
COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA DE TRES SISTEMAS CERÁMICOS EN TRAMOS PROTÉSICOS FIJOS ANTERIORES. ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS¹

COMPARISON OF THE RESISTANCE OF THREE CERAMIC SYSTEMS IN ANTERIOR FIXED PROSTHETIC SEGMENTS. A FINITE ELEMENT ANALYSIS¹

ÉRIKA ALEJANDRA PINEDA DUQUE², JULIO CÉSAR ESCOBAR RESTREPO³,

FEDERICO LATORRE CORREA⁴, JUNES ABDUL VILLARRAGA OSSA⁵

RESUMEN. Introducción: el propósito de este estudio fue evaluar mediante el método de elementos finitos, la distribución de los esfuerzos en prótesis parcial fija (PPF) de tres unidades en la zona anterior; elaborados en tres sistemas cerámicos con diferentes variaciones en los conectores. **Métodos:** se modelaron cuatro tramos de PPF; tres de estos representaron los sistemas cerámicos: disilicato de litio, alúmina y circonita y un cuarto modelo de disilicato de litio con un conector de 9 mm² de área. Las variables incluidas en el modelado fueron el módulo de elasticidad, la razón de Poisson y el último esfuerzo tensil. Se aplicó una carga inicial de 200 N hasta los 1000 N y fueron calculados los esfuerzos de von Mises, máximos tensiles, compresivos y cortantes. **Resultados y conclusiones:** todos los sistemas cerámicos presentaron un adecuado comportamiento para la elaboración de PPF en el sector anterior; el módulo elástico de la estructura influye en el comportamiento de los esfuerzos, al ser mayor; se genera disminución de los esfuerzos en la cerámica feldespática y el ligamento periodontal. Se evidenció que al tener un área de 16 mm² en el conector, el ligamento periodontal recibió mayores esfuerzos como efecto de compensación, pero en la estructura se disminuyeron de forma significativa. Al reducir el área de los conectores a 9 mm² se incrementaron los esfuerzos en 48%, pero no se alcanzó el límite de fluencia al someterlo a cargas de 1000 N, brindándole al sistema el adecuado margen de tolerancia sin fracturarse.

Palabras clave: prótesis dental, coronas, cerámicas, óxido de aluminio.

Pineda ÉA, Escobar JC, Latorre F, Villarraga JA. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. Análisis por elementos finitos. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2013; 25(1): 44-75.

ABSTRACT. Introduction: the purpose of this study was to evaluate stress distribution on three-unit fixed partial dentures (FPD) in the anterior region, made of three ceramic systems with connector variations. The study was performed by the finite element method. **Methods:** four segments of FPD were modeled; three of them were made on ceramic systems: lithium disilicate, alumina, and zirconia, and the fourth model was of lithium disilicate with a connector of 9 mm² in area. The modeling included three variables: elastic modulus, Poisson's ratio, and ultimate tensile strength. An initial load of 200 N was applied and increased up to 1000 N calculating von Mises, maximum tensile, compressive, and shear stresses. **Results and conclusions:** all the ceramic systems showed a suitable behavior for FPDs in the anterior area; the structure's elastic modulus influences stress behavior; if it is higher, it reduces stresses in feldspar ceramics and periodontal ligament. We noted that in presence of a connector of 16 mm² in area, the periodontal ligament received greater stresses as a compensation effect, but they significantly decreased in the structure. By reducing the connector area to 9 mm², the stresses increased to 48%, but did not reach yield strength when subjected to loads of 1000 N, providing the system with proper margin tolerance without fracturing.

Key words: dentures, crowns, ceramics, aluminum oxide.

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.

-
- 1 Artículo derivado de una investigación hecha por los grupos de investigación Biomateriales en Odontología y Diseño Mecánico, Facultad de Odontología y Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia.
 - 2 Odontóloga, especialista en Odontología Integral del Adulto, énfasis en Prosthodontia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: erikapine@hotmail.com.
 - 3 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prosthodontia, Profesor asociado, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: jcer75@yahoo.com.
 - 4 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prosthodontia, Profesor titular Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: latorre.federico29@gmail.com
 - 5 Ingeniero mecánico, Universidad Nacional de Colombia, sede Medellín, magister en Ingeniería Mecánica, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela. Ph.D. (C) Ciencia y Tecnología de los Materiales. Correo electrónico: junes@udea.edu.co.

-
- 1 Article resulting from a research project carried out by the Dentistry Biomaterials and Mechanical Design Research Groups. School of Dentistry and School of Mechanical Engineering, Universidad de Antioquia.
 - 2 Dentist, Specialist in Comprehensive Dentistry of the Adult with an emphasis on Prosthodontics, School of Dentistry, Universidad de Antioquia. Email address: erikapine@hotmail.com.
 - 3 Dentist, Specialist in Comprehensive Dentistry of the Adult with an emphasis on Prosthodontics, Associate Professor. School of Dentistry, Universidad de Antioquia. Email address: jcer75@yahoo.com.
 - 4 Dentist, Specialist in Comprehensive Dentistry of the Adult with an emphasis on Prosthodontics, Full Professor. School of Dentistry, Universidad de Antioquia. Email address: latorre.federico29@gmail.com.
 - 5 Mechanical Engineer, Universidad Nacional de Colombia at Medellín. Msc Mechanical Engineering. Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela. Ph.D. (C) Science and Technology of Materials. Email address: junes@udea.edu.co.

RECIBIDO: JUNIO 8/2012-ACEPTADO: ENERO 22/2013

SUBMITTED: JUNE 8/2012-ACCEPTED: JANUARY 22/2013

INTRODUCCIÓN

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.¹ Una alternativa de tratamiento es la prótesis parcial fija (PPF) que tiene como objetivo restituir las estructuras dentales perdidas, por medio de restauraciones metálicas, metal-cerámicas o totalmente cerámicas.²

En las últimas dos décadas, se han desarrollado restauraciones libres de metal que poseen una composición química mixta: una *fase vítrea*, que es la responsable de la estética y una *fase cristalina*, responsable de la resistencia. 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 circonia.

La cerámica de disilicato de litio contiene feldespato responsable de la translucidez, cuarzo que compone la fase cristalina, caolín que le proporciona plasticidad y disilicato de litio para mejorar la resistencia; son cerámicas con excelentes propiedades ópticas, con una translucidez del 75%. De esta forma brindan unas características estéticas óptimas para la rehabilitación del segmento anterior.³

En cuanto a la resistencia a la fractura, esta cerámica supera el valor límite de 100 MPa, establecido por la norma ISO 6872, registrado entre 100-300 MPa³ y una resistencia a la flexión de 350 MPa,⁴ estos están considerados dentro de los niveles bajos, por ello su uso está indicado en carillas, coronas individuales y tramos cortos hasta la zona de premolares respetando los espesores indicados para los conectores por la casa comercial, de un área de 16 mm², lo cual es difícil de aplicar en condiciones clínicas normales ya que se requiere una disponibilidad de espacio interoclusal que solo se logra en algunos casos. Se ha reportado que la frecuencia de falla de tramos protésicos de tres unidades alrededor de los conectores entre pilares y púnticos es relativamente alta especialmente en conectores delgados.⁵

INTRODUCTION

In everyday practice, dentists regularly come across patients who have lost one or more teeth and therefore suffer numerous aesthetic and functional unwanted effects that affect their overall health and masticatory function.¹ A possible treatment for these patients are fixed partial dentures (FPD), which are intended to restore lost teeth structure by means of all-metal, metal-ceramic, or all-ceramic restorations.²

The past two decades have witnessed the development of metal-free restorations with a mixed chemical composition: a *vitreous phase* which provides aesthetics, and a *crystalline phase* which provides resistance. Thus, depending on their chemical composition and the percentage of components, current ceramics may be classified into feldspar, lithium disilicate, alumina, and zirconia.

Lithium disilicate ceramic contains feldspar, which provides translucency; quartz, making up the crystalline phase; kaolin, which provides plasticity, and lithium disilicate which improves strength. These ceramics are provided with excellent optical properties and 75% of light transmission. Therefore, they offer optimal aesthetic characteristics for anterior area rehabilitation.³

Regarding fracture strength, this type of ceramic exceeds the threshold of 100 MPa, a figure established by ISO 6872 and registered to be between 100-300 MPa³ and a flexural strength of 350 MPa.⁴ These are considered as low levels, so they are indicated for veneers, single crowns and short lengths up to the premolar area, following the recommended connectors' thicknesses of 16 mm² in area—which is difficult to obtain in clinical normal conditions since some interoclusal space is required, and is only achieved in a few cases—. It has been reported that the frequency of failure on three-unit prosthetic segments around abutment-pontic connectors is relatively high especially in thin connectors.⁵

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.⁶ Las causas primarias de falla varían desde fractura del conector para la alúmina y el disilicato de litio y por fractura cohesiva de la porcelana de recubrimiento, para la zircona.⁷

Así, por el riesgo de fractura para la elaboración de tramos protésicos de tres unidades en el segmento anterior, se ha recomendado el uso de cerámicas como la alúmina,^{8,9} en la que incorporaron a la porcelana feldespática importantes cantidades de óxido de aluminio, mejorando las propiedades mecánicas de la cerámica, presentando una resistencia a la fractura de 300-700 MPa y una resistencia a la flexión de 500 MPa considerada como una resistencia moderada; pero esto tiene como desventaja una reducción grande en la translucidez, ya que cuando la proporción de alúmina supera el 50% produce un aumento significativo de la opacidad afectando notablemente la estética que es de gran importancia en el segmento anterior.^{4,9,10}

Recientemente se ha desarrollado otra cerámica, la zircona, compuesta de óxido de circonio altamente sinterizado en 95%, estabilizada parcialmente con óxido de itrio, 5%, esta presenta elevada tenacidad ya que su microestructura es totalmente cristalina y posee un mecanismo de refuerzo denominado transformación resistente. Su translucidez es solo del 30%.^{3,8} Tiene resistencia a la fractura por encima de 700 MPa y a la flexión entre 1000 y 1500 MPa, pero el recubrimiento cerámico con la cerámica feldespática convencional para mejorar su aspecto opaco disminuye considerablemente su tenacidad. Una posible explicación de esta reducción de la resistencia a la fractura es la formación de una capa compresiva en la superficie como un efecto del proceso de maquinado y del subsecuente tratamiento con calor y liberación de estrés residual en el revestimiento.^{1,8}

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,

FPD's deflection is inversely proportional to its width. So to prevent FPD failure, the connector must be sufficiently high and wide, and the pontic's length must not exceed certain limits.⁶ The primary causes of failure range from connector fracture in the case of alumina and lithium disilicate and cohesive fracture of veneering porcelain for zirconia.⁷

Therefore, due the risk of fracture in three-unit prosthetic segments in the anterior area, some studies recommend using ceramics such as alumina,^{8,9} in which feldspathic porcelain is added significant amounts of aluminum oxide, improving the ceramic's mechanical properties with a tensile strength of 300-700 MPa and a flexural strength of 500 MPa—considered to be moderate resistance—, but this has the disadvantage of a large reduction in translucency, since alumina ratio reaching levels above 50% causes a significant increase in opacity greatly affecting aesthetics, which is extremely important in the anterior area.^{4,9,10}

Zirconia is another ceramic of recent development; it is composed of highly sintered (95%) zirconium oxide partially stabilized with yttrium oxide (5%). It is highly tough due to its completely crystalline microstructure and is provided with a strengthening mechanism called resistant transformation. Its translucency is only 30%.^{3,8} Its fracture strength is over 700 MPa and its flexural strength ranges between 1000 and 1500 MPa, but the ceramic coating with conventional feldspathic ceramic to improve its opaque appearance considerably decreases toughness. One possible explanation for this reduction in fracture strength is the formation of a compressive layer on the surface as an effect of the instrumentation, and the subsequent heat treatment and release of residual stress on the coating.^{1,8}

Since the literature on this subject is inconclusive, and there is no solid scientific support, professionals have made decisions about which material to use in the anterior area, based on their experiences,

recomendaciones de laboratoristas o basados únicamente en sus propiedades de resistencia sacrificando la estética, ya que algunos materiales cerámicos no proveen características óptimas para el segmento anterior.

Considerando estudios dirigidos por Reeh y colaboradores, quienes mostraron que la rigidez de la corona puede recuperarse en el 100% cuando se usa como sustituta del esmalte una porcelana feldespática, la mayoría de las cerámicas dentales presentan un límite superior de resistencia a la tensión mayor que el del esmalte natural. Por lo tanto, no parece que se necesiten materiales con mayor resistencia, para cumplir con los principios biomecánicos.¹⁰

El propósito de esta investigación fue evaluar la distribución de los esfuerzos (tensiles, compresivos, cortantes y el equivalente de von Mises) y comparar la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos dentosoportados del sector anterior, bajo esfuerzos funcionales estáticos que simulen el comportamiento del movimiento masticatorio, usando las especificaciones del fabricante en su diseño y a su vez evaluar su comportamiento cuando se requiere cambiar los espesores sugeridos por el fabricante por limitaciones de espacio.

Se espera que la información obtenida aporte directrices sobre las indicaciones de estos sistemas, si su uso pone en riesgo el comportamiento de la rehabilitación, así como su eficacia clínica.

La evaluación se hizo a través del modelado 3D de elementos finitos (MEF), que se ha introducido en las investigaciones médicas por su capacidad para reproducir el comportamiento biomecánico de estructuras anatómicas a través de un análisis lineal.^{11, 12}

MÉTODOS

Para este estudio, se modeló a través del método de elementos finitos 3D usando el *software* CAD SolidWorks 2010 y posteriormente se analizó con el *software* SolidWork Simulation 2010, una PPF de tres unidades que incluye un incisivo central superior (pilar),

on lab technicians' recommendations, or solely on the materials' properties at the expense of aesthetics, since some ceramic materials do not provide optimum appearance for the anterior area.

