

# Análisis lineal y no lineal de los esfuerzos en pilares de circonio preformados. Elementos finitos

Frank Marcel Roldán Valencia, Julio César Escobar Restrepo, Federico Latorre Correa, Junes Villarraga Ossa

*Grupo de investigación Biomateriales en Odontología, con la participación del Grupo de Diseño Mecánico de la Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia*

Recibido 18 de agosto de 2013. Aprobado 17 de octubre de 2014.

## LINEAR AND NONLINEAR ANALYSIS EFFORTS IN ABUTMENTS OF PREFORMED ZIRCONIUM. FINITE ELEMENT

ANÁLISE LINEAR E NÃO-LINEAR DE ESFORÇOS NOS PILARES DO ZIRCÓNIO PREFORMADOS. ELEMENTOS FINITOS

**Resumen** —Este estudio pretendió determinar el comportamiento mecánico entre pilares de Zirconio Zimmer® con anillo de Titanio en la base y sin ella, utilizando el método de análisis de elementos finitos. Métodos: se diseñaron dos modelos de pilar en Zirconio sobre implante, conformados además por un implante de Titanio Zimmer® tornillo de unión, hueso cortical y hueso esponjoso y una corona cerámica de un incisivo central superior. Se aplicó fuerza en sentido oblicuo con una magnitud de 200N, ascendiendo en escala de 200N hasta que algún elemento superara el límite de proporcionalidad. Se calcularon los esfuerzos von Mises para cada elemento. Resultados: No se observaron diferencias en la magnitud de los esfuerzos de von Mises entre el pilar con anillo de Titanio y sin él; (280,1 MPa con anillo en Titanio, 280,4 MPa sin él) pero sí en el tornillo y el implante, siendo menores los esfuerzos para el modelo con anillo de Titanio (474 MPa vs 576,7 MPa). El hueso y la corona reportaron no linealidad a 600N, implante y tornillo a 1000N y ambos pilares de Zirconio a 1400N. Conclusiones: Cuando el esfuerzo de precarga aplicado a ambos modelos es el recomendado, no hay diferencias entre los dos pilares.

**Palabras clave** — Comportamiento mecánico; método de elementos finitos; no-lineal; pilar de circonio.

**Abstract** — The purpose of this study was to determine the mechanical behavior between Zimmer® zirconium implant abutments with and without a titanium washer at their base, by using the finite element analysis (FEA). Materials and Methods: two models of a zirconium abutment on implants were designed, composed of a Zimmer® titanium implant a fixation screw, cortical and cancellous bone, and the ceramic crown of an upper central incisor. An oblique force was applied with a magnitude of 200N, ascending in a scale of 200N until any of the components of the model exhibited a nonlinear behavior. Von Mises stresses were calculated for each element. Results: No significant differences on von Mises stresses were observed between the abutments with and without a titanium washer (280,1 MPa with a titanium washer, and 280,4 MPa without it) but differences were found at the fixation screw and the implant: the stresses were lower in the model with a titanium washer (474MPa vs 576,7MPa). Both the bone and the crown exhibited non linearity at 600N, the implant and the screw at 1000N, and both zirconium abutments at 1400N. Conclusions: When the preload stress applied to both models is the adequate, no mechanical behavior differences between the abutments occur.

**Keywords** — Mechanical behavior; Zirconium abutment; Finite element method; Non linear.

**Sumário** — Este estudo procurou determinar o comportamento mecânico entre pilares de Zirconio Zimmer® com anel de Titânio na base e sem ela, usando o método de análise de elementos finitos. Métodos: Dois modelos de zirconio pilar no implante projetados

também formadas por um implante Titanium parafuso de ligação Zimmer®, osso cortical e osso esponjoso e uma coroa de cerâmica de um incisivo central superior. A força foi aplicada com um ângulo com uma amplitude de 200N, 200N escala crescente, até um elemento excedido o limite de proporcionalidade. Esforços von Mises, foram calculados para cada elemento. Resultados: Não foram observadas diferenças na magnitude dos esforços von Mises entre Titanium anel de encosto sem ele; (280,1 MPa Titanium anel, 280,4 MPa sem ele), mas no parafuso eo implante, com esforços menores para o modelo com anel de titânio (474 vs 576,7 MPa 15 MPa). Osso e coroa não-linearidade informou a 600N, implante de parafuso 1000N e zircônio dois pilares 1400N. Conclusão: Quando a pré-carga esforço aplicado para ambos os modelos é recomendado, não há diferenças entre os dois pilares.

**Palavras-chave** — Comportamento mecânico; método dos elementos finitos; não-linear; pilar de zircônio.

## I. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, los procedimientos de implantología oral han tenido un auge cada vez mayor, debido a su comportamiento biomecánico [1] y a la posibilidad de restaurar un diente perdido sin la necesidad de tallar los dientes vecinos al espacio edéntulo. Para conectar el implante con la prótesis se utilizan aditamentos llamados pilares, elaborados en metales como el Titanio y en cerámicas como el Zirconio. Estos últimos han tenido gran acogida para la rehabilitación en el sector anterior, debido a sus características mecánicas de alta resistencia a los esfuerzos y a la fractura [2], además de obtener restauraciones libres del “halo” azulado marginal muy observado en los pilares de Titanio [3].

El Zirconio es un tipo de cerámica altamente cristalina, la cual presenta tres formas cristalográficas a saber: monoclinica a temperatura ambiente, tetragonal o metaestable a los 1170°C hasta los 2300°C y fase cúbica desde los 2300°C hasta el punto de fusión a 2700°C [4]. La forma tetragonal es la utilizada en Odontología por tener las mejores propiedades mecánicas. Al ser un material altamente cristalino presenta propiedades como tenacidad y resistencia superiores [5]. Generalmente se recubre de otra cerámica más vítrea para darle propiedades estéticas y aspecto natural a la restauración obtenida [6]. Tiene una resistencia a la flexión de 900 a 1400 MPa, un módulo de elasticidad de 210 GPa, y una tenacidad a la fractura de 10 MPa/m<sup>1/2</sup> [7]. Posee una propiedad llamada “transformación resistente” descubierta por Garvie y colaboradores en 1975 y se explica como la capacidad que tienen los cristales ante la presencia de un esfuerzo (Una fractura, por ejemplo) de pasar de una fase tetragonal a una configuración monoclinica, esta última con un 4.4 % de volumen mayor que la tetragonal, lo que genera una presión sobre la falla y minimiza la 60 propagación de la misma, al aumentar la tenacidad del material [8].

La fase tetragonal se da en altas temperaturas (1470°C – 2010°C) y se estabiliza agregando dopantes como óxido de Calcio u óxido de Itrio, mientras que la monoclinica se da a temperatura ambiente y cambia a esta última forma cuando se somete a tensiones.

A diferencia de los pilares de titanio, a los de zirconio se les ha cuestionado su comportamiento mecánico en la

interfase pilar-implante ya que se ha argumentado que al ser materiales con propiedades mecánicas diferentes, podrían desarrollar un desgaste en las estructuras durante la función masticatoria o bajo cargas oclusales excesivas como las que se desarrollan durante la parafunción. Sin embargo no hay suficientes estudios que muestren si se puede dar una alteración de este pilar de Zirconio en la unión con el implante [8] y si dicha alteración pueda terminar afectando la estabilidad del sistema, debido a la creación de micromovimientos ocasionados por el desgaste de los materiales.

Este desgaste ha sido atribuido al contacto directo de rozamiento entre el Titanio y el Zirconio, ya que se acepta que las propiedades de tenacidad a la fractura de esta última son superiores a las del Titanio [4].

