en estudios similares mediante un análisis de regresión.		(Tajima, <i>et al</i> /2009).

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

### Descripción del problema

La prótesis parcial fija (PPF), tiene como objetivo la sustitución de dientes naturales perdidos a partir de una estructura cementada sobre dientes preparados adyacentes a dicho espacio edéntulo; la PPF se compone de pilares, pónicos y conectores, tradicionalmente los materiales utilizados para su elaboración son el metal, y algún tipo de cerámica de recubrimiento para cumplir los objetivos estéticos, actualmente, existen alternativas para su elaboración ofreciendo estructuras libres de metal, como es el disilicato de litio entre otros. (The glossary of prosthodontic terms, 2005).

El disilicato de Litio es una Vitroceramica, cuyos componentes son feldespato, cuarzo, caolín, y disilicato de litio formando una gran cantidad de cristales entrelazados los cuales aumentan sus propiedades mecánicas y le otorgan propiedades ópticas dando como resultado alto potencial estético (Villarroel et al., 2012).

Las cerámicas de disilicato de litio se pueden clasificar según el método de fabricación, las inyectadas como la IPS e-maxpress®, que se encuentran en el mercado desde el 2005, es un sistema donde las restauraciones se obtienen por inyección con la técnica de sustitución de cera perdida (Mörmann, 2006); y Maquinadas con sistemas CAD/CAM; se ha observado que aunque su composición es la misma, sus características mecánicas varían de acuerdo a su método de fabricación, el sistema maquinado presenta resistencia a la fractura de entre 100-300 MPa y una resistencia a la flexión de 350MPa, Las inyectadas por su parte, poseen una resistencia flexural de 400MPa (Sulaiman et al; 2015), su uso se limita a las carillas, coronas individuales en el sector anterior, también es utilizada en coronas posteriores y prótesis fijas de 3 unidades hasta el segundo premolar, sirviendo este como pilar, además en preparaciones inlay y onlay; debido a la resistencia flexural mayor del sistema inyectado, se ha sugerido que es la más apropiada para el uso en prótesis fija de 3 unidades (Massironi et al., 2007). Por tanto, la rigidez que presenta este tipo de cerámica, se traduce en una baja deformación y una alta transferencia de la carga al diente pilar, contrario a lo que se observa en una PPF elaborada en materiales

convencionales donde la mayor tensión se localiza en la estructura a nivel de los conectores (Esquivel-Upshaw et al., 2008)

En una revisión sistemática de la literatura, donde analizaron 12 estudios clínicos en los que se evaluaron la supervivencia de coronas individuales y prótesis dentales fijas libres de metal, con cerámica de Di silicato de Litio; mostrando que las coronas individuales tienen una supervivencia de más del 90% a los 2, 5 y 10 años y la prótesis fija, aunque tuvo un porcentaje menor las restauraciones sobrevivieron en un 70% después de 10 años. (Pieger et al., 2014)

Se observó en un estudio prospectivo a 10 años de donde evaluaron las tasas de supervivencia y éxito de prótesis parcial fija [PPF] de tres unidades anteriores y posteriores realizadas con disilicato, obteniendo que después de 5 años el porcentaje de supervivencia fue de 100% y 87,9% a los 10 años y el de éxito a los 5 años de 91,1% y 69,8% a los 10 años, recomendando la favorabilidad de la utilización de este material (Kern et al., 2012)

Sin embargo no hay datos respecto a la supervivencia de PPF elaborada en disilicato en dientes con historia de enfermedad periodontal, los cuales pueden presentar disminución de los tejidos de inserción; esto es importante debido a que los pacientes con alteraciones en el soporte periodontal, candidatos a PPF también buscan soluciones protésicas que sean tanto estéticas y funcionalmente compatibles desde el punto de vista biomecánico con su soporte periodontal disminuido. (Stasinopoulou et al., 2013)

Desde la mecánica una palanca está compuesta por tres componentes, brazo de potencia, brazo de resistencia y fulcro según la localización de cada uno de estos componentes determinan el tipo de palanca y la eficiencia del beneficio mecánico, al transpolar este concepto al diente, se encuentra que un diente con periodonto normal su punto de fulcro se encuentra ubicado a nivel de la cresta ósea, su brazo de resistencia se encuentra por debajo del nivel de la cresta ósea y su brazo de potencia estará ubicado coronal a esta y por lo tanto tendrá mayor brazo de resistencia; a diferencia de lo sucedería con dientes con periodonto disminuido ya que al haber presentado pérdida ósea, el nivel de la cresta ósea se encontrara más apical y la

longitud del brazo de resistencia disminuirá y aumentará el brazo de potencia, lo que generaría una tendencia a aumentar la movilidad en los dientes pilares (Gay, 1992).

El cuarto Estudio Nacional de Salud Bucal realizado en 2014 en el país reporta que la gran mayoría de pacientes que buscan un tratamiento restaurativo presentan una alteración en mayor o menor grado en la altura del periodonto como secuela de una enfermedad periodontal previa; el 61,8% de las personas entre 18 y 79 años presentan enfermedad periodontal, y en promedio tienen una pérdida del nivel de inserción clínica de 38,4% y 1,79 mm severidad (Peñaloza et al., 2014).

Las nuevas tecnologías en restauración dental presentan excelentes resultados estéticos y se realizan en tiempo reducido, esto ha permitido el aumento del número de tratamientos protésicos realizados con cerámicas de disilicato de litio con requerimiento de carillas estéticas y coronas individuales incluso cuando se presenta una disminución del periodonto, sin embargo las restauraciones en dientes anteriores con periodonto disminuido, presentan un mayor grado de dificultad por el alto componente biomecánico y estético. Además si se pretende realizar la restauración con materiales con un alto índice de rigidez como la cerámica de disilicato inyectable, puede ejercer tensiones que deben estar muy presentes para el prostodoncista cuando plantea el plan de tratamiento. (Lee et al., 1995; Conrad et al., 2007; Culp et al., 2010)

Cada vez es más frecuente el uso de prótesis parcial fija elaborada con estos materiales en dientes con antecedente y secuelas de enfermedad periodontal pero no hay suficiente literatura que demuestre su comportamiento en dientes con periodonto disminuido (Dietschi, 2000; Resentirte et al, 2011).

### **Pregunta de investigación**

¿Cómo es la distribución de las tensiones en dientes con periodonto normal y periodonto disminuido que son pilares de una prótesis parcial fija de tres unidades (de canino a segundo premolar superior) fabricada en Disilicato de Li Inyectado?



## JUSTIFICACIÓN

La estética en la odontología es la característica más buscada por los pacientes en sus restauraciones, esto conlleva a la investigación y desarrollo de materiales en busca de la obtención de mayor concordancia al modelo natural y por ende a un alto grado de satisfacción, sin descuidar la biocompatibilidad y funcionalidad. Materiales como el Disilicato de Li han optimizado los resultados estéticos brindando grado de translucidez y una luminosidad superficial natural, con esto no se ha visto afectada la longevidad de la restauración ya que posee la resistencia necesaria para ser usado en PPF no solo del sector anterior sino también una parte del sector posterior, en pacientes con condiciones periodontales óptimas.

La presente investigación contribuye a la sociedad colombiana, ya que existe un elevado número de pacientes potenciales y actuales que pueden necesitar rehabilitaciones del sector posterior, ya que se desea aplicar y comprobar las propiedades funcionales, primordialmente distribución de las tensiones del Disilicato de Li inyectado en pacientes con el periodonto disminuido. Este estudio se centrará en determinar la distribución de tensiones de una PPF de canino a segundo premolar de Disilicato de Li en pacientes con periodonto disminuido y compararlas con las de un paciente con periodonto sano, todo esto en un modelo computacional, donde se realizarán las pruebas.

Lo anterior ha motivado la realización de este estudio para que se pueda mejorar la calidad de las restauraciones en los pacientes que han sufrido modificaciones en sus tejidos periodontales, así mismo para que se impartan estos resultados a los prostodoncistas y odontólogos que realizan este tipo de restauraciones y adquieran nuevos conocimientos.

## **SITUACION ACTUAL EN EL ÁREA DE INVESTIGACIÓN**

Makarouna et al., (2011) evaluó el comportamiento clínico del disilicato de litio en PPF durante 6 años donde las probabilidades de supervivencia fueron del 63% siguriendo que deben considerarse condiciones estrictas como la geometría del conector ya que fue considerada como la parte más vulnerable de la PPF en disilicato de litio, y la posición del diente a reemplazar en la arcada antes de restaurar.