According to the studies conducted by Reeh et al, who showed that the crown's rigidity may be 100% recovered when feldspathic porcelain is used as a substitute for enamel, most dental ceramics have a tensile strength limit greater than that of natural enamel. Therefore, materials with greater resistance seem to be unnecessary to meet the biomechanical principles.¹⁰

The purpose of this study was therefore to evaluate stress distribution (tensile, compressive, shear, and von Mises equivalent stresses) and to compare the resistance of three ceramic systems on dental-supported fixed prosthetic segments in the anterior area under static functional loads to simulate masticatory movement behavior, using the manufacturers' specifications in their design. It was also important to evaluate their behavior when modifying the thicknesses suggested by manufacturers due to space limitations.

We hope our results provide guidelines about the specifications for these systems, or information on whether their use threatens rehabilitation, as well as information on their clinical efficacy.

The evaluation was made through 3D finite element modeling (FEM), which is widely used in medical research for its ability to reproduce the biomechanical behavior of anatomical structures through linear analysis.^{11, 12}

METHODS

In this study, modeling was performed by means of 3-dimensional finite element analysis using CAD SolidWorks 2010, followed by SolidWork Simulation 2010 to analyze a three-unit FPD involving an upper central incisor (abutment),

un incisivo lateral superior (póntico) y un canino superior como pilar, con sus respectivos tejidos de soporte: hueso cortical, hueso esponjoso, ligamento periodontal y raíz. A partir del modelo guía (figura 1), se diseñaron tres modelos, representando los tres sistemas cerámicos (objeto de estudio), en la elaboración de las estructuras así: disilicato de litio, alúmina y zircona, teniendo en consideración las especificaciones de la casa fabricante para los espesores (tabla 1), todas las estructuras están unidas a los muñones por una capa de cemento resinoso y revestidas con cerámica feldespática.

an upper lateral incisor (pontic) and an upper canine as abutment, with their supporting tissues: cortical bone, cancellous bone, periodontal ligament, and root. Following a standard model (figure 1), three models were designed representing the three ceramic systems under study: lithium disilicate, alumina, and zirconia, taking into account the manufacturers' thickness specifications (table 1). All the structures were attached to the stumps by a layer of resin cement and coated with feldspathic ceramic.

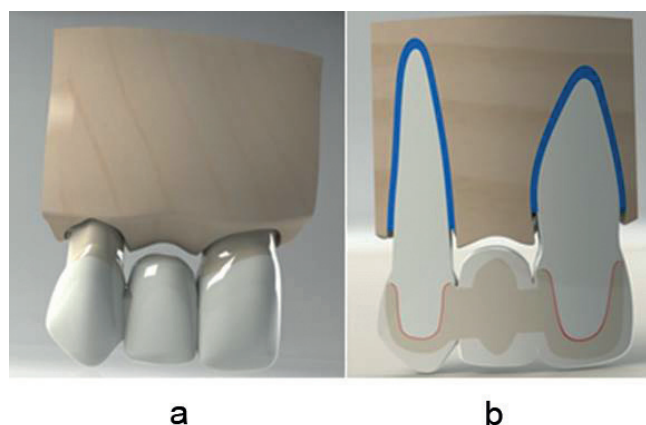


Figura 1. a) Imagen 3D renderizada del modelo de una PPF de tres unidades anterior, b) imagen renderizada de los componentes del modelo
 Figure 1. a) 3D rendered image of the three-unit FPD anterior model, b) rendered image of the model's components

Tabla 1. Espesores para los conectores sugeridos por las casas comerciales

Cerámica	Casa comercial	Dimensiones conector
Disilicato de litio	Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	4 mm oclusolingival
		4 mm bucolingual
		16 mm ² de área
Alúmina	In-ceram (VITA Zahnfabrik, Germany)	3 mm oclusolingival
		3 mm bucolingual
		9 mm ² de área
Zirconia	Procera Zirconia (Nobel Biocare USA)	3 mm oclusolingival
		3 mm bucolingual
		9 mm ² de área

Se escogió este tramo porque el incisivo lateral es un diente altamente propenso a perderse por trauma, malformaciones o estar ausente por factores genéticos;¹³ además, la forma simple del tramo facilita el diseño en el computador,

Table 1. Connector thicknesses as suggested by manufacturers

Ceramics	Manufacturer	Connector dimensions
Lithium disilicate	Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	4 mm occluso-lingival
		4 mm bucco-lingual
		16 mm ² in area
Alumina	In-ceram (VITA Zahnfabrik, Germany)	3 mm occluso-lingival
		3 mm bucco-lingual
		9 mm ² in area
Zirconia	Procera Zirconia (Nobel Biocare USA)	3 mm occluso-lingival
		3 mm bucco-lingual
		9 mm ² in area

This area was chosen because the lateral incisor is very likely to be lost by trauma or malformations, or it may be absent due to genetic factors;¹³ also, this area's simple shape facilitates computer design,

ya que los pilares presentan un canal pulpar relativamente cilíndrico con pocas alteraciones en su forma;¹⁴ por la posición de los dientes en el arco y su inclinación con respecto al plano de Frankfort (tragus-orbita), estando sometidos a fuerzas oblicuas con respecto a su eje longitudinal en un ángulo de 45°.¹⁵

A partir de los tres modelos con cada uno de los sistemas cerámicos para evaluar, se observó que los requerimientos especificados por la casa comercial Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein¹⁶ en cuanto a los espesores sugeridos para el área de los conectores para el disilicato de litio (tabla 1), exigían ciertas condiciones de espacio que en situaciones clínicas reales es difícil de conseguir, donde se recomienda un espesor de 16 mm² en el área del conector y eso exige tamaños dentales significativos, así se crea la necesidad de elaborar un cuarto modelo con espesores variables a lo que sugiere la casa fabricante, de 9 mm², pero más aproximado a las condiciones clínicas que se observan en la cotidianidad, además es el espesor sugerido para la alúmina y para la circonia, de esta manera se podría hacer una comparación de los tres sistemas cerámicos con los mismos espesores.

Geometría

Se modeló de forma individual, el incisivo central y el canino, con un muñón que cumpliera con principios de tallado como retención, resistencia y solidez estructural, con una configuración que siguiera las proporciones de la preparación para una corona completa totalmente cerámica, la cual requiere una reducción promedio axial de 1,8 mm, con esto se aseguró un espacio adecuado para la modelación de la corona cerámica con un espesor periférico de 1,5 mm, y en la porción incisal fue de 2 mm. Se tuvo en consideración el largo y dimensión del corte seccional recomendado para los conectores en cada uno de los sistemas cerámicos.¹⁶⁻¹⁸

Todos estos parámetros permitieron el cumplimiento de los requisitos de estética y espesor adecuados para la resistencia del material de la restauración. El muñón cumplió con los principios de retención y resistencia para las restauraciones fijas, con un ángulo de convergencia de 6°,

since the abutments usually have a relatively cylindrical pulp canal with little shape alterations.¹⁴ Another reason for this choice was the position of teeth in the arch and their inclination with respect to the Frankfort plane (tragus-orbit), being subjected to oblique forces in their longitudinal axis at a 45° angle.¹⁵

Using these three models with their respective ceramic systems to be evaluated, we noted that the requirements of Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein¹⁶ regarding the thicknesses suggested for the connector's area in the case of lithium disilicate (table 1) required certain space conditions that are hard to achieve in real clinical situations, since a thickness of 16 mm² in the connector's area is usually recommended, and this required a fourth model with a different thickness to that suggested by the manufacturer (9 mm²), but closer to the clinical conditions in everyday life; it is also the thickness suggested for alumina and zirconia, so one can compare the three ceramic systems with the same thicknesses.

Geometry

The central incisor and the canine were modeled individually, with a stump meeting criteria such as retention, strength and structural solidity, following the proportions needed to prepare an all-ceramic complete crown, which requires an average axial reduction of 1.8 mm. This ensured the adequate space for modeling the ceramic crown with 1.5 mm in peripheral thickness—while in the incisal segment it was 2 mm—. We also considered the length and the cross-sectional dimension recommended for connectors in each ceramic system.¹⁶⁻¹⁸

All these parameters allowed achieving adequate esthetics and meeting the required thickness for material strength. The stump complied with the principles of retention and resistance required for fixed restorations, with a convergence angle of 6°,

longitud de 5 mm en altura incisogingival del muñón y una preparación dental que conservó la anatomía del diente involucrado^{1, 4}

El incisivo superior se modeló con una longitud total de 23,5 mm, la corona midió 10,5 mm en sentido incisogingival por 7,0 de diámetro bucolingual por 7,4 de diámetro mesiodistal y la raíz midió 13 mm de longitud por 6,8 de amplitud bucolingual por 7,5 de diámetro mesiodistal, en el incisivo lateral (póntico) la corona midió 9 mm de altura incisogingival por 6 de diámetro bucolingual por 5,6 de diámetro mesiodistal y el canino se modeló con una longitud de 26 mm, la corona midió 10 mm de altura incisogingival por 7,5 de diámetro bucolingual por 5,5 de diámetro mesiodistal y la raíz se modeló de 18 de longitud por 5 mm de diámetro mesiodistal por 6 de diámetro bucolingual.

Para obtener el esfuerzo y el desplazamiento, mediante el modelo, se utilizaron las constantes elásticas, módulo elástico de Young y la razón de Poisson para cada uno de los elementos que se analizaron (tabla 2).

a length of 5 mm in the stump's inciso-gingival height, and dental preparation that maintained the anatomy of the tooth involved.^{1, 4}

In the model, the upper incisor had a total length of 23.5 mm; the crown measured 10.5 mm in inciso-gingival direction, by 7.0 mm in bucco-lingual diameter and 7.4 mm in mesiodistal diameter. The root measured 13 mm long by 6.8 mm in bucco-lingual width and 7.5 mm in mesiodistal diameter. The lateral incisor's (pontic) crown's inciso-gingival height measured 9 by 6 mm in bucco-lingual diameter and 5.6 mm in mesiodistal diameter. And the modeled canine had a length of 26 mm, the inciso-gingival crown height measuring 10 by 7.5 mm in bucco-lingual diameter, and 5.5 mm in mesiodistal diameter; the modeled root was 18 mm in length by 5 mm in mesiodistal diameter and 6 mm in bucco-lingual diameter.

In order to calculate stress and displacement, Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio were used for each element under study (table 2).

Tabla 2. *Propiedades mecánicas de las estructuras y materiales modelados*

Material	(MPa) módulo de elasticidad			Razón de Poisson			Último esfuerzo tensil (MPa)
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Cerámica feldespática IPS e.max (Ivoclar Vivadent) ¹⁶	69,000	69,000	69,000	0,280	0,28	0,280	90
Cerámica disilicato de litio IPS e.max press (Ivoclar Vivadent) ¹⁶	95,000	95,000	95,000	0,260	0,26	0,260	350
Cerámica alúmina In-ceram VITA Zahnfabrik, Germany ¹⁷	280,000	280,000	280,000	0,250	0,25	0,250	500
Cerámica circona Procera Circona Nobel Biocare USA ¹⁸	200,000	200,000	200,000	0,330	0,33	0,330	1000
Hueso cortical ¹⁹	10,640	13,490	19,600	0,295	0,10	0,115	120
Hueso esponjoso ¹⁹	315,000	390,000	942,000	0,295	0,10	0,115	
Dentina ²⁰	18,600	18,600	18,600	0,310	0,31	0,310	55
Ligamento periodontal ²⁰	68,900	68,900	68,900	0,450	0,45	0,450	
Pulpa ²⁰	2,000	2,000	2,000	0,450	0,45	0,450	
Cemento resinoso autoadhesivo universal (RelyX TM UNICEM 3M ESPE) ²¹	8,000	8,000	8,000	0,300	0,30	0,300	48

Table 2. *Mechanical properties of the modeled materials and structures*

Material	(MPa) modulus of elasticity			Poisson's ratio			Ultimate tensile strength (MPa)
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Feldspathic ceramic IPS e.max (Ivoclar Vivadent) ¹⁶	69.000	69.000	69.000	0.280	0.28	0.280	90
Lithium disilicate ceramic IPS e.max press (Ivoclar Vivadent) ¹⁶	95.000	95.000	95.000	0.260	0.26	0.260	350
Alumina ceramic In-ceram VITA Zahnfabrik, Germany ¹⁷	280.000	280.000	280.000	0.250	0.25	0.250	500
Zirconia ceramic Procera Zirconia Nobel Biocare USA ¹⁸	200.000	200.000	200.000	0.330	0.33	0.330	1000
Cortical bone ¹⁹	10.640	13.490	19.600	0.295	0.10	0.115	120
Cancellous bone ¹⁹	315.000	390.000	942.000	0.295	0.10	0.115	
Dentine ²⁰	18.600	18.600	18.600	0.310	0.31	0.310	55
Periodontal ligament ²⁰	68.900	68.900	68.900	0.450	0.45	0.450	
Pulp ²⁰	2.000	2.000	2.000	0.450	0.45	0.450	
Self-adhesive universal resin cement (RelyX TM UNICEM 3M ESPE) ²¹	8.000	8.000	8.000	0.300	0.30	0.300	48

Las propiedades mecánicas de los elementos que componen el modelo numérico fueron obtenidas de estudios reportados en la literatura y revisadas por el grupo de investigación de Biomateriales en estudios previos (tabla 2).¹⁶⁻²¹ De esta forma, el modelo contó con propiedades isotrópicas para los diferentes sistemas cerámicos, dentina, el ligamento periodontal y el cemento resinoso; y propiedades ortotrópicas para el hueso cortical y esponjoso.

