

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

GLORIA CAROLINA ARBOLEDA LUGO

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE PROSTODONCIA- FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTA DC. FEBRERO DE 2019**

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Prostodoncia
Título:	Comportamiento mecánico de PPF en Disilicato de Li realizadas sobre pilares con periodonto normal y periodonto disminuido en un análisis de elementos finitos.
Línea de investigación:	Elemento finito
Institución participante:	Facultad de Odontología - Universidad El Bosque
Tipo de investigación:	Mixta: Posgrado/línea docente
Estudiantes/ residentes:	Gloria Carolina Arboleda Lugo
Director:	Luis Eduardo Luna
Codirector:	Martha C. Tamayo M.
Asesor en sistemas	Ricardo Augusto Ríos Linares
Asesor Laboratorio	Sandra Sepúlveda

DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE

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

Resumen	
Abstract	
	Pág.
1.Introducción	1
2. Marco teórico	4
3. Planteamiento del problema	20
4. Justificación	23
5. Situación Actual	24
6. Objetivos	26
7. Metodología del Proyecto	27
7.1. Tipo de estudio	27
7.2. Población y muestra	27
7.3. Sistematización de variables	27
7.4. Métodos y técnicas para la recolección de la información	31
7.5. Hipótesis de estudio	33
7.6. Elaboración del prototipo protésico	33
7.7. Plan de análisis de la información	34
8. Consideraciones de propiedad intelectual	37
9.. Resultados	39
9.1. Fase descriptiva	39
9.2. Fase analítica	49
10. Conclusiones	70
11. Referencias bibliográficas	72
13. Anexos	

RESUMEN

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

El objetivo de este estudio fue evaluar el comportamiento mecánico en una prótesis parcial fija de canino a segundo premolar superior fabricada en disilicato de litio inyectado, soportada por dientes con periodonto sano y con periodonto disminuido a través del análisis de elementos finitos [AEF]. Los datos de las propiedades mecánicas del Di silicato de Li - módulo elástico [ME] - coeficiente de Poisson [ν] utilizados para el AEF fueron obtenidos a partir de una búsqueda sistemática de información en las bases de datos de PUBMED y EMBASE. Estos datos fueron registrados y organizados utilizando la Moda como medida de dispersión. Se estructuraron matrices con todos los datos registrados de las cuales se seleccionaron tres para su validación. Las matrices con los datos de las propiedades mecánicas de los tejidos dentales fueron obtenidas de estudios anteriores. En el software ANSYS versión 18.0 se modeló la PPF superior con el canino y el segundo premolar como pilares y el primer premolar como pónico-con periodonto normal y con periodonto disminuido en un tercio de la longitud radicular. La prótesis fue elaborada a partir de la imagen digitalizada de un modelo con las preparaciones dentales sobre dientes de ivoryina. La digitalización se realizó en el escáner multitalento InEos X5 de SIRONA™. A la PPF se le aplicó una carga progresiva axial desde 250N hasta 600N con incrementos de 50N sobre cinco puntos de contacto en la cara oclusal de los premolares y uno en cara palatina para canino. Se encontró que ante una carga funcional de 300 N sobre periodonto normal las matrices de datos seleccionadas presentaron una diferencia del 1% por lo que se decidió usar la matriz de datos con mayor moda. ME 95.000 MPa y ν de 0,23. Al correr el modelo con el periodonto normal se observó que la concentración de tensión se presentó a nivel de: el punto de aplicación de la carga, la línea terminal de las preparaciones dentales, a nivel de la cresta ósea, de los dientes pilares; mientras que en el modelo con periodonto disminuido, los valores más altos se concentraron se presentaron a nivel del tercio cervical de los dientes pilares, a nivel del ligamento periodontal y en el ápice radicular. También se observó que dichas tensiones se transmiten a los dientes adyacentes a la PPF y se localizándose en el punto de contacto proximal en los dos tipos de periodonto, presentándose en mayor magnitud en el modelo con periodonto disminuido.

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

ABSTRACT

MECHANICAL BEHAVIOUR OF A PARTIAL FIXED PROSTHESIS OF LITHIUM DISILICATE ON PILLARS WITH A NORMAL AND REDUCED PERIODONTIUM - FINITE ELEMENT ANALYSIS

The aim of the present study was to evaluate the mechanical behaviour of a partial fixed prosthesis fabricated from injected lithium disilicate, from the maxillary canine to the second premolar, with healthy and reduced periodontium by means of finite element analysis (FEA). Information regarding mechanical properties of sodium disilicate, elasticity module (EM) and Poisson coefficient (ν) used for FEA were obtained from a systematic information search in PUBMED and EMBASE databases; these were registered and organised using mode as the measure of dispersion. Matrices were structured with the gathered data, three were selected for validation and those with mechanical properties regarding dental tissues were obtained from previous studies. The maxillary FPP with canine and second premolar as pillars and first premolar as pontic - with normal and one-third radicular length reduced periodontium was modelled with ANSYS version 18.0. The prosthesis was developed from the digitised image of a model with dental preparations on ivory teeth and digitalisation was done with the multitasking SIRONA™ InEosX5 scanner. The FPP received a progressive load starting with 200N and increments of 50N up to 650N on five contact points of the occlusal face of the premolars and one on the palatine side of the canine. A functional load of 300N on the normal periodontium caused the matrices to present a difference of 1% so the data matrix with highest mode was used. ME 95.000 MPa and ν de 0.23. The trial with normal periodontium resulted in a concentration of tension on the load point, terminal line of dental preparations, osseous crest and pillar teeth. The model with reduced periodontium presented the higher values concentrated on the cervical third of pillar teeth, periodontal ligament and radicular apex. It was also observed that the tensions are transferred to the teeth adjacent the FPP and are localised on the proximal point of contact on both types of periodontium with greater magnitude on the reduced one.

Key words: finite element analysis, fixed partial prosthesis, lithium disilicate, healthy periodontium, reduced periodontium

1. Introducción

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 Vitrocerámica, 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 Disilicato 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 estéticas y funcionales 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 se determina el tipo de palanca y la eficiencia del beneficio mecánico, al transpolar este concepto al diente, se encuentra que en casos de 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 (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 este estudio pretende evaluar la ubicación, magnitud y concentración de tensiones, a su vez conocer los puntos de mayor deformación, y el patrón de disipación de la carga generados en 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 teórico

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 compararse 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 fotoelasticidad, 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 del disilicato de litio: 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 con su relevancia en cuanto al comportamiento mecánico.

Se seleccionaron por título: 23

Se preseleccionaron por abstract 22

Fueron seleccionados 22

Carga oclusal: es el resultado de la fuerza muscular aplicada en los dientes opuestos; la fuerza creada por la acción dinámica de los músculos durante el acto fisiológico de la masticación; (GTP 2017) La descomposición de la carga está dada por la disposición de las estructuras dentales y circundantes.

Se consultaron las siguientes bases de datos:

- ✓ MEDLINE hasta 15 de noviembre de 2018
- ✓ PUBMED hasta 15 de noviembre de 2018
- ✓ GOOGLOE ACADEMIC hasta 15 de noviembre de 2018
- ✓ ELSEVIER hasta 15 de noviembre de 2018
- ✓ SCIENCEDIRECT hasta 15 de noviembre de 2018
- ✓ Ncbi hasta 15 de noviembre de 2018

Fueron consultadas hasta el 15 de noviembre 2018

Se utilizaron las siguientes palabras clave: Carga oclusal, oclusal load, bite force, fuerza de mordida, estrés mecánico, masticación, oclusión dental, análisis del estrés dental, electromiografía

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

Se utilizaron las siguientes estrategias de búsquedas:

Búsqueda -# 1 carga oclusal OR fuerza de mordida OR lithium disilicate AND masticacion

Busqueda # 2 carga oclusal AND estres dental

Búsqueda # 3 oclusal force AND bite force

Búsqueda # 4 analisis de estres dental AND carga oclusal

No hubo restricción por idioma, ni por fecha de publicación, se buscaron estudios in vivo, in vitro, en pacientes mayores de edad, con dentición completa, sin distinción de género. Se excluyeron los artículos que midieran la carga oclusal sobre implantes y los que midieran la carga oclusal en segmentos diferentes al de estudio, así como estudios que involucraran alteraciones de la articulación temporomandibular y alteraciones musculares.

Se encontraron 5284 artículos en las bases de datos mencionadas anteriormente, posterior a la revisión por título para evitar duplicados, se seleccionaron de acuerdo con su relevancia en cuanto al comportamiento mecánico, la dirección de los colores.

Se seleccionaron por título: 45

Se preseleccionaron por abstract 38

Fueron seleccionados 32

Marco de referencia

Las cerámicas nacen como solución a la problemática que se generaba para el almacenamiento de las cosechas, 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, 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.

Desde la antigüedad el ser humano se ha inquietado por mantener la funcionalidad de la cavidad oral, resolviendo de diversas maneras el tema de la pérdida dental, ya sea total o parcial, fue Fauchard en 1718 quien introdujo el uso de las cerámicas en la odontología, con el objetivo de reemplazar las estructuras dentales perdidas, por medio de restauraciones metal cerámicas o totalmente cerámicas. Coleman en 1957 introdujo la técnica de unión de masas cerámicas a un sustrato metálico por medio de enlaces

químicos, 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; 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).

El perfeccionamiento de las técnicas que emplean estos materiales ha presentado una enorme evolución, siempre en aras de mejorar los materiales y su confección buscando siempre imitar a las estructuras dentales naturales en su funcionalidad, resistencia y estética. (Rodríguez, et al., 2005).

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; desarrollando restauraciones libres de metal o totalmente cerámicas (Anusavice, 1993; Dietschi, 1999). Sus propiedades mecánicas están dadas por la fase cristalina, donde sus partículas se encuentran en una disposición uniforme permitiéndole así, su uso en restablecimiento de guía canina y movimientos excéntricos, y las propiedades estéticas están determinadas por la fase vítrea donde las partículas se encuentran desordenadas (Koushyar, 2010), proporcionando cualidades como opacidad, opalescencia y la translucidez similares a los dientes naturales, coincidiendo con los tejidos circundantes (Della et al., 2014).

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 (Villarroel et al., 2012).

El disilicato de litio fue introducido al mercado fue IPS Empress®II, Ivoclar Vivadent el cual estaba indicado únicamente para la fabricación de la infraestructura de coronas

unitarias y requerían una cerámica de recubrimiento; estas mostraron una tasa de fractura del 30 % cuando eran utilizadas en el sector posterior. 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 adhesiva, 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. Otras de sus propiedades reportadas son mayor longevidad, aumento de la resistencia, translucidez, facilidad de uso, y baja resistencia al desgaste, restablecimiento completo de la morfología dental, acabado y tersura superficial que facilita la remoción de la placa bacteriana, facilitando el mantenimiento de las condiciones de salud oral (Toman & Toksavul, 2015).

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). Dichas formas de procesamiento 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; y 2. Diseño asistido por computador y producción por maquinado 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 (Figueroa et al., 2014). Presenta como propiedades mecánicas: resistencia a la fractura de entre 100-300 MPa, resistencia flexural de 350MPa, justificando su uso en coronas individuales en el sector

anterior, posterior, carillas, y prótesis fijas de 3 unidades hasta el segundo premolar, sirviendo este como pilar distal, además en preparaciones (Massironi et al., 2007).

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 depende de la situación clínica particular, además del conocimiento del prostodoncista, su fabricación, cementación y adhesión.

Las cerámicas se han clasificado teniendo en cuenta diferentes características como translucidez, técnica de procesamiento, temperatura de sinterización y composición, con el fin de guiar al clínico en su uso adecuado. De acuerdo a su composición Garcis et al., en 2015, las clasificaron de acuerdo a su composición dividiéndolas en vitrocerámicas y no vitrocerámicas. Las vitrocerámicas son cerámicas grabables, translucidas, proporcionan 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 alúmina aumentando la opacidad y resistencia. (Wohlwend et al., 1989).

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 trauma 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 desalojo 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, 2018), 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					
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA 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	Depende 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"> • modelos estructurales unidimensionales • elementos de viga • plano 2D y 3D • elementos de deformación • elementos de simetría axial • elementos sólidos. 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 del número de nodos a través del cual los elementos están interconectados. <ul style="list-style-type: none"> • Los elementos lineales: menos complejos y eficaces en la determinación de la deformación elástica • Los elementos no lineales: capaces de probar un material hacia la fractura mediante el límite plástico 							
		<table border="1"> <tr> <td>Características diferenciales</td> <td>lineal</td> <td>no lineal</td> </tr> <tr> <td>Distribución de la carga</td> <td>uniforme constante</td> <td>no uniforme varía en función de la carga</td> </tr> </table>	Características diferenciales	lineal	no lineal	Distribución de la carga	uniforme constante	no uniforme varía en función de la carga	
Características diferenciales	lineal	no lineal							
Distribución de la carga	uniforme constante	no uniforme varía en función de la carga							

PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA PRE-PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software	Tipo y número de elementos	Orden	Grado de estrés-deformación	Función del módulo de Young	Método de conseguir (necesario realizar pruebas adicionales)	Anusavice k / 2004
			Reversibilidad	Completamente reversible al eliminar la carga	Método final diferente al eliminar la carga aplicada	
Esquema de solución	Carga se aplica en un solo paso sin iteraciones	Carga se divide en pequeños incrementos				
Tiempo computacional	Bajo	Alto				
Interacción del usuario con el software	Requiere al menos	Requiere mucho control				
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA PRE-PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software	Propiedades de los materiales	Topología	<p> • Un DOF 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). Elemento cuadrilátero 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. Elementos triangulares 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>			
La asignación de las propiedades del material adecuado. Estas pueden ser clasificados como isotrópico, transversalmente isotrópicos, ortotrópicos y anisotrópico						
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA PRE-PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software		1) Isotrópico: 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 dirección escogida para dicha medida.	a) Ortotrópico: 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)			
	2) Anisotropía: 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,	b) Transversalmente isotrópico: existe una dirección preferente o longitudinal y todas las secciones perpendiculares a la misma son mecánicamente equivalentes.				

		<p>en concreto la relación entre tensiones aplicadas y deformaciones unitarias es diferente para diferentes direcciones.</p> <p>Las propiedades más importantes se encuentran: Coeficiente de Poisson, Dureza, Modulo elásticos, Limite proporcional, Fuerza compresiva.</p> <ol style="list-style-type: none"> 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. 	
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA	Test de convergencia	<p>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.</p> <p>Se puede realizar de dos maneras:</p> <ul style="list-style-type: none"> -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 <p>98% de precisión</p> <p>La convergencia utiliza métodos energéticos, es decir, mide diferentes energías del sistema (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</p>	<p>Richmond, <i>et al</i>/2005 Chang <i>et al</i>/2009</p>
		<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</p>	<p>Mattison/ 1982, Kampoosiora / 1994, Tanne k.; Osaka j. /</p>

POS- PROCESAMIENTO Matrices (números) y Resultados	Interpretación de los colores	de diferentes tensiones que se generan en el cuerpo de estudio, produciéndose mayores franjas dentro del espectro electromagnético del color. Cada línea de color similar (orden de franja) es representativo de un nivel de tensión: 1) Color negro: nula tensión. 2) Los colores cálidos tienden a representar patrones de alta concentración de tensiones. (rojo, naranja, amarillo) 3) Los colores fríos tienden a representar patrones de baja concentración de tensiones. (Verde, azul, violeta) 4)  El patrón en secuencia sería: rojo (alta tensión), naranja, amarillo, tonos verdes, azules y violeta (baja tensión).		1992, Mattison/ 1982, Kampoosiora / 1994 Tanne k.; Osaka j. / 1992
	Interpretación de los colores	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. 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. 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.		
POS- PROCESAMIENTO Matrices (números) y Resultados	Problemas biológicos	Para problemas biológicos, se debe tomar en cuenta tanto la precisión y exactitud del modelo. A) Exactitud: Se define como la cercanía de los resultados del modelo a la situación biológica real. B) Precisión: Se define como la cercanía de los resultados del modelo a la solución exacta del modelo biomecánico.		(Richmond, <i>et al</i> /2005).
	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.		

3. 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).