Se debe considerar, además, que en la porción cervical del pilar se presentan la mayoría de las fallas reportadas en algunos estudios entre los cuales están los realizados por Nimet y Adatia [9] y Aramouni y Zebouni [10] los cuales en ensayos in vitro reportaron que la zona de falla de los pilares se da en la porción cervical en contacto con la plataforma del implante.

Diversas investigaciones se han hecho para evaluar las características mecánicas de los pilares de Zirconio, en estudios in vivo e in vitro, arrojando generalmente resultados muy alentadores como una elevada tenacidad y buena resistencia.

El pilar de Zirconio de la casa Zimmer (Zimmer Dental1900 Aston Avenue Carlsbad, CA 92008-7308 USA) ofrece un diseño el cual tiene un anillo de Titanio en la base, el cual mejoraría la estabilidad y protegería todo el sistema, al mostrar un desgaste similar al del Titanio del implante, según especificaciones de la casa comercial. Estos hallazgos se realizaron a través de un estudio lineal de elementos finitos, cotejado con pruebas mecánicas [11] y hacen claridad en el aspecto de que se necesitan más estudios para confirmar los resultados. No se reportan más estudios que comparen estos pilares de Zirconio ya sea en pruebas in vitro o simuladas por computador.

El propósito de esta investigación fue evaluar a través de un método de análisis de elementos finitos, el comportamiento de dos pilares de Zirconio de conexión interna, uno que presenta anillo de Titanio en su base en relación a

otro sin el anillo y sometidos a esfuerzos incrementales en un estudio de elementos finitos lineal y no lineal.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Partiendo de la hipótesis de que existen diferencias significativas en el comportamiento biomecánico entre un pilar de Zirconio con anillo de Titanio y uno convencional sin el mismo, se hizo un estudio analítico-descriptivo-comparativo a través de modelación de elementos finitos en 3D. Se analizaron las variables de esfuerzos máximos principales (tensiles), esfuerzos mínimos principales (compresivos), de intensidad máxima (cizalladura) y von Mises.

El método de elementos finitos es un sistema numérico para recrear sistemas estáticos y dinámicos que con algunas condiciones permite simulaciones dinámicas con un alto poder de análisis. Este método ofrece significativas ventajas como es poder hacer pruebas claras, repetibles y objetivas con gran rapidez, se pueden recrear fácilmente diversas situaciones y tiene valor predictivo [12]. Ha sido aplicado también a la investigación sobre implantes generalmente en situaciones de carga lineal, pero esto último se limita al comportamiento elástico, por lo que se optó por hacer una modelación no-lineal adicional para evaluar el comportamiento plástico.

Para este estudio se hizo un modelo geométrico tridimensional del conjunto implante-pilar de la casa Zimmer, utilizando para ello un software CAD, Solid Works® (Versión 2010). A partir de este diseño se elaboraron dos modelos, uno para cada tipo de pilar, a cada uno se le aplicaron las cargas de 200N hasta 1400N con un vector de fuerza oblicuo (Fig. 1). La carga inicial de 200N corresponde a la carga oclusal normal reportada por la literatura [21] para el sector anterior de la boca [15].

Una vez obtenidos, se exportaron a un software de elementos finitos Solid Works Simulation®, para realizar el análisis del comportamiento mecánico de la estructura. Se emplearon 459872 elementos sólidos tetraédricos y

626522 nodos para ambos modelos, geoméricamente similares.

### *Geometría y Diseño*

Se modeló el sistema de implante Zimmer con su respectivo pilar de Zirconio para un solo diente anterior, incisivo central superior. El implante modelado tiene 13 mm de longitud x 3.7 mm de diámetro y 3,5 mm de diámetro de plataforma *Tapered Screw-Vent Implants* TSVB13 (Zimmer Dental 1900 Aston Avenue Carlsbad, CA 92008-7308 USA) de superficie rugosa, de hexágono interno. También se modeló un pilar de Zirconio precontorneado recto, de conexión interna hexagonal, con un perfil de emergencia de 4,5 mm y una altura del margen vestibular de 1,0 mm, Zimmer Contour Ceramic Abutments ZRA341S (Zimmer Dental 1900 Aston Avenue Carlsbad, CA 92008-7308 USA) con su respectivo tornillo de Titanio para unirlos al implante. Se incluyó en el diseño, el modelado del anillo de Titanio en la base del pilar que presenta esta casa comercial y que entra en contacto con la superficie interna del implante. Para el modelo sin anillo de Titanio se tuvieron en cuenta las especificaciones anteriores, pero obviando este último.

Se escogió esta casa comercial ya que es la que ofrece el pilar preformado con las características a analizar (anillo en Titanio) y además está respaldada por estudios serios con evidencia científica.

El hueso de soporte para ambos modelos, corresponde a un tipo DII descrito por Lekholm y Zarb [14], como un hueso compuesto por una capa de hueso cortical rodeando un núcleo delgado de hueso trabecular denso y será modelado a partir de un corte sagital del maxilar, incluyendo el hueso alveolar y cortical. Dadas las condiciones del modelado se asumirá una oseointegración del 100 %.

Se incluyó además el modelo de una corona completamente cerámica (Disilicato de Litio) con un recubrimiento de capa de E-max-Ceram (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein), cementada al pilar con cemento resinoso,

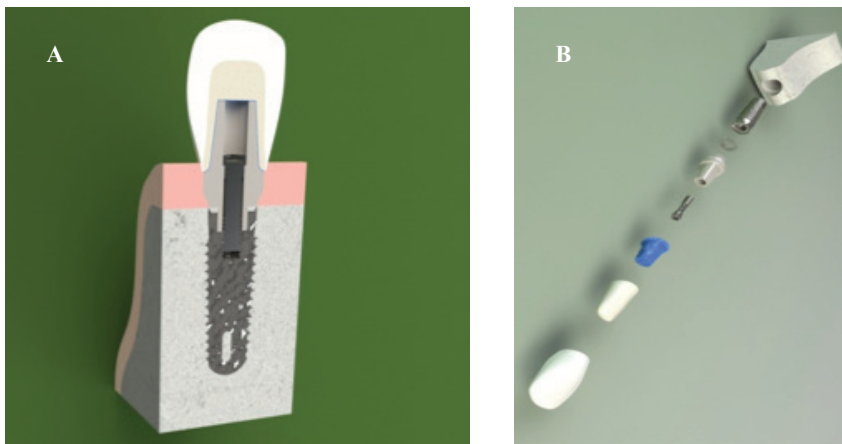


Fig 1. (A) Modelo sin anillo, corte sagital, (B) Modelo con anillo, desensamblado

para simular la estructura completa en condiciones clínicas normales. Se escogió un implante para un incisivo central superior, ya que el pilar que es 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. Las restauraciones en esta zona están sometidas principalmente a cargas oblicuas con respecto a su eje central, generalmente en la cara lingual, tanto al realizar movimientos céntricos como excéntricos.

#### Malla

En el desarrollo del proyecto se diseñó un modelo geométrico tridimensional del conjunto implante-pilar ya descrito, utilizando para ello un software CAD, Solid Works®, generando el modelo tridimensional final. Para el análisis del comportamiento mecánico de la estructura se realizó un análisis elástico lineal estático donde se utilizaron elementos tetraédricos (elementos que permiten tres grados de libertad traslacional y tres rotaciones, por nodo) con el fin de obtener una mejor aproximación de las geometrías de las partes, de esta manera se obtuvo una malla

tridimensional de elementos finitos de los componentes que conforman el modelo. (Tabla 1 y Fig. 2).