La raíz se diseñó de forma cónica para el incisivo central superior y ovalada para el canino superior.²² El ligamento periodontal se diseñó teniendo en cuenta las propiedades isotrópicas (materiales con iguales características en todas las direcciones); este tuvo un espesor en la periferia de la raíz de 0,5 mm y estará ubicado a 1,5 mm de la unión cementoamélica. Para el diseño del hueso alveolar se incluyó el hueso esponjoso que forma el interior del cuerpo maxilar y el hueso cortical que rodeó tanto el maxilar como el alvéolo. Se consideraron ambas estructuras con propiedades ortotrópicas (materiales con diferentes características en los ejes x, y, z). El hueso cortical fue de 1 mm de espesor en la zona periférica desde la región basal y de 0,5 mm hacia la región interna del alvéolo.²³

El área de los conectores se modeló según las especificaciones de la casa comercial para cada uno de los sistemas cerámicos por estudiar (tabla 1), y adicionalmente se elaboró un cuarto modelo con las propiedades del disilicato de litio con el área recomendada para la alúmina y la circonia (9 mm²) y así se hicieron comparaciones equivalentes, se hizo un recubrimiento con cerámica feldespática con un espesor mínimo de 0,5 mm¹⁶ Se modeló una capa de cemento con un espesor uniforme de 40 μm.²⁴

Una vez obtenidos los modelos, se hizo un análisis elástico lineal en el que se utilizaron elementos tetraédricos de alto orden (elementos que permiten tres grados de libertad traslacional y rotacional por cada nodo), con el fin de obtener mejor aproximación de las geometrías de las partes, obteniéndose de esta manera una malla tridimensional de elementos finitos de los componentes que conforman el modelo (figura 2 y tabla 3).

The mechanical properties of the elements included in the numerical model were obtained from studies reported in the literature and examined by the Biomaterials Research Group in previous studies (table 2).¹⁶⁻²¹ As a result, the model was provided with isotropic properties for the ceramic systems, dentin, periodontal ligament, and resin cement, as well as orthotropic properties for cortical and cancellous bones.

The root had a conical design in the upper central incisor and an oval shape in the upper canine.²² The periodontal ligament was designed taking into account isotropic properties (materials with similar properties in all directions); its root periphery was 0.5 mm in thickness, located 1.5 mm from the cemento-enamel junction. To design alveolar bone, we included cancellous bone forming the inner maxillary mass and cortical bone surrounding both the maxilla and the alveoli. Both structures had orthotropic properties (materials with different characteristics in the x, y, and z axis). Cortical bone was 1 mm thick in the peripheral area from the basal region and 0.5 mm toward the inner region of the alveoli.²³

The area of connectors was modeled according to manufacturers' specifications for each ceramic systems under study (table 1), and a fourth model was developed with lithium disilicate properties and the area recommended for alumina and zirconia (9 mm²). Equivalent comparisons were performed, and feldspathic ceramic coating was applied with a minimum thickness of 0.5 mm.¹⁶ A cement layer with a uniform thickness of 40 μm was also modeled.²⁴

After constructing the models, a linear elastic analysis was performed using high-order tetrahedral elements (those that allow three degrees of translational and rotational freedom per node), in order to obtain a better approximation to the geometry of the parts, thereby obtaining a three-dimensional finite element mesh of the model's components (figure 2 and table 3).



Figura 2. a. Enmallado del modelo de una PPF de tres unidades anterior b. enmallado de cada componente

Figure 2. a. Meshing of a three-unit anterior FPD model b. meshing of each component

Tabla 3. Detalles de la malla del modelo con conector de área de 9 mm² y de 16 mm²

	Conector 9 mm ²	Conector 16 mm ²
Tipo de malla	Elementos sólidos tetraédricos	Elementos sólidos tetraédricos
Mallador utilizado	Estándar	Estándar
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden	Elementos cuadráticos de alto orden
Comprobación jacobiana	4,000	16,000
Tamaño de elementos	0,800 mm	1,000 mm
Tolerancia	0,004 mm	0,034 mm
Número total de nodos	548,546	231,888
Número total de elementos	372,551	137,830
Máxima relación de aspecto	214,520	198,300

Para mejorar la exactitud de los resultados se empleó el método adaptativo conocido como método-h, el cual consiste en hacer un refinamiento en el tamaño de la malla en los lugares de mayor interés para el estudio, en este caso, la zona en donde ocurren los mayores desplazamientos o esfuerzos. El objetivo de utilizar elementos más pequeños es el de disminuir el error en los resultados y llegar a valores aceptables, con errores menores al 2%.

Table 3. Details of the model's meshing with a connector of 9 mm² and 16 mm² in area

	9 mm ² Connector	16 mm ² Connector
Type of mesh	Tetrahedral solid elements	Tetrahedral solid elements
Meshing	Standard	Standard
Mesh quality	High-order quadratic elements	High-order quadratic elements
Jacobian comparison	4.000	16.000
Size of elements	0.800 mm	1.000 mm
Tolerance	0.004 mm	0.034 mm
Total number of nodes	548.546	231.888
Total number of elements	372.551	137.830
Maximum aspect ratio	214.520	198.300

To improve accuracy of the results, we used the so-called adaptive h-method, which consists in refining mesh size at the places of greatest interest to the study, in this case the area experiencing the largest displacements or stresses. Smaller elements were used in order to reduce errors and to reach acceptable values, with errors lower than 2%.

La tolerancia del modelo, 0,004 mm para el conector de 16 mm² y de 0,034 mm para el conector de 9 mm² de área, hace referencia a qué tan separados pueden estar los elementos uno del otro para que se asuma como contacto o unión. La calidad de la malla se refiere al refinamiento de esta con la adición de nodos intermedios en el elemento, lo cual permite mejorar la geometría del modelo.^{25, 26}

Los modelos fueron cargados con una fuerza estática de mordida inicial reportada por la literatura de 200 N²⁷ y se incrementó en intervalos de 200 N hasta 1000 N, considerada en la literatura la carga máxima encontrada en actividad parafuncional;²⁸ aplicada sobre el tercio medio de la superficie lingual de las coronas en un ángulo de 45° para los esfuerzos en dirección oblicua (figura 3).

The model's tolerance, 0.004 mm for the 16 mm² connector and 0.034 mm for the 9 mm² connector, refer to the way elements are separated from one another into what may be considered as either contact or bonding. The quality of the mesh refers to its refinement with the addition of intermediate nodes, which improves the model's geometry.^{25, 26}

The models were loaded with a static force of initial biting reported in the literature as being 200 N,²⁷ increased at intervals of 200 N up to 1000 N, considered in the literature as the maximum load in parafunctional activity,²⁸ this force was applied on the middle third of the lingual crown surface at an angle of 45° for oblique stresses (figure 3).

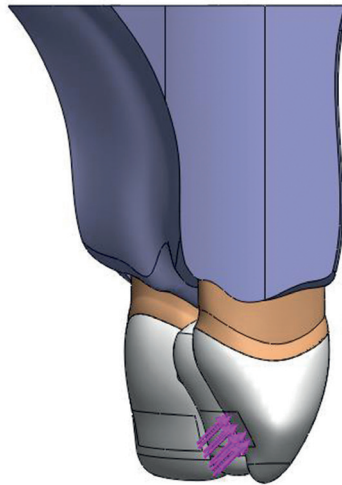


Figura 3. Aplicación de esfuerzos en la superficie lingual

Figure 3. Stress application on lingual surface

RESULTADOS

Al hacer el modelo numérico 3D de un tramo de PPF anterior en los diferentes sistemas cerámicos y al correr la simulación en un *software* de elementos finitos, el programa proporciona una escala de valores, en donde los resultados negativos determinan las zonas de compresión y los positivos las zonas de tensión. Se hizo un análisis comparativo de la distribución de los esfuerzos de von Mises,

RESULTS

By obtaining the 3D numerical modeling of an anterior FPD segment on different ceramic systems and by running simulation on a finite element software, the program provides a series of numbers so that the negative results indicate the areas of compression and the positive ones the areas of tension. A comparative analysis of von Mises,

máximos tensiles, compresivos y cortantes; sobre la PPF del sector anterior en los diferentes sistemas cerámicos objeto de estudio de esta manera:

Sistema cerámico de disilicato de litio con un área del conector de 16 mm²

Al evaluar el comportamiento de los esfuerzos de von Mises, se observó que el comportamiento es similar al incrementar la carga, las estructuras sometidas a los más altos esfuerzos fueron el ligamento periodontal seguido de la cerámica de revestimiento especialmente en el área de los conectores, además, al ir incrementando la carga sobre el sistema hasta llegar a 1000 N no se alcanzan valores de falla para el material que conforma la cofia, la cual es la responsable de la solidez estructural de la PPF, la cerámica de revestimiento alcanzó su **esfuerzo último** bajo una carga de 400 N (tabla 4, figuras 4a, b y 5a, b).

Tabla 4. Esfuerzos de von Mises MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 16 mm²

Hueso	Esfuerzo de von Mises MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	10,3	22,6	31,0	41,3	51,6
Ligamento periodontal	56,6	116,7	169,9	226,5	283,2
Raíz	38,1	65,8	114,6	152,8	191,1
Cemento	35,9	52,5	74,2	98,9	123,6
Estructura	35,9	71,7	107,9	143,9	179,9
Cerámica revestimiento	54,9	110,0	165,2	220,3	275,3

maximum tensile, compressive, and shear stress distribution was performed on the anterior FPD sector in the ceramic systems under study, as follows:

Lithium disilicate ceramic system with a connector of 16 mm² in area

By evaluating the behavior of von Mises stresses, we observed a similar behavior when increasing loads; the structures subjected to the highest stresses were periodontal ligament and ceramic coating, especially at the area of connectors. Also, by increasing the load up to 1000 N, no fault values are obtained on the material forming the cap, which is responsible for FPD's structural solidity. The ceramic coating reached its **ultimate stress** under a load of 400 N (table 4, figures 4a, b and 5a, b).

Tabla 4. Von Mises stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 16 mm² connector

Bone	Von Mises stress (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	10.3	22.6	31.0	41.3	51.6
Periodontal Ligament	56.6	116.7	169.9	226.5	283.2
Root	38.1	65.8	114.6	152.8	191.1
Cement	35.9	52.5	74.2	98.9	123.6
Structure	35.9	71.7	107.9	143.9	179.9
Ceramic coating	54.9	110.0	165.2	220.3	275.3

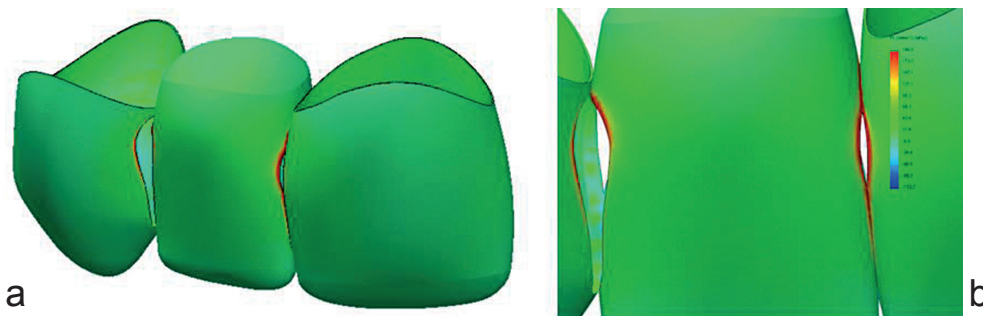


Figura 4. a) Esfuerzos de von Mises en la cerámica feldespática del modelo de disilicato de litio con conector de 16 mm² de área, b) acercamiento del área

Figure 4. a) Von Mises stresses on the feldspathic ceramic of the lithium disilicate model with a connector of 16 mm² in area, b) area close-up

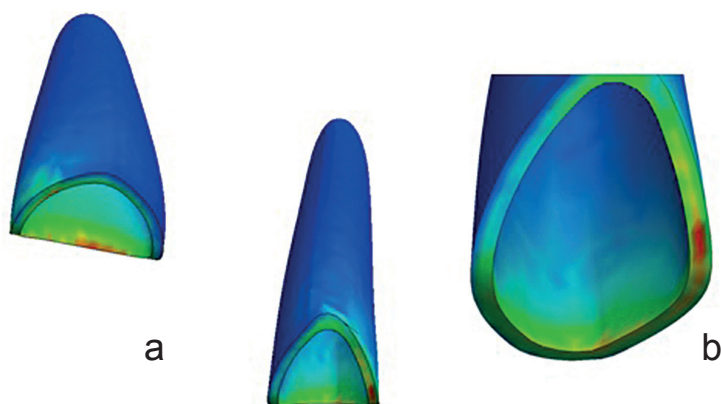


Figura 5. a) Esfuerzos de von Mises en el ligamento periodontal del modelo de disilicato de litio con conector de 16 mm² de área, b) acercamiento en una de las raíces
 Figure 5. a) Von Mises stresses on the periodontal ligament of the lithium disilicate model with a connector of 16 mm² in area, b) close-up to one of the roots

Se observa en las tablas 5 y 6 que la estructura que recibió los máximos esfuerzos tensiles fue el ligamento periodontal en la superficie palatina y los máximos esfuerzos compresivos en la superficie vestibular, seguido por la cerámica de revestimiento en el área de los conectores, siendo valores muy aproximados para ambas estructuras.

Tabla 5. Esfuerzos máximos tensiles MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 16 mm²

	Esfuerzos máximos tensiles MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	10,9	21,4	32,8	43,7	54,6
Ligamento periodontal	78,2	158,3	232,7	310,2	387,8
Raíz	47,9	86,5	144,3	192,4	240,5
Cemento	26,0	46,3	66,7	89,0	111,2
Estructura	27,2	45,3	65,4	87,2	109,0
Cerámica revestimiento	78,2	142,5	211,9	282,6	353,2

Tabla 6. Esfuerzos máximos compresivos MPa en una PPF anterior de tres unidades de disilicato de litio con un conector de 16 mm²

	Esfuerzos máximos compresivos MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	-6,0	-13,4	-18,2	-24,3	-30,3
Ligamento periodontal	-96,2	-195,8	-288,5	-384,7	-480,9
Raíz	-42,7	-68,6	-128,0	-170,7	-213,3
Cemento	-48,4	-58,1	-78,3	-104,4	-130,6
Estructura	-41,9	-57,6	-95,0	-126,6	-158,3
Cerámica revestimiento	-96,2	-96,3	-146,3	-195,1	-243,9

Tables 5 and 6 show that the structure that received maximum tensile stresses was the periodontal ligament at the palatal surface, and maximum compressive stress occurred on the labial surface, followed by the ceramic coating at the area of connectors, the values being very similar in both structures.