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 los porcentajes de supervivencia reportaron datos del 100% y el 87,9% a los 10 años y el de éxito a los 5 años fue reportado en el 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 tensiones y deformaciones en una prótesis parcial fija de tres unidades, localizada en maxilar superior de canino a segundo premolar con pónico en primer premolar, elaborada en disilicato de litio inyectado, con soporte periodontal normal y reducido?

4. 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 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 y la cantidad de deformación de una PPF de canino a segundo premolar de Disilicato de Litio en presencia de soporte periodontal de altura normal y compararlo con soporte periodontal reducido, en un modelamiento de elementos finitos.

La motivación principal de este estudio es que el clínico pueda tomar decisiones de manera asertiva en qué casos es viable utilizar este tipo de material para ofrecer al paciente un tratamiento con alta predictibilidad de manera específica relacionando las necesidades del paciente con la biomecánica del sistema estomatognático.

5. Situación 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% siguiendo 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 interfaz 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 mm² 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 mm² 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 mm² 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, 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.

6. Objetivos

Objetivo general

- Evaluar el comportamiento de una prótesis parcial fija de canino a segundo premolar con pónico en primer premolar elaborada en disilicato de litio inyectado ante cargas axiales, con soporte periodontal normal y reducido con un protocolo de carga progresivo desde la carga fisiológica, hasta llegar a la carga hiperfuncional en términos de distribución de tensiones y deformaciones de las estructuras involucradas.

Objetivos específicos

- Comparar la distribución de esfuerzos en 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 durante la carga funcional y la sobre carga.
- Comparar el desplazamiento de la prótesis parcial fija sobre periodonto normal y periodonto reducido al someterla a una carga progresiva.
- Comparar el comportamiento de deformación del ligamento periodontal resultante de la carga ejercida sobre una prótesis parcial fija de tres unidades sobre periodonto normal y periodonto reducido.

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 interproximal 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.

Tensión: la enciclopedia virtual de ingeniería mecánica en 2014 define tensión como una magnitud física que expresa las fuerzas internas que las partículas vecinas de un material continuo ejercen uno sobre otro, se definen también como la magnitud física que representa la fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre una superficie real o imaginaria de un medio continuo.

Deformación: es el cambio de forma que sufre un objeto después de someterse a una carga. (Glosario de términos prostodónticos, 2017); La enciclopedia virtual de ingeniería mecánica 2014, lo define como el cambio en la forma de un cuerpo que se produce como consecuencia de las tensiones que aparecen como respuesta a las fuerzas externas, y estas pueden ser elásticas las cuales desaparecen inmediatamente con la terminación de la causa externa y plásticas son aquellas deformaciones que permanecen en el cuerpo a pesar de la desaparición de la fuerza que la causo. Para que las deformaciones sobre un cuerpo sean elásticas no debe producirse por encima del límite de fluencia del material.

Resistencia flexural: La microestructura 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 ± 13 MPa y 91.8 ± 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 mm²). 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 con el porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. La microscopía de fuerzas atómicas ha demostrado que la dentina peritubular 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.

Oclusión: es el acto o proceso de cierre, relación estática entre las superficies de incisión o masticación de los dientes maxilares o mandibulares. (glosario de términos prostodónticos 9 Ed). McHorris en 1979 correlacionó la posición de los contactos oclusales con el componente anterior de fuerzas, señalando que la posición adecuada

de dichos contactos genera la estabilidad del sistema masticatorio, la ubicación de los contactos debe ser en las zonas prominentes, pero no en los vértices cuspídes, dichos contactos deben ser puntiformes, simultáneos y homogéneos. Se clasifican de acuerdo a su función, paradores de cierre, que son los encargados de detener el cierre mandibular, neutralizar las fuerzas ejercidas por los equilibradores; y equilibradores que se encargan de equilibrar las fuerzas ejercidas y mantener equilibrio en sentido mesodistal, y vestíbulo lingual. De acuerdo a su localización se clasifican en contactos A,B,Y C, los contactos A son los que se producen cuando las cúspides de corte superiores entran en contacto con las cúspides estampadoras inferiores, pueden ser mantenedores de cierre o estabilizadores, los tipo B son los que se producen entre las cúspides de soporte superiores e inferiores se localizan cerca de los surcos, es el responsable de la descomposición de fuerzas, los contactos tipo C: se producen cuando las cúspides estampadoras superiores ocluyen con las cúspides de corte inferiores.

7.4 Métodos y técnicas para la recolección de la información

Extracción de datos

- *Propiedades mecánicas: Disilicato de litio*

Se realizó una búsqueda de literatura en las bases de datos Pubmed, science direct y embase; con el fin de determinar las características físicas del disilicato de litio, utilizando como palabras clave: Fixed Partial Denture, 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.

Con las siguientes estrategias de búsqueda:

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

Busqueda # 2 disilicato de litio, e.max, AND dental ceramics

Búsqueda # 3 biomechanics AND dental ceramics OR lithium disilicate

A partir de dicha búsqueda se extrajeron y se organizaron por moda en una base de datos los valores correspondientes de modulo elástico y radio de Poisson del disilicato de litio prensado. Posteriormente se seleccionaron tres matrices (la de mayor moda

reportada, una matriz alterna, y finalmente la reportada por la casa comercial) para ser aplicadas en el modelamiento sobre periodonto normal.

- Propiedades mecánicas: tejidos dentarios

Los valores requeridos para completar las propiedades mecánicas de cada uno de los elementos del conjunto en estudio, constituido por dentina, ligamento periodontal, hueso alveolar, de canino y de segundo premolar superior fueron sustraídos de estudios previos Montaña (2012) y Rodríguez Rosasco (2013) respectivamente; no se extrajeron los datos referentes al primer premolar debido a que en el diseño protésico en estudio corresponde al pónico.

- *Carga oclusal y puntos de aplicación*

Se realizó una búsqueda de literatura con el fin de determinar los diferentes valores de carga oclusal funcional y no funcional del segmento de canino a segundo premolar superior, a través de las bases de datos Pubmed, science direct y embase; utilizando las palabras claves: Carga oclusal, OR oclusal load, AND bite force, OR fuerza de mordida, AND estrés mecánico, OR masticación, AND oclusion dental, OR análisis del estrés dental, OR, electromiografía,

Búsqueda -# 1 occlusal load OR bite force OR lithium disilicate AND mastication

Búsqueda # 2 analysis de stress dental AND occlusal load

No hubo restricción por idioma, ni por fecha de publicación, se buscaron estudios in vivo, in vitro, en pacientes mayores de edad, sin distinción de género. Se excluyeron los artículos que midieran la carga oclusal sobre implantes o restauraciones en materiales diferentes al de este estudio, con presencia de retenedores intra radicales, presencia de aparatología ortodóntica, hiperfunción muscular ni disfunción de la articulación temporomandibular, ni los estudios que midieran la carga oclusal en segmentos diferentes al de estudio. Con dichos datos de alimento una base de datos a partir de la cual se realizó el cálculo de la moda y se determinó la moda para el menor y máximo valor.

- *Diseño protésico*

Con el fin de determinar el diseño y las características físicas del modelamiento protésico, se realizó una búsqueda manual, para establecer la información sobre calibre de la cerámica, línea terminal, convergencia de las preparaciones, dimensión de los conectores, y diseño del pónico.

7.5 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.

7.6 Elaboración del prototipo protésico

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 allegra TE-95BC y fresa chamfer pesado de la marca Jota de grano verde, rojo y por último 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 realizó el proceso de digitalización con el escaner multitalento para el laboratorio dental inEos X5 de la marca Sirona, con el programa inLab SW 16.1. Se realizó el escaneo de las preparaciones previamente realizadas. Se realizó el diseño de la PPF para Disilicato de Litio, se escogió un diseño anatómico 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.

7.6 Modelamiento elementos finitos

Se realizó el modelamiento de la estructura de la prótesis parcial fija con pilares canino superior y segundo premolar superior y como pónico el primer premolar superior.

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

Se reconstruyeron los elementos constitutivos de la unidad de análisis, tales como: dientes, hueso cortical y trabecular de los dos maxilares mediante la obtención de los contornos externos de cada uno de ellos, fueron almacenados en formato *.stl para exportarlos a la versión de prueba del software Rapidform XOR3, donde el archivo en nube de puntos se convirtió en una estructura sólida por medio de superficies que recubrieron la geometría. Posteriormente se importó desde el software SolidWorks 2017 versión educativa en donde se convierten en sólidos en un formato propio del programa, para facilitar su manipulación, y establecer el conjunto a analizar.

El diseño protésico fue elaborado a partir del formato *.stl el cual fue exportado al software Rapidform XOR3 y posteriormente se importó al software SolidWorks.

En el software ANSYS WORKBENCH 18.0 se procedió a definir las características físicas del material, se importó el modelamiento y se introdujeron los valores correspondientes a las propiedades físicas de cada uno de los materiales constitutivos del conjunto (radio de poisson, y módulo de elasticidad). Se realizó el enmallado por medio de ecuaciones de equilibrio, se delimitaron las condiciones de frontera por medio del protocolo de cargas y los correspondientes puntos de aplicación de esta; como definición de resultados a obtener se estableció la localización de esfuerzos y deformaciones en el conjunto y en cada uno de los elementos que lo constituyen.

7.7 Plan de análisis de la información

Los datos de las propiedades mecánicas del disilicato de litio recopilados fueron registrados en mega pascales (MPa) para módulo de elasticidad.

Para radio de poisson - por ser un coeficiente, se registraron los valores de 0-1.

Los valores para estas dos variables fueron organizados teniendo en cuenta la moda como la medida descriptiva de dispersión, debido a que los datos fueron obtenidos de artículos científicos y se buscaba encontrar los datos más frecuentemente utilizados.

Para seleccionar las matrices obtenidas de la combinación de los datos mencionados se tuvieron en cuenta los siguientes parámetros: la matriz con los datos de mayor *moda*, con los datos de valores más altos y con los datos provenientes de la ficha técnica de la casa comercial del material evaluado.

El análisis por elemento finito del comportamiento mecánico de la prótesis parcial fija cementada sobre dientes con periodonto normal y disminuido sometido a fuerzas oclusales progresivas; fue reportado de manera cuantitativa y cualitativa.

De manera cuantitativa reportando los puntos de concentración de la tensión y su magnitud en Mpa.

De manera cualitativa se analizó la distribución de la tensión y deformación elástica, por medio del histograma de color de Von Mises en el que los datos son obtenidos de patrones de franjas isocromáticas, de tal manera 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.

Cada línea de color similar (orden de franja) es representativo de un nivel de tensión:

- 1) **Color negro:** nula tensión.
- 2) Los **colores cálidos** tienden a representar patrones de alta concentración de tensiones. (rojo, naranja, amarillo)
- 3) Los **colores fríos** tienden a representar patrones de baja concentración de tensiones. (Verde, azul, violeta)
- 4) El patrón en secuencia sería: rojo (alta tensión), naranja, amarillo, tonos verdes, azules y violeta (baja tensión). 
- 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.

- 6) Cuando se observó un color único, fue 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.
- 7) Las franjas de colores cálidos que demuestran altas concentraciones de tensión fueron concordantes con los puntos de aplicación de la carga, la mayor concentración de tensión se encontró donde el área de aplicación de la carga era mayor. Las áreas donde hay baja concentración de tensiones fueron representadas con franjas de colores fríos, si existe una gran zona con poca tensión entonces dichas franjas serán mayores en el cuerpo.

Además del comportamiento mecánico, se analizó el *vector de desplazamiento* en el que se determinó en la gráfica la dirección intrusiva y/o lateral- del desplazamiento de todo el modelo ante la aplicación de las cargas.

8. Consideraciones de propiedad intelectual

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 prerrequisito 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 producción²³.

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

9.1 Fase descriptiva

- *Diseño protésico*

Para el diseño de la prótesis se hizo una búsqueda con las siguientes palabras clave: dental preparation AND lithium disilicate, fixed prosthesis AND E.max OR lithium disilicate; en las siguientes bases de datos, Pubmed, science direct y embase, de la evidencia donde se tomaron las especificaciones de solidez estructural, dimensión de la prótesis en sentido meso lingual, altura de la prótesis, dimensiones de los conectores, línea terminal, convergencia de las preparaciones dentales, diseño del pónico, ancho de la preparación, espacio inter oclusal, dichos datos fueron tomados de 15 artículos, con base a la evidencia se determinaron las siguientes características para el diseño protésico. (tabla 2).

Tabla 2. Características del diseño de la prótesis parcial fija

FUENTE	DISEÑO PARA MODELAMIENTO		
	CARACTERISTICA	DIMENSION	UBICACIÓN
Koushiar 2010	Calibre de la cerámica de disilicato de litio	2 mm	360º
Montaño 2012	Dimensión de la prótesis canino superior	9 mm	Mesio-distal
Rodríguez y Rosasco 2013	Dimensión de la prótesis primer premolar superior	7 mm	Mesio-distal
Rodríguez y Rosasco 2013	Dimensión de la prótesis segundo premolar superior	6.8 mm	Mesio-distal
Montaño 2012	Altura de prótesis canino superior	10.5 mm	Inciso-cervical
Rodríguez y Rosasco 2013	Altura de prótesis primer premolar superior	9 mm	Inciso-cervical
Rodríguez y Rosasco 2013	Altura de prótesis segundo premolar superior	9 mm	Inciso-cervical
Figueroa 2014	Dimensión del conector	3mm	Inciso-cervical
Figueroa 2014	Dimensión del conector	4 mm	Vestíbulo-palatino
Montaño 2012- Rodríguez y Rosasco 2013	Longitud total de ppf	22,8 mm	Mesio-distal
Bertoldi 2011	Diseño del pónico	N/A	Oval
Koushyar 2010	Convergencia de las preparaciones	12º	Incisal
APP 2001	Nivel óseo periodonto altura normal	100%	Uac-apice
APP2001	Nivel óseo periodonto disminuido	70%	Uac-apice

- *Elaboración de Prototipo protésico*

Para las preparaciones dentales de la PPF se tomaron como pilares los dientes 13 y 15, y como p ntico el diente 14 se eliminó, se realizó la preparación dental con línea terminal de 2 mm y chamfer pesado en 360 , reducción interoclusal de 2mm, la convergencia de las paredes de la preparación de 6  cada una. (Imagen 1).



Figura 1: Preparación para PPF en Disilicato de Litio de dientes 13,14 y 15. 2a. Vista Oclusal. 2b. Vista vestibular. 2c. Vista interoclusal.

Posteriormente las preparaciones fueron digitalizadas con el escaner multitalento para el laboratorio dental inEos X5 de la marca Sirona, además se diseño la protesis con el programa inLab SW 16.1. (figura 2 y 3).

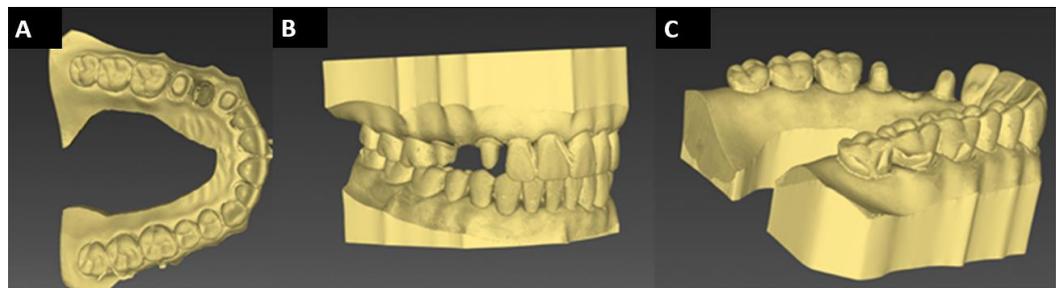
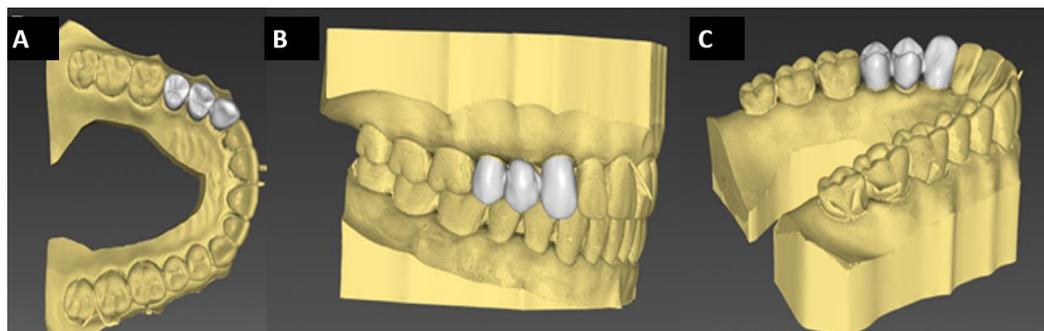


Figura 2. Escaner de las preparaciones para PPF de dientes 13,14 y 16. a. Vista oclusal. b. Vista vestibular. c. Palatina



- *Procedimiento simulación por elementos finitos Geometría a simulada*

se realizó la reconstrucción de los diversos elementos que conforman el conjunto, tales como los dientes protésicos, dientes adyacentes, el hueso cortical y el trabecular del maxilar y de la mandíbula mediante la obtención de los contornos externos de todo el conjunto. (figura 4).