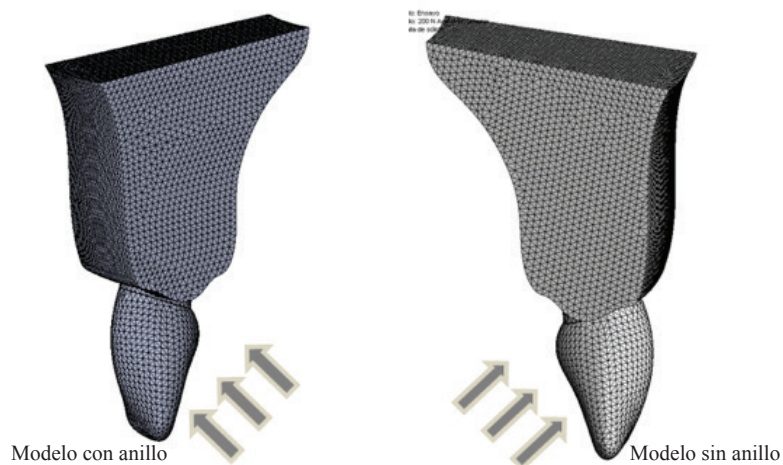
Para cada una de las estructuras del modelo se obtuvo el esfuerzo y el desplazamiento, se utilizaron las constantes elásticas, (módulo elástico de Young: propiedad de los materiales que equivale a la pendiente de la curva de esfuerzo contra la deformación en el rango elástico y la razón de Poisson que es una constante elástica de los materiales que indica la relación entre la deformación axial y lateral) para cada uno de los elementos que se van a analizar, (Tabla 2).

Para obtener los valores de deformación permanente, se utilizaron cargas que generan una deformación plástica. La curva de esfuerzo/deformación se extendió sobre el nivel de resistencia máxima, se evaluó la resistencia a la flexión, resistencia transversal o módulo de ruptura.

Es menester suministrarle al sistema los valores de los límites de fluencia o límites máximos elásticos de los materiales de que está hecho el modelo, Titanio, Zirconio, cerámica y hueso alveolar, que se obtienen de pruebas in vitro de esfuerzo - deformación (Tabla 2).

**Tabla 1.** Detalles de la malla de los modelos estudiados

	Con anillo Ti	Sin anillo Ti
Tipo de Malla	Elementos sólidos tetraédricos	Elementos sólidos tetraédricos
Mallado utilizado	Estándar	Estándar
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden	Elementos cuadráticos de alto orden
Puntos jacobianos	4	4
Tamaño de elementos	0,5 mm	0,5 mm
Tolerancia	0,025 mm	0,025 mm
Número total de nodos	626522	626522
Número total de elementos	459872	459872
Máxima relación de aspecto	51.859	51.859



**Fig. 2.** Modelo completo con el enmallado para ambos modelos

Se le asignó al tornillo de unión un valor de precarga de 30N acorde con lo recomendado por la casa fabricante para mantener ensamblado todo el sistema. Después de asignar este valor de precarga al tornillo, los demás modelos fueron cargados con una fuerza de mordida promedio de 200N para el sector anterior reportada por la literatura [19] y aplicada sobre la superficie de las coronas en un ángulo de 45o. La carga aplicada al modelo se fue haciendo paulatinamente más intensa, con incrementos de 200N hasta alcanzar los 1400N y se observó el comportamiento de los modelos en estas situaciones hasta alcanzar un punto límite donde se reporta la máxima resistencia de los materiales.

Se realizó un análisis de convergencia para el modelo tanto para los desplazamientos como para los esfuerzos, con un criterio de error del 2 %.

### III. RESULTADOS

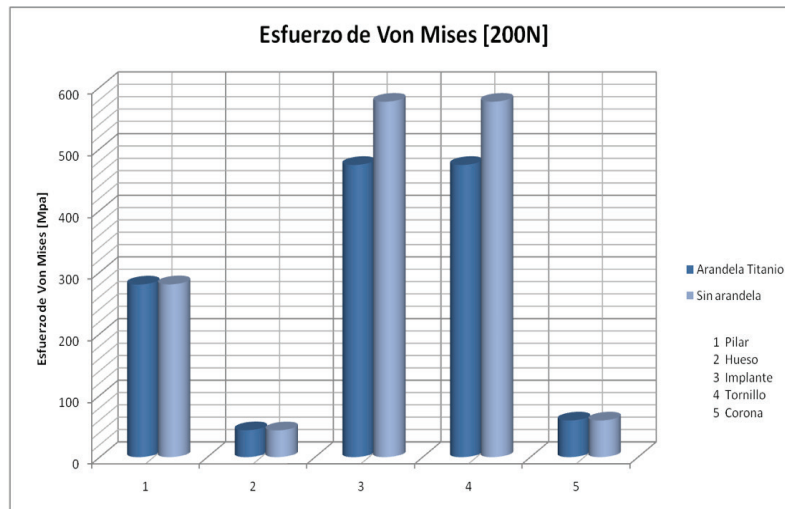
El programa de elementos finitos, proporciona una escala de valores, en donde los resultados negativos determinan las zonas de compresión y los positivos las zonas de tensión.

Para la descripción de resultados, se tomaron las cargas más representativas, que mostraban comportamientos de interés en algún elemento del sistema. Estas cargas fueron 200N, 600N, 1000N, 1400N.

El reporte de los resultados se hizo de manera descriptiva y se adicionó la gráfica correspondiente a los esfuerzos von Mises, en el análisis comparativo de la distribución de los esfuerzos sobre el sistema implante-pilar con y sin anillo de titanio, se evaluaron a una carga de 200N los esfuerzos de von Mises, principal máximo y mínimos compresivos principales. (Tabla 3 y Gráfica. 1)

En el modelo con anillo, el pilar de Zirconio, mostró un esfuerzo von Mises de 280,1 MPa, concentrado en el anillo de titanio en vestibular y en la parte interna del hexágono donde se ubica el tornillo, Fig. 3.

El esfuerzo principal (P1) de 423,3 MPa sobresaliente en la parte interna del hexágono en la cara palatina donde se ancla el tornillo. El esfuerzo principal compresivo (P3) fue de 198,1 MPa y por último el de cizalla de 151,9 MPa a nivel del orificio para el tornillo, en palatino.



Gráfica 1. Comparativo esfuerzos von Mises a 200N de cada elemento en ambos modelos.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados

MATERIAL	E (MPa)			ν			LÍMITE DE DE FLUENCIA
	X	Y	Z	XX	XY	XZ	
Hueso esponjoso [15,16]	315	390	942	0,295	0,10	0,115	60-120*MPa
Hueso cortical [15,16]	10,300	14,200	27,000	0,295	0,10	0,115	60-120MPa
Implante oseointegrado Titanio [17-19]	110,000	110,000	110,000	0,33	0,33	0,33	1050MPa
Tornillo del pilar Titanio [20]	110,000	110,000	110,000	0,33	0,33	0,33	1050MPa
Pilar de Zirconio [11,21,22]	200,000	200,000	200,000	0,27	0,27	0,27	900MPa
Cementoresinoso [23]	8,000	8,000	8,000	0,300	0,30	0,300	48 Mpa
Corona feldespatica IPS e Max ceram [24]	69,000	69,000	69,000	0,280	0,28	0,280	120MPa*
Cofia cerámica endisilicato de litio (IPS e Max press) [25]	95,000	95,000	95,000	0,260	0,26	0,260	350MPa*