Table 5. Maximum tensile stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 16 mm² connector

	Maximum tensil stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	10.9	21.4	32.8	43.7	54.6
Periodontal Ligament	78.2	158.3	232.7	310.2	387.8
Root	47.9	86.5	144.3	192.4	240.5
Cement	26.0	46.3	66.7	89.0	111.2
Structure	27.2	45.3	65.4	87.2	109.0
Ceramic coating	78.2	142.5	211.9	282.6	353.2

Table 6. Maximum compressive stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 16 mm² connector

	Maximum compressive stress (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	-6.0	-13.4	-18.2	-24.3	-30.3
Periodontal Ligament	-96.2	-195.8	-288.5	-384.7	-480.9
Root	-42.7	-68.6	-128.0	-170.7	-213.3
Cement	-48.4	-58.1	-78.3	-104.4	-130.6
Structure	-41.9	-57.6	-95.0	-126.6	-158.3
Ceramic coating	-96.2	-96.3	-146.3	-195.1	-243.9

En cuanto a los esfuerzos cortantes se puede observar que las estructuras más exigidas fueron la cerámica de revestimiento y el ligamento periodontal; los esfuerzos sobre el cemento son los más bajos (tabla 7).

Tabla 7. Esfuerzos máximos cortantes MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 16 mm²

Hueso	Esfuerzos máximos cortantes MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	5,65	11,7	17,05	22,70	28,40
Ligamento periodontal	31,10	56,2	93,30	124,40	155,50
Raíz	19,75	42,7	59,30	79,05	98,80
Cemento	20,50	30,1	42,80	57,05	71,35
Estructura	20,50	40,4	61,65	82,20	102,75
Cerámica revestimiento	40,95	64,4	94,70	126,10	157,80

Sistema cerámico de disilicato de litio con un área del conector de 9 mm²

En los esfuerzos de von Mises en el modelo que representa el sistema cerámico del disilicato de litio, con espesores reducidos para el conector con un área de 9 mm²; se observó que el comportamiento es similar al incrementar las diferentes cargas, las estructuras sometidas a los más altos esfuerzos fueron la estructura cerámica seguida por la cerámica de revestimiento en el área de los conectores, con valores muy similares. Al incrementar la carga sobre el sistema hasta llegar a 1000 N no se alcanzan valores de falla para el material que conforma la cofia, la cual es la responsable de la solidez estructural de la PPF, la cerámica de revestimiento alcanzó su límite de fluencia bajo una carga de 400 N (tabla 8 y figuras 6a, b y 7).

Tabla 8. Esfuerzos de von Mises MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 9 mm²

Hueso	Esfuerzos de von Mises MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	30,4	61,0	91,0	121,5	152,0
Ligamento periodontal	48,6	97,6	145,7	194,5	243,3
Raíz	39,2	78,7	117,5	156,8	196,2
Cemento	23,9	48,1	71,8	95,8	119,8
Estructura	53,1	106,6	158,9	212,4	265,3
Cerámica revestimiento	52,7	105,8	157,9	210,9	263,7

Regarding shear stresses, the most affected structures were ceramic coating and periodontal ligament; the lowest stresses occurred on the cement (table 7).

Table 7. Maximum shear stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 16 mm² connector

Bone	Maximum shear stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	5.65	11.7	17.05	22.70	28.40
Periodontal Ligament	31.10	56.2	93.30	124.40	155.50
Root	19.75	42.7	59.30	79.05	98.80
Cement	20.50	30.1	42.80	57.05	71.35
Structure	20.50	40.4	61.65	82.20	102.75
Ceramic coating	40.95	64.4	94.70	126.10	157.80

Lithium disilicate ceramic system with a connector of 9 mm² in area

In terms of von Mises stresses on the lithium disilicate ceramic system with reduced thickness for the connector with 9 mm² in area, we observed that the behavior is similar when increasing loads. The parts subjected to the highest stresses were the ceramic structure followed by the ceramic coating at the area of connectors, with similar values. By increasing the load up to 1000 N, no fault values were achieved on the material forming the cap, which is responsible for FPD's structural solidity; the ceramic coating reached its yield strength under a load of 400 N (table 8 and figures 6a, b, and 7).

Table 8. Von Mises stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 9 mm² connector

Bone	Von Mises stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	30.4	61.0	91.0	121.5	152.0
Periodontal Ligament	48.6	97.6	145.7	194.5	243.3
Root	39.2	78.7	117.5	156.8	196.2
Cement	23.9	48.1	71.8	95.8	119.8
Structure	53.1	106.6	158.9	212.4	265.3
Ceramic coating	52.7	105.8	157.9	210.9	263.7

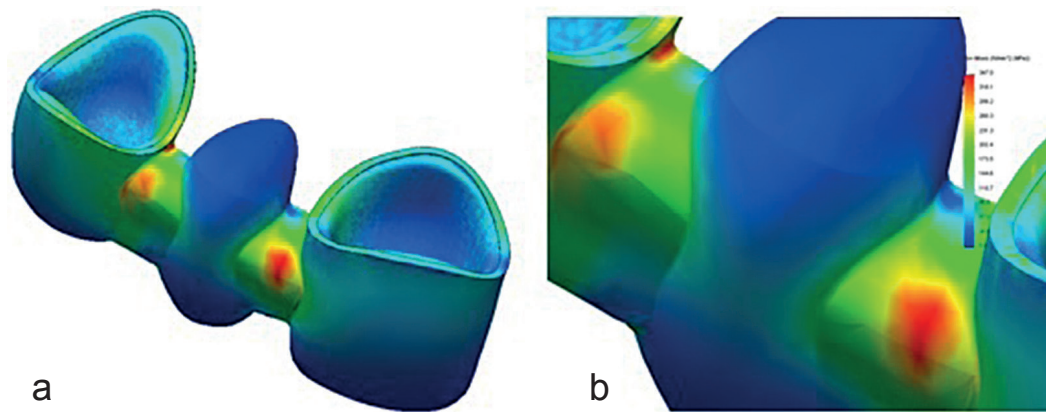


Figura 6. a) Esfuerzos de von Mises en los conectores de la estructura del disilicato de litio con un conector de 9 mm^2 de área, b) acercamiento del área
 Figure 6. a) Von Mises stresses on the connectors of a lithium disilicate structure with a connector of 9 mm^2 in area, b) area close-up

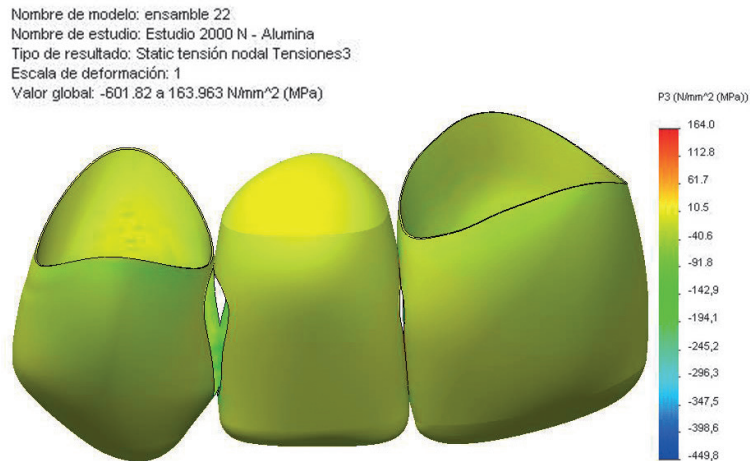


Figura 7. Esfuerzos de von Mises en la cerámica de revestimiento del disilicato de litio con un conector de 9 mm^2 de área
 Figure 7. Von Mises stresses on the ceramic coating of lithium disilicate with a connector of 9 mm^2 in area

Al evaluar los esfuerzos máximos tensiles y compresivos, se observa que para ambos tipos de esfuerzos la cerámica de revestimiento fue la que recibió valores más altos (tablas 9 y 10).

By evaluating maximum tensile and maximum compressive stresses, one may observe that ceramic coating was the one that received the highest values of both types of stress (tables 9 and 10).

Tabla 9. Esfuerzos máximos tensiles MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos tensiles MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	28,6	57,4	85,7	114,4	143,1
Ligamento periodontal	54,1	108,6	162,1	216,4	270,8
Raíz	38,4	71,4	108,7	142,2	177,9
Cemento	14,3	28,7	42,9	57,3	71,6
Estructura	41,7	83,8	125,1	166,9	209,0
Cerámica revestimiento	57,6	115,7	172,6	230,4	288,3

Tabla 10. Esfuerzos máximos compresivos MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos compresivos MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	-16,6	-33,3	-49,8	-66,4	-83,1
Ligamento periodontal	-61,0	-122,6	-183,0	-244,3	-305,6
Raíz	-50,6	-101,7	-151,8	-202,7	-253,6
Cemento	-23,7	-47,6	-71,1	-94,4	-118,7
Estructura	-33,3	-66,8	-99,8	-133,2	-166,6
Cerámica revestimiento	-62,5	-125,6	-187,4	-250,3	-312,9

Los esfuerzos máximos cortantes son superiores para la estructura cerámica, también se observa que el cemento recibe los más bajos esfuerzos cortantes (tabla 11).

Tabla 11. Esfuerzos máximos cortantes MPa en una PPF anterior de tres unidades en disilicato de litio con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos cortantes MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	17,30	34,70	51,80	69,15	86,55
Ligamento periodontal	26,65	53,60	79,95	106,75	133,55
Raíz	20,70	41,55	62,00	82,75	103,55
Cemento	12,75	25,60	38,20	51,00	63,85
Estructura	30,20	60,70	90,40	120,90	151,00
Cerámica revestimiento	27,70	55,65	83,05	110,95	138,70

Sistema cerámico de la alúmina con un área del conector de 9 mm²

Para el sistema cerámico de la alúmina, con un conector con un área de 9 mm², los esfuerzos de von Mises más altos los presentó la estructura cerámica en el área de los conectores (tabla 12 y figura 8).

Table 9. Maximum tensile stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 9 mm² connector

	Maximum tensile stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	28.6	57.4	85.7	114.4	143.1
Periodontal Ligament	54.1	108.6	162.1	216.4	270.8
Root	38.4	71.4	108.7	142.2	177.9
Cement	14.3	28.7	42.9	57.3	71.6
Structure	41.7	83.8	125.1	166.9	209.0
Ceramic coating	57.6	115.7	172.6	230.4	288.3

Table 10. Maximum compressive stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 9 mm² connector

	Maximum compressive stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	-16.6	-33.3	-49.8	-66.4	-83.1
Periodontal Ligament	-61.0	-122.6	-183.0	-244.3	-305.6
Root	-50.6	-101.7	-151.8	-202.7	-253.6
Cement	-23.7	-47.6	-71.1	-94.4	-118.7
Structure	-33.3	-66.8	-99.8	-133.2	-166.6
Ceramic coating	-62.5	-125.6	-187.4	-250.3	-312.9

Maximum shear stresses are higher on the ceramic structure; it may also be observed that the cement receives the lowest shear stresses (table 11).

Table 11. Maximum shear stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with lithium disilicate and a 9 mm² connector

	Maximum shear stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	17.30	34.70	51.80	69.15	86.55
Periodontal Ligament	26.65	53.60	79.95	106.75	133.55
Root	20.70	41.55	62.00	82.75	103.55
Cement	12.75	25.60	38.20	51.00	63.85
Structure	30.20	60.70	90.40	120.90	151.00
Ceramic coating	27.70	55.65	83.05	110.95	138.70

Alumina ceramic system with a connector of 9 mm² in area

For the alumina ceramic system with a connector of 9 mm² in area, the highest von Mises stresses occurred on the ceramic structure at the area of connectors (table 12 and figure 8).

Tabla 12. Esfuerzos de von Mises MPa en una PPF anterior de tres unidades en alúmina con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos de von Mises MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	30,9	62,0	92,6	80,0	154,6
Ligamento periodontal	49,7	99,9	149,1	199,0	249,0
Raíz	38,9	78,2	116,8	155,9	195,0
Cemento	29,8	59,8	89,2	119,2	149,0
Estructura	74,6	150,0	223,8	298,8	373,8
Cerámica revestimiento	39,9	80,1	119,6	159,7	199,8

Table 12. Von Mises stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with alumina and a 9 mm² connector

	Von Mises stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	30.9	62.0	92.6	80.0	154.6
Periodontal Ligament	49.7	99.9	149.1	199.0	249.0
Root	38.9	78.2	116.8	155.9	195.0
Cement	29.8	59.8	89.2	119.2	149.0
Structure	74.6	150.0	223.8	298.8	373.8
Ceramic coating	39.9	80.1	119.6	159.7	199.8

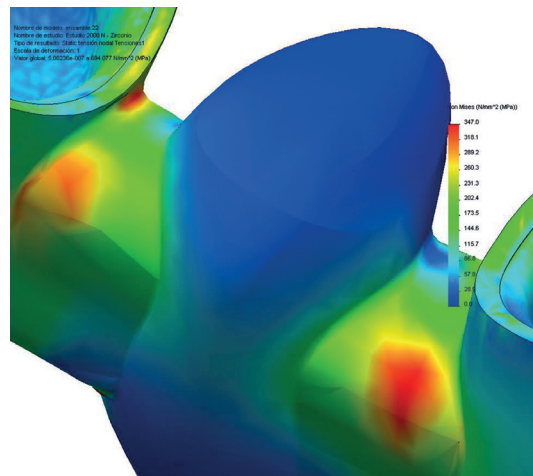


Figura 8. Esfuerzos de von Mises N/m² en la cofia del modelo de alúmina con conector de 9 mm² de área

Figure 8. Von Mises stresses N/m² on the coping of the alumina model with a connector of 9 mm² in area

Tanto para los esfuerzos máximos tensiles como compresivos, se observó que el ligamento periodontal fue el que estuvo sometido a los valores más altos (tablas 13 y 14).