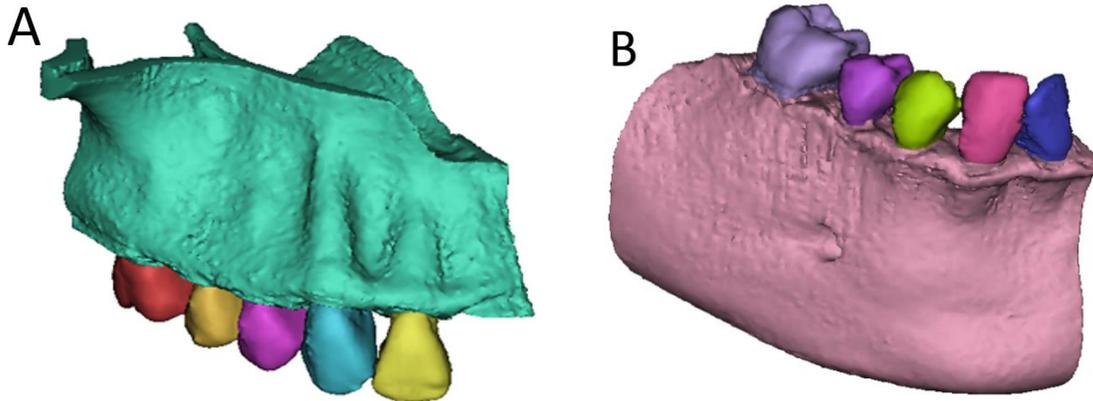


Figura 4 Geometría simulada de los elementos constitutivos. a. Maxilar Superior. b. Maxilar inferior.

Posteriormente se realizó la conversión de los contornos a una estructura sólida (figura 5) mediante la creación de superficies que recubren la geometría, para la realización del enmallado se eligió como figura el cuadrilátero de cuatro nodos debido a que es el más indicado para las estructuras óseas.

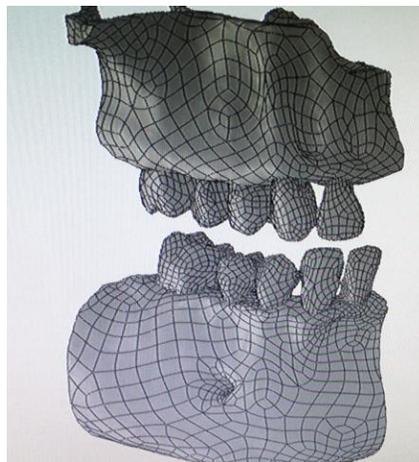


Figura 5. Solido de los la unidad de analisis

El procedimiento del enmallado fue aplicado a cada una de las estructuras ligamento periodontal, hueso, dientes pilares, dientes adyacentes, y estructura de la prótesis parcial fija. (figuras 6, 7, 8, 9).

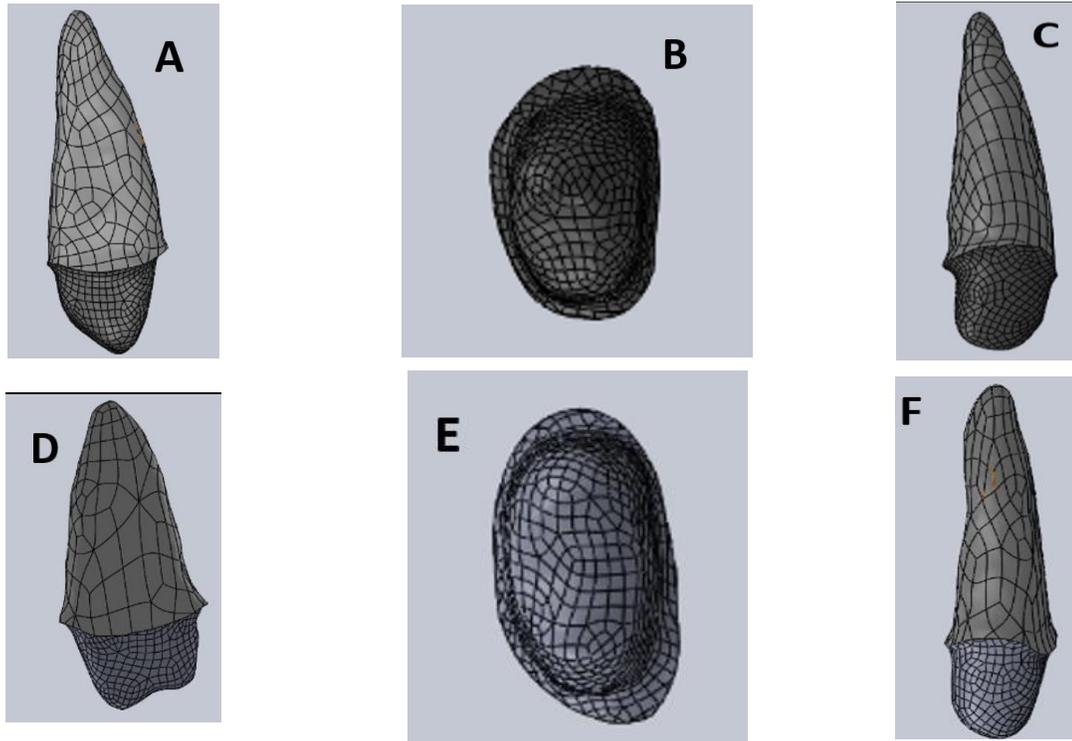


Figura 6: Enmallado de los dientes pilares y de las preparaciones dentales

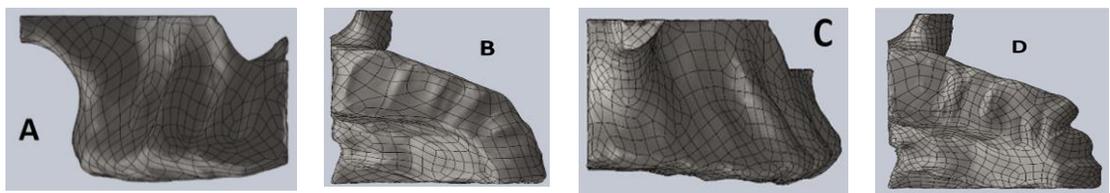


Figura 7: enmallado del hueso maxilar superior segmento de lateral a primer molar

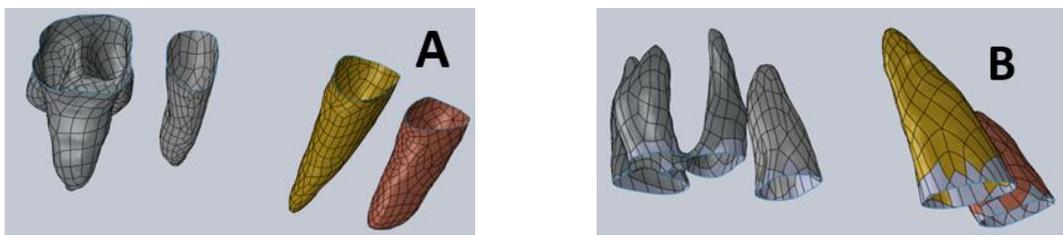


Figura 8: enmallado del ligamento periodontal a: periodonto normal, b: periodonto de altura reducida

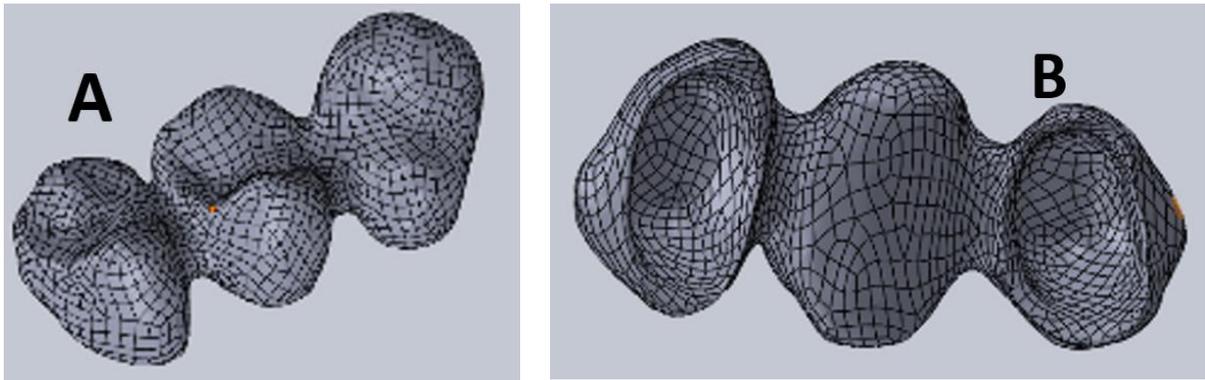


Figura 9: enmallado de la protesis parcial fija vista oclual, vista del intaglio.

Como resultado del modelamiento se obtuvieron 924.977 nodos y 1.138.963 elementos en el modelamiento con periodonto normal y en el modelamiento con periodonto disminuido 638.625 nodos y 793.506 elementos. una vez terminado el enmallado se procedió a establecer las propiedades mecánicas de los elementos biológicos del conjunto y las condiciones de aplicación de carga.

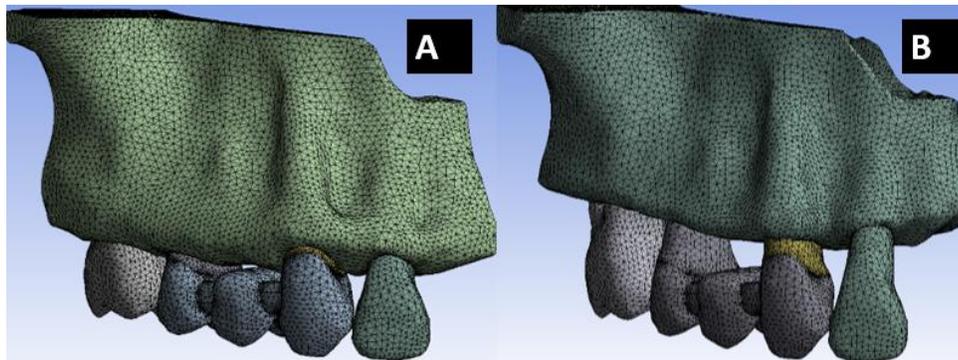


Figura 10. Solido del conjunto A, modelamiento con periodonto normal , B modelamiento periodonto disminuido

- *Tejidos dentarios*

Las matrices de modulo elástico, y radio de poisson para los tejidos dentales como dentina, ligamento periodontal, y hueso alveolar fueron sustraídas de investigaciones anteriores canino superior de Montaña, (2012), y de segundo premolar de Rodríguez y Rosasco, (2013) (tabla 3) .

Tabla 3. 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	
Canino Superior	82240	0,28	18514	0,296	69	0,49	13725	0,26	1370	0,38	Montaño, (2012)
Segundo Premolar Superior	84100	0,3	18000	0,286	69	0,49	13725	0,26	1370	0,38	Rodríguez y Rosasco (2013)

- *Extracción de datos carga oclusal*

Se encontraron 5284 artículos en las bases de datos mencionadas anteriormente, posterior a la revisión por título para evitar duplicados, se seleccionaron de acuerdo con su relevancia en cuanto al comportamiento mecánico, Se seleccionaron por título: 45, Se preseleccionaron por abstract 38 y finalmente Fueron seleccionados 32 artículos. Los Resultados de la evidencia en cuanto a la carga oclusal, fueron extraídos y almacenados en una base de datos medida en newtons (N) en orden ascendente, estos valores fueron reportados desde la carga fisiológica con una menor magnitud, hasta la carga funcional o de mayor magnitud. (tabla 4)

Tabla 4. Reporte de datos carga oclusal

FUENTE	REPORTE DE CARGA FISIOLÓGICA EN N (NEWTONS) DE MENOR A MAYOR MAGNITUD			
	< MAGNITUD	2	3	> MAGNITUD
Benazzi 2011	75	450		
Abuelain 2014	100			900
Pereira 2013	130	200		550
Lujan 2008	132	200	1000	1200
Gelves 2016	150	650		
Lujan 2012	161	360	650	
Tatsuya Shinogaya 2002	163	200		
Masanori Mii, 1994	200			
Widmalm 1982	200	181	500	650
Koos 2012	200	230	250	800
Kazunori 2010	200	250	270	
Kurita 2000	200	320	650	
Kumagai 1999	200			
Idakka 1999	200	330	350	650
Sicher 1965	200	300		
Kruic 2018	200			
Magne 2009	200			
Immamura 2015	200	400	650	800
A. Shimada 2008	260			1000

FUENTE	REPORTE DE CARGA FISIOLÓGICA EN N (NEWTONS) DE MENOR A MAYOR MAGNITUD			
	< MAGNITUD	2	3	> MAGNITUD
Southard 1989	260	440		
Korioth 1997	260	600		1000
Watanabe 2002	280	450	650	
Gross 2001	280	300	320	
Tejeshwar 2018	290	650		
Lepley 2011	290	340		
Imamura 2015	290	320	360	
Harper 2002	300	400	450	
Jadhao 2017	320	650		
Zhang 2017	320	500	650	750
Poiate 2009	330			
Gomes 2006	490			
Hidaka 1999	520	650		

Se realizó el análisis de la moda para dichos datos, y se encontró que los datos correspondientes a la carga funcional reportados son bimodales, donde la primera moda se encuentra en 200 N y la segunda moda reporta 650 N (tabla 5)

Tabla 5. Carga oclusal y frecuencia de reporte.

CARGA REPORTADA MPA	NÚMERO DE VECES REPORTADAS	CARGA REPORTADA PMa	NÚMERO DE VECES REPORTADAS
75	1	330	2
100	1	340	1
130	1	350	1
132	1	360	2
150	1	400	2
163	1	450	3
181	1	490	1
200	9	500	2
230	1	520	1
250	2	550	1
260	3	600	1
270	1	650	11
280	2	750	1
290	3	800	2
300	3	900	1
320	5	1000	3

La dispersión de los datos de la carga funcional que va desde el la máxima intercuspidación hasta la máxima función durante la masticación se presenta entre las dos modas de 200 650 N, por lo que se seleccionó aplicar una carga inicial de 200 N y aplicar incrementos de 50 N hasta llegar a la carga máxima reportada como funcional de 650 N

para un total de 10 cargas; aplicada en un esquema oclusal ideal: para el canino sobre un punto de contacto localizado en la vertiente palatina en la unión del tercio medio y el tercio cervical, y para los premolares cinco puntos de contacto localizados dos en reborde marginal vestibulo mesial, vértice cuspídeo vestibulo mesial, dos en el vértice cuspídeo palato mesial, y uno en el vértice cuspídeo disto palatino de acuerdo a lo reportado por Manns 2006, Echeverri 1984, Sencherman 1995, Biotti 2013, D'Amico 1956, Lee 1971, McHorris 1977 (figura 10).

