

EVALUACIÓN MECÁNICA MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO DE UNA PRÓTESIS FIJA ANTERIOR DE TRES UNIDADES FABRICADA EN 4 MATERIALES DIFERENTES SOBRE PILARES CON PERIODONTO DE ALTURA NORMAL Y DE ALTURA DISMINUIDA. RESULTADOS PRELIMINARES

**María Isabel Bertel Mercado
María Claudia Osorio Fernández**

**UNIVERSIDAD EL BOSQUE
PROGRAMA DE PROSTODONCIA- FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
BOGOTA DC.- AGOSTO 2020**

HOJA DE IDENTIFICACION

Universidad	El Bosque
Facultad	Odontología
Programa	Prostodoncia
Título:	Evaluación mecánica mediante análisis de elemento finito de una prótesis fija anterior de tres unidades fabricada en 4 materiales diferentes sobre pilares con periodonto de altura normal y de altura disminuida. Resultados preliminares
Línea de investigación:	Materiales dentales y adhesión
Tipo de investigación:	Posgrado /línea docente
Estudiantes	María Isabel Bertel Mercado María Claudia Osorio Fernández
Director	Luis Eduardo Luna
Codirectora	Martha C. Tamayo M.
Asesor en sistemas:	Ing. Ricardo Ríos

DIRECTIVOS UNIVERSIDAD EL BOSQUE

TIANA CIAN LEAL	Presidente del Claustro
CAMILO ALBERTO ESCOBAR JIMÉNEZ	Presidente Consejo Directivo
MARIA CLARA RANGEL GALVIS	Rector(a)
RITA CECILIA PLATA DE SILVA	Vicerrector(a) Académico
FRANCISCO JOSÉ FALLA CARRASCO	Vicerrector Administrativo
MIGUEL OTERO CADENA	Vicerrectoría de Investigaciones.
CRISTINA MATIZ MEJÍA	Secretaria General
JUAN CARLOS SANCHEZ PARIS	División Postgrados
MARIA ROSA BUENAHORA TOVAR	Decana Facultad de Odontología
MARTHA LILILIANA GOMEZ RANGEL	Secretaria Académica
DIANA MARIA ESCOBAR JIMENEZ	Director Área Bioclínica
ALEJANDRO PERDOMO RUBIO	Director Área Comunitaria
FRANCISCO PEREIRA MANRIQUE	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 de Prostodoncia
JOSE LEONARDO PEREZ HERNANDEZ	Coordinador Programa de Prostodoncia.

"La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, sólo 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.
Introducción	1
2. Marco teórico	3
3. Planteamiento del problema	35
4. Justificación	40
5. Situación Actual	41
6. Objetivos	43
7. Metodología del Proyecto	44
7.1. Tipo de estudio	44
7.2. Población y muestra	44
7.3. Métodos y técnicas para la recolección de la información	46
7.4. Elaboración de prototipo	47
7.5 Elaboración de modelo elemento finito: Modelamiento	48
7.6 Plan de análisis de la información	49
8. Consideraciones propiedad intelectual	51
9. Resultados	54
10. Referencias bibliográficas	94

LISTADO DE TABLAS

		Págs.
Tabla 1	Criterios de validación en elementos finitos- Tabla diseñada por Martha Tamayo. Datos suministrados por estudiantes de la línea de investigación.	31
Tabla 2	Propiedades mecánicas para Módulo elástico (Mpa) y Radio de poisson de los diferentes tejidos dentales que se usaran en este estudio. Diseño de tabla Martha Tamayo	46
Tabla 3	Datos para diseño de modelamiento de PPF Cr-Co /Au-Pd Tomada de Rojas et al.,2017.	54
Tabla 4	Datos para diseño de modelamiento de PPF Disilicato de litio y zirconio Tomada de Ariza,2018; Arboleda, 2019	55
Tabla 5	Datos de propiedades biomecánica Au-Pd, Cr -Co y cerámica feldespática Preselección de matrices. Tomada de Rojas et al.,2017.	55
Tabla 6	Artículos seleccionados para sustracción de datos de propiedades mecánicas del zirconio translucido. Tabla diseñada por Martha Tamayo. Datos obtenidos por Bertel & Osorio 2020	55
Tabla 7	Características mecánicas (modulo elástico y radio de poisson) por autor/Casa comercial de Zirconio Translucido. Diseño de tabla Martha Tamayo. Datos Bertel & Osorio, 2020	58
Tabla 8	Estructuración de matrices para datos de módulo elástico y radio poisson de Zirconio translucido Diseño de tabla Martha Tamayo. Datos Bertel & Osorio, 2020	59
Tabla 9	Matrices definitivas para datos de módulo elástico y radio poisson de Zirconio translucido. Diseño de tabla Martha Tamayo. Datos Bertel & Osorio, 2020	59

LISTADO DE FIGURAS

		Págs.
Figura 1	Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para libre de metal vista oclusal Realizado por las residentes encargadas del proyecto. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	60
Figura 2	Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para libre de metal Vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	60
Figura 3	Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para metal cerámica vista oclusal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	61
Figura 4	Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para metal cerámica Vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	61
Figura 5	Imagen de diseño de estructura libre de metal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	61
Figura 6	<i>Imagen de diseño de cofias de metal cerámica vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque</i>	62
Figura 7	Imagen de diseño de cofias de metal cerámica vista oclusal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	62
Figura 8	Imagen de diseño de la cerámica de la PPF metal cerámica vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El Bosque	62
Figura 9	Reconstrucción de periodonto sano. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	63
Figura 10	Geometría reconstruida diente 21. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	63
Figura 11	Geometría reconstruida diente 11. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	63
Figura 12	Geometría reconstruida diente 12. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	64
Figura 13	Geometría reconstruida diente 13. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	64
Figura 14	Geometría reconstruida diente 14. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	64
Figura 15	Geometría reconstruida PPF Libre de Metal. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	65
Figura 16	Geometría reconstruida estructura metálica. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.	65
Figura 17	Geometría reconstruida de cerámica feldespática. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos	65

Figura 18	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: hueso trabecular 14 b: hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	66
Figura 19	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamento diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	67
Figura 20	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: Preparacion dental diente 13, b: preparacion dental diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	68
Figura 21	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	69
Figura 22	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, protesis parcial fija. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	69
Figura 23	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, estructura metalica. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	70
Figura 24	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. Deformacion de la PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	70
Figura 25	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: deformacion hueso trabecular, b: deformacion hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	71
Figura 26	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: hueso cortical, b: hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	71
Figura 27	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamento diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	72
Figura 28	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: preparacion del diente 13, b, preparacion de diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	73
Figura 29	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: diente 21, b, preparacion de diente 14. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	73
Figura 30	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	74
Figura 31	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, estructura metalica. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	74
Figura 32	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	75
Figura 33	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: deformacion de hueso trabecular, b: deformacion de hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	75
Figura 34	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: hueso trabecular, b: hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	76
Figura 35	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: ligamento diente 14, b: ligamento 13. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	76

Figura 36	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: preparacion de diente 13, b: preparacion de diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	77
Figura 37	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: diente 21, b: diente 14. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	78
Figura 38	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	78
Figura 39	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. Estructura metalica. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	79
Figura 40	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. Deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	79
Figura 41	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. a: deformación de hueso cortical, b: deformación de hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	80
Figura 42	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: hueso cortical, b: hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	81
Figura 43	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamneto diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	82
Figura 44	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: preparacion dental diente 13, b: preparacion dental diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	82
Figura 45	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	83
Figura 46	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	83
Figura 47	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. Deformacion de ppf. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	84
Figura 48	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: deformacion de hueso trabecular, b: deformacion de hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	84
Figura 49	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: hueso cortical, b: hueso medular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	85
Figura 50	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamneto diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	86
Figura 51	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: preparación de diente 13, b: preparación de diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	86
Figura 52	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	87
Figura 53	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	87

Figura 54	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. Deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	88
Figura 55	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: deformacion de hueso cortical, b: deformacion de hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	88
Figura 56	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: hueso cortical, b: hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	89
Figura 57	Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamneto diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	90
Figura 58	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: preparacion diente 13, b: preparacion diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	90
Figura 59	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	91
Figura 60	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	91
Figura 61	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. Deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	92
Figura 62	Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: deformacion hueso trabecular, b: deformacion hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.	92

RESUMEN

Evaluación mecánica mediante análisis de elemento finito de una prótesis fija anterior de tres unidades fabricada en 4 materiales diferentes sobre pilares con periodonto de altura normal y de altura disminuida. Resultados preliminares

Es frecuente encontrar pacientes sanos con periodonto disminuido con una respuesta biomecánica reducida y son las restauraciones en aleaciones metálicas como Cr- Co y Au- Pd las que brindan una mayor capacidad adaptativa a esta condición. Las restauraciones elaboradas en disilicato de litio y zirconio translucido son las más usadas actualmente por sus características estéticas, sin embargo, por su gran rigidez su uso está limitado en algunas situaciones clínicas como por ejemplo la restauración de prótesis parcial fija sobre periodonto disminuido. Por tal razón el objetivo de este estudio fue evaluar el comportamiento biomecánico de una prótesis fija de tres unidades en el sector anterior fabricadas en 4 diferentes materiales (en aleación Cr-Co-porcelana, oro paladio Au-Pd- porcelana, Zirconio Translucido y Disilicato de litio) sobre periodonto disminuido y periodonto de altura normal a través del análisis de elementos finitos [AEF]. El estudio se dividió en varias fases; en la primera se realizó una búsqueda sistemática en las bases de datos de PUBMED y EMBASE de los datos de las propiedades mecánicas - módulo elástico [ME] - coeficiente de Poisson [ν] -del zirconio translucido para validarlas y usarlas en el AEF. Los datos encontrados fueron registrados y organizados utilizando la Moda como medida de dispersión y a partir de ellos se estructuraron matrices de datos de las cuales se seleccionaron tres para su validación sobre el modelo de PPF sobre periodonto sano. Las matrices con los datos de las propiedades mecánicas de los tejidos dentales, del disilicato de litio y de las aleaciones metálicas fueron obtenidas de estudios anteriores. En la segunda fase se modelaron las PPF en el software ANSYS versión 18.0a partir de imágenes digitalizadas de modelos de simulación con las preparaciones dentales. La digitalización se realizó en el escáner multitalento InEos X5 de SIRONA™. Por medio del AEF, se validaron las matrices de datos biomecánicos de los materiales- aleación Au-Pd y zirconio translucido en el modelo de PPF sobre periodonto sano aplicando una carga de 250N. A partir del análisis se seleccionó para la aleación de Au-Pd, la matriz con datos de mayor moda, y para la de zirconio la matriz de datos reportados por la casa comercial. Para terminar el proyecto está pendiente aplicar el AEF usando todas las matrices de datos validadas de los diferentes materiales sobre los modelos diagramados sobre periodonto normal y disminuido. riales sobre los modelos diagramados sobre periodonto normal y disminuido.

Palabras claves: Aleaciones metal cerámica, disilicato de litio, zirconio translúcido, análisis de estrés dental, periodontio reducido, análisis de elementos finitos en 3D.

ABSTRACT

Mechanical evaluation with finite elements of a three-unit anterior fixed prosthesis fabricated with four different materials on periodontal pillars of normal and reduced heights. Preliminary results

Healthy patients frequently have reduced periodontium with a reduced bio-mechanical response and metal restorations such as Cr-Co and Au-Pd have the best adaptive capability for this condition. Restorations manufactured from lithium disilicate and translucent zirconium are currently the most used due to their aesthetic characteristics; however, their stiffness limits them in certain situations such as fixed partial prostheses on reduced periodontium. The aim of the present study was to evaluate the bio-mechanical behavior with finite analysis (FEA) of a three-unit fixed prosthesis on the anterior sector, manufactured in four different materials: Cr-Co feldspar porcelain, gold palladium Au-Pd feldspar porcelain, translucent zirconium and lithium disilicate, on a reduced periodontium of normal height. It was divided in phases, the first being a systematic search in PUBMED and MEBASE for mechanical properties data – elastic module (EM) – Poisson coefficient (ν) of translucent zirconium in order to validate and use them with the FEA. Data was registered and organized using mode as dispersion measure and from it, the matrices were structured from which three were selected for validation on the PPF model on healthy periodontium. The matrices with mechanical properties of dental tissues, lithium disilicate and metal alloys were obtained from previous studies. The PPF were modeled in the second phase using ANSYS 18.0 from digitalized images of simulation models with dental preparations which was done with the InEos X5 de SIRONA™ scanner. The Au-Pd and zirconium matrices were evaluated with the FEA on PPF model on healthy periodontium applying a charge of 250 N. The matrix with highest mode was the Au-Pd alloy and for zirconium was the matrix reported by the manufacturer. Application of FEA using all validate data matrices of models on healthy and reduced periodontium is pending in order to conclude the project.

Key words: ceramic metal alloys, lithium disilicate, translucent zirconium, dental stress analysis, reduced periodontium, 3D analysis of finite elements.

1. Introducción

La prótesis fija [PPF] es una restauración insertada mecánicamente a dientes naturales, raíces dentales o implantes, no removible por el paciente, dentro de un arco parcialmente edéntulo (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017), la cual debe cumplir ciertos principios que permitan su funcionamiento adecuado y un buen pronóstico a largo tiempo. En los últimos años se ha observado el desarrollo y avance de materiales libres de metal que puedan ser utilizados para crear prótesis fijas, y que a la vez mejoren las características a nivel de comportamiento de las estructuras fijas.

Dependiendo de la composición química y el porcentaje de cada uno de sus componentes, las cerámicas actuales se pueden clasificar en: feldespáticas, disilicato de litio, alúmina y zircona. Infortunadamente no se encuentra un material de este tipo que cumpla con todas las condiciones necesarias o ideales, sin embargo, se han desarrollado mejoras en sus características y propiedades, logrando así que su selección sea acorde a la situación clínica. (Conrad et al., 2007)

A diferencia de los sistemas libres de metal las restauraciones en metal cerámica han sido usadas desde los inicios de los años 70 y han sido consideradas como patrón de oro en las rehabilitaciones protésicas, gracias a sus propiedades mecánicas, y a su adecuada adaptación marginal (zarone et al., 2011) Estas aleaciones son recubiertas por cerámicas que mejoran su estética, el éxito de una restauración está basada en que las aleaciones que conforman su estructura cumplan con todas las condiciones mínimas como resistencia a flexión, resistencia a corrosión, adecuado pulido, bio-compatibilidad entre otras condiciones. (Yamamoto, 1985) La falla de los materiales en cualquiera de sus propiedades puede llevar a fracasos clínicos y es por esta razón que los materiales de elección deben ser según el caso particular analizados desde todos los posibles escenarios. (Caputo., *et al* 1987).

La decisión para determinar cuáles serán los pilares protésicos adecuados para la rehabilitación depende de la altura que presente el aparato de inserción. (Osorio y Ardila, 2009).

Se han evaluado PPF en condiciones periodontales disminuidas comparándolas con controles de iguales condiciones periodontales, en donde los estudios demuestran que no hay diferencias entre los grupos durante 24 meses de seguimiento. (Freilich et al., 1991) En

otros estudios realizados durante tiempos más prolongados se evidencia un éxito del 86% de las restauraciones sobre dientes con destrucción periodontal avanzada, en donde no se manifestaron cambios importantes en la cantidad de soporte. (Yi SW et al.,1995).

A pesar de que la literatura sobre el tema no es concluyente, y que no existe un soporte científico sólido, los profesionales toman decisiones sobre cuál material usar en el sector anterior, basados en experiencias propias recomendaciones de laboratoristas o basados únicamente en sus propiedades de resistencia sacrificando la estética, ya que algunos materiales cerámicos no proveen características ópticas adecuadas para el segmento anterior.

2. Marco Teórico

Hay 4 tipos de dientes los cuales se clasifican según la forma de la corona y su función. Existen los incisivos, caninos, premolares y molares. De acuerdo con (Roy., *et al* 2008) los dientes son el único órgano anatómico mineralizado del cuerpo humano; están ubicados en el hueso maxilar superior e inferior de forma parcialmente interna y externa y son usados para rasgar, cortar y moler los alimentos. Están compuestos de tres partes básicas estructurales señaladas como esmalte, dentina, cemento y la unión amelo-dentinal. La corona anatómica de los dientes está cubierta por el esmalte dental, el cual es el tejido más duro del cuerpo humano, y está compuesta de 92 – 96% de una fase mineral, 1 -2% de fase orgánica y 3 – 4% de agua por peso. La fase mineral consiste principalmente de fosfato de calcio en forma de cristales de hidroxiapatita hexagonales largos, el esmalte de los dientes tiene una única microestructura que consiste en prismas alineados o barras, desde la unión amelo-dentinal hacia la superficie del diente. El esmalte varía en espesor sobre la superficie del diente y es frecuentemente más grueso en la cúspide, aproximadamente 2.5 mm y más delgado en sus bordes, el cual es visto clínicamente como la unión amelocementaria. La unión amelo-dentinal es considerada una interfase biológica entre la parte externa del esmalte y la dentina subyacente. Es la única unión entre tejidos altamente mineralizados de diferente origen embriogénico y propiedades físicas (Hasegawa A., *et al* 2010).

Bajo el concepto de Roy *et al.*, [2008], la dentina es un tejido conectivo mineralizado con una matriz orgánica de proteínas colágenas. Se encuentra cubierta por el esmalte, está compuesta de 70% de material inorgánico, 18% de matriz orgánica y 12% de agua. La dentina contiene los túbulos dentinales, los cuales se extienden a través de su espesor. Los túbulos están rodeados por cilindros altamente mineralizados de dentina peritubular en la corona, los cuales están separados por dentina Inter tubular. Se ha reportado que el número de túbulos dentinales puede variar de 4900 a 57000/mm² por área, progresivamente disminuyendo desde la corona en dirección apical (Hasegawa A., *et al* 2010).

El cemento dental ha sido descrito como tejido conectivo mineralizado no uniforme. Es una sustancia ósea especializada que cubre la raíz del diente. Está compuesta de 45% de material inorgánico, principalmente hidroxiapatita, 33% material orgánico principalmente colágeno y 22% de agua. El cemento es excretado por los cementoblastos dentro de la raíz del diente

y es más grueso en el ápice radicular. Su coloración es amarillenta y es más blando que el esmalte y la dentina. La principal función del cemento es servir como medio por el cual el ligamento periodontal se une al diente para la estabilidad. Se clasifica en 2 tipos de cementos dependiendo de la presencia o en la ausencia de células, que puede ser cemento acelular o cemento celular. El cemento celular, es menos mineralizado, cubre 1/3 del ápice radicular, mientras que el tipo acelular se caracteriza por la carencia de componentes celulares y cubre 2/3 de la raíz (Pennapa S., *et al* 2005). Estudios anteriores han mostrado que el cemento apical tiene menos módulo elástico y dureza comparado con el cemento del tercio medio. Como el cemento celular es menos calcificado presenta menos dureza y módulo elástico comparado con el cemento acelular que es mucho más calcificado, esto es debido a que las fibras extrínsecas del cemento acelular se extienden desde el margen cervical del diente mientras que las fibras intrínsecas del cemento celular se encuentran confinadas en el tercio apical y en las furcas. Hodskinson y Brear concluyeron que la dureza está relacionada con la cantidad de mineralización presente de los tejidos mineralizados (Hasegawa A., *et al* 2010).

Rautiola *et al* 1996, mostraron que la dureza del cemento era de 0.40 GPa, donde se encontró que el módulo elástico del cemento tenía un rango entre 8.6 a 12.0 GPa y la dureza tenía un rango entre 0.57 a 0.63 GPa. Las diferencias significativas entre estos estudios son debidas a que en la actualidad se utilizan equipos más precisos con sistemas de ultra micro indentación (UMIS), que son sistemas que se han desarrollado recientemente para investigar la dureza y módulo elástico de los tejidos dentales. Debido a que el cemento humano es tan suave las medidas repetidas en el mismo punto son imposibles, por tanto, el porcentaje de error de dureza es de 10% y del módulo elástico 18% es considerado aceptable en las medidas de error.

El tejido más interno del diente es la pulpa la cual está compuesta de tejido conectivo. Este tejido contiene vasos sanguíneos y nervios que entran al diente por el ápice radicular. A lo largo de los bordes entre la dentina y la pulpa están los odontoblastos, los cuales inician la formación de dentina.

El periodonto es la estructura de soporte del diente, ayuda a unir al diente a los tejidos circundantes, y permite las sensaciones de tacto y presión. Este consiste de cemento, ligamento periodontal, hueso alveolar y encía. De esos, el cemento es el único que es parte

del diente. El ligamento periodontal conecta al hueso alveolar por el cemento, el hueso alveolar rodea las raíces de los dientes para proveer soporte y crear el alveolo dental.

El ligamento periodontal es un tejido conectivo especializado que une el cemento del diente al hueso alveolar. Este tejido cubre la raíz del diente, el ligamento tiene un espesor de 0.15 – 0.38 mm, el cual disminuye con el tiempo. La función del ligamento periodontal, incluyendo la unión del diente al hueso, es el soporte del diente, formación y resorción de este durante el movimiento dental, sensación y erupción. Las células del ligamento periodontal son los osteoblastos, osteoclastos, fibroblastos, macrófagos, cementoblastos, y restos epiteliales celulares de Malassez. Su base fundamental es colágeno tipo I y III, las fibras están agrupadas en racimos y llamadas de acuerdo a su localización. El grupo de fibras se denominan de la cresta alveolar, horizontales, oblicuas, periapicales, interradiculares, etc. El soporte nervioso generalmente entra desde el hueso apical al diente y forma una red alrededor del diente hacia la cresta de la encía. Cuando la presión es ejercida sobre un diente, tal como durante la masticación o la acción de morder, los dientes se mueven suavemente en este alveolo y pone en tensión al ligamento periodontal. Las fibras nerviosas pueden enviar la información al sistema nervioso central para su interpretación.

El conocimiento de las propiedades físicas del ligamento periodontal es de gran ayuda para elucidar el rol del mismo ante la absorción de cargas oclusales e incrementar el entendimiento ante el movimiento bajo cargas ortodónticas. Ralph en 1982 investigo el comportamiento postmortem del ligamento periodontal y reporto que la fuerza tensil era de 2.4Nmm, y que fuerzas mayores a 20 N podían producir una distorsión en el soporte del alveolo. El módulo elástico del ligamento periodontal varía entre 0.07 y 1000 Mpa reportado por Tanne y Sakuda 1983. Existen trabajos donde se reporta que el módulo elástico es menor a 1.0 Mpa, sin embargo, el ligamento está compuesto principalmente por fibras de colágeno y el módulo del colágeno húmedo esta entre los 800 y 1500 Mpa, por tanto, muchos autores se encuentran en desacuerdo con valores menores o iguales a 1 MPa. J.S Rees en 1997 reporto un valor de 50 Mpa para un modelo de elemento finito y este valor era muy parecido a los resultados reportados por Tanne y Sakuda (Rees A., *et al* 1997).

Uno de los paradigmas en la rehabilitación oral es la decisión de intervenir protésicamente en un paciente con periodonto disminuido. Este se define como un periodonto que presenta

reducción en la adhesión de tejido conectivo y en la altura de la cresta ósea (*Lindhe, et al 2008*) cuyas características macroscópicas son un mayor grosor de banda de encía queratinizada, textura de punteado gingival, color rosa pálido, consistencia firme, contorno irregular, surco marginal más apical, papilas planas o achatadas, pérdida del col y una zona interproximal queratinizada. A pesar de que en el periodonto disminuido la banda de encía queratinizada puede ser más escasa, la única diferencia con respecto al periodonto de altura normal es la ubicación del margen gingival y las papilas. Microscópicamente se encuentran características en el epitelio oral como mayor cantidad de queratina, presencia de melanocitos, células de Langerhans y células de Merkel. El epitelio surcular puede presentar paraqueratinización donde se pueden evidenciar invaginaciones en el tejido conectivo. El epitelio de unión se puede ver apical a la UAC, la adhesión al diente es realizada mediante hemidesmosomas (*Carranza, et al 2010*), en cuanto a la disposición, inserción y cantidad de fibras gingivales cambia con respecto al periodonto sano, se encargan de mantener la alineación de los dientes dentro del arco y se organizan paralelas al diente, pese a todos estos cambios el periodonto disminuido se considera sano.

Definición de prótesis fija

De acuerdo con el glosario de términos prostodónticos la prótesis fija [PPF] es una restauración insertada mecánicamente a dientes naturales, raíces dentales o implantes, no removible por el paciente, dentro de un arco parcialmente edéntulo (*Glosario De Términos Prostodónticos, 2017*).

Requisitos que debe tener una prótesis fija

La PPF debe cumplir ciertos principios que permitan su funcionamiento adecuado y un buen pronóstico a largo tiempo, algunos de los principios tienen que ver con las preparaciones dentales como: La forma de resistencia, la retención, la estabilidad, la solidez estructural, la vía de inserción.

Otros aspectos tienen que ver con el diseño de la PPF como son: el diseño del pónico, diámetro de los conectores, el tramo edéntulo, y el efecto ferrule. Y además existen otros factores que están relacionadas con las condiciones biológicas de cada paciente como son: la función y para función, la fuerza masticatoria y la salud periodontal.

Principios de preparaciones dentales para PPF

La forma de resistencia, la cual es definida en el glosario de términos prostodónticos como “las características de una preparación dental que mejora la estabilidad de una preparación y resiste su rotación desde una posición de asentamiento” (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017). Este principio ha sido estudiado por algunos autores, los cuales han enfocado la resistencia en relación con la altura de las paredes y base que debe tener una preparación (Zuckerman, 1988) (Reisbick y Shillingburg, 1975).

