

COMPORTAMIENTO ESTÁTICO DE UN PILAR DE CIRCONA SOMETIDO A ENVEJECIMIENTO ARTIFICIAL. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS¹

STATIC BEHAVIOR OF A ZIRCONIA ABUTMENT SUBJECTED TO ARTIFICIAL AGING. FINITE ELEMENT METHOD¹

NINI TATIANA SUÁREZ B,² JULIO CÉSAR ESCOBAR RESTREPO³,

FEDERICO LATORRE CORREA⁴, JUNES VILLARRAGA OSSA⁵

RESUMEN: *Introducción:* estudios sobre el efecto del envejecimiento de la circona refieren una disminución de la resistencia a la fractura de la circona que varía del 20 al 40%, mientras que otros argumentan que no influye en la resistencia del material. El propósito de este estudio fue evaluar la respuesta de un pilar de circona sometido a carga estática y envejecimiento artificial usando el método de elementos finitos (MEF). *Métodos:* se modelaron el implante Tapered Screw-Vent y el pilar de circona Zimmer® (Zimmer Dental 1 900 Aston Avenue Carlsbad, CA 92008-7308 USA). Se diseñaron cuatro modelos: uno con implante de 3,7 de diámetro y pilar de 3,5 mm de diámetro, otro con un implante de 4,7 de diámetro y un pilar de 4,5 mm de diámetro, y otros dos con las mismas dimensiones pero modificando el límite último de fractura en un 40%. Se observó el comportamiento de los diferentes componentes ante la carga. *Resultados:* en los modelos donde se aplicó la disminución de la resistencia a la fractura del pilar de circona, no se observaron diferencias en la circona en cuanto a los valores de von Mises. Se generó un coeficiente de seguridad que permitió observar el umbral de trabajo del pilar de circona, a valores inferiores a 1 se presentó la falla. *Conclusión:* al modificar las propiedades de la circona, para simular el envejecimiento, el factor de seguridad disminuye a valores inferiores a 1. Sin embargo, las fuerzas aplicadas bajo las cuales disminuye el factor de seguridad son superiores a las fuerzas de la masticación normal.

Palabras claves: pilar de circona, envejecimiento circona, carga estática, método de elementos finitos.

Suárez NT, Escobar JC, Latorre F, Villarraga J. Comportamiento estático de un pilar de circona sometido a envejecimiento artificial. Método de elementos finitos. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2015; 27(1): 30-62. DOI: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n1a2>

ABSTRACT: *Introduction:* some studies on the effect of zirconia aging mention a degree of reduction of zirconia's fracture strength varying from 20 to 40%, while other authors argue that aging does not affect the material's strength. The aim of this study was to evaluate the response of a zirconia abutment subjected to static loads and artificial aging using the finite element method (FEM). *Methods:* modeling of the Tapered Screw-Vent implant and the zirconia Zimmer® abutment (Zimmer Dental 1 900 Aston Avenue Carlsbad, CA 92008-7308 USA). Four models were designed: one with an implant of 3.7 mm in diameter and a 3.5 mm diameter abutment, another with an implant of 4.7 mm in diameter and a 4.5 mm diameter abutment, and other two with the same dimensions but changing the final fracture limit to 40%, analyzing the response of different components to specific loads. *Results:* models subjected to decreases in zirconia abutment fracture strength did not show zirconia differences in terms of von Mises values. A factor of safety allowed observing the working threshold of the zirconia abutment; failure occurred at values lower than 1. *Conclusion:* by modifying zirconia's properties in order to simulate aging, the factor of safety decreases at values lower than 1. However, the applied forces under which the safety factor decreases are higher than normal masticatory forces.

Key words: zirconia abutment, zirconia aging, static load, finite element method.

Suárez NT, Escobar JC, Latorre F, Villarraga J. Static behavior of a zirconia abutment subjected to artificial aging. Finite element method. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2015; 27 (1): 30-62. DOI: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n1a2>

- 1 Artículo derivado de una investigación realizada por el Grupo de Investigación Biomateriales en Odontología, con la participación del Grupo de Diseño Mecánico de la Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- 2 Odontóloga, Especialista en Odontología Integral del Adulto con Énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
- 3 Odontólogo, Especialista con Énfasis en Prostodoncia, profesor asociado, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- 4 Odontólogo, Especialista con Énfasis en Prostodoncia, profesor titular, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- 5 Ingeniero Mecánico, Magíster en Ingeniería Mecánica, profesor vinculado, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

- 1 Article resulting from research conducted by the Grupo de Investigación Biomateriales en Odontología, with the participation of the Grupo de Diseño Mecánico of the School of Engineering, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- 2 DDM, Specialist in Comprehensive Dentistry of the Adult with a focus on Prosthodontics, School of Dentistry, Universidad de Antioquia.
- 3 DDM, Specialist with a focus on Prosthodontics, Associate Professor, School of Dentistry, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- 4 DDM, Specialist with a focus on Prosthodontics, Professor, School of Dentistry, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.
- 5 Mechanical Engineer, M.Sc. in Mechanical Engineering, Professor, School of Mechanical Engineering, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

RECIBIDO: AGOSTO 27/2013-ACEPTADO: AGOSTO 8/2014

SUBMITTED: AUGUST 27/2013-ACCEPTED: AUGUST 8/2014

INTRODUCCIÓN

La pérdida de dientes lleva a alteración de estética, función, comodidad y calidad de vida, además de problemas de peso y nutrición, daño emocional y alteraciones neuromusculares. Una alternativa de rehabilitación son los implantes oseointegrados que evitan la necesidad de tallar dientes vecinos al espacio edéntulo.¹ El campo de la implantología ha evolucionado en el diseño del implante, los pilares protésicos, tipo de tornillo y los protocolos de inserción y de carga, lo que lleva a una mejor estética y función de los implantes una vez cargados.

Históricamente, los pilares de los implantes dentales han sido fabricados de diferentes metales como aleaciones de titanio y otros metales, proporcionando subestructuras fiables y biocompatibles para las coronas implanto soportadas. Sin embargo, su color gris metalizado a menudo conduce a la decoloración gris o azul de los tejidos blandos circundantes. Asimismo, las recesiones de los tejidos blandos peri-implantares pueden conducir a la exposición de los pilares metálicos, comprometiendo seriamente la apariencia y la estética.²

La introducción de los pilares de cerámica hechos de óxido de aluminio (pilar CerAdapt y ceramic Esthetic; Nobel Biocare) o de óxido de circonio (Pilar Esthetic Zirconium; Nobel Biocare; ZiReal Post; 3i Implant Innovations Inc.; Pilar Zimmer® Contour Ceramic; Zimmer® Dental Inc) ofrecen ventajas sobre los pilares de metal, incluyendo mejor estética, translucidez, adaptabilidad y biocompatibilidad. La posibilidad de tener colores similares al diente combinado con una preparación personalizada permite una estética mucogingival superior en restauraciones implanto-soportadas unitarias y en prótesis parcial fija.

El óxido de circonio (circona ZrO_2) tiene una estructura cristalina monoclinica a temperatura ambiente, y una estructura tetragonal y cúbica a temperaturas más altas. El óxido de circonio policristalino, como es utilizado en odontología, contiene cristales tetragonales que están parcialmente estabilizados con óxido de itrio (Y_2O_3).

INTRODUCTION

Tooth loss may produce alterations in aesthetics, functionality, comfort, and quality of life, as well as weight and nutrition problems, emotional difficulties, and neuromuscular alterations. Osseointegrated implants are one of the rehabilitation options available, as they reduce the need to prepare teeth surrounding the edentulous space.¹ The field of implantology has allowed the design of implants, prosthetic abutments, screw types, and protocols of insertion and loading, providing better aesthetic and functional properties of implants once they receive loads.

Abutments for dental implants have usually been made of diverse metals, such as alloys of titanium and other metals, providing reliable and biocompatible substructures to crowns supported by implants. However, their metallic gray color often leads to gray or blue shades of surrounding soft tissues. In addition, recessions of soft tissues surrounding the implants may expose metallic abutments, severely affecting appearance and aesthetics.²

The introduction of ceramic abutments made of aluminum oxide (pilar CerAdapt and ceramic Esthetic; Nobel Biocare) or zirconium oxide (Pilar Esthetic Zirconium; Nobel Biocare; ZiReal Post; 3i Implant Innovations Inc.; Pilar Zimmer® Contour Ceramic; Zimmer® Dental Inc) offer advantages over metallic abutments, including better aesthetics, translucency, adaptability, and biocompatibility. The possibility of obtaining colors that resemble natural teeth along with a personalized preparation allows better mucogingival esthetics in individual implant-supported restorations and fixed partial dentures.

Zirconium dioxide (zirconia ZrO_2) has a monoclinic crystal structure at room temperature and a tetragonal and cubic structure at higher temperatures. Polycrystalline zirconium dioxide, as used in dentistry, contains tetragonal crystals that are partially stabilized with yttrium oxide (Y_2O_3).

La cerámica de circonia policristalina presenta una resistencia a la flexión de 900 a 1400 MPa, un módulo de elasticidad de 210 GPa, y una resistencia a la fractura de 10 MPa/m.^{2,3} La circonia ofrece una característica única, descrita como “transformación resistente”, “transformación de fase” o “transformación de endurecimiento”, esta característica fue descubierta por Garvie y colaboradores, y consiste en que la circonia parcialmente estabilizada ante una zona de alto esfuerzo mecánico, como es la punta de una grieta, sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma tetragonal a monoclinica y es acompañada por una cizalla (0,16) y un aumento local de volumen (0,04). El esfuerzo y la tensión inducida por la transformación de endurecimiento crean una zona de compresión de la grieta y frena su propagación, lo que aumenta la tenacidad.^{2,4}

Sin embargo, el fracaso de un número alto de cabezas femorales para prótesis de cadera ha llamado la atención a los fenómenos que limitan la vida útil de las piezas de circonia, en particular el envejecimiento de la circonia. El envejecimiento de la circonia fue descrito por primera vez por Kobayashi y colaboradores, y consiste en un retorno hacia la fase monoclinica más estable. Se ha demostrado que la transformación de una fase tetragonal a monoclinica (t-m) en la superficie de la cerámica de circonia, es promovida por la presencia de moléculas de agua en el medio ambiente. Al estar sujeto a un aumento de volumen, la transformación de fase t-m induce la formación de micro fisuras en la superficie y, por lo tanto, un aumento de rugosidad. Esas micro-fisuras conducen a una disminución de la resistencia a la fractura de la circonia.⁵

Otros factores que pueden afectar el proceso de degradación por envejecimiento son los esfuerzos a los cuales están sometidos y el tallado o arenado de la superficie de la circonia.⁶ El efecto del envejecimiento sobre la circonia utilizada en odontología, ha sido estudiada en diferentes estudios *in vitro* y los resultados han sido controversiales. Algunos autores refieren una disminución de la resistencia a la fractura de la circonia que varía del 20 al 40%,⁷⁻⁹ mientras que en otros estudios demuestran que el envejecimiento de la circonia no influye en la resistencia a la fractura de este material.¹⁰⁻¹² El propósito

Polycrystalline zirconia ceramics has a flexural strength of 900 to 1400 MPa, an elastic modulus of 210 GPa, and a fracture strength of 10 MPa/m.^{2,3} Zirconia has a unique feature, discovered by Garvie and collaborators, described as “transformation toughening” or “phase transformation”; due to this feature, in the presence of an area of high mechanical efforts, such as the tip of a crack, partially stabilized zirconia undergoes a transformation of crystalline phase, changing from a tetragonal to a monoclinic phase, along with shear (0.16) and local volume increase (0.04). The effort and tension produced by transformation toughening create a compression zone in the crack, stopping its expansion, and thus increasing tenacity.^{2,4}

However, failure of a high number of femoral heads for hip prosthesis has called the attention to the phenomena that limit the useful life of zirconia parts, in particular zirconia aging. Zirconia aging was first described by Kobayashi and collaborators, and consists of a return to the more stable monoclinic phase. It has been shown that transformation from tetragonal to monoclinic phase (t-m) on the surface of the ceramic zirconia is promoted by the presence of water molecules in the environment. Due to an increase in volume, the t-m phase transformation induces the formation of micro-fissures on the surface and therefore to an increase in surface roughness. These micro-fissures lead to a decrease in the fracture strength of zirconia.⁵

Other factors affecting the process of degradation by aging include the efforts that zirconia parts are subjected to and sandblasting of zirconia surface.⁶ The effect of aging on dental zirconia has been analyzed in different *in vitro* studies with controversial results. Some authors mention a reduction of zirconia fracture strength ranging from 20 to 40%,⁷⁻⁹ while other studies show that zirconia aging does not affect this material's fracture strength at all.¹⁰⁻¹² The purpose

de este estudio fue evaluar, mediante un análisis lineal de elementos finitos, la respuesta de un pilar de circona sometido a carga estática y envejecimiento artificial.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio analítico, descriptivo y comparativo del pilar de circona Zimmer® a través un modelo matemático. Para esto se modeló mediante el método de elementos finitos 3D, con el software CAD SolidWorks 2010 y posteriormente se analizó, con el software SolidWork Simulation 2010, un implante Tapered Screw-Vent Zimmer, la estructura de disilicato, la corona cerámica, el hueso cortical, el hueso alveolar y el hueso esponjoso. Se diseñaron 4 modelos: uno con implante de 3,7 de diámetro y pilar de 3,5 mm de diámetro, otro con un implante de 4,7 de diámetro y un pilar de 4,5 mm de diámetro, y otros dos con las mismas dimensiones pero modificando el límite de fluencia en un 40% y se analizó el comportamiento al presentar envejecimiento.

El objetivo del método de elementos finitos es encontrar una solución a un problema complejo, convirtiéndolo en varios problemas sencillos. Esto se logra dividiendo la estructura en un número finito de elementos, que se conectan entre sí por medio de nodos.^{13, 14} Estos elementos muestran deformación al aplicárseles cargas o esfuerzos y el análisis de este comportamiento resume la deformación general de la estructura. La conducta de cada elemento y de toda la estructura se obtiene por la formulación de un sistema de ecuaciones algebraicas que se resuelven en un computador con el uso de software. De esta forma, el comportamiento del modelo estudiado resulta similar al de la estructura que representa.

En la tabla 1 se detallan los diferentes diámetros del implante y del pilar y el límite de fluencia del pilar de circona, el cual fue modificado para simular el envejecimiento. Las demás propiedades y dimensiones se mantuvieron sin modificar.

of this study was to assess the response of a zirconia abutment subjected to static loads and artificial aging, by means of linear finite element analysis.