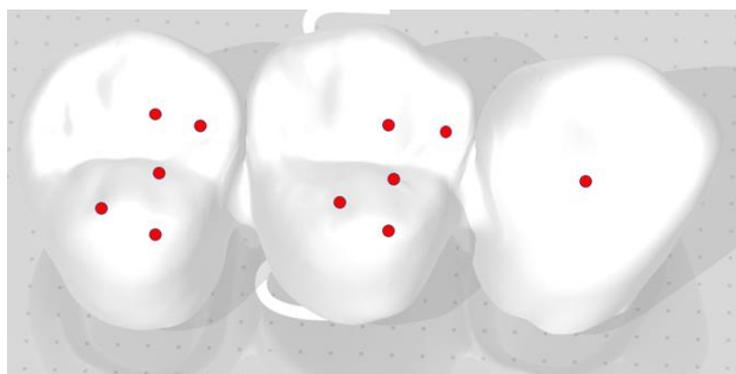


Figura 10: Distribución y localización de puntos de contacto en premolares, A: canino, B: primer premolar C: segundo premolar

- *Disilicato de litio*

Se encontraron 100 artículos con fecha de publicación de 2001 hasta 2017, en las bases de datos, posteriormente fueron revisados por título para evitar duplicados, se seleccionaron de acuerdo con 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 (tabla 6).

Tabla 6: Propiedades mecánicas del disilicato de litio					
MODULO ELASTICO		RESISTENCIA FLEXURAL		RADIO DE POISSON (ν)	
AUTOR	MPA	AUTOR	MPA	AUTOR	ν
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
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

Tabla 6: Propiedades mecánicas del disilicato de litio					
MODULO ELASTICO		RESISTENCIA FLEXURAL		RADIO DE POISSON (ν)	
AUTOR	MPA	AUTOR	MPA	AUTOR	ν
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*

Los datos correspondientes al módulo elástico, radio de Poisson y resistencia flexural obtenidos a partir de la búsqueda de la evidencia, fueron ordenados en una base de datos y se le realizó el análisis de la moda. (tabla 7). Con base en dicha tabla se realizaron las posibles combinaciones de tales valores, dando como resultado un total de 1521 matrices.

Tabla 7. Análisis de moda *Características físicas Disilicato de Litio*

MÓDULO ELASTICIDAD MPA	NÚMERO DE VECES REPORTADAS	RADIO DE POISSON (ν)	NÚMERO DE VECES REPORTADAS
96.000	12	0,360	4
95.000	12	0,330	2
104.000	2	0,271	1
103.000	1	0,285	1
120.000	1	0,310	1
190.000	1	0,320	1
64.000	1	0,321	1
65.000	1	0,340	1
67.000	1	0,350	1
69.000	1	0,365	1
70.000	1	0,375	1
82300	1	0,376	1
91000	1	0,400	1

Selección de matrices para aplicación a elemento finito

Fueron seleccionadas tres matrices para probar sobre el modelamiento de la PPF con periodonto normal, las cuales cumplieron con los siguientes criterios específicos (tabla 8):

- 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 evidencia.
- Se eligió la matriz de módulo elástico, resistencia flexural y radio de Poisson con valores más altos reportados.
- Se eligió la matriz de los datos proporcionados por la casa comercial de material Disilicato de Litio.

Tabla 8. *Matrices definitivas Disilicato de Litio*

Datos	Módulo elástico MPa	Radio poisson	Razón de selección
Matriz de datos con mayor moda	95.000	0,23	Moda mayor repetición
Matriz alterna	96.000	0,22	Moda de valores más altos
Datos Casa Comercial	95.000	0,23	Reportada casa comercial en Colombia

9.2 Fase analítica

Las matrices seleccionadas fueron aplicadas sobre el modelamiento con periodonto de altura normal con una carga funcional de 300N.

Aplicación de matriz con mayor moda:

Ante la aplicación de una carga de 300 N se observa que la máxima es de 23.644 MPa que se muestra como una franja concéntrica de color rojo que se ubica en la misma posición de los puntos de aplicación de la carga para cada uno de los dientes de la prótesis fija; y la menor concentración de tensión corresponde a un valor cercano a cero, de 3.8952×10^{-14} MPa, el cual se observa sobre la mayor parte de la unidad de análisis como una franja azul, correspondiendo a una distribución homogénea, y de baja tensión, en cuanto a la PPF los valores máximo y mínimo reportados por la prueba fueron de 23640 MPa en la zona de los puntos de aplicación de la carga y la menor tensión fue de 0.7057 MPa, conservaron la característica de distribución y coloración de la unidad analizada. (Figura 11).

A nivel del hueso cortical las tensiones fueron cuantificadas en 637.14 MPa localizada en la zona meso palatina del canino, dicha zona está identificada por una franja de color naranja, lo que supone alta y la mínima tensión fue de $1,637 \times 10^{-14}$ MPa con una franja de color azul sobre el resto de la superficie, denotando baja concentración y distribución homogénea; en el espacio edéntulo se presentan valores de baja concentración en el rango de 273 MPa, distribución concéntrica, al evaluar las tensiones a nivel del hueso trabecular, se encontró que la máxima tensión se ubica en la zona correspondiente al tercio cervical del canino con un valor de 2.8156 MPa y la zona con menor tensión se localizó en la cara distal a nivel del canino esta zona fue coincidente con el menor valor reportado en toda la unidad de análisis, con un valor de 3.8952×10^{-14} MPa, en el espacio edéntulo con un valor de 2.2164×10^{-14} . (figura 12).

En cuanto a las preparaciones dentales a nivel de canino se observó una transferencia de la tensión directa en la zona del punto de aplicación de la carga marcada con una franja de color naranja, de tipo concéntrica de menor intensidad con un valor de 398,26 MPa para el canino, a nivel de la línea terminal se observaron tensiones identificadas con una franja de color azul claro 142.82 MPa que se distribuye en la línea terminal, el restante del diente pilar tiene una distribución homogénea de la tensión y presenta en el resto de la estructura

valores de 4,46 en el tercio medio de la preparación dental y de 6,2 MPa en el apice radicular.

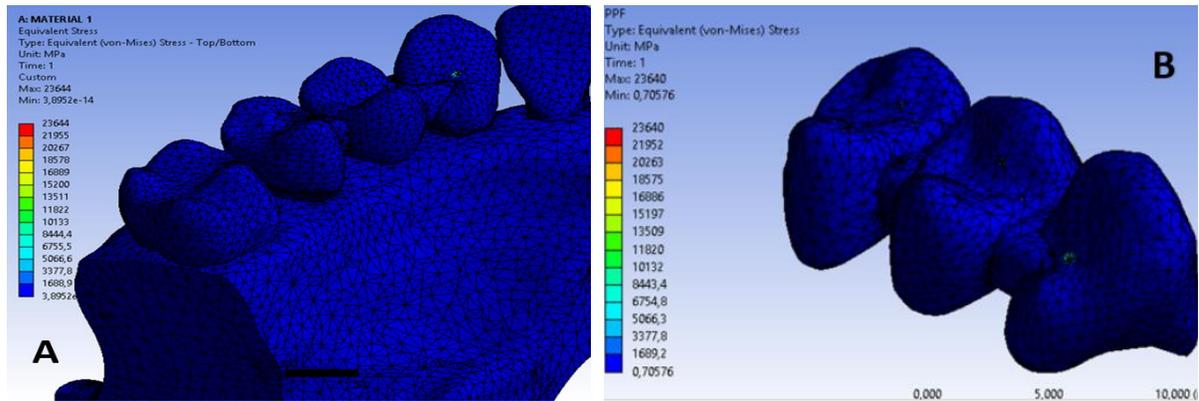


Figura 11: aplicación de carga para selección de matriz sobre periodonto normal, distribución de tensión en a: unidad de análisis, b: PPF

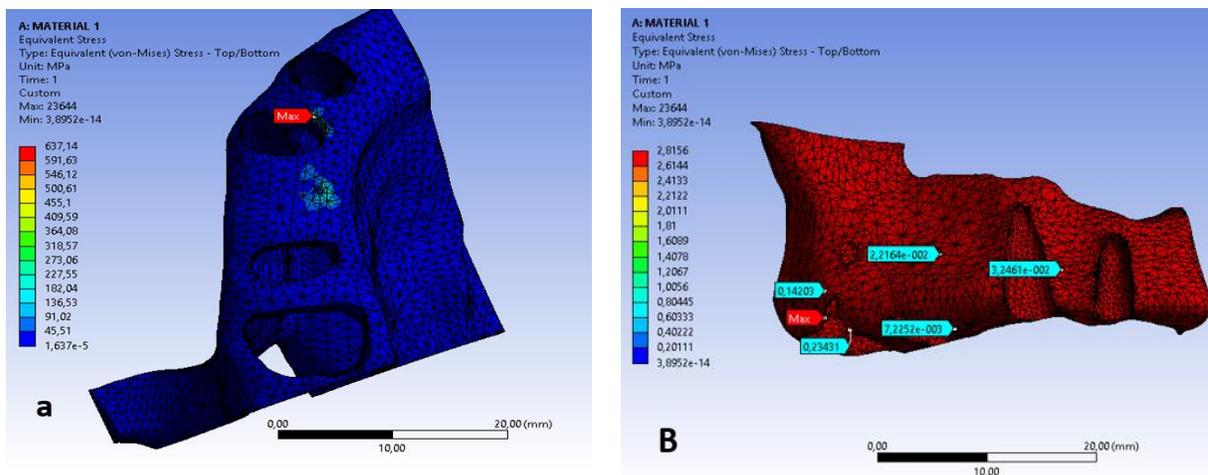


Figura 12: aplicación matriz preliminar sobre periodonto normal, a: hueso cortical b: hueso esponjoso

En el pilar distal se observa como máxima concentración de tensión el punto de aplicación de la carga en la carra oclusal, en color naranja con un valor de 60.298 MPa, la dispersión de esta se da de manera concéntrica, en menor proporción se observa a nivel de la línea terminal demarcado con color azul claro un valor de 7,21 MPa como un valor de baja tensión y de 0,1192 MPa en el apice radicular, se observa en la mayoría del diente pilar una franja de color azul oscuro lo que determina que la dispersión se da de manera homogénea. En los dientes adyacentes se evidencia; a nivel de dientes adyacentes se

observa concentracion de tension demarcada por franjas rojas a nivel del punto de contacto proximal, con un valor de 54,8 MPa para lateral y de 400 MPa para el primer molar, la distribucion de estas tensiones de dan de manera longitudinal en la cara adyacente a la protesis los valores menores 0,0682 MPa se ubican como una franja de color azul oscuro en el restante de diente. (figura 13).

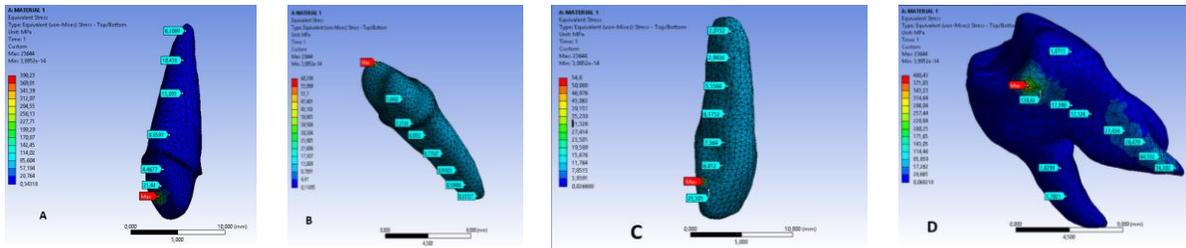


Figura 13: aplicación matriz preliminar sobre periodonto normal, a:canino,b: segundo premolar, c: lateral, d: molar

En cuanto al ligamento priodontal se observó a nivel del lateral, que la mayor concentracion de tension se presentó en la union del tercio medio y tercio cervical radicular, con un valor de 7,4448 MPa la distribucion se presenta de manera homogenea y con un patron de disipacion vertical en la cara proximal a la protesis, y la menor tension se presenta hacia el tercio apical con un valor de 1,3444 MPa. En el ligamento periodontal del canino se observa que la maxima tension se presenta al final del tercio apical del canino con un valor de 0,00018018 MPa, y los valores menores se concentraron en el tercio cervical del ligamento, se presento un patron de distribucion homogenea ya que toda la figura presenta la misma coloracion, el segundo premolar presenta el myor punto de tension a nivel de la union de tercio cervical y tercio medio con un valor de 0,15969 MPa y el menor valor se observo en el apice con in valor de 8,5281 e-14correspondiente al menor valor de tension a nivel de ligamentos, de igual manera la distribucion se d de manera homogenea. En cuanto al ligamento del primer molar la mayor tension se localiza en el tercio apical de la zona radicular adyacente a la prótesis, (raiz meso vestibular) la menor tension se presentó a nivel de la raiz palatina, con un valor de 1,8685 e-5 MPa, la distribucion se presentó d manera homogenea, con un patron de disipacion vertical en la raiz meso vestibular. (figura 14)

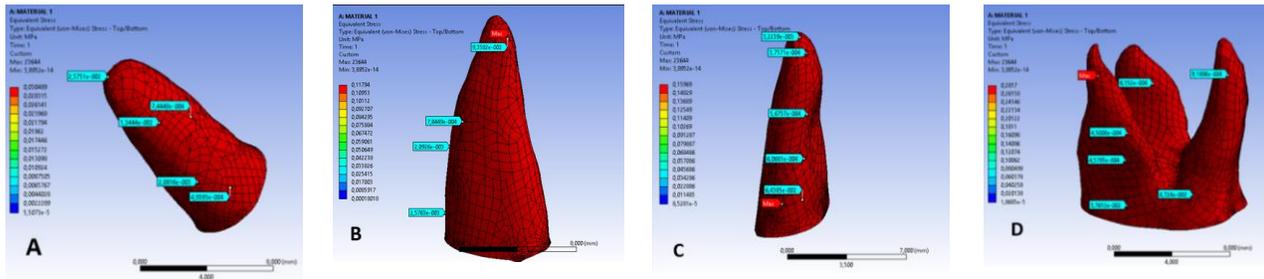


Figura 14: aplicación matriz preliminar sobre periodonto normal, a:canino,b: segundo premolar, c: lateral, d: molar

Las deformaciones del conjunto se observaron en franjas horizontales en el plano oclusal, las cuales mostraron máxima deformación en el segundo premolar con un valor de 0.11685 mm, en el primer premolar se observa una transición de las franjas de color rojo hacia el amarillo con un rango de 0,09181mm y 0,083464 mm y a nivel de canino una franja de color verde concordante con un rango de 0,058424 mm, a nivel de los dientes adyacentes la mayor deformación se presenta en la zona mesial del primer molar con una franja de color tendiente al rojo naranja correspondiente a 0,1085 mm, la disipación de la deformación se mostro en un patrón horizontal.

En cuanto al vector desplazamiento, la zona que mayor desplazamiento presenta se ubica a nivel del segundo premolar teniendo un vector de tipo intrusivo que corresponde a 0,11685 mm y horizontal en sentido palato vestibular que se observa (figura 15)

Aplicación de matriz alterna o con valores mas altos:

Ante la aplicación de una carga de 300 N se observa que la máxima es de 23.666 MPa que se muestra como una franja concéntrica de color rojo que se ubica en la misma posición de los puntos de aplicación de la carga para cada uno de los dientes de la prótesis fija; y la menor concentración de tensión corresponde a un valor cercano a cero, de 3.8968 e-14MPa, el cual se observa sobre la mayor parte de la unidad de análisis como una franja azul, correspondiendo a una distribución homogénea, y de baja tensión, en cuanto a la PPF los valores máximo y mínimo reportados por la prueba fueron de 23640 MPa en la zona de los puntos de aplicación de la carga y la menor tensión fue de 0.70576 MPa, y estos

conservaron la característica de distribución y coloración de la unidad analizada (Figura 16).