For both maximum tensile and maximum compressive stresses, the periodontal ligament was the one subjected to the highest values (tables 13 and 14).

Tabla 13. Esfuerzos máximos tensiles MPa en una PPF anterior de tres unidades en alúmina con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos tensiles MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Ligamento periodontal	53,5	107,4	160,3	214,0	267,7
Raíz	53,4	107,4	160,2	213,9	267,6
Cemento	25,9	52,0	77,6	103,6	129,6
Estructura	51,7	103,8	154,9	206,8	258,7
Cerámica revestimiento	40,3	81,1	121,0	161,6	202,1

Table 13. Maximum tensile stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with alumina and a 9 mm² connector

	Maximum tensile stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Periodontal Ligament	53.5	107.4	160.3	214.0	267.7
Root	53.4	107.4	160.2	213.9	267.6
Cement	25.9	52.0	77.6	103.6	129.6
Structure	51.7	103.8	154.9	206.8	258.7
Ceramic coating	40.3	81.1	121.0	161.6	202.1

Tabla 14. Esfuerzos máximos compresivos MPa en una PPF anterior de tres unidades en alúmina con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos compresivos MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	-16,6	-33,4	-49,8	-66,5	-83,2
Ligamento periodontal	-60,2	-120,9	-180,4	-240,9	-301,3
Raíz	-50,3	-101,0	-150,7	-201,1	-251,7
Cemento	-28,4	-57,1	-85,2	-113,7	-142,3
Estructura	-46,5	-93,5	-139,5	-186,2	-233,0
Cerámica revestimiento	-45,0	-90,4	-134,9	-180,0	-225,2

Los esfuerzos máximos cortantes se encuentran en la estructura cerámica, también se observa que el cemento recibe muy bajos esfuerzos (tabla 15).

Tabla 15. Esfuerzos máximos cortantes MPa en una PPF anterior de tres unidades en alúmina con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos cortantes MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	17,55	35,30	52,70	70,35	88,00
Ligamento periodontal	27,30	54,85	81,90	108,30	136,75
Raíz	20,60	41,35	61,70	82,40	103,05
Cemento	16,45	33,05	49,30	65,85	82,35
Estructura	42,60	85,60	127,75	170,60	213,40
Cerámica revestimiento	22,55	45,30	67,60	90,25	112,85

Sistema cerámico la circona con un área del conector de 9 mm²

Para el sistema cerámico de la circona, los espesores sugeridos por la casa comercial Nobel Biocare USA es de un conector con un área de 9 mm²; al igual que el modelo de la alúmina, los esfuerzos de von Mises más altos mostrados por el sistema, los presenta la estructura cerámica en el área de los conectores (tabla 16 y figuras 9a y b).

Tabla 16. Esfuerzos de von Mises MPa en una PPF anterior de tres unidades en circona con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos de von Mises MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	30,7	61,7	92,10	123,0	153,9
Ligamento periodontal	49,4	99,2	148,10	197,7	247,2
Raíz	39,0	78,4	117,00	156,3	195,5
Cemento	27,2	54,7	81,36	109,0	136,4
Estructura	69,4	139,4	208,10	277,8	347,6
Cerámica revestimiento	43,0	86,4	128,90	172,1	215,3

Table 14. Maximum compressive stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with alumina and a 9 mm² connector

	Maximum compressive stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	-16.6	-33.4	-49.8	-66.5	-83.2
Periodontal Ligament	-60.2	-120.9	-180.4	-240.9	-301.3
Root	-50.3	-101.0	-150.7	-201.1	-251.7
Cement	-28.4	-57.1	-85.2	-113.7	-142.3
Structure	-46.5	-93.5	-139.5	-186.2	-233.0
Ceramic coating	-45.0	-90.4	-134.9	-180.0	-225.2

Maximum shear stresses occurred on the ceramic structure; one can also observe that the cement received very low stresses (table 15).

Table 15. Maximum shear stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with alumina and a 9 mm² connector

	Maximum shear stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	17.55	35.30	52.70	70.35	88.00
Periodontal Ligament	27.30	54.85	81.90	108.30	136.75
Root	20.60	41.35	61.70	82.40	103.05
Cement	16.45	33.05	49.30	65.85	82.35
Structure	42.60	85.60	127.75	170.60	213.40
Ceramic coating	22.55	45.30	67.60	90.25	112.85

Zirconia ceramic system with a connector of 9 mm² in area

For the zirconia ceramic system, the thicknesses suggested by Nobel Biocare USA are those of a connector with an area of 9 mm²; as for the alumina model, the highest von Mises stresses shown by the system occurred on the ceramic structure at the area of connectors (table 16 and figures 9a and b).

Table 16. Von Mises stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with zirconia and a 9 mm² connector

	Von Mises stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	30.7	61.7	92.10	123.0	153.9
Periodontal Ligament	49.4	99.2	148.10	197.7	247.2
Root	39.0	78.4	117.00	156.3	195.5
Cement	27.2	54.7	81.36	109.0	136.4
Structure	69.4	139.4	208.10	277.8	347.6
Ceramic coating	43.0	86.4	128.90	172.1	215.3

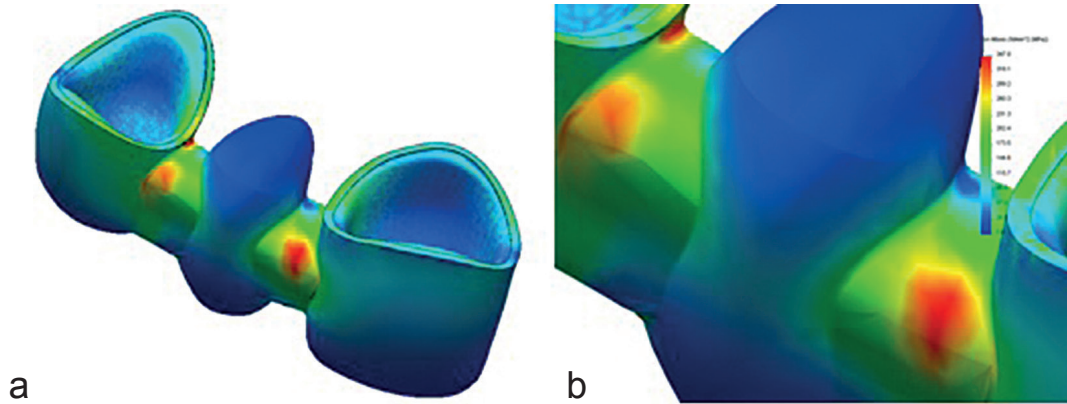


Figura 9. a) Esfuerzos de von Mises en la cofia de zirconia con conector de 9 mm² de área b) acercamiento del área

Figure 9. a) Von Mises stresses on a zirconia coping with a connector of 9 mm² in area b) area close-up

Al evaluar en este modelo los esfuerzos máximos tensiles y compresivos, se observó que para ambos tipos de esfuerzos el ligamento periodontal fue el que estuvo sometido a mayor demanda (tablas 17 y 18).

In evaluating the maximum tensile and maximum compressive stress levels in this model, we observed that periodontal ligament was the one subjected to the highest levels of both type of stresses (tables 17 and 18).

Tabla 17. Esfuerzos máximos tensiles MPa en una PPF anterior de tres unidades en zirconia con un conector de 9 mm²

Table 17. Maximum tensile stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with zirconia and a 9 mm² connector

Esfuerzos máximos tensiles MPa					
Hueso	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	28,9	58,0	86,6	115,6	144,6
Ligamento periodontal	53,6	107,7	160,7	214,6	268,5
Raíz	36,8	72,2	110,3	141,9	178,5
Cemento	21,9	44,0	65,7	87,7	109,7
Estructura	47,5	95,4	142,4	190,1	237,8
Cerámica revestimiento	43,3	87,0	129,9	173,4	216,9

Maximum tensile stresses (MPa)					
Bone	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	28.9	58.0	86.6	115.6	144.6
Periodontal Ligament	53.6	107.7	160.7	214.6	268.5
Root	36.8	72.2	110.3	141.9	178.5
Cement	21.9	44.0	65.7	87.7	109.7
Structure	47.5	95.4	142.4	190.1	237.8
Ceramic coating	43.3	87.0	129.9	173.4	216.9

Tabla 18. Esfuerzos máximos compresivos MPa en una PPF anterior de tres unidades en zirconia con un conector de 9 mm²

Table 18. Maximum compressive stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with zirconia and a 9 mm² connector

Esfuerzos máximos compresivos MPa					
Hueso	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	-16,6	-33,3	-49,7	-66,4	-83,1
Ligamento periodontal	-60,4	-124,4	-181,2	-241,8	-302,5
Raíz	-50,3	-101,1	-150,9	-201,5	-252,0
Cemento	-28,1	-56,5	-84,3	-112,6	-140,8
Estructura	-44,0	-88,4	-131,9	-176,1	-220,4
Cerámica revestimiento	-43,7	-87,8	-131,1	-175,0	-218,9

Maximum compressive stresses (MPa)					
Bone	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
	-16.6	-33.3	-49.7	-66.4	-83.1
Periodontal Ligament	-60.4	-124.4	-181.2	-241.8	-302.5
Root	-50.3	-101.1	-150.9	-201.5	-252.0
Cement	-28.1	-56.5	-84.3	-112.6	-140.8
Structure	-44.0	-88.4	-131.9	-176.1	-220.4
Ceramic coating	-43.7	-87.8	-131.1	-175.0	-218.9

Al igual que en el modelo anterior, los esfuerzos máximos cortantes se encuentran en la estructura cerámica, también se observa que el cemento recibe muy bajos esfuerzos (tabla 19).

Tabla 19. Esfuerzos máximos cortantes MPa en una PPF anterior de tres unidades en circonia con un conector de 9 mm²

	Esfuerzos máximos cortantes MPa				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Hueso	17,50	35,15	52,45	70,00	87,55
Ligamento periodontal	27,10	54,50	81,30	108,55	135,8
Raíz	20,60	41,45	61,85	82,55	103,25
Cemento	14,85	29,85	44,50	59,45	74,40
Estructura	39,80	79,95	119,30	159,25	199,25
Cerámica revestimiento	24,50	49,20	73,45	98,05	122,65

Además, se generó un coeficiente de seguridad (tablas 20 a 23) que permitió observar el umbral de trabajo en cada sistema cerámico objeto de estudio, de esta forma se ve cómo al usar un material con mayor módulo elástico (alúmina), la cerámica de revestimiento exhibe mayor coeficiente de seguridad, resistiendo valores de carga superiores a los presentados al usar un material con un menor módulo elástico como es el caso del disilicato de litio.

Dicho coeficiente de seguridad se obtiene al dividir el valor del límite último de fractura del material objeto, por el valor del esfuerzo máximo tensil en cada una de las cargas; cuando los valores fueron <1 se presentó la falla y mientras superior fuera el resultado, se obtenía un coeficiente de seguridad mayor alejándose del valor de falla de forma más eficiente.

Tabla 20. Coeficiente de seguridad del disilicato de litio con un conector de 16 mm²

	Disilicato con 16 mm ²				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Estructura	12,80	7,72	5,35	4,01	3,21
Revestimiento	1,15	0,60	0,42	0,31	0,25

Tabla 21. Coeficiente de seguridad del disilicato de litio con un conector de 9 mm²

	Disilicato con 9 mm ²				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Estructura	8,39	4,17	2,79	2,09	1,67
Revestimiento	1,56	0,70	0,52	0,53	0,31

As in the previous model, maximum shear stresses occur on the ceramic structure; it may also be noted that cement receives very low stresses (table 19).

Table 19. Maximum shear stresses (MPa) on a three-unit anterior FPD with zirconia and a 9 mm² connector

	Maximum shear stresses (MPa)				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Bone	17,50	35,15	52,45	70,00	87,55
Periodontal Ligament	27,10	54,50	81,30	108,55	135,8
Root	20,60	41,45	61,85	82,55	103,25
Cement	14,85	29,85	44,50	59,45	74,40
Structure	39,80	79,95	119,30	159,25	199,25
Ceramic coating	24,50	49,20	73,45	98,05	122,65

A safety factor was also generated (tables 20-23) allowing us to observe the working threshold in each ceramic system under study; this shows that when using a material with higher elastic modulus (alumina), the ceramics coating exhibits a greater safety factor, resisting load values higher than those occurring when using a material with a lower elastic modulus as in the case of lithium disilicate.

This safety factor is obtained by dividing the value of the target material's ultimate tensile strength into the maximum tensile stress value under each load. Failure occurred when values were <1; the higher the results the greater the safety factor, efficiently moving away from failure values.

Table 20. Safety factor of lithium disilicate with a 16 mm² connector

	Disilicate with 16 mm ²				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Structure	12.80	7.72	5.35	4.01	3.21
Coating	1.15	0.60	0.42	0.31	0.25

Table 21. Safety factor of lithium disilicate with a 9 mm² connector

	Disilicate with 9 mm ²				
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Structure	8.39	4.17	2.79	2.09	1.67
Coating	1.56	0.70	0.52	0.53	0.31

Tabla 22. Coeficiente de seguridad de la alúmina con un conector de 9 mm²

Alúmina con 9 mm ²					
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Estructura	9,67	4,81	3,22	2,41	1,93
Revestimiento	2,23	1,10	0,74	0,55	0,44

Tabla 23. Coeficiente de seguridad la circona con un conector de 9 mm²

Circona con 9 mm ²					
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Estructura	21,05	10,40	7,02	5,26	4,20
Revestimiento	2,07	1,03	0,69	0,51	0,41

DISCUSIÓN

Debido a que la evidencia científica es escasa y poco concluyente, la decisión del material utilizable en el sector anterior se hace teniendo en cuenta las recomendaciones del fabricante, basados únicamente en sus propiedades de resistencia,¹⁶⁻¹⁸ sacrificando la estética, ya que los materiales cerámicos más resistentes no proveen características ópticas óptimas para el segmento anterior.