MATERIALS AND METHODS

An analytical, descriptive, comparative study of the Zimmer® zirconia abutment was conducted through a mathematical model. To this end, modeling was performed by means of the 3D finite element method with the CAD SolidWorks 2010 software, using the SolidWork Simulation 2010 software to analyze a Tapered Screw-Vent Zimmer implant, as well as disilicate structure, ceramic crown, cortical bone, alveolar bone, and cancellous bone. Four models were designed: one with an implant of 3.7 mm in diameter and an abutment of 3.5 mm in diameter, another with an implant of 4.7 mm in diameter and an abutment of 4.5 mm in diameter, and other two with the same dimensions but changing their fracture limit to 40%, analyzing their behavior in the presence of aging.

The goal of the finite element method is to find the solution to a complex problem by breaking it into several simpler problems. This is achieved by dividing the structure into a finite number of elements which are interconnected by nodes.^{13,14} These elements show deformations when subjected to loads or stresses, and analysis of this behavior summarizes the overall deformation of the structure. The behavior of each element and of the entire structure is obtained by formulating a system of algebraic equations that are solved on a computer using special software. Thus, the behavior of the studied model is similar to the structure that it represents.

Table 1 lists the different diameters of both implant and abutment, as well as the zirconia abutment's yield strength, which was modified to simulate aging. Other properties and dimensions remained unchanged.

Tabla 1. Modelos según el diámetro y el límite de fluencia

Modelo	Diámetro del implante (mm)	Diámetro del pilar (mm)	Límite de fluencia pilar de zircona (MPa)
01	3,7	3,5	900
02	4,7	4,5	900
03	3,7	3,5	540
04	4,7	4,5	540

Modelado geométrico tridimensional

Una sección de hueso maxilar fue modelado simulando un hueso tipo D-2, el cual fue descrito por Misch¹⁵ como un hueso compuesto por una capa de hueso cortical rodeando un núcleo de hueso trabecular denso. Este hueso será modelado a partir de un corte sagital del maxilar, incluyendo el hueso alveolar y cortical. El bloque de hueso modelado para representar la sección del maxilar superior en la región del incisivo central fue de 17,3 mm de altura y 9,6 mm de ancho. Las dimensiones y anatomía de la encía se relacionan con el entorno de la cresta, y presenta una gran variabilidad del espesor de acuerdo al tipo de sujeto o biotipo periodontal.

Se modeló un biotipo periodontal grueso,¹⁶ con una encía de 2,5 mm y las papilas 3 mm de altura. Se asumió una oseointegración del 100%, con una posición crestral del implante, aunque en la realidad clínica se considera que una oseointegración del 100 % es un ideal que no se obtiene, pero, debido a la variabilidad de resultados clínicos en oseointegración en implantes, a que el hueso no es el propósito específico del estudio y la facilidad para el modelaje, se asumió un porcentaje total de integración ósea, por lo que los resultados se deben interpretar asumiendo esta oseointegración completa.

Se modeló un implante Tapered Screw-Vent de 3,7 mm de diámetro y 13 mm de longitud (Ref. TSVB13 Zimmer Dental, Inc, Carlsbad), y uno de 4,7 mm de diámetro x 13 mm de longitud (Ref. TSVWB13 Zimmer Dental, Inc, Carlsbad). Un pilar recto de 3,5 mm de diámetro x 1 mm de altura del margen vestibular (Ref ZRA341S Zimmer Dental, Inc, Carlsbad) y un

Table 1. Models' diameter and yield strength

Model	Implant diameter (mm)	Abutment diameter (mm)	Zirconia abutment's yield strength (MPa)
01	3.7	3.5	900
02	4.7	4.5	900
03	3.7	3.5	540
04	4.7	4.5	540

Three-dimensional geometric modeling

A section of jawbone was modeled by simulating a D-2 type bone, which was described by Misch¹⁵ as a bone composed of a layer of cortical bone surrounding a center of dense trabecular bone. The bone was modeled from a sagittal cut of the maxilla, including alveolar and cortical bone. The block of bone modeled to represent the section of the upper maxillary in the region of central incisor was 17.3 mm high and 9.6 mm wide. The gingiva's dimensions and anatomy are related to the crest's environment and show great variability in thickness according to subject type and periodontal biotype.

A thick periodontal biotype was modeled¹⁶ with a gingiva of 2.5 mm and papillae of 3 mm in height. 100% osseointegration was assumed, with implant in a crestral position. In real clinical conditions, 100% osseointegration is considered an ideal situation which is rarely achieved, but due to variable clinical osseointegration results in implants, since bone is not the specific purpose of this study, and for the ease of modeling, a full percentage of bone integration was assumed; therefore, the results should be interpreted assuming full osseointegration.

A Tapered Screw-Vent of 3.7 mm in diameter and 13 mm in length was modeled (Ref. TSVB13 Zimmer Dental, Inc, Carlsbad), as well as one of 4.7 mm in diameter and 13 mm in length (Ref. TSVWB13 Zimmer Dental, Inc, Carlsbad). This study also involved modeling a straight abutment of 3.5 mm in diameter and 1 mm in vestibular margin height (Ref ZRA341S Zimmer Dental, Inc, Carlsbad) and a

pilar recto de 4,5 mm de diámetro x 1 mm de altura del margen vestibular (Ref. ZRA451S Zimmer Dental, Inc, Carlsbad).¹⁷

El implante se consideró para un incisivo central superior, ya que el pilar que es el objeto de estudio es más utilizado en estos dientes por razones estéticas. El tipo de superficie de implante, el diámetro y la conexión del pilar son los más utilizados para rehabilitación oral en el sector anterior. Estos dientes son los más susceptibles de pérdida por trauma dentoalveolar y son los que requieren la utilización de técnicas o materiales que garanticen un resultado funcional óptimo y estéticamente agradable. También fue seleccionado por su posición anterior en el arco dental y su inclinación, estando sometido a fuerzas oblicuas con respecto a su eje longitudinal en un ángulo de 45°, generalmente en la cara lingual, tanto al realizar movimientos masticatorios como excursivos.¹⁸

El material seleccionado para la estructura fue el disilicato de litio IPS e.max press (Ivoclar Vivadent), con un recubrimiento de cerámica feldespática IPS e.max (Ivoclar Vivadent). El tamaño de la corona modelada fue de 12 mm en sentido inciso-gingival, por 7 mm Vestíbulo-lingual (valor tomado en el tercio cervical), por 8,5 mm Meso-Distal (valor tomado en el tercio medio) (figura 1).

straight abutment of 4.5 mm in diameter and 1 mm in vestibular margin height (Ref. ZRA451S Zimmer Dental, Inc, Carlsbad).¹⁷

The implant was designed for an upper central incisor, since the abutment under study is most commonly used in these type of teeth for aesthetic reasons. Type of implant surface, diameter, and connection to abutment are the ones most commonly used for oral rehabilitation in the anterior area. These teeth are the most susceptible to loss due to dentoalveolar trauma and are the ones requiring the use of techniques and materials that ensure optimal functional and esthetic results. It was also chosen because of its anterior position in the dental arch and its inclination, as it is subjected to oblique forces with respect to its longitudinal axis at a 45° angle, usually on the lingual side, when performing both masticatory and excursive movements.¹⁸

The material selected for this structure was IPS e.max press lithium disilicate (Ivoclar Vivadent), with a cover of IPS e.max feldspathic ceramic (Ivoclar Vivadent). The modeled crown was 12 mm in incisal-lingual direction by 7 mm in vestibular-lingual direction (measured in the cervical third) and 8.5 mm in meso-distal direction (measured in the middle third) (figure 1).

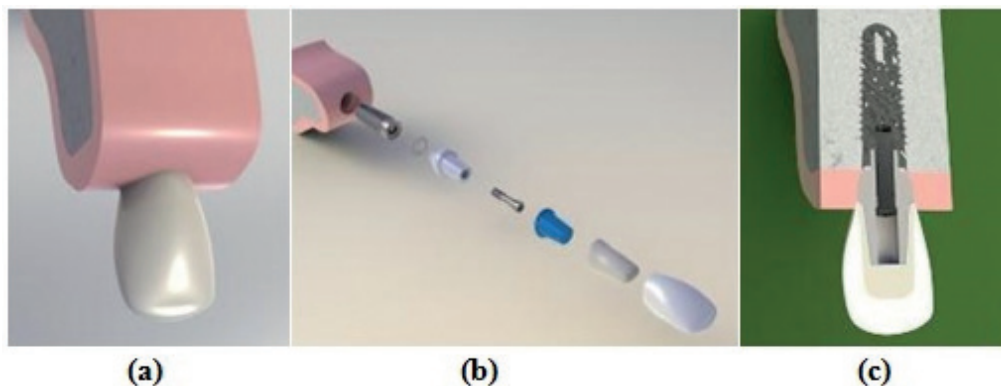


Figura 1. a) Imagen 3D renderizada del modelo de un implante óseo-integrado del sector anterior, b) imagen renderizada de los componentes del modelo, c) corte meso-distal de los componentes del modelo

Figure 1. a) 3D rendered image of an osseointegrated model of an implant in the anterior sector, b) rendered image of the model's components, c) meso-distal cut of the model's components

Las propiedades mecánicas de los elementos que componen el modelo numérico fueron obtenidas de estudios similares reportados de la literatura y revisados por el grupo de investigación de biomateriales. De esta forma el modelo contó con propiedades isotrópicas para los materiales cerámicos, el implante de titanio y el tornillo de fijación, y propiedades ortotrópicas para el hueso cortical y el hueso esponjoso. Las propiedades mecánicas de los materiales usados en este estudio se muestran en la tabla 2.

Mechanical properties of the elements included in the numerical model were obtained from similar studies reported in the literature and reviewed by the Biomaterials Research Group. Therefore, the model included isotropic properties for the ceramic materials, the titanium implant and the fastening screw, and orthotropic properties for cortical bone and cancellous bone. Mechanical properties of the materials used in this study are shown in table 2.

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

Material	Límite elástico E (mpa)			Coeficiente de poisson-v			Límite de fluencia
	X	Y	Z	XX	XY	XZ	
Hueso esponjoso	315	390	942	0,295	0,10	0,115	60-120 MPa
Hueso cortical ¹⁹	10,640	13,490	19,600	0,295	0,10	0,115	60-120 MPa
Encía ²⁰	19,6	19,6	19,6	0,30	0,30	0,30	-
Implante de titanio ^{20, 21}	110,000	110,000	110,000	0,33	0,33	0,33	800 MPa
Tornillo del pilar titanio ^{20, 21}	110,000	110,000	110,000	0,33	0,33	0,33	800 MPa
Pilar de circona ^{12, 22}	200,000	200,000	200,000	0,27	0,27	0,27	900 MPa *
Cemento resinoso RelyX™ Unicem 2 Automix ²³	6,600	6,600	6,600	0,300	0,300	0,300	48 MPa
Corona cerámica feldespática IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent) ^{24, 25}	69,000	69,000	69,000	0,280	0,280	0,280	90 MPa *
Estructura cerámica en disilicato de litio (IPS e Max press) ²⁶	95,000	95,000	95,000	0,230	0,23	0,230	350 MPa *

* Límite de fluencia (en el rango de 60-120 MPa de los dos huesos, se tomó el valor más bajo).

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

Material	Elastic modulus E (mpa)			Poisson's Ratio-v			Yield strength
	X	Y	Z	XX	XY	XZ	
Cancellous bone	315	390	942	0,295	0,10	0,115	60-120 MPa
Cortical bone ¹⁹	10,640	13,490	19,600	0,295	0,10	0,115	60-120 MPa
Gingiva ²⁰	19,6	19,6	19,6	0,30	0,30	0,30	-
Titanium implant ^{20, 21}	110,000	110,000	110,000	0,33	0,33	0,33	800 MPa
Screw of titanium abutment ^{20, 21}	110,000	110,000	110,000	0,33	0,33	0,33	800 MPa
Zirconia abutment ^{12, 22}	200,000	200,000	200,000	0,27	0,27	0,27	900 MPa *
RelyX™ Unicem 2 Automix resinous cement ²³	6,600	6,600	6,600	0,300	0,300	0,300	48 MPa
IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent) feldspathic ceramic crown ^{24,25}	69,000	69,000	69,000	0,280	0,280	0,280	90 MPa *
Ceramic structure in lithium disilicate (IPS e Max press) ²⁶	95,000	95,000	95,000	0,230	0,23	0,230	350 MPa *

* Yield strength (ranging from 60 to 120 MPa for both bones; the lowest value was taken).

Una vez obtenidos los modelos tridimensionales, se realizó un análisis elástico lineal para elaborar una malla sólida a través de un mallado estándar, donde se utilizaron elementos cuadráticos de alto orden, con el fin de obtener una mejor aproximación de la geometría de las partes, obteniéndose, de esta manera, una malla tridimensional de elementos finitos de los componentes que conforman el modelo. El modelo 01 de elementos finitos consistió en un total de 580.070 nodos, donde el pilar de circona tuvo 18.451 nodos, el implante 156.007 nodos y el hueso 331.706 nodos.

El modelo 02 de elementos finitos consistió en un total de 396.755 elementos cuadráticos de alto orden, 104.692 elementos para el implante, 12.108 elementos para el pilar de circona con el aro, 8.012 elementos para la estructura de disilicato, 20.731 elementos para la porcelana feldespática y 234.979 elementos para el hueso. Para ambos modelos se empleó una tolerancia de 0,02 mm, que se refiere a la desviación máxima permitida por el proceso de mallado para producir el tamaño del elemento (figura 2 y tabla 3).

Once the three-dimensional models were obtained, a linear elastic analysis was performed in order to consolidate a mesh through standard meshing by means of higher order quadratic elements, thus obtaining a better approximation to the geometry of the parts and a three-dimensional finite element mesh of the model's components. Finite element model 01 consisted of 580,070 nodes in total, and in it the zirconia abutment had 18,451 nodes, the implant had 156,007 nodes, and the bone had 331,706 nodes.

Finite element model 02 consisted of 396,755 quadratic elements of higher order, 104,692 elements for the implant, 12,108 elements for the zirconia abutment with a hoop, 8,012 elements for the disilicate structure, 20,731 elements for the feldspathic porcelain, and 234,979 elements for the bone. In both models, 0.02 mm tolerance was used as it is the maximum deviation allowed by the meshing process to produce the size of elements (figure 2 and table 3).