La forma de retención, la cual se opone a las fuerzas de tracción. Esta es definida según el glosario de términos prostodónticos como “la característica de una preparación dental que resiste el desplazamiento de una corona en una dirección vertical o a lo largo del camino de inserción” (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017). Estos dos principios se correlacionan hasta el punto en que podemos observar que si una preparación presenta una buena forma de resistencia será por ende retentiva pero no podemos decir que se pueda aplicar la misma regla de forma inversa (Gilboe y Teteruck, 2005).

También es importante que las prótesis fijas cumplan con una adecuada estabilidad definida como la propiedad de una dentadura parcial completa o removible que sea firme o constate para resistir el desplazamiento por las tensiones funcionales horizontales o de rotación (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017).

Así mismo el proceso de dirigir o introducir una prótesis en la boca del paciente conocido como vía de inserción y la solidez estructural de las restauraciones son otros dos principios básicos que las prótesis deben cumplir para poder tener un adecuado funcionamiento mecánico y biológico.

Todos estos principios deben ser estudiados bajo la influencia de las fuerzas que en la cavidad oral se dan, como, por ejemplo, fuerzas horizontales, verticales, traccionaes, de torsión o tangenciales. Y todas estas fuerzas están dadas bajo parámetros de magnitud, dirección y punto de aplicación de la fuerza. (Zuckerman, 1988) (Rosentiel, 1957)

La mayoría de las prótesis fijas tienen diversos determinantes dentro de la retención y estabilidad, como la ubicación en la cavidad oral, la longitud que presenta la prótesis, y también es de gran importancia el número de pilares que presenten. (De Baat et al.,2014)

Principios de diseño de la PPF:

En el diseño de los púnticos es importante que se tenga en cuenta la estética, función e higiene, lo que hace necesario evaluar la ubicación de estos durante la posición de descanso fisiológico y analizar las inclinaciones de estos púnticos en la cavidad oral (Ward, 2007). Analizar el tipo de cresta en lo referente a su ancho y su forma es necesario determinarlas para así poder relacionarlas al tipo de diseño de púntico que se debe utilizar (Liu, 2004). Uno de los púnticos más usados es el oval modificado puesto que permiten un perfil de emergencia que es muy cercano a el de los dientes naturales y además permiten una higiene oral fácil y adecuada para el paciente (Zetu y Wang, 2005).

El diámetro de los conectores es un factor por considerar debido a que cuándo se hace el diseño de una PPF las fuerzas que se generan en la cavidad oral son transmitidas a través del conector del púntico hacia los dientes pilares, si estas fuerzas son excesivas pueden llegar a ocasionar rupturas o fallas en las PPF (Oruc et al.,2008). Los diámetros con los cuales se pueden diseñar los conectores variaran de acuerdo con el material y a la casa comercial con la cual se esté elaborando la PPF. En la literatura podemos encontrar reportado que los conectores no rígidos producirán menos tensiones que los rígidos (Modi et al.,2015)

En cuanto al tramo edéntulo, la ferulización de múltiples pilares es requerida para solucionar los problemas mecánicos que un tramo extenso edéntulo genera en una PPF. En 1926, Ante afirmo que no era de buen pronóstico elaborar PPF cuando el área de la superficie de la raíz de los pilares era menor que el área de la superficie de la raíz de los dientes ausentes (Ante, 1926). Una prótesis de tramo largo ocasiona cargas excesivas, mayor deflexión de la estructura lo cual puede resultar en una falla de la PPF y también tener una repercusión en el periodonto, pero si es adecuadamente planificada su pronóstico puede ser adecuado (Yang et al.,1999)

El efecto ferrule definido como un collar metálico que rodea al remanente dental en 360° proporciona a la PPF ventajas como distribución de las fuerzas de forma adecuada, reducción del estrés, conservación del cemento entre otras (Libman y Nicholls, 1995)

Materiales en los que se hacen las prótesis fijas

Metal-cerámica

EL tipo de material ideal para el diseño de una PPF depende de la situación clínica y las propiedades que el material brinde. Las prótesis metal cerámica han sido consideradas el Gold estándar en las restauraciones protésicas gracias a sus propiedades mecánicas, estéticas y adecuada adaptación marginal. No obstante, son consideradas sensibles a la técnica debido a que su proceso de elaboración está bajo el criterio y experiencia del técnico, tienen un elevado costo al utilizar aleaciones nobles y dependiendo de la situación presentan limitaciones estéticas como por ejemplo las pigmentaciones que pueden generarse en la encía debido a los procesos de corrosión, el inadecuado manejo de la cerámica que conllevara a una mala estética y el margen metálico que presentan estas estructuras hacen que sea difícil de imitar la apariencia de los dientes naturales especialmente en los biotipos periodontales delgados dando un aspecto gris azulado en los tejidos blandos circundantes. (Zarone et al.,2011; Castro et al., 2014)

Aunque la cerámica que recubre las estructuras es de importancia clínica, el éxito de una restauración está basada en que las aleaciones que conforman su estructura cumplan con todas las condiciones mínimas como resistencia a flexión, resistencia a corrosión, adecuado pulido, bio-compatibilidad entre otras condiciones. (Yamamoto, 1985)

Las combinaciones que se pueden crear con los metales permiten la formación de diferentes aleaciones que difieren en sus características y propiedades. Las propiedades surgen así de las diferencias en la composición que originan cambios a nivel estructural. Estas propiedades serán a la vez quienes determinen cómo será el comportamiento mecánico desde el punto de vista estructural. (Ucar et al.,2011)

En la literatura podemos encontrar que las aleaciones más estudiadas son aquellas en las cuales se combinan metales como paladio- indio-estaño-plata-oro y vemos como las aleaciones formadas por estos metales se pueden ver afectadas por las concentraciones de

elementos menores que pueden llegar a formar diferentes fases. Es necesario conocer cuáles son las propiedades de las diferentes aleaciones para así entender cómo sería su comportamiento mecánico desde el punto de vista estructural y de composición. (Ucar et al.,2011)

Para las aleaciones dentales, la Asociación Dental Americana ha clasificado los tipos de aleaciones metálicas basadas en el contenido de metales nobles. Clasificándolas en categorías como: aleaciones altamente nobles (con un contenido de oro mayor al 40%, contenido noble mayor o igual al 60%), aleaciones nobles (con un contenido de metal noble mayor o igual a un 25%) y aleaciones metal base (Contenido de metal noble menor a un 25%). (Givan, 2007)

Las aleaciones con contenido de oro presentan unas propiedades y comportamientos mecánicos elevados y una aceptación estética buena. Mientras que las aleaciones libres de oro presentan propiedades y comportamientos mecánicos menores con respecto a las anteriormente mencionadas y estéticamente son menos aceptables. (Ringle et al.,1989)

Las aleaciones de oro-platino-paladio fueran las primeras en utilizarse en la elaboración de restauraciones de prótesis, también se utilizan aleaciones de oro-paladio-plata; oro-paladio; y también encontramos aleaciones libres de oro las cuales tienen propiedades mecánicas considerables, pero con desventajas como decoloraciones, situación que no se presenta en igual magnitud en las aleaciones con contenido de oro (Ringle et al.,1989).

El oro es el más dúctil y maleable de todos los metales, es resistente a la corrosión y al deslustre de la superficie, lo que resulta en su estado noble, es denso y ofrece una excelente capacidad de fundición, y tiene un punto de fusión relativamente bajo el cual es

contrarrestado con otros metales como platino y paladio. Las aleaciones nobles y altas tienen una excelente pasividad, lo que resulta en una buena resistencia a la corrosión intraoral. La mayoría de las aleaciones preciosas tienen una dureza menor que el esmalte y se consideran favorables pues se prefiere que la aleación sea quien sufra el desgaste en lugar de la estructura dental. (Givan, 2007)

Aleaciones como plata -paladio han sido muy utilizadas en la creación de estructuras metal-cerámica por poseer propiedades con altos niveles que incluso superan a otro tipo de

aleaciones. Sus muchos beneficios como modulo elástico, resistencia a la flexión, facilidad de manipulación han logrado llamar la atención del clínico para su selección. (Li et al.,2010)

Las aleaciones que en su contenido tienen altas cantidades de paladio, fueron inicialmente utilizadas por razones económicas, pero por el aumento de la demanda de dicho elemento a inicios de la década 2000, se ha disminuido el alto contenido del paladio, dando paso a otras aleaciones con menor contenido de este elemento. (Car, 1991)

En el medio encontramos aleaciones no solo de metal noble sino también de metales base, en donde los principales metales son el níquel y el cobalto. Encontramos que autores afirman que estas aleaciones presentan muy buenas propiedades físicas, además de mejor capacidad de colado (O'Connor et al.,1996) pero con desventaja de formaciones de óxidos. Aleaciones de níquel- cromo con refuerzos de molibdeno y tungsteno son las efectivas por mejorar características de endurecimiento y expansión térmica. (Wataha y Messer, 2004)

El cromo-cobalto presenta ventajas mecánicas como la rigidez (alto modulo elástico) que ofrece la posibilidad de reducir el grosor de la estructura base y la resistencia de unión adecuada entre la porcelana y aleación y la resistencia a la corrosión. Pero también encontramos desventajas como la marcada mayor corrosión en ambiente ácidos, mayor necesidad de acabado y pulido debido a su dureza y dificultades en el proceso de fundición. (Kassapidou et al., 2017)

Libres de metal

En los últimos años se ha observado el desarrollo y avance de materiales libres de metal que puedan ser utilizados para crear prótesis fijas, y que a la vez mejoren las características a nivel de comportamiento de las estructuras fijas, estas poseen una composición química mixta: una *fase vítrea*, que es la responsable de la estética y una *fase cristalina*, responsable de la resistencia.

Las restauraciones totalmente cerámicas en general muestran: estética ideal, opacidad coincidente con translucidez, el color es inalterable a lo largo del tiempo, muestran una buena respuesta biológica, son compatibles con los tejidos blandos en los márgenes subgingivales, no sufren corrosión ni desgaste. Algunos sistemas tienen "Grababilidad" que favorece su adherencia y permite una reducción vestibular más conservadora. La conductividad térmica

de la cerámica es más baja que la del metal que la convierte en un elemento aislante y protege un complejo de dentina pulpar. (Fernandez, 2013)

Las coronas libres de metal utilizadas rehabilitar el sector anterior, han mejorado sus propiedades capaces de soportar altas fuerzas masticatorias. Las propiedades mecánicas de estas restauraciones están dadas por la fase cristalina de las cerámicas, donde sus partículas se encuentran uniformemente y las propiedades estéticas está determinada por la fase vítrea donde las partículas se encuentran desordenadas (Koushyar, 2010)

Así, dependiendo de la composición química y el porcentaje de cada uno de sus componentes, las cerámicas actuales se pueden clasificar en: feldespáticas, disilicato de litio, alúmina y circonita. Infortunadamente no se encuentra un material de este tipo que cumpla con todas las condiciones necesarias o ideales, sin embargo, se han desarrollado mejoras en sus características y propiedades, logrando así que su selección sea acorde a la situación clínica. (Conrad et al., 2007)

Materiales como las cerámicas a base de vidrio y alúmina son una opción de material, las cerámicas feldespáticas son una opción que brinda una estética superior, pero con respecto a sus propiedades mecánicas presentan baja resistencia a la tracción. (McLean y Hughes, 1965). Las vitrocerámicas por su lado han marcado una diferencia a nivel estético, pero solo han sido indicadas para sector anterior por su baja resistencia a la flexión (Ritter y Baratieri, 1999; Raigrodski, 2004) Aunque sus características en cuanto a composición sean mejoradas se encuentran estudios donde se demuestran las tasas de éxito menores en sector posterior con respecto a el sector anterior. (Fradeani y Redemagni, 2002)

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). En la literatura encontramos diferentes autores los cuales reportan valores de resistencia flexural que oscilan entre 271 Mpa (Dejak et al., 2018), 375 Mpa (Zhang et al., 2016), y 470 Mpa (Ivoclar Vivadent). Así mismo encontramos valores de módulos elásticos variados que se encuentran entre 95000 MPa reportados por diferentes autores (Wang et al., 2014; Nasrin et al., 2017; Dejak et al., 2018).

En cuanto a las vitrocerámicas de disilicatos de litio reforzadas o revestidas con fluorapatita se observan mejoras en sus propiedades, como la resistencia a la flexión, además de sus características estéticas. (Chen, 2008). Podemos encontrar en la literatura estudios en donde analizan la tasa de supervivencia de este material dependiendo de la ubicación de la estructura en la cavidad oral, y encontramos que es más indicado para el sector anterior con una alta tasa de supervivencia de 95 a 100%, situación que no es igual en el sector posterior donde su tasa de supervivencia es menor alrededor de un 50% (Marquardt y Strub, 2006)

Sin embargo, no hay datos respecto a la supervivencia de PPF elaborada en disilicato de Litio 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 funcionalmente compatibles desde el punto de vista biomecánico con su soporte periodontal disminuido. (Stasinopoulou et al., 2013)

Otro material de uso para la elaboración de prótesis es el zirconio, el cual es preferido por algunos clínicos por sus altas y muy buenas propiedades mecánicas, así como también por su bajo potencial de corrosión. Dentro de las diferentes cerámicas a base de zirconio, es la estabilizada con ytrio la que presenta propiedades mecánicas con mejor comportamiento. (Guazzato, 2004). Se ha podido demostrar que las propiedades mecánicas del zirconio son superiores con respecto al resto de las cerámicas mostrando valores altos de resistencia a la fractura, flexión y compresión. (Denry y Kelly, 2008) (Abduo et al., 2010)

El Zirconio también es preferido por algunos clínicos por su elevada tenacidad ya que su estructura es cristalina, presenta una resistencia a la fractura por encima de 700 Mpa y a la flexión entre 1.000 y 1.500 Mpa (Pineda et al., 2013) así como también por su bajo potencial de corrosión, pero son muy opacos, por lo tanto, son recubiertos con porcelana para mejorar la estética. (Della bona, 2008). Estas interfaces entre los materiales pueden tener una influencia significativa en el rendimiento mecánico de las estructuras, por ejemplo, el crecimiento de grietas, tensiones residuales o el coeficiente de expansión térmica diferente de cada material que compone la restauración puede influir en el modo de la fractura. (Swain, 2009; Benetti, 2010)

Pruebas mecánicas de los materiales usados para PPF

Las propiedades mecánicas se definen a partir de las leyes mecánicas, las cuales se ocupan de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos. Los comportamientos mecánicos que se presentan en las restauraciones analizan los efectos físicos, bioquímicos y biológicos que se pueden presentar sobre el ligamento periodontal, hueso, estructuras dentales y entre las mismas restauraciones, por ejemplo la distribución de tensiones que existen entre ellas o la distribución de cargas (Korioth, Versluis, 1997); incluso determinan la forma y el diseño de las futuras prótesis, o el comportamiento que tendrán las fuerzas de masticación, (Rubin et al, 1983).

Las propiedades mecánicas son las respuestas tanto elásticas como plásticas de los materiales cuando son sometidos a una fuerza, distribución de fuerza o presión. Pueden representar medidas de deformación ante tensión (Philips).

La tensión es definida por el glosario de términos prostodónticos como el estado en el que un objeto es estirado, forzado o extendido (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017). Se pueden desarrollar varios tipos de tensión de acuerdo con la naturaleza aplicada y a la forma del objeto, entre estos encontramos la fuerza de tracción, compresión y cizallamiento.

Uno de los retos de una prótesis dental es estar expuesta a la tensión, la cual se asocia 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. Aquí se encuentra la tensión propiamente dicha como resistencia a las fuerzas que intentan separar un cuerpo.

Según el glosario de términos prostodónticos la tensión de tracción es la fuerza interna inducida que resiste el alargamiento de un material en una dirección paralela a la dirección de tensiones (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017). La resistencia a la tracción evita la movilización de la corona a lo largo de su eje de inserción. Los factores que influyen en la resistencia a la tracción de coronas completas son: la preparación, la restauración y el cemento. La preparación dentaria debe de tener una longitud y un área de superficie preparada, además de un ángulo de convergencia ideal. Otro factor que interviene en las fallas traccionales son las fuerzas adhesivas y cohesivas que se pueden dar en la interfaz entre

el material restaurativo y el cemento, o el cemento y la dentina que puede estar desmineralizada (Piemjai et al, 2015).

La fuerza compresiva es definida por el glosario de términos prostodónticos como la fuerza interna inducida que se opone al acortamiento de un material en una dirección paralela a la dirección de las tensiones, es decir, cualquier fuerza inducida por unidad de área que resiste la deformación causada por una carga que tiende a comprimir o acortar un cuerpo (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017).

La fuerza de cizallamiento según el glosario de términos prostodónticos se define como la fuerza interna inducida que se opone al deslizamiento de un objeto contra otro objeto adyacente y que, además, resiste una acción retorcida (Glosario De Términos Prostodónticos, 2017).

El diseño de cualquier estructura requiere de un medio para predecir la tensión que será desarrollada en la estructura bajo cargas aplicadas. Las técnicas pueden ser separadas para medir el análisis de tensión en subgrupos: teóricos y experimentales. El acercamiento teórico utiliza formulaciones matemáticas y el experimental involucra mediciones de varios tipos, hechos directamente en las estructuras de interés. (Caputo., *et al* 1987)

Estas tensiones están acompañadas de un cambio en la forma de un cuerpo que se describe como deformación, e involucra todos los cambios en longitud con relación a la longitud inicial. Esta relación nos lleva al análisis de la llamada tensión - deformación de los materiales. Para lograr este cometido se pueden realizar las llamadas curvas tensión - deformación, de donde se obtiene información sometiendo un espécimen del material a tensión en una máquina de pruebas especiales donde la carga y el cambio en longitud son monitoreados continuamente. Esta curva es construida trazando un eje vertical y un eje horizontal con el fin de obtener información sobre el comportamiento de los materiales cuando se le aplican ciertas cargas. Inicialmente se empieza con una línea recta, pero si la tensión es removida del material una recuperación completa de su forma inicial es obtenida, esta área es llamada la zona elástica de comportamiento. Cuando el espécimen sufre una tensión más allá de este rango elástico una deformación permanente tendrá lugar es decir ya

no se recupera la forma inicial, y a esta área se le conoce como zona plástica de comportamiento. (Caputo., *et al* 1987)

Una de las propiedades principales en este tema es el módulo elástico que mide la rigidez de un material. Los materiales que cuentan con módulos elásticos altos tienen menor riesgo de deformación en comparación con aquellos de módulo elástico bajo cuando son sometidos a una misma carga. Posterior a la aplicación de la carga el material sufre una recuperación inmediata o completa que se conoce con el nombre de comportamiento elástico. (Caputo., *et al* 1987)

Ligada a esta propiedad existe la resistencia a la deformación, la cual juega un papel fundamental en el comportamiento de los materiales al momento de la aplicación de cargas. La tensión ejercida llega a un punto donde deja de ser proporcional a la deformación, lo que se conoce como límite proporcional. Un mayor incremento sobre este límite proporcional llevará al material a un estado en donde no se causará la recuperación de la forma original (se forma una tensión residual), esta pérdida permanente e irreversible es llamada límite elástico. Si un material es sometido a fuerzas y cargas mayores, luego de la deformación permanente va a ocurrir una fractura. Los materiales también presentan ciertas características de resistencia a este tipo de fenómeno como la resistencia final. (Caputo., *et al* 1987)

La falla de los materiales en cualquiera de sus propiedades puede llevar a fracasos clínicos y es por esta razón que los materiales de elección deben ser según el caso particular analizados desde todos los posibles escenarios. (Caputo., *et al* 1987)

Uno de los cambios que se pueden observar en el momento de la falla o fractura de un material es el cambio que ocurre en el mismo al momento del incidente (medida de elongación máxima) y que se representa como porcentaje de deformación. Sin embargo, existen materiales que dependiendo del área de aplicación de la carga su comportamiento es diferente; este comportamiento es llamado anisotropía y suele verse claramente en algunos materiales como la dentina, donde se observa una diferencia en el mismo, cuando una carga

es paralela a los túbulos o cuando esa misma carga es aplicada transversalmente. (Caputo., *et al* 1987)

La capacidad de los materiales de expresar ciertos comportamientos en el tiempo, principalmente el de la tasa de deformación de los mismos se conoce como comportamiento viscoelástico. En este fenómeno la tensión que se desarrolla dentro del material es dependiente de la tasa en la que este es deformado. Generalmente, la respuesta de un material viscoelástico depende de la tasa de la carga aplicada y la duración de la misma. Varios autores la dividen en dos aspectos principales: el de relajación y el de creep. En el primero la tensión interna del material decae a medida que el tiempo progresa y la deformación impuesta no cambia; la naturaleza de esta disminución y de la cantidad de tensión residual depende particularmente de cada material a deformarse. En el segundo, a medida que el tiempo avanza la deformación se incrementa, pero cuando un tiempo después la carga es retirada se presenta una recuperación instantánea de la deformación, seguido de una reducción de la tensión residual. La mayoría de los materiales biológicos y materiales usados en procedimientos restaurativos exhiben algún grado de comportamiento viscoelástico. (Caputo., *et al* 1987)

Una de las características de los materiales que a los odontólogos involucrados en el proceso de rehabilitación oral más interesan es la dureza. Esta se basa en una medida de resistencia de un material a la indentación o al rayado. La prueba más común para medir la dureza involucra la indentación de un material a través de una precisa cabeza de indentación bajo una carga predeterminada por un periodo de tiempo específico, dividiendo la carga aplicada del indentador por el área proyectada de indentación obteniendo la mayor dureza. Un material duro significa que será más resistente a la abrasión y más difícil de pulir y de brillar que un material más blando. Un ejemplo de las pruebas de indentación son: Brinell (indentador esférico), Vickers (forma piramidal). (Caputo., *et al* 1987)

Otra propiedad indispensable a la hora de la toma de decisiones en la escogencia de materiales dentales es la de fatiga, la cual depende de la magnitud de la tensión y número de ciclos aplicados. El material contará con un punto de resistencia final como por ejemplo

cuando un clip metálico es doblado en direcciones opuestas en el mismo punto una y otra vez hasta causar su fractura. (Caputo., *et al* 1987)

Y por último otra de las propiedades para tener en cuenta es el Coeficiente de Poisson el cual se denomina el cociente entre la distorsión lateral y la distorsión axial dentro de un intervalo elástico. En caso de tracción del coeficiente indica que la disminución de la sección transversal es proporcional a la elongación durante la deformación elástica. Esta disminución de la sección continúa hasta que el material se rompe. (Craig., *et al* 1998)

Aplicando los principios anteriores en el modelado y confección de estructuras protésicas orales existen dos consideraciones principales: La primera está relacionada con la reproducción geométrica de la situación; el modelo puede reflejar la fidelidad total o parcial de tres dimensiones y se puede fabricar de tamaño real, más pequeño o más grande. La segunda consideración de modelado se relaciona con la simulación de las propiedades mecánicas del sistema a reemplazar. No es posible modelar todas las propiedades mecánicas de un elemento estructural. Por lo tanto, debe adoptarse una decisión en cuanto a qué propiedades son más relevantes para el problema clínico que nos ocupa. Dado que el rango de operación para todas las estructuras dentales y restauraciones debe terminar antes del inicio de la deformación permanente, el módulo de elasticidad es el parámetro adecuado para el modelado.

Estas propiedades mecánicas son evaluadas a través de métodos de elementos finitos, análisis foto elásticos o mediante evaluaciones de cargas cíclicas.

Los análisis del comportamiento de estas PPF en diferentes situaciones se pueden evaluar a través del FEM que se ha utilizado durante mucho tiempo en la odontología como una herramienta de investigación, la cual examina los comportamientos mecánicos complejos de las prótesis y de las estructuras circundantes difíciles de evaluar por ser un método numérico que presenta importantes ventajas sobre la fotoelasticidad, resultando muy útil en el análisis de geometrías complejas y permite determinar las tensiones y distorsiones que experimenta un componente tridimensional. Estos elementos finitos se forman al dividir la estructura original en una serie de secciones de forma adecuada de las cuales cada una de ellas conserva las mismas propiedades de los materiales reales (Mackerle J., *et al* 2004).

FEM es una poderosa herramienta de investigación utilizada para examinar los comportamientos mecánicos complejos de las prótesis y las estructuras circundantes que, de otra manera, todavía son difíciles de evaluar. Se ha establecido su utilidad en el diseño y análisis de las restauraciones dentales. (Romeed et al, 2004).

Este análisis es utilizado para la solución estructural de los problemas mecánicos, siendo un método numérico popular de análisis de tensión y estrés, a través de un cálculo para cada elemento, por el cual se realiza una solución del modelo. Dicho análisis puede ser encontrado en la literatura como “método de elementos finitos (FEM) y el análisis de elementos finitos (FEA)”; siendo FEA el más popular para hacer referencia de este (Meena A., *et al* 2014).

Realizando una revisión de la evolución del método se encuentra que desde hace siglos se han empleado métodos de discretizado espacial y temporal, además, la aproximación numérica para encontrar soluciones a problemas de ingeniería o físicos, donde nace el concepto de ‘elementos finitos’. Para encontrar vestigios de este tipo de cálculos matemáticos se puede remontar a civilizaciones egipcias, griegas y chinas las cuales usaron fórmulas matemáticas similares para calcular y prever el comportamiento a futuro de sus diseños arquitectónicos (The Bulletin of American Mathematical Society, 1943). El desarrollo de los elementos finitos tal y como se conoce actualmente ha estado ligado al cálculo estructural fundamentalmente en el campo aeroespacial.