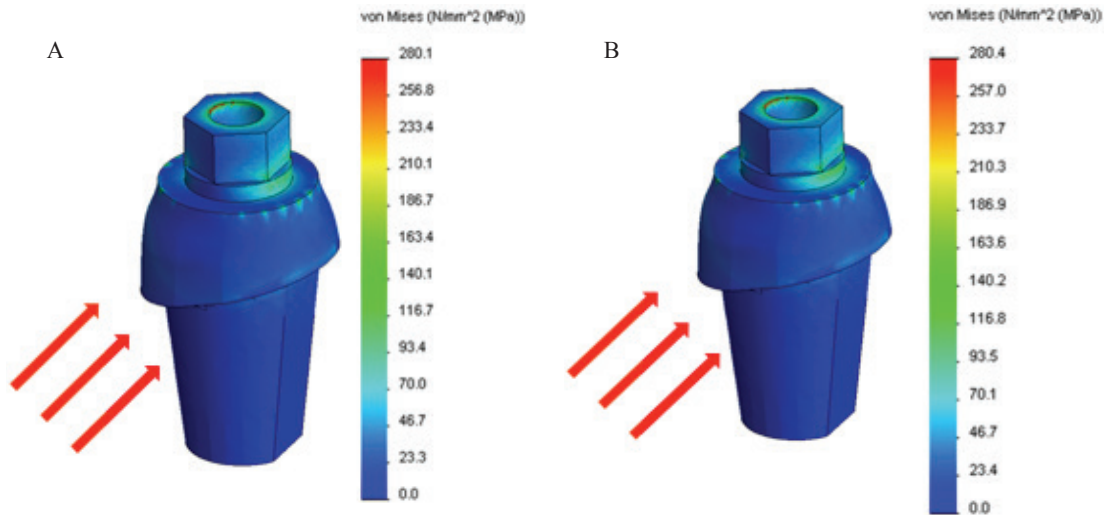


Fig. 3. Esfuerzos von Mises a 200N sobre el pilar de Circonio con anillo de titanio(A) y sin anillo (B)

En el modelo sin anillo, el Pilar de Zirconio desarrolló un von Mises de 280,4MPa y mostró estar concentrado especialmente a nivel de la base del pilar en contacto con la plataforma implantaria y a nivel del hexágono interno en donde se inserta el tornillo, Fig. 3. El esfuerzo de tensión fue de 423,9 MPa, localizado en la rosca interna del hexágono en palatino. El esfuerzo Compresivo fue de 209,2 MPa en el mismo lugar que el tensil y también en la zona externa del hexágono. Los valores del esfuerzo compresivo son ligeramente superiores en magnitud en el modelo sin anillo. El esfuerzo de Cizalla fue de 151,95 MPa, concentrado en la misma zona que el von Mises.

El hueso de soporte en el modelo con anillo, mostró un esfuerzo de von Mises de 43,7 MPa concentrado en la periferia de la plataforma implantaria, Fig. 4. El esfuerzo tensil fue de 62,3 MPa a nivel de la plataforma implantaria palatina. El esfuerzo compresivo fue de 67,9

MPa y Cizalla de 26,26 MPa muy leve a nivel de la plataforma implantaria en toda su periferia. Para el modelo sin anillo el von Mises fue de 43,7 MPa localizado a nivel de la plataforma implantaria, especialmente en palatino, Fig.4. El esfuerzo tensil fue de 62,3 MPa concentrado en la plataforma implantaria en palatino. Tanto el esfuerzo Compresivo (67,9 MPa) como el de Cizalla (26,26 MPa), se concentraron en la plataforma implantaria (Fig. 4).

En el modelo con anillo, el implante reportó un von Mises de 474 MPa ubicado en la periferia vestibular y palatina de la plataforma.

Dentro del sistema resalta el esfuerzo tensil (P1) de 626,3 MPa ubicado en la periferia de la plataforma, y el Compresivo (P3) de 626,3 MPa concentrado en la plataforma en vestibular. El esfuerzo de cizalladura de 328,3 MPa también en la periferia de la plataforma, tanto en vestibular como en palatino.

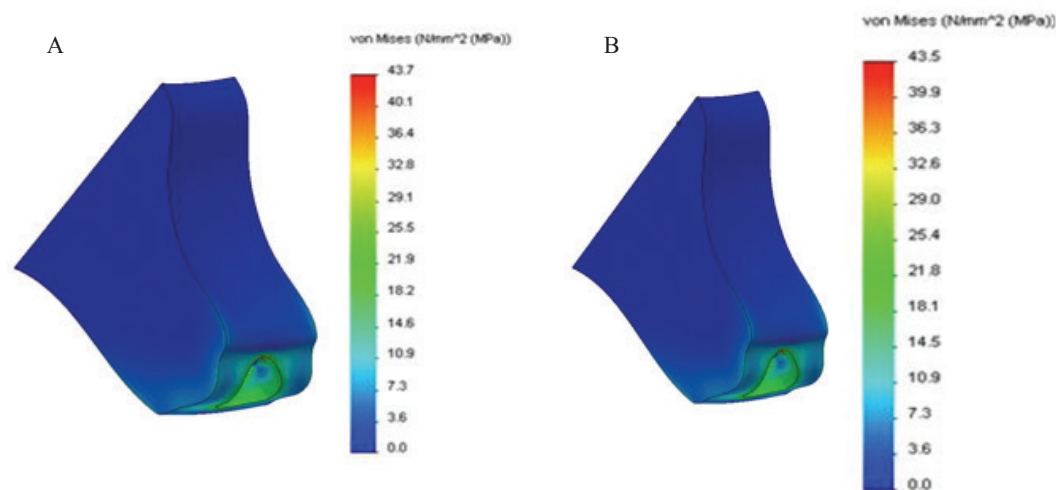


Fig. 4. Esfuerzos von Mises a 200N sobre el hueso de soporte en el modelo con anillo de titanio(A) y sin anillo (B)

En el modelo sin anillo, se observó un von Mises 576,7 MPa concentrado a nivel de la plataforma en la zona de contacto con el pilar y también a nivel de la rosca interna del hexágono a nivel de la cabeza del tornillo.(Fig. 5). El esfuerzo Tensil fue de 622,6 MPa, localizado a nivel de la plataforma en palatino. El esfuerzo Compresivo fue de 484,4 MPa en la plataforma en vestibular y a nivel del hexágono interno también en vestibular. El esfuerzo de cizalla fue de 328,7 MPa con localización similar al von Mises.

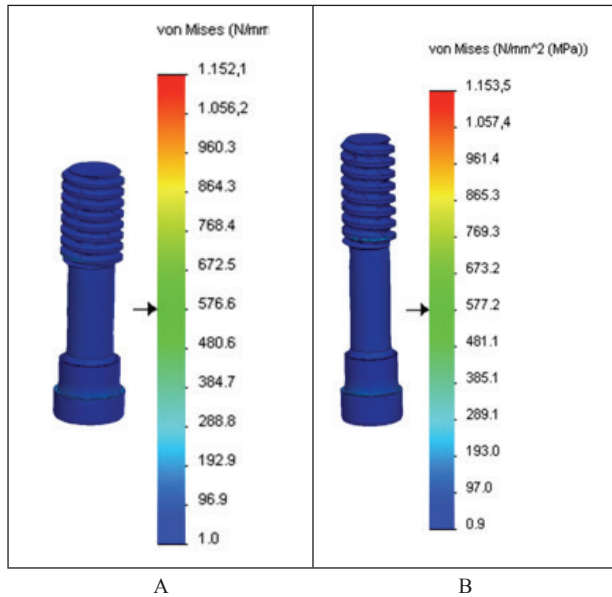


Fig.5. Esfuerzos von Mises a 200N sobre el tornillo en el modelo con anillo de titanio(A) y sin anillo (B)

Por su parte, el tornillo, en el modelo con anillo, desarrolló esfuerzos von Mises de 474 MPa concentrados en la cabeza y en la primera rosca, (Fig. 6). Los esfuerzos tensiles (P1) fueron los de mayor magnitud, 626,3 MPa se ubicaron en la primera rosca y en la cabeza del tornillo. El esfuerzo compresivo (P3) fue de 481,81 MPa. El esfuerzo de Cizalladura (Cortante) fue de 328,3 MPa también ubicado en la primera rosca y cabeza del tornillo.