En un estudio clínico prospectivo que evaluó la eficacia clínica y la tasa de supervivencia a largo plazo de la PPF de tres unidades fabricada en cerámica de disilicato de litio, se concluyó que a los 10 años de seguimiento las restauraciones presentaron una tasa de supervivencia de 71,4%, y la tasa de fracaso correspondió a fracturas de conectores, durante los primeros 5 años (Solá-Ruiz et al., 2013)

Lin et al.,(2012) analizaron en un estudio de elementos finitos la distribución de la tensión en el conector de una PPF simulando estructuras en dos materiales ( zirconio estabilizado con itrio y disilicato de litio); el disilicato de litio reportó un valor de tensión relativamente estable y tuvo un efecto menor sobre la susceptibilidad a la concentración de estrés

Kern et al., (2012) realizaron un estudio prospectivo a 10 años donde evaluaron las tasas de supervivencia y éxito de PPF de tres unidades en segmento anterior elaboradas en di silicato, el cual arrojó que a los 5 años presento supervivencia de 100% y 87,9% a los 10 años recomendando la favorabilidad de la utilización de este material para la elaboración de PPF de tres unidades.

En un estudio clínico evaluaron el rendimiento clínico de 860 restauraciones anteriores y posteriores en disilicato de litio sobre dientes naturales e implantes, los cuales fueron observados en un periodo de 6 años, la tasa de supervivencia se encontró entre 95,46% a 100% y la tasa de éxito de 95,39% a 100%; demostrando que estas restauraciones son fiables y eficaces en un corto y mediano plazo. (Fabbri et al., 2014).

Zhenget al.,(2012) en un estudio de elementos finitos donde se simulo las tensiones en la interface de una PPF en el sector posterior de tres unidades realizadas en tres

materiales diferentes ( aleación de oro, zirconio y disilicato de litio) mostró que la aleación de oro y la cerámica de disilicato de litio proporciona una distribución más uniforme de la tensión en el conector y el pónico de la PPF.

Pineda et al, en 2013, evaluaron mediante análisis de elementos finitos, la distribución de los esfuerzos en prótesis parcial fija (PPF) de tres unidades, elaborados en tres sistemas cerámicos con diferentes variaciones en los conectores, (disilicato de litio, alúmina y zircona y un cuarto modelo de disilicato de litio con un conector de 9 mm<sup>2</sup> de área). Encontrando que todos los sistemas cerámicos presentaron un adecuado comportamiento para la elaboración de PPF; el módulo elástico de la estructura influye en el comportamiento de los esfuerzos, al ser mayor, se genera disminución de los esfuerzos en la cerámica feldespática y el ligamento periodontal. Se evidenció que al tener un área de 16 mm<sup>2</sup> en el conector, el ligamento periodontal recibió mayores esfuerzos como efecto de compensación, pero en la estructura se disminuyeron de forma significativa. Al reducir el área de los conectores a 9 mm<sup>2</sup> se incrementaron los esfuerzos en 48%, pero no se alcanzó el límite de fluencia al someterlo a cargas de 1000 N, brindándole al sistema el adecuado margen de tolerancia sin fracturarse. Lo cual sugiere que el aumento del diseño de los conectores no ofrece diferencias importantes al respecto. Sin embargo, no la información disponible no aborda el papel del diámetro de los conectores en periodonto disminuido

Yi chun et al en 2011, investigaron el papel de la altura de la cresta ósea sobre la movilidad dental y la distribución de la carga, encontrando que la migración hacia apical de la cresta ósea aumenta la movilidad dental y que el punto de mayor concentración de tensión se presenta en la zona radicular siendo de mayor magnitud en primer molar, canino y premolares respectivamente, aumentando la progresión de la pérdida ósea.

## **OBJETIVOS**

### **Objetivo general**

- Evaluar la concentración de tensiones generados por una prótesis parcial fija de canino a segundo premolar superior fabricada en disilicato de litio inyectado soportada por dientes con periodonto sano y por dientes con periodonto disminuido.

### **Objetivos específicos**

- Identificar los sitios de concentración de tensiones generados por una prótesis parcial fija de canino a segundo premolar superior fabricada en disilicato de litio inyectado soportada por dientes con periodonto sano y por dientes con periodonto disminuido.
- Comparar la localización de la concentración de tensiones generados por una prótesis parcial fija de canino a segundo premolar fabricado en disilicato de litio inyectado soportada por dientes con periodonto sano con respecto a la soportada por dientes con periodonto disminuido.

## **HIPÓTESIS**

La concentración de las tensiones generadas en una PPF diseñada con disilicato de Litio en dientes pilares con periodonto disminuido varia en cuanto a localización y magnitud en comparación con una PPF diseñada en dientes pilares con periodonto normal.

## 7. METODOLOGÍA DEL PROYECTO.

### 7.1 Tipo de estudio.

Estudio experimental In Vitro con modelos matemáticos

### 7.2 Población y muestra

Dos prótesis parciales fijas de tres unidades fabricadas en disilicato de litio inyectado:

1. Prótesis parcial fija de tres unidades de canino superior a segundo premolar superior con pónico en el primer premolar sobre periodonto normal.
2. Prótesis parcial fija de tres unidades de canino superior a segundo premolar superior con pónico en el primer premolar sobre periodonto disminuido hasta la unión del tercio cervical y tercio medio radicular

### 7.3 Sistematización de variables

#### *VARIABLES INDEPENDIENTES*

**Altura Periodontal:** La AAP en 2001 define el periodonto saludable como el que proporciona el apoyo necesario para mantener los dientes en la función adecuada, con capacidad adaptativa que le permite mantener la oclusión, y conservar las estructuras que lo componen, esto se encuentra determinado básicamente por la distancia entre la posición de la cresta ósea y la unión amelo cementaría.

El periodonto se compone de Encía, ligamento periodontal, hueso alveolar, y cemento. Estos tejidos le permiten la inserción dental, y la integridad de la mucosa, mantener la integridad de la posición dental, la recepción y la dirección de las fuerzas, mantener los ejes de rotación, equilibrio entre el brazo de palanca y el brazo de resistencia, (APP 2001). El periodonto es una unidad dinámica, que puede sufrir cambios consecuencia de interacción con microorganismos patógenos, sobrecarga, alteraciones en la posición dental, etc. (Fill et al, 2011).

- **Altura del periodonto normal:** en el periodonto intacto, o en condiciones de normalidad la encía libre se encuentra rodeando al diente, presenta 1 mm de ancho, conforma la pared blanda del surco gingival, permite su separación del diente a través de una sonda periodontal, y se extiende hacia apical hasta el surco marginal que coincide

con la unión cemento adamantina. La encía insertada continua desde el surco marginal y se fija en el periostio subyacente del hueso alveolar, hasta la unión muco gingival, su ancho varía entre 3,5 4,5 mm en maxilar superior y 3,9 mm en maxilar inferior. La porción interdental de la encía se ubica por debajo del área de contacto inter proximal conformando las papilas y llenando las troneras gingivales. El ligamento periodontal se ubica 1,5 mm por debajo de la unión amelo cemental, lo cual es coincidente con la ubicación de la cresta ósea (APP 2001).

- **Altura del periodonto disminuido:** En presencia de alteración del complejo periodontal, se produce migración de los tejidos hacia la porción apical a la unión amelocemental, presentando exposición del cemento radicular, alteración en la disposición de la dirección de las fibras del ligamento periodontal, alteración de los contactos inter proximales, achatamiento papilar, alteraciones en la capacidad visco elástica del ligamento periodontal, pérdida de la integridad de la arcada, modificación de la recepción y tolerancia ante la carga, alteración de la posición dental, modificación de eje de rotación, aumento del brazo de palanca, disminución del brazo de resistencia, (APP 2001); es de interés para el presente estudio la migración del aparato periodontal hasta el límite entre tercio cervical y tercio medio radicular

#### *VARIABLES DEPENDIENTES*

**Prótesis parcial fija en disilicato de litio:** Una prótesis parcial que se cementa o de otra manera se encuentra firmemente retenida a los dientes naturales, raíces de los dientes, y / o pilares de implantes dentales que proporcionan el apoyo principal de la prótesis en el uso (ACP 2002) dentro de los materiales con los cuales se puede confeccionar este tipo de prótesis se reconoce la cerámica de litio la cual está indicada en la elaboración de prótesis parciales fijas de tramo corto, localizadas hasta el segundo premolar como pilar distal, con resultados altamente estéticos, múltiples estudios reportan propiedades mecánicas superiores en disilicato de litio inyectado sobre el disilicato de litio prensado (Richter et al., 2009; Beuer 2011), (Sorensen et al., 2009), (Bindl, 2011). Este estudio diseñará una prótesis parcial fija localizada en maxilar superior, de tramo corto con pilares en canino y segundo premolar y pónico primer premolar. La preparación indicada es *chamfer pesado*, con reducción ocluso gingival de 2 mm y vestíbulo lingual de 1,5 mm con paredes con 10 grados de

convergencia, con conectores con 3 mm de alto por 2mm de ancho, se conservan la misma descripción de la preparación para periodonto sano y periodonto disminuido.