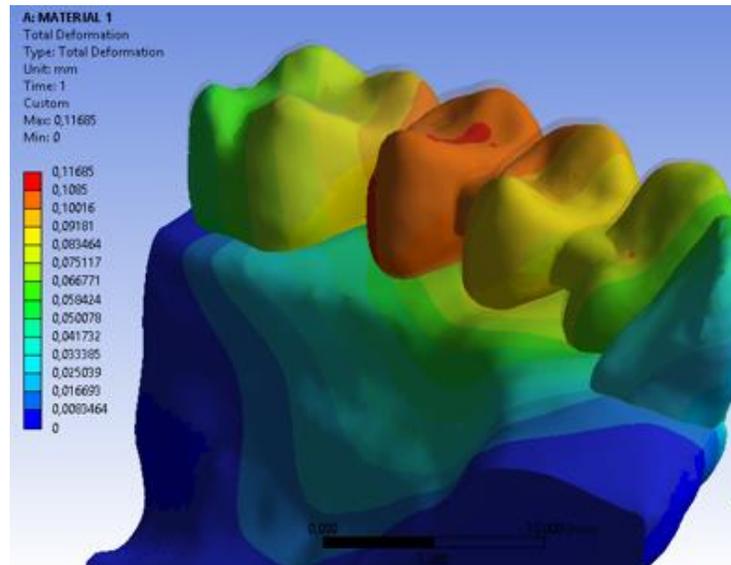


Figura 15: vector de desplazamiento de la unidad de análisis

A nivel del hueso cortical las tensiones fueron cuantificadas en 639.21 MPa localizada en la zona meso palatina del canino, dicha zona esta identificada por una franja de color naranja, lo que supone alta y la minima tensión fue de $1,6343e-14$ MPa con una franja de color azul sobre el resto de la superficie, denotando baja concentración y distribución homogénea; en el espacio edentulo se presentan valores de baja concentración en el rango de 273,95 MPa, distribución concéntrica, al evaluar las tensiones a nivel del hueso trabecular, se encontró que la máxima tensión se ubica en la zona correspondiente al tercio cervical del canino con un valor de 2.8072 MPa y la zona con menor tensión se localizó en la cara distal a nivel del canino esta zona fue coincidente con el menor valor reportado en toda la unidad de análisis, con un valor de $3.8968e-14$ MPa, en el espacio edéntulo con un valor de $2.0495e-14$. (figura 17).

En cuanto a las preparaciones dentales a nivel de canino se observó una transferencia de la tensión directa en la zona del punto de aplicación de la carga marcada con una franja de color naranja, de tipo concéntrica de menor intensidad con un valor de 395,94 MPa para el canino, a nivel de la línea terminal se observaron tensiones identificadas con una franja

de color azul claro 141.82 MPa que se distribuye en la línea terminal, el restante del diente pilar tiene una distribución homogénea de la tensión y presenta en el resto de la estructura valores de 4,85117MPa, en el tercio medio de la preparación dental y de 4,4419 MPa en el ápice radicular. En el pilar distal se observa como máxima concentración de tensión el punto de aplicación de la carga en la cara oclusal, en color naranja con un valor de 59,596 MPa, la disipación de esta se da de manera concéntrica, en menor proporción se observa a nivel de la línea terminal demarcado con color azul claro un valor de 17,105 MPa como un valor de baja tensión y de 0,1085MPa en el ápice radicular, se observa en la mayoría del diente pilar una franja de color azul oscuro lo que determina que la disipación se da de manera homogénea. En los dientes adyacentes se evidencia; en el lateral se observa concentración de tensión demarcada por franjas rojas a nivel del punto de contacto proximal, con un valor de 55,019 MPa para lateral y de 417,64 MPa para el primer molar, la distribución de estas tensiones se dan de manera longitudinal en la cara adyacente a la prótesis los valores menores 0,021564MPa y de 0,06779 MPa respectivamente, los cuales se ubican como una franja de color azul oscuro en el restante de diente. (figura 18).

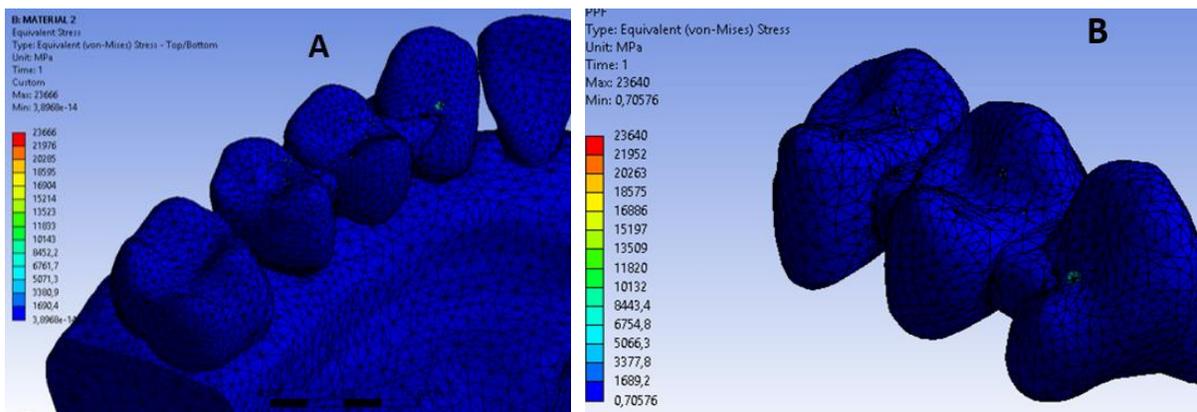


Figura 16: aplicación de carga para selección de matriz sobre periodonto normal, distribución de tensión en a: unidad de análisis, b: PPF

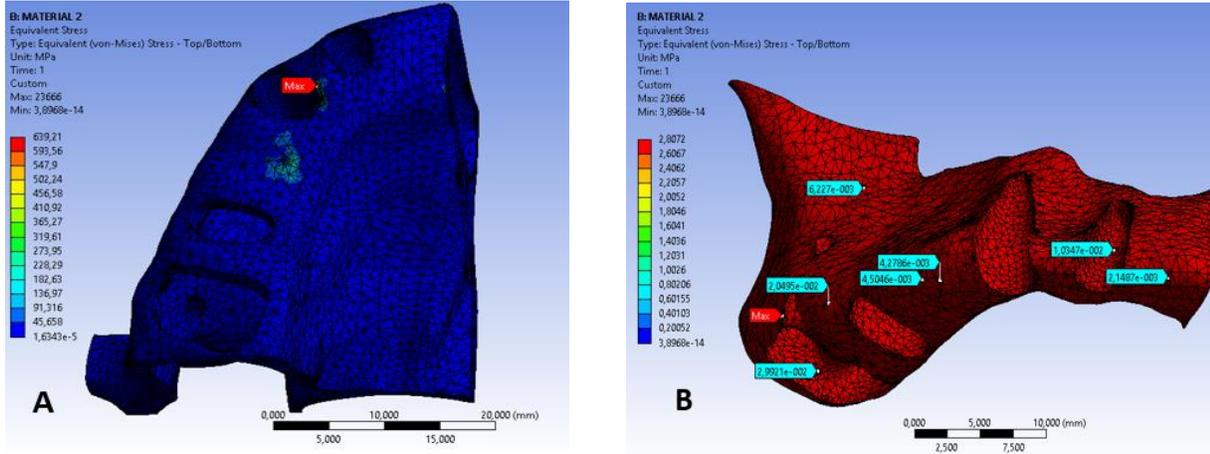


Figura 17: aplicación matriz alterna sobre periodonto normal, a: hueso cortical b: hueso esponjoso

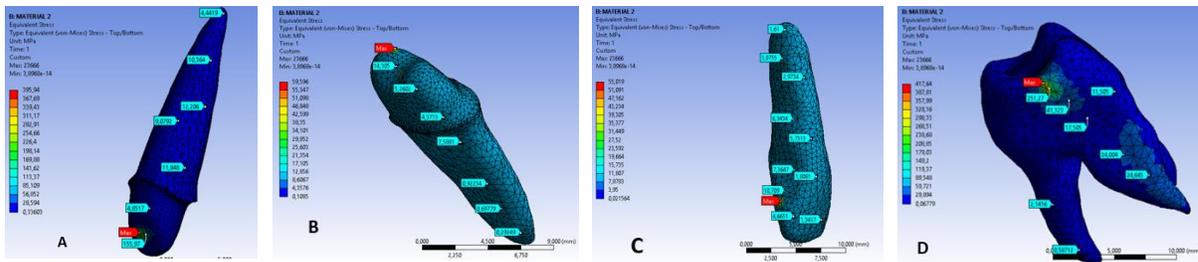


Figura 18: aplicación matriz alterna sobre periodonto normal, a: canino, b: segundo premolar, c: lateral, d: molar

En cuanto al ligamento periodontal se observó a nivel del lateral, que la mayor concentración de tensión se presentó en el ápice, con un valor de 0,0930454 MPa la distribución se presenta de manera homogénea y con un patrón de disipación vertical en la cara proximal a la protesis, y la menor tensión se presenta en el tercio medio con un valor de 1,1817 e-003MPa. En el ligamento periodontal del canino se observa que la máxima tensión se presenta al final del tercio apical del canino con un valor de 0,11795 MPa, y los valores menores se concentraron en el tercio cervical del ligamento, se presentó un patrón de distribución homogénea ya que toda la figura presenta la misma coloración, el segundo premolar presenta el mayor punto de tensión a nivel de la unión de tercio cervical y tercio medio con un valor de 0,15825 MPa y el menor valor se observó en el

ápice con un valor de $8,6786e-14$ correspondiente al menor valor de tensión a nivel de ligamentos, de igual manera la distribución se da manera homogénea. En cuanto al ligamento del primer molar la mayor tensión se localiza en el tercio apical de la zona radicular adyacente a la prótesis, (raiz meso vestibular) la menor tensión se presentó a nivel de la raíz palatina, con un valor de $0,27958$ MPa y $1,9674 e-5$ MPa, la distribución se presentó de manera homogénea, con un patrón de disipación vertical en la raíz meso vestibular. (figura 19)

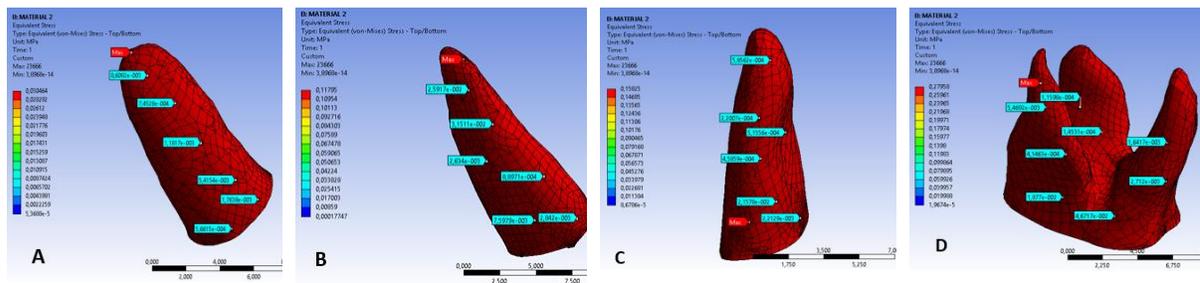


Figura 19: aplicación matriz alterna sobre periodonto normal, a: canino, b: segundo premolar, c: lateral, d: molar

Las deformaciones del conjunto se observaron en franjas horizontales en el plano oclusal, las cuales mostraron máxima deformación en el segundo premolar en la cara oclusal con un valor de 0.1168 mm en el primer premolar se observa una transición de las franjas de color rojo hacia el amarillo presentando la menor cantidad de desplazamiento hacia el canino y los dientes adyacentes.

En cuanto al vector desplazamiento, se observa que el mayor se ubica a nivel del segundo premolar teniendo un vector de tipo intrusivo que corresponde a $0,11668$ mm (figura 20)

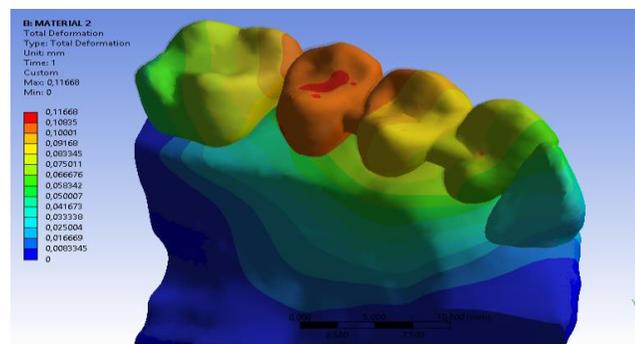


Figura 20: vector de desplazamiento de la unidad de análisis

El porcentaje de error se calculó con la siguiente ecuación: $e = ((\text{Mat1} - \text{Mat2}) / \text{Mat1}) * 100\%$

Tensión e=	$[(23666 \text{ MPa} - 23644 \text{ MPa}) / 23666 \text{ MPa}] * 100\%$
Tensión e=	$[(2 \text{ MPa}) / 23666 \text{ MPa}] * 100\%$
Tensión e=	$[(2 \text{ MPa}) / 23666 \text{ MPa}] * 100\%$
Tensión e=	$[8,450942280064227e-5] * 100\%$
Tensión e=	1%
Deformación e=	$[(0,11668 - 0,11685 \text{ MPa}) / 0,11668 \text{ MPa}] * 100\%$
Deformación e=	$[(0,00017 \text{ MPa}) / 0,11668 \text{ MPa}] * 100\%$
Deformación e=	$[-0,0014569763455605] * 100\%$
Deformación e=	1%

El porcentaje de error tanto en deformación como en tensión fue de 1%, estos datos sugieren que sugiere que no hay diferencias entre el comportamiento mecánico de los datos de las tres matrices evaluados, seguramente porque los datos resultaron similares a pesar de que los criterios de selección aplicados (tabla 8).

- *Ejecución de protocolo de cargas sobre los modelamientos*

Sobre la matriz seleccionada se realizó la aplicación de las cargas con la misma magnitud para los dientes involucrados en la PPF desde 200N con incrementos de 50N hasta 650N sobre los modelamientos de periodonto normal y periodonto disminuido.

PPF: Se encontró que ante la carga de 200N hasta 650N, la distribución de la tensión se da de manera homogénea, los puntos de mayor concentración de tensión son correspondientes a los puntos de aplicación de la carga, la distribución de la tensión tiene un patrón de distribución circular en los dos modelamientos, se observa variabilidad en cuanto a la magnitud, al comparar los dos modelos, se aprecia que hay una relación directamente proporcional entre la carga y la tensión y la discrepancia entre su comportamiento es del 0,05% (figura 21)(tabla 9).