En el modelo sin anillo, el Tornillo presentó un von Mises 576,7 MPa concentrado en la cabeza del tornillo y en la primera rosca. (Fig. 6). El tensil 622,6 MPa especialmente en la cabeza del tornillo y algo menos en la primera rosca. Presentó esfuerzo Compresivo de 464,4 MPa a nivel de la cabeza del tornillo y Cizalla de 328,7 MPa especialmente en la primera rosca del mismo.

La corona arrojó un von Mises similar para ambos modelos de 59,5 MPa concentrados en palatino y vestibular en los márgenes de la restauración, además de la superficie palatina donde se aplicó el esfuerzo. Los esfuerzos tensiles, compresivos y de cizalla para ambos modelos presentaron valores similares, (Tabla 3). El esfuerzo tensil

fue de 38,1 MPa ubicado a nivel del margen vestibular. El Compresivo fue de 68,6 MPa y Cizalla de 34,3 MPa.

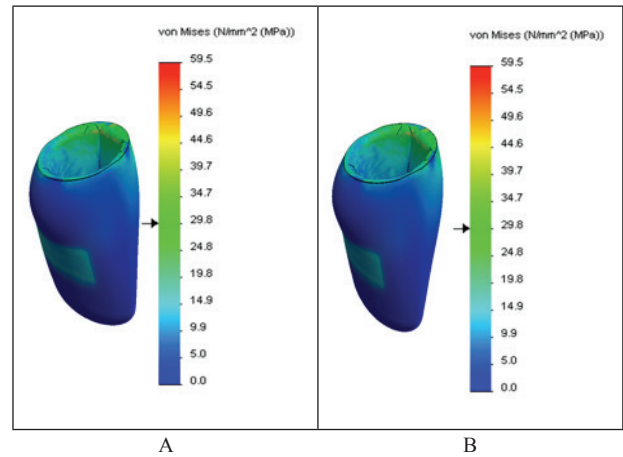


Fig. 6. Esfuerzos von Mises a 200N sobre la corona en el modelo con anillo de titanio (A) y sin anillo (B)

#### IV. ENSAYO NO-LINEAL

Para la evaluación del comportamiento no lineal o plástico, ambos modelos se sometieron a cargas ascendentes con incrementos de 200 N hasta alcanzar un punto límite donde se reporta la máxima resistencia de los materiales. Los ensayos se continuaron hasta que cada uno de los elementos empezó a mostrar un comportamiento no lineal. De esta escala de cargas, se seleccionaron para el análisis no lineal, la correspondiente a 600 N, 1000 N y 1400 N y se reportaron los hallazgos en esfuerzos máximos y mínimos von Mises para cada elemento que superó el límite de fluencia (Tabla 4).

La tabla muestra las cargas a las cuales fallaron los componentes, se asumió que después de la falla inicial del hueso y la corona, el comportamiento de los otros elementos fue confiable, esto se asumió con el fin de aproximar los valores de falla de los otros elementos.

En el modelo con anillo, el hueso de soporte mostró un von Mises de 134,4 MPa concentrado en palatino a nivel de la plataforma del implante. El hueso a esta magnitud de carga, superó su módulo de elasticidad y comenzó a mostrar deformación plástica. En el modelo sin anillo, se observó un von Mises de 139,8 MPa localizado en la plataforma del implante. El hueso a esta magnitud de carga, también superó su módulo de elasticidad y comenzó a mostrar deformación plástica.

En ambos modelos, la corona cerámica mostró un comportamiento que superó su límite elástico a 600 N, la cual supera el límite de fluencia de la cerámica de recubrimiento feldespática reportado como de 120 MPa. Se observó un esfuerzo von Mises de 173,8 MPa para el modelo con anillo de titanio y de 173,7 MPa para el modelo sin anillo. Ambos esfuerzos se concentraron en el margen

**Tabla 3.** Comparación de los esfuerzos (MPa) en el sistema implante-pilar con y sin anillo de titanio ante una carga de 200 N

Element	Stress MPa	Model without a titanium washer	Model with a titanium washer
Pilar zirconio	von Mises	280,4	280,1
	Máximo principal (P1)	423,9	423,3
	Mínimo principal (P3)	209,2	198,1
	Cortante	151,95	151,8
Hueso	von Mises	43,5	43,7
	Máximo principal (P1)	64,9	62,3
	Mínimo principal (P3)	69,1	67,9
	Cortante	32,85	26,265
Implante	von Mises	576,7	474
	Máximo principal (P1)	622,6	626,3
	Mínimo principal (P3)	484,4	481,5
	Cortante	328,7	328,3
Tornillo	von Mises	576,7	474
	Máximo principal (P1)	622,6	626,3
	Mínimo principal (P3)	484,4	481,8
	Cortante	328,7	328,3
Corona	von Mises	59,5	59,5
	Máximo principal (P1)	38,1	38,1
	Mínimo principal (P3)	68,6	68,6
	Cortante	34,3	34,35

vestibular y también en menor medida, en la superficie palatina. En este punto, se considera que la corona debería presentar algún tipo de falla, como fractura de la cerámica de recubrimiento o agrietamiento, lo cual justificaría el recambio clínico de la misma. Esta magnitud de carga no se reporta en la literatura como característica de esta zona de la boca.

En el modelo con y sin anillo, el tornillo y el implante superaban el límite de fluencia de la aleación de Titanio a un von Mises de 1136,4 MPa y 1139,3 MPa respectivamente. (Tabla 4).

**Tabla 4.** Comparación de los esfuerzos von Mises (MPa) en el sistema implante-pilar con y sin anillo de titanio ante una carga de 600 N, 1000N y 1400N Comportamiento no lineal.

Load (N)	Element	Model with a washer Von Mises MPa	Model without a washer Von Mises MPa
600	Corona	173,8	173,7
	Hueso	134,4	139,8
1000	Implante	1136,4	1139,3
	Tornillo	1136,4	1139,3
1400	Pilar Zirconio	1085,8	1017,5

Se debe hacer claridad que a este momento del estudio, el modelo ya presenta comportamiento no lineal en otras estructuras como la corona y el hueso, por lo que los datos reportados son simplemente aproximaciones, ya que los mismos pueden estar viciados por el comportamiento

impredecible de las estructuras que, según el software, ya presentaron algún tipo de plasticidad.

El implante tanto en el modelo con anillo de Titanio como en el modelo sin anillo, no se observaron diferencias entre ellos, con un von Mises de 1136,4 MPa y 1139,3 MPa respectivamente, ubicados en el margen de la plataforma. Estos hallazgos son muy similares a los del tornillo de ambos modelos, probablemente porque son los elementos que reciben directamente la precarga y además están hechos de la misma aleación. A esta magnitud de esfuerzo aplicado, también se espera que el implante presente un comportamiento plástico

A una carga de 1400N, el valor von Mises muestra que en este punto se superó el límite elástico del Pilar de Zirconio, por lo que se considera que este elemento ha iniciado un comportamiento no lineal. Este elemento como los demás materiales de estructura similar, es muy resistente a los esfuerzos compresivos.