**Resistencia flexural:** La micro estructura dental, constituida en su mayoría por túbulos dentinales, que cambia en su número y diámetro de acuerdo a su localización, le confieren al sustrato dental la característica de ser anisotrópico, (Pashley et al.,1989).

La resistencia de la dentina, ha sido estudiada por múltiples autores, por ejemplo, Bowen y Rodríguez (1962) quienes determinaron la resistencia a la tensión en 52 mpa, mientras que Lehman (1967) alrededor de los 37 mpa. Smith y Cooper (1971) publicaron valores de 39 mpa en las proximidades de la cámara pulpar y de 131 mpa cerca de la unión amelo dentinal utilizando una técnica de cizalla con punzón; otros métodos utilizados fueron métodos de resistencia a la cizalla en un plano único (Gwinnet,1994; Watanabe et al., 1996) donde determinaron la resistencia de la dentina entre  $78 \pm 13$  MPa y  $91.8 \pm 12.7$  MPa dependiendo de la localización y de la orientación tubular. Estos autores observaron que los valores de resistencia de la dentina son mucho mayores que los de fuerza adhesiva utilizando el mismo método.

La técnica de micro tensión desarrollada por Sano et al. (1994), permitió medir la resistencia de la dentina en superficies pequeñas (0.5 mm<sup>2</sup>). Los valores obtenidos fueron superiores a los valores que se habían obtenido previamente debido a que, al realizar mediciones en especímenes de pequeño tamaño, se consigue una mejor distribución de fuerzas, la aplicación de fuerzas de tracción puras y se evitan la presencia de defectos en la superficie que puedan alterar los resultados (Pashley et al., 1995). Sano et al. Determinaron la resistencia de la dentina mineralizada o intacta en 106 MPa mientras que la resistencia del tejido desmineralizado fue apenas de 29 MPa, pero al infiltrar este tejido con sistemas adhesivos restauró y superó la resistencia de la dentina intacta.

**Distribución de las fuerzas de tensión:** La dentina mineralizada es relativamente rígida (10- 20 GPa). (Sano et al, 1995) La elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte,

amortiguando los impactos masticatorios. Esto varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. La microscopía de fuerzas atómicas ha demostrado que la dentina peri tubular es mucho más rígida que la dentina inter tubular y su módulo es más uniforme, mientras que el módulo de la dentina inter tubular varía en función de la distribución de la apatita en la matriz de colágeno (Kinney et al., 1996). Tras el grabado ácido, la matriz húmeda de dentina desmineralizada es más elástica (5 MPa) (Maciel et al., 1996). Debido a la escasa rigidez, la red colágena puede colapsarse al secar con aire e interferir con la infiltración de monómeros. Los solventes orgánicos que componen los adhesivos tienen la función de reemplazar el contenido de agua de las fibras de colágena para facilitar la infiltración de la resina.

### **7.3 Métodos y técnicas para la recolección de la información**

#### **EXTRACCON DE DATOS**

Se realizó una búsqueda de literatura con el fin de determinar los diferentes valores de modulo elástico y radio de Poisson del disilicato de litio prensado a través de las bases de datos Pubmed, science direct y embase; utilizando las palabras claves: Fixed Partial Denture AND periodontium AND OR e.max OR lithium disilicate AND Finite Element NOT Implants Fixed Partial Denture AND Periodontal Bone Loss AND OR e.max OR lithium disilicate AND Finite Element.. Los datos del módulo elástico y radio de poisson de los tejidos dentales como, dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar de canino superior de Montaña (2012), y de segundo premolar de Rodriguez y Rosasco (2013). No se tomaron en cuenta los datos del primer premolar debido que será el pónico en el diseño prótesis de la PPF.

Además se hizo una búsqueda manual, para profundizar la información sobre calibre del espesor de la ceramica, dimensión de prótesis en diente canino, primer y segundo premolar, altura de prótesis en los mismos, dimensión del conector, longitud de la prótesis parcial fija, diseño del pónico, convergencia de las preparaciones, nivel óseo de altura normal y nivel de periodonto disminuido.

No fueron incluidos los datos de artículos que investigaron dientes restaurados con otros materiales, con retenedores intra radiculares, movimientos ortodonticos, o implantes dentales.

Se realizó una búsqueda sobre elementos finitos y disilicato de litio, de los estudios realizados sin tener en cuenta la fecha de publicación, a partir de la cual se extrajo el programa utilizado, nodos, tipo de restauración evaluada, localización de la restauración, y características físicas como radio de Poisson y modulo elástico.

Se realizó una búsqueda para estudios de elementos finitos, en las bases de datos Pubmed, science direct y embase. *Se utilizaron las siguientes palabras clave:* Corona completa libre de metal, Tooth Crown, crowns, dental crowns, cerámica, ceramics, dental porcelain, ips empress, dental porcelain, ceramic, línea terminal, tooth preparation, prosthodontic, primer molar, first molar, disilicato de litio, lithium disilicate, lithia disilicate, elemento finito, finite elements, finite elements analysis, análisis de elementos finitos.

Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas:

Busqueda -# 1 disilicato OR e.max OR lithium disilicate AND finite elements

Búsqueda # 2 lithium disilicate AND biomechanics AND finite elements

## **DEPURACIÓN DE LOS DATOS**

La depuración de los datos para modulo elástico, radio de Poisson y resistencia flexural se realizó por el ordenamiento de los datos en el programa Excel 2016, a partir de la cual se realizó un cálculo de moda obteniendo datos de valor máximo y valor mínimo. Finalmente se realizó un cuadro de recolección de datos organizados en una tabla matriz combinando los módulos elásticos, radios de Poisson y Resistencia flexural del Disilicato de Litio.

## **SELECCIÓN DE MATRICES PARA APLICACIÓN A ELEMENTO FINITO**

Para el Disilicato de Litio prensado utilizado para la elaboración de la PPF se seleccionaron tres (3) matrices en total, que cumplieran con los siguientes criterios específicos; las cuales fueron aplicadas sobre el modelo de elemento finito:

- La matriz cuyos módulos elásticos, resistencia flexural y radio de Poisson del Disilicato de Litio fueran los que más frecuentemente se reportaban en la literatura.
- La matriz de módulo elástico, resistencia flexural y radio de Poisson con valores más altos reportados en las bases de datos.
- La matriz de los datos que reporta la casa comercial de material Disilicato de Litio.

### **ELABORACION DEL PROTOTIPO PROTESICO**

El diseño de la PPF se realizó en un modelo de ivorina articulado con preparaciones para PPF de dientes 13 y 15, se eliminó diente 14 para simular pérdida de este diente. Las preparaciones se realizaron con pieza de alta velocidad marca WyH, referencia alegre TE-95BC y fresa chamfer pesado de la marca Jota de grano verde, rojo y por ultimo multihojas para el pulido de las preparaciones. Se realizó reducción inteoclusal de 2mm, línea terminal de 2mm y convergencia de las paredes de la preparación de 6° cada una.

Se realizo el proceso de digitalizacion con el escaner multitalento para el laboratorio dental inEos X5 de la marca Sirona, con el programa inLab SW 16.1. Se realizo el escaneo de las preparaciones previamente realizadas. Se realizo el diseño de la PPF para Disilicato de Litio, se escogio un diseño anatomico de acuerdo a la biblioteca de imágenes del programa mencionado y se guardaron estas imágenes en formato stl para utilizarlo como base en el diseño del programa de elementos finitos.

### **ELABORACION DEL MODELAMIENTO ELEMENTOS FINITOS: GRAFICACION**

Se realizó un modelamiento de la estructura de prótesis parcial fija con pilares canino superior y segundo premolar superior y como pónico el primer premolar superior, este modelamiento incluyo la aplicación de las tres matrices seleccionadas.

Para la elaboración del modelo de elemento finito se utilizó el software ANSYS WORKBENCH 18.0.