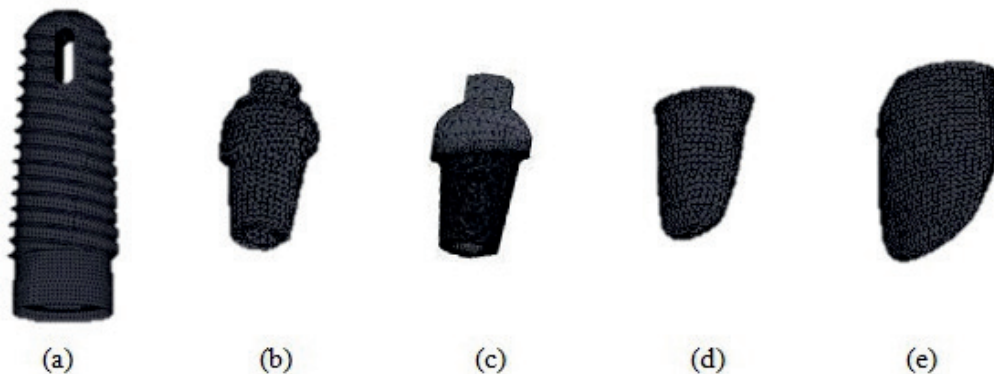


Figura 2. a) Implante, b) Pilar modelo 02, c) Pilar modelo 01, d) Estructura de disilicato, e) Corona IPS e.max ceram para el modelo 01 y 03

Figure 2 a) implant, b) model 02 abutment, c) model 01 abutment, d) disilicate structure, e) IPS e.max ceram crown for models 01 and 03

Tabla 3. Detalles de la malla para el modelo 01, 02, 03 y 04

	Modelos 1 y 3	Modelos 2 y 4
Diámetro del implante	3,7 mm	4,7 mm
Diámetro del pilar	3,5 mm	4,5 mm
Tipo de malla	Malla sólida	Malla sólida
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden de 10 nodos	Elementos cuadráticos de alto orden de 10 nodos
Tamaño de elementos	0,4 mm	0,4 mm
Tolerancia	0,02 mm	0,02 mm
Número total de nodos	580,070	580,070
Número total de elementos	396,550	396,755

Condiciones de carga

La condición de precarga en el tornillo se realizó mediante la aplicación de una carga térmica sobre las roscas del tornillo. La contracción térmica uniaxial acorta el área entre las rocas, creando la precarga en el tornillo de sujeción que genera una fuerza entre el pilar y el implante, sin disminuir el diámetro original del tornillo.^{20, 27} La cantidad de torque del tornillo fue de 30 Ncm, según lo recomendado por la casa fabricante.¹⁷

La carga estática se realizó sometiendo la corona a fuerzas oblicuas con respecto a su eje longitudinal en un ángulo de 45°, en la cara lingual, en un área de 13 mm² ubicada a 4 mm aproximadamente del borde incisal (figura 3). La carga inicial de 200 N corresponde a la carga oclusal normal reportada por la literatura²⁸ para el sector anterior, y se realizaron incrementos de 100 N hasta alcanzar los 800 N, y se observó el comportamiento de los diferentes componentes.

Table 3. Mesh details for models 01, 02, 03, and 04

	Models 01 and 03	Models 02 and 04
Implant diameter	3.7 mm	4.7 mm
Abutment diameter	3.5 mm	4.5 mm
Type of mesh	Solid mesh	Solid mesh
Quality of mesh	10-node quadratic elements of higher order	10-node quadratic elements of higher order
Size of elements	0.4 mm	0.4 mm
Tolerance	0.02 mm	0.02 mm
Total number of nodes	580,070	580,070
Total number of elements	396,550	396,755

Load conditions

The preload conditions at the screw were obtained by applying thermal load on the screw's threads. Uniaxial thermal contraction shortens the area between threads, creating preload on the screw and producing forces between abutment and implant, without reducing the screw's original diameter.^{20,27} The amount of screw torque was 30 Ncm, as recommended by the manufacturer.¹⁷

Static load was produced by subjecting the crown to oblique forces with respect to its longitudinal axis at an angle of 45° on the lingual side, in an area of 13 mm² located approximately 4 mm from the incisal edge (figure 3). The initial load of 200 N corresponds to the normal occlusal load reported by the literature²⁸ for the anterior sector, applying increases of 100 N up to 800 N and observing the behavior of the different components.

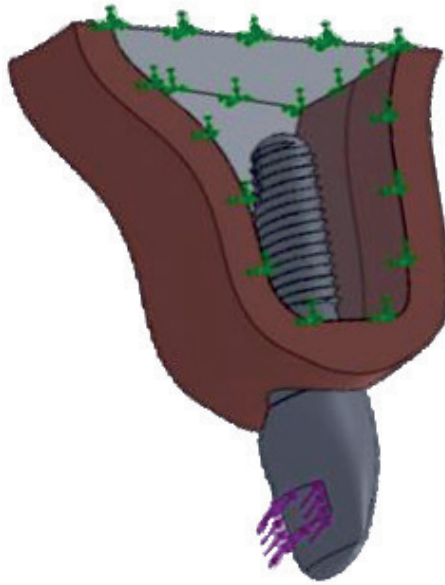


Figura 3. Dirección y área de la fuerza estática

Figure 3. Direction and area of static force

Envejecimiento artificial

La pérdida de las propiedades mecánicas de la circona bajo condiciones que llevan al envejecimiento ha sido analizada en diferentes estudios *in vitro* mediante un envejecimiento artificial de la circona. Para este estudio se tomó como base el estudio de Kohorst y colaboradores del 2008, donde reportan una disminución de la resistencia a la fractura del 40% al ser sometida la circona a envejecimiento artificial, a través de carga cíclica térmica y mecánica correspondiente a 2 años.⁷ Teniendo en cuenta este estudio, se asumió una disminución del 40% en la resistencia a la fractura del pilar de circona. La resistencia a la fractura (límite de fluencia) en el modelo del pilar envejecido se cambió a 540 MPa, mientras que las demás propiedades inherentes al material no se modificaron.

Una vez realizado el análisis lineal de elementos finitos bajo cargas estáticas, se realizó un nuevo modelo para cada uno de los implantes, con la modificación de la resistencia a la fractura y se les aplicó una carga de 600, 700 y 800 N,

Artificial aging

The loss of zirconia's mechanical properties under conditions leading to aging has been analyzed in several *in vitro* studies using artificial zirconia aging. The present study was based on the 2008 study by Kohorst and collaborators, who reported a decrease of 40% in fracture strength of zirconia being subjected to artificial aging through cyclic thermal and mechanical loading during 2 years.⁷ Taking this study into account, a 40% decrease in the zirconia abutment's fracture strength was assumed. Fracture strength (yield strength) on the aged abutment model was changed to 540 MPa, while other properties of the material remained unchanged.

Once linear analysis of finite elements was performed under static loads, a new model was created for each implant, modifying fracture strength and applying loads of 600, 700, and 800 N

esto con el fin de observar los cambios en los coeficientes de seguridad, ya que las distribuciones de esfuerzos no varían, pues el comportamiento del material sigue siendo elástico y lineal. Posteriormente se analizó el comportamiento bajo estas dos cargas al disminuir la resistencia a la fractura o esfuerzo último de fractura, que es considerado en ese estudio como el límite de fluencia.

Para analizar mejor el comportamiento del pilar con y sin envejecimiento, se generó un coeficiente de seguridad (ecuación 1) que permitió observar el umbral de trabajo del pilar de circonia para los 4 modelos. Dicho factor de seguridad se cuantifica en materiales cerámicos, como la relación existente entre el esfuerzo último de fractura del material y el valor del esfuerzo máximo tensil. Cuando los valores fueron inferiores a 1 se presentó la falla.

$$C.S = \frac{S_y}{S_{yM}} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde: S_y es el límite a la fluencia o fractura (según sea el caso)

S_{yM} es el esfuerzo de von Mises o máximo principal (según sea el caso)

RESULTADOS

Los esfuerzos evaluados fueron el de von Mises, esfuerzos máximos tensiles, compresivos y esfuerzos máximos cortantes. El esfuerzo de von Mises para las diferentes cargas aplicadas en los cuatro modelos se presenta en la tabla 4.

in order to observe changes in safety coefficients, since stress distributions do not vary because the material's behavior remains elastic and lineal. Next, we analyzed the behavior under these loads when decreasing fracture strength, which in this study is considered as yield strength.

To better analyze the abutment's behavior with and without aging, a coefficient of safety was generated (Equation 1), showing the working threshold of the zirconia abutment in the four models. In ceramic materials, this safety factor is calculated as the relationship between the material's yield strength and the value of maximum tensile effort. Failure occurred when the values were lower than 1.

$$C.S = \frac{S_y}{S_{yM}} \quad \text{Equation 1}$$

Where S_y is yield strength or fracture strength (as applicable)

and S_{yM} is the von Mises stress or main maximum stress (as applicable)

RESULTS

The evaluated efforts were: von Mises, maximum tensile, compressive, and maximum shear. The von Mises stress for the different loads applied in the four models is shown in table 4.

Tabla 4. Esfuerzo de von Mises después de aplicar las diferentes cargas estáticas

	Modelo	Esfuerzo de von Mises Mpa						
		200 N	300 N	400 N	500 N	600 N	700 N	800 N
Implante	01	285,1	427,4	553,1	678,8	804,5	930,2	1114,6
	02	192,7	214,6	222,7	254,1	298,5	342,2	384,5
	03	285,1	427,4	553,1	678,8	804,5	930,2	1114,6
	04	192,7	214,6	222,7	254,1	298,00	341,70	396,00
Tornillo de fijación	01	167,7	213,7	276,6	339,4	402,2	413,4	410,6
	02	140,5	151,3	162,3	173,2	179,1	203,2	213,6
	03	167,7	213,7	276,6	339,4	402,2	413,4	410,6
	04	140,5	151,3	162,3	173,2	197,20	197,50	203,30
Pilar de circona	01	234,8	332,5	430,2	528	625,7	775,2	879,9
	02	130,6	175,9	218,9	278,4	339,8	390,4	439,4
	03	234,8	332,5	430,2	528	625,7	775,2	879,9
	04	130,6	175,9	218,9	278,4	330,10	384,40	450,80
Estructura en disilicato	01	50,3	71,2	92,2	113,1	134,1	155,1	234,6
	02	26,2	38,7	49,1	72,6	73,5	90,9	109,8
	03	50,3	71,2	92,2	113,1	134,1	155,1	234,6
	04	26,2	38,7	49,1	72,6	73,40	85,50	91,40
Cerámica de recubrimiento	01	28,1	40,1	52,2	64,2	76,3	88,4	100,5
	02	19,6	31,7	41,5	48,4	55,1	64,2	73,2
	03	28,1	40,1	52,2	64,2	76,3	88,4	100,5
	04	19,6	31,7	41,5	48,4	59,60	69,40	79,20
Cemento	01	33,5	47,5	61,5	75,4	89,4	103,4	117,3
	02	48,9	70,4	86,8	104,9	128,6	139,0	170,9
	03	33,5	47,5	61,5	75,4	89,4	103,4	117,3
	04	48,9	70,4	86,8	104,9	128,40	149,50	164,50
Hueso	01	82,0	124,4	166,9	209,3	251,7	294,1	336,5
	02	36,1	45,7	60,4	84,7	96,4	117,6	128,2
	03	82,0	124,4	166,9	209,3	251,7	294,1	336,5
	04	36,1	45,7	60,4	84,7	91,70	106,70	127,90

El análisis de elementos finitos se realizó para las cargas aplicadas de 200 N, 600 N, 700 N, y 800 N. Este análisis se aplicó a cada uno de los diámetros modelados, a su vez en cada diámetro modelado se realizan dos evaluaciones con resistencia a la fractura de 900 MPa y resistencia a la fractura de 540 MPa. Esta evaluación permitió conocer los efectos generados en todo el componente hueso-implante y pilar-corona debidos a la carga aplicada. Estos efectos son: los valores y la distribución de los esfuerzos equivalentes de von Mises, esfuerzos máximos tensiles, esfuerzos máximos compresivos y esfuerzos cortantes máximos.

The finite element analysis was conducted for the applied loads of 200 N, 600 N, 700 N, and 800 N. This analysis was done on each modeled diameter, and two evaluations were performed on each modeled diameter with fracture strength of 900 MPa and fracture strength of 540 MPa. This evaluation showed the effects on the entire bone-implant and abutment-crown component due to the applied loads. These effects are: values and distribution of von Mises stresses, maximum tensile stress, maximum compressive stresses, and maximum shear stress.

Table 4. Von Mises stress after applying different static loads

	Model	Von Mises stress Mpa						
		200 N	300 N	400 N	500 N	600 N	700 N	800 N
Implant	01	285,1	427,4	553,1	678,8	804,5	930,2	1114,6
	02	192,7	214,6	222,7	254,1	298,5	342,2	384,5
	03	285,1	427,4	553,1	678,8	804,5	930,2	1114,6
	04	192,7	214,6	222,7	254,1	298,00	341,70	396,00
Fastening screw	01	167,7	213,7	276,6	339,4	402,2	413,4	410,6
	02	140,5	151,3	162,3	173,2	179,1	203,2	213,6
	03	167,7	213,7	276,6	339,4	402,2	413,4	410,6
	04	140,5	151,3	162,3	173,2	197,20	197,50	203,30
Zirconia abutment	01	234,8	332,5	430,2	528	625,7	775,2	879,9
	02	130,6	175,9	218,9	278,4	339,8	390,4	439,4
	03	234,8	332,5	430,2	528	625,7	775,2	879,9
	04	130,6	175,9	218,9	278,4	330,10	384,40	450,80
Disilicate structure	01	50,3	71,2	92,2	113,1	134,1	155,1	234,6
	02	26,2	38,7	49,1	72,6	73,5	90,9	109,8
	03	50,3	71,2	92,2	113,1	134,1	155,1	234,6
	04	26,2	38,7	49,1	72,6	73,40	85,50	91,40
Ceramic coating	01	28,1	40,1	52,2	64,2	76,3	88,4	100,5
	02	19,6	31,7	41,5	48,4	55,1	64,2	73,2
	03	28,1	40,1	52,2	64,2	76,3	88,4	100,5
	04	19,6	31,7	41,5	48,4	59,60	69,40	79,20
Cement	01	33,5	47,5	61,5	75,4	89,4	103,4	117,3
	02	48,9	70,4	86,8	104,9	128,6	139,0	170,9
	03	33,5	47,5	61,5	75,4	89,4	103,4	117,3
	04	48,9	70,4	86,8	104,9	128,40	149,50	164,50
Bone	01	82,0	124,4	166,9	209,3	251,7	294,1	336,5
	02	36,1	45,7	60,4	84,7	96,4	117,6	128,2
	03	82,0	124,4	166,9	209,3	251,7	294,1	336,5
	04	36,1	45,7	60,4	84,7	91,70	106,70	127,90

Distribución de esfuerzo en el implante

La figura 4 representa la distribución de esfuerzo en el modelo 01 y 02, bajo una carga estática de 200 N. En el modelo 01 el máximo equivalente von Mises se localizó en el vestibular y palatino del área cervical del implante y en la primera rosca interna. En el modelo 02, el esfuerzo máximo von Mises se ubicó en el área donde inician las roscas internas para el tornillo de sujeción. El máximo esfuerzo de von Mises para el modelo 02 en carga estática fue de 192,7 MPa, mientras que para el modelo 01

Stress distribution on implant

Figure 4 shows stress distribution in models 01 and 02 under a static load of 200 N. In model 01, the maximum von Mises value occurred on vestibular and palatal of the cervical area of the implant and on the first internal screw thread. In model 02, maximum von Mises values occurred in the area where the fastening screw's internal threads begin. The maximum von Mises value for model 02 under a static load was 192.7 MPa, and 285.1 MPa for model 01. The maximum tensile stress for models 01

fue de 285,1 MPa. El máximo esfuerzo tensil para los modelos 01 y 02 fue de 290,9 MPa y 235,4 MPa respectivamente. Estos valores son menores al límite elástico del implante (límite elástico del titanio 800 MPa) (figura 5). El esfuerzo compresivo fue de -335 MPa para el modelo 01, y -106,5 MPa para el modelo 02. La figura 6 muestra la distribución del esfuerzo compresivo a 200 N, el cual se concentra en el área vestibular de la zona cervical implante.

and 02 was 290.9 MPa and 235.4 MPa respectively. These values are lower than the implant's elastic limit (elastic limit of titanium, 800 MPa) (Figure 5). Compressive stress was -335 MPa for model 01 and -106.5 MPa for model 02. Figure 6 shows distribution of compressive stress at 200 N, which is concentrated on the vestibular area of the implant's cervical area.