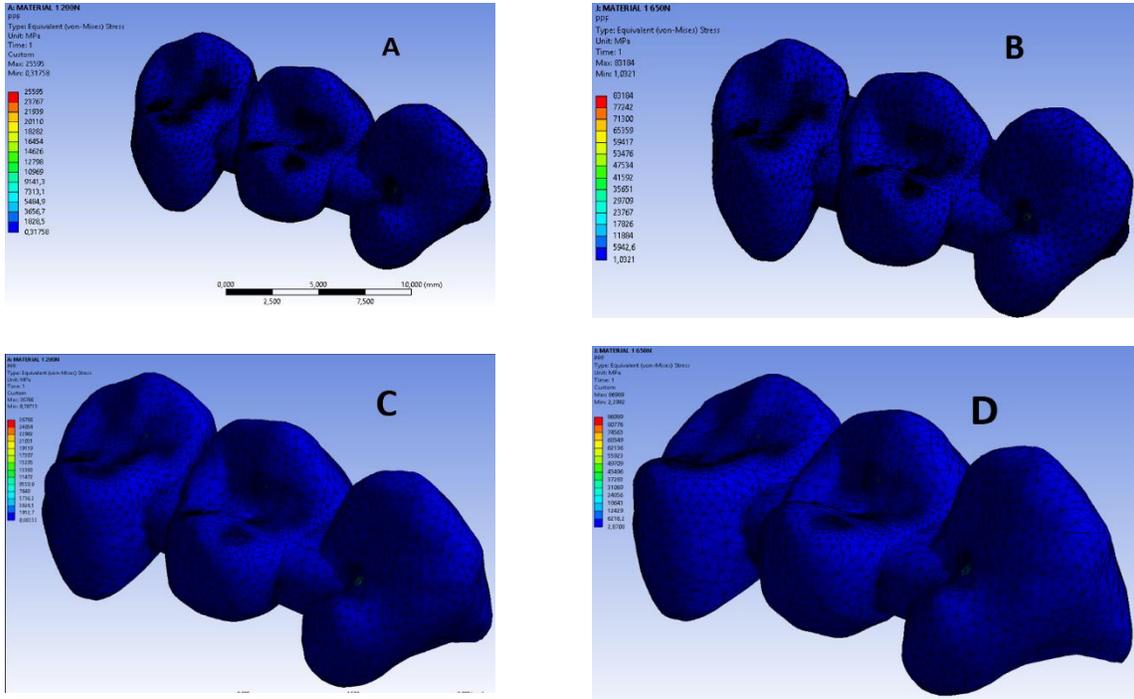


Figura 21: aplicación de las cargas sobre los dos modelamientos, a: 200N b: 650 N sobre periodonto normal, c: 200N, d: 650N sobre periodonto disminuido

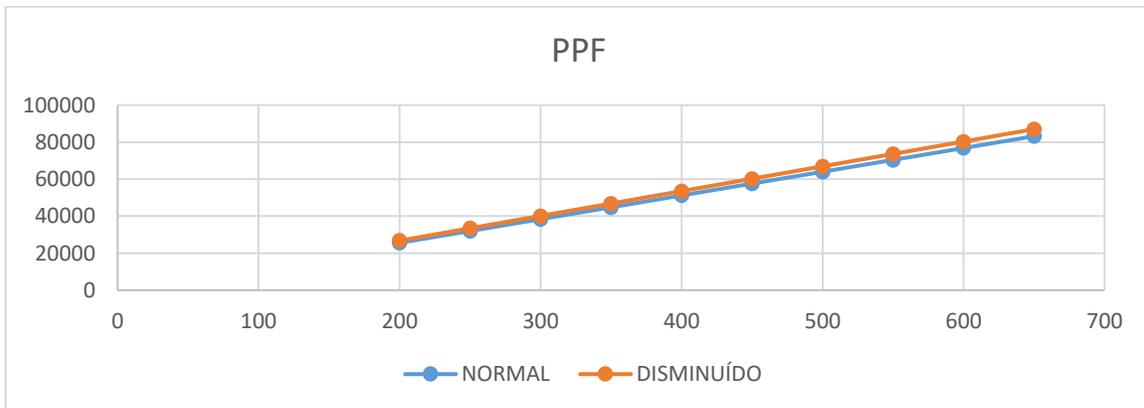


Figura 22: comparativo de la magnitud de a tensión ante las cargas ejecutadas, eje x N, eje y MPa

Hueso cortical: Se observa que la concentración tensiones se localizan a nivel de la cresta ósea en la zona palatina para el canino y en la zona distal y vestibular del segundo premolar, en periodonto sano y la magnitud de la tensión inicia con 1524 MPa ante una carga de 200 N y de 4573,5 MPa con 650 N, con un patrón de disipación en franjas localizadas en la zona de concentración. En el modelamiento de periodonto disminuido se

encontró que ante la carga de 200N las máximas magnitudes fueron de 64.695 MPa y 210,2 MPa con carga de 650 N la localización de dichas tensiones se ubicaron de manera puntual mesial del canino distal del segundo premolar, a nivel mesial del lateral y en la cresta ósea entre las raíces vestibulares del primer molar se encontraron zonas de tensión con magnitud en el rango máximo de 105,1MPa ante 650N, la disipación de estas tensiones se da en el plano transversal con un patrón de franjas horizontales, paralelas a la disposición del maxilar en el segmento canino y posterior, y a nivel del lateral se evidencia una franja que se dirige hacia la bóveda palatina. En el plano coronal; al comparar la secuencia de la aplicación de carga se observa una relación directamente proporcional al incremento de la carga en el periodonto normal, sin embargo, en el periodonto reducido se observa una tendencia de menor concentración de tensión a pesar del aumento de la carga con una diferencia del 0,9% siendo significativamente mayor la concentración de tensión en el hueso cortical del periodonto normal. (figura 23 y 24)

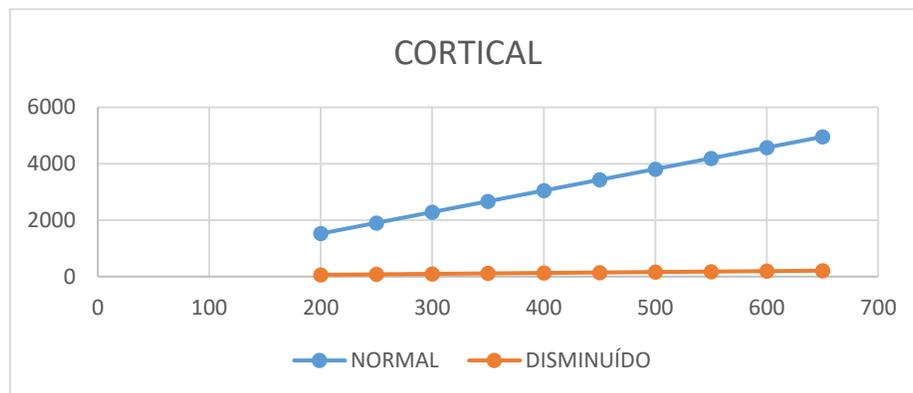


Figura 23: curva de comparación de la magnitud de la tensión periodonto normal— periodonto reducido

Hueso trabecular: En modelamiento del periodonto normal, se observó que las máximas concentraciones de tensión ante carga de 200N se localizaron en franjas a nivel de la unión del hueso cortical con el hueso trabecular, siendo estas de 1,9 MPa a nivel de los dientes pilares y de 1,6 MPa a nivel de los dientes adyacentes se observa una zona circular a nivel del ápice del segundo premolar, en cuanto a la carga de 650N presentó máxima magnitud de concentración 6,2 Mpa, localizado en vestibular del segundo premolar, el patrón de localización de la tensión se conservó. En el modelamiento del periodonto reducido se

encontró que las máximas tensiones ante carga de 200N es de 2,2 MPa se localizan en la zona palatina del segundo premolar, las demás zonas que muestran tensión se encuentran localizadas bordeando el margen interno del hueso trabecular, a nivel de los dientes pilares y en menor magnitud en los dientes adyacentes a la PPF, ante la carga 650 N se observa un aumento en la franja correspondiente a la tensión, y una aumento en la magnitud teniendo a los 7,1 MPa. al comparar los resultados de la magnitud de las tensiones resultantes de la aplicación de las cargas se observa que la tensión es directamente proporcional a la carga, y que al comparar los dos modelamientos la diferencia es del 0,14% por lo que se deduce que tienen un comportamiento similar (figura 25 y 26).

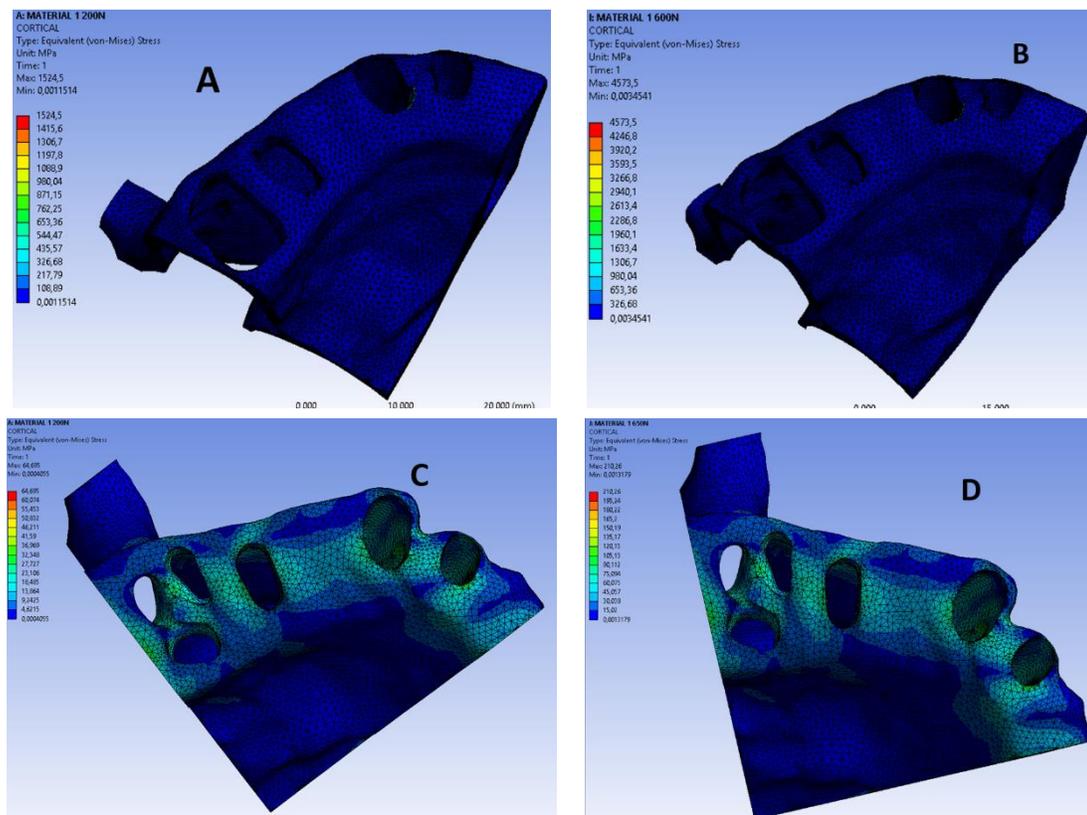


Figura 24: hueso cortical ante la aplicación de la carga, a: periodonto normal ante 200N, b: periodonto normal ante 650 N, c: periodonto disminuido ante cargas de 200N d: periodonto reducido con carga de 650N

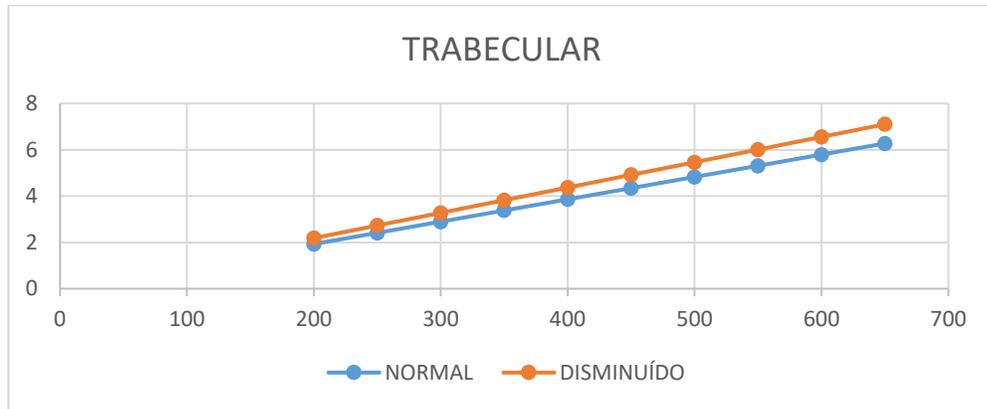


Figura 25: comparativo tensión resultante en el hueso trabecular

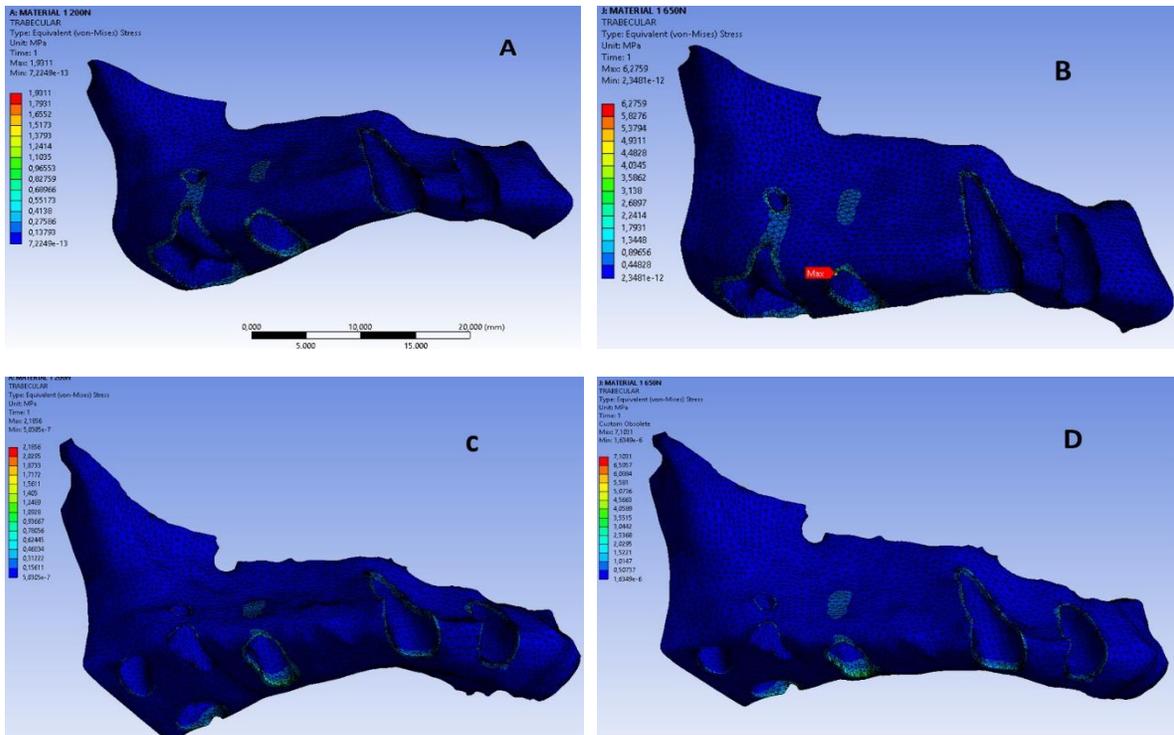


Figura 26: concentración de tensión en hueso trabecular, a: aplicación de 200N b: periodonto normal, carga de 650N, c: periodonto reducido 200N c: periodonto reducido, 650N.

Dientes pilares: Al ejecutar el protocolo de carga, sobre el modelamiento de periodonto normal se encontró que ante cargas de 200N y de 650N la máxima concentración de cargas para el canino fueron de 318,3 y de 1034,6 MPa respectivamente, localizado en el punto de aplicación de la carga y en la línea terminal en menor magnitud, presenta un patrón de

disipación de la carga concéntrico sobre el plano sagital, y A nivel del segundo premolar presenta tensión de 37,5 y 121,7 MPa respectivamente, se evidencia mayor concentración de tensión en los puntos de aplicación carga en la cara oclusal y en menor magnitud en el plano sagital en la cara mesial de la preparación dental y en el tercio cervical radicular. En el modelamiento de periodonto disminuído ante la aplicación de las mismas cargas se tensiones con máximos valores de 260 y 844N en el canino, en el segundo premolar los valores máximos de concentración de tensión fueron de 38,3 y 124,6 MPa, dichas zonas presentan un patrón de disipación concéntrico en el punto de aplicación de la carga y en franjas en los planos coronal y transversal que se extiende desde la línea terminal hasta la unión del tercio medio y el tercio apical radicular al comparar y graficar los datos se observa que presenta una relación directamente proporcional en los dos modelamientos, sin embargo no se observa discrepancia entre el periodonto normal y reducido en la concentración de las cargas en el segundo premolar. (figuras 27,28,29).