El primer paso fue desarrollar hacer la reconstrucción de los diversos elementos que constituyen el conjunto a analizar, tales como los dientes, el hueso cortical y el trabecular del maxilar y de la mandíbula mediante la obtención de los contornos externos de cada una de ellas. Se obtienen archivos en formato \*.stl, que son llevados luego a la versión de prueba del software Rapidform XOR3, donde el archivo en nube de puntos se convierte en un sólido mediante la creación de superficies que recubren la geometría y se guarda con extensión \*.x\_t para luego importarlos al software SolidWorks 2017 versión educativa en donde se convierten en sólidos en un formato propio del programa, de manera que sea más fácil manipularlas para la creación de los conjuntos a analizar. Para las coronas, como se cuenta con el archivo \*.stl de ellas, se corrigieron los errores geométricos que se presentaban en el software Rapidform XOR3 y posteriormente se importó al software SolidWorks.

Los siguientes pasos se llevan a cabo en el software ANSYS WORKBENCH 18.0

- Definición de propiedades de los materiales: Importado el conjunto a analizar en el ANSYS, se procede a definir las propiedades mecánicas de los diferentes materiales que pertenecen a las diferentes estructuras a analizar. Se requiere definir el Módulo de elasticidad y la relación de Poisson.
- Enmallado: Para poder llevar a cabo la simulación, las piezas que conforman el conjunto debe dividirse en partes más pequeñas llamadas elementos, los cuales cuentan en sus vértices con nodos en los cuales se plantean las ecuaciones de equilibrio.
- Aplicación de condiciones de frontera: Estas condiciones se refieren a las cargas y apoyos que se definirán en el sistema para poder realizar la simulación, así como su ubicación.
- Definición de resultados a obtener: Como último paso de esta etapa se definen los resultados que se desean, en este caso los esfuerzos y las deformaciones en cada una de los elementos presentes en el análisis.

## 8. DERECHOS DE AUTOR

Las denominadas redes digitales, fruto de la combinación de la informática y las telecomunicaciones, no sólo son una novedosa herramienta para la transmisión de datos e información, sino que marcaron el inicio de una nueva sociedad, la denominada sociedad de la información, lo que está causando alteraciones en las relaciones económicas, políticas, sociales y culturales, y está incidiendo definitivamente en el desarrollo de las naciones: “estas superautopistas de la información -o más exactamente, redes de inteligencia distribuida- permitirán compartir la información, conectar y comunicar a la comunidad global...la Infraestructura Global de la Información es el prerequisite esencial para el desarrollo sostenido”).

La tecnología digital que permite la transmisión de información a costos más bajos y de manera más veloz, comparados con los medios tradicionales, hace posible la comunicación interactiva entre millones de usuarios conectados a la red. En razón a que gran parte de la información que circula a través de las redes digitales, está constituida por obras protegidas por el derecho de autor, la comunidad internacional ha volcado su atención sobre las adecuaciones que debe emprender el derecho de autor, de manera que sea el sistema apto para responder a los desafíos que las tecnologías de la comunicación y la información le han planteado, con el fin de garantizar la libre circulación de bienes culturales, su divulgación y acceso, y a la vez, asegurar a los autores y demás titulares de derechos una protección adecuada a sus obras y a las inversiones en su producción<sup>23</sup>.

Se hace imperativa una respuesta legislativa, acorde con el marco internacional que al efecto ha establecido el Tratado de la Organización Mundial de la Propiedad intelectual “OMPI” de 1996 sobre Derecho de Autor -TODA- para la adecuada protección de las obras en el entorno digital.

Implicaciones para el derecho de autor de nuevas creaciones y de nuevos derechos

Todos estos avances de la tecnología digital tienen sus implicaciones para el derecho de autor, que aún no se acaban de conocer con certeza, en razón a la dinámica misma de la tecnología. El libro es quizás uno de los sectores más afectados por las nuevas tecnologías y que ha traído mayores repercusiones para el derecho de autor, en razón a que otros sectores ya habían experimentado y solucionado los problemas derivados de su divulgación a través de soportes intangibles, mientras que el libro todavía no lo ha hecho.

Existen los sistemas anti-copia, que justamente impiden copiar una obra; los sistemas de acceso, para garantizar la seguridad y adecuado acceso a la información y a los contenidos protegidos, como la criptografía, la firma digital, el sobre electrónico; los sistemas de marcado y tatuaje, en los que se inscribe cierta información en un código digital, como la marca de agua.

En relación con este tema, la normativa internacional a través de los Tratados Internet, ha establecido la obligación para los Estados miembros de proporcionar protección jurídica adecuada y recursos jurídicos efectivos contra la acción de eludir las medidas tecnológicas efectivas que sean utilizadas por los autores en relación con el ejercicio de sus derechos en virtud del presente Tratado o del Convenio de Berna y que, respecto de sus obras, restrinjan actos que no estén autorizados por los autores concernidos o permitidos por la Ley.

En este propósito de garantizar una efectiva protección de las obras en el entorno digital, la gestión colectiva de derechos de autor adecuada a este mundo digital podrá, mediante la aplicación de dispositivos de identificación y rastreo de obras, controlar su uso de las obras a través de las transmisiones digitales.

El derecho de autor, como derecho de propiedad sui generis, tiene una función social que se ha expresado a través de los casos en que se restringe su ejercicio exclusivo, en aras de alcanzar propósitos de orden educativo, cultural y de información.

Los casos de libre utilización pretenden crear un equilibrio entre el derecho de autor y el derecho a la cultura, a la educación, a la información, los cuales deben enmarcarse dentro de parámetros internacionales, conocidos como usos honrados, en razón a que su uso

masivo a nivel universal causaría graves perjuicios a la producción y comercialización de bienes intelectuales. Estos casos de libre utilización deben ser expresamente establecidos en la ley y son de interpretación restrictiva.

Esto significa que la libre utilización de obras en el entorno digital con fines de enseñanza y las establecidas para las bibliotecas deberán revisarse para establecer si deben ser ampliadas en el entorno digital o no, para adecuarse a los parámetros internacionales señalados por el TODA en su artículo 10, según los cuales debe tratarse de casos especiales, que no atenten contra la normal explotación de la obra y no causen un perjuicio injustificado a los intereses del autor. En qué casos la digitalización, el almacenamiento o la transmisión digital de fondos bibliográficos, o de material educativo, está permitida y en qué casos no lo está.

Desde las técnicas analógicas ya se anotaba que no se justificaba más como caso de restricción al derecho exclusivo del autor. Evidentemente las técnicas digitales agravan la situación puesto que, como lo afirma André Lucasse aumenta la oferta y mejora la calidad hasta tal punto que es de temer que, gracias a la difusión de las técnicas digitales, al autor no le quede ya nada que explotar, agregamos: si no se controla su explotación a través de los mismos medios tecnológicos que pueden permitir un seguimiento riguroso de la explotación de obras. Mantener la copia privada como libre reproducción no tiene justificación alguna en el ámbito digital, donde tendría un impacto mucho más negativo para la economía, en razón a que su difusión sería muy superior.

OMPI .artículo 8. Derechos de autor

## 9. RESULTADOS

### EXTRACCON DE DATOS

Datos de módulo elástico y radio de poisson de los tejidos dentales: dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar de canino superior de Montaña (2012), y de segundo premolar de Rodriguez y Rosasco (2013). (véase tabla 2).

**Tabla 2.** *Propiedades mecánicas para Módulo elástico (Mpa) y Radio de poisson de los diferentes tejidos dentales.*

Diente	Esmalte		Dentina		Ligamento periodontal		Hueso Cortical		Hueso Medular		Autor
	ME	RP	ME	RP	ME	RP	ME	RP	ME	RP	
<b>Canino Superior</b>	82240	0,28	18514	0,296	69	0,49	13725	0,26	1370	0,38	<b>Montaña (2012)</b>
<b>Segundo Premolar Superior</b>	84100	0,3	18000	0,286	69	0,49	13725	0,26	1370	0,38	<b>Rodriguez y Rosasco (2013)</b>

Especificaciones para el diseño protésico: solidez estructural de la cerámica, dimensión de prótesis en diente canino, primer y segundo premolar, altura de prótesis en los mismos, dimensión del conector, longitud de la prótesis parcial fija, diseño del pónico, convergencia de las preparaciones, nivel óseo de altura normal y nivel de periodonto disminuido (véase tabla 3).