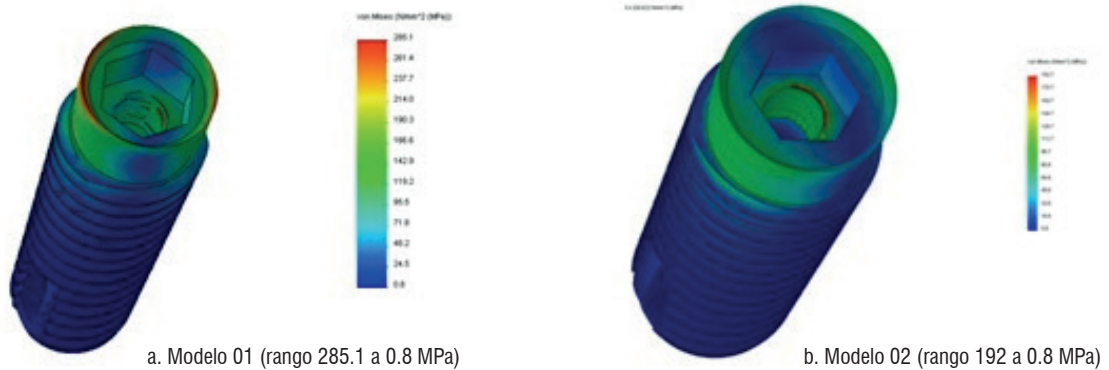


Figura 4. Distribución de esfuerzo de von Mises en el implante del modelo 01 y 02 bajo carga estática de 200 N

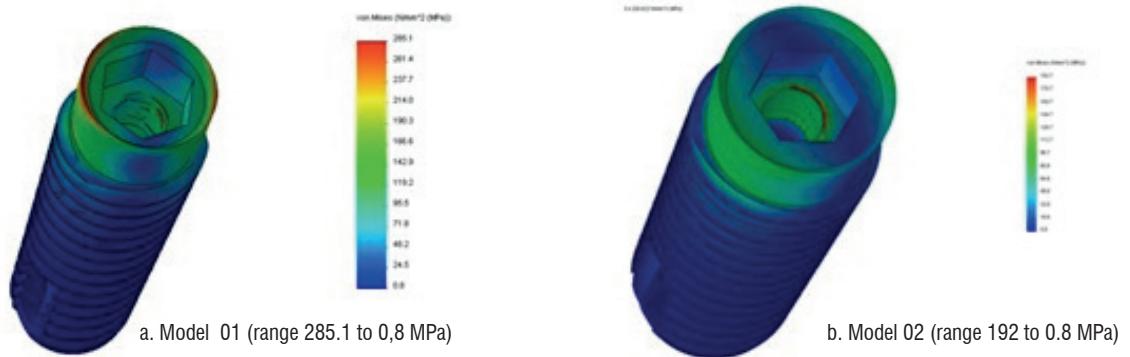


Figure 4. Von Mises stress distribution on the implant of models 01 and 02 under a static load of 200 N

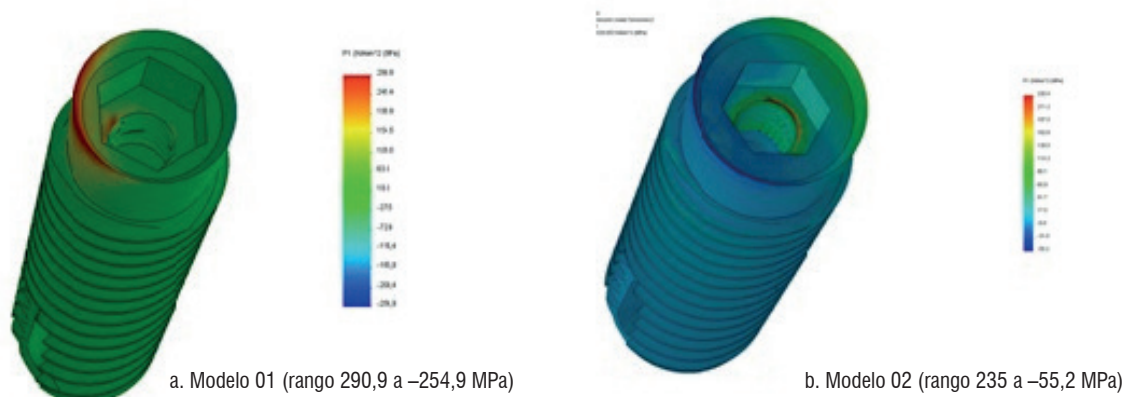


Figura 5. Distribución de esfuerzo máximo tensil en el modelo 01 y 02 bajo carga estática de 200 N

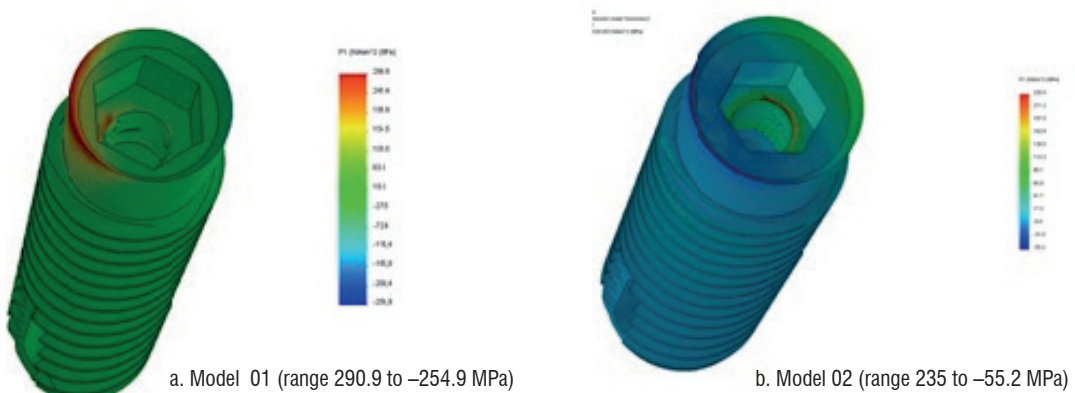


Figure 5. Maximum tensile stress distribution on models 01 and 02 under 200 N static load

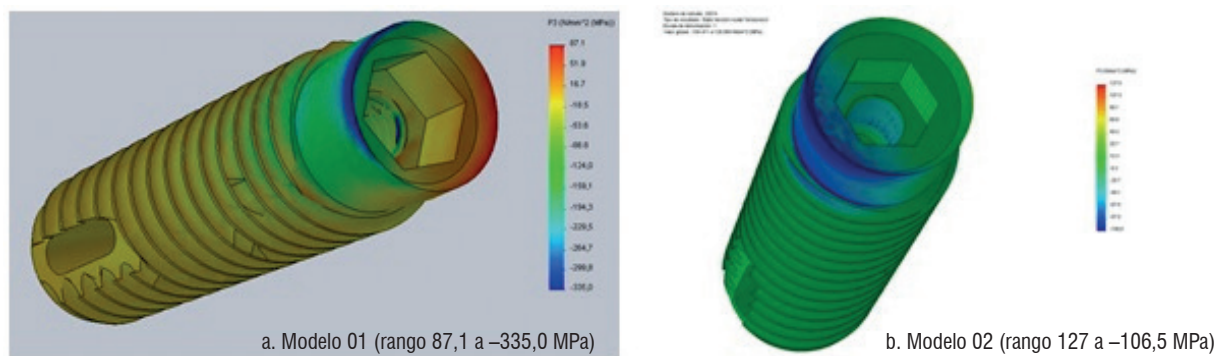


Figura 6. Máximo esfuerzo compresivo en el modelo 01 y 02 bajo carga estática de 200 N.

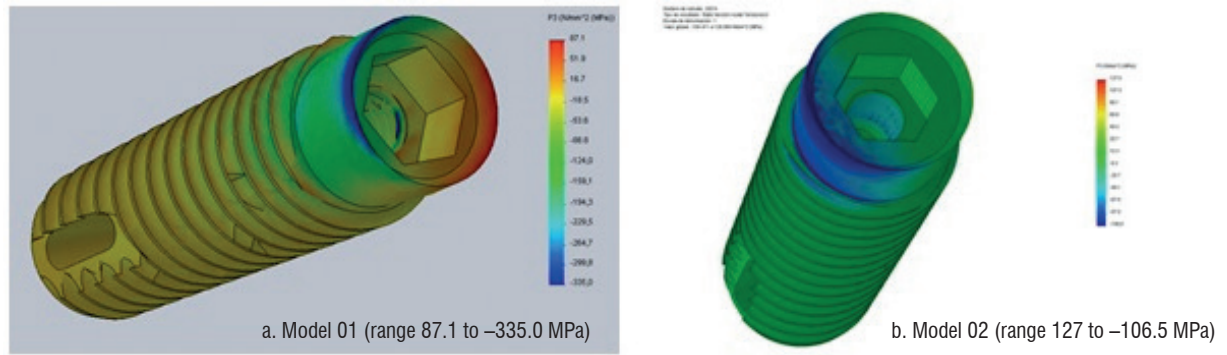


Figure 6. Maximum compressive stress on models 01 and 02 under 200 N static load

Bajo una carga de 600 N, el modelo 01 presenta un esfuerzo de von Mises de 894,5 MPa y el modelo 02 un esfuerzo de von Mises de 298,5 MPa. En esta carga, el implante tiene los mayores esfuerzos en la región superior del implante, tanto en vestibular como en palatino. Sin embargo, estos valores no son significativos con respecto al límite elástico del material. El esfuerzo tensil fue de 922 MPa para el modelo 01 y 361,7 para el modelo 02, y se localizó vestibular de la zona cervical del implante. El esfuerzo compresivo para el modelo 01 y 02 fue -1212,5 y -377,5 MPa respectivamente. En esta carga, para el implante del modelo 01, es decir, el implante con un diámetro de 3,7 sí se presenta una carga que supera el límite de fluencia del titanio (figura 7).

Under a load of 600 N, model 01 shows a von Mises stress of 894.5 MPa and model 02 a von Mises stress of 298.5 MPa. Under this load, the implant's greatest stresses are located in its upper region, both vestibular and palatal. However, these values are not significant compared to the material's elastic limit. Tensile stress was 922 MPa for model 01 and 361.7 for model 02, and occurred vestibular to the implant's cervical area. Compressive stress for models 01 and 02 was -1212.5 and -377.5 MPa respectively. Under this load, on the implant of model 01, that is to say, the implant with a diameter of 3.7 mm, there was a load that does exceed the yield strength of titanium (figure 7).

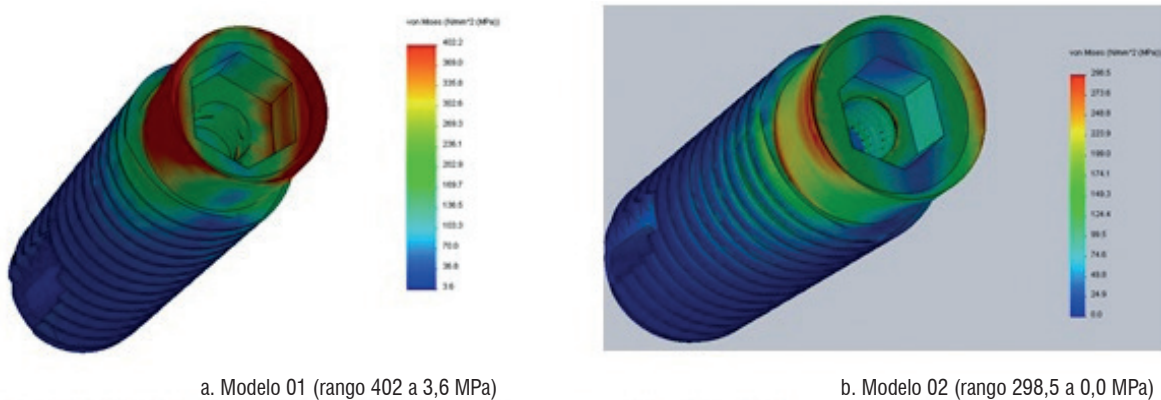


Figura 7. Esfuerzo máximo von Mises para las cargas de 600 N, el modelo 01 y 02

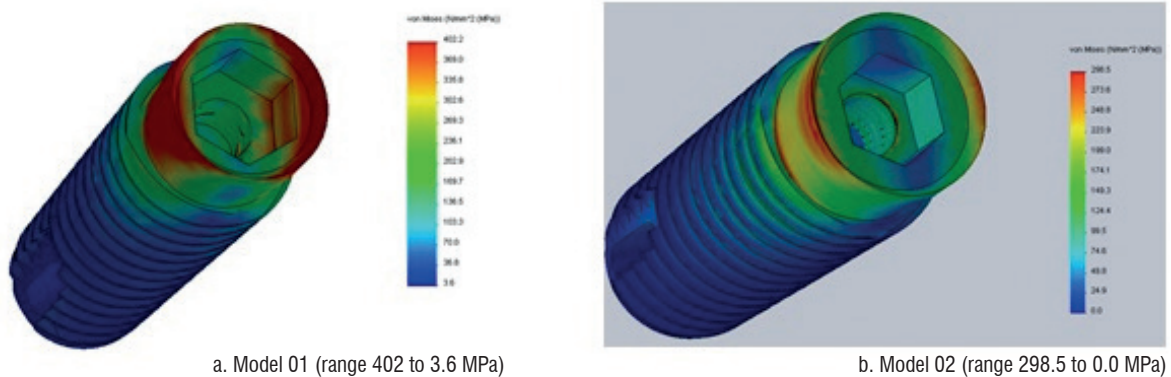


Figure 7. Maximum von Mises stress for loads of 600 N, models 01 and 02

Teniendo en cuenta todos estos resultados, se puede observar un aumento de concentración de esfuerzos de 56,59% al disminuir el diámetro del implante.