Debido a que en este momento el modelo ya presentó comportamiento plástico de las demás estructuras, sólo se tuvo en cuenta el pilar de Zirconio para el reporte de los resultados.

## V. DISCUSIÓN

La literatura actual es muy limitada en cuanto a estudios que validen o refuten la utilidad de adicionar elementos como un anillo de titanio a un pilar de Zirconio para evitar posibles daños al sistema implante-pilar. Los estudios de modelación tridimensional para este fin son escasos, limitándose a los reportes de la casa comercial



Zimmer [11] por lo que la información en el presente estudio será comparada y complementada por estudios de ensayos mecánicos y con el de la casa fabricante. En este estudio, los esfuerzos máximos de todo el sistema, afectaron principalmente al tornillo de fijación cerca de las áreas de mayor deformación, es decir, la cabeza del mismo y las roscas, así como al implante en la rosca donde se inserta el tornillo. Esta observación es comprensible, ya que ambos elementos están sometidos a un esfuerzo de precarga de 30 N, el cual actúa permanentemente y podría modificar el comportamiento del modelo una vez que es sometido a las cargas oclusales. Dicho valor de precarga es el que recomienda la casa fabricante y simula el que se aplica a los implantes rehabilitados en situaciones clínicas reales con el fin de mantener ensamblado todo el sistema de implante-pilar para evitar micromovimientos entre las partes y hacer el sistema más resistente a las fracturas [27-32]. Esto concuerda con lo encontrado en estudios como el de Lang *et al.* [27], quienes en el 2003 proponen que la precarga del tornillo es fundamental para mantener el implante en capacidad funcional para sostener una prótesis.

Para determinar el esfuerzo de precarga adecuado, se modeló dos sistemas de implantes de conexión externa e interna y a través del método de elementos finitos, se aplicó cargas desde 0 N hasta 64 N. Se añadió al software el coeficiente de fricción indicado para la aleación y se usó un programa matemático para obtener los resultados de cada esfuerzo aplicado. Se determinó que 32 N de apretamiento es la magnitud de esfuerzo ideal para lograr este objetivo. El apretamiento se traduce en una precarga que está dentro del 75 % del esfuerzo máximo elástico tolerado por la aleación del tornillo sin que se deforme y permite mantener unidos el pilar y el implante de forma eficiente. El estudio *in vitro* de Dittmer [28] en el 2011, comparó diferentes tipos de conexiones de pilar/implante, internas y externas, para determinar cómo la carga cíclica afectaba la resistencia final de los materiales de que estaban hechos. Hizo seis grupos con diferentes conexiones cada uno, conformado por 10 implantes y dividió cada uno de los grupos en dos, uno para la prueba estática y otro similar para la prueba cíclica. Utilizó una máquina de ensayos universal para aplicar carga estática y obtener una curva de esfuerzo deformación y un simulador de masticación para aplicar un millón de esfuerzos cíclicos previos a la prueba estática. Comparó ambas curvas de esfuerzo, la del grupo sin previa carga cíclica y la del grupo gemelo con carga previa cíclica. Encontró que el tipo de conexión que fue menos afectada por el esfuerzo cíclico, fue la conexión hexagonal interna y que parte de su desempeño se debía a la precarga del tornillo el cual era un factor importante para hacer el sistema muy resistente a la fractura o a la pérdida del tornillo. Lars [29] en el 2008, en un estudio *in vitro* comparó diferentes tipos de conexiones y su resistencia a la fractura, al ser sometidas a esfuerzos cíclicos. Establece que el

esfuerzo de precarga es muy importante para mantener las partes del sistema implante/pilar unidas y volverlo muy resistente a las fallas mecánicas de la conexión. Comparó seis grupos de implantes con diferentes conexiones, conformados por 16 implantes cada uno. Lars concluyó que los sistemas de conexión interna eran más resistentes que los de conexión externa y que el tipo de conexión jugaba un papel importante junto con la precarga del tornillo en la estabilidad del sistema.

Gomes y Montero [30] en el 2011, en su revisión sobre pilares de Zirconio, afirman que no debe haber más de 5° de libertad de movimiento rotacional entre las partes para evitar la pérdida de la precarga del tornillo. Las microseparaciones entre pilar e implante se convierten en sitios de concentración de esfuerzos que actúan en detrimento de la estabilidad de la prótesis o incluso afectan los tejidos peri-implantares. Esta mínima tolerancia aunada al esfuerzo de precarga, puede hacer que conjunto implante-pilar se comporte como un solo cuerpo.

De esta forma, al analizar ambos pilares, a un esfuerzo oclusal de 200 N, no se encontraron diferencias entre el pilar con anillo de titanio y sin el mismo porque ambos permanecen unidos por un esfuerzo de abrazadera [31] o compresivo generado por la deformación elástica del tornillo aplicada en la precarga y por la confiabilidad de tolerancia entre las partes maquinadas que brinda la casa comercial. Esto discrepa con lo encontrado y referenciado en el reporte de la casa comercial Zimmer [11] en el 2007, donde ellos encuentran una diferencia significativa en los esfuerzos máximos principales de 13.4 % más bajo para el pilar con anillo de titanio. Sin embargo, esta diferencia en los esfuerzos von Mises entre los dos pilares, con anillo y sin anillo en este estudio de la casa Zimmer, puede estar condicionado a que su modelación no fue completa. En nuestro estudio la diferencia de esfuerzos es mínima (280,1 MPa con anillo en Titanio, 280,4 MPa sin anillo de Titanio), lo que permite concluir que en situaciones de esfuerzo dentro de los rangos clínicos normales, aplicando la precarga correcta, ambos diseños pueden desempeñarse adecuadamente.

El esfuerzo de precarga y su efecto de abrazadera pueden perderse por la acción de esfuerzos pequeños y cíclicos en dirección oblicua que generen micromovimientos y provoquen a su vez la relajación de las irregularidades superficiales del tornillo que están en contacto con las roscas del implante y que permiten mantener una traba mecánica que mantiene la energía de la precarga almacenada. También las cargas oclusales constantes, así como la tolerancia entre las conexiones juegan un papel importante en la pérdida de la precarga [34,35].

En una situación donde el esfuerzo de precarga se perdiera o se diera un aflojamiento del tornillo con un desarrollo de micromovimientos entre el pilar y el implante, se podría considerar el riesgo de desgaste de la superficie del

titanio del implante al entrar en rozamiento con el Zirconio del pilar sin anillo [8,34].