**Tabla 3.** *Base de datos para diseño de modelamiento de PPF.*

DISEÑO PARA MODELAMIENTO		
ESTRUCTURA	DIMENSION	CARACTERISTICA
CALIBRE DE LA CERAMICA DE DISILICATO DE LITIO	2 mm	360º
DIMENSION DE LA PROTESIS CANINO SUPERIOR	9 mm	MESIO-DISTAL
DIMENSION DE LA PROTESIS PRIMER PREMOLAR SUPERIOR	7 mm	MESIO-DISTAL
DIMENSIÓN DE LA PROTESIS SEGUNDO PREMOLAR SUPERIOR	6.8 mm	MESIO-DISTAL
ALTURA DE PROTESIS CANINO SUPERIOR	10.5 mm	INCISO-CERVICAL
ALTURA DE PROTESIS PRIMER PREMOLAR SUPERIOR	9 mm	INCISO-CERVICAL
ALTURA DE PROTESIS SEGUNDO PREMOLAR SUPERIOR	9 mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR	3mm	INCISO-CERVICAL

DIMENSION DEL CONECTOR	4 mm	VESTIBULO-PALATINO
LONGITUD TOTAL DE PPF	22,8 mm	MESIO-DISTAL
DISEÑO DEL PONTICO	N/A	OVAL
CONVERGENCIA DE LAS PREPARACIONES	12º	INCISAL
NIVEL ÓSEO PERIODONTO ALTURA NORMAL	100%	UAC-APICE
NIVEL ÓSEO PERIODONTO DISMINUIDO	70%	UAC-APICE

#### EXTRACCON DE DATOS

Resultados de búsqueda sobre elementos finitos y disilicato de litio, donde se extrajo el programa utilizado, nodos, tipo de restauración evaluada, localización de la restauración, y características físicas como radio de Poisson y modulo elástico.

Se encontraron 100 artículos en las bases de datos, posterior a la revisión por título para evitar duplicados, se seleccionaron de acuerdo a su relevancia en cuanto al reporte de los siguientes datos del disilicato de Litio: Modulo elástico, resistencia flexural y radio de poisson. Se seleccionaron 40 artículos. (Ma et al., 2013; Zheng et al., 2012; Holberg et al., 2013; Lin et al., 2012; Trindade et al., 2016; Lakshmi et al., 2015; Ausiello et al., 2017; Machado et al., 2017; Nasrin et al., 2017; Wang et al., 2014; Zhang et al., 2015; Lekesiz 2014; Campos et al., 2010; Kois et al., 2013; Anusavice et al., 2013; Dejak et al., 2017; Dejak et al., 2017; Poronja et al., 2017; Kermanshah et al., 2012; Pineda et al., 2013; Lin et al., 2010; Magne et al., 2012; Ereijef et al., 2011; Campos et al., 2011; Aboushelib et al., 2005; Kılıçarslan et al., 2004; Schmitter et al., 2014; Magne et al., 2002; Schmitter et al., 2012; De Hoff et al., 2006; Wahadni et al., 2009; Seydler et al., 2016; Tinschert et al., 2001; Cortellini et al 2011; Larsson et al., 2007; Silva et al., 2011; Schultheis et al., 2013; Seydler et al., 2014; Vigolo et al., 2007; Bonpolaki et al., 2015 ). (Véase tabla 4)

**Tabla 4.** Características físicas Disilicato de Litio.

MODULO ELASTICO		RESISTENCIA FLEXURAL		RADIO DE POISSON ( $\nu$ )	
AUTOR	MPA	AUTOR	MPA	AUTOR	$\nu$
Ivoclar Vivadent	95000	Ivoclar Vivadent	470	Ivoclar Vivadent	0,23
Poronja et al., 2017	64000	Dejak et al., 2017	271	Schmitter et al., 2014	0,2
Machado et al., 2017	65000	Kermanshah et al., 2012	285	Poronja et al., 2017	0,21
Morales et al., 2017	67000	Magne et al., 2002	310	Morales et al., 2017	0,22
Pineda et al., 2013	69000	Pineda et al., 2013	320	Holberg et al., 2013	0,22

MODULO ELASTICO		RESISTENCIA FLEXURAL		RADIO DE POISSON ( $\nu$ )	
AUTOR	MPA	AUTOR	MPA	AUTOR	$\nu$
Ausiello et al., 2017	70000	Anusavice et al., 2013	321	Kermanshah et al., 2012	0,22
Trindade et al., 2016	82300	Aboushelib et al., 2005	330	Lin et al., 2010	0,22
Holberg et al., 2013	91000	Aboushelib et al., 2005	330	Lekesiz 2014	0,22
Ma et al., 2013	95000	Larsson et al., 2007	340	Kılıçarslan et al., 2004	0,22
Lakshmi et al., 2015	95000	Cortellini et al 2011	350	Schmitter et al., 2012	0,22
Nasrin et al., 2017	95000	Poronja et al., 2017	360	Trindade et al., 2016	0,22
Wang et al., 2014	95000	Schmitter et al., 2014	360	Anusavice et al., 2013	0,22
Zhang et al., 2015	95000	Bonpolaki et al., 2015	360	Machado et al., 2017	0,23
Kois et al., 2013	95000	Campos et al., 2011	360	Ma et al., 2013	0,23
Magne et al., 2012	95000	Seydler et al., 2014	365	Lakshmi et al., 2015	0,23
Ereijef et al., 2011	95000	Lekesiz 2014	375	Nasrin et al., 2017	0,23
Aboushelib et al., 2005	95000	Zhang et al., 2015	376	Zhang et al., 2015	0,23
Schmitter et al., 2014	95000	Ma et al., 2013	400	Ereijef et al., 2011	0,23
Schmitter et al., 2012	95000	Machado et al., 2017	N.R	Zheng et al., 2012	0,23
Larsson et al., 2007	95000	Morales et al., 2017	N.R	Dejak et al., 2017	0,23
Zheng et al., 2012	96000	Ausiello et al., 2017	N.R	Lin et al., 2012	0,23
Lin et al., 2012	96000	Trindade et al., 2016	N.R	Kois et al., 2013	0,24
Kermanshah et al., 2012	96000	Holberg et al., 2013	N.R	Ausiello et al., 2017	0,25
Lin et al., 2010	96000	Lakshmi et al., 2015	N.R	Campos et al., 2010	0,25
Campos et al., 2011	96000	Nasrin et al., 2017	N.R	Cortellini et al 2011	0,25
Kılıçarslan et al., 2004	96000	Wang et al., 2014	N.R	Wahadni et al., 2009	0,25
Magne et al., 2002	96000	Kois et al., 2013	N.R	Magne et al., 2002	0,25
De Hoff et al., 2006	96000	Magne et al., 2012	N.R	Campos et al., 2011	0,25
Wahadni et al., 2009	96000	Ereijef et al., 2011	N.R	Pineda et al., 2013	0,26
Seydler et al., 2016	96000	Schmitter et al., 2012	N.R	Wang et al., 2014	0,26
Tinschert et al, 2001	96000	Zheng et al., 2012	N.R	Larsson et al., 2007	0,26
Cortellini et al 2011	96000	Lin et al., 2012	N.R	Seydler et al., 2016	0,26
Dejak et al., 2017	103000	Lin et al., 2010	N.R	Tinschert et al, 2001	0,26
Lekesiz 2014	104000	Kılıçarslan et al., 2004	N.R	De Hoff et al., 2006	0,26
Anusavice et al., 2013	104000	De Hoff et al., 2006	N.R	Magne et al., 2012	0,3
Campos et al., 2010	120000	Wahadni et al., 2009	N.R	Aboushelib et al., 2005	0,34
Aboushelib et al., 2005	190000	Seydler et al., 2016	N.R	Aboushelib et al., 2005	0,34
Silva et al., 2011	N.R	Tinschert et al, 2001	N.R	Bonpolaki et al., 2015	N.R
Schultheis et al., 2013	N.R	Campos et al., 2010	N.R	Silva et al., 2011	N.R
Seydler et al., 2014	N.R	Silva et al., 2011	N.R	Schultheis et al., 2013	N.R
Vigolo et al., 2007	N.R	Schultheis et al., 2013	N.R	Seydler et al., 2014	N.R
Bonpolaki et al., 2015	N.R	Vigolo et al., 2007	N.R	Vigolo et al., 2007	N.R

## DEPURACIÓN DE LOS DATOS

Datos de modulo elástico, radio de Poisson y resistencia flexural obtenidos a partir del ordenamiento de los datos escogidos de la base de datos primaria (ver tabla 5). A partir de esta tabla se realizaron las posibles combinaciones de dichos datos, dando como resultado un total de 1521 matrices.