Distribución de esfuerzo en el pilar de circona

La figura 8 muestra el pilar de circona bajo una carga de 200 N en el modelo 01 y 02. El valor máximo de esfuerzo von Mises bajo carga estática se concentró inicialmente en el área interna del pilar, en la zona de contacto con el tornillo de sujeción, siendo de 234,5 MPa para el modelo 01 y de 130,6 MPa para el modelo 02. Bajo esta carga de 200 N, el máximo esfuerzo tensil para el modelo 01 fue 203 MPa, mientras que para el modelo 02 fue 109,5 MPa, y se concentró principalmente en el área interna en contacto con el tornillo de sujeción y en la superficie palatina en cervical. El máximo compresivo fue de -251,7 MPa para el modelo 01 y -87,9 MPa en el modelo 02, en vestibular en el área cervical y en la conexión con el implante (figura 10). Al aumentar la carga, este esfuerzo máximo de von Mises se concentró en la conexión con el implante en el área cervical del pilar, tanto en vestibular como en palatino, siendo mayor en vestibular.

Para la carga estática de 600 N en el modelo 02, el valor de esfuerzo máximo von Mises fue 37,7% (339,8 MPa) del límite último de fractura de la circona y en el modelo 01 fue el 69,5% (625,7 MPa) del límite último de fractura de este material.

Taking these results into account, a 56,59% increase in stress concentration may be observed by decreasing the implant's diameter.

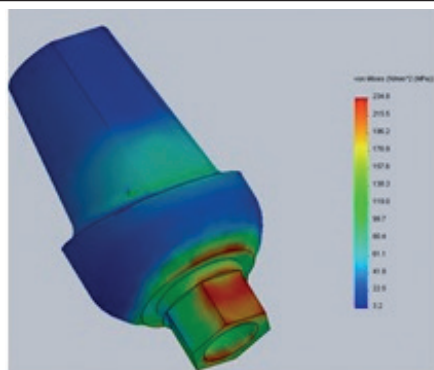
Stress distribution on the zirconia abutment

Figure 8 shows the zirconia abutment under a load of 200 N in models 01 and 02. The maximum von Mises stress under static load was initially concentrated on the internal area of the abutment, at the area of contact with the fastening screw, being 234.5 MPa for model 01 and 130.6 MPa for model 02. Under this load, maximum tensile stress for model 01 was 203 MPa, while for model 02 it was 109.5 MPa, mainly concentrated on the internal area in contact with the fastening screw and on the palatal surface in cervical. Maximum compressive stress was -251.7 MPa for model 01 and -87.9 MPa for model 02, vestibular in the cervical area and in connection with the implant (Figure 10). When increasing the load, this maximum von Mises stress concentrated on the connection with the implant in the cervical area of the abutment, both in vestibular and palatal, being higher in vestibular.

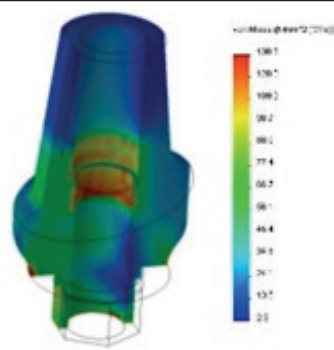
Concerning the 600 N static load in model 02, the maximum von Mises value was 37.7% of zirconia yield strength (339.8 MPa) and in model 01 it was 69.5% of the material's yield strength (625.7 MPa).

Para todas las cargas estáticas aplicadas en los modelos 01 y 02, los valores de máximo von Mises en el pilar no alcanzaron el límite último de fractura de la circona. El esfuerzo de cizalla a 600 N fue de 350 MPa y 177,95 MPa para el modelo 01 y 02 de manera respectiva, y se localizó principalmente en vestibular, en el cervical, en el área en contacto con el implante.

For all the static loads applied in models 01 and 02, the maximum von Mises values on the abutment did not reach zirconia yield strength. Shear strength at 600 N was 350 MPa and 177.95 MPa for models 01 and 02 respectively, mainly vestibular, in cervical, in the area in contact with the implant.

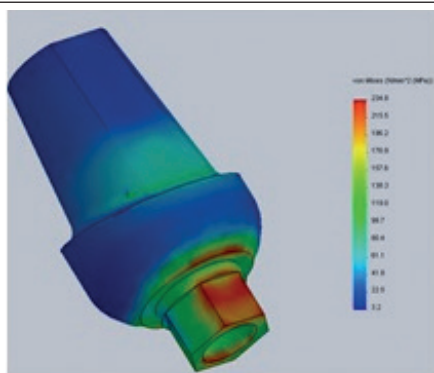


a. Modelo 01 (rango 234,8 a 3,2 MPa)

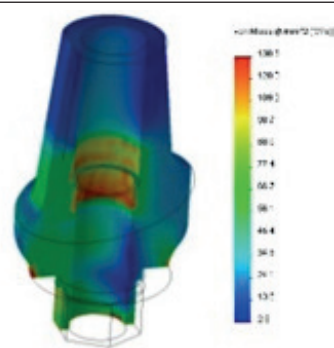


b. Modelo 02 (rango 130 a 28 MPa)

Figura 8. Distribución del esfuerzo de von Mises en el modelo 01 y 02 bajo carga estática de 200 N

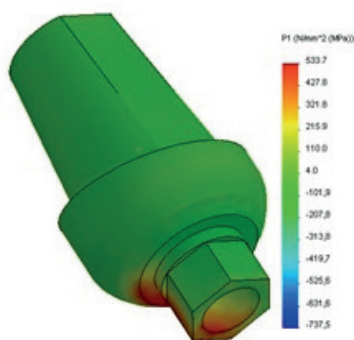


a. Model 01 (range 234,8 to 3,2 MPa)

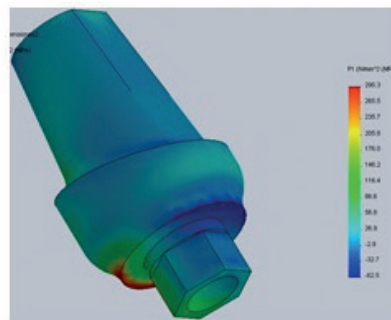


b. Model 02 (range 130 to 28 MPa)

Figure 8. Von Mises values distribution on models 01 and 02 under a static load of 200 N



a. Modelo 01 (rango 533,7 a -737,7 MPa)



b. Modelo 02 (rango 295,3 a -62,5 MPa)

Figura 9. Distribución de esfuerzo tensil bajo carga estática de 600 N

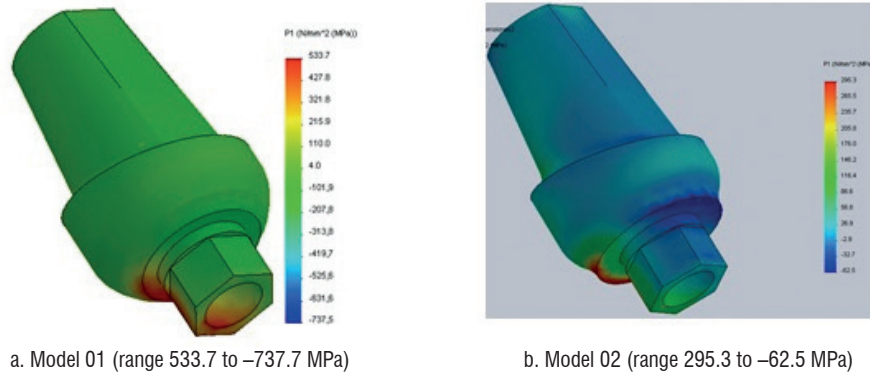


Figure 9. Tensile stress distribution under a 600 N static load

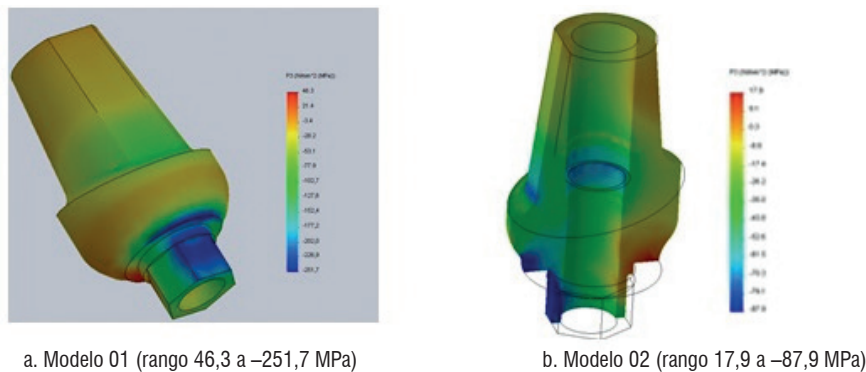


Figura 10. Máximo esfuerzo compresivo en el modelo 01 y 02 bajo una carga estática de 200 N

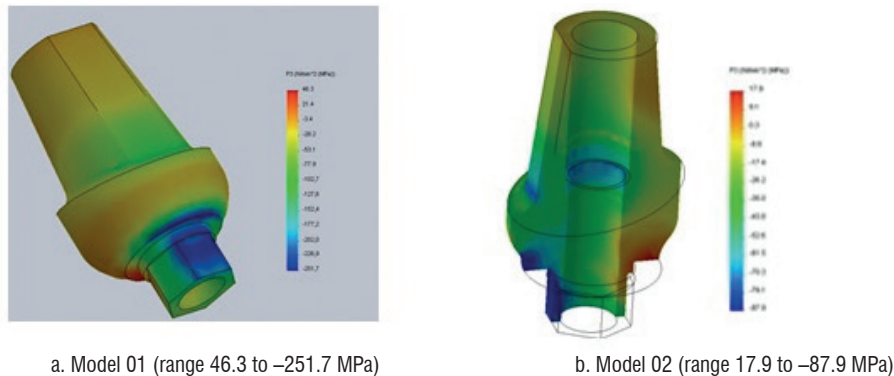


Figure 10. Maximum compressive stress on models 01 and 02 under a 200 N static load

Los cálculos de los esfuerzos dependen únicamente de la carga aplicada y del área de los elementos de la malla, por lo tanto, en los modelos donde se aplicó la disminución de la resistencia a la fractura del pilar de circonia (modelo 03 y 04), no se observaron diferencias en la circonia en cuanto a los valores de von Mises (figura 11).

Stress calculations exclusively depend on the applied load and the area of elements in the mesh; therefore, models subjected to a decrease in zirconia abutment's fracture strength (models 03 and 04) did not show zirconia differences in terms of von Mises values (figure 11).

Al aplicar la disminución en la resistencia a la fractura del pilar de circona (modelo 04) se encontró que el esfuerzo máximo von Mises fue similar para ambos modelos (modelo 02 y 04). En el modelo 02 el esfuerzo máximo tensil alcanzó el 48,8% de límite último de fractura a 800 N, mientras que en el modelo 04, bajo la misma carga, el máximo tensil fue el 83,48% del límite último de fractura de la circona.

Reduction in zirconia abutment's fracture strength (model 04) showed that maximum von Mises values were similar in both models (models 02 and 04). In model 02, maximum tensile force reached 48.8% of fracture strength at 800 N, while in model 04, under the same load, maximum tensile force was 83.48% of zirconia fracture strength.

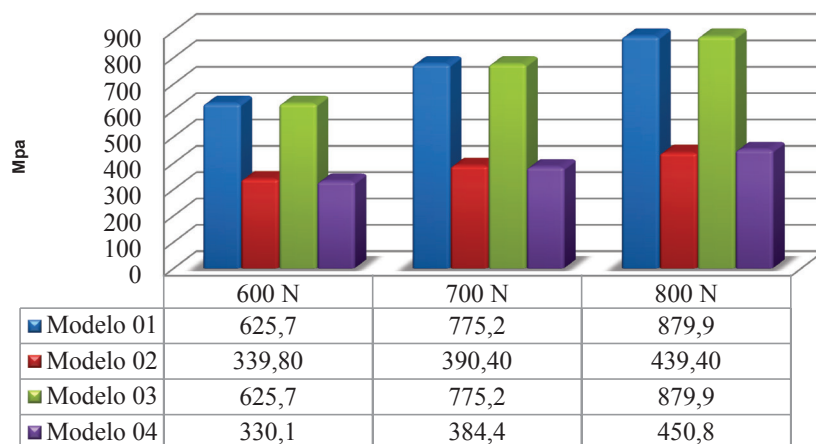


Figura 11. Esfuerzo máximo de von Mises en el pilar de circona para modelo 02 y 04

Figure 11. Maximum von Mises stress on the zirconia abutment for models 02 and 04

En el pilar de circona se presenta un aumento del 44,38% en la concentración de esfuerzos máximos equivalente von Mises al disminuir el diámetro del pilar, cuando se encuentra bajo una carga de 200 N. Al aumentar la carga aplicada a 400 N, se halló un aumento del 49,12% de concentración de esfuerzos en el pilar del modelo 01.

The zirconia abutment shows an increase of 44.38% in concentration of equivalent maximum von Mises stress by decreasing the abutment's diameter when subjected to a load of 200 N. By increasing the applied load to 400 N, there was an increase of 49.12% of stress concentration on the abutment of model 01.

Distribución de esfuerzo en la corona

La figura 12 representa la distribución de esfuerzos von Mises en la corona bajo una carga estática de 200 N. Las tensiones máximas se encuentran en cervical. El máximo von Mises bajo una carga de 200 N para la estructura de disilicato en el modelo 01 y 02 fue de 50,3 MPa y 73,5 MPa, y para la cerámica de recubrimiento fue

Stress distribution on crown

Figure 12 shows von Mises stress distribution on crown under a static load of 200 N. Maximum stresses occur in cervical. The maximum von Mises values under a load of 200 N for the disilicate structure in models 01 and 02 were 50.3 MPa and 73.5 MPa, and for the ceramic coating were 28.1

de 28,1 MPa y 55,1 MPa respectivamente. Estos esfuerzos se concentraron principalmente en el área cervical en vestibular. El esfuerzo máximo tensil para la estructura de disilicato en el modelo 01 fue de 28,9 MPa y 7,5 MPa en el modelo 02, concentrándose en palatino, en el área cervical de la estructura. El esfuerzo compresivo para la estructura de disilicato se localizó en vestibular y fue de -43,5 MPa y -34,0 MPa para el modelo 01 y 02 respectivamente.

Al aumentar la carga, estos esfuerzos siguen presentándose en cervical tanto en la estructura de disilicato como en la cerámica de recubrimiento (figura 13). Aplicando una carga de 600 N, la estructura de disilicato presenta un máximo de von Mises de 134,1 MPa para el modelo 01 y 73,5 MPa para el modelo 02. Bajo esta misma carga, la cerámica de recubrimiento presenta un esfuerzo de von Mises de 76,3 MPa para el modelo 01 y 55,1 MPa para el modelo 02. El máximo esfuerzo de von Mises no alcanzó el límite de fluencia bajo ninguna de las cargas estáticas aplicadas en el modelo 02. Sin embargo, en el modelo 01, bajo una carga de 800 N, este valor von Mises sí superó el límite último de fractura de la cerámica feldespática. Para todas las cargas estáticas aplicadas en el modelo 01 y 02, el equivalente von Mises en la estructura de disilicato no alcanzó el límite de fluencia de este material.