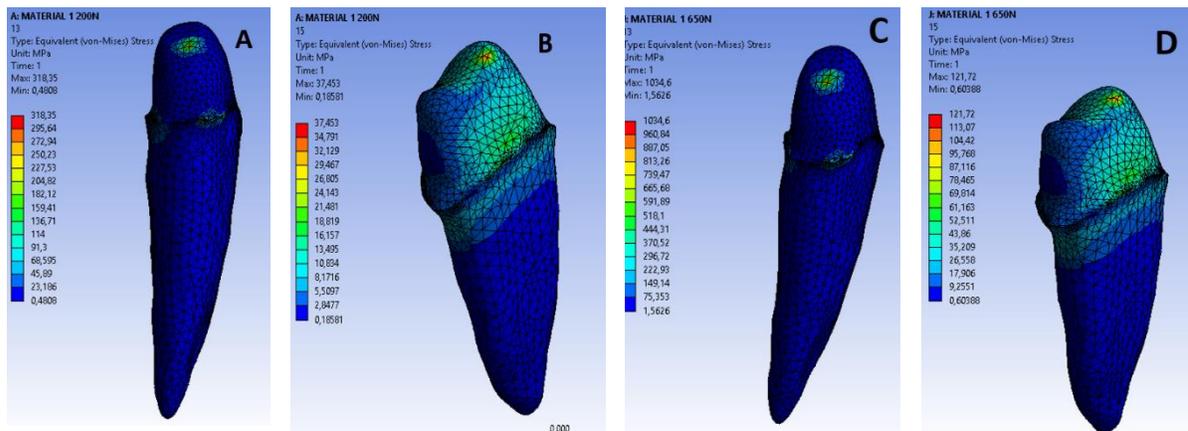


Figura 27: concentración de tensiones sobre los pilares de la ppf de soporte normal, a: canino a 200N, b: segundo premolar a 200N c: canino 650N, d: segundo premolar 650N

Dientes adyacentes a la PPF: al evaluar el comportamiento de los dientes adyacentes durante al ejecución de las cargas en el modelamiento del periodonto normal se encontró que los dos dientes presentan concentración de tensión a nivel del punto de contacto proximal a la PPF, para el diente lateral las concentraciones máximas de tensión fueron de 54,7 y 164 MPa ante las cargas de 200 y 650N , para el primer molar las tensiones fueron de 262 y 787MPa, el patrón de disipación de las tensiones para el lateral fue concéntrico en el punto de contacto, y se dispó en franjas sobre el eje

longitudinal del diente extendiéndose hasta el tercio medio radicular, y para el molar fué localizado únicamente en el punto de contacto teniendo un patrón concéntrico. En el modelamiento del periodonto reducido se encontró que los datos máximos de concentración de tensión fueron de 153 y 583MPa para el lateral y de 318 y 1036 para el primer molar presentándose en el punto de contacto, la disipación de la carga se observa en patrón de franjas que se dirigen sobre el tercio cervical radicular que se extiende sobre el plano coronal en el lateral y en el molar conserva la distribución de la carga limitada a la zona del punto de mayor concentración de estrés. Al comparar los resultados obtenidos de las múltiples aplicaciones de carga se evidencia que en el diente lateral hay una mayor concentración de tensión en el periodonto reducido con respecto al periodonto normal (figuras 30, 31, 32).

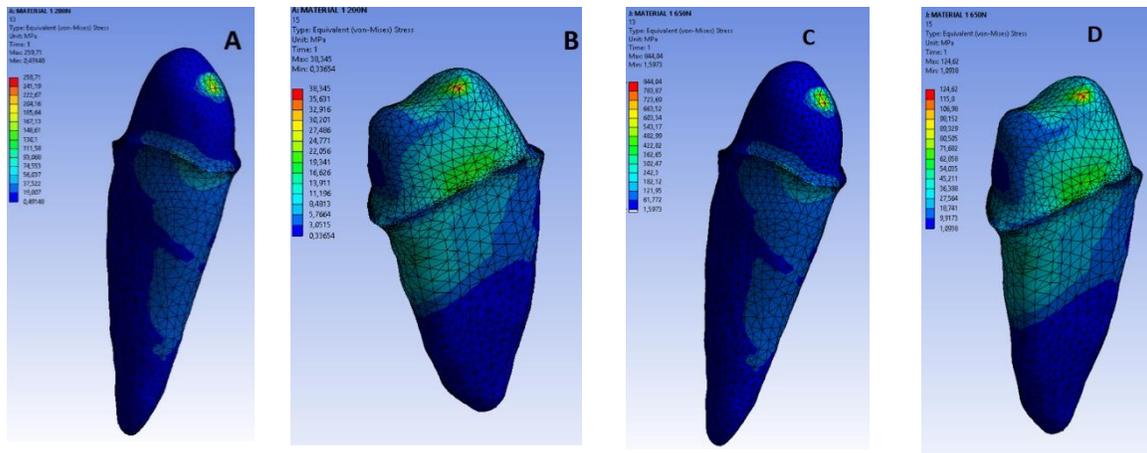


Figura 28: concentración de tensiones sobre los pilares de la ppf, soporte reducido a: canino a 200N, b: segundo premolar a 200N c: canino 650N, d: segundo premolar 650N

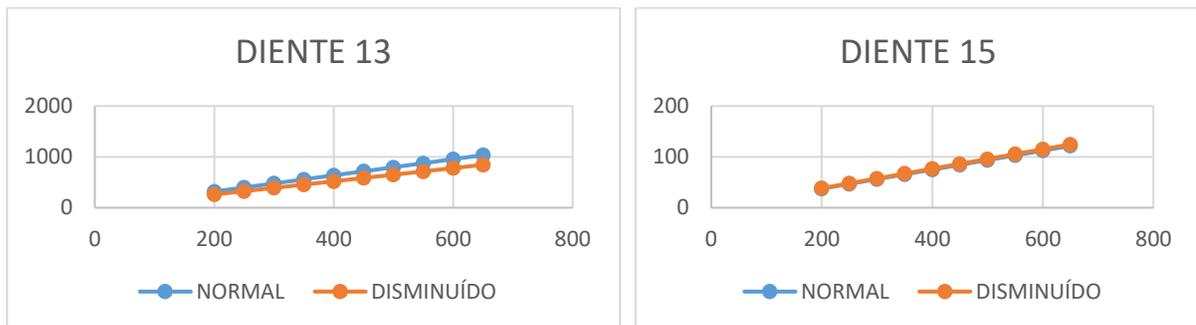


Figura 29: comparativo tensión resultante en el hueso trabecular eje x N eje y MPa

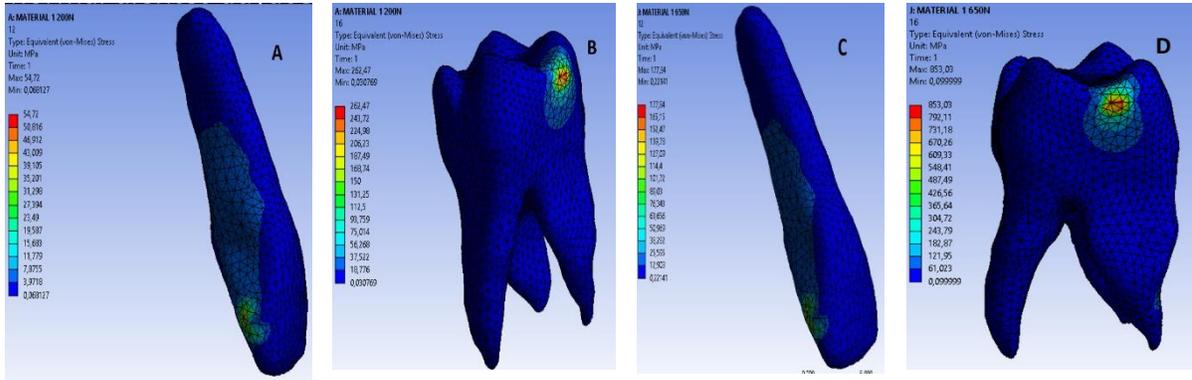


Figura 30: concentración de tensión en dientes adyacentes con soporte reducido a diferentes cargas a: lateral 200N, b: molar 200N, c: lateral 650N, d: molar 650N

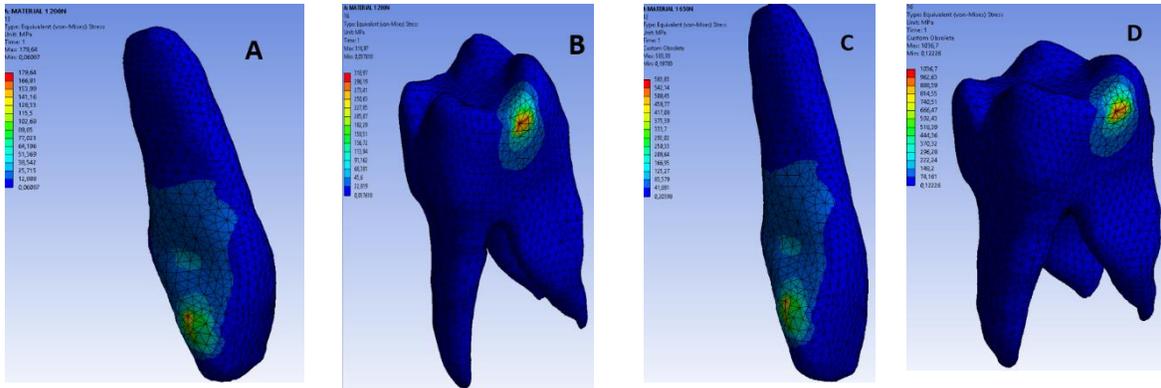


Figura 31: concentración de tensión en dientes adyacentes con soporte reducido a diferentes cargas a: lateral 200N, b: molar 200N, c: lateral 650N, d: molar 650N

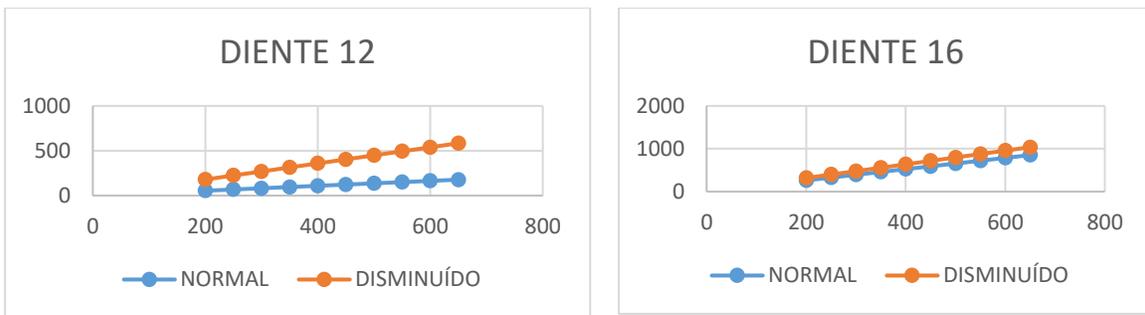


Figura 32: comparativo de concentración de tensión de dientes adyacentes

Ligamento periodontal

El modelamiento de periodonto normal muestra que el ligamento de los dientes pilares presenta maximos puntos de concentracion de tensiones de manera discontinua ante cargas de 200N con una maxima magnitud de 0,4 MPa para canino y de 0,7 MPa para segundo premolar, dichas concetraciones se ubican en el tercio cervical radicular para el segundo premolar y el ma union del ligamento periodontal con la pocrion coronal del diente para el canino presentandose en una franja delgada que se extiende sobre la cara mesial del canino, se observan puntos aislados de concentracion de tension hacia el apice dental de los dos pilares; ante cargas de 650 N se observa que las maximas concentraciones de tension presenta magnitudes de 1,4MPa para canino y de 2,3 MPa para segundo premolar, la distribucion de la tension presenta el mismo patron para los dos modelamientos. **En el modelamiento del periodonto disminuido se observa concentracion de tension con una maxima magnitud de 0,2 MPa** ante cargas de 200 N y de 0,69 MPa con cargas de 650N para el canino y de 0,2MPa y 0,9 MPa respectivamente para el segundo premolar, la disipacion de dichas tensiones se da siguiendo un patron de distribucion desde el tercio cervical el cual se presenta en el plano coronal y sobre el eje longitudinal desde el tercio cervical radicular hasta el apice, para el cannino y en el tercio cervical radicular en el plano coronal para el segundo premolar, Al comparar la curva de aplicaci3n de carga en los ligamentos descritos se demuestra que en los dos modelamientos el periodonto normal esta sometido a mayor concentracion de tension en comparacion con el periodonto disminuido, siendo aproximadamente el doble en el periodonto normal para los dos pilares (figuras 33, 34 y 35).

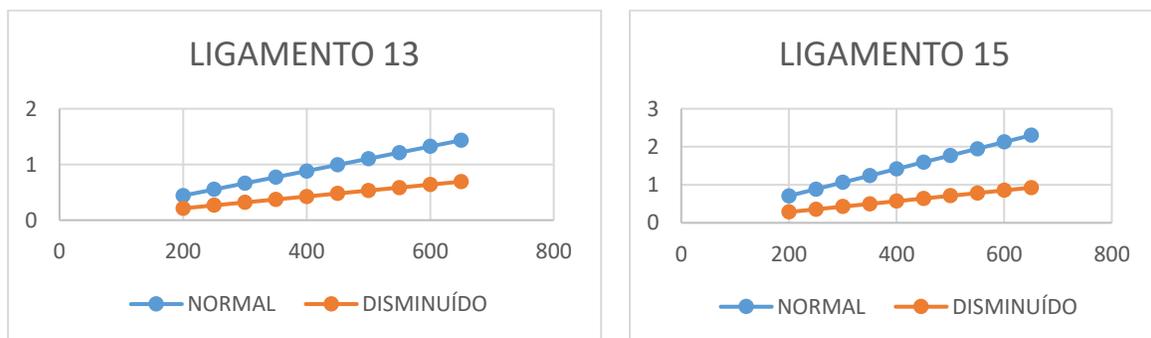


Figura 33: comparativo entre la concentracion de tension en los ligamentos periodontales de los dientes pilares.

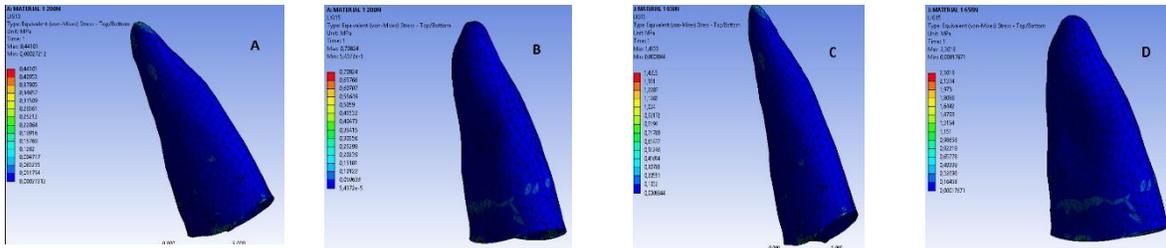


Figura 34: distribución de la tensión en el ligamento periodontal modelamiento periodonto normal, a canino 200N, b: segundo premolar 200N, c: 650N canino, d: 650 N segundo premolar

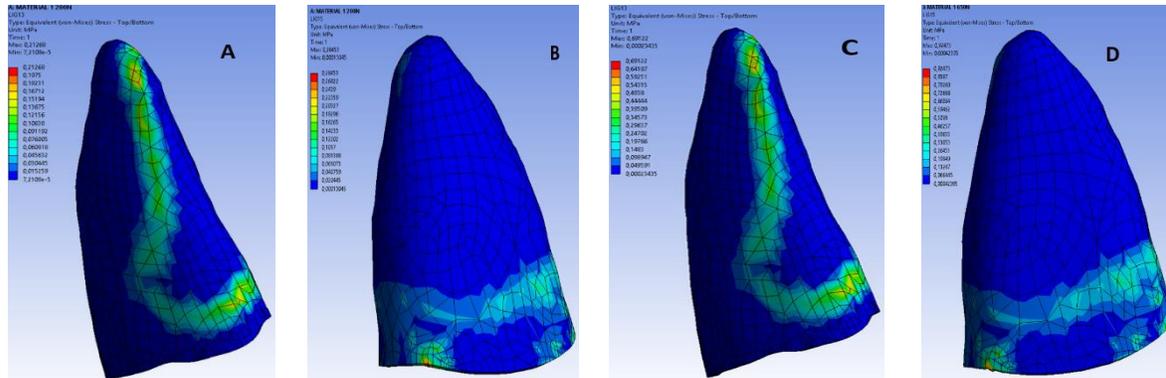


Figura 35: distribución de la tensión en el ligamento periodontal modelamiento periodonto normal, a canino 200N, b: segundo premolar 200N, c: 650N canino, d: 650 N segundo premolar

Dientes adyacentes

para los dientes adyacentes, en el periodonto normal se observa maximas tensiones en el lateral de 0,079 y 0,25 MPa, y a nivel del molar 0,2 y 0,8 MPa ante cargas de 200 y 650N los puntos de concentracion de tension se localizan en el tercio cervical, y en el apice radicular y a partir de alli se direccionan sobre el eje longitudinal dental para el lateral y para el molar se localizan en el tercio cervical radicular, se conforma una banda que rodea el componente radicular y posteriormente se dirige hacia el apice en la raiz palatina. El modelamiento de periodonto disminuido muestra que el ligamento de los dientes adyacentes presenta maximos puntos de concentracion de tensiones de manera discontinua ante cargas de 200N con una maxima magnitud de 0,16 MPa para lateral y de 0,13 MPa para primer molar, dichas concentraciones se ubican en dos planos para los dos ligamentos, en el lateral en el plano sagital en tercio cervical y en la union del tercio medio y cervical la disposicion se presenta sobre el eje longitudinal radicular, en el molar presenta un disposicion similar, se presenta en las raices palatina y meso vestibular. ante

cargas de 650 N se observa que la localización de las tensiones es la misma, presenta variabilidad en cuanto a la magnitud siendo los maximos valores de 0,5 MPa para el lateral y de 0,4MPa para el molar, la distribución de la tensión presenta el mismo patrón para los dos modelamientos. Al comparar la curva de aplicación de carga en los ligamentos descritos se demuestra que en el lateral cuando el periodonto se encuentra disminuido, presenta un aumento de la concentración de tensión del 1,5 veces mas que en el periodonto de altura normal, en el ligamento periodontal del primer molar se observa mayor concentración de tensión que corresponde a 0,5 veces mas en el periodonto normal en comparación con el reducido (figuras 36,37,38).