En los años 40 Courant propone la utilización de funciones polinómicas para la formulación de problemas elásticos en subregiones triangulares, como un método especial del método variacional de Rayleigh Ritz para aproximar soluciones. Fueron Turner, Clough, Martin y Topp quienes presentaron el FEM en la forma aceptada hoy en día (Journal of Aeronautical Sciences, 1956). En su trabajo introdujeron la aplicación de elementos finitos simples (barras y placas triangulares con cargas en su plano) al análisis de estructuras aeronáuticas, utilizando los conceptos de discretizado y funciones de forma. En los años setenta fue aplicado en la Odontología, remplazando las pruebas de calibración de tensión y fotoelasticidad, donde el calibrador de tensión permitía la medición de áreas de superficie discontinua pero no permitía proporcionar mediciones de tensión interna, así mismo la prueba de fotoelasticidad, podía determinar la tensión interna pero la construcción de un modelo es difícil y su precisión era limitada, por ende se incrementó el uso del FEM para el

análisis del comportamiento biomecánico de los materiales dentales y estructura biológicas, puesto que este puede analizar tensión para determinar estrés en general y el desplazamiento continuo estructural en un número finito de elementos y mediante el cálculo de equilibrio dinámico de estos elementos (Hasegawa A., *et al* 2010). Sin embargo y pese a sus ventajas este no deja de ser un instrumento aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método el cual incluye una serie de procedimientos computacionales para calcular la tensión y deformación en cada elemento, realizando un modelo de solución.

Para conocer el modelamiento de FEM se deben identificar algunos conceptos relacionados con el método, los cuales se enfocan en la división de un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos (Clelland N.L., *et al* 1991), las ecuaciones que rigen el comportamiento del conjunto regirán también el del elemento, de esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad) que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no. En cualquier sistema a analizar se puede distinguir entre: dominio (espacio geométrico donde se va a analizar el sistema) condiciones de contorno (Variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos, temperaturas, voltaje, focos de calor), incógnitas (Variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema: desplazamientos, tensiones, temperaturas)

El método de los elementos finitos supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies imaginarias (en el tridimensional), de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre si los elementos. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema. En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: tensiones, deformaciones, a estas

incógnitas se les denomina grados de libertad de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo son las variables que nos determinan el estado y/o posición del nodo.

El modelamiento 3D FEM es de gran importancia en la simulación individual de la distribución de estrés y de tensión. A nivel odontológico, ha sido utilizado en relación con las lesiones de esmalte, como pérdida de dientes, trastornos de la ATM, diseños de estructuras y aparatos protésicos, y planificación óptima de implantes; lo cual puede contribuir a la resolución, así como la fiabilidad y seguridad de dichos procedimientos. Sin embargo, es claro, que el éxito del modelado depende de la exactitud en la simulación, de la geometría de la superficie del diente, así como también las características del material dental, hueso, condiciones de carga, apoyo y el comportamiento biomecánico (Hasegawa A., *et al* 2010).

Teniendo en cuenta la aplicabilidad del FEM en diseños de estructuras y aparatos protésicos, se deben enfatizar ciertas consideraciones para el análisis de prótesis parcial fija tales como: biomecánica, fuerza, resistencia, dureza, radio de poisson, modulo elástico, soporte, estabilidad, retención, palanca y preparaciones dentales.

Existen tres consideraciones principales para el desarrollo de un modelo de elemento finito tridimensional: A) Geometría dental: Varía ampliamente de individuo a individuo. B) Propiedades del material: Son diferentes para cada tipo de material. C) Fuerzas de masticación: su ubicación, magnitud y dirección varían de individuo a individuo. (Rubin., *et al* 1983). Para determinar la validación en Elementos Finito se deben tomar en cuenta los siguientes criterios (tabla1).

En la práctica odontológica es frecuente encontrar pacientes que han padecido la pérdida de uno o varios dientes, dejando como resultado gran cantidad de secuelas estéticas y funcionales que afectan la salud del individuo y su función masticatoria. Evaluando la prótesis parcial fija (PPF) que restituye las estructuras dentales perdidas, como ya se ha dicho por medio de restauraciones metálicas, metal-cerámicas o totalmente cerámicas, se debe tener claridad en que la deflexión de una PPF es inversamente proporcional a su ancho. Así para prevenir la falla de la PPF, el conector debe ser suficientemente alto y ancho, y la longitud del pónico no debe exceder cierta medida. Las causas primarias de falla varían desde fractura del conector y por fractura cohesiva de la porcelana de recubrimiento.

Respuestas de los diferentes materiales a las pruebas y/o métodos de evaluación de propiedades

En las pruebas in vitro de las aleaciones usadas para PPF metal cerámicas se puede encontrar que las propiedades mecánicas de 6 diferentes aleaciones (Au-Pt-Pd;Au-Pt;Pd-Ag-Au;Pd-Ag;Au-Pd;Au-Ag-Pd) pueden ser afectadas por las concentraciones de elementos menores que forman fases secundarias y estas fases pueden proporcionar un fortalecimiento de la estructura.(Ucar et al.,2011) Se considera que los defectos en la fundición y defectos microestructurales son responsables del que las aleaciones de Pd-Ag presenten un bajo límite a la fatiga (Li et al.,2007)

Algunos estudios realizados han demostrado que dientes con soportes óseos reducidos pueden servir como pilares para PPF, este éxito ha sido el resultado de un mantenimiento periodontal y a la ferulización de los mismos pilares. (Nyman y Ericsson,1982; Nyman y Lindhe, 1979)

En la fatiga de las aleaciones de alto Pd, se observó que el colado y los defectos microestructurales tenían una relación con el límite de fatiga y el límite de elasticidad. (Li et al.,2002) Además los defectos originados a partir del colado de las restauraciones no pueden ser eliminados de forma completas y estos defectos pueden influir en los rendimientos ante las cargas. (Li et al.,2007)

Las diferencias en las propiedades mecánicas de las diferentes aleaciones que encontramos pueden ser el resultado de las diferencias en la composición, que así mismo dan como resultado diferentes fases en la microestructura de la aleación. La misma naturaleza de multicomponente de las aleaciones permite que las microestructuras formen diferentes fases y por ende sus propiedades mecánicas sean variables. Aleaciones de paladio-plata, muestran en su diagrama de fases binarios que además de la matriz de solución sólida basada en el sistema Pd-Ag, los compuestos Inter metálicos, que se basan en Pd-In, Pd-Sn, Ag- In y Ag-Sn también pueden presentarse y afectar las propiedades mecánicas. (Guo et al.,2007)

Otro factor analizado al realizar pruebas mecánicas es el diseño anatómico de la preparación dental, podemos encontrar reportado que diseños anatómicos permiten una distribución

homogénea de las cargas en las estructuras dentales. Estudios han encontrado que las tensiones son concentradas en áreas de esmalte cervical y la magnitud de estas tensiones exceden las tensiones resistidas por el esmalte. (Mcoy,1982; Lee y Eakle,1984)

Podemos encontrar que se han realizado pruebas de compresión, tracción y tensión en ensayos de elementos finitos, en donde los valores de tracción y tensión son de 95,6 y 54 Mpa respectivamente siendo valores similares a un diente no preparado en aleaciones Ni-Cr y Au-Pd. Y respecto a valores compresivos encontramos valores de 85 y 95 Mpa para aleaciones Au-Pd y Ni-Cr por lo que se piensa que aleaciones de Au-Pd son mejores como material restaurador al tener valores más bajos de estrés en comparación con aleaciones de Ni-Cr. (Aykul et al.,2002)

En lo referente a los sistemas libres de metal, un inconveniente significativo de las restauraciones totalmente cerámicas es el módulo de resistencia que generalmente es más bajo con respecto a la restauración metal cerámica. (Fernández, 2013)

Los sistemas cerámicos poseen una resistencia a la fractura adecuada superando los 100 MPa. Las de baja resistencia entre 100-300 MPa, resistencia media 300-700 MPa y alta resistencia por encima de 700 MPa. Estos valores de resistencia permiten delimitar las indicaciones de las cerámicas, su resistencia es dada por factores clínicos como son: preparación dentaria, diseño de la estructura y cementación (Guazzato, 2004).

Las restauraciones totalmente cerámicas, como el zirconio, que presentan alto contenido cristalino tienen buena resistencia a la fractura, pero son muy opacos, por lo tanto, son recubiertos con porcelana para mejorar la estética. (Della bona,2008). Estas interfaces entre los materiales pueden tener una influencia significativa en el rendimiento mecánico de las estructuras, por ejemplo el crecimiento de grietas, tensiones residuales o coeficiente de expansión térmica diferente de cada material que compone la restauración, puede influir en el modo de fractura (Swain, 2009; Benetti,2010), además, según estudios de elementos finitos, la ubicación de la tensión máxima de tracción cambia con la relación de espesor entre los materiales de recubrimiento en la estructura. (Hsueh,2008)

Las investigaciones mostraron que el material sometido a tensión durante la prueba de flexión y la interacción entre los materiales en las estructuras de cerámica tienen un efecto

significativo en la fuerza y el modo de fractura de las estructuras estratificadas (Della Bona, 2003).

Otra limitación de la restauración de cerámica total es el hecho de que las estructuras producidas con porcelana combinada con un material con baja difusividad térmica, como la cerámica de zirconio parcialmente estabilizada (YZ), son más susceptibles al desarrollo de tensiones de tracción (Tholey, 2010). Estas tensiones residuales son inducidas por la gran diferencia de temperatura entre las capas durante el enfriamiento y pueden dar lugar a grietas y astillas de porcelana (Swain, 2009; Tholey, 2010).

En un estudio in vitro que evaluaba PPF cerámica se demostró que desarrolla grietas verticales en la región del conector antes de una fractura (Campbell, 1988). Por lo tanto, el modo de falla de las PPF en cerámicas de zirconio se da en los conectores (Kelly, 1995). Para evitar dicha falla, los conectores de las PPF de cerámica libres de metal deben tener suficiente altura y ancho.

Estas observaciones sugieren que las áreas sometidas a una alta concentración de tensión de tracción en las PPF, como el área cervical del conector, no deben ser recubiertas con porcelana para mejorar el rendimiento mecánico de la restauración (White, 1994). Las dimensiones críticas mínimas recomendadas para los conectores son 4 mm ocluso-gingival y 3 mm buco-lingual. La falta de espacio requerido para las dimensiones deseadas del conector, con frecuencia, contraindica la fabricación de una PPF completamente de cerámica.

Se demostró en un análisis de elementos finitos y un análisis fractográfico que la fractura del conector se inició en la tronera gingival y que un radio de curvatura mayor en la abertura gingival reduce la concentración de tensiones de tracción, lo que afecta la resistencia a la fractura de la PPF. (Oh, 2002).

En los sistemas de alúmina, se demostró que la resistencia transversal a la flexión de la estructura es de aproximadamente 446 MPa (Seghi, 1995). Con este sistema, las dimensiones críticas mínimas para los conectores son 4 mm ocluso-gingival y 3 mm buco-lingual (McLaren, 1998).

En cuanto a los sistemas a base de disilicato de litio, estos tienen mayor translucidez y menor resistencia mecánica que el zirconio(13), la resistencia a la flexión transversal varía entre

350 y 400 MPa (Sorensen, 1999). Estos sistemas se limitan a fabricar PPF de tres unidades que reemplazan un diente faltante anterior o hasta un segundo premolar. Las dimensiones críticas mínimas para los conectores son de 4 a 5 mm ocluso-gingival y 4 mm buco-lingual (Sorensen et al, 1998).

En ocasiones, el espacio disponible para el conector puede estar restringido por una distancia interoclusal reducida, lo que puede dificultar las dimensiones requeridas del conector sin comprometer las demandas biológicas de las troneras abiertas necesarias para facilitar el control de la placa y una higiene oral adecuada.

Es obligatorio evaluar los posibles pilares en términos de su salud periodontal con énfasis en la movilidad del pilar. Los posibles pilares que muestran una mayor movilidad no deben utilizarse como base para la PPF de cerámica total, ya que el pónico actúa como una palanca que se presiona bajo fuerzas oclusales y pueden generar un esfuerzo pesado en el conector. Finalmente, aquellos casos de actividad para-funcional, como el bruxismo severo, no deben recibir PPF de cerámica total.

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.

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)

Aspectos periodontales determinan el comportamiento mecánico de la PPF

Fuerzas oclusales

Las fuerzas oclusales excesivas pueden desempeñar un papel importante en la destrucción periodontal, existen diferentes tipos de fuerzas oclusales: Fuerzas oclusales dentro de los

límites fisiológicos, es decir durante la masticación, y proporcionan la función positiva, estimulando un periodonto saludable. Las fuerzas de impacto son principalmente de gran magnitud, pero de corta duración. Si la fuerza supera a la capacidad de amortiguación visco elástica, causa la fractura del diente y el hueso. Las fuerzas continuas son fuerzas muy bajas, (por ejemplo, las aplicadas en ortodoncia), la aplicación continua de estas fuerzas desplaza el diente mediante la remodelación del alvéolo. Las fuerzas sacudidas son fuerzas intermitentes en dos direcciones diferentes, dan como resultado la ampliación del alvéolo y mayor movilidad. (De Boever, 2004)

La guía anterior juega un papel importante en el establecimiento de una oclusión funcional y armoniosa, tanto en dientes anteriores como en posteriores. Una guía anterior que presente contactos en balance por inclinaciones cuspideas altas puede ocasionar daños en los cóndilos por movimientos no deseados, cuando hay pérdida de la guía anterior las fuerzas funcionales son transmitidas a los dientes posteriores, y el estrés ocasionado puede provocar daños a las estructuras dentales y periodontales, sobre todo durante movimientos de lateralidad. Los dientes anteriores y en especial los caninos presentan una estructura ósea favorable que reduce la fuerza transmitida a los dientes posteriores durante los movimientos funcionales laterales. Generalmente los incisivos anteriores soportan los contactos en protrusiva y contribuyen a la separación de los dientes posteriores. (Quiroga, 2010)

La para función es el factor que genera directamente el trauma oclusal, el cual se define como una lesión del aparato de fijación de un diente como resultado de fuerzas oclusales excesivas que causan molestias o dolor excesivo. Se puede dividir en 3 categorías generales oclusal primaria, secundaria y combinada. El trauma oclusal primario es una lesión que resulta de fuerzas oclusales excesivas aplicadas a un diente o dientes con soporte normal, mientras oclusal secundaria es el trauma que se genera en una oclusión normal con un inadecuado apoyo odontológico. El trauma oclusal combinado se refiere a la lesión resultante de fuerzas oclusales anormales aplicadas a un diente o dientes con una inadecuada (anormal) soporte. (Bowers et al 1975)

Movilidad dental

La salud periodontal depende en gran parte a la pérdida ósea y calidad del periodonto, la presencia del ligamento periodontal hace posible que las fuerzas se distribuyan y sean

absorbidas a través del hueso alveolar durante la función masticatoria, pero debido a las reacciones biológicas el diente tiende a inclinarse hacia la dirección en que sean ejercidas las fuerzas generando alteraciones celulares, pérdida de inserción fibrosa, y posible resorción ósea. (Venturini et al., 2009) Por un lado, el periodonto debe encontrarse en buen estado para iniciar la rehabilitación protésica, y por el otro, la prótesis debe mostrar adaptación con los tejidos periodontales para que estos puedan permanecer saludables por un tiempo prolongado. (Knoernschild y Campbell., 2000).

La capacidad de tolerancia del ligamento periodontal ante las fuerzas oclusales dependerá de la magnitud, duración y frecuencia de las fuerzas, como la magnitud de la fuerza aumenta, el espacio del ligamento periodontal se amplía, y hay un aumento en el número y el ancho de las fibras del ligamento periodontal, al igual que un aumento en la densidad del hueso alveolar. El cambio en la dirección de las fuerzas oclusales conducen a la reorientación de las tensiones dentro del periodonto. (De Boever, 2004)

Básicamente, los objetivos principales de la restauración están delimitados a la salud, función y estética, y para cumplirlos hay que comprender cada uno de los factores que pueden favorecer o no la relación armoniosa entre el tejido periodontal y los márgenes de la restauración, tanto en la respuesta biológica, como en la compatibilidad con los tejidos blandos.

Antes de diseñar cualquier tipo de tratamiento restaurativo se debe eliminar enfermedades periodontales que influyan en el mal pronóstico de la restauración definitiva, por tanto la posición del margen gingival sano y estable debe establecerse antes de la preparación del diente; el periodonto debe estar libre de inflamaciones que puedan deteriorar la capacidad de los dientes pilares para cumplir con las demandas funcionales que se le hacen, además, la inflamación de la mucosa evitará un correcto modelo de trabajo, ya que las prótesis construidas en modelos hechos de impresiones de encías enfermas y mucosas edéntulas no se ajustan adecuadamente cuando se restaura la salud periodontal, cuando se elimina la inflamación, se altera el contorno de la encía y la mucosa adyacente. La contracción crea espacios debajo de los pónicos de la prótesis en el área de silla de montar y la acumulación resultante de placa conduce a la inflamación de la mucosa y la encía de los dientes pilares. (Freilich et al., 1992).

La condición de la unión dentogingival, compuesta por el tejido conectivo de inserción de la encía y el epitelio de unión, favorece al éxito de la restauración y su invasión puede traer como consecuencia retracción gingival, pérdida ósea o hiperplasia gingival. (Ghahroudi et al., 2014), el ancho biológico puede ser mantenido o no con la preparación dental, las cuales requieren de una correcta planeación en la configuración del margen, ya que por ejemplo un margen subgingival puede irritar el margen del periodonto.

Cada uno de los dientes debe ser evaluado cuidadosamente en cuanto a su movilidad; El grado de movilidad presente, sumado a la determinación del factor etiológico responsable, proveen información adicional invaluable para la planificación de la P.P.F.; un diente móvil utilizado como pilar tendrá un pronóstico dudoso a menos que se elimine la causa y se disminuya en forma marcada la movilidad, la causa de la movilidad puede ser por cambios inflamatorios en el ligamento periodontal, trauma oclusal o pérdida de soporte óseo. (McGivney y Castleberry. 1992; Stewart y col, 1993).

La movilidad causada por inflamación en el ligamento periodontal puede ser reversible al eliminar la causa; en cambio la movilidad causada por pérdida de hueso alveolar no es reversible. (Stewart y col, 1993). En este aspecto es importante considerar que la enfermedad periodontal progresiva que se caracteriza por inflamación gingival y una pérdida gradual de inserción de tejido conectivo y hueso alveolar, el tratamiento de la enfermedad periodontal dará como resultado el restablecimiento de un periodonto sano pero con altura reducida. (Lindhe, 1992).

La movilidad que resulta de una oclusión traumática es usualmente reversible si la causa es eliminada; por tanto, se debe determinar la causa del trauma y si se puede, corregir antes de diseñar la PPF. la relación de las arcadas y la condición de la dentición opuesta, es importante en el diseño, debido a que la mayor parte de las fuerzas transmitidas a las estructuras de soporte son masticatorias, el montaje de los modelos de diagnóstico es indispensable para disponer de una información válida en relación a las relaciones interdentes de un arco con su antagonista. (Stewart y col,1993).

Periodonto Disminuido

La decisión para determinar cuáles serán los pilares protésicos adecuados para la rehabilitación depende de la altura que presente el aparato de inserción. (Osorio y Ardila, 2009). Según Williams y col. sugieren que el área del ligamento periodontal no limita la capacidad de soportar las cargas sin embargo no se descarta que la module. (Osorio et al.,1987)

Clínicamente no es común encontrar condiciones ideales en los pilares, mucho menos en los pacientes con algún compromiso periodontal, por lo tanto, aquellos dientes con periodonto reducido pueden ser restaurados con éxito y ser considerador como pilares para rehabilitaciones protésicas. (Nyman S y Ericsson I, 1982)

Para que una restauración sea exitosa es necesario un mantenimiento periodontal riguroso incluyendo una adecuada higiene oral personal y limpiezas profesionales efectuadas. (Soolari A, 2002) Evitando bolsas periodontales profundas y factores de retención de placa, así como la eliminación de los signos clínicos de gingivitis previniendo un mayor deterioro de los tejidos de soporte.

Se han evaluado PPF en condiciones periodontales disminuidas comparándolas con controles de iguales condiciones periodontales, en donde los estudios de muestran que no hay diferencias entre los grupos durante 24 meses de seguimiento. (Freilich et al., 1991)

En otros estudios realizados durante tiempos más prolongados se evidencia un éxito del 86% de las restauraciones sobre dientes con destrucción periodontal avanzada, en donde no se manifestaron cambios importantes en la cantidad de soporte. (Yi SW et al.,1995)

También se encuentra en la evidencia pilares sin cambios significativos en cuanto a su soporte y ligamento periodontal en situaciones en las cuales los pilares presentaban solo un 26% de soporte periodontal. (Yi SW et al.,2001)

En pacientes con periodonto reducido, la restauración fija se considera superior a otros tipos de rehabilitación, debido a que las fuerzas son distribuidas de mejor forma y con mejores pronósticos sobre los pilares. (Nyman S y Lindhe, 1979)

La supervivencia de las PPF reportada por algunos autores (Yi et al. , 1995 , Lulic et al. , 2007 , Fardal & Linden 2010).fue alta. Un tratamiento periodontal adecuado permite la conservación de los dientes con soportes disminuidos y hace que su pronóstico sea más

favorable en la mayoría de los casos siempre y cuando la restauración tenga un diseño adecuado.

El pronóstico de los dientes con un periodonto disminuido se considera impredecible pero su mantenimiento en boca es considerado una alternativa biológicamente efectiva comparada con el hecho de extraer y reemplazar estos dientes por implantes.

A pesar de que la literatura sobre el tema no es concluyente, y que no existe un soporte científico sólido, los profesionales toman decisiones sobre cuál material usar en el sector anterior, basados en experiencias propias recomendaciones de laboratoristas o basados únicamente en sus propiedades de resistencia sacrificando la estética, ya que algunos materiales cerámicos no proveen características ópticas adecuadas para el segmento anterior.

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; Rosentritt et al, 2011).

Los comportamientos mecánicos que se presentan en las restauraciones analizan los efectos físicos, bioquímicos y biológicos que se pueden presentar sobre el ligamento periodontal, hueso, estructuras dentales y entre las mismas restauraciones. Evaluando distribución de tensiones o cargas. (Korioth, 1997) Incluso determinan forma y diseño de estas prótesis y su comportamiento ante las fuerzas. (Rubin et al, 1983).

Clínicamente no es común encontrar un periodonto en condiciones normales o ideales, generalmente el periodonto se encuentra con afecciones o condiciones previas que a pesar de ser considerados sanos pueden influenciar o modular las respuestas de una estructura restaurativa fija. Se pueden encontrar algunos estudios en los cuales los autores (Yi et al, 1995; Yi et al., 2001, Freilich et al., 1992) demuestran como este periodonto disminuido no presenta cambios significativos a nivel cuantitativo o cualitativo.

Tabla 1. Criterios de validación en elementos finitos- Tabla diseñada por Martha Tamayo. Datos- estudiantes de la línea.

CRITERIOS DE VALIDACIÓN EN ELEMENTOS FINITOS									
Ítems para 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 puede reproducir de forma fiable.		Koriath/1997, Keyak et al/ 1990, Cahoon&Hannam/ 1994, Vannier et al / 1995. (Srirekha & Kusum/2010)					
	Tipo y número de elementos	Dependerá de la respuesta esperada del modelo y por lo tanto el cumplimiento de los objetivos del análisis							
	Tipo y número de elementos	FAMILIA	Características de la geometría y el desplazamiento de los modelos. Entre las familias más comunes se encuentran 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" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 33%;">Características diferenciales</th> <th style="width: 33%;">E. lineal</th> <th style="width: 33%;">E. no lineal</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Distribución de la carga</td> <td>Rigidez constante</td> <td>Rigidez varía en función de la carga</td> </tr> </tbody> </table>		Características diferenciales	E. lineal	E. no lineal	Distribución de la carga	Rigidez constante	Rigidez varía en función de la carga
Características diferenciales	E. lineal	E. no lineal							
Distribución de la carga	Rigidez constante	Rigidez varía en función de la carga							

CRITERIOS DE VALIDACIÓN EN ELEMENTOS FINITOS					
Ítems para evaluar	Criterios / parámetros	Definición operacional			Bibliografía
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA PRE- PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software	Tipo y número de elementos	Orden	Curva de estrés-deformación	Obtención del módulo de young	Difícil de conseguir (necesario realizar pruebas adicionales)
			Reversibilidad	Completamente reversible al eliminar la carga	Estado final diferente al eliminar la carga aplicada
Esquema de solución	La carga se aplica en un solo paso sin iteraciones		La carga se divide en pequeños incrementos		
Tiempo computacional	Corto		Largo		
Interacción del usuario con el software	Se requiere al menos		Requiere mucho control		
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA	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					
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.					
PRE- PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software			Anisotropía: es la propiedad general de la materia según la cual determinadas propiedades	Ortotrópico: el comportamiento elástico queda caracterizado por una serie de constantes elásticas asociadas a tres direcciones mutuamente	

CRITERIOS DE VALIDACIÓN EN ELEMENTOS FINITOS				
Ítems para evaluar	Criterios / parámetros	Definición operacional		Bibliografía
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA PRE- PROCESAMIENTO Alimentación de los datos al software		físicas varían según la dirección en que son examinadas. Lo cual significa que su comportamiento elástico, en concreto la relación entre tensiones aplicadas y deformaciones unitarias es diferente para diferentes direcciones.	perpendiculares. (Longitudinales, tangenciales y perpendiculares. Ej: la cerámica dental)	Anusavice k / 2004
		Las propiedades más importantes se encuentran: Coeficiente de Poisson, Dureza, Modulo elásticos, Limite proporcional, Fuerza compresiva. Modulo Elástico: Se refiere a la inflexibilidad o rigidez relativa de un material, que se mide mediante el plano inclinado tensión – deformación Dureza: Resistencia de una material a la deformación plástica que normalmente se calcula bajo una fuerza de indentación. 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.	Transversalmente isotrópico: existe una dirección preferente o longitudinal y todas las secciones perpendiculares a la misma son mecánicamente equivalentes.	
PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA	Test de convergencia	Serie de repeticiones que se realiza cuando se corren modelos de elementos finitos, debido a que estos son métodos aproximados y al hacer una primera corrida del modelo no hay certeza de que tan acertados son los resultados obtenidos. Se puede realizar de dos maneras: -Método H: se disminuye el tamaño de la malla en las zonas donde se necesita más precisión del análisis -Método P: grado de aproximación del polinomio 98% de precisión La convergencia utiliza métodos energéticos, es decir, mide diferentes energías del sistema (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		Richmond,et al/2005 Chang et al/2009
		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		Mattison/ 1982, Kamposiora / 1994, Tanne k.; Osaka j. /

CRITERIOS DE VALIDACIÓN EN ELEMENTOS FINITOS				
Ítems para evaluar	Criterios / parámetros	Definición operacional		Bibliografía
POS- PROCESAMIENTO Matrices (números) y Resultados	Interpretación de los colores	<p>se da debido a la mayor cantidad de diferentes tensiones que se generan en el cuerpo de estudio, produciéndose mayores franjas dentro del espectro electromagnético del color.</p> <p>Cada línea de color similar (orden de franja) es representativo de un nivel de tensión: Color negro: nula tensión. Los colores cálidos tienden a representar patrones de alta concentración de tensiones. (rojo, naranja, amarillo) Los colores fríos tienden a representar patrones de baja concentración de tensiones. (Verde, azul, violeta)</p>  <p>El patrón en secuencia sería: rojo (alta tensión), naranja, amarillo, tonos verdes, azules y violeta (baja tensión).</p>		1992, Mattison/ 1982, Kamposiora / 1994 Tanne k.; Osaka j. / 1992
	Interpretación de los colores	<p>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.</p> <p>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.</p> <p>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.</p>		
POS- PROCESAMIENTO Matrices (números) y Resultados	Problemas biológicos	<p>Para problemas biológicos, se debe tomar en cuenta tanto la precisión y exactitud del modelo.</p> <p>Exactitud: Se define como la cercanía de los resultados del modelo a la situación biológica real.</p>	<p>Precisión: Se define como la cercanía de los resultados del modelo a la solución exacta del modelo biomecánico.</p>	(Richmond, <i>et al</i> /2005).
	Validación con otros modelos experimentales	<p>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.</p>		(Tajima, <i>et al</i> / 2009).