MPa and 55.1 MPa respectively. These stresses were mainly concentrated on the cervical area in vestibular. Maximum tensile stress for the disilicate structure in model 01 was 28.9 Mpa, and 7.5 MPa in model 02, concentrating on palatal, in the cervical area of the structure. The compression stress for the disilicate structure occurred on vestibular and was -43.5 MPa and -34.0 MPa for models 01 and 02 respectively.

By increasing the load, these stresses keep occurring on cervical both in disilicate structure and ceramic coating (Figure 13). By applying a load of 600 N, the disilicate structure shows a maximum von Mises value of 134.1 Mpa for model 01 and 73.5 MPa for model 02. Under this same load, the ceramic coatings shows a von Mises value of 76.3 MPa for model 01 and 55.1 MPa for model 02. The maximum von Mises stress did not reach yield strength under none of the static loads applied in model 02. However, in model 01, under a load of 800 N this von Mises value did exceed the fracture limit of feldspathic ceramic. For all the static loads applied in models 01 and 02, the von Mises values in the disilicate structure did not reach this material's yield limit.

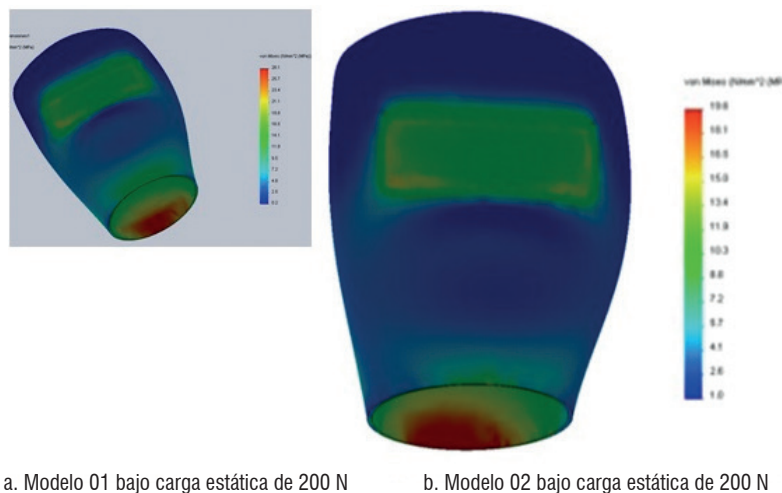
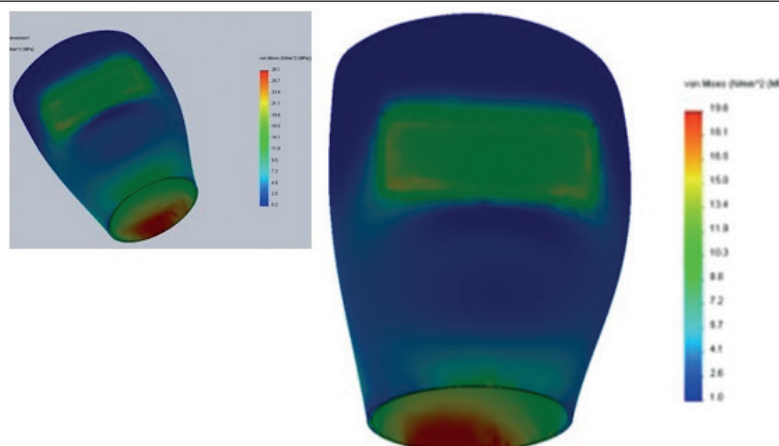


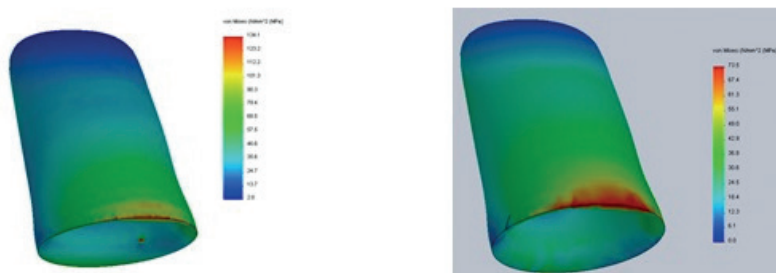
Figura 12. Esfuerzo von Mises para la corona en el modelo 01 y 02



a. Model 01 under a static load of 200 N

b. Model 02 under a static load of 200 N

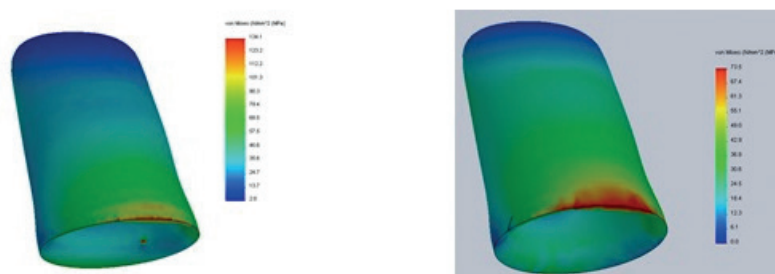
Figure 12. Von Mises stress for crown in models 01 and 02



a. Modelo 01 bajo carga estática de 600 N

b. Modelo 02 bajo carga estática de 600 N

Figura 13. Esfuerzo de von Mises para la estructura de disilicato en el modelo 01 y 02



a. Model 01 under a static load of 600 N

b. Model 02 under a static load of 600 N

Figure 13. Von Mises stress for the disilicate structure in models 01 and 02

Distribución de esfuerzo en el tornillo de fijación

En la figura 14 se muestra el máximo von Mises para el modelo 01 y 02 en las diferentes cargas estáticas aplicadas. El modelo 01 presentó un von Mises a 200 N de 167,7 MPa y del modelo 02 de 140,5 MPa concentrado en los dos modelos, en la cabeza del tornillo y

Stress distribution on fastening screw

Figure 14 shows the maximum von Mises values for models 01 and 02 under the different static loads applied. At 200 N, model 01 showed a von Mises value of 167.7 MPa and in model 02 this value was 140.5 MPa, concentrating on the screw's head

en las primeras tres roscas (figura 15). A 800 N, el modelo 01 presentó un von Mises de 410,6 MPa, y el modelo 02 un esfuerzo de von Mises de 213,6 MPa. El máximo tensil bajo una carga estática de 200 N para el modelo 01, fue de 290,9 MPa y para el modelo 02 fue de 140,5 MPa.

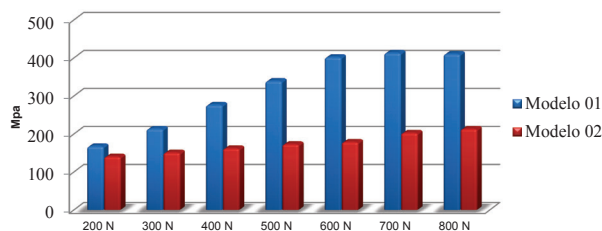


Figura 14. Modelo 02 - Esfuerzo máximo von Mises en el tornillo de fijación, carga estática

and on the first three threads (figure 15). At 800 N, model 01 showed a von Mises value of 410.6 MPa, and model 02 showed a von Mises stress of 213.6 MPa. Maximum tensile stress under a static load of 200 N for model 01 was 290.9 Mpa, and 140.5 MPa for model 02.

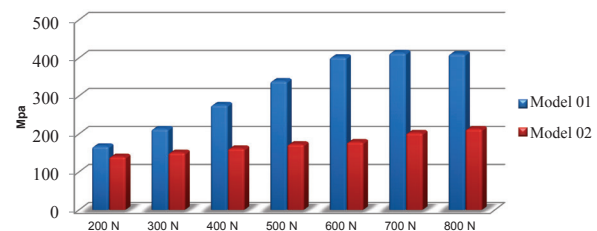
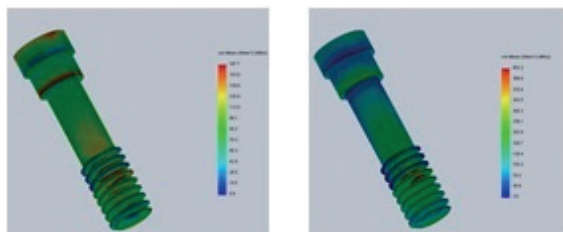
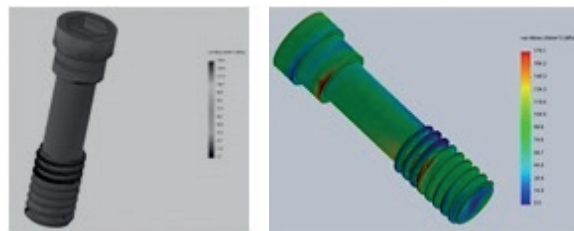


Figure 14. Model 02 – Maximum von Mises stress on the fastening screw, static load

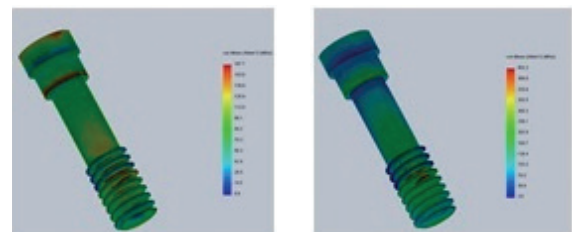


a. Modelo 01 (rango 167,7 a 0,6) b. Modelo 01 (rango 402 a 3,6)

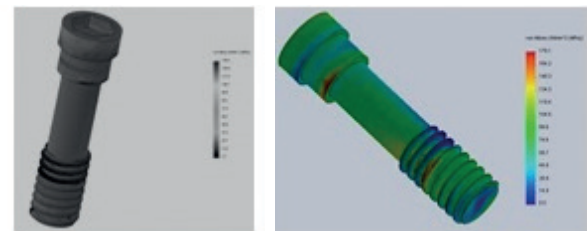


c. Modelo 02 (rango 146,5 a 2,7) d. Modelo 02 (rango 179,1 a 0,0)

Figura 15. Distribución esfuerzos de von Mises en el tornillo de fijación en los modelos 01 (a,b) y modelo 02 (c,d) a 200 y 600 N cada uno, respectivamente



a. Model 01 (range 167.7 to 0.6) b. Model 01 (range 402 to 3.6)



c. Model 02 (range 146.5 to 2.7) d. Model 02 (range 179.1 to 0.0)

Figure 15. Von Mises stress distribution on the fastening screw in models 01 (a, b) and 02 (c, d) at 200 and 600 N each

Distribución de esfuerzo en el hueso

Los valores de máximo esfuerzo equivalente von Mises se encontraron en el hueso que rodea el cuello del implante. No hubo tensión en el hueso más apical. El máximo esfuerzo equivalente von Mises dentro del

Stress distribution on bone

Maximum von Mises stress values occurred on the bone surrounding the neck of the implant. There was no tension in the most apical bone. Maximum von Mises stress inside the bone surrounding the

hueso que rodea el cuello del implante fue 82 MPa para el modelo 01 y 36,1 MPa para el modelo 02, bajo una carga de 200 N. Al aumentar la carga a 600 N el von Mises fue de 251,7 y 96,4 para el modelo 01 y 02, respectivamente.

neck of the implant was 82 MPa for model 01 and 36.1 MPa for model 02, under a load of 200 N. By increasing the load to 600 N, the von Mises value was 251.7 and 96.4 for models 01 and 02, respectively.

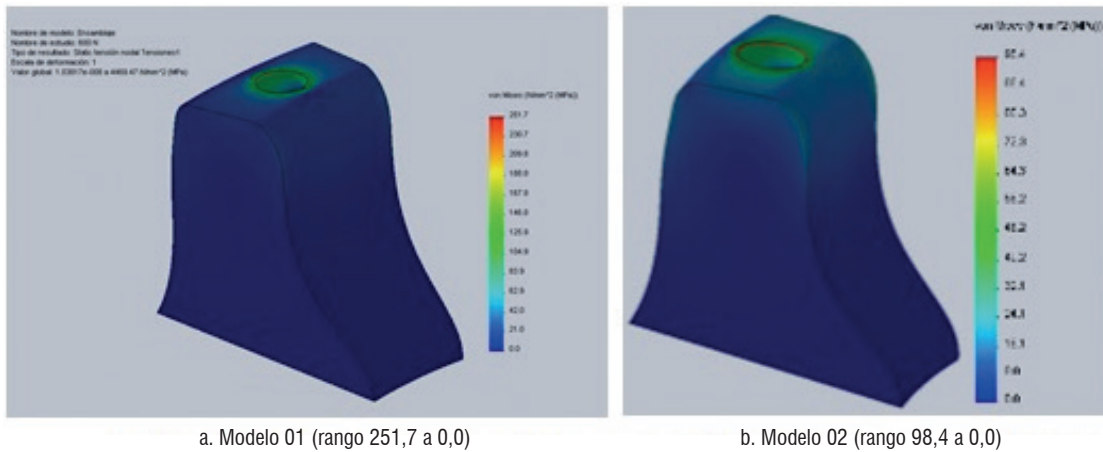


Figura 16. Distribución de esfuerzo von Mises en el hueso bajo carga estática de 600 N

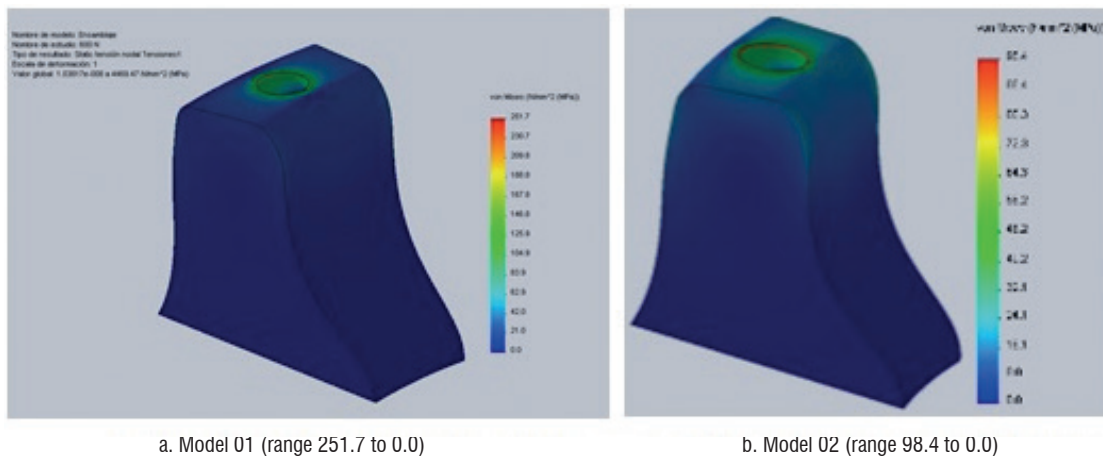


Figure 16. Von Mises stress distribution on bone under a static load of 600 N

Factores de seguridad

El factor de seguridad se observa en la figura 17. En el modelo 02, no se presentó ningún factor de seguridad inferior a 1, mientras que en el modelo 01 y 04 este factor de seguridad fue inferior de 1 en las cargas de 700 y 800 N. En el modelo 03, el factor de seguridad fue menor de 1 bajo las cargas de 500 a 800 N.