Por esta razón, este estudio evaluó a través del modelado 3D de elementos finitos la distribución de los esfuerzos y comparó la resistencia de tres sistemas cerámicos (disilicato de litio, alúmina y circona) en tramos protésicos fijos dentosoportados del sector anterior, usando las especificaciones del fabricante en su diseño y a su vez evaluando el comportamiento cuando se cambiaron los espesores sugeridos por el fabricante simulando limitaciones de espacio.

En este estudio se consideró la fuerza máxima masticatoria a la cual fueron sometidos estos materiales. Donde aparte de características anatómicas y fisiológicas individuales, se consideró la fuerza de mordida en las diferentes zonas de la cavidad oral. En estudios previos, los valores promedio de la fuerza máxima masticatoria varían de 216 a 847 N.²⁷⁻²⁹ Los valores reportados para la región anterior son inferiores y están en el rango de 108 a 299 N.^{30, 31} Basados en estos reportes de la literatura se decidió tomar una carga inicial de 200 N y una carga máxima 1000 N, dicho valor límite es usado como rango de seguridad requerido para un favorable pronóstico clínico de las PPF totalmente cerámicas.⁸ Es importante

Table 22. Safety factor of alumina with a 9 mm² connector

Alumina with 9 mm ²					
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Structure	9.67	4.81	3.22	2.41	1.93
Coating	2.23	1.10	0.74	0.55	0.44

Table 23. Safety factor of zirconia with a 9 mm² connector

Zirconia with 9 mm ²					
	200 N	400 N	600 N	800 N	1000 N
Structure	21.05	10.40	7.02	5.26	4.20
Coating	2.07	1.03	0.69	0.51	0.41

DISCUSSION

Because scientific evidence is scarce and inconclusive, the decision on which material to use in the anterior area is usually made following manufacturers' recommendations, solely based on the material's resistance properties¹⁶⁻¹⁸ at the expense of esthetics, since the toughest ceramic materials do not provide optimum visual properties for this area.

Therefore, this study used 3D finite element modeling to evaluate stress distribution comparing the resistance of three ceramic systems (lithium disilicate, alumina, and zirconia) in dental-supported fixed prosthetic segments in the anterior area, using manufacturers' specifications and assessing their behavior when the suggested thicknesses were modified to simulate space limitations.

This study considered the maximum masticatory force to which these materials were subjected. Besides individual anatomical and physiological characteristics, it also considered bite force in different areas of the oral cavity. In previous studies, the mean values of maximum masticatory force vary from 216-847 N.²⁷⁻²⁹ The values reported for the anterior area are lower and are in the range of 108-299 N.^{30, 31} Based on these scientific reports, we decided to supply an initial load of 200 N and a maximum load 1000 N—a limit normally used as a range of security required for a positive clinical outcome of all-ceramic FPDs—.⁸ It is important to

tener presente que en el medio oral, las cargas aplicadas a las restauraciones dentales son de naturaleza cíclica. Por lo tanto, las cargas cíclicas podrían simular más exactamente las fuerzas masticatorias que las cargas estáticas usadas en esta investigación, siendo esta una limitante de este estudio.

Al evaluar la distribución de los esfuerzos a través del modelo numérico 3D que representa el sistema cerámico del disilicato de litio, con un conector de 16 mm² de área sugerido por el fabricante; se observa que el comportamiento es similar al incrementar la carga; la estructura sometida a los más altos esfuerzos de von Mises fue el ligamento periodontal, se observó que al tener una estructura con mayor rigidez por poseer unos conectores amplios, el ligamento permitió significantes desplazamientos de las raíces (figura 10), es decir, funciona como una interfase o fundación elástica, la cual disminuye o amortigua los esfuerzos sufridos por los demás elementos. De esta manera, este elemento ayuda a la protección de todo el sistema. Según Campbell y Sozio,³² al hacer la modelación del ligamento periodontal, se cumple con la indicación de tomar la movilidad de los dientes pilares en consideración, cuando se desea evaluar los sistemas cerámicos en PPF, ya que bajo una carga o fuerza oclusal, el diente experimenta una deflexión por la compensación de las fibras de Sharpey, y de esta forma poder extrapolar los datos a situaciones clínicas.

note that, in the oral environment, the loads applied to dental restorations are cyclic in nature. Therefore, the cyclic loads may more accurately simulate the masticatory forces of static charges used in this research study, and therefore become a limitation of it.

In evaluating stress distribution through the 3D numerical model that represents the lithium disilicate ceramic system with a connector of 16 mm² in area as suggested by the manufacturer, one may observe that the behavior is similar when loads are increased. The structure subjected to the highest von Mises stresses was periodontal ligament; by having a structure with increased rigidity containing wider connectors, the ligament allowed significant root displacements (figure 10), i.e., it functions as an interface or elastic foundation, which reduces or dampens the stresses on the other elements. Thus, this element helps to protect the entire system. According to Campbell and Sozio,³² by modeling the periodontal ligament we are taking into consideration abutment teeth mobility when evaluating FPD ceramic systems, since under a load or an occlusal stress teeth experience deflection by compensation of Sharpey's fibers, and thus it is possible to extrapolate the data to clinical situations.

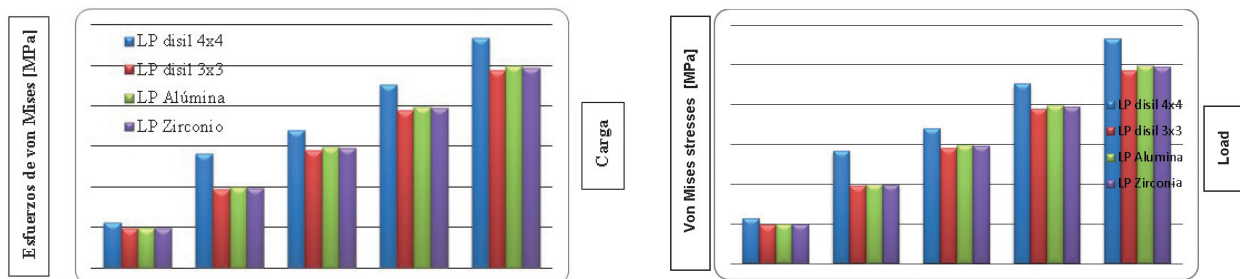


Figura 10. Esfuerzos de von Mises en el ligamento periodontal en los cuatro modelos que representan los sistemas cerámicos objeto de estudio

Figure 10. Von Mises stresses on the periodontal ligament of the four models representing the ceramic systems under study

La segunda estructura que recibió mayores esfuerzos de von Mises, máximos tensiles y compresivos, fue la cerámica de revestimiento especialmente en el área del conector, esto se debe posiblemente a que es el elemento que tiene el más bajo módulo de elasticidad, y el cual alcanzó su límite de fluencia bajo cargas de 400 a 600 MPa en todos los modelos. Este hallazgo se asemeja al encontrado por Kelly y colaboradores,³³ en el que del 70 al 78% de las muestras (in vitro e in vivo), presentaron líneas de fractura cuya iniciación se encontraba en la cerámica de revestimiento o en la interfase cerámica de revestimiento-estructura, indicando que la cerámica de revestimiento es una estructura donde se localizan altos esfuerzos tensiles y es una importante fuente de falla estructural. Por tal razón el desprendimiento o fractura es la complicación más común reportada especialmente cuando se utiliza un material con un bajo módulo elástico para la estructura de soporte.⁷ Tinschert y colaboradores⁸ recomiendan una capa muy delgada o preferiblemente no presencia de cerámica de revestimiento en la pared gingival del conector, esto permite maximizar la resistencia aportada por el material de la estructura. Aunque aclara que la cerámica de revestimiento no tiene un comportamiento independiente, sino que está unida de forma estable a la estructura y en su estudio demuestra que la cerámica de revestimiento gana su resistencia del material de la estructura, lo que podría generar una resistencia mayor a la reportada en nuestro estudio.

Al ir incrementando la carga sobre el sistema hasta llegar a 1000 N no se alcanzaron valores de falla para ningún otro material, los esfuerzos máximos cortantes se expresaron en la estructura y los más bajos se presentaron en el cemento lo que garantiza la adecuada retención de la estructura.

En este estudio concluimos que el disilicato de litio en PPF del sector anterior con conectores de 16 mm, presentó una adecuada resistencia a los esfuerzos y no alcanzó valores de fractura a 1000 N siendo un material adecuado para la rehabilitación de estos casos. Este resultado se asemeja al arrojado en el estudio de Tinschert y colaboradores,⁸ que recomienda el uso del disilicato

The second structure in receiving higher von Mises, maximum tensile and compressive stresses was ceramic coating, especially in the area of connectors; this is probably due to the fact that this is the element with the lowest modulus of elasticity, and the one that reached its yield strength under loads of 400 to 600 MPa in all the models. This finding is similar to that by Kelly et al,³³ in which 70 to 78% of the samples (in vitro and in vivo) showed fracture lines starting at the ceramic coating or at its interface with the structure, indicating that ceramic coating is a structure that experiences high tensile stresses, and is therefore an important source of structural failure. For this reason detachment or fracture is the most common complication reported, especially when using a material with a low modulus of elasticity for the supporting structure.⁷ Tinschert et al⁸ recommend using a very thin layer or no ceramic coating at all on the connector's gingival wall, as this allows to maximize the resistance provided by the material of the structure. However, they explain that ceramic coating has no independent behavior but is stably attached to the structure, and their study shows that ceramic coating obtains its strength from the structure's material, which could generate resistance levels higher than the one reported in our study.

As loads were increased up to 1000 N, no other material reached failure values; maximum shear stresses were present in the structure and the lowest ones occurred on the cement, ensuring adequate structure retention.

Our study allows us to conclude that lithium disilicate in FPD in the anterior area with connectors of 16 mm² provided adequate stress resistance and did not reach fracture values at 1000 N, being a suitable material for rehabilitation in these cases. This result agrees with the study by Tinschert et al,⁸ who recommend using disilicate

hasta la región del premolar, al igual que el fabricante. También en un estudio clínico de 60 PPF de tres unidades fabricadas con disilicato de litio, Sorensen y colaboradores³⁴ determinaron una tasa de falla del 7%, en un periodo de 6 a 12 meses, donde cuatro PPF sufrieron fallas por fractura a través de la estructura. Tres fallas ocurrieron en la región premolar, mientras que una sola falla fue observada en la región anterior. Estos autores también sugieren el uso del disilicato de litio para PPF hasta la región del premolar y con una altura del conector no menor a 5 mm siempre y cuando pueda ser obtenida, aunque se debe tener presente que la anterior investigación contó con una muestra muy pequeña y en un corto periodo de evaluación.

Los anteriores resultados se compararon con el modelo que representa el sistema cerámico del disilicato de litio, con un conector de 9 mm² de área. Esta es una situación clínica que se presenta en casos de espacio reducido, en la que se observó que los esfuerzos de von Mises se incrementan en 48%, siendo la estructura la que soporta los más altos esfuerzos, seguida por la cerámica de revestimiento en el área de los conectores, con valores muy similares (figura 11). Sin embargo, al incrementar la carga sobre el sistema hasta llegar a 1000 N no se alcanzan valores que sobrepasen el límite de fluencia para el material de la estructura, lo que sugiere que al reducir el área del conector no se presenta la fractura de la PPF soportando de forma favorable cargas hasta de 1000 N. Este resultado se asemeja al de Kamposiora y colaboradores³⁵ que al usar un análisis de elementos finitos en 2D de una PPF del primer premolar mandibular al primer molar, elaborados en diferentes materiales: aleaciones con alto contenido de oro tipo III, cerámica Dicor e In-Ceram; compararon conectores con diferentes alturas (3 mm vs. 4 mm). En este estudio se encontró que los esfuerzos resultantes de von Mises estuvieron concentrados en el conector. El esfuerzo fue menor para los conectores de 4 mm en 40 al 50%. Así, incrementar la altura del conector redujo los esfuerzos dramáticamente. Barreira³⁶ y colaboradores, en su estudio de elementos finitos en 2D en el sector posterior comparó la distribución de los esfuerzos en modelos con las propiedades de PPF metal-cerámica

up to the premolar region, following manufacturer's instructions. Also, in a clinical study of 60 three-unit FPD made of lithium disilicate, Sorensen et al³⁴ identified a failure rate of 7% in a period of 6 to 12 months, when four FPD failed due to structural fractures. Three of these failures occurred in the premolar area, while only one was observed in the anterior area. These authors also suggest the use of lithium disilicate for FPD up to the premolar area with a connector height no less than 5 mm long—provided that it may be obtained—; although it should be noted that their study included a very small sample and in a short evaluation period.