3. Planteamiento del problema

La PPF es una restauración soportada sobre dientes naturales o implantes con el fin de reemplazar dientes perdidos o ausentes. Esta es compuesta por los dientes pilares los cuales serán dientes naturales quienes soporten la estructura. Los pónicos los cuales son dientes artificiales en una prótesis dental fija que reemplazarán a los dientes naturales faltantes, restaurarán su función y, por lo general, llenarán el espacio previamente ocupado por la corona clínica de otro diente natural; y los conectores los cuales son la porción de la PPF que une el retenedor o pilar con el pónico. (Glosario de Términos Protodónticos, 2017) Para un correcto funcionamiento de una PPF se debe tener en cuenta la forma de resistencia, la retención, solidez estructural y vía de inserción de las preparaciones dentales. Así también se deben tener en cuenta el diseño del pónico, el diámetro de conectores, el tramo edéntulo a rehabilitar y el efecto ferrule. Y no debemos pasar por alto las condiciones biológicas que cada paciente presenta como la función, para función, fuerza masticatoria y salud periodontal. (De Baat et al., 2014)

EL tipo de material ideal para el diseño de una PPF depende de la situación clínica y las propiedades que el material brinde. Las prótesis metal cerámica han sido consideradas el Gold estándar en las restauraciones protésicas gracias a sus propiedades mecánicas, estéticas y adecuada adaptación marginal. No obstante, son consideradas sensibles a la técnica debido a que su proceso de elaboración está bajo el criterio y experiencia del técnico, tienen un elevado costo al utilizar aleaciones nobles y dependiendo de la situación presentan limitaciones estéticas como por ejemplo las pigmentaciones que pueden generarse en la encía debido a los procesos de corrosión, el inadecuado manejo de la cerámica que conllevará a una mala estética y el margen metálico que presentan estas estructuras hacen que sea difícil de imitar la apariencia de los dientes naturales especialmente en los biotipos periodontales delgados dando un aspecto gris azulado en los tejidos blandos circundantes. (Zarone et al., 2011; Castro et al., 2014)

Las combinaciones que se pueden crear con los metales permiten la formación de diferentes aleaciones que difieren en sus características y propiedades. Las propiedades surgen así de las diferencias en la composición que originan cambios a nivel estructural. Estas propiedades serán a la vez quienes determinen cómo será el comportamiento mecánico desde el punto de

vista estructural. (Ucar et al.,2011) Para las aleaciones dentales, la Asociación Dental Americana ha clasificado los tipos de aleaciones metálicas basadas en el contenido de metales nobles. Clasificándolas en categorías como: aleaciones altamente nobles (con un contenido de oro mayor al 40%, contenido noble mayor o igual al 60%), aleaciones nobles (con un contenido de metal noble mayor o igual a un 25%) y aleaciones metal base (Contenido de metal noble menor a un 25%). (Givan, 2007) Las aleaciones con contenido de oro presentan unas propiedades y comportamientos mecánicos elevados y una aceptación estética buena. Mientras que las aleaciones libres de oro presentan propiedades y comportamientos mecánicos menores con respecto a las anteriormente mencionadas y estéticamente son menos aceptables. (Ringle et al.,1989)

El oro es el más dúctil y maleable de todos los metales, es resistente a la corrosión y al deslustre de la superficie, lo que resulta en su estado noble, es denso y ofrece una excelente capacidad de fundición, y tiene un punto de fusión relativamente bajo el cual es contrarrestado con otros metales como platino y paladio. Las aleaciones nobles y altas tienen una excelente pasividad, lo que resulta en una buena resistencia a la corrosión intraoral. La mayoría de las aleaciones preciosas tienen una dureza menor que el esmalte y se consideran favorables pues se prefiere que la aleación sea quien sufra el desgaste en lugar de la estructura dental. (Givan, 2007)

Las aleaciones que presentan un contenido alto de paladio fueron inicialmente usadas por motivos económicos, pero también por presentar beneficios en el módulo elástico, resistencia a la flexión y su facilidad de manipulación. (Li et al.,2002) De otra manera las aleaciones metal base a pesar de tener buenas propiedades físicas y mejor capacidad de colado presenta desventajas como la formación de óxidos metálicos siendo una desventaja en comparación con las nobles (O'Connor et al.,1996) Por ejemplo, el cromo-cobalto presenta ventajas mecánicas como la rigidez (alto modulo elástico) que ofrece la posibilidad de reducir el grosor de la estructura base y la resistencia de unión adecuada entre la porcelana y aleación y la resistencia a la corrosión. Pero también encontramos desventajas como la marcada mayor corrosión en ambiente ácidos, mayor necesidad de acabado y pulido debido a su dureza y dificultades en el proceso de fundición. (Kassapidou et al., 2017)

Las restauraciones totalmente cerámicas en general muestran: estética adecuada, opacidad coincidente con translucidez, el color es inalterable a lo largo del tiempo, muestran una buena

respuesta biológica, son compatibles con los tejidos blandos en los márgenes subgingivales, no sufren corrosión ni desgaste. Algunos sistemas tienen posibilidad de acondicionamiento ácido que favorece su adherencia y permite una reducción vestibular más conservadora. La conductividad térmica de la cerámica es más baja que la del metal, lo que la convierte en un elemento aislante y protege el complejo dentino pulpar. Un inconveniente significativo de las restauraciones totalmente cerámicas es la resistencia flexural que generalmente es más bajo con respecto a la restauración metal cerámica. (Fernández, 2013)

El disilicato de Litio es una Vitrocerámica, cuyos componentes son feldespatos, 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 (Villarreal et al., 2012).

En la literatura encontramos diferentes autores los cuales reportan valores de resistencia flexural que oscilan entre 271 Mpa (Dejak et al., 2018), 375 Mpa (Zhang et al., 2016), y 470 Mpa (Ivoclar Vivadent). Así mismo encontramos valores de módulos elásticos variados que se encuentran entre 95000 MPa reportados por diferentes autores (Wang et al., 2014; Nasrin et al., 2017; Dejak et al., 2018).

Sin embargo, no hay datos respecto a la supervivencia de PPF elaborada en disilicato de Litio 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 funcionalmente compatibles desde el punto de vista biomecánico con su soporte periodontal disminuido. (Stasinopoulou et al., 2013)

Por otra parte, el Zirconio es preferido por algunos clínicos por sus altas y muy buenas propiedades mecánicas como por ejemplo su elevada tenacidad ya que su estructura es cristalina, presenta una resistencia a la fractura por encima de 700 Mpa y a la flexión entre 1.000 y 1.500 Mpa (Pineda et al., 2013) así como también por su bajo potencial de corrosión, pero son muy opacos, por lo tanto, son recubiertos con porcelana para mejorar la estética. (Della Bona, 2008). Estas interfaces entre los materiales pueden tener una influencia significativa en el rendimiento mecánico de las estructuras, por ejemplo, el crecimiento de grietas, tensiones residuales o el coeficiente de expansión térmica diferente de cada material

que compone la restauración puede influir en el modo de la fractura. (Swain, 2009; Benetti,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; Rosentritt et al, 2011).

Los comportamientos mecánicos que se presentan en las restauraciones analizan los efectos físicos, bioquímicos y biológicos que se pueden presentar sobre el ligamento periodontal, hueso, estructuras dentales y entre las mismas restauraciones. Evaluando distribución de tensiones o cargas. (Korioth, 1997) Incluso determinan forma y diseño de estas prótesis y su comportamiento ante las fuerzas. (Rubin et al,1983).

Clínicamente no es común encontrar un periodonto en condiciones normales o ideales, generalmente el periodonto se encuentra con afecciones o condiciones previas que a pesar de ser considerados sanos pueden influenciar o modular las respuestas de una estructura restaurativa fija. Se pueden encontrar algunos estudios en los cuales los autores (Yi et al,1995; Yi et al.,2001, Freilich et al., 1992) demuestran como este periodonto disminuido no presenta cambios significativos a nivel cuantitativo o cualitativo.

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 encontraría 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)

Los análisis del comportamiento de estas PPF en situaciones donde el periodonto se encuentra disminuido o en un periodonto con altura normal se puede evaluar a través del FEM que se ha utilizado durante mucho tiempo en la odontología como una herramienta de investigación, la cual examina los comportamientos mecánicos complejos de las prótesis y de

las estructuras circundantes difíciles de evaluar por ser un método numérico que presenta importantes ventajas sobre la fotoelasticidad, resultando muy útil en el análisis de geometrías complejas y permite determinar las tensiones y distorsiones que experimenta un componente tridimensional. Estos elementos finitos se forman al dividir la estructura original en una serie de secciones de forma adecuada de las cuales cada una de ellas conserva las mismas propiedades de los materiales reales (Mackerle J., et al 2004). Se ha establecido su utilidad en el diseño y análisis de las restauraciones dentales. (Romeed et al, 2004).

Se han reportado análisis relacionados con la temática, donde evaluaron el comportamiento biomecánico de conectores, pónico, pilares, hueso, ligamento periodontal, tipo de material empleado, angulación de pilares, tipo de fuerzas empleadas, diseño protésico, preparaciones dentales, tipo de cemento utilizado, y otros factores que podrían influenciar en el comportamiento de la prótesis, pero se evidencia la falta o escasa información en lo referente al comportamiento mecánico de las prótesis fijas en aleaciones específicas como Cr-Co y Au-Pd y en restauraciones libres de metal como el Disilicato de litio y Zirconio, las cuales cumplen con condiciones mecánicas y estéticas aceptables. Con base en esto, se pretende evaluar y estudiar la distribución de tensión en la prótesis parcial fija de tres unidades en el sector anterior superior teniendo como pilares caninos e incisivo central y el incisivo lateral como pónico, en cromo-cobalto porcelana, oro-paladio-porcelana, Disilicato de litio y Zirconio en pacientes con periodonto disminuido, comparándolo con pacientes que presentan periodonto de altura normal.

3.1 Pregunta de investigación

¿Como es el comportamiento biomecánico de una PPF en el sector anterior (central, lateral y canino) en dientes con un periodonto normal y un periodonto disminuido elaborado en cuatro tipos de materiales diferentes como son el Cr- Co, Au-Pd, Disilicato de Litio y Zirconio?

4. Justificación

Teniendo en cuenta que los objetivos principales de una restauración son la estética, la salud y función es necesario conocer y comprender los factores que pueden afectar la relación entre el tejido periodontal y la restauración, ya sea en sus cambios biológicos, funcionales y estéticos.

Los materiales actualmente usados como son aleaciones Cr- Co, Au- Pd, Disilicato de litio y Zirconio, nos brindan diferentes niveles de respuestas biológicas, resultados estéticos y por ende diferentes comportamientos biomecánicos, dando diferentes posibilidades de uso en el sector anterior con diferentes condiciones periodontales.

Podemos encontrar que un alto porcentaje de pacientes que acuden a consulta no se encuentran en condiciones periodontales normales, pero presentan altas demandas estéticas, por lo cual es necesario determinar cuál de los materiales antes mencionados presentan un adecuado comportamiento biomecánico que favorezca desde el punto de vista biológico y satisfaga las necesidades estéticas.

Todo lo anterior motivo a la elaboración de este estudio para conocer qué tipo de material es el ideal en diferentes situaciones periodontales.

5. Situación actual

Es de conocimiento general que las prótesis fijas metal-cerámica son consideradas el Gold Estándar principalmente las elaboradas en aleaciones a base de oro recubiertas por feldespatos. Con el paso del tiempo y los avances dentales se han introducido nuevos materiales cerámicos que solucionan algunos problemas a nivel de estética que presentan las restauraciones metal-cerámica convencionales como las restauraciones en oro-paladio – feldespatos y cromo-cobalto- feldespatos que son usadas en sector anterior (Tan K et al., 2004). Algunos de estos materiales como los vitrocerámicos presentan propiedades que ante cargas o situaciones mecánicas no responden adecuadamente, siendo este factor una desventaja para su uso o elección (Olsson Kg et al., 2003). A consecuencia de esto, nuevos materiales como el zirconio con propiedades mejoradas en lo referente a resistencia, se han introducido como una opción en materiales de restauración para prótesis parciales fijas. Este zirconio resiste mejor las fuerzas durante la masticación y función y presenta tasas de fractura bajas en comparación a restauraciones vitrocerámicas como el disilicato de litio (Christel P et al., 1989). Pero así mismo se han informado desventajas en lo referente a las interfaces entre el zirconio y la cerámica de recubrimiento.

Se encuentra en la literatura revisiones sistemáticas que demuestran que los estudios sobre prótesis parcial fija de metal noble-cerámica presentan una tasa de supervivencia a 5 años de 93.8% y una tasa de éxito de 5 años de 84.3% (Walton TR. 2002) además de encontrar estudios donde demuestran una tasa de supervivencia del 92.8% y la tasa de éxito del 83.8% después de 5 años (Seaborg et al., 2013) siendo comparables con las prótesis fijas convencionales de metal noble y en dichos estudios, la causa más común de complicaciones notificadas en las prótesis dentales es la caries, seguida de afectación periapical.

Con es de notar gran parte de los estudios encontrados en las bases de datos hacen referencia a las tasas de éxito, tasas de supervivencia y a los comportamientos mecánicos de las prótesis parciales fijas en sector anterior elaboradas en diferentes materiales como cromo-cobalto /feldespatos, oro-paladio/feldespatos, disilicato y zirconio, pero dichos estudios utilizan pruebas con máquinas universales, no se observa suficiente evidencia que evalúe el comportamiento mecánico de estas estructuras en lo referente a resistencia flexural y radio

de poisson bajo un análisis de elemento finito en donde se puedan establecer resultados y por ende se puedan generar conclusiones al respecto de los comportamientos de estos diferentes materiales que son de gran uso en el ámbito laboral. Tampoco se observa evidencia donde se realicen estas comparaciones en diferentes situaciones periodontales como lo es un periodonto disminuido, teniendo presente que los comportamientos podrían ser diferentes y los resultados de los análisis podrían dar diferentes conclusiones respecto a el adecuado uso y selección de dichas prótesis en diferentes escenarios periodontales.

6. Objetivos

6.1 Objetivo general

Evaluar el comportamiento biomecánico de una prótesis fija de tres unidades en el sector anterior fabricadas en 4 diferentes materiales (en aleación Cr-Co-porcelana, Au-Pd-porcelana, Zirconio y Disilicato de litio) sobre periodonto disminuido y periodonto de altura normal.

6.2 Objetivos específicos

- Determinar el comportamiento mecánico a través de la distribución de las fuerzas de tensión de prótesis parcial fija fabricada en aleación Cr-Co-porcelana, aleación Au-Pd- porcelana, Zirconio y Disilicato de litio sobre periodonto de altura normal.
- Determinar el comportamiento mecánico a través de la distribución de las fuerzas de tensión de prótesis parcial fija fabricada en aleación Cr-Co-porcelana, aleación Au-Pd- porcelana, Zirconio y Disilicato de litio sobre periodonto disminuido
- Comparar el comportamiento biomecánico (deformación de las estructuras y distribución de la fuerza de tensión) entre prótesis parcial fija fabricada en aleación Cr-Co-porcelana, aleación Au-Pd- porcelana, Zirconio y Disilicato de litio sobre periodonto de altura normal.
- Comparar el comportamiento biomecánico (deformación de las estructuras distribución de la fuerza de tensión) entre prótesis parcial fija fabricada en aleación Cr-Co-porcelana, aleación Au-Pd- porcelana, Zirconio y Disilicato de litio sobre periodonto disminuido
- Comparar el comportamiento biomecánico (deformación de las estructuras y distribución de fuerza de tensión) entre prótesis parcial fija fabricada en aleación Cr-Co-porcelana, aleación Au-Pd- porcelana, Zirconio y Disilicato de litio sobre periodonto disminuido y sobre periodonto de altura normal

7. Metodología del proyecto

7.1. Tipo de estudio

Estudio experimental In Vitro con modelos matemáticos de elemento finito tridimensional

7.2. Población y muestra

Para el desarrollo de este estudio se utilizaron cuatro prótesis parciales fijas [PPF] de tres unidades las cuales tuvieron como pilares el diente central superior y canino superior y como pónico el diente lateral superior, fabricadas en materiales libres de metal [Zirconio translucido y Disilicato inyectado] y en metal [aleación Cromo –Cobalto (Cr-Co) y aleación Oro Paladio (Au Pd)] y su comportamiento mecánico fue evaluado sobre periodonto normal y sobre periodonto disminuido.

Diseños prótesis parcial fija:

- La PPF libre metal elaborada en zirconio translucido: La preparación dental proporciona suficiente retención y forma de resistencia cuando se prepara con un ángulo de convergencia oclusal total de 10 a 20 grados a una altura de apoyo de 3 mm para premolares e incisivos y una relación altura-base de 0.4. Los fabricantes de los diversos sistemas de cerámica y autores de libros de texto suelen recomendar una preparación de hombro con un borde interior redondeado o una preparación de chamfer profundo. Estos diseños de líneas de acabado deben soportar la cerámica cuando se somete a fuerzas oclusales y por lo tanto proporcionar mayor resistencia a la fractura. (Zarone F et al., 2005, Goodacre et al., 2001). El diseño del pónico es determinado en forma ovalada que permita la conformación de un perfil de emergencia estético y accesible para la higiene dental del paciente.
- La PPF libre metal elaborada en Disilicato: 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. El diseño del pónico es de forma ovalada dando un perfil de emergencia estético y brindando la posibilidad de higiene al paciente.

- La PPF metal cerámica elaborada en aleación cromo -cobalto porcelana y aleación oro-paladio porcelana: La línea de terminación en chamfer o chaflán, utilizado como línea de acabado para restauraciones en metal cerámica, también se ha utilizado como línea de acabado labial para restauraciones de porcelana fundida a metal (Shillingburg et al., 2003). La dimensión inciso cervical que proporciona resistencia mínima se ha probado y se ha concluido que es de 3 mm mínimo. El ángulo de convergencia para restauraciones de este tipo esta dado entre 10 y 20 ° favoreciendo la retención de las restauraciones. (Goodacre, 2004)

Altura periodontal

- **Altura periodonto normal:** 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 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

7.3 Métodos y técnicas para la recolección de la información

Datos de propiedades biomecánica para aplicación de modelo de Tejidos dentales, cromo cobalto, oro paladio, cerámica feldespática y disilicato de Litio

Los datos del módulo elástico y radio de poisson de los tejidos dentales como, dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar del incisivo central superior, incisivo lateral superior y canino con los cuales se desarrolló la respectiva matriz fue tomado de la publicación realizada por Fuertes y Gómez [2016], y Montaña [2012] (ver tabla 2).

Rojas et al (2017), realizaron en la primera fase del trabajo una búsqueda de información estratégica con respecto a las propiedades mecánicas (modulo elástico y radio de poisson) de la aleación oro-paladio, la aleación cromo cobalto y de la cerámica feldespática, de estos datos obtenidos se seleccionaron tres matrices las cuales fueron estructuradas, pero no probadas (ver tabla 3).

Tabla 2. *Propiedades mecánicas para Módulo elástico (Mpa) y Radio de poisson de los diferentes tejidos dentales que se usaran en este estudio. Diseño der tabla Martha Tamayo*

Diente	Dentina		Ligamento periodontal		Hueso Cortical		Hueso Medular		Autor
	ME	RP	ME	RP	ME	RP	ME	RP	
Central Superior	10755	0,314	50	0,442	10070	0,29667	3000	0,29667	Fuertes & Gómez [2016]
Canino Superior	18514	0,296	69	0,49	13725	0,26	1370	0,38	Montaña [2012]

Los datos de propiedades mecánicas de disilicato de litio se sustrajeron del trabajo de Ariza (2018) y Arboleda, (2019) (ver tabla 4)

Búsqueda de información - Extracción de datos – Estructuración de matrices características mecánicas zirconio

Para los datos de características mecánicas del zirconio translucido se realizó una búsqueda de información a través de las bases de datos Pubmed, Science Direct y EMBASE; utilizando las palabras claves: finite element analysis, fixed partial denture, translucent zirconium, Translucent Zirconia. translucent Y-TZP, Y-TZP.

Se seleccionaron artículos que evaluaron de forma in vitro y en modelos matemáticos las propiedades mecánicas del zirconio translucido en los diferentes tipos de restauraciones,

por ejemplo, PPF, coronas individuales, o incrustaciones. A demás, se incluyeron las fichas técnicas de las casas comerciales que producen el zirconio translucido.

De los artículos se extrajeron datos como el tipo de restauración, el tipo de estudio (in vitro o modelamiento matemático), las variables evaluadas, el instrumento de evaluación, en caso de ser elementos finitos el número de elementos y de nodos que se usaron, el programa que se utilizó para la evaluación, y las características del material como modulo elástico y radio de Poisson.

Los datos para cada característica se organizaron de acuerdo a la moda, de mayor a menor. Posteriormente se elaboraron las matrices de datos cada una con los datos combinados de modulo elástico y radio de poisson. De todas las matrices resultantes se seleccionaron tres que se evaluaron con el modelo de PPF.

Búsqueda de información - Extracción de datos parámetros de preparación de PPF anterior en zirconio translucido

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.

7.4 Elaboración Prototipo (parámetros de diseño)

Se realizaron las preparaciones para prótesis parcial fija anterior metal-cerámica y libre de metal en un Modelo de simulación, maxilar protésico de restauración de 28 dientes [PRO2002-UL-UP-FEM-28, Nissin dental products inc, Kyoto, Japón], con pilares incisivo central superior (diente 11) y canino superior (diente 13) y como pónico el incisivo lateral superior (diente 12), utilizando la pieza de alta velocidad [Allegra TE 95BC – W&H- Bürmoos, Austria]

Para la preparación metal cerámica se usó fresa chamfer liviano [852G-016 Jota AG, Rüthi, Suiza] en la superficie palatina y chamfer pesado [852G-023 Jota AG, Rüthi, Suiza] en la superficie vestibular, luego se utilizó la misma forma de la fresa con un grano rojo [852F-018, Jota AG, Rüthi, Suiza] y por último una fresa multihojas [C375R-018, Jota AG, Rüthi, Suiza]

la cual se utilizó para el pulido de las preparaciones, se realizó reducción interoclusal de 2mm, línea terminal de 2 mm y convergencia total aproximada de 10 a 20°.

Para la preparación libre de metal se usó fresa chamfer pesado grano verde [852G-023 Jota AG, Rüthi, Suiza] y grano rojo [852F-018, Jota AG, Rüthi, Suiza] y por último con fresa multihojas [C375R-018, Jota AG, Rüthi, Suiza] en los 360° de las superficies de los dientes. Se realizó una reducción interoclusal de 2mm, línea terminal de 2mm y convergencia aproximada de las paredes de la preparación de 6° teniendo como instrumento calibrador la fresa la cual nos permite una aproximación del grado de convergencia

Paso seguido se realizó el proceso de digitalización utilizando el escaner extraoral [inEos X5-Dentsply Syrona- York, Pennsylvania, US], Luego se realizó el diseño de la PPF libre de metal y la PPF metal cerámica con un programa de diseño [inLab SW 16.1. Dentsply Syrona- York, Pennsylvania, US], se escogió un diseño anatómico de acuerdo a la biblioteca de imágenes del programa mencionado y se guardaron estas imágenes en formato *Stl, las cuales fueron usadas posteriormente como base en el diseño del programa de elementos finitos.

7.5 Elaboración de modelo elementos finitos: modelamiento

Como primera medida se realizó el modelamiento geométrico de las diversas estructuras que conforman el conjunto a analizar: Hueso cortical, Hueso trabecular y Dientes, mediante la obtención de los contornos externos para cada uno y se guardaron los archivos de nubes de puntos en formato stl.