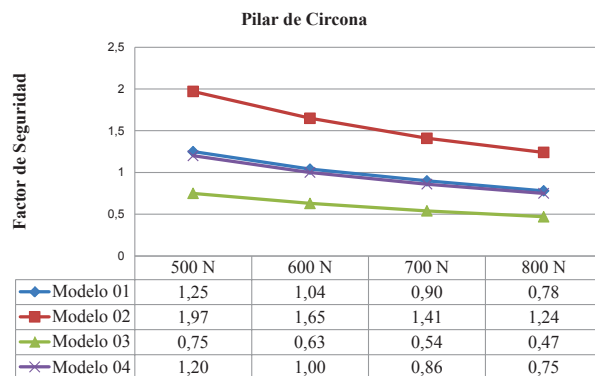


Figura 17. Factor de seguridad para el pilar de circona en los modelos 01, 02, 03, 04

DISCUSIÓN

En el análisis tridimensional de elementos finitos los resultados dependen de muchos factores individuales, incluyendo las propiedades de cada material o estructura biológica, condiciones de frontera y definición de la interfase.²⁰ En este estudio, los modelos presentados son una aproximación a la situación clínica, y para esto fue esencial el modelado de la geometría exacta del implante, incluyendo la rosca del tornillo y las roscas internas del implante, así como el espacio en el hueso para la inserción del implante, la calidad y cantidad ósea, la modelación de la encía y del material restaurador. Sin embargo, se estableció una oseointegración del 100% y esto no simula la situación clínica exacta.

Al observar los resultados de los esfuerzos a 200 N, así como las gráficas de distribución de los esfuerzos máximos equivalente von Mises de los modelos con implante 3,7 (modelo 01,03) y con implante 4,7 (modelo 02, 04),

Safety factors

Safety factor is shown in Figure 17. Model 02 showed no safety factor lower than 1, while in models 01 and 04 this safety factor was lower than 1 under loads of 700 and 800 N. In model 03, the safety factor was lower than 1 under loads of 500 to 800 N.

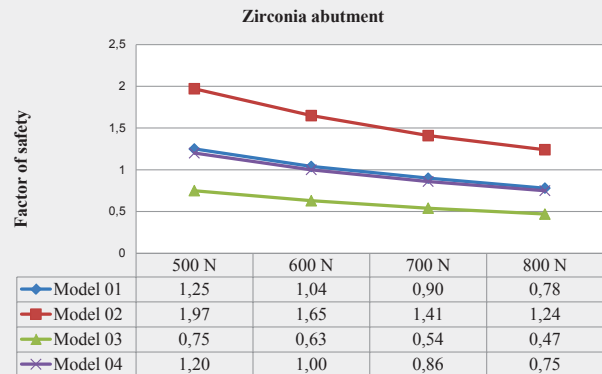


Figure 17. Safety factor for the zirconia abutment in models 01, 02, 03, and 04

DISCUSSION

In the three-dimensional analysis of finite elements, the results depend on many individual factors, including the properties of each material or biological structure, border conditions, and definition of the interface.²⁰ In this study, the models are an approximation to clinical conditions, and to this end, modeling the exact geometry of the implant was essential, including the screw thread, the implant's internal threads, as well as the space in bone for inserting the implant, quality and quantity of bone, gingiva modeling, and restorative material. However, a 100% osseointegration was assumed and this does not simulate exact clinical conditions.

The results of 200 N stresses and the distribution graphs of maximum von Mises stress on models with implants of 3.7 mm (models 01 and 03) and 4.7 mm (models 02 and 04)

se evidencia que los esfuerzos recibidos por el modelo 02 y 04 son menores, y corresponden a una distribución más baja de los esfuerzos de todas las estructuras que se modelan con el implante 4,7 mm, correspondiente al diámetro mayor del implante.

Al evaluar la distribución de esfuerzos en el pilar de circona, se observa una distribución menor en el pilar de 4,5 mm, esto corresponde a un mayor volumen del pilar de circona, lo cual le genera una mejor distribución de esfuerzos, llevando a una mayor resistencia. Esta distribución de esfuerzos en el pilar, bajo cargas de 300 a 800 N, presentan un aumento del esfuerzo de von Mises sobre el pilar de 3,5 mm de diámetro con un 44 a 50% más que el diámetro de 4,5 mm, hallazgo que se correlaciona con el estudio de Joo,²⁹ quien comparó los diámetros 3,5 y 4,5 mm de los pilares de circona Zimmer® bajo carga compresiva, presentando una carga máxima de 408,9 N el diámetro de 3,5 mm, mientras que pilar con diámetro de 4,5 mm resiste 606,9 N. Att y colaboradores³⁰ evaluaron la influencia del espesor de las paredes de pilares de circona individualizados, encontrando diferencias en la resistencia a la fractura al igual que en nuestro estudio, donde se utilizaron pilares precontorneados. Sin embargo, en el estudio de Att y colaboradores³⁰ las diferencias no fueron estadísticamente significativas.

En los dos modelos, de 3,5 mm y 4,5 mm de diámetro, el esfuerzo máximo de von Mises se concentró en el área interna del pilar, en la zona en contacto con la cabeza del tornillo de sujeción y en la interfase donde se conecta el pilar con el implante. Hallazgos similares a nuestro estudio fueron reportados por Adatia y colaboradores,³¹ quienes utilizaron pilares de circona unidos a un análogo de acero a través de un tornillo de fijación de titanio, encontrando que la fractura del pilar de circona se presentó en el área donde se conecta con el análogo. Así mismo, Att y colaboradores³⁰ encontraron la falla principalmente en el pilar, en el grupo en el cual se hizo una preparación de las paredes y, posteriormente, un proceso de envejecimiento artificial. Kim y colaboradores,³² evaluaron la resistencia a la fractura de pilares prefabricados en circona encontrando en este tipo de pilar un patrón de fractura relativamente uniforme, el cual se localizó en la zona cervical del pilar.

show that the stresses applied on models 02 and 04 are smaller and correspond to a lower distribution of stresses on all the structures that are modeled with the 4.7 mm implant, which corresponds to the largest implant diameter.

Evaluation of the zirconia abutment's stress distribution shows a smaller distribution in the 4.5 mm abutment, corresponding to a greater volume of the zirconia abutment, which generates better stress distribution and leads to increased strength. This stress distribution on the abutment under loads of 300 to 800 N shows an increase of von Mises stress on the abutment of 3.5 mm in diameter, with 44% to 50% more than the one of 4.5 mm in diameter; this finding agrees with the study by Joo,²⁹ who compared the 3.5 and 4.5 mm diameters of Zimmer® zirconia abutments under compressive loading, observing a maximum load of 408.9 N in the 3.5 mm diameter, while the abutment of 4.5 mm in diameter resists 606.9 N. Att et al³⁰ assessed the influence of thickness of zirconia abutment walls in an individual manner, finding out differences in terms of fracture strength just as in our study, which used pre-contoured abutments. However, in the study by Att et al³⁰ the differences were not statistically significant.

In both models (3.5 mm and 4.5 mm in diameter), the maximum von Mises stress was concentrated on the internal zone of the abutment, in the area of contact with the head of the screw and in the interface where the abutment is connected with the implant. Adatia et al³¹ reported similar findings to those of our study, as they used zirconia abutments bonded to a steel analog through a titanium fastening screw, finding out that fracture of the zirconia abutment occurred in the area where it connects to the analog. Similarly, Att et al³⁰ found out that failure occurred in the abutment mainly, in the group where walls had been prepared and later subjected to an artificial aging process. Kim et al³² evaluated the fracture strength of prefabricated zirconia abutments, finding a relatively uniform fracture pattern in this type of abutment, usually in its cervical area.

La localización de la fractura del pilar en el área de la conexión interna dentro del implante también se presentó en el estudio realizado por Albrecht y colaboradores³³ en el 2011, quienes evaluaron la resistencia y localización de la fractura de pilares de circonia simulando la zona de anteriores y premolares superiores. La mayor concentración de esfuerzos en esta área se ha relacionado con los efectos de palanca en esta zona y el menor espesor que presenta en la conexión.^{31, 34} En todos estos estudios, incluyendo este estudio, los valores de carga aplicados fueron superiores a las fuerzas oclusales fisiológicas del hombre.

En nuestro estudio, las diferencias más notorias se dan en el implante, en el hueso y en pilar, lo que significa que cualquier modificación en el diámetro, espesor y propiedades de estas estructuras modificarán e influirán en los resultados finales. La longitud no se considera una variable importante, como lo muestra el estudio de Anitua y colaboradores,³⁵ donde la longitud influye en un promedio de 2%, lo que significa que su influencia es muy poca, por lo que en nuestro estudio se trabajó con una misma longitud del implante.

Analizando los resultados arrojados por el simulador, se puede observar que al reducir el diámetro del implante en 1 mm, se presentó un aumento del 32,41% en el esfuerzo máximo equivalente de von Mises bajo una carga estática de 200 N. Cuando aumentamos la carga estática aplicada, el porcentaje en el que se aumentan los esfuerzos en el modelo de 3,7 mm, fue de 59,35% y 65,5% para las cargas de 400 N y 800 N, respectivamente.

Esto es coherente con lo encontrado por Anitua y colaboradores,³⁵ al evaluar la influencia del diámetro y la longitud sobre la distribución de esfuerzos, comparando seis diámetros diferentes. Los resultados mostraron que el diámetro del implante es más significativo sobre la distribución de esfuerzos, presentando un von Mises menor en los implantes de mayor diámetro, localizándose los esfuerzos en todos los diámetros en la cresta ósea. De acuerdo a este estudio, es posible disminuir el esfuerzo máximo von Mises en un 30,7% al aumentar el implante de 2,5 a 3,3 mm, y cuando evaluó el diámetro de 3,3 a 4 mm, el esfuerzo disminuyó en un 28,2%.

Abutment fracture in the area of internal connection inside the implant also occurred in the 2011 study by Albrecht et al,³³ who assessed the fracture strength and location of zirconia abutments by simulating the area of upper anterior and premolar teeth. The greatest concentration of stress in this area has been linked to the effects of lever in this area and to the reduced thickness it presents at the connection.^{31,34} In all these analysis, including the present study, the applied load values were higher than the physiological occlusal forces in humans.

In our study, the most noticeable differences occurred in the implant, the bone and the abutment, which means that any changes in diameter, thickness, and properties of these structures will change and influence final results. Length is not considered to be an important variable, as shown in the study by Anitua et al,³⁵ in which length affects 2% in average—which is a very little influence—; this is why in our study we used the same implant length.

By analyzing the results yielded by the simulator, one can observe that by reducing the implant diameter in 1 mm, there was a 32.41% increase in the maximum von Mises value under a static load of 200 N. When we increased the static load applied, the percentage in which stresses increased in the 3.7 mm model were 59.35% and 65.5% for loads of 400 N and 800 N respectively.

This is consistent with the findings by Anitua et al,³⁵ who evaluated the influence of diameter and length on stress distribution, by comparing six different diameters. The results showed that the implant's diameter is more significant on stress distribution, with lower von Mises values in implants of greater diameter, and the stresses in all diameters occurring in bone crest. According to this study, it is possible to reduce the maximum von Mises stress by 30.7% by increasing the implant from 2.5 to 3.3 mm, and when they evaluated the diameter from 3.3 to 4 mm, the stress decreased by 28.2%.

A diferencia de nuestro estudio, Anitua y colaboradores³⁵ solo aplicaron una carga estática de 150 N. Conclusiones similares fueron reportadas por Himmlová,³⁶ en su estudio biomecánico, en donde se aplicaron cargas oblicuas en implantes en la región molar mandibular, donde un aumento en el diámetro del implante disminuyó el esfuerzo máximo equivalente von Mises alrededor del cuello del implante. En el estudio de Ding y colaboradores,³⁷ se encuentra una diferencia de un 25% entre un implante de diámetro 3,3 a uno de 4,1 mm, siendo menor el esfuerzo para el de 4,1 mm. Estos resultados muestran similitudes con el nuestro; sin embargo, cuando se revisan materiales y métodos no se observa una modelación estricta como en nuestro estudio, ni hay una explicación clara sobre el modelo y las fuerzas aplicadas al mismo.

El envejecimiento de la circona ha sido estudiado por varios estudios *in vitro* a través de envejecimiento artificial, por medio de ciclos térmicos y mecánicos en medios húmedos; sin embargo, no existen otros estudios de elementos finitos que varíen las propiedades de la circona para evaluar su comportamiento en condiciones de envejecimiento, basados en los resultados de los estudios *in vitro*, por lo que la información arrojada en los modelos 03 y 04 será comparada y complementada con estos estudios. El factor de seguridad para el pilar de circona en el modelo 03, el cual simuló el envejecimiento, se encontró inferior a 1 bajo cargas superiores a 500 N, mientras que en el modelo 02 este factor de seguridad fue superior a 1 en todas las cargas aplicadas, siendo de 1,24 bajo la carga más alta aplicada en este estudio, la cual fue de 800 N. En el modelo 02 y 04, el factor de seguridad para el pilar fue inferior a 1, bajo cargas superiores a 700 N. Esto significa que para pilares de circona, sin alterar su estructura por tallado o por alguna circunstancia que afecte sus propiedades y con un diámetro de 4,5 mm, cumpliría con un rango de seguridad, inclusive a esfuerzos de 800 N.

Al observar el factor de seguridad, se podría indicar que a esfuerzos superiores a 500 N, si el pilar es de 3,5 y sufre envejecimiento, su resistencia final se vería en riesgo, así como la del pilar 3,5 mm sin envejecimiento para esfuerzos superiores a 700 N, esfuerzos

In contrast to our study, Anitua et al³⁵ applied a static load of 150 N only. Similar conclusions were reported by Himmlová³⁶ in a biomechanical study in which oblique loads were applied on implants in the mandibular molar region, where an increase in implant diameter decreased the maximum von Mises stress value around the neck of the implant. In the study by Ding et al,³⁷ there is a 25% difference between a 3.3 mm implant and one of 4.1 mm in diameter, with less effort for the one measuring 4.1 mm. These results show similarities with our findings; however, when their materials and methods are reviewed, there is not a strict modeling as in our study, nor is there a clear explanation on the model and the forces applied to it.