The above results were compared with the model that represents the lithium disilicate ceramic system with a connector of 9 mm² in area. This is a clinical condition that occurs in cases of limited space in which the von Mises stresses are increased in 48%, so that the structure is the one that supports the highest stresses, followed by the ceramic coating in the area of connectors, with very similar values (Figure 11). However, by increasing loads on the system up to 1000 N it does not reach levels exceeding yield stress for the structure's material, suggesting that, by reducing the area of the connector, no FPD fracture occurs, favorably supporting loads up to 1000 N. This result is similar to the one by Kamposiora et al³⁵ who, by using a 2D finite element analysis for FPD from the mandibular first premolar to the first molar, made of various materials: alloys with high type III gold content, Dicor Ceram, and In-Ceram, compared connectors of different heights (3 mm vs. 4 mm), finding out that the resulting von Mises stresses were concentrated on the connector. The stresses were lower for 4 mm connectors in 40 to 50%. Thus, by increasing connector height they dramatically reduced the stresses. Barreira et al,³⁶ in their 2D finite elements study in the posterior area, compared stress distribution in models with the properties of metal-ceramic FPDs

y PPF totalmente cerámicas, y se encontró que el máximo esfuerzo tensil se presentó siempre en el conector, considerando esta región el punto de mayor riesgo de la prótesis con el mayor potencial de fractura, por lo que el autor sugiere optimizar la dimensión del conector. Pero en ambos estudios los modelos numéricos eran en el segmento posterior difiriendo con nuestra metodología de modelado. Después de la amplia búsqueda de artículos que se asemejaran a la metodología de nuestra investigación se encontraron algunas similitudes con la investigación de Pospiech³⁷ y colaboradores, quienes hicieron un análisis de elementos finitos en un modelo 3D de una PPF en el sector anterior, con una estructura en alúmina, bajo una carga de 250 N y evaluó la distribución de los esfuerzos en el área del conector y concluyó que un conector de 3 mm de altura resulta en esfuerzos por encima de los 534 MPa a diferencia de un conector con mayor altura de 4 mm, lo cual redujo los esfuerzos a 143 MPa, recomendando altura del conector de 4 mm como mínimo para las restauraciones del sector anterior; cabe aclarar que en este estudio el material cerámico evaluado era la alúmina.

and all-ceramics FPDs, and found out that the maximum tensile stress always occurs at the connector, so they considered this point as the one of greatest risk for the prosthesis as it presents the biggest fracture potential, and therefore suggest optimizing the connector's dimension. But in both studies the numerical models were located in the posterior area, differing with our modeling methodology. After an extensive search for items resembling the methodology of our research, we found some similarities with Pospiech et al,³⁷ who carried out a finite element analysis on a 3D model of an FPD in the anterior area, with an alumina structure under a load of 250 N, and evaluated stress distribution in the connector area, concluding that a connector of 3 mm in height results in stresses above 534 MPa unlike a connector with greater height (4 mm), which reduces the stresses to 143 MPa, so they recommend connectors height of at least 4 mm for anterior restorations; it is important to note that the ceramic material under evaluation in their study was alumina.

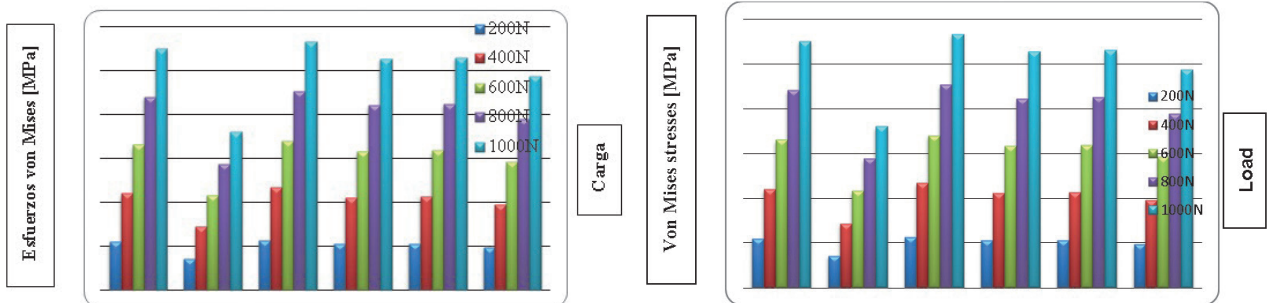


Figura 11. Esfuerzos de von Mises del sistema cerámico del disilicato de litio con el conector de un área de 16 mm² vs. un conector con un área de 9 mm² en las estructuras que lo componen

Figure 11. Von Mises stresses of the lithium disilicate ceramic system with a connector of 16 mm² in area vs. a connector of 9 mm² in area in its constituent structures

Las PPF elaboradas en disilicato de litio con tasas de supervivencia inferiores,⁷ presentaron fractura de la estructura como la principal causa de falla, esto se presentó en los casos en los que las dimensiones del conector no siguieron las recomendaciones técnicas de 16 mm². Información que difiere a la obtenida en esta investigación.

Adicional a los datos obtenidos con la reducción del área del conector, se encontró que el comportamiento de los esfuerzos máximos tensiles y compresivos se presentaron en la cerámica de revestimiento y los esfuerzos máximos cortantes en la estructura, así se exigieron las mismas estructuras que en el modelo anterior.

Los anteriores resultados obtenidos con el disilicato de litio se compararon con los sistemas cerámicos de la alúmina y la zircona, ya que según la evidencia estos materiales presentan mejor comportamiento en cuanto a la resistencia a la fractura en PPF en los sectores anterior y posterior.^{7-9, 34} Es así como los esfuerzos de von Mises del disilicato de litio con un conector de 16 mm² fueron superiores en 108% al compararlo con el modelo matemático 3D de una PPF anterior diseñada teniendo en cuenta las propiedades del sistema cerámico de la alúmina, proporcionándole los espesores sugeridos por la casa comercial VITA Zahnfabrik, Germany de un conector con un área de 9 mm² en donde los esfuerzos fueron inferiores significativamente. Sus características de resistencia se deben a su alto contenido de óxido de aluminio y la infiltración con vidrio fundido de baja viscosidad, conocido como vidrio de lantano, lo que elimina la porosidad y limita los sitios potenciales de propagación de la grieta.⁷

Kamposiora³⁵ y colaboradores analizaron en un modelo de elementos finitos en 2D la distribución de los esfuerzos en PPF en In-Ceram alúmina, aleación con alto contenido de oro y cerámica Dicor y encontraron que los esfuerzos fueron muy inferiores en la PPF elaborada en In-Ceram alúmina y concluyeron que esta parece ser el tipo de restauración más exitosa entre las que evaluaron. Pospiech³⁷ y colaboradores, al evaluar en un modelo número 3D de elementos finitos de una PPF de tres unidades en el sector anterior elaborados en alúmina bajo una carga de 250 N con angulaciones de 45 y 60°,

Lithium disilicate FPDs with lower survival rates⁷ experienced structure fractures as the primary cause of failure; this occurred in cases where the connector's dimensions did not follow the technical recommendations of 16 mm². This information differs from that obtained in this study.

In addition to the data obtained by reducing connector area, we found out that maximum tensile and maximum compressive stresses occurred on the ceramic coating, and maximum shear stresses occurred on the structure, requiring the same structures of the previous model.

The results obtained with lithium disilicate were compared with alumina and zirconia ceramic systems since it has been reported that these materials perform better in terms of fracture strength in anterior and posterior FPDs.^{7-9, 34} Therefore, the von Mises stresses of lithium disilicate with a 16 mm² connector were higher by 108% compared to the 3D mathematical model of a previous FPD designed according to the properties of the alumina ceramic system using the thickness suggested by VITA Zahnfabrik, Germany of a connector with 9 mm² in area, where stresses were significantly lower. Its strength characteristics are due to its high content of aluminum oxide and to the infiltration with low viscosity molten glass, known as lanthanum glass, which eliminates porosity and limits the potential sites for crevice propagation.⁷

Kamposiora et al³⁵ used a 2D finite element model to analyze stress distribution on an FPD made of In-Ceram alumina, an alloy with high concentrations of gold and Dicor ceramic, and found out that the stresses were much lower on the In-Ceram alumina FPD concluding that this appears to be the most successful type of restoration out of the ones they evaluated. By using a 3D finite element model of a three-unit FDP in the anterior area, made of alumina under a load of 250 N and angles of 45 and 60°,

encontraron que este tipo de PPF son recomendadas si la altura del conector alcanza como mínimo 4 mm de altura.

Este resultado coincide con estudios clínicos reportados por Sorensen³⁴ y colaboradores, donde 61 PPF de tres unidades fueron evaluadas, de las cuales ninguna falló en el sector anterior, el 35% de la tasa de falla fue registrada en el sector posterior a los 3 años de evaluación. Estas fallas se debieron a la propagación de líneas de fractura en el área del conector. Esta conclusión fue similar a la encontrada en nuestra investigación, en los esfuerzos de von Mises más altos los presentó la estructura cerámica en el área de los conectores.

Al comparar la distribución de los esfuerzos, se pudo observar la tendencia que al aumentar el módulo elástico del material que conforma la cofia (en este estudio el material con mayor módulo elástico es la alúmina), se disminuyen los esfuerzos para la cerámica feldespática y se observa menor deformación y menor tendencia a la fractura de esta (figura 12). Esto corresponde a lo reportando en la literatura donde se ha sugerido que la resistencia del material que constituye la estructura es más importante que la cerámica de revestimiento porque el material de la estructura soporta más la carga flexural durante la función.³⁸

Pospiech et al³⁷ found that this types of FPD are recommended if the connector's height reaches at least 4 mm.

This result is consistent with clinical studies reported by Sorensen et al,³⁴ where 61 three-unit FPDs were evaluated and none failed in the anterior area; 35% of failure rate was found in the posterior area after 3 years. These failures were due to the propagation of fault lines in the connector area. This finding was similar to that of our study; the highest von Mises stresses occurred on the ceramic structure at the area of connectors.

Comparing stress distribution, we observed that by increasing the elastic modulus of the material forming the cap (in this study, alumina is the material with the highest elastic modulus), the stresses on the feldspathic ceramic decrease showing less deformation and less tendency to fracture (figure 12). This agrees with other reports that suggest that the material's resistance is more important than ceramic coating because the structure's material better supports flexural load while functioning.³⁸

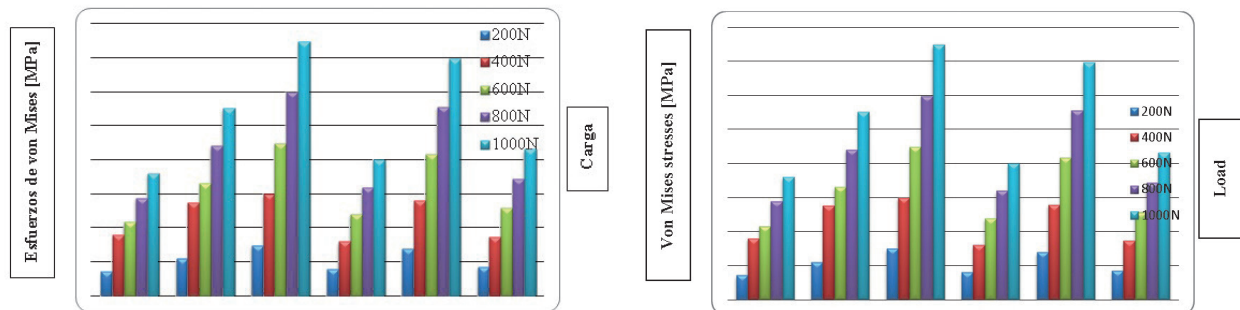


Figura 12. Comportamiento de los esfuerzos de von Mises en la cofia y la cerámica de revestimiento en los cuatro sistemas cerámicos cumpliendo con las dimensiones sugeridas por el fabricante

Figure 12. Von Mises stresses behavior on cop and ceramic coating in the four ceramic systems using the dimensions suggested by manufacturers

Al evaluar en el modelo 3D de la alúmina los esfuerzos máximos tensiles y compresivos, se observó que el ligamento periodontal fue el que estuvo sometido a los valores más altos, teniendo un comportamiento similar al del disilicato de litio con un conector de 16 mm², esto se explica por el fenómeno de compensación del ligamento periodontal al usar materiales rígidos para la restauración. Al ir incrementando la carga sobre el sistema hasta llegar a 1000 N no se alcanzaron valores de falla para ningún otro material, los esfuerzos máximos cortantes se expresaron en la estructura y los más bajos se presentaron en el cemento lo que garantiza la adecuada retención de la estructura.

Al comparar los esfuerzos de von Mises del disilicato de litio con un conector de 16 mm² con los esfuerzos obtenidos en el modelo matemático 3D de una PPF anterior diseñada teniendo en cuenta las propiedades del sistema cerámico de la circona, proporcionándole los espesores sugeridos por la casa comercial Nobel Biocare USA de un conector con un área de 9 mm², se observó que los esfuerzos fueron mayores para el modelo del disilicato de litio en 93%. Al igual que el modelo de la alúmina, los esfuerzos de von Mises más altos mostrados por el sistema, los presenta la estructura cerámica en el área de los conectores. La carga máxima de 1000 N estuvo lejos de alcanzar el límite de fluencia de este material, ya que es un material con alto módulo elástico, además es parcialmente estabilizada con ytria lo que le aporta excelentes propiedades mecánicas; estabilidad dimensional y química. Las restauraciones producidas por maquinado de bloques completamente sinterizados han demostrado tener más cantidad de circona monoclinica; lo que puede estar asociado con microfracturas, la principal causa de falla.³⁹ Para los sistemas totalmente cerámicos basados en estructuras de disilicato de litio, se observa una alta tasa de desprendimiento del 9,8% después de un periodo de observación de 52 meses reportado en la literatura. En contraste, los estudios clínicos de la cerámica In-ceram alúmina no reportaron complicaciones asociadas con el material de revestimiento.⁴⁰ También los estudios clínicos que evalúan el sistema cerámico basado en la circona en este aspecto, en la zona anterior, reportan una

By using the 3D alumina model to assess maximum tensile and maximum compressive stresses, we observed that periodontal ligament was the one subjected to the highest values, showing a similar behavior to that of lithium disilicate with a 16 mm² connector. This might be explained by a compensation phenomenon of the periodontal ligament when using rigid materials for restoration. By increasing loads on the system up to 1000 N no failure values were reached for any other material; maximum shear stresses occurred on the structure and the lowest occurred on cement, ensuring adequate structure retention.