Posteriormente se importaron a la versión de evaluación de un software de ingeniería inversa [Rapidform XOR3-3D Systems-Rock Hill, South Carolina, US], en el cual se generaron una serie de superficies para recubrir cada geometría, obteniendo así los sólidos en formato Parasolid (*.x_t).

Para los elementos del diseño protésico, se partió de los archivos en nube de puntos (*.stl) y se repitió el procedimiento para convertirlos en sólidos.

Luego, cada estructura se importó al software de diseño tridimensional [SolidWorks for Students – Dassault Systemes- Vélizy-Villacoublay, France] y en el módulo de conjunto, se procedió a ubicar cada pieza en su posición para obtener así ensamble final para ser estudiado.

En la versión gratuita para estudiantes de un sistema integrado de simulación [Ansys WorkBench- Ansys Inc - Canonsburg, Pennsylvania, US] se importaron los archivos de los ensamblajes obtenidos en SolidWorks, y allí se siguieron los siguientes pasos:

1. Asignación de las propiedades mecánicas de cada componente del conjunto
2. Enmallado del conjunto
3. Definición de las condiciones de frontera:
 - a. Cargas aplicadas
 - b. Restricciones de movimiento
4. Definición de resultados a obtener

7.6 Plan de análisis de la información

Los datos de las propiedades mecánicas recopilados del Disilicato de litio, zirconio, aleación Cr-Co, aleación Au-Pd y cerámica feldespática, 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 se reportaron 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 fueron obtenidos de patrones de franjas isocromáticas, de tal manera que a medida que la fuerza fue aplicada a una estructura, el número de franjas isocromáticas se incrementaron, esto se dio debido a la mayor cantidad de diferentes tensiones que se generaron en el cuerpo de estudio, produciéndose mayores franjas dentro del espectro electromagnético del color.

Cada línea de color similar (orden de franja) se representó en un nivel de tensión:

- 1) Color negro: nula tensión.
- 2) Los colores cálidos representaron patrones de alta concentración de tensiones. (rojo, naranja, amarillo)
- 3) Los colores fríos representaron patrones de baja concentración de tensiones. (Verde, azul, violeta)
- 4) El patrón en secuencia fué: 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 distribuyó dicha tensión dentro del objeto de estudio, disipándose en el patrón ya descrito el cual siguió la secuencia hasta llegar a zonas donde la concentración de la tensión fue baja o nula, y que se representó por el color azul y violeta.
- 6) Cuando se observó un color único, fue indicativo de una distribución de tensión uniforme que demostró 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 demostraron 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 hubo baja concentración de tensiones fueron representadas con franjas de colores fríos.

8. Consideraciones en 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 anticopia, 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

Búsqueda y validación de datos de propiedades mecánicas y dimensiones su para aplicación en el modelo

Los datos del módulo elástico y el radio de poisson de los tejidos dentales tales como son la dentina, el ligamento periodontal, el hueso alveolar del diente central superior y del diente canino superior fueron tomados de Fuertes y Gómez, (2016) y Montaña, (2012) [tabla2].

Los diferentes datos para realizar el diseño protésico como son: el calibre de la preparación, grosor de la porcelana, las dimensiones de la prótesis de cada diente, las alturas de la prótesis de cada diente, dimensiones de los conectores, longitud total del diseño, niveles óseos del periodonto, se observan en la tabla 5 para dos de los cuatro materiales evaluados como lo es la PPF Cr-Co/ Au-Pd (Rojas et al.,2017).

Tabla 3. Datos para diseño de modelamiento de PPF Cr-Co /Au-Pd Tomada de Rojas et al.,2017.

DISEÑO PARA MODELAMIENTO		
ESTRUCTURA	DIMENSION	CARACTERISTICA
CALIBRE DE ALEACIÓN	0.5 mm	360º
GROSOR DE PORCELANA	1.5 mm	360º
CEMENTO DE IONOMERO DE VIDRIO	25 um	360º
DIMENSION DE LA PROTESIS CANINO	9 mm	MESIO-DISTAL
DIMENSION DE LA PROTESIS LATERAL	6.5 mm	MESIO-DISTAL
DIMENSIÓN DE LA PROTESIS INCISIVO CENTRAL	8.5 mm	MESIO-DISTAL
ALTURA DE PROTESIS INCISIVO CENTRAL	10.5 mm	INCISO-CERVICAL
ALTURA DE PROTESIS INCISIVO LATERAL	9 mm	INCISO-CERVICAL
ALTURA DE PROTESIS CANINO	10.5 mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO SANO	3mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO SANO	2 mm	VESTIBULO-PALATINO
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO DISMINUIDO	3mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO DISMINUIDO	2mm	VESTIBULO-PALATINO
LONGITUD TOTAL DE PPF	24 mm	MESIO-DISTAL
DISEÑO DEL PONTICO	N/A	OVAL
CONVERGENCIA DE LAS PREPARACIONES	12º	INCISAL
NIVEL ÓSEO PERIODONTO ALTURA NORMAL	100%	UAC-APICE
NIVEL ÓSEO PERIODONTO DISMINUIDO	70%	UAC-APICE

Los diferentes datos para el diseño protésico de las PPF cerámicas libres de metal tales como: solidez estructural de la cerámica, dimensión de prótesis en diente canino, altura de prótesis de este, dimensión del conector, longitud de la prótesis parcial fija, convergencia de las preparaciones, nivel óseo de altura normal y nivel de periodonto disminuido fueron tomados de los trabajos de Ariza (2018) y Arboleda, (2019) [tabla 4]

Tabla 4. Datos para diseño de modelamiento de PPF Disilicato de litio y zirconio Tomada de Ariza,2018; Arboleda, 2019.

DISEÑO PARA MODELAMIENTO		
ESTRUCTURA	DIMENSION	CARACTERISTICA
CALIBRE DE LA ESTRUCTURA	2mm	360°
DIMENSION DE LA PROTESIS CANINO	9mm	MESIO-DISTAL
DIMENSION DE LA PROTESIS LATERAL	7mm	MESIO-DISTAL
DIMENSIÓN DE LA PROTESIS INCISIVO CENTRAL	8.8mm	MESIO-DISTAL
ALTURA DE PROTESIS INCISIVO CENTRAL	10.5mm	INCISO-CERVICAL
ALTURA DE PROTESIS INCISIVO LATERAL	9 mm	INCISO-CERVICAL
ALTURA DE PROTESIS CANINO	10.5 mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO SANO	3mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO SANO	4mm	VESTIBULO-PALATINO
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO DISMINUIDO	3mm	INCISO-CERVICAL
DIMENSION DEL CONECTOR PERIODONTO DISMINUIDO	4mm	VESTIBULO-PALATINO
LONGITUD TOTAL DE PPF	24.8mm	MESIO-DISTAL
DISEÑO DEL PONTICO	N/A	OVAL
CONVERGENCIA DE LAS PREPARACIONES	12°	INCISAL
NIVEL ÓSEO PERIODONTO ALTURA NORMAL	100%	UAC-APICE
NIVEL ÓSEO PERIODONTO DISMINUIDO	70%	UAC-APICE

La información acerca de las propiedades mecánicas del disilicato de litio que se utilizó, fue tomada de Ariza, (2018) y Arboleda, (2019); por lo que se usó un módulo elástico de 95.000 Mpa y Radio poisson de 0,23 v (Ariza, 2018; Arboleda, 2019)

Búsqueda de datos y Validación de matrices de propiedades mecánicas de Au-Pd, Cr -Co y zirconio translucido

Validación de matrices de propiedades mecánicas de Au-Pd, Cr -Co

Los tres matrices con los datos de propiedades biomecánica Au-Pd, Cr -Co y cerámica feldespática fueron obtenidas del trabajo de Rojas et al, (2017) (tabla 5) las cuales no fueron validadas en su estudio y las tres fueron aplicadas al modelo de PPF con periodonto normal para determinar cuál de las tres era la más acertada para aplicar a todo el modelo teniendo en cuenta lo siguientes criterios: 1) Zonas de menor tensión en la prótesis, 2) zonas de menor tensión en el diente y 3) zonas de menor tensión en el periodonto

Tabla 5. Datos de propiedades biomecánica Au-Pd, Cr -Co y cerámica feldespática Preselección de matrices. Tomada de Rojas et al.,2017.

Matriz N°	Aleación Co-Cr		Aleación Au-Pd		Porcelana feldespática	
	Modulo elástico Mpa	Radio poisson	Modulo elástico Mpa	Radio poisson	Modulo elástico Mpa	Radio de Poisson
1	218000	0.33	95000	0.30	61200	0.19
2	218000	0.30	100000	0.32	68900	0.28
3	86000	0.30	91000	0.33	82800	0.35

Proceso de búsqueda de datos de propiedades mecánicas del zirconio translucido

Los resultados de la búsqueda acerca de zirconio translucido – elemento finito de donde se extrajeron datos como la resistencia flexural, el radio de poisson, el tipo de programa utilizado, los nodos, la ubicación de la restauración entre otros datos, arrojó 39 artículos en las bases de datos, se realizó una revisión inicial por título para encontrar y descartar artículos duplicados. Los artículos preseleccionados se revisaron en texto completo para determinar si aportaban los datos necesarios para el estudio. Posterior a estos pasos se seleccionaron 13 artículos (tabla 6).

Los datos correspondientes al módulo elástico y radio de Poisson obtenidos a partir de la búsqueda de la evidencia, fueron ordenados en una base de datos (tabla 7), Posteriormente, los datos de las características mecánicas fueron organizados de menor a mayor valor numérico para ser seleccionados por MODA. Luego se realizaron 15 diferentes posibles combinaciones de los datos de la tabla primaria, dando como resultado 15 de matrices (tabla 8).

Para realizar la aplicación de estudio de la PPF se escogieron 3 matrices las cuales cumplieron con los criterios establecidos: 1) la matriz cuyos datos fueran los que más se reportaron es decir por moda, 2) *la matriz con los datos de valores más altos* y 3) la matriz con los datos provenientes de la ficha técnica de la casa comercial del material evaluado (tabla 9). Al igual que con las matrices de propiedades mecánicas de las aleaciones metálicas, las tres fueron aplicadas al modelo de PPF con periodonto normal para determinar cuál de las tres era la más acertada para aplicar a todo el modelo teniendo en cuenta los siguientes criterios: 1) Zonas de menor tensión en la prótesis, 2) zonas de menor tensión en el diente y 3) zonas de menor tensión en el periodonto

Tabla 6. Artículos seleccionados para sustracción de datos de propiedades mecánicas del zirconio translucido. Tabla diseñada por Martha Tamayo. Datos obtenidos por Bertel & Osorio 2020

AUTOR/ pais	Tipo de estudio	ZIRCONIO		ESPECIFICACIONES				CARACTERISTICAS FISICAS			Observaciones	ESTUDIOS IN VITRO
		RESTAURACION	LOCALIZACION	PROGRAMA	Tipo EF	Nº/Tipo elemento	NODOS	MODULO ELASTICO		RADIO DE POISSON		Tipo de maquina utilizada o prueba
								MEDIA ORIGINAL	MPA			
Mendes et al., 2018	EF	carilla oclusal	1er molar superior	ANSYS 17.2	tridimensional	N.R	N.R	210 Gpa	210.000	0.33	zirconio translucido	
Franco - Tabares et., al 2018	EF	Coronas monoliticas	1 molar	ANSYS Workbench 2015	tridimensional	N.R	N.R	210 Gpa	210.000	0.30	zirconio translucido	
Lan et al., 2016	EF	Coronas monoliticas	Area del molar	(Pro/ENGINEER Wildfire 2.0; Parametric Technology Corp	tridimensional	167 772 elements. 10-node tetrahedral elements	236 264	220 Gpa	220.000	0.3	zirconio translucido	servohydraulic testing machine (MTS 810; MTS System Corp).
Heintze et al., 2018	EF	PPF	PPF reemplazando el 1 molar superior	Abaqus Version 6.14-1 (Dassault Systemes, 2014).	tridimensional	1309774, 1296849	1359 429, 1341 089 nodos	210 Gpa	210.000	0.3	zirconio translucido	
Rocha et al., 2018	EF	Discos ceramicos	N.A	Ansys Workbench 11	modelo geometrico matematico	N.R	N.R	210 Gpa	210.000	0.3	zirconio translucido	
Merve Bankoğlu Güngör & HandanYılmaz (2016)	EF	PPF	PPF de 21 a 23 con pontico en 22	Abaqus FEA v6.8.1; Dassault Systems Simulia Corp	tridimensional	184258	3726 8	210 Gpa	210.000	0.30	zirconio translucido	
Abousheli b et., al 2008	EF	Discos de zirconio	N.A	FEMAP 9.2; USG, Plano, TX	tridimensional	N.R	N.R	210 Gpa	210.000	0.30	zirconio casa: Cercon Base	
Nakamura et., al 2018	EF	Corona Monolitica	Molar derecho mandibular (46)	Comsol Multiphysics software. Comsol, Stockholm, Sweden	tridimensional	100.000	N.R	230 Gpa	230.000	0.3	zirconio translucido	
Zhang et al 2013	IN VITRO	Discos de zirconio	N.A	N.A	N.A	N.A	N.A	216 Gpa	216.000	N:R	zirconio translucido	universal testing machine (Model 5566, Instron, Norwood, MA
Miura et.,al 2018	EF	Corona de premolar	Premolar	NX NASTRAN (MSC Software, Newport Beach, CA, USA)	tridimensional	10-node 3D tetrahedral mesh elements	6743 8, 8070 9, and 5080 2 elem	210 Gpa	210.000	0.30	zirconio monolitico	

AUTOR/ pais	Tipo de estudio	ZIRCONIO		ESPECIFICACIONES				CARACTERÍSTICAS FÍSICAS			Observaciones	ESTUDIOS IN VITRO
		RESTAURACION	LOCALIZACION	PROGRAMA	Tipo EF	Nº/Tipo elemento	NODOS	MODULO ELASTICO		RADIO DE POISSON		Tipo de maquina utilizada o prueba
								MEDIA ORIGINAL	MPA			
Mendes et al., 2018	EF	carilla oclusal	1er molar superior	ANSYS 17.2	tridimensional	N.R	N.R	210 Gpa	210.000	0.33	zirconio translucido	
							ents and 95395, 113201, and 70961 nodes					
Pereira et al., 2019	EF	discos	N.A	Ansys Workbench 11 (Ansys Inc., Pittsburg, PA, USA)	tridimensional	N.R	N.R	210 Gpa	210.000	0.3	zirconio translucido	
Y. Zhang ¹ & B.R. Lawn (2018)	Revision		N.A	N.A	N.A	N.A	N.A	210 GPa	210.000	0.3		
Yan et al., 2018	IN VITRO	Discos	N.A	N.A	N.A	N.A	N.A	210 Gpa	210.000	N.R	zirconio translucido	piston-on-three-balls test-Hertzian load-to-fracture test

Tabla 7. Características mecánicas (modulo elástico y radio de poisson) por autor/Casa comercial de Zirconio Translucido. Diseño de tabla Martha Tamayo. Datos Bertel & Osorio, 2020

Autor o Casa comercial	Modulo elástico - Mpa	Radio de poisson
Mendes et al., 2018	210.000	0.33
Franco -Tabares et., al 2018	210.000	0.30
Lan et al., 2016	220.000	0.3
Heintze et al., 2018	210.000	0.3
Rocha et al., 2018	210.000	0.3
Merve Bankoğlu Güngör & HandanYılmaz (2016)	210.000	0.30
Aboushelib et., al 2008	210.000	0.30
Nakamura et., al 2018	230.000	0.3
Zhang et al 2013	216.000	N:R
Miura et.,al 2018	210.000	0.30
Pereira et al., 2019	210.000	0.3
Y. Zhang ¹ & B.R. Lawn (2018)	210.000	0.3
Yan et al., 2018	210.000	N.R
Zenostar® Zr Translucent	210.000	N.R
VITA YZ® HT	210.000	N.R
Lava Esthetic 3M ESPE	200.000	N.R
Lava Esthetic 3M ESPE	210.000	N.R

Autor o Casa comercial	Modulo elástico - Mpa	Radio de poisson
Cercon xt Dentsply Sirona	200.000	N.R
Cercon xt Dentsply Sirona	210.000	N.R
BruxZir Anterior Glidewell	200.000	N.R
BruxZir Anterior Glidewell	210.000	N.R
Prettau Zirconia Zirconzhan	200.000	N.R
Prettau Zirconia Zirconzhan	210.000	N.R
Katana UT/UTML Kuraray Noritake	200.000	N.R
Katana UT/UTML Kuraray Noritake	210.000	N.R
Zpex Smile Tosoh	200.000	N.R
Zpex Smile Tosoh	210.000	N.R
Luxisse + Heany	200.000	N.R
Luxisse + Heany	210.000	N.R

Tabla 8. Estructuración de matrices para datos de módulo elástico y radio poisson de Zirconio translucido Diseño de tabla Martha Tamayo. Datos Bertel & Osorio, 2020

Matrices	Modulo elástico [ME] - Mpa	Radio de poisson	Fuente* ME
1	210.000	0,30	E+CC
2	210.000	0,30	E+CC
3	210.000	0,33	E+CC
4	200.000	0,30	CC
5	200.000	0,30	CC
6	200.000	0,33	CC
7	216.000	0,30	E
8	216.000	0,30	E
9	216.000	0,33	E
10	220.000	0,30	E
11	220.000	0,30	E
12	220.000	0,33	E
13	230.000	0,30	E
14	230.000	0,30	E
15	230.000	0,33	E

*E: Estudio- CC: Casa Comercial.

Tabla 9. Matrices definitivas para datos de módulo elástico y radio poisson de Zirconio translucido. Diseño de tabla Martha Tamayo. Datos Bertel & Osorio, 2020

DATOS	Módulo elástico Mpa	Radio poisson
Datos Mayor Moda	210.000	0.30
Datos Mayor valor reportado	230.000	0.30
Datos Casa Comercial	200.000	0.30

Digitalización de las preparaciones: Se realizó el proceso de digitalización de las preparaciones realizadas sobre modelo nissin [Modelo de Maxilar Protésico de Restauración (28 dientes) PRO2002-UL-UP-FEM-28, nissin dental products inc, kyoto, Japón], con pilares incisivo central superior (diente 11) y canino superior (diente 13) y como pónico el incisivo lateral superior (diente 12), con un escaner multitalento para laboratorio dental [inEos X5-Denstply Sirona- Charlotte, North Carolina-USA], posterior a esto, con el softwre para laboratorio dental dedicado al diseño y modelado [inLab CAM SW 16.1-Denstply Sirona- Charlotte, North Carolina-USA] Se realizo el diseño de la PPF para libre de metal y metal ceramica, se escogio un diseño anatomico de acuerdo a la biblioteca de imágenes del programa mencionado y se guardaron estas imágenes en formato stl, las cuales fueron usadas posteriormente como base en el diseño del programa de elementos finitos.

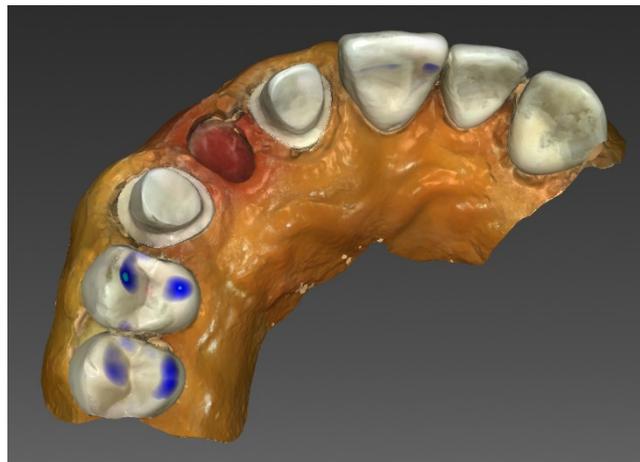


Figura 1. Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para libre de metal vista oclusal Realizado por las residentes encargadas del proyecto. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque

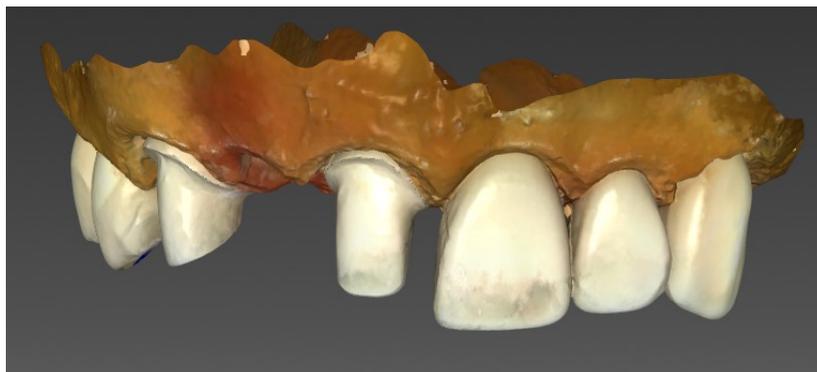


Figura 2. Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para libre de metal Vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque

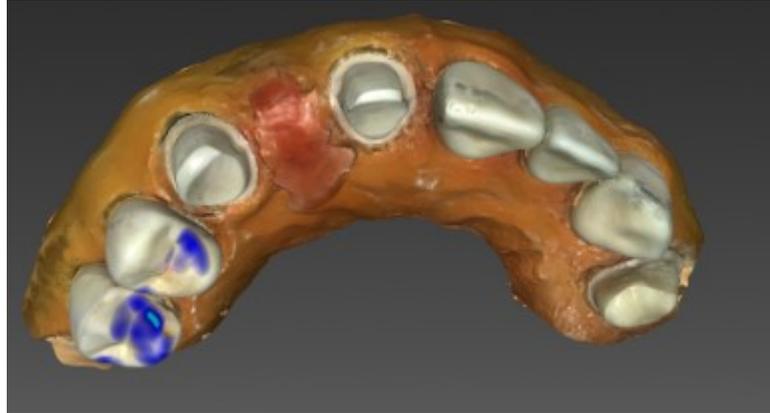


Figura 3. Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para metal cerámica vista oclusal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque



Figura 4. Imagen del escaneo del modelo con preparaciones para metal cerámica Vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque.

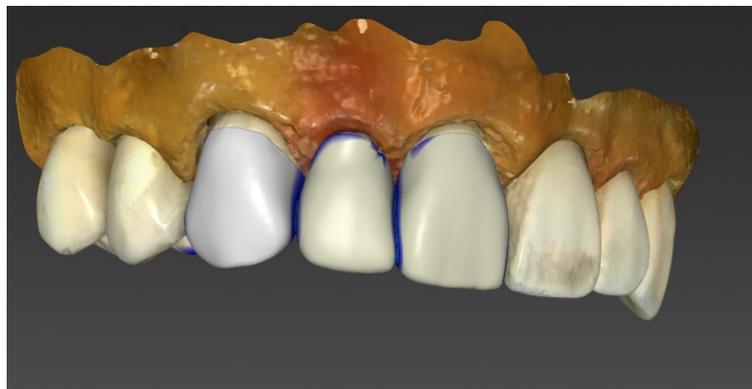


Figura 5. Imagen de diseño de estructura libre de metal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque



Figura 6. Imagen de diseño de cofias de metal cerámica vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque

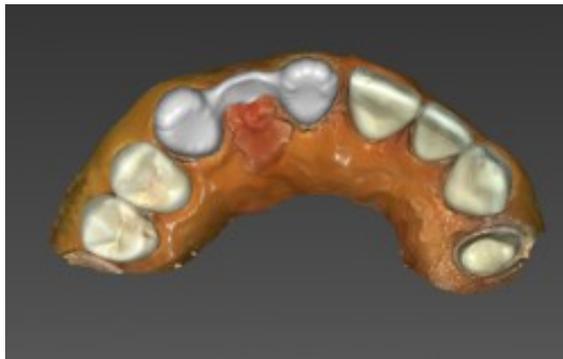


Figura 7. Imagen de diseño de cofias de metal cerámica vista oclusal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque



Figura 8. Imagen de diseño de la cerámica de la PPF metal cerámica vista frontal. Realizado por laboratorista encargada de diseños Cad-Cam. Laboratorio Cad-Cam Universidad El bosque

Diagramación de Los elementos constitutivos y prótesis en el Software ANSYS WORKBENCH

18.0

Para las preparaciones dentales de la PPF se tomaron como pilares los dientes 11 y 13, y como pónico el diente 12 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.