Un estudio *in vitro* realizado por Yüzügüllü y Avcı [8] evaluó los cambios en la interface pilar/implante comparando pilares de alúmina, zirconia y titanio Procera, de hexágono externo en contacto con la superficie de titanio de un implante convencional. Utilizaron quince modelos, cinco para cada material y los sometieron a esfuerzos cíclicos con una máquina Instron para luego medir la desadaptación entre las superficies del pilar y el implante a través de microscopía electrónica. Los resultados mostraron que no había diferencias significativas en las medidas de la desadaptación entre los tres grupos, excepto para los pilares de titanio que mostraron una desadaptación mayor en la superficie palatina, mientras que en los pilares de Zirconio estas medidas fueron las más pequeñas. Los autores argumentan que los hallazgos en los modelos con pilares de Zirconio se debían probablemente al desgaste que se presenta en el metal cuando entra en contacto con una cerámica altamente cristalina como el Zirconio y que este desgaste ocasionaba un acercamiento de las superficies. No detectaron rastros de partículas de desgaste porque los modelos fueron cuidadosamente lavados antes de las pruebas con el microscopio electrónico. En este punto, el reporte de Zimmer [11] argumenta que en un eventual aflojamiento de las partes, al darse un rozamiento entre superficies metálicas se puede crear un fenómeno de “auto-pulido” mejorando la estabilidad del sistema a largo plazo. Esto es argumentado también por Campbell [28] y McKellop [33] en sus estudios quienes reportaron fenómenos de abrasión por rozamiento entre metal y metal con aleaciones de Co-Cr utilizadas en los implantes de rodilla y cadera; más no entre titanio y titanio como sería el caso particular de un implante y un pilar dental. Se debe aclarar también que dicho rozamiento es inherente a las prótesis de uso ortopédico, pero no es deseable que ocurra entre las partes de un implante dental.

Al observar los resultados de los esfuerzos a 200N así como las gráficas de distribución de los esfuerzos von Mises en cada elemento (Figs. 4, 5, 6), se evidencia que el esfuerzo transmitido para ambos modelos con y sin anillo de titanio, está, en su mayor parte concentrado en el tornillo de fijación en la cabeza y en las primeras roscas como también al implante en la rosca interna. Este patrón de distribución de esfuerzos es similar al observado por Teja [34] en el 2008, quien utilizó el método de elementos finitos y métodos probabilísticos, para determinar la probabilidad de alcanzar la precarga ideal a partir de diferentes cargas de torque aplicados al tornillo. Sus hallazgos sugieren que la precarga se concentra en la cabeza y las roscas primeras del tornillo, de forma similar a lo reportado por este estudio y que la precarga indicada para mantener un efecto de abrazadera efectivo es la que se mantiene dentro del 60 %-75 % del límite de fluencia del material de que están hechos los tornillos de ensamble.

Los esfuerzos von Mises de los modelos ensamblados, se concentraron en la zona de la plataforma implantaria, coincidiendo con otros estudios. [13] Nimet y Adatia [9], utilizaron treinta pilares de Zirconio unidos con tornillos de titanio a una base de acero, para determinar los efectos de la reducción clínica de estos pilares en su resistencia final. Los sometieron a esfuerzos en una máquina Instron hasta presentar fractura del pilar. La falla del pilar ocurría con fuerzas que excedían los valores promedios de fuerza en la zona de dientes anteriores. También concluyeron que la zona de falla se encontraba cerca a la cabeza del tornillo, en la zona de la interfase pilar/análogo. Yildirim y Fischer [35] en un estudio *in vitro* parecido al anterior, reportaron hallazgos similares, al encontrar que la fractura de los pilares se originó principalmente de la porción cervical de los pilares cerámicos en el área cercana al tornillo y a la plataforma del implante. Esta parte de la restauración probablemente sufría la mayor concentración de esfuerzos causada por el efecto de palanca. Chun-Li *et al.* en el 2008 [36], utilizó un análisis de elementos finitos no-lineal tridimensional para observar el comportamiento biomecánico de diferentes combinaciones de diseños de implantes, condiciones de carga, posición de los implantes y lechos óseos. Encontró que la distribución de esfuerzos se dio principalmente a nivel de la porción cervical del implante en el sitio donde se une con el pilar en condiciones de lechos óseos tipo II según Lekholm y Zarb, similar a los resultados observados en el presente estudio. Esto muestra que en el tornillo y el implante, es donde se aprecia una diferencia marcada entre los esfuerzos von Mises reportados por este estudio, siendo mayores los arrojados por el pilar sin anillo de Titanio en la base. Se puede explicar esto, debido a que el Zirconio presenta una tenacidad a la fractura muy elevada y además ésta se incrementa con los fenómenos de transformación de fase que sufre, [4] lo que no permite deformación elástica amplia y así los esfuerzos aplicados serían transmitidos directamente al tornillo y al implante de Titanio.

En el modelo con anillo de Titanio en la base, se espera que este último, al estar hecho de un material con una tenacidad menor y un comportamiento elástico más amplio que la cerámica, funcionaría como un disipador de dichos esfuerzos, absorbiendo parte de los mismos y por lo tanto reduciendo el esfuerzo final que se transmite al tornillo y al implante. Este comportamiento elástico del anillo de Titanio, es coherente con lo señalado por el reporte de Zimmer en el cual afirman que la elasticidad de este anillo, permite mayor tolerancia a esfuerzos cíclicos y además consigue almacenar la energía de la precarga más eficientemente con lo que el tornillo es afectado en menor medida por estos esfuerzos [11].

De todas maneras, los modelos completos, así como las partes del mismo, se comportaron dentro de los límites de fluencia de los materiales de que están hechos y

toleraron fácilmente el esfuerzo de 200 N correspondiente a la carga oclusal normal en esta zona de la boca.

Antes de hacer el análisis no-lineal de los modelos, es de aclarar que los estudios disponibles de elementos finitos, se han limitado a realizar análisis lineales que representan situaciones de carga y descarga de un modelo, dentro de un límite de fluencia, lo cual no siempre corresponde a la situación real que se encuentra en un ambiente intraoral. En estas condiciones es posible encontrar cambios en la interrelación de los objetos del modelo, cambios en la configuración geométrica de los mismos y diferentes comportamientos de los materiales que conforman el modelo. También pueden ser afectados por la temperatura y la presión constante y cíclica. Debido a estos hallazgos, un análisis no-lineal es una aproximación más exacta para predecir el esfuerzo y la presión dentro de estructuras en situaciones más reales que no pueden ser resueltas por un modelo estático lineal [33]. Todos estos hallazgos permiten concluir que el análisis no lineal de un material o un modelo, permite obtener información más acertada y aproximada al comportamiento real del objeto de estudio.

Es de anotar, la dificultad para obtener los datos relacionados con los límites de fluencia para los materiales de que están hechos cada uno de los elementos del modelo, especialmente cuando se trata de aleaciones o composiciones químicas y cristalográficas específicas de algún fabricante, por lo que a veces es necesario utilizar la información obtenida de otras fuentes como estudios o textos relacionados.

A 600N de carga aplicada, este estudio reporta que el hueso y la corona cerámica comienzan a presentar un comportamiento plástico ya que superan el límite de fluencia reportado para cada material. [27,35]. Es de resaltar sin embargo, que el hueso tiene características anisotrópicas y viscoelásticas [26], además de ser un sistema dinámico y auto-reparante, por lo que los esfuerzos reportados con este software son aproximaciones a una estructura orgánica que puede desarrollar procesos adaptativos y no necesariamente presentar algún tipo de "falla" o fractura. Con respecto a la corona cerámica, a esta carga se supera el límite elástico de la cerámica feldespática lo cual puede interpretarse como que el elemento en cuestión presenta algún tipo de fractura, pero se debe considerar además que la subestructura cerámica es de un material mucho más resistente y en conjunto ambos elementos pueden superar estos esfuerzos, pero esta afirmación excede el propósito del estudio y el lector se debe referir a reportes relacionados directamente con este asunto.

A 1000N, el tornillo y el implante de titanio presentan un comportamiento que supera el límite elástico del material [27] por lo que pueden presentarse deformaciones plásticas de ambos elementos o incluso fractura de los

mismos. Es interesante observar que ambos elementos, como se describió antes estaban sometidos a una precarga, toleran además grandes esfuerzos aplicados que superan incluso la zona posterior de la boca, antes de presentar algún tipo de comportamiento no lineal.