**Tabla 5. Matrices módulo elástico, radio poisson y resistencia flexural del Disilicato de Litio.**

MODULO ELASTICO Mpa	RESISTENCIA FLEXURAL Mpa	RADIO DE POISSON
96000	360	0,22
96000	360	0,22
96000	360	0,22
96000	360	0,22
96000	330	0,22
96000	330	0,22
96000	271	0,22
96000	285	0,22
96000	310	0,22
96000	320	0,23
96000	321	0,23
96000	340	0,23
95000	350	0,23
95000	365	0,23
95000	375	0,23
95000	376	0,23
95000	400	0,23
95000		0,23
95000		0,25
95000		0,25
95000		0,25
95000		0,25
95000		0,25
95000		0,25
104000		0,26
104000		0,26
103000		0,26
120000		0,26
190000		0,26
64000		0,26
65000		0,34
67000		0,34

COVENCIONES
REPITE 1 VEZ
REPITE 2 VECES
REPITE 4 VECES
REPITE 6 VECES
REPITE 6 VECES
REPITE 9 VECES
REPITE 9 VECES
REPITE 12 VECES
REPITE 12 VECES

69000
70000
82300
91000

0,2
0,21
0,24
0,3

### SELECCIÓN DE MATRICES PARA APLICACIÓN A ELEMENTO FINITO

Para aplicar sobre el modelamiento de la PPF diseñada se escogieron tres (3) matrices las cuales cumplieron con los siguientes criterios específicos (véase tabla 6):

- Se eligió inicialmente la matriz cuyos módulos elásticos, resistencia flexural y radio de Poisson del Disilicato de Litio fueran los que más frecuentemente se reportaban en la literatura.
- Se eligió la matriz de módulo elástico, resistencia flexural y radio de Poisson con valores más altos reportados en las bases de datos.
- Se eligió la matriz de los datos que reporta la casa comercial de material Disilicato de Litio.

**Tabla 6.** *Matrices definitivas Disilicato de Litio*

DATOS	Módulo elástico Mpa	Resistencia Flexural Mpa	Radio poisson	RAZON DE SELECCIÓN
Datos Mayor Moda	95.000	360	0,23	
Datos Mayor valor reportado	96.000	360	0,22	
Datos Casa Comercial	95.000	470	0,23	

### PROTOTIPO PROTESICO

Preparaciones para PPF de dientes 13 y 15, pontico diente 14 se eliminó diente 14, con línea terminal chamfer pesado en 360° reducción inteoclusal de 2mm, línea terminal de 2mm y convergencia de las paredes de la preparación de 6° cada una. (Imagen 1a,1b, 1c).

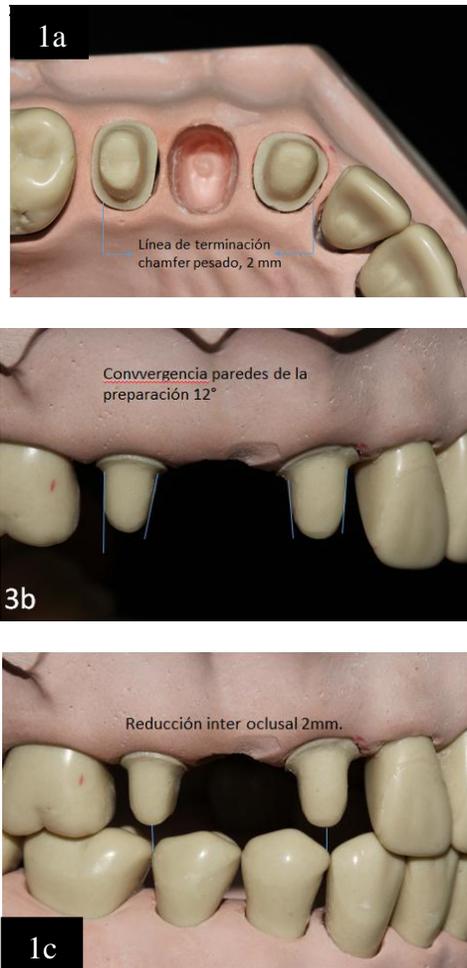


FIGURA 1. Preparación para PPF en Disilicato de Litio de dientes 13,14 y 15. 1a. Vista Oclusal. 1b. Vista vestibular. 1c. Vista interoclusal.

Digitalización de las preparaciones para la PPF y diseño de PPF en Disilicato de Litio presnsado de con el escaner multitalento para el laboratorio dental inEos X5 de la marca Sirona, con el programa inLab SW 16.1. Se realizo el escaneo de las preparaciones previamente realizadas (Imagen 2 y 3).

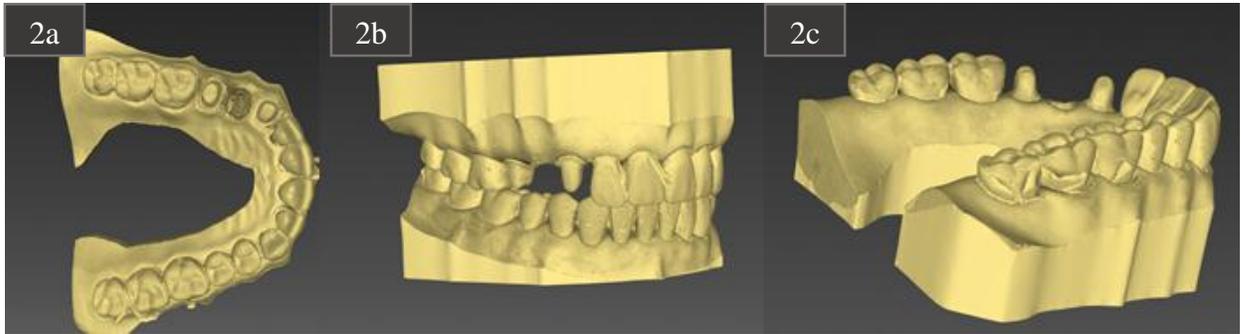


Imagen 2. Escaner de las preparaciones para PPF de dientes 13,14 y 16. 4a. Vista oclusal. 4b. Vista vestibular. 4c. Vista Palatina

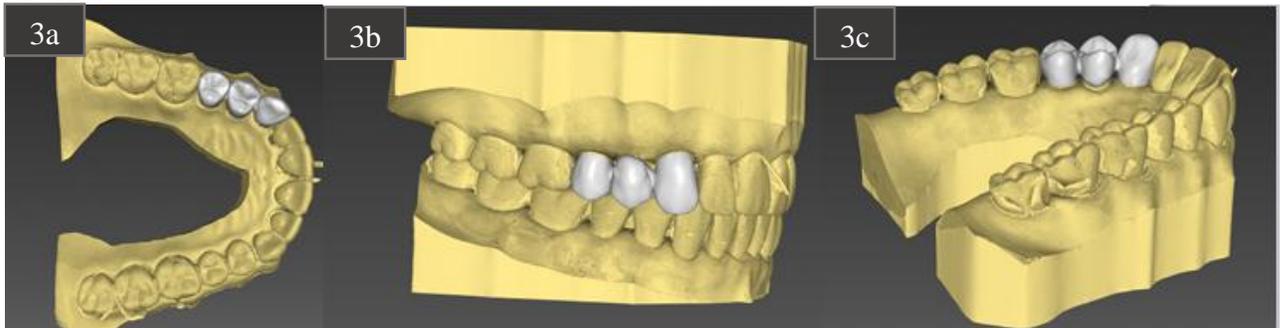


Imagen 3. Prototipo digital PPF en Disilicato de Litio de dientes 13,14 y 16. 4a. Vista oclusal. 4b. Vista vestibular. 4c. Vista Palatina

## PROCEDIMIENTO SIMULACIÓN POR ELEMENTOS FINITOS

*Geometría a simulada:* reconstrucción de los diversos elementos tales como los dientes, el hueso cortical y el trabecular del maxilar y de la mandíbula mediante la obtención de los contornos externos de cada una de ellas.