Se realizó el modelamiento de la estructura de la prótesis parcial fija con pilares central superior y canino superior y como pónico el lateral 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

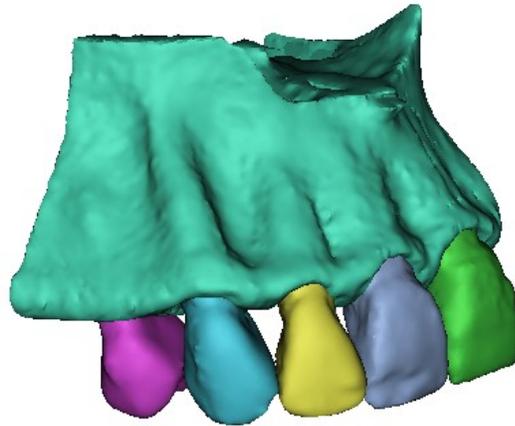


Figura 9. Reconstrucción de periodonto sano. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

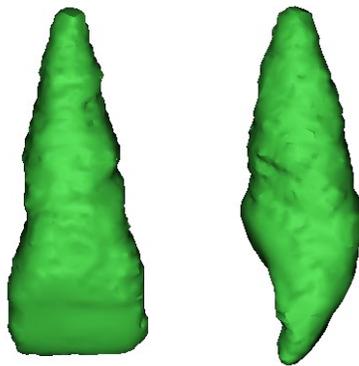


Figura 10. Geometría reconstruida diente 21. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

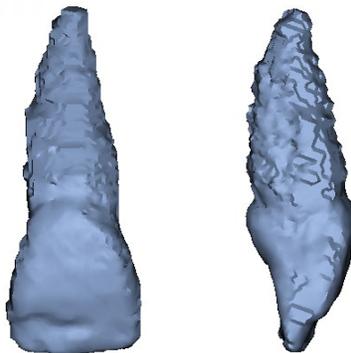


Figura 11. Geometría reconstruida diente 11. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

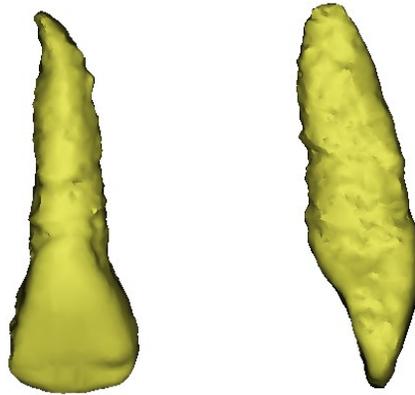


Figura 12. Geometría reconstruida diente 12. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

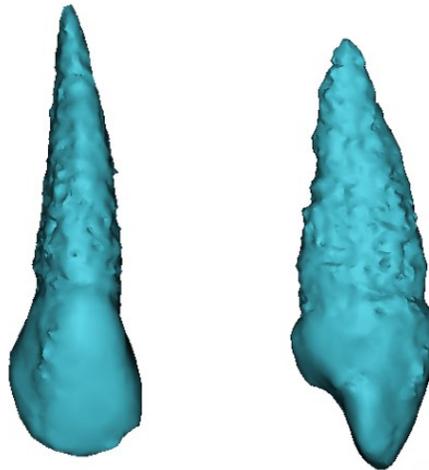


Figura 13. Geometría reconstruida diente 13. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

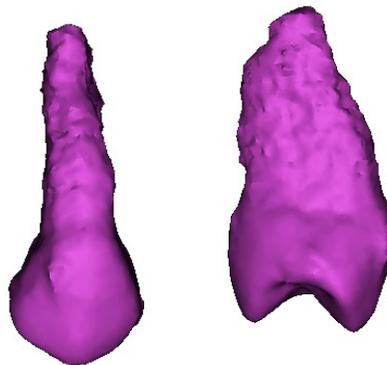


Figura 14. Geometría reconstruida diente 14. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

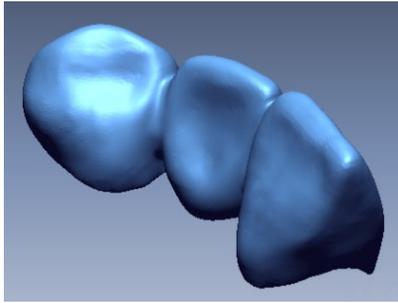


Figura 15. Geometría reconstruida PPF Libre de Metal. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

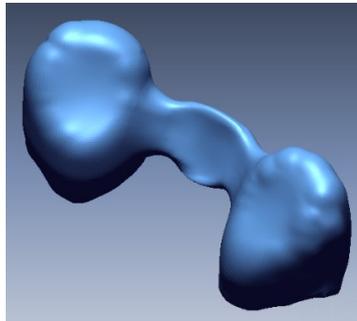


Figura 16. Geometría reconstruida estructura metálica. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

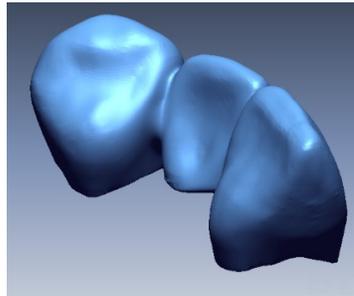


Figura 17. Geometría reconstruida de cerámica feldespática. Realizado por Ingeniero Ricardo Ríos.

Características mecánicas de los tejidos y materiales

En el software ANSYS WORKBENCH 18.0 se definieron las características mecánicas del material, se importó el modelamiento y se introdujo los valores correspondientes a las propiedades físicas de cada uno de los materiales constitutivos del conjunto como son el radio de poisson, y módulo de elasticidad establecido anteriormente en las tablas 2, 5, y 6.

Validación de la matrices de datos de Au-Pd:

Para la validación de las matrices, se aplicaron las 3 matrices de cada material establecidas por Rojas et. Al [tabla 3] sobre el modelo de periodonto normal con una carga funcional de 250N.

Analisis del comportamiento de Tejidos dentales – Oro Paladio:

Apicación de matriz con mayor moda:

A nivel del hueso cortical: la aplicación de una carga de 250 N evidenció que el maximo valor de esfuerzo inducido fue de 89,878 MPa que se mostró como un punto color rojo localizado ubicado en la superficie palato distal de la cresta osea del diente 14; y un minimo valor de esfuerzo inducido que correspondió a un valor de 0,0072584 MPa, el cual se observó sobre toda la superficie palatina del diente 11, 12, 13 y sobre la zona edentula del diente 12, correpondiendo a una distibucion homogenea, y de baja tension. (figura 18)

En el hueso trabecular: la aplicación de la carga evidenció que el maximo valor de esfuerzo inducido fue de 9,8685 MPa que se mostró como un punto localizado a nivel apico mesial del hueso trabecular del diente 13; y el minimo valor de esfuerzo inducido correspondió a un valor de 0,15966 Mpa que se observó en la zona edéntula del diente 12 con una coloración azul. (figura 18).

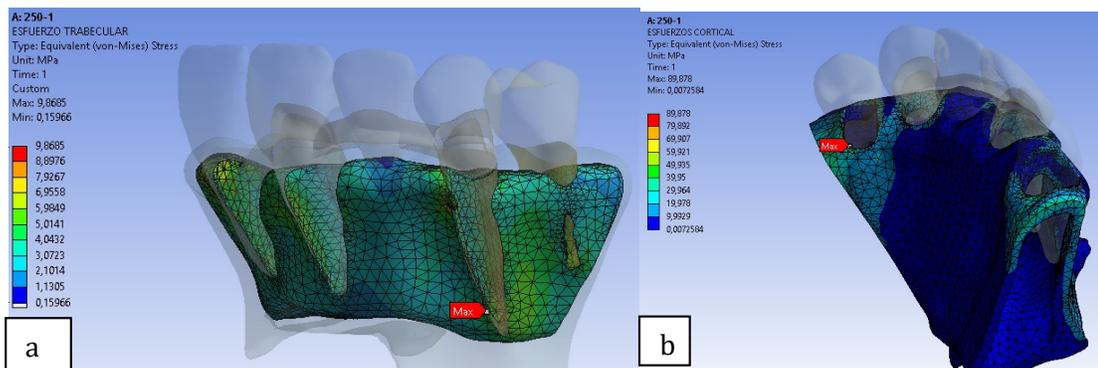


Figura 18. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: hueso trabecular 14 b: hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Ligamento periodontal: en el diente 14, se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 0,089238 MPa en el tercio coronal hacia palatino. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó distribuido de forma homogénea sobre la superficie distal con valor de 0,0011394 Mpa. En el diente 13 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal en superficie meso vestibular con un valor de 0,098494 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0.0095908 Mpa ubicada en el tercio coronal de la superficie distal. En el diente 11 el máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal fue en la superficie distal con un valor de 0,11689 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0035894 Mpa ubicado en el tercio apical. En el diente 21 el máximo valor de esfuerzo inducido fue en el tercio coronal con un valor de 0,084193 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0014479 Mpa ubicado en el tercio apical. (figura 19).

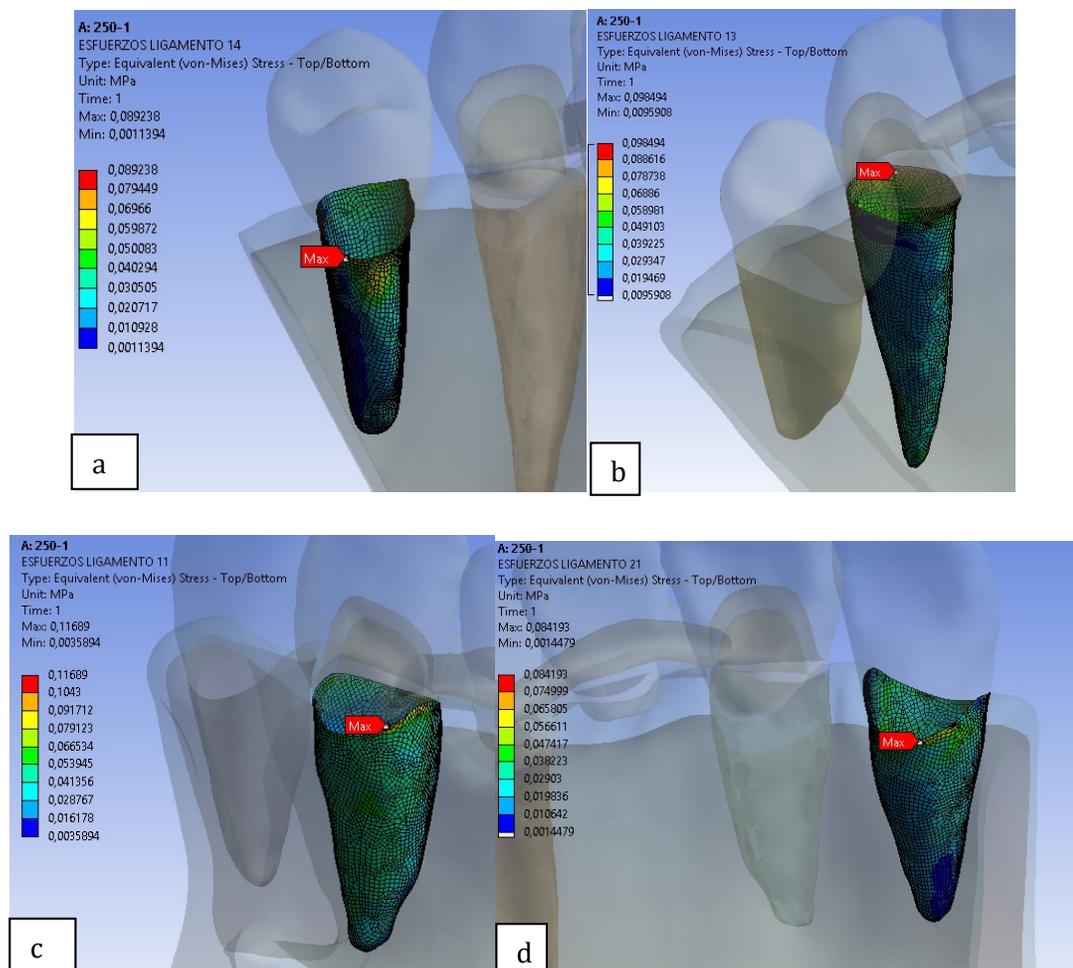


Figura 19. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamento diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Preparaciones dentales: en el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 45,919 MPa y se observó a nivel de la línea terminal en la superficie vestibular. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó en toda la preparación dental con valor de 2,2368 Mpa. En cuanto al diente 11 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 36,093 Mpa ubicado en la línea terminal de la superficie vestibulo distal y el mínimo valor de esfuerzo inducido presentó un valor de 2,125 Mpa observado en toda la preparación dental. (figura 20).

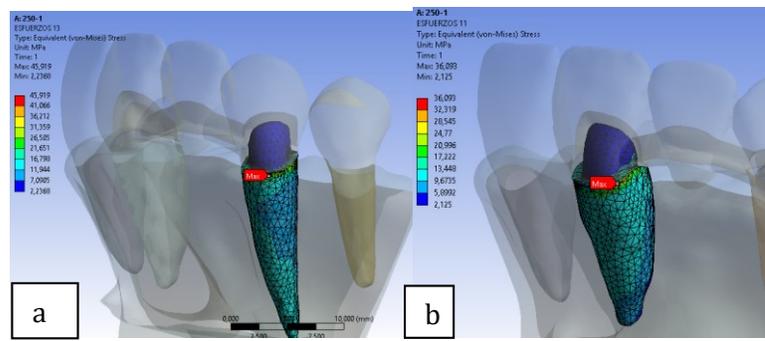


Figura 20. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: Preparación dental diente 13, b: preparación dental diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Dientes adyacentes: en el diente 14 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido de 45,299 MPa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial y un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,023779 Mpa observado en toda la corona del diente. En el diente 21 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 31,351 Mpa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial, y valores mínimos de esfuerzo inducido de 0,11459 Mpa ubicados en toda la superficie coronal del diente. (figura 21).

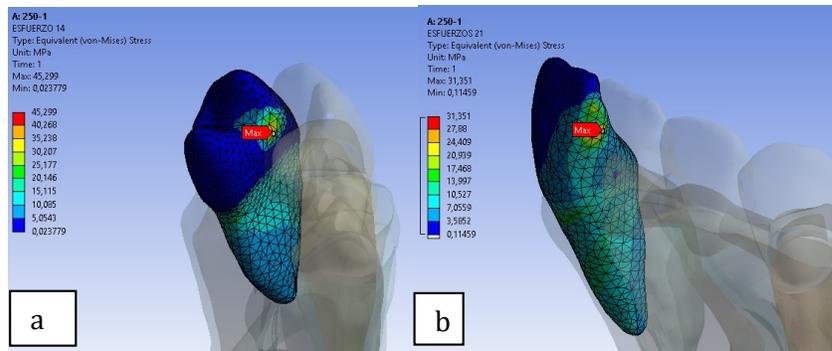


Figura 21. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 507,83 Mpa ubicados a nivel de los cingulos de los dientes 11, 12, 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0, 19919 Mpa ubicado en el resto de las superficies de la PPF, (figura 22).

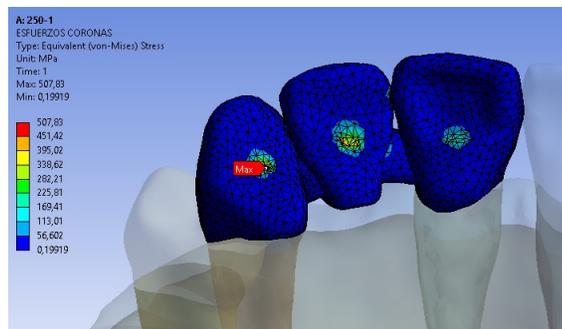


Figura 22. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, prótesis parcial fija. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Cofias de la PPF se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 147,84 Mpa ubicado en un punto localizado en el margen distal de la cofia, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 2,7153 Mpa ubicado en la extensión de la estructura de la cofia con un color azul claro en zonas de cingulos de los pilares y en los conectores de la estructura metálica. (figura 23).



Figura 23. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, estructura metalica. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

En las deformaciones de la PPF se observaron franjas horizontales en la superficie incisal, las cuales mostraron maxima deformacion en el diente central en el angulo distal y en el diente lateral en angulo inciso mesial con un valor maximo de 0.080198 mm. (figura 24).

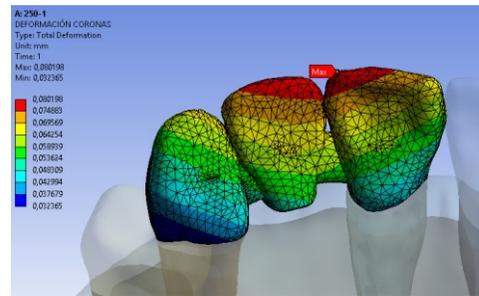


Figura 24. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. Deformacion de la PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones en el hueso trabecular se observaron en franjas horizontales en la superficie más coronal de la zona edentula la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,047783 mm. Las deformaciones en el hueso cortical se observaron en franjas horizontales en la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,057586 mm. (Figura 25).

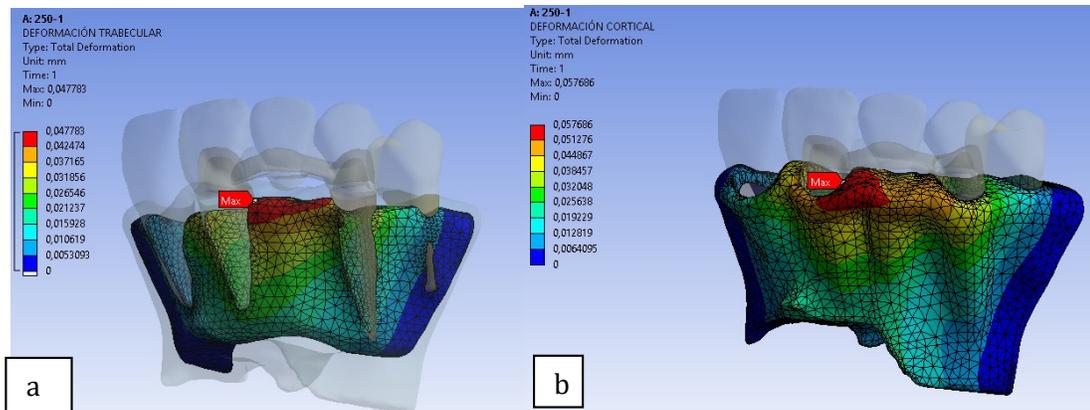


Figura 25. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor moda de la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: deformación hueso trabecular, b: deformación hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Aplicación de matriz con mayor valor reportado:

Hueso cortical: La aplicación de una carga de 250 N evidenció el máximo valor de esfuerzo inducido de 91,731 MPa que se mostró como un punto color rojo localizado ubicado en la superficie palato distal de la cresta ósea del diente 14; y un mínimo valor de esfuerzo inducido que correspondió a un valor de 0,0069308 MPa, el cual se observó sobre toda la superficie palatina del diente 11, 12, 13 y sobre la zona edentula del diente 12, correspondiendo a una distribución homogénea, y de baja tensión. (figura 26).

Hueso trabecular: la aplicación de la carga evidenció el máximo valor de esfuerzo inducido de 7,9413 MPa que se mostró como un punto localizado a nivel apico mesial del hueso trabecular del diente 13; y el mínimo valor de esfuerzo inducido correspondió a un valor de 0,040177 Mpa que se observó en la zona edéntula del diente 12 con una coloración azul. (figura 26).

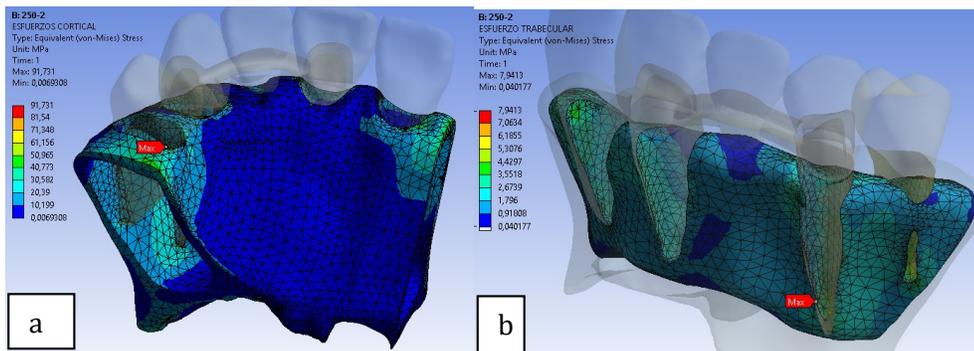


Figura 26. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: hueso cortical, b: hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Ligamento periodontal, en el diente 14: el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 0,085535 MPa y se observó en el tercio medio-coronal hacia mesial. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó distribuido de forma homogénea sobre la superficie distal con valor de 0,00055188 Mpa. En el diente 13 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio apical con un valor de 0,11367 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0029451 Mpa ubicado en el tercio medio coronal en la superficie distal. En el diente 11 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal en la superficie distal con un valor de 0,097581 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,00064127 Mpa ubicada en la superficie mesial. En el diente 21 el máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal hacia distal con un valor de 0,08255 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0004758 Mpa ubicada en tercio apical. (figura 27).

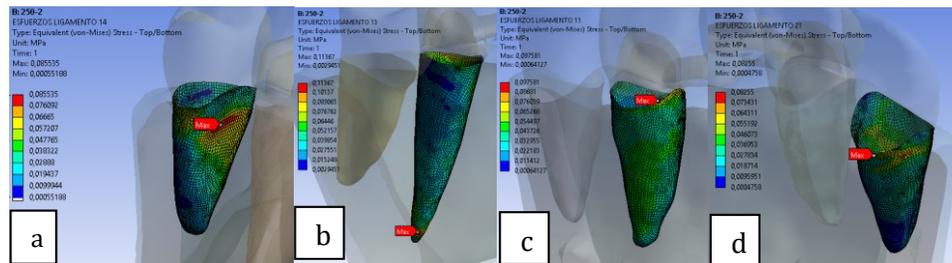


Figura 27. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamento diente 21.

Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Preparaciones dentales: en el diente 13: el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 46,11 MPa y se observó a nivel de la línea terminal en superficie vestibular. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó en toda la preparación dental con valor de 3,2306 Mpa. En cuanto al diente 11 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 38,92 Mpa ubicado en la línea terminal sobre la superficie vestibulo distal y el mínimo valor de esfuerzo inducido presentó un valor de 1,7212 Mpa observado en toda la preparación dental. (figura 28).

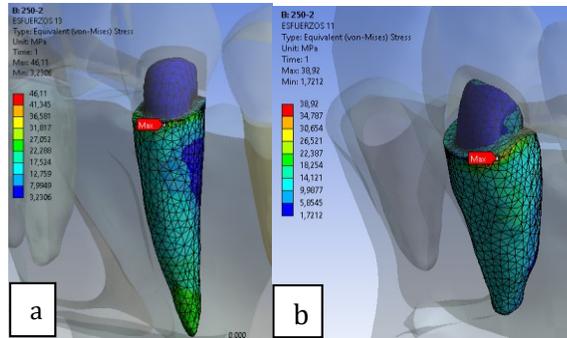


Figura 28. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: preparación del diente 13, b, preparación de diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Dientes adyacentes: en el diente 14 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido de 42,334 MPa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial y un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,036222 Mpa observado en toda la corona del diente. En el diente 21 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 37,414 Mpa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial, y valores mínimos de esfuerzo inducido de 0,068547 Mpa ubicados en toda la superficie coronal del diente. (figura 29)

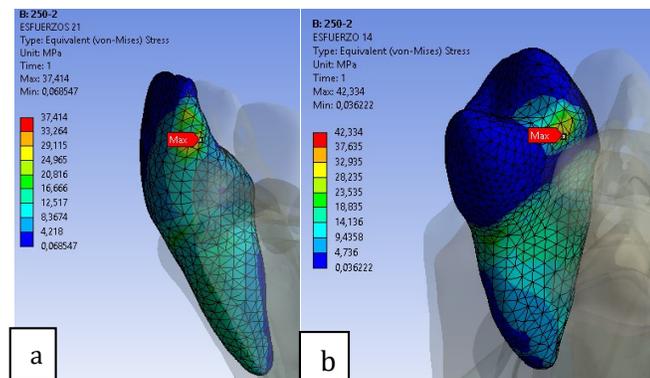


Figura 29. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: diente 21, b, preparación de diente 14. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 496,93 Mpa ubicados a nivel de los cingulos de los dientes 11, 12, 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0, 2503 Mpa ubicado en el resto de las superficies de la PPF. (Figura 30)

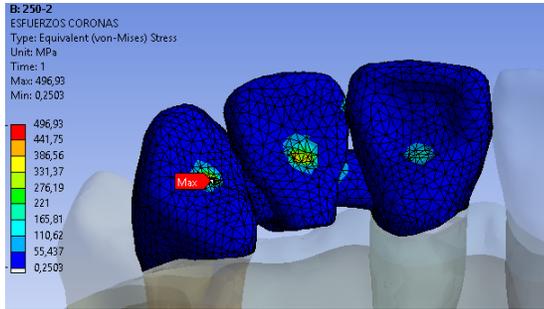


Figura 30. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Cofias de la PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 115,68 Mpa ubicado en un punto localizado en el margen distal de la cofia del diente 11, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 2,7104 Mpa ubicado en la extensión de la estructura de la cofia con un color azul claro en zonas de cingulos de los pilares y en los conectores de la estructura metálica. (figura 31).

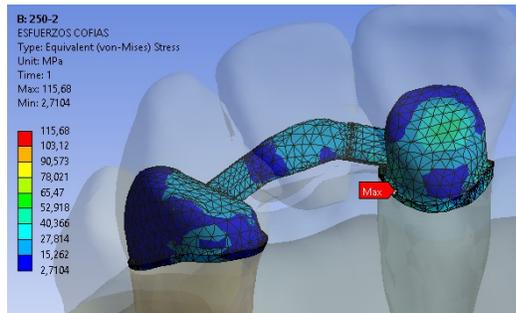


Figura 31. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, estructura metalica. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones de la PPF se observaron en franjas horizontales en la superficie incisal, las cuales mostraron máxima deformación en el diente central en el ángulo distal y en el diente lateral en ángulo inciso mesial con un valor máximo de 0.064099 mm. (Figura 32).

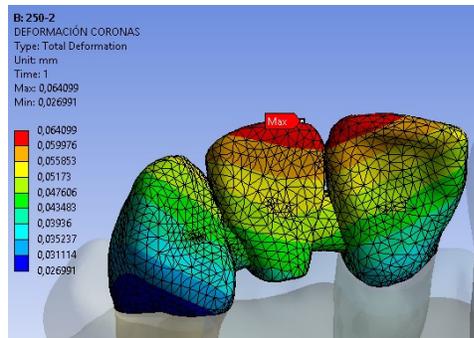


Figura 32. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones en el hueso trabecular se observaron en franjas horizontales en la superficie mas coronal de la zona edentula la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,039794 mm. Las deformaciones en el hueso cortical se observaron en franjas horizontales en la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,046769 mm. (figura 33).