A 1400N los pilares de Zirconio de ambos modelos superan el límite de fluencia, sólo a esta magnitud de carga. Se debe aclarar que en este momento del ensayo, ya todos los demás elementos del sistema han presentado algún tipo de deformación plástica por lo que su comportamiento puede ser errático y no representar fielmente una situación real. De hecho, sólo hasta ahora, el pilar de Zirconio empieza a soportar un esfuerzo que podría iniciar en él una fractura ya que hasta este momento, el tornillo y el implante eran los principales disipadores de los esfuerzos aplicados. Se puede deducir que en condiciones normales, con un pilar de zirconio intacto, su probabilidad de falla o fractura es mínima. En el estudio no se tuvo en cuenta el proceso de transformación de fase del Zirconio, el cual aumenta aún más su tenacidad a la fractura, porque se desconoce en qué momento exactamente se da la misma y queda entonces abierta la posibilidad de realizar otro estudio que complemente el presente.

## VI. CONCLUSIONES

1. No hay diferencia importante en el comportamiento lineal entre los pilares de Zirconio con anillo de Titanio en la base o sin ella, ante esfuerzos máximos, mínimos y cortantes, siempre que el sistema esté sometido a una precarga que mantenga unidos el pilar y el implante, tal como se indica que debería ser clínicamente.

2. El esfuerzo von Mises en situaciones clínicas normales, fue menor en el tornillo y el implante del modelo con anillo de titanio que en el modelo sin el mismo y este comportamiento puede estar relacionado con el mayor comportamiento elástico de dicho anillo que permite disipar los esfuerzos aplicados y transmitir una cantidad mucho menor de los mismos al tornillo y al implante, teniendo en cuenta que para los dos modelos el estado de esfuerzos debe ser similar debido a su semejanza geométrica y a las condiciones de borde y descarga aplicadas sobre los modelos.

3. Ambos modelos, con anillo de Titanio y sin él, mostraron un comportamiento lineal bien tolerado, dentro del esfuerzo normal que se puede desarrollar en la zona incisiva.

4. Para superar el límite de fluencia de los materiales de este sistema implante-pilar, se deben aplicar esfuerzos que superan los esfuerzos oclusales fisiológicos del ser humano.

## REFERENCIAS

- [1]. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 211-217, 1989.
- [2]. Denry I. All ceramic restorations. In: Rosenstiel Stephen F, Land Martin F. Contemporary fixed prosthodontics. Fourth edition. USA: Elsevier; 2006. p. 774-804.
- [3]. Katrin D, Eduard E. Functional and esthetic considerations for single – tooth Ankylos Implant – Crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol*, 30(3), 198-209, 2004.
- [4]. Kelly K.R., Denry I. Systematic review article Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent mat*, (24), 289–298, 2008.
- [5]. Raigrodsk A.J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literatura. *J Prosthet Dent*, 92, 557-62, 2004.
- [6]. Anusavice K. Dental Porcelains. In: Anusavice K. Phillips Dental Materials Science. 11th edition. Madrid: Elsevier; 2004. 21.p. 655-719.
- [7]. Markus B., Gerard C., Stefan H., Avishai S. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconium. *Quintessence Int*. 38(9), 745-753, 2007.
- [8]. Yüzügüllü B., Avci M. The implant abutment interface of alumina and zirconium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*, 10(2), 113-121, 2008.
- [9]. Nimet A., Stephen B., Lyndon C., Jeffery T. Fracture resistance of Yttria-stabilized zirconium dental implant abutments. *J Prosthodont*, 18, 17-22, 2009.
- [10]. Aramouni P., Zebouni E., Tashkandi E., Dib S., Salameh Z., Almas K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments, *J Contemp Dent Pract*, 9(7), 1-8, 2008.
- [11]. Won Joo. Zimmer® Contour Ceramic Abutments. Precision-engineered for strength, esthetics and clinical versatility. USA: Zimmer Dental Inc.; 2008. Rev. 1/08 .
- [12]. Jian-Ping G., Keson T, Gui-Rong L. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *JProsthetDent* 2001; 85: 585-598.
- [13]. Wakabayashi N., Ona M., Suzuki T., Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J of Dent*, 36, 463 – 471, 2008.
- [14]. Lekholm U., Zarb G.A. Patient selection and preparation. In: Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue-integrated prosthesis: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.p.199-209.
- [15]. O'Mahony A. M., Williams J.L., Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress under oblique loading. *Clin. Oral Impl Res*, 12, 648–657, 2001.
- [16]. Rho J.Y., Ashman R.B., Turner C.H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile
- [17]. Niinomi N. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 15,243(1–2), 231–6, 1998.
- [18]. Kayabaşı O., Yüzbasoğlu E., Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37(10), 649–58, oct. 2006.
- [19]. Lin D., Li O., Li W., Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mechbehav biomed mat*, 2, 410-432, 2009.
- [20]. Alkan I., Sertgöz A., Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 91(4), 319–25, abr 2004.
- [21]. Luthardt R.G., Holzhüter M.S., Rudolph H., Herold V., Walter M.H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20(7), 655–62, sep 2004.
- [22]. Papanagiotou H.P., Morgano S.M., Giordano R.A., 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*, 96(3), 154–64, 2006.
- [23]. 3M. Technical Data Sheet.RelyX™ TM Unicem 2 Automix. Consultado el 27 de marzo de 2012 en: [http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtnxf218TXEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=rx\\_u2\\_auto\\_tds.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtnxf218TXEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=rx_u2_auto_tds.pdf).
- [24]. IPS e.maxCeramScientificDocumentation. Consultado el 27 de marzo de 2012 en: [http://www.infinident.com/ecomaXL/get\\_blob.php?name=IPS\\_e.max\\_Ceram\\_Scientific\\_Doc.pdf](http://www.infinident.com/ecomaXL/get_blob.php?name=IPS_e.max_Ceram_Scientific_Doc.pdf).
- [25]. IPS e-maxPress. ScientificDocumentation. Consultado el 10 de marzo de 2012 en: <http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/9808/IPS+e-max+Press>
- [26]. Reddy J.N. An introduction to the finite element method.3.ed. McGraw-Hill Science/Engineering/Math; 2005.
- [27]. Lang L.A., Kang B., Wang R.F., Lang B.R. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, 90, 539-546, 2003.
- [28]. Dittmer M.P., Dittmer S., Borchers L., Kohorst P., Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res*, 56(1), 19-24, 2012.
- [29]. Lars S., Stefan W., Klaus L., Matthias K. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res*, 19, 1276-1284, 2008.
- [30]. Gomes A L, Montero J. Zirconium implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16(1), 50-55, 2011.
- [31]. Binon P. The External Hexagonal Interface and Screw-Joint Stability: A Primer on Threaded Fasteners in Implant Dentistry. QDT 2000; 91-115.
- [32]. Campbell P., Shen F.W., McKellop H. Biologic and tribologic considerations of alternative bearing surfaces. *Clin Orthop*, 418, 98-111, 2004.
- [33]. McKellop H.A. Bearing surfaces in total hip replaces: State of the art and future developments. *Instr Course Lect*. 50, 165-179, 2001.
- [34]. Guda T., Ross T.A., Lang L.A., Millwater H.R. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent*, 100, 183-193, 2008.
- [35]. Yildirim M., Fischer H., Marx R., Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 90, 325-331, 2003.
- [36]. Chun-Li L., Jen-Chyan W., Lance R., Perng-Ru L. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23, 57-64, 2008.