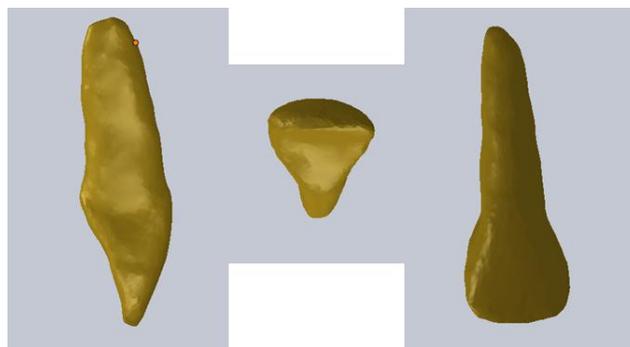


Imagen 4. Geometria simulada de diente 12

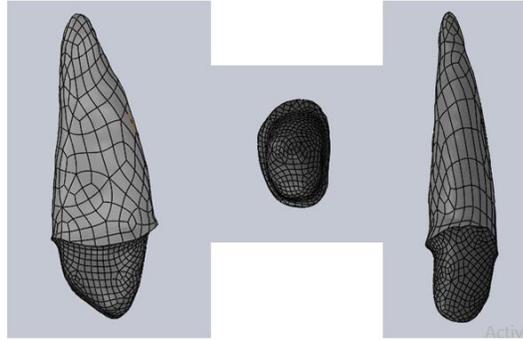


Imagen 5. Geometria simulada de diente 13 con preparacion para PPF

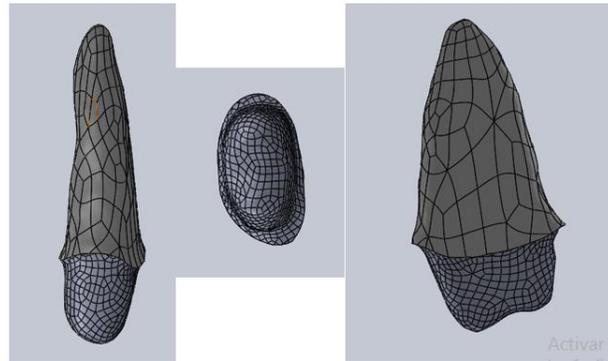


Imagen 6. Geometria simulada de diente 15 con preparacion para PPF

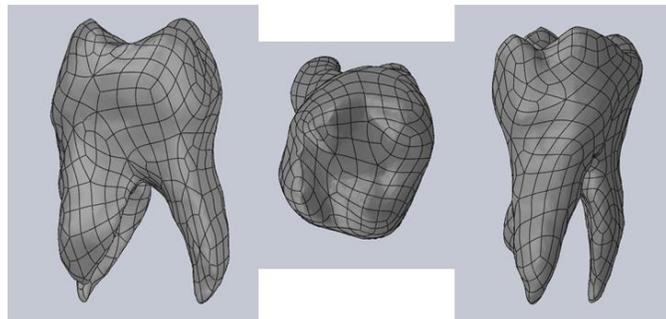


Imagen 7. Geometria simulada de diente 16

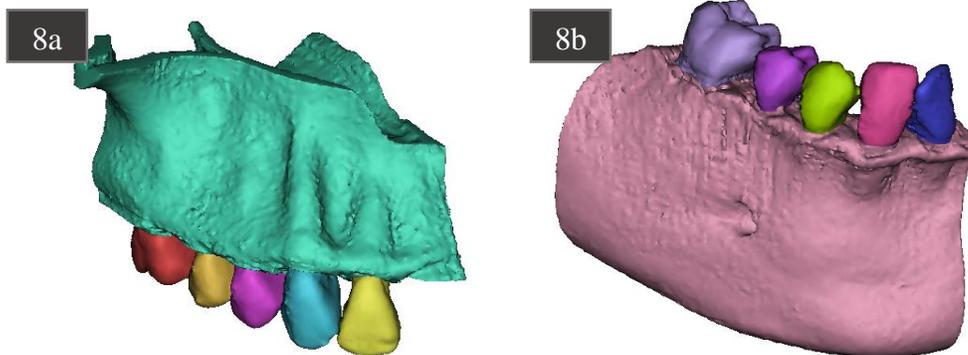


Imagen 8. Geometría simulada de los elementos constitutivos. a. Maxilar Superior. b. Maxilar inferior.

Conversión a sólido mediante la creación de superficies que recubren la geometría en un formato propio del programa, para facilitar la manipulación y el análisis (Imagen 5).

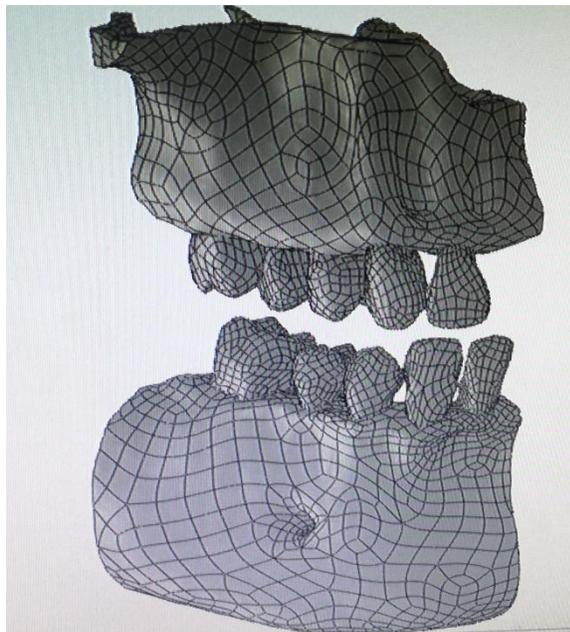


Imagen 9. Sólido de los elementos constitutivos

Importación de las imágenes de la PPF del archivo \*.stl al software SolidWorks. (Imagen 10).

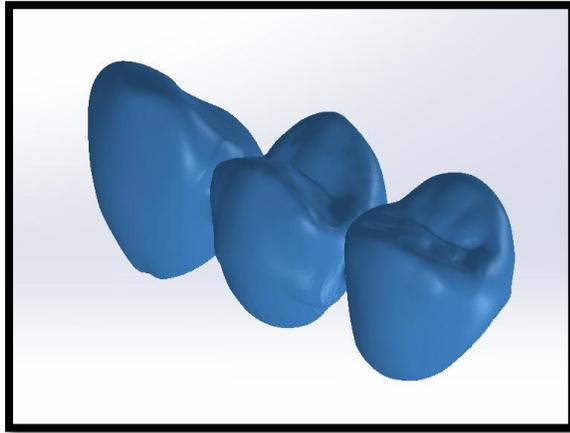


Imagen 10. Protesis Parcial Fija en software SolidWorks

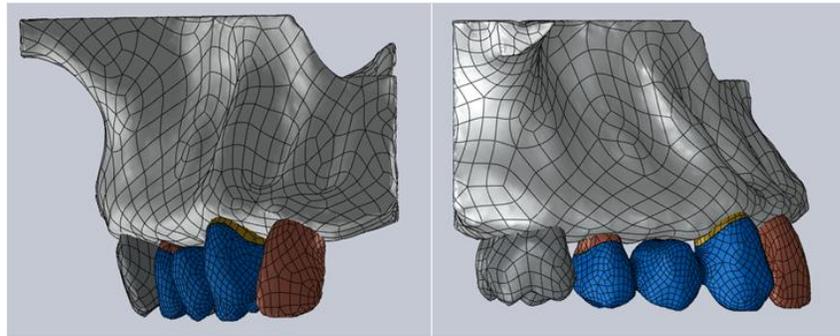


Imagen 11. Modelamiento de Estructuras anatomicas con periodonto normal con PPF

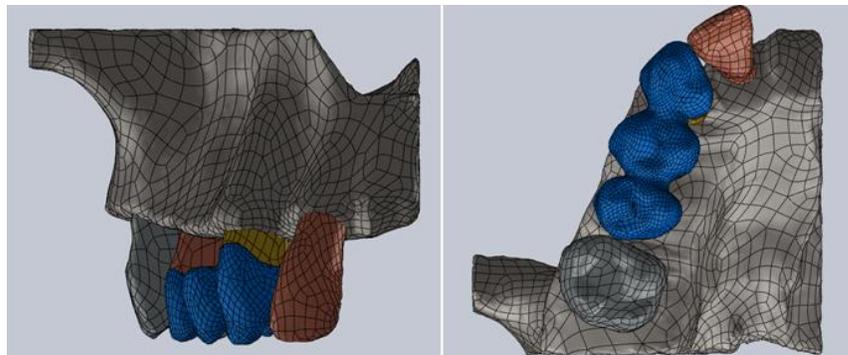


Imagen 12. Modelamiento de Estructuras anatomicas con periodonto reducido con PPF

## 11. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Abbasi Z, Bahrololoum ME, Bagheri R, Shariat MH. Characterization of the bioactive and mechanical behavior of dental ceramic/sol-gel derived bioactive glass mixtures. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Feb;54:115-22.
2. Academy of prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. The academy of prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2005; 95(1)
3. American academy of periodontology, 2 Committee on Research, Science and therapy. Position paper: Guidelines for periodontal therapy. *J Periodontol* 2001; 72 (11): 1624- 1628
4. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*. 1993 Feb; 124(2):72-4, 76-8, 80-4.
5. Barreto B, Gaglianone LA, Stape TH. Restabelecimento estético e funcional de dentes anteriores com restaurações de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio: relato de caso clínico. *Rev Dental Press Estet*. 2012;9(1):86-94.
6. Caputo A. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence publishing; 1987
7. Castro-Aguilar EG, Matta-Morales CO, Orellana-Valdivieso O. Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias libres de metal en el sector posterior. *Rev Estomatol Herediana*. 2014;24(4):278-86.
8. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Nov; 98(5):389-404.
9. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):339-47.
10. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options bonding lithium. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):716-725
11. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Duan Y, Griggs JA. Threedimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent*. 2013 May; 41(5):412-9.

12. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent*. 2014 Sep; 42(9):1202-9.
13. Dietschi D. Indications and potential of bonded metal-ceramic fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 2000 Jan-Feb; 12(1):51-8.
14. Dhima M, Carr AB, Salinas TJ, Lohse C, Berglund L, Nan KA. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2. *J Prosthodont*. 2014 Jul;23(5):353-7.
15. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. Four-year clinical performance of a lithium disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2008 Mar-Apr;21(2):155-60.
16. Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, Sorrentino R. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014 Mar-Apr;34(2):165-77.
17. Figueroa RI, Cruz FG, de Carvalho RF, Leite FPP, Chaves MdGAd. Rehabilitación de los Dientes Anteriores con el Sistema Cerámico Disilicato de Litio. *Int. J. Odontostomat*. 2014;8(3):469-74.
18. Fill TS, Carey JP, Toogood RW, Major PW. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament: Critical Review of Current Literature. *J Dent Biomech*. 2011;2011: 312980.
19. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003 Jul; 90(1):31-41.
20. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br Dent J*. 1991 Jul 20; 171(2):51-5.

21. Hasegawa A, Shinya A, Lassila LV, Yokoyama D, Nakasone Y, Vallittu PK, Shinya A. Accuracy of three-dimensional finite element modeling using two different dental cone beam computed tomography systems. *Odontology*. 2013 Jul;101(2):210-5.
22. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Un sistema para cada aplicación.
23. Koushyar KJ. Recomendaciones para la Selección del Material Cerámico Libre de Metal, de Acuerdo a la Ubicación de la Restauración en la Arcada. *Int. J. Odontostomat*. 2010;4(3):237-40.
24. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *JADA*. 2012;143(3):234-240
25. Kursoglu P, Karagoz PF, Kazazoglu E. Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *J Prosthet Dent*. 2015;113(1):48-53.
26. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*. 2001 Dec;86(6):650-4.
27. Lee HE, Wang CH, Chang GL, Chen TY. Stress analysis of four-unit fixed bridges on unit fixed bridges on abutment teeth with reduced periodontal support. *J Oral Rehabil*. 1995 Sep;22(9):705-10.
28. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of lithium disilicate-reinforced glass-ceramic and zirconia-based fixed partial denture. *Odontology*. 2012 Jan;100(1):96-9.
29. Lopes CdCA, Rodrigues RB, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Novais VR. Degree of conversion and mechanical properties of resin cements cured through different all-ceramic systems. *Braz Dent J*. 2015;26(5):484-9.
30. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2011 May-Jun;24(3):204-6.
31. Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of varying the vertical dimension of connectors of cantilever cross-arch fixed dental prostheses

- inpatients with severely reduced osseous support: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010 Feb;103(2):91-100.
32. Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Using ceramic in prosthetic restoration. Precision in dental esthetics: clinical and laboratory procedures. *Quintessence Int,* 2007; 342-373
33. Mitov G, Anastassova-Yoshida Y, Nothdurft FP, von See C, Pospiech P. Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *J Adv Prosthodont.* 2016 Feb;8(1):30-6.
34. Montaña Palacio J. Diseño y elaboración de un programa de elemento finito para estudios de biomecánica en prostodoncia - canino superior e inferior. [Trabajo de grado]. Bogota: Posgrado de prostodoncia, universidad el bosque; 2012.
35. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.
36. Nam SJ, Yoon MJ, Kim WH, Ryu GJ, Bang MK, Huh JB. Marginal and internal fit of conventional Metal-Ceramic and lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Int J Prosthodont.* 2015 Sep-Oct;28(5):519-21.
37. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2014 Jul;112(1):22-30.
38. Rodriguez Forero Y, Rosasco Gaitan C. Diseño y elaboración de un programa de elemento finito para estudios de biomecánica en prostodoncia. Validación de matrices en premolares. [Trabajo de grado]. Bogota: Posgrado de prostodoncia, universidad el bosque; 2013.

39. Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2011 Sep-Oct;24(5):465-8.
40. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015 Jun;31(6):603-23.
41. Seydler B, Rues S, Müller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig.* 2014 May;18(4):1165-71.
42. Solá-Ruiz MF1, Lagos-Flores E, Román-Rodríguez JL, Highsmith Jdel R, Fons-Font A, Granell-Ruiz M. Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: a 10-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2013 Mar-Apr;26(2):175-80.
43. Stasinopoulou I, Manda M, Galanis C, Koidis P. The effect of type of restoration on the stress field developed in terminal abutments with severely reduced periodontal support and coronal structure. *J Prosthet Dent.* 2013 Oct;110(4):303-12.
44. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):364-6.
45. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 year. *Quintessence Int.* 2015 Mar;46(3):189-97.
46. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int.* 2010 Jul-Aug;41(7):585-90.
47. Valenti M, Valenti A. Restrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int.* 2009 Jul-Aug;40(7):573-9.

48. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont.* 1989 Jan-Feb;2(1):13-26.
49. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1178-88.
50. Zheng Z, Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent.* 2012 Nov;3(4):291-7.
51. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal- invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater.* 2013 Jul;29(7):742-51.
52. Zheng Z, Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent.* 2012 Nov;3(4):291-7.
53. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):1244-50.
54. Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent.* 2012 Nov;3(4):291-7.
55. Trindade FZ, Valandro LF, de Jager N, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Elastic Properties of Lithium Disilicate Versus Feldspathic Inlays: Effect on the Bonding by 3D Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 2016 Oct 3.
56. Kermanshah H, Geramy A, Ebrahimi SF, Bitaraf T. IPS-Empress II inlay-retained fixed partial denture reinforced with zirconia bar: three-

- dimensional finite element and in-vitro studies. *Acta Odontol Scand.* 2012 Dec;70(6):569-76.
57. Zhang L, Wang Z, Chen J, Zhou W, Zhang S. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *J Biomech.* 2010 Aug 26;43(12):2321-6.
58. Ausiello P, Ciaramella S, Fabianelli A, Gloria A, Martorelli M, Lanzotti A, Watts DC. Mechanical behavior of bulk direct composite versus block composite and lithium di silicate indirect Class II restorations by CAD-FEM modeling. *Dent Mater.* 2017 Jun;33(6):690-701.
59. R.D.Lakshmi A, Abraham V, Sekar A, Hariharan. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses – A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal.* 2015 March;12: 56-64
60. Liliana Porojan, Florin Topală. Failure analysis of various monolithic posterior aesthetic dental crowns using finite element method. *Journal of Physics:* 2017; 885:1-1.
61. Nasrin S, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Survival Predictions of Ceramic Crowns Using Statistical Fracture Mechanics. *J Dent Res.* 2017 May;96(5):509-515.
62. Machado AC, Soares CJ, Reis BR, Bicalho AA, Raposo L, Soares PV. Stress-strain Analysis of Premolars With Noncarious Cervical Lesions: Influence of Restorative Material, Loading Direction and Mechanical Fatigue. *Oper Dent.* 2017 May/Jun;42(3):253-265.
63. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores. *J Prosthodont Res.* 2018 Apr;62(2):171-176.
64. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater.* 2016 Mar;32(3):442-9.
65. Wang XD, Jian YT, Guess PC, Swain MV, Zhang XP, Zhao K. Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass-ceramic under two loading schemes. *J Dent.* 2014 Nov;42(11):1436-45.

66. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*. 2014 Dec;6(6):456-61.
67. Lekesiz H. Reliability estimation for single-unit ceramic crown restorations. *J Dent Res*. 2014 Sep;93(9):923-8.
68. Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. *Dent Mater*. 2013 Nov;29(11):1132-8.
69. Donovan TE. Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2013 Apr;25(2):123-4.
70. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira OB Jr, Santos-Filho PC, Salazar-Marcho SM. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont*. 2011 Aug;20(6):447-55.
71. DeHoff PH, Anusavice KJ, Götzen N. Discoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *J Biomech*. 2006;39(1):40-8.
72. Seydler B, Rues S, Müller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig*. 2014 May;18(4):1165-1171.