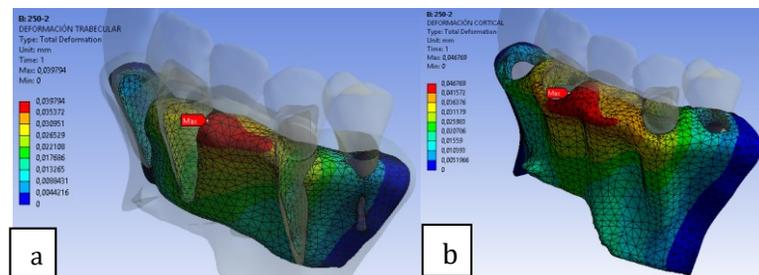


Figura 33. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de mayor valor reportado para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: deformacion de hueso trabecular, b: deformacion de hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Apicación de matriz de Casa Comercial:

A nivel del hueso cortical se aplicó una carga de 250 N y se evidenció el maximo valor de esfuerzo inducido de 91,725 MPa que se mostró como un punto color rojo ubicado en la superficie palato distal de la cresta osea del diente 14; y un minimo valor de esfuerzo inducido que correspondió a un valor de 0,0069361 MPa, el cual se observó sobre toda la

superficie palatina del diente 11, 12, 13 y sobre la zona edentula del diente 12, correspondiendo a una distribución homogénea, y de baja tensión. (figura 34)

En el hueso trabecular la aplicación de la carga evidenció el máximo valor de esfuerzo inducido de 7,9417 MPa que se mostró como punto localizado a nivel apico mesial del hueso trabecular del diente 13; y el mínimo valor de esfuerzo inducido correspondió a un valor de 0,040033 Mpa que se observó en la zona edéntula del diente 12 con una coloración azul. (figura 34).

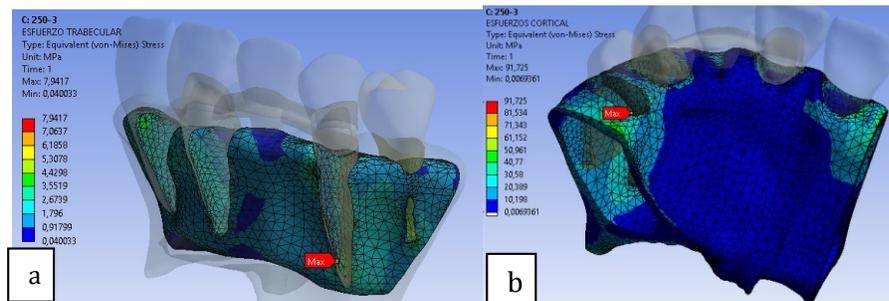


Figura 34. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal, a: hueso trabecular, b: hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Ligamento periodontal: en el diente 14, se pudo observar el máximo valor de esfuerzo inducido de 0,085584 MPa en el tercio medio-coronal hacia mesial. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó distribuido de forma homogénea sobre el tercio medio y apical con valor de 0,00054729 Mpa. En el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio apical tuvo un valor de 0,11367 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0.003035 Mpa ubicado en el tercio medio coronal sobre la superficie distal. (figura 35).

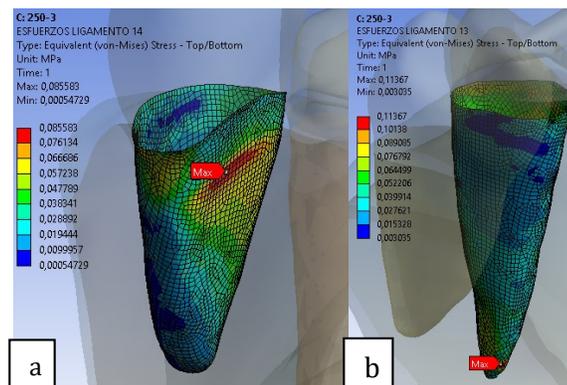


Figura 35. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: ligamento diente 14, b: ligamento 13. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Preparaciones dentales: en el diente 13 el maximo valor de esfuerzo inducido fue de 46,463 MPa y se observó a nivel de la línea terminal sobre la superficie vestibular. La zona con minimo valor de esfuerzo inducido se observó en toda la preparación dental con valor de 3,3921 Mpa. En cuanto al diente 11 el maximo valor de esfuerzo inducido fue de 38,803 Mpa ubicado en la línea terminal sobre la superficie vestibulo distal y el minimo valor de esfuerzo inducido presentó un valor de 1,7209 Mpa observado en toda la preparación dental. (figura 36).

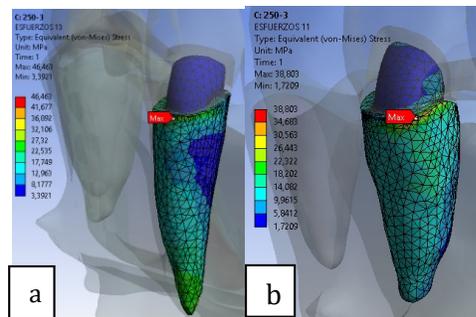


Figura 36. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: preparacion de diente 13, b: preparacion de diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Dientes adyacentes: en el diente 14 el maximo valor de esfuerzo inducido fue de 42,265 MPa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial y un minimo valor de esfuerzo inducido de 0,036214 Mpa observado en toda la corona del diente. En el diente 21 se observó el maximo valor de esfuerzo inducido de 37,439 Mpa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial, y valores minimos de esfuerzo inducido de 0,066636 Mpa ubicados en toda la superficie coronal del diente. (figura 37).

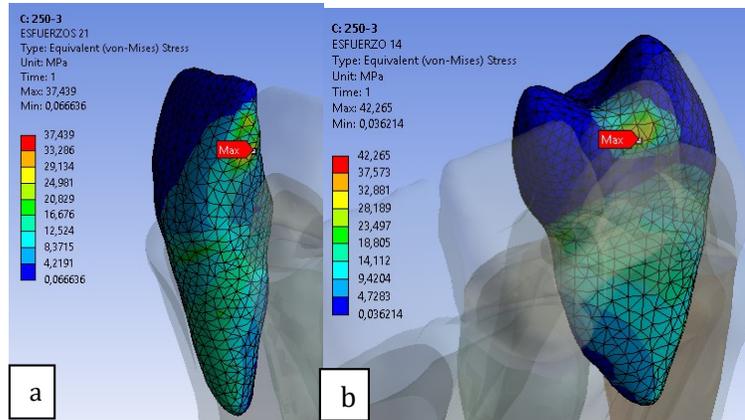


Figura 37. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal, a: diente 21, b: diente 14. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

PPF se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 497,31 Mpa ubicados a nivel de los cingulos de los dientes 11, 12, 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,21718 Mpa ubicado en el resto de las superficies de la PPF. (figura 38)

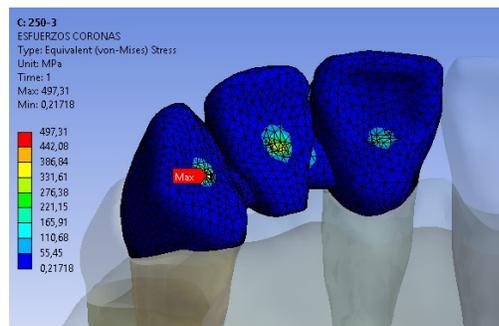


Figura 38. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleacion Au-Pd sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Cofias de la PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 112,3 Mpa ubicado en un punto localizado en el margen mesial de la cofia del diente 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 2,8504 Mpa ubicado en la extensión de la estructura de la cofia, observándose un color azul claro hacia el diente 13. (figura 39.)

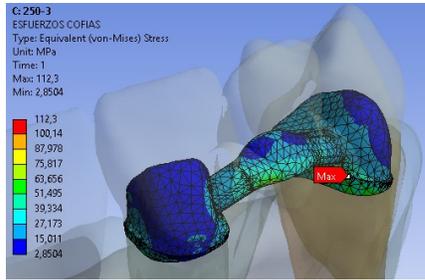


Figura 39. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal. Estructura metalica. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones de la PPF se observaron en franjas horizontales en la superficie incisal, las cuales mostraron maxima deformación en el diente central en el ángulo distal y en el diente lateral en ángulo inciso mesial con un valor maximo de 0.004215 mm. (figura 40).

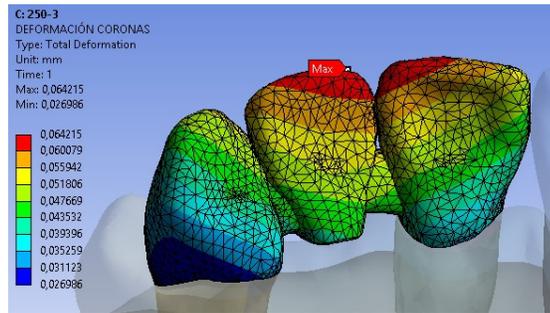


Figura 40. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal. Deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones en el hueso trabecular se observaron en franjas horizontales en la superficie mas coronal de la zona edentula la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,039839 mm. Las deformaciones en el hueso cortical se observaron en franjas horizontales en la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,046828 mm.(figura 41).

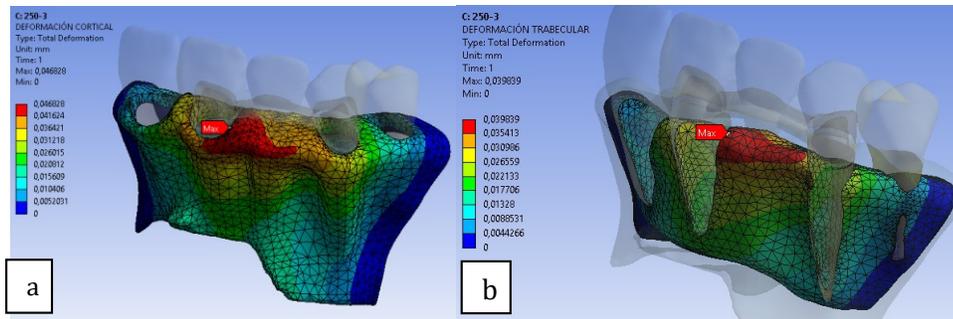


Figura 41. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de casa comercial para la aleación Au-Pd sobre periodonto normal. a: deformación de hueso cortical, b: deformación de hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Validación de la matriz datos de zirconio:

Para la validación de la matriz de zirconio, se aplicaron las 3 matrices establecidas [tabla11] sobre el modelo de periodonto normal y se evaluó cual fue la matriz que mejor se comportó teniendo en cuenta los siguientes criterios: 1) Zonas de menor tensión en la prótesis, 2) zonas de menor tensión en el diente y 3) zonas de menor tensión en el periodonto. Las matrices seleccionadas fueron aplicadas sobre el modelamiento con periodonto de altura normal con una carga funcional de 250N.

Analisis del comportamiento de Tejidos dentales – Zirconio:

Apicación de matriz con mayor moda:

Hueso cortical: al realizar la aplicación de una carga de 250 N se evidenció el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 92,487 MPa que se mostró como un punto color rojo localizado ubicado en la superficie mesial de la cresta ósea del diente 13; y un mínimo valor de esfuerzo inducido que correspondió a un valor de 0,006976 MPa, el cual se observó sobre toda la superficie palatina y vestibular de los dientes 11, 12, 13, 14 y 21 y sobre la zona edéntula del diente 12, correspondiendo a una distribución homogénea, y de baja tensión. (figura 42).

Hueso trabecular: se evidenció que el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 8,5927 MPa que se mostró como punto localizado a nivel apico distal del hueso trabecular del diente 14; y el mínimo valor de esfuerzo inducido correspondió a un valor de 0,16166 Mpa que se observó en la zona edéntula del diente 12 con una coloración azul. (figura 42)

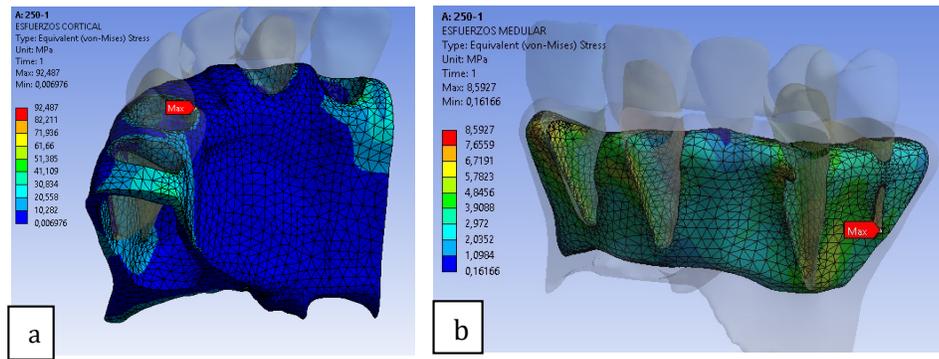


Figura 42. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: hueso cortical, b: hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Ligamento periodontal, en el diente 14 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 0,093031 MPa en el tercio coronal hacia palatino. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó distribuido de forma homogénea sobre el tercio medio y apical con valor de 0,0021191 Mpa. En el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue en el tercio coronal con un valor de 0,11857 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,01013 Mpa ubicado en el tercio coronal de la superficie distal. En el diente 11 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal con un valor de 0,13242 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0036359 Mpa ubicado en tercio medio y apical. En el diente 21 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal con un valor de 0,081828 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0015592 Mpa ubicada en tercio apical. (figura 43)

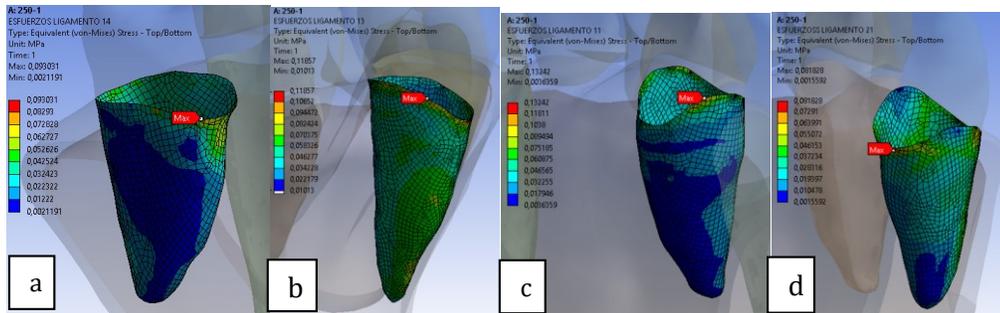


Figura 43. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamneto diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Preparaciones dentales, en el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 61,477 MPa y se observó a nivel de la línea terminal sobre la superficie mesial. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó en toda la preparación dental con valor de 1,793 Mpa. En cuanto al diente 11 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 129,66 Mpa ubicado en la línea terminal sobre la superficie mesial y el mínimo valor de esfuerzo inducido presentó un valor de 0,42523 Mpa observado en toda la preparación dental y la raíz dental. (figura 44).

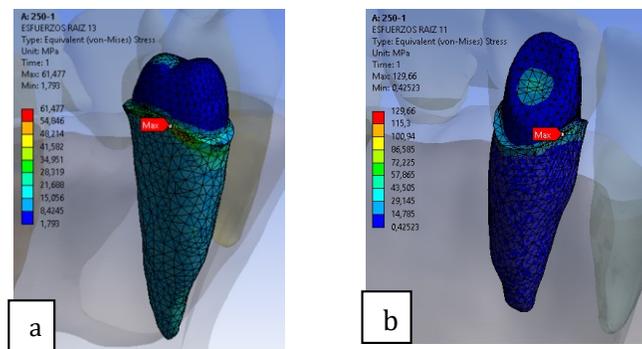


Figura 44. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: preparacion dental diente 13, b: preparacion dental diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Dientes adyacentes: en el diente 14 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido de 55,581 MPa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial y un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,032102 Mpa observado en toda la corona del diente. En el diente 21 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 44,067 Mpa ubicado a nivel del punto de

contacto proximal mesial, y valores mínimos de esfuerzo inducido de 0,073078 Mpa ubicados en toda la superficie coronal del diente. (figura 45).

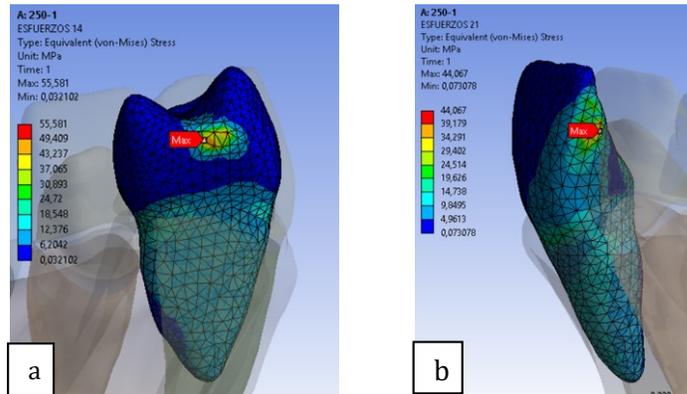


Figura 45. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 562,54 Mpa ubicados a nivel de los cúngulos de los dientes 11, 12, 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,027648 Mpa ubicado en el resto de las superficies de la PPF. (figura 46)

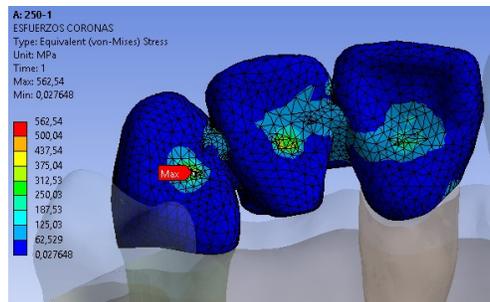


Figura 46. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones de la PPF se observaron en franjas horizontales en la superficie incisal, las cuales mostraron maxima deformación en el diente central en el ángulo incisivo distal y en el diente lateral en ángulo incisivo mesial con un valor maximo de 0.079895 mm. (figura 47).

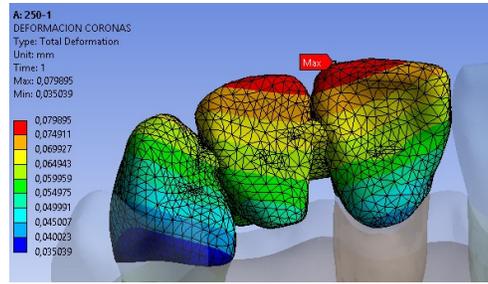


Figura 47. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal.
 Deformación de pppf. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones en el hueso trabecular se observaron en franjas horizontales en la superficie mas coronal de la zona edentula y de la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,046274 mm. Las deformaciones en el hueso cortical se observaron en franjas horizontales en la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,05622 mm. (figura 48).

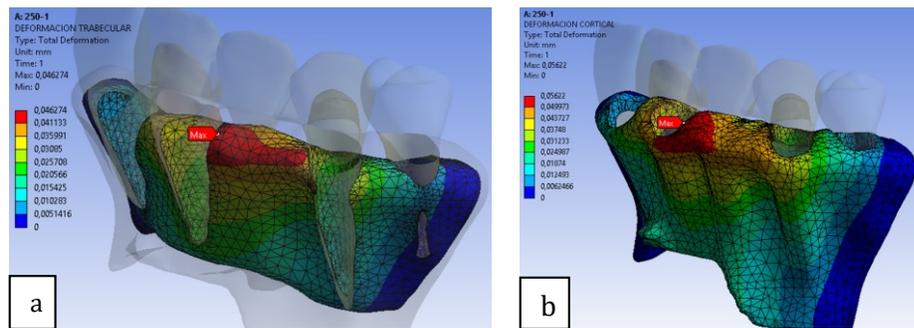


Figura 48. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor moda sobre periodonto normal. a: deformación de hueso trabecular, b: deformación de hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Aplicación de matriz con mayor valor reportado:

Hueso cortical: al realizar la aplicación de una carga de 250 N se evidenció el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 93,236 MPa que se mostró como un punto color rojo localizado ubicado en la superficie palatina de la cresta ósea del diente 14; y un mínimo valor de esfuerzo inducido que correspondió a un valor de 0,0064441 MPa, el cual se observó sobre toda la superficie vestibular del hueso cortical en su tercio coronal de los dientes 11, 12, 13,

14 y sobre la zona edéntula del diente 12, correspondiendo a una zona de baja tensión. (figura 49).

Hueso trabecular: se evidenció que el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 7,6425 MPa que se mostró como punto localizado a nivel apico distal del hueso trabecular del diente 14; y el mínimo valor de esfuerzo inducido correspondió a un valor de 0,037875 Mpa que se observó en la zona edéntula del diente 12 con una coloración azul. (figura 49)

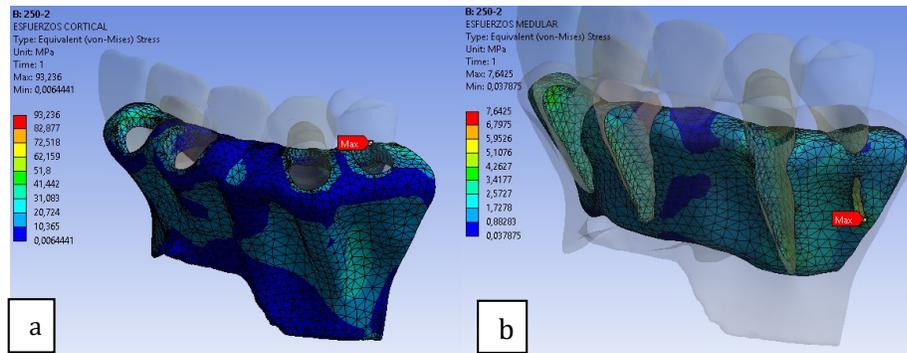


Figura 49. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: hueso cortical, b: hueso medular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Ligamento periodontal, en el diente 14 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 0,08709 MPa en el tercio coronal hacia vestibular. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó distribuido sobre el tercio medio y apical con valor de 0,00091631 Mpa. En el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue en el tercio coronal zona mesial con un valor de 0,10997 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0.0039399 Mpa ubicado en el tercio coronal de la superficie distal. En el diente 11 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal con un valor de 0,10862 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,00078374 Mpa ubicado en tercio medio y apical. En el diente 21 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal con un valor de 0,07705 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,00082317 Mpa ubicada en tercio apical. (figura 50)

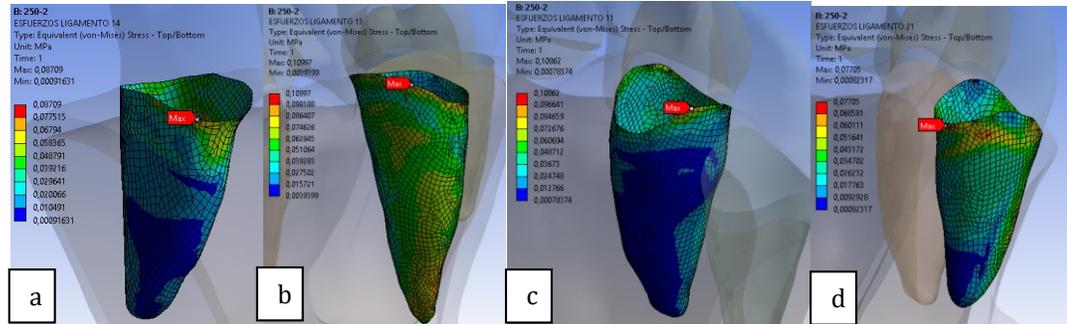


Figura 50. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamento diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Preparaciones dentales, en el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 65,807 MPa y se observó a nivel de la línea terminal sobre la superficie mesial. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó en toda la preparación dental con valor de 2,2221 Mpa. En cuanto al diente 11 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 117,96 Mpa ubicado en la línea terminal sobre la superficie mesial y el mínimo valor de esfuerzo inducido presentó un valor de 0,057957 Mpa observado en toda la preparación dental y la raíz dental. (figura 51).

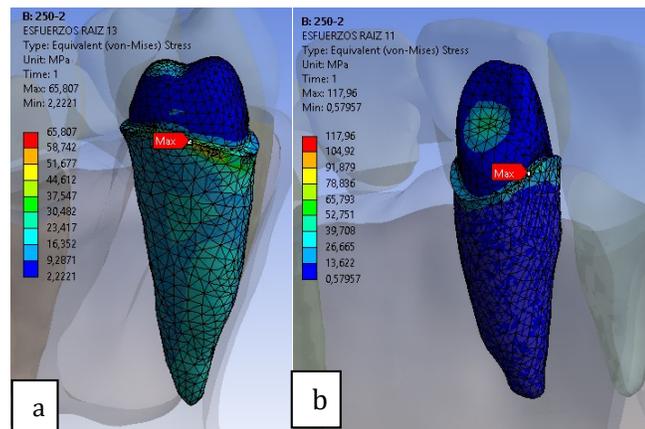


Figura 51. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: preparación de diente 13, b: preparación de diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Dientes adyacentes: en el diente 14 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido de 55,429 MPa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial y un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,036325 Mpa observado en toda la corona del diente. En el diente 21

se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 51,997 Mpa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial, y valores mínimos de esfuerzo inducido de 0,10203 Mpa ubicados en toda la superficie coronal del diente. (figura 52).

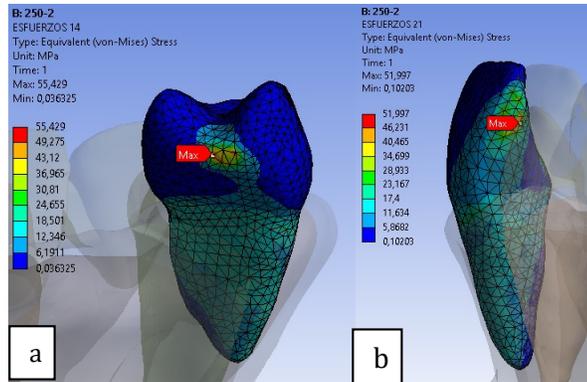


Figura 52. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 557,11 Mpa ubicados a nivel de los cúngulos de los dientes 11, 12, 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,027933 Mpa ubicado en el resto de las superficies de la PPF. (figura 53).