When comparing the von Mises stresses of lithium disilicate with 16 mm² connector and the stresses obtained in the 3D mathematical model of an anterior FPD designed taking into account the properties of zirconia ceramic system using the thickness suggested by Nobel Biocare USA for a 9 mm² connector, we noted that the highest von Mises stresses occurred on the lithium disilicate model by 93%. Just as in the alumina model, the system's highest von Mises stresses occurred on the ceramic structure at the area of connectors. The maximum load of 1000 N was far from reaching yield strength in this material, as it has high elastic modulus, besides being partially stabilized with yttrium, providing it excellent mechanical properties, as well as dimensional and chemical stability. Restorations performed by instrumenting fully sintered blocks have shown a higher amount of monoclinic zirconia, which may be associated with microfractures—the primary cause of failure—.³⁹ All-ceramic systems based on lithium disilicate structures show a high rate of detachment (9.8%) after an observation period of 52 months, as reported in the literature. In contrast, clinical studies of In-ceram alumina ceramics report no complications associated with the coating material.⁴⁰ Furthermore, the clinical studies that evaluate zirconia ceramic system in the anterior area report in

baja incidencia de defectos en el material de revestimiento; estos datos son iguales a los encontrados en nuestra investigación donde se pudo concluir que al aumentar el módulo elástico del material que conforma la cofia, se disminuyen los esfuerzos para la cerámica feldespática.

Hay en la actualidad muy poca evidencia de restauraciones en zircona para el sector anterior, la mayoría se enfocan en evaluar su comportamiento en PPF del sector posterior, lo que evidencia la gran limitante que posee este sistema cerámico para brindar unas propiedades ópticas y estéticas favorables para el sector anterior. Solo se obtuvo información sobre la zircona en el sector anterior en el artículo de Edelhoff⁴⁰ y colaboradores, quienes evaluaron el comportamiento clínico de 21 PPF de la región anterior y posterior, de tres a seis unidades durante 3 años de funcionamiento; las estructuras fueron elaboradas con la implementación del sistema CAD/CAM, y encontraron que no ocurrieron fracturas en las estructuras. Sin embargo, se presentó desprendimiento de la cerámica de revestimiento en dos casos del sector anterior. Ellos concluyen que las PPF totalmente cerámicas basadas en zircona presentaron un comportamiento clínico satisfactorio con una tasa de éxito del 92%.

Al evaluar en este modelo los esfuerzos máximos tensiles y compresivos, se observó que para ambos tipos de esfuerzos el ligamento periodontal fue el que estuvo sometido a mayor demanda, al igual que la alúmina, dicho fenómeno se asocia con la rigidez del sistema que demanda un desplazamiento mayor de compensación del ligamento periodontal.

En el momento se carece de suficiente evidencia en el análisis de fracturas de las cerámicas. Anuvisace, en 2012, plantea que la etiología específica de las fracturas de las cerámicas es desconocida, por lo que se espera mejorar la información que lleve a medidas preventivas para el diseño de la estructura y los métodos de procesamiento térmico.⁴¹

Quinn en 2010, presenta el análisis de Weibull, como una herramienta que tiene sus indicaciones y limitaciones, pero es importante para la evaluación de la posibilidad de fracturas en los sistemas cerámicos.⁴²

this sense a low incidence of defects in the coating material. These data are identical to those found in our study, in which we concluded that to increase the elastic modulus of the material forming the cap, the stresses on feldspathic ceramics are reduced.

There is currently very little evidence of zirconia restorations in the anterior area; most are focused on evaluating its behavior on posterior FPDs, showing the limitations of this ceramic system to provide favorable optical and aesthetic properties in the anterior area. Information about zirconia in the anterior area was only obtained in the article by Edelhoff et al,⁴⁰ who evaluated the clinical behavior of 21 three- to six-unit FPDs in the anterior and posterior area during 3 years; the structures were developed with the CAD/CAM, and no fractures were observed on the structures. However, detachment of the ceramic coating occurred in two anterior area cases. They conclude that all-ceramic zirconia FPDs showed a satisfactory clinical behavior with a success rate of 92%.

In this model, by evaluating maximum tensile and maximum compressive stresses, we observed that periodontal ligament was the one subjected to the highest levels of both types of stress, and as in the case of alumina, this phenomenon is associated with the system's rigidity which requires greater compensation displacement of the periodontal ligament.

Currently, there is not enough evidence of ceramic fracture analysis. In 2012, Anuvisace stated that the specific etiology of ceramic fractures is unknown, so it is expected to provide further information leading to preventive measures for structure design and thermal processing methods.⁴¹

In 2010, Quinn presented Weibull's analysis as a tool with indications and limitations, but it is important to evaluate the possibility of fracture in ceramic systems.⁴²

Tener el conocimiento de la distribución de los esfuerzos es importante, según Möllers y colaboradores en 2011, pero según los autores hay pocos estudios que analizan el conector. En este estudio, de Möllers y colaboradores, se encontró un comportamiento similar en los conectores a nuestro estudio.⁴³

Fischer y colaboradores, en 2003, en un estudio de MEF y análisis de Weibull, plantearon que el diseño del conector es crítico para la restauración, igual que se plantea en nuestro estudio y el valor predictivo hecho por MEF y por la herramienta estadística de Weibull, da un buen valor de seguridad a la circona y al disilicato de litio. En nuestro estudio, los tres sistemas cerámicos presentan un factor de seguridad alto, confirmando lo analizado por Fischer.⁴⁴

Continuado esta afirmación, la recomendación de cuál sistema elegir debe ir acompañada de una precaución por el conector y considerando que hay variables que nuestro estudio y otros no han podido abarcar completamente, como lo es la fatiga del material y a factores inherentes al mismo proceso de fabricación del material.

Esto lleva a que la decisión y comportamiento final está determinada por múltiples factores, teniendo en cuenta consideraciones importantes como son los costos, la adhesión y la estética que se puede lograr con cada una de estas restauraciones.

No se encontraron estudios que tuvieran una metodología y un planteamiento del problema similar al nuestro, por tal razón se presentaron ciertas limitantes para hacer un comparativo equivalente con otras investigaciones; el presente estudio es una guía para futuros estudios sobre los sistemas cerámicos actuales.

CONCLUSIONES

Entre las limitaciones de este estudio, el análisis de elementos finitos indicó:

- Ninguno de los sistemas cerámicos evaluados alcanzó el límite de fractura bajo cargas de 1000 N, de lo que se puede concluir que todos los sistemas cerámicos presentaron adecuada distribución de esfuerzos para la elaboración de PPF

It is important to have information on stress distribution, but according to Möllers et al there are few studies examining connectors. In their study, Möllers et al found a connector behavior similar to the one in our study.⁴³

In a 2003 study using FEM and Weibull analysis, Fischer et al argue that the connector's design is critical to the restoration, just as we suggest in our study. Also, the predictive value of FEM and the Weibull statistical tool demonstrate that zirconia and lithium disilicate are safe to use. In our study, the three ceramic systems have a high safety factor, validating Fischer's analysis.⁴⁴

Consequently, the recommendation of which system to choose must be accompanied by precautions related to the connector, considering that there are some variables that our study and others have failed to fully address, such as material fatigue and factors closely connected to the material's manufacturing process itself.

Final decision and behavior are therefore determined by multiple factors, including important considerations such as cost, adherence and the esthetics that can be achieved with each of these restorations.

We did not find studies with approach and methodology similar to the ones used in our study, limiting equivalent comparisons with other research. This study is a guide for future studies on current ceramic systems.

CONCLUSIONS

Considering the limitations of this study, the finite element analysis indicated:

- None of the evaluated ceramic systems reached fracture limit under loads of 1000 N, so we can conclude that all these ceramic systems present adequate stress distribution and are suitable for FPD

en el sector anterior; el módulo elástico de la estructura influye el comportamiento de los esfuerzos, al ser mayor, se genera disminución de los esfuerzos en la cerámica feldespática y el ligamento periodontal.

- En cuanto al espesor de los conectores, se evidenció que al tener un área de 16 mm², el ligamento periodontal recibió mayores esfuerzos como efecto de compensación, pero en la cofia se disminuyeron los esfuerzos de forma significativa. Al reducir el área de los conectores a 9 mm² se incrementaron los esfuerzos en 48%, pero no se alcanzó el límite de fractura de 350 MPa al someterlo a cargas de 1000 N, difícilmente encontradas en el sistema estomatognático, brindándole al sistema del disilicato de litio el adecuado margen de tolerancia sin llegar al punto de riesgo.

CORRESPONDENCIA

Federico Latorre Correa
 Universidad de Antioquia
 Facultad de Odontología
 Medellín, Colombia
 Correo electrónico: latorre.federico29@gmail.com

in the anterior area; the structure's elastic modulus influences stress behavior, and if higher it decreases the stresses on feldspathic ceramics and periodontal ligament.

- Concerning connectors' thickness, it was shown that in presence of an area of 16 mm², the periodontal ligament received greater stresses as a compensation effect, but the stresses significantly decreased on the coping. By reducing the area of the connectors to 9 mm², the stresses increased by 48%, but did not reach the fracture limit of 350 MPa when subjected to loads of 1000 N—hardly found in the stomatognathic system—, providing the lithium disilicate system with adequate tolerance without reaching the point of risk.

CORRESPONDING AUTHOR

Federico Latorre Correa
 Universidad de Antioquia
 Facultad de Odontología
 Medellín, Colombia
 E-mail address: latorre.federico29@gmail.com

REFERENCIAS / REFERENCES

1. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. All ceramic restorations. En: Contemporary fixed prosthodontics. 4.^a ed. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 774-804.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fixed partial denture configurations. En: Fundamentals of fixed prosthodontics. 3.^a ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 105-118.
3. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am 2004; 48(2): 531-544.
4. Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Using ceramic in prosthetic restoration. En: Precision in dental esthetics: clinical and laboratory procedures. Milán: Quintessence; 2007. p. 342-373.
5. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 2003; 90(1): 31-41.
6. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 86(5): 520-525
7. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98(5): 389-404.
8. Tinschert O, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zircona-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont 2001; 14 (3): 231-238.

9. Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA in-ceram classic crowns and fixed partial dentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2006; 19(4): 355-363.
10. Pascal M, Urs B. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle. En: *bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Barcelona: Quintessence; 2004. p. 23-56.
11. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite elements analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94 (4): 321-329.
12. Sreirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2010; 21(3): 425-432.
13. Graber TM, Vanarsdall RL, Katherine WL. Diagnosis and treatment planning in orthodontics. In: *Orthodontics: current principles and techniques*. 3.^a ed. Philadelphia: Mosby; 2000. p. 28.
14. JOE Editorial Board. Root canal anatomy: an online study guide. *J Endod* 2008; 34 (5 Suppl): e7-e16.
15. Moyer R, Bookstein F, Hunter WS. Analysis of the craniofacial skeleton: cefalometrics. En: *Handbook of Orthodontics*. 4.^a ed. Ann Arbor: Year book Medical Publishers; 1988. p. 247-301.
16. Ivoclar Vivadent. Ficha técnica IPS e.max Press [Internet]. [Consultado 2011 mayo 05]. Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/.../ips-emax.../ips-emax-press>
17. VITA. Ficha técnica VITA In-ceram alúmina [internet]. [Consultado 2011 mayo 05]. Disponible en: <http://www.vita-zahnfabrik.com-resourcesvita-shop-en-en-3053408.pdf>
18. Nobel Biocare. Ficha técnica Procera Circona [Internet]. [Consultado 2011 mayo 02]. Disponible en: http://www.nobelbiocare.com/.../Pre-prog_Brazil_WEB_ESL_C1.pdf
19. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993; 26: 111-119.
20. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG. Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983; 62(9): 1002-1008.
21. 3M ESPE. Ficha técnica RelyX™Unicem. Aplicap™/Maxicap™ [Internet]. [Consultado 2011 abril 18]. Disponible en: http://www.ddsltdlab.com/pdf/Cementation_Techniques.pdf
22. Woelfel JB. Anterior Teeth anatomy. In: *Dental anatomy: its relevance to dentistry*. 5.^a ed. Philadelphia: Williams & Wilkins; 1997. p. 119-170.
23. Roomed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 209-215.
24. Carter SM, Wilson PR. The effect of die spacing on crown retention. *Int J Prosthodont* 1996; 9(1): 21-29.
25. Mottram JT, Shaw CT. Finite element method. In: Mottram JT. *Using finite elements in mechanical design*. New York: McGraw-Hill; 1996. p. 13-14.
26. Reddy JN. Boundary element method. In: Reddy JN. *An introduction to the finite element method*. 3.^a ed. New York: McGraw-Hill; 2005. p. 442-43.
27. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977; 35(6): 297-303.
28. Raadsheer MC, Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prah Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. *J Dent Res* 1999; 78(1): 31-42.
29. Waltimo A, Kemppainen P, Könönen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 416-421.
30. Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontol Scand* 1970; 28: 679-689.
31. Ringqvist M. Isometric bite forces and its relation to dimensions of facial skeleton. *Acta Odontol Scand* 1973; 31: 35-42.
32. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 301-306.
33. Kelly JR, Teskl JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; 74(6): 1253-1258.
34. Sorensen JA, Kang S-K, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: Three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998; 26: 207-214.
35. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Fellon DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; 27: 701-706.

36. Barreira A, Pereira LC, Da Cunha A, Pereira F. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs* 2008; 32(4): 283-291.
37. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W. All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci* 1996; 104: 390-395.
38. Pilathadka S, Vahalová D. Contemporary all-ceramic materials part-1. *Acta Médica* 2007; 50(2): 101-104.
39. Manicone PF, Iommetti R, Raffaelli L. An overview of zircone ceramics: basis proprieties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11): 819-826.
40. Edelhoff D, Beuer F, Weber V, Johnen C. HIP zircone fixed partial dentures-Clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008; 39: 459-471.
41. Anusavice K. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012; 28(1): 102-111.
42. Quinn J, Quinn G. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2010; 26(2): 135-147.
43. Möllers K, Pätzold W, Parkot D, Kirsten A, Güth JF, Edelhoff D et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dent Mater* 2011; 27(8): e171-e175.
44. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; 82: 238-242.