Zirconia aging has been analyzed in several *in vitro* studies through artificial aging by means of mechanical and thermal cycles in humid environments; however, there are no other finite element studies that change the properties of zirconia in order to evaluate its behavior in aging conditions based on the results of *in vitro* studies; in consequence, information obtained for models 03 and 04 will be compared and complemented with these studies. The safety factor for the zirconia abutment in model 03, which simulated aging, was found to be lower than 1 under loads over 500 N, while in model 02 this safety factor was higher than 1 in all the applied loads, being 1.24 under the heaviest load applied in this study—800 N—. In models 02 and 04, the safety factor for the abutment was lower than 1 under loads over 700 N. This means that zirconia abutments, without altering their structure by sandblasting or any other circumstance that affects their properties and with a diameter of 4.5 mm, would comply with a security range, including loads of 800 N.

By analyzing the safety factor, one could say that loads exceeding 500 N, if the abutment is 3.5 mm and is subjected to aging, would put final strength at risk, as well as the 3.5 mm abutment without aging for loads greater than 700 N—which are

difíciles de encontrar en la región anterior, donde se han reportaron en el rango de 90 a 370 N.^{38, 39} No obstante, es razonable superar las cargas fisiológicas durante estos estudios para mejorar la estimación del rendimiento de las restauraciones en condiciones de parafunción como el bruxismo. Se debe tener en cuenta que el coeficiente de seguridad es un pronóstico de riesgo de fractura, más no afirma que el material vaya a sufrir fractura cuando sus valores son inferiores a 1. En general, en este estudio los pilares a los cuales se les modificó las propiedades para simular el envejecimiento (modelo 03 y 04), presentaron un coeficiente de seguridad inferior a los que se presentaron en los modelos sin envejecimiento 01 y 02.

Esto sugiere un mejor comportamiento de los pilares que no han sido sometidos a esfuerzos que puedan alterar las propiedades de la circona como son tallado, arenado y esfuerzos oclusales.⁶ Esta observación es apoyada por los resultados de Kohorst y colaboradores,⁷ quienes realizaron un estudio *in vitro* donde evaluaron la influencia del envejecimiento artificial sobre la capacidad de carga de una estructura de circona de 4 unidades, aplicando diferentes parámetros de envejecimiento como fueron ciclos térmicos, ciclos mecánicos y carga, encontrando una disminución de un 40% en la resistencia a la fractura, en comparación con las muestras que no les realizaron envejecimiento.

Kohorst y colaboradores⁸ realizaron otro estudio en 2010, donde evaluaron la influencia de realizar un daño preliminar en combinación con envejecimiento artificial sobre la capacidad de carga de estructuras de circona de 4 unidades. Kohorst y colaboradores⁸ encontraron una disminución en la capacidad de carga del 20% debido a la simulación de envejecimiento. Sin embargo, no encontraron una relación del daño preliminar que realizaron, el cual fue un corte mecánico en la estructura, con la disminución en la resistencia a la fractura. Así mismo, Sarafidou y colaboradores⁹ evaluaron la capacidad de carga de una estructura de circona de tres unidades bajo envejecimiento artificial y reportaron que aplicar el envejecimiento artificial a través de carga cíclica térmica y mecánica causa una disminución en la capacidad de carga de la estructura de la circona.

hard to find in the anterior region, where have been reported in the range of 90 to 370 N—. ^{38,39} However, it is reasonable to exceed the physiological loads during these studies in order to improve estimation of the performance of restorations in conditions such as bruxism. We should bear in mind that the safety coefficient is a prognosis of risk of fracture but it does not mean that the material is going to crack when its values are lower than 1. In general, in this study the abutments whose properties were modified to simulate aging (models 03 and 04), showed a lower safety factor than that of models without aging (01 and 02).

This suggests a better performance of abutments that have not been subjected to efforts that can alter the properties of the zirconia such as carving, sandblasting and occlusal efforts.⁶ This observation is supported by the results of Kohorst et al,⁷ who conducted an *in vitro* study to evaluate the influence of artificial aging on the loading capacity of a zirconia structure of 4 units applying different parameters of aging such as thermal cycles, mechanical cycles and loading, finding out a 40% decrease in fracture strength in comparison with samples that were not subjected to aging.

Kohorst et al⁸ conducted another study in 2010 evaluating the influence of preliminary damage in combination with artificial aging on the loading capacity of zirconia structures of four units. They found out a 20% decrease in loading capacity due to aging simulation. However, they did not find a relationship between the preliminary damage they performed (a mechanical cut on the structure) and the decrease in fracture strength. Similarly, Sarafidou et al⁹ evaluated the loading capacity of a zirconia structure of three units under artificial aging and reported that applying artificial aging through thermal and mechanical cyclic loading decreases the loading capacity of the zirconia structure.

En contraste, numerosas investigaciones *in vitro* relacionadas con el envejecimiento de la circona, no han descrito una disminución estadísticamente significativa en la resistencia a la fractura.^{10, 12} Nothdurft y colaboradores,¹¹ evaluaron la influencia del envejecimiento artificial sobre la resistencia a la fractura de pilares en circona rectos y angulados, simulando una situación clínica de un incisivo central superior. Nothdurft y colaboradores¹¹ no encontraron diferencias estadísticamente significativas en la capacidad de carga de los pilares al comparar los pilares sometidos a envejecimiento artificial, con los que no habían sido sometidos a este envejecimiento.

Beuer y colaboradores¹⁰ también evaluaron la influencia del envejecimiento artificial sobre la capacidad de carga de una estructura de circona de tres unidades en el sector posterior, pero no se encontró ninguna influencia del proceso de envejecimiento artificial en este estudio. Papanagiotou¹² evaluó, en bloques de circona, otros factores como la influencia de la degradación a baja temperatura y el arenado y pulido que realizan los técnicos dentales, reportando que estos procesos, que también llevan al envejecimiento de la circona, no tienen efectos significativos negativos sobre la resistencia a la flexión de la circona. Esta controversia en los resultados de los estudios *in vitro*, que evalúan la influencia del envejecimiento artificial sobre la circona, puede estar relacionada con el tipo de proceso de envejecimiento realizado por cada estudio¹⁰ y el método de evaluación.

La mayoría de estudios basados en el método de elementos finitos han sido realizados bajo cargas estáticas; sin embargo, se deben llevar análisis estáticos y dinámicos del implante para garantizar la seguridad del diseño. Los efectos dinámicos pueden añadir aproximadamente hasta un 10-20% más de carga sobre todos los componentes del implante, de la restauración y del hueso, según Kayabaşı y colaboradores.²⁰ Por lo tanto, se sugiere la realización de estudios de elementos finitos que comparen análisis estáticos y dinámicos y los posibles efectos que la fatiga pueda generar en el sistema.

In contrast, numerous *in vitro* studies related to zirconia aging have not described a statistically significant decrease in fracture strength.^{10,12} Nothdurft et al¹¹ assessed the influence of artificial aging on the fracture strength of straight and angled zirconia abutments, simulating a clinical situation of an upper central incisor. They¹¹ found no statistically significant difference in the loading capacity of abutments by comparing abutments subjected to artificial aging with those who had not been subjected to aging.

Beurer et al¹⁰ also evaluated the influence of artificial aging on the loading capacity of a zirconia structure of three units in the posterior sector, but they did not find any type of influence of artificial aging in their study. Papanagiotou¹² evaluated zirconia blocks for other factors such as influence of degradation at low temperature and the sandblasting and polishing performed by dental technicians, reporting that these processes, also leading to zirconia aging, have significant negative effects on zirconia's flexural strength. This controversy in the results of *in vitro* studies assessing the influence of artificial aging on zirconia may be linked to the type of aging process used in each study,¹⁰ as well as to the evaluation method.

Most finite element method-based studies have been conducted using static loads; however, new static and dynamic analysis of implants must be conducted in order to validate the safety of their design. Dynamic effects can add about 10-20% more load on the components of the implant, the restoration and the bone, according to Kayabaşı et al.²⁰ Therefore, it is suggested to perform finite element studies comparing static and dynamic analysis and the possible effects of fatigue in the system.

Adicionalmente, en este estudio, no se tuvo en cuenta el proceso de transformación de fase de la circona, el cual ha reportado que aumenta la resistencia a la fractura, pero se desconoce en qué momento exacto se da la transformación de fase, por lo cual queda abierta la posibilidad de realizar otro estudio de modelado matemático, en conjunto con un estudio *in vitro* que facilite la precisión de los datos referentes a la circona bajo condiciones de envejecimiento artificial y transformación de fase.

CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este tipo de estudio y con las especificaciones anotadas, se podrían dar las siguientes conclusiones:

Al modificar las propiedades de la circona, para simular el envejecimiento, el factor de seguridad disminuye a valores inferiores a 1. Sin embargo, las fuerzas aplicadas, bajo las cuales disminuye el factor de seguridad, son superiores a 500 N, fuerzas que superan los esfuerzos normales de la masticación en el sector anterior.

La distribución de esfuerzo en el implante y en el pilar es similar para ambos diámetros, pero la concentración de esfuerzos de von Mises aumenta en el de diámetro menor bajo las diferentes cargas aplicadas en el presente estudio.

El sitio de mayor concentración de esfuerzos en el pilar de circona se da en la conexión con el implante.

CONFLICTO DE INTERES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés.

CORRESPONDENCIA

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

Additionally, this study did not take into account the process of phase transformation of zirconia, which has been reported to increase fracture strength, but the exact moment in which phase transformation takes place is still unknown, so it is possible to perform another mathematical modeling study in conjunction with an *in vitro* study to determine accuracy of data related to zirconia under conditions of artificial aging and phase transformation.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this type of studies and with the noted specifications, the following conclusions could be drawn:

By modifying the properties of zirconia to simulate aging, the safety factor decreases to values lower than 1. However, the applied forces, under which the safety factor decreases, are over 500 N —forces that exceed the normal efforts of masticatory functions in the anterior section—.

Stress distribution on implant and abutment is similar in both diameters, but in the present study the concentration of von Mises stresses increases in the smaller diameter under the different loads applied.

The site of greatest stress concentration on the zirconia abutment is the area of connection with the implant.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare not conflict of interest.

CORRESPONDING AUTHOR

Federico Latorre Correa
School of Dentistry
Universidad de Antioquia
Email address: latorre.federico29@gmail.com
Medellín – Colombia

REFERENCIAS / REFERENCES

- Koller B, Att W, Strub J-R. Survival rates of teeth, implants, and double crown-retained removable dental prostheses: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2011; 24(2): 109-117.
- Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J. Oral Maxillofac Surg* 2009; 67(11 Suppl): 74-81.
- Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007; 38(9):745-753.
- Déville S, El Attaoui H, Chevalier J. Atomic force microscopy of transformation toughening in ceria-stabilized zirconia. *J Eur Ceram Soc* 2005; 25(13): 3089-3096.
- Gremillard L, Chevalier J, Epicier T, Déville S, Fantozzi G. Modeling the aging kinetics of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 2004; 24(13): 3483-3489.
- Déville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; 27(10): 2186-2192.
- Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008; 4(5): 1440-1447.
- Kohorst P, Butzheim LO, Dittmer MP, Heuer W, Borchers L, Stiesch M. Influence of preliminary damage on the load-bearing capacity of zirconia fixed dental prostheses. *J Prosthodont* 2010; 19(8): 606-613.
- Sarafidou K, Stiesch M, Dittmer MP, Jörn D, Borchers L, Kohorst P. Load-bearing capacity of artificially aged zirconia fixed dental prostheses with heterogeneous abutment supports. *Clinical oral investigations* [Internet]. 2011; [fecha de acceso 13 de mayo de 2012]; disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21607567>
- Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 2008; 116(4): 381-386.
- Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Influence of artificial aging on the load-bearing capability of straight or angulated zirconia abutments in implant/tooth-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(5): 991-998.
- Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96(3): 154-164.
- Vasudeva Gaurav. Finite element analysis: a boon to dental research. *Internet Journal of Dental Science* [Internet]. 2009; [fecha de acceso 13 de mayo de 2012]; 6(2). Disponible en: <http://www.ispub.com/journal/the-internet-journal-of-dental-science/volume-6-number-2/finite-element-analysis-a-boon-to-dental-research.html>
- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26(2):77-81.
- Misch CE. *Dental Implant Prosthetics* [CD-ROM]. Elsevier Health Sciences; 2004.
- Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical periodontology and implant dentistry: basic concepts*. Blackwell Munksgaard; 2008.
- Tapered Screw-Vent Implant System - Product Catalog [Internet]. [Fecha de acceso 13 de mayo de 2012]; disponible en: http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_catImpSystems4860.pdf
- Okeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion* [CD-ROM]. Elsevier Health Sciences; 2007.
- Barbucci R. *Integrated Biomaterials Science* [CD-ROM]; Springer; 2002.
- Kayabaşı O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw* 2006; 37(10): 649-658.
- Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng* 1998; A 43: 231-236.
- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mat* 2004; 20(7): 655-662.
- RelyX Unicem 2 Automix - Technical Data Sheet [Internet]. [Fecha de acceso 13 de mayo de 2012]. Disponible en:

- http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UF6EVsSyXTtnxf218TXEVtQEVs6EVs6EVs6E666666--&fn=rx_u2_auto_tds.pdf
24. IPS e.max Ceram Scientific Documentation [Internet]. [Fecha de acceso 13 de mayo de 2012]. Disponible en: http://www.infinident.com/ecomaXL/get_blob.php?name=IPS_e.max_Ceram_Scientific_Doc.pdf
 25. Ozkurt Z, Kazazoglu E, Unal A. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. *Dent Mat* 2010; 29(2): 138-146.
 26. IPS e.max Press. Scientific Documentation [Internet]. [Fecha de acceso 13 de mayo de 2012]. Disponible en: <http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/9808/IPS+e-max+Press>
 27. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 319-325.
 28. Scortecchi GM, Misch CE, Benner K. Biomechanics. En: *Implants and restorative dentistry*. London: Martin Dunitz; 2001. p. 120-140.
 29. Won Joo. Zimmer Contour Ceramic Abutments Precision engineered for Strength, sthetics and clinical versatility. Zimmer Dental Inc [Internet]. 2008; [fecha de acceso junio 1 de 2012; disponible en: http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_artContCeramicA985.pdf
 30. Att W, Yajima N-D, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of preparation and wall thickness on the resistance to fracture of zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14: e196-e203.
 31. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthet Dent* 2008; 18(1): 17-22.
 32. Kim S, Kim H-I, Brewer JD, Monaco Jr EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009; 101(4): 226-330.
 33. Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater* 2011; 27(3): 298-303.
 34. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90(4): 325-331.
 35. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010; 30(1): 89-95.
 36. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1): 20-25.
 37. Ding X, Liao S-H, Zhu X-H, Zhang X-H, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11(4): 279-287.
 38. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol* 1997; 42(1): 11-17.
 39. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010; 4(2): 223-232.