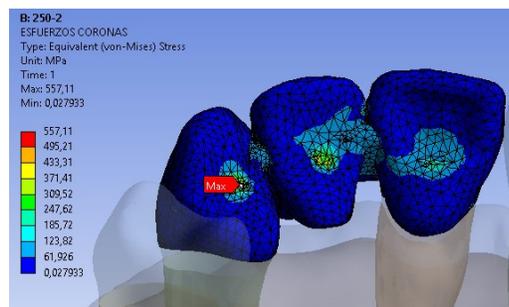


Figura 53. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones de la PPF se observaron en franjas horizontales en la superficie incisal, las cuales mostraron maxima deformación en el diente central en el ángulo inciso distal y en el diente lateral en ángulo inciso mesial con un valor maximo de 0,062696 mm. (figura 54)

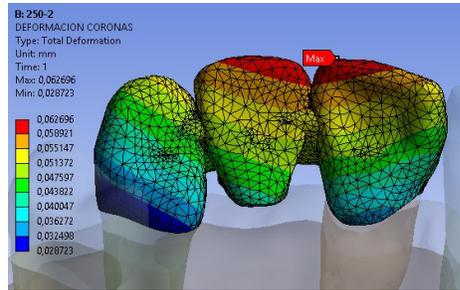


Figura 54. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. Deformacion de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones en el hueso trabecular se observaron en franjas horizontales en la superficie mas coronal de la zona edentula del diente 12 en su superficie vestibular, y de la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,03833 mm. Las deformaciones en el hueso cortical se observaron en franjas horizontales en la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,045335 mm. (figura 55).

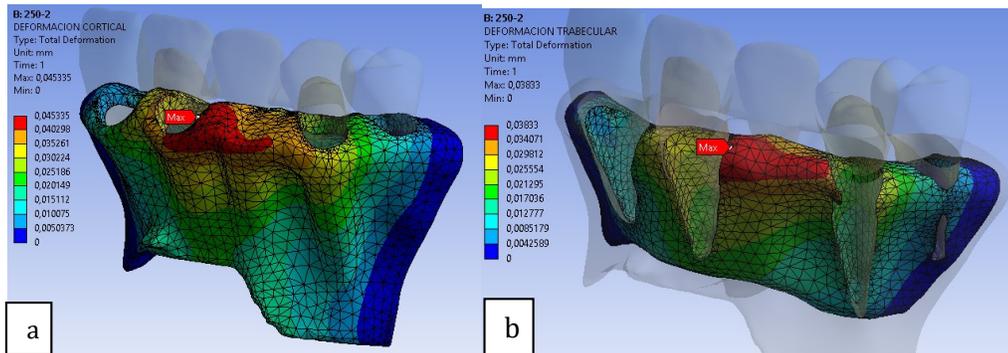


Figura 55. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: deformacion de hueso cortical, b: deformacion de hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Apicación de matriz casa comercial:

Hueso cortical: al realizar la aplicación de una carga de 250 N se evidenció el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 92,963 MPa que se mostró como un punto color rojo localizado ubicado en la superficie palato distal de la cresta ósea del diente 14; y un mínimo valor de esfuerzo inducido que correspondió a un valor de 0,0064703 MPa, el cual se observó sobre toda la superficie vestibular del hueso cortical en su tercio coronal de los dientes 11, 12, 13,

14 y sobre la zona edéntula del diente 12, correspondiendo a una zona de baja tensión. (figura 56).

Hueso trabecular: se evidenció que el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 7,6379 MPa que se mostró como punto localizado a nivel ápico distal del hueso trabecular del diente 14; y el mínimo valor de esfuerzo inducido correspondió a un valor de 0,037786 Mpa que se observó en la zona edéntula del diente 12 con una coloración azul. (figura 56).

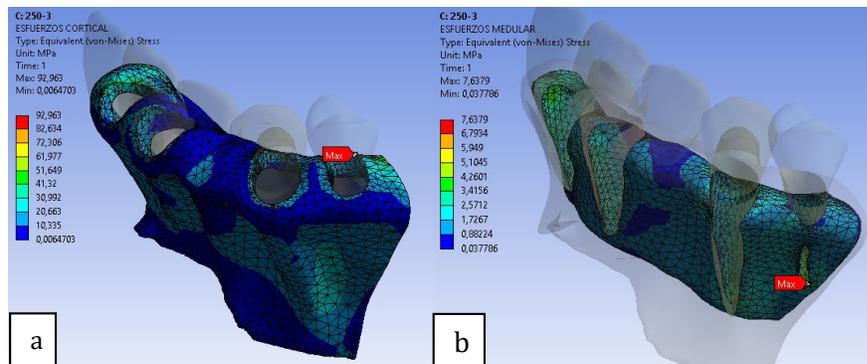


Figura 56. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: hueso cortical, b: hueso trabecular. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Ligamento periodontal, en el diente 14 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 0,086719 MPa en el tercio coronal hacia vestibular. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó distribuido sobre el tercio apical distal con valor de 0,00094011 Mpa. En el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue en el tercio coronal zona mesial con un valor de 0,11215 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,0039919 Mpa ubicado en el tercio coronal de la superficie distal. En el diente 11 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal con un valor de 0,10543 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,00084803 Mpa ubicado en tercio medio y apical. En el diente 21 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido en el tercio coronal con un valor de 0,077141 Mpa y la zona con mínimo valor de esfuerzo inducido fue de 0,00081014 Mpa ubicada en tercio apical. (figura 57)

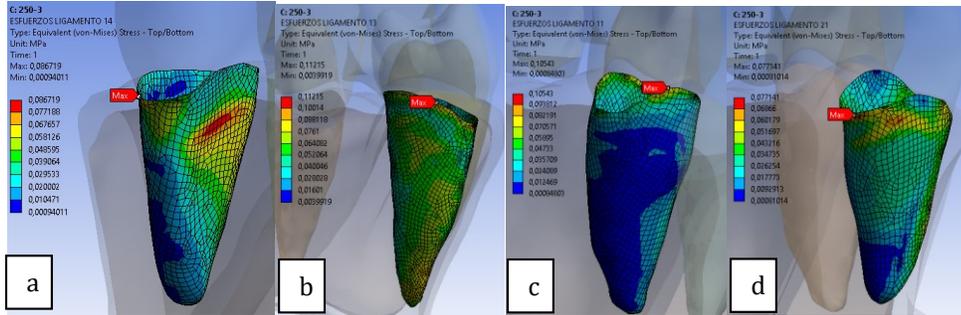


Figura 57. Aplicación de carga sobre la matriz preliminar de zirconio, mayor valor reportado sobre periodonto normal. a: ligamento diente 14, b: ligamento diente 13, c: ligamento diente 11, d: ligamento diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Preparaciones dentales, en el diente 13 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 67,931 MPa y se observó a nivel de la línea terminal sobre la superficie mesial. La zona con mínimo valor de esfuerzo inducido se observó en toda la preparación dental con valor de 2,3147 MPa. En cuanto al diente 11 el máximo valor de esfuerzo inducido fue de 114,11 MPa ubicado en la línea terminal sobre la superficie mesial y el mínimo valor de esfuerzo inducido presentó un valor de 0,63746 MPa observado en toda la preparación y la raíz dentales. (figura 58).

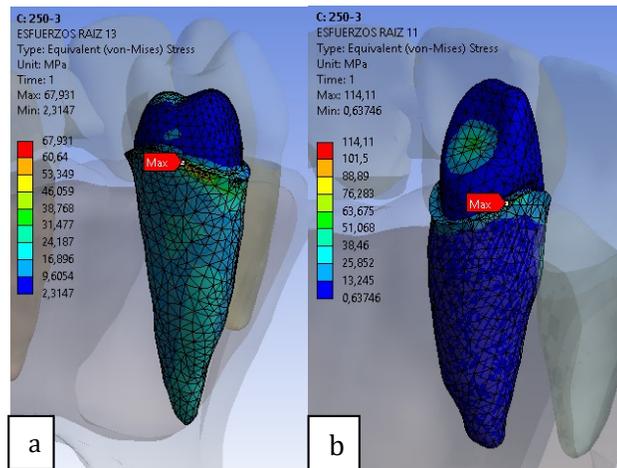


Figura 58. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: preparación diente 13, b: preparación diente 11. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Dientes adyacentes: en el diente 14 se observó un máximo valor de esfuerzo inducido de 54,837 MPa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial y un mínimo valor de

esfuerzo inducido de 0,037725 Mpa observado en toda la corona del diente. En el diente 21 se observó el máximo valor de esfuerzo inducido de 50,245 Mpa ubicado a nivel del punto de contacto proximal mesial, y valores mínimos de esfuerzo inducido de 0,11151 Mpa ubicados en toda la superficie coronal del diente. (figura 59).

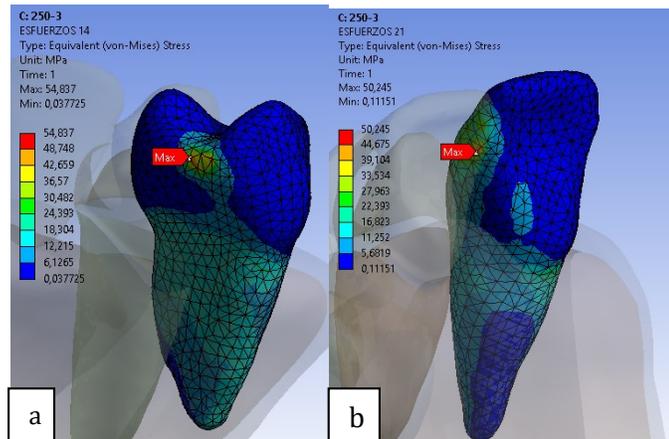


Figura 59. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: diente 14, b: diente 21. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

PPF: se reportó un máximo valor de esfuerzo inducido de 556,75 Mpa ubicados a nivel de los cingulos de los dientes 11, 12, 13, y se observó un mínimo valor de esfuerzo inducido de 0,050942 Mpa ubicado en el resto de las superficies de la PPF. (figura 60).

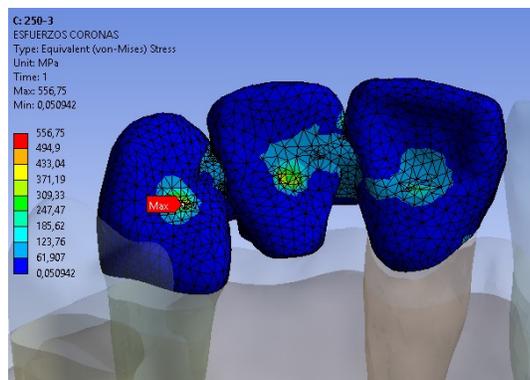


Figura 60. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones de la PPF se observaron en franjas horizontales en la superficie incisal, las cuales mostraron maxima deformación en el diente central en el ángulo inciso distal y en el diente lateral en ángulo inciso mesial con un valor maximo de 0,063205 mm. (figura 61).

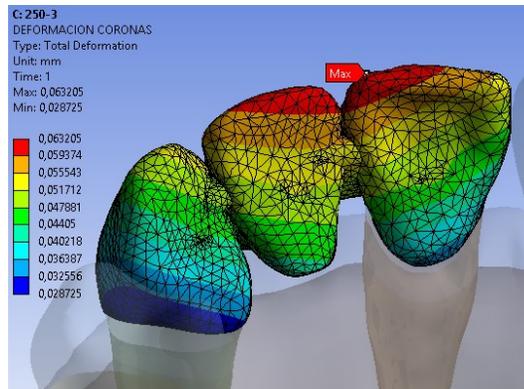


Figura 61. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. Deformación de PPF. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Las deformaciones en el hueso trabecular se observaron en franjas horizontales en la superficie mas coronal de la zona edentula del diente 12 en su superficie vestibular, y de la superficie distal del diente 11, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,038602 mm. Las deformaciones en el hueso cortical se observaron en franjas horizontales en la superficie distal del diente 11 y superficie vestibular de zona edentula de diente 12, la cual fue disminuyendo hacia una tonalidad amarilla, con un valor maximo de 0,045677 mm. (figura 62).

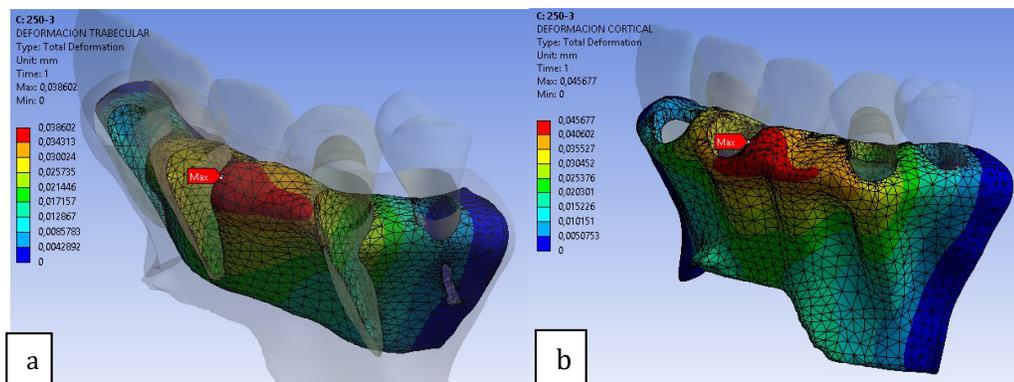


Figura 62. Aplicación de carga sobre matriz preliminar de zirconio, casa comercial sobre periodonto normal. a: deformación hueso trabecular, b: deformación hueso cortical. Realizado por ingeniero Ricardo Rios.

Matriz definitiva seleccionada de oro paladio y zirconio

Una vez se obtuvieron las aplicaciones de la carga inicial sobre las matrices previamente seleccionadas, se analizó como fue el comportamiento de dichas matrices para lo cual se tuvieron como criterios las zonas de menor tensión en la prótesis, en el diente y en el periodonto. Se observó en el oro- paladio que la matriz por moda mostró los menores valores de tensiones en unidades de análisis como hueso cortical, ligamento periodontal, diente pilar. Y en el zirconio la matriz de casa comercial fue la que demostró menores tensiones en las unidades de análisis como hueso trabecular, ligamento periodontal, diente pilar y PPF.

Resultados Pendientes:

Se debe realizar la aplicación de la carga de 250N sobre el modelamiento del cromo – cobalto en el periodonto normal, para determinar según los criterios previamente establecidos la matriz definitiva que presente mejor comportamiento. Posteriormente se deben aplicar el protocolo de cargas incrementales que inicia con una carga de 250N con incrementos de 50N hasta llegar a la carga máxima de 650N, para un total de 9 cargas tanto en periodonto sano como en periodonto disminuido para los 4 materiales.

12. Referencias Bibliográficas

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 glosary 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. Aykul H, Toparli M, Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2002 Apr;29(4):381-6.
8. 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.
9. Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater.* 2010 Aug; 26(8):743-50.
10. Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finiteelement analysis. *J Investig Clin Dent.* 2013 Aug;4(3):172-7.
11. Bona AD, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater.* 2003 Nov;19(7):662-9.
12. Campbell S, Sozio R. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1988 Mar;59(3):301-6.

13. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira OB Jr, Santos-Filho PC, Salazar-Marinho 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.
14. Caputo A. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence publishing; 1987
15. 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.
16. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23 (1):45-61.
17. 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.
18. 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.
19. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options bonding lithium. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):716-725
20. De Baat C, Witter DJ, Meijers CC, Vergoossen EL, Creugers NH. Loading and strength of single- and multi-unit fixed dental prostheses. 1. Retention and resistance. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2014 Mar;121(3):165-72.
21. De Baat C, Witter DJ, Meijers CC, Vergoossen EL, Creugers NH. Loading and strength of single- and multi-unit fixed dental prostheses 2. Strength. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2014;121(5):289-98.
22. DeHoff PH, Anusavice KJ, Götzen N. Discoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *J Biomech.* 2006;39(1):40-8.
23. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater.* 2012 Apr;28(4):433-41.
24. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater.* 2012 Apr;28(4):433-41.

25. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made postand cores. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):171-176
26. 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.
27. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139:8S-13S
28. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014 Sep; 42(9):1202-9.
29. 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.
30. Dietschi D. Indications and potential of bonded metal-ceramic fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 2000 Jan-Feb; 12(1):51-8.
31. Donovan TE. Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(2):123-4.
32. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011; 4(1):107-16.
33. 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;21(2):155-60.
34. 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;34(2):165-77.
35. Fernández, E.; Bessone, L. M. & Cabanillas, G. Aesthetic all-ceramic restorations. Cad-cam system. *Int. J. Odontostomat.* 2013 7(1):139-147
36. Ferro K. Glossary of Prosthodontic Terms. *Prosthet Dent.* 1956; 1-34
37. 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.

38. 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.
39. Freilich MA, Niekrash CE, Katz RV, Simonsen RJ. Periodontal effects of fixed partial denture retainer margins: configuration and location. *J Prosthet Dent.* 1992 ;67(2):184-90
40. Gilboe D, Teteruck W. Fundamentals of extracoronal tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. *J Prosthet Dent.* 1974 Dec;32(6):651-6.
41. Givan DA. Precious Metals in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):591-601
42. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(1):31-41.
43. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001;85 (4): 363-76.
44. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):441-8.
45. Guo WH, Brantley WA, Li D, Clark WA, Monaghan P, Heshmati RH. Annealing study of palladium-silver dental alloys: Vickers hardness measurements and SEM microstructural observations. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):111-8.
46. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(6):456-61.
47. 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; 101(2):210-5.
48. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: a finite element analysis. *Dent Mater.* 2013;29(12):1244-50.
49. Hsueh CH, Thompson GA, Jadaan OM, Wereszczak AA, Becher PF. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. *Dent Mater.* 2008;24(1):9-17.
50. 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.* 199; 171(2):51-5.
51. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Un sistema para cada aplicación.

52. Kassapidou M, Stenport V, Hjalmarsson L, Johansson C. Cobalt-chromium alloys in fixed prosthodontics in Sweden. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2017;3(1):53–62
53. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res*. 1995;74(6):1253-8.
54. 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; 70(6):569-76.
55. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *JADA*. 2012;143(3):234-240
56. Keulemans F, Shinya A, Lassila LV, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, De Moor RJ. Three-dimensional finite element analysis of anterior two-unit cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *Scientific World Journal*. 2015;2015: 864389.
57. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2000;84(5):492-8.
58. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1997;8(1):90-104
59. 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.
60. Kursoglu P, Karagoz PF, Kazazoglu E. Translucency of ceramic material in different core-veneer combinations. *J Prosthet Dent*. 2015;113(1):48-53.
61. L. Porojan, Florin Topală. Failure analysis of various monolithic posterior aesthetic dental crowns using finite element method. *Journal of Physics*: 2017; 885:1-1.
62. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*. 2001;86(6):650-4.
63. 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;22(9):705-10.
64. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent*. 1984;52(3):374-80.
65. Lekesiz H. Reliability estimation for single-unit ceramic crown restorations. *J Dent Res*. 2014;93(9):923-8.

66. Li D, Brantley WA, Guo W, Clark WA, Alapati SB, Heshmati RH, Daehn GS. Fatigue limits and SEM/TEM observations of fracture characteristics for three Pd-Ag dental casting alloys. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jan;18(1):119-25.
67. Li D, Brantley WA, Mitchell JC, Daehn GS, Monaghan P, Papazoglou E. Fatigue studies of high palladium dental casting alloys: Part I. Fatigue limits and fracture characteristics. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13(4):361-7
68. Libman WJ, Nicholls JI. Ferrule effect. *JOE.* 1995; 38 (1): 11-19.
69. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):155-61.
70. 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;100(1):96-9.
71. 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;3(4):291-7.
72. Liu C. Use of a Modified Ovate Pontic in Areas of Ridge Defects: A Report of Two Cases. *J Esthet Restor Dent.* 200; 16 (5):273-283
73. 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.
74. 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; 42(3):253-265.
75. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004;7(5):277-303.
76. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2011;24(3):204-6.
77. 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.

78. Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P. Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2009;101(1):54-65.
79. 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.
80. Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Using ceramic in prosthetic restoration. Precision in dental esthetics: clinical and laboratory procedures. *Quintessence Int,* 2007; 342-373
81. McCoy G. The etiology of gingival erosion. *J Oral Implantol.* 1982;10(3):361-2.
82. 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 zirconiacrowns. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):30-6.
83. Modi R, Kohli S, Rajeshwari K, Bhatia S. A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *Eur J Dent.* 2015; 9(2): 255–261.
84. 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.
85. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.
86. 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;28(5):519-21.
87. Nasrin S, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Survival Predictions of Ceramic Crowns Using Statistical Fracture Mechanics. *J Dent Res.* 2017;96(5):509-515.
88. Nyman S, Lindhe J. A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol.* 1979; 50(4):163-9.
89. O'Connor RP, Mackert JR Jr, Myers ML, Parry EE. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):367-74.
90. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res.* 2002 Sep;81(9):623-7.

91. Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-ceram alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003; 16:150–6.
92. Oruc S, Eraslan O, Tukay A, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent*. 2008; 99(3):185-92.
93. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 2007;38(6):355-63.
94. 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;112(1):22-30.
95. Piemjai M, Nakabayashi N. Direct Tensile Strength and Characteristics of Dentin Restored with All-Ceramic, Resin-Composite, and Cast Metal Prostheses Cemented with Resin Adhesives. *Biomed Res Int*; 2015:656948. Epub 2015 Oct 11.
96. Pineda ÉA, Escobar JC, Latorre F, Villarraga JA. Comparison of the resistance of three ceramic systems in anterior fixed prosthetic segments. A finite element analysis. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2013; 25(1): 44-75
97. Prashanti E, Sajjan S, Kumar M. Comparison of stress patterns and displacement in conventional cantilever fixed partial denture with resin bonded cantilever fixed partial denture: a finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(1):59-62.
98. R.D.Lakshmi A.AbrahamV.SekarA.Hariharan. Influence of connector dimensions on the stress distribution of monolithic zirconia and lithium-di-silicate inlay retained fixed dental prostheses – A 3D finite element analysis. *Tanta Dental Journal*. 2015;12: 56-64
99. Reddy MK, Vandana KL. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontium. *J Int Acad Periodontol*. 2005;7(4):102
100. Reisbick MH, Shillingburg HT Jr. Effect of preparation geometry on retention and resistance of cast gold restorations. *J Calif Dent Assoc*. 1975 Apr;3(4):51-9.
101. Ringle RD, Mackert JR Jr, Fairhurst CW. Detecting silver-containing metal ceramic alloys that discolor porcelain. *Int J Prosthodont*. 1989;2(6):563-8.
102. 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.
103. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. *J Oral Rehabil*. 2004;31(12):1208-17

104. Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1961; 11(5): 973-86.
105. 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;24(5):465-8
106. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983;62(2):82-6.
107. 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;31(6):603-23.
108. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1995;8(3):239-46.
109. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227-34.
110. 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;18(4):1165-71.
111. Shang S, Li C, Qian Q, Liang L. Impaired masticatory behavior in subjects with reduced periodontal tissue support. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi.* 2005;22(4):725-9
112. Shillingburg H, Sumiya H, Fisher D. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2003;89(6):527-32.
113. Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Shinya A, Vallittu PK. Three-dimensional finite element analysis of metal and FRC adhesive fixed dental prostheses. *J Adhes Dent.* 2008; 10 (5):365-71.
114. Solá-Ruiz MF, 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;26(2):175-80.
115. Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(1):95-106
116. Sorensen JA. Preservation of tooth structure. *J Calif Dent Assoc.* 1988;16(11):15-22.

117. Sorensen, JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol.* 1999; 22:153 *Quintessence Dent Technol*, 22 (1999), pp. 153-163
118. 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;110(4):303-12
119. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):364-6.
120. Svanborg et. al., A 5-Year Retrospective Study of Cobalt-Chromium-Based Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont* 2013;26 (4):343–349.
121. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009 Jun;5(5):1668-77.
122. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ES. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:654–66.
123. Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. *Dent Mater.* 2010;26(6):545-52.
124. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 year. *Quintessence Int.* 2015;46(3):189-97.
125. 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.* 2018;27(8):741-747
126. Ucar Y, Brantley WA, Johnston WM, Dasgupta T. Mechanical properties, fracture surface characterization, and microstructural analysis of six noble dental casting alloys. *J Prosthet Dent.* 2011;105(6):394-402
127. Ural C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int.* 2010; 41(7):585-90.
128. 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.
129. 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

130. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal- ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002;15: 439–445.
131. 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;42(11):1436-45
132. Ward DH. A study of dentists' preferred maxillary anterior tooth width proportions: comparing the recurring esthetic dental proportion to other mathematical and naturally occurring proportions. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(6):324-37
133. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*. 1994 Jan;10(1):52-8.
134. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*. 1989; 2(1):13-26.
135. Yang H, Lang L, Felton D. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1999; 81:721-8.
136. Yi SW, Carlsson GE, Ericsson I. Prospective 3-year study of cross-arch fixed partial dentures in patients with advanced periodontal disease. *J Prosthet Dent*. 2001;86(5):489-94.
137. Yi SW, Ericsson I, Carlsson GE, Wennström JL. Long-term follow-up of cross-arch fixed partial dentures in patients with advanced periodontal destruction. Evaluation of the supporting tissues. *Acta Odontol Scand*. 1995;53(4):242-8.
138. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dent Mater* 2005;21(12):1178-88.
139. Zetu L, Wang HL. Management of inter-dental/inter-implant papilla. *J Clin Periodontol*. 2005 Jul;32(7):831-9.
140. 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.
141. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*. 2016;32(3):442-9.
142. 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; 3 (4):291-7.

143. Zuckerman GR. Resistance form for the complete veneer crown: principles of design and analysis. *Int J Prosthodont.* 1988;1(3):302-7.