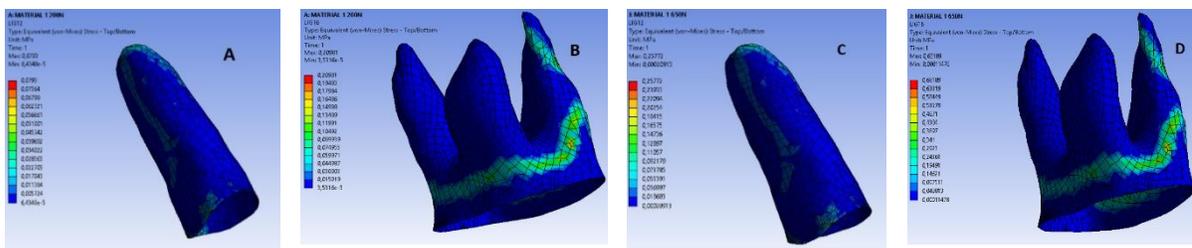


Figura 36: concentración de tensión en el ligamento periodontal del modelamiento con periodonto normal, dientes adyacentes a: lateral 200N, b: primer molar 200N, c: lateral 650N, d: primer molar 650N

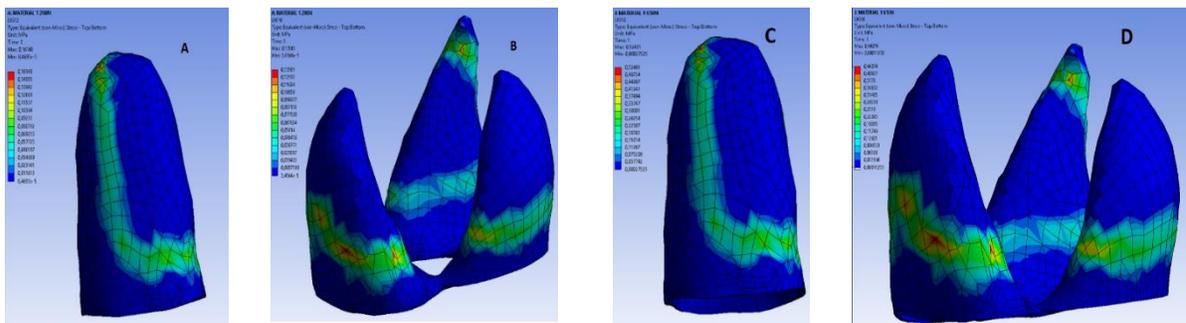


Figura 37: concentración de tensión en el ligamento periodontal del modelamiento con periodonto disminuido, dientes adyacentes a: lateral 200N, b: primer molar 200N, c: lateral 650N, d: primer molar 650N

Deformaciones y vector de desplazamiento.

Para el modelamiento de periodonto de altura normal se observa que la mayor magnitud de deformación se presenta en el margen protesico palatino del pilar distal al ser sometido a una carga de 200N dicha deformación corresponde a 0,1mm, esto es concordante con la función que cumple la cuspe palatina, y ante carga de 650N la

deformacion presenta un aumento de la magnitud a 0,34 mm, pero no hay variabilidad en cuanto a la localizacion, para el diente canino la deformacion es tendiente a 0,04mm, y en la zona del p6ntico es aproximada a 0,9mm es importante anotar que las deformaciones contempladas por el modelamiento corresponden uuncamente a deformaciones de tipo elastica (figura 39).

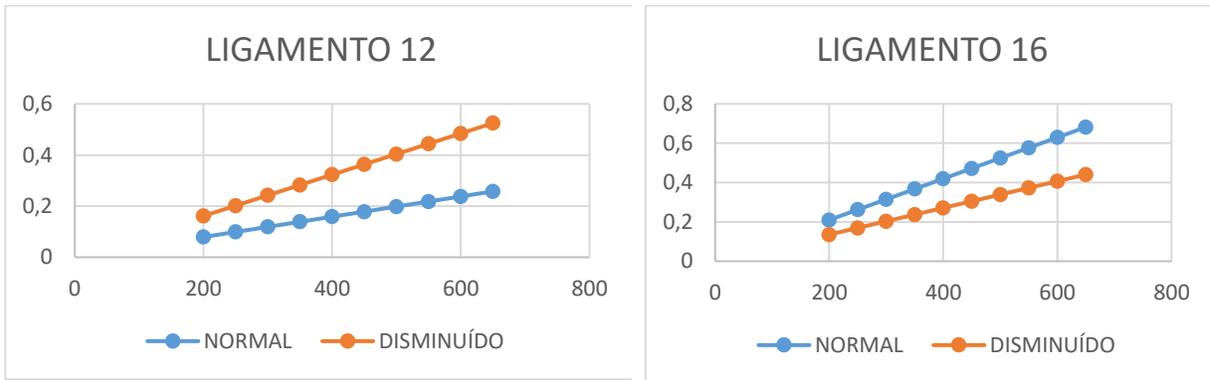


Figura38: comparativo ligamento periodontal de dientes adyacentes a la proteis parcial fija,

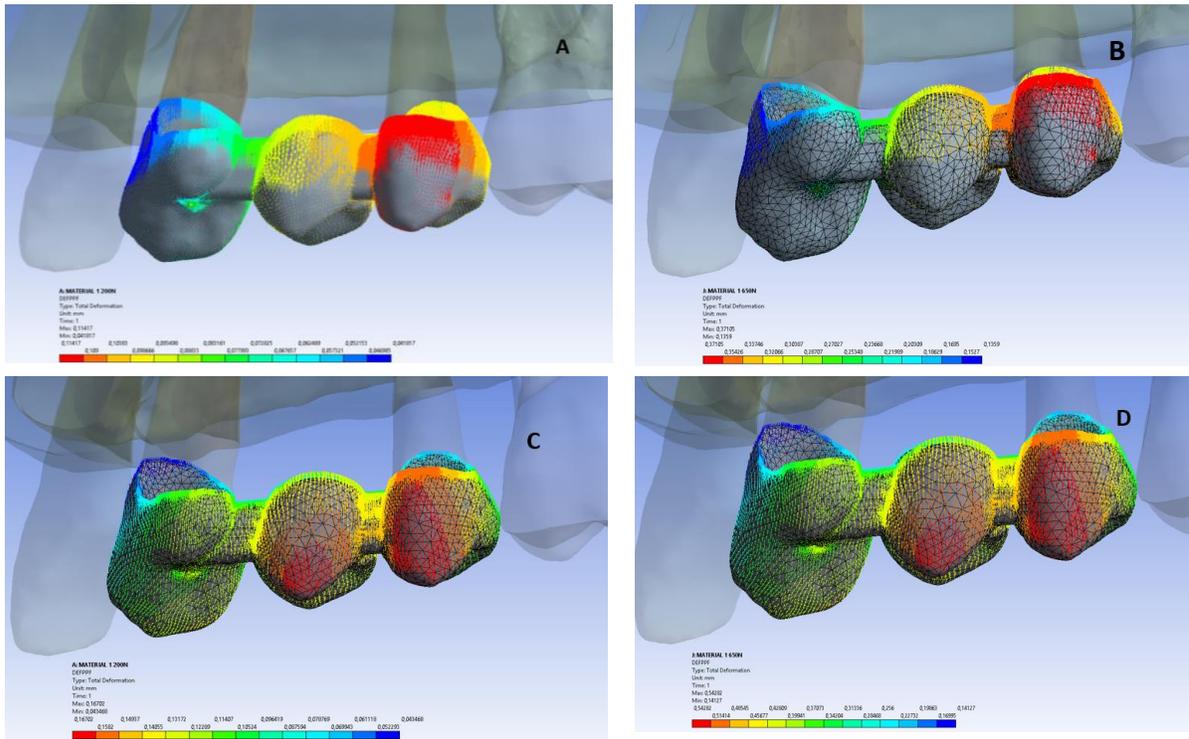


Figura 39:vector de desplazamiento proteis parcial fija sobre periodonto normal, movimiento intrusivo.a: vista palatina periodonto normal, b: vista vestibular periodonto normal, c:vista vestibular periodonto reducido, d: vista palatina periodonto reducido

La deformación de la PPF sobre periodonto disminuido presenta un incremento en cuanto a la magnitud de la deformación elástica de la prótesis y varia en cuanto a la localización de las mayores tensiones de la siguiente manera, ante cargas de 200N la máxima deformación se localiza a nivel de la cúspide palatina de los dos premolares , disminuye la deformación en el margen protésico y línea terminal del segundo premolar y hay una tendencia a la deformación de área palatina de la prótesis que se direcciona desde el vértice cuspidéo hasta el tercio cervical del diente protésico sin involucrar el margen protésico, esta situación se puede apreciar ante carga de 200N así como ante la carga de 650N presentándose únicamente variabilidad en cuanto a la magnitud. Lo que resulta en el vector de movimiento para la unidad de análisis se presenta un movimiento intrusivo direccionado hacia palatino, el restante de la estructura presenta un acomodamiento siguiendo el movimiento protésico (figura 39).

10. CONCLUSIONES

De acuerdo con los resultados obtenidos donde se compara la concentración de tensión en la prótesis fija de 3 unidades de disilicato de litio (figura 23) no existe diferencia significativa cuando se tiene periodonto normal o periodonto disminuido, lo que indica que el material es altamente resistente y se puede utilizar en condiciones de normalidad y de parafunción en el segmento estudiado

Al comparar la concentración de tensión en el modelo de periodonto normal con periodonto disminuido se hace la distinción entre hueso cortical y trabecular; En el hueso cortical la mayor tensión se da en el modelo de periodonto normal, desde la mínima a la máxima magnitud de la fuerza aplicada. En el hueso trabecular se presenta una condición diferente a lo anterior, donde la mayor tensión se presenta en el modelo de periodonto disminuido, pero no se observa una discrepancia significativa, ya que esta discrepancia corresponde al 0,1% indicando que dadas las características de este hueso trabecular es capaz de soportar y disipar adecuadamente la tensión en los dos modelamientos estudiados.

La deformación elástica que presenta la prótesis parcial fija presenta mayor magnitud en la zona del pilar distal (segundo premolar) en la unión del margen protésico y el margen dental para los dos modelamientos, sin embargo, en el modelamiento de periodonto disminuido se aprecia una mayor deformación en la cúspide funcional del pónico, en comparación con el modelamiento de soporte normal.

La localización de la tensión en los dientes adyacentes no varía debido a que esta se presenta en la zona de contacto interproximal entre prótesis y diente natural, sin embargo si se aprecia una diferencia en cuanto a la magnitud de las tensiones proporcional al aumento de la carga donde se transmite mayor tensión al diente lateral en comparación con el molar, y a su vez esta aumenta su magnitud en periodonto disminuido que en periodonto normal debido a la mayor deflexión que sufre la prótesis.

Como resultante de las deformaciones elásticas que presenta cada uno de los componentes de los dos modelamientos se obtiene como vector de desplazamiento un

movimiento intrusivo, direccionado hacia palatino, en donde el mayor desplazamiento se presenta a nivel del segundo premolar.

Al comparar la distribución de las tensiones, se encontró que la mayor zona de concentración de tensión se localiza a nivel del ligamento periodontal en el modelamiento del periodonto normal, y a nivel del tercio cervical radicular de los dientes pilares en el modelamiento del periodonto disminuido, siendo este último el que mayor área de distribución presenta para lograr su disipación. Al comparar los dientes adyacentes se evidencia que se transfiere la tensión de manera importante al diente lateral, y que a su vez esta concentración de tensión es mayor en el modelo de soporte periodontal reducido.

Al evaluar el comportamiento del ligamento periodontal en los dos modelamientos se concluye que en cuanto a los dientes pilares de la PPF el canino y el segundo premolar presentan una deformación similar siendo mayor en los dos pilares en periodonto disminuido; y en los dientes adyacentes la mayor concentración de tensión se localiza a nivel del ligamento del segundo premolar y del lateral.

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*. 2017; 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, 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.
5. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*. 1993 Feb; 124(2):72-4, 76-8, 80-4.
6. 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 disilicate indirect Class II restorations by CAD-FEM modeling. *Dent Mater*. 2017 Jun;33(6):690-701.
7. 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.
8. 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.
9. Caputo A. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence publishing; 1987
10. 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.
11. 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.

12. 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.
13. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options bonding lithium. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):716-725
14. DeHoff PH, Anusavice KJ, Götzen N. Discoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *J Biomech.* 2006;39(1):40-8.
15. 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.
16. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014 Sep; 42(9):1202-9.
17. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made postand cores. *J Prosthodont Res.* 2018 Apr;62(2):171-176.
18. Dietschi D. Indications and potential of bonded metal-ceramic fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 2000 Jan-Feb; 12(1):51-8.
19. 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.
20. Donovan TE. Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2013 Apr;25(2):123-4.
21. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. Four-year clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2008 Mar-Apr;21(2):155-60.
22. 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.
23. 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.
24. 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.

25. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003 Jul; 90(1):31-41.
26. Hariawanala 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Un sistema para cada aplicación.
31. 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.
32. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental protheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *JADA.* 2012;143(3):234-240
33. 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.
34. Kursoglu P, Karagoz PF, Kazazoglu E. Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *J Prosthet Dent.* 2015;113(1):48-53.
35. R.D.Lakshmi A.AbrahamV.SekarA.Hariharan. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-disilicate inlay retained fixed dental protheses – A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal.* 2015 March;12: 56-64
36. 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.

37. 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.
38. Lekesiz H. Reliability estimation for single-unit ceramic crown restorations. *J Dent Res.* 2014 Sep;93(9):923-8.
39. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of lithia disilicate-reinforced glass-ceramic and zirconia-based fixed partial denture. *Odontology.* 2012 Jan;100(1):96-9.
40. 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.
41. 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.
42. 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.
43. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2011 May-Jun;24(3):204-6.
44. 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 in patients with severely reduced osseous support: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2010 Feb;103(2):91-100.
45. Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Using ceramic in prosthetic restoration. Precision in dental esthetics: clinical and laboratory procedures. *Quintessence Int.* 2007; 342-373
46. 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.
47. 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.

48. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.
49. 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.
50. 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.
51. 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.
52. L. Porojan, Florin Topală. Failure analysis of various monolithic posterior aesthetic dental crowns using finite element method. *Journal of Physics:* 2017; 885:1-1.
53. 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.
54. 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.
55. 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.
56. 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.
57. 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.
58. 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.
59. 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.
 60. 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.
 61. 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.
 62. 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.
 63. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int.* 2009 Jul-Aug;40(7):573-9.
 64. Villarroel M, Bandéca MC, Clavijo V, Kabbach W, Jorquera C, de Oliveira Junior OB. Sistemas cerámicos puros parte 2: materiales, propiedades ópticas y consideraciones clínicas. *Acta odontol. venez.* 2012:1-10.
 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. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont.* 1989 Jan-Feb;2(1):13-26.
 67. 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
 68. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater.* 2016 Mar;32(3):442-9.
 69. 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.
 70. 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.