

## ANÁLISIS DE TENSIONES COMPRESIVAS EN MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS DE DOS PRÓTESIS FIJAS CON PILAR INTERMEDIO Y DIFERENTES CONECTORES.

### RESUMEN

**OBJETIVO:** Comparar la tensión compresiva entre tramos protésicos rígidos y no rígidos de una prótesis fija de cinco unidades con pilar intermedio a través del análisis de modelos en elementos finitos 3D.

**MATERIALES Y MÉTODOS:** Se llevaron a cabo dos simulaciones de prótesis parcial fija (PPF) de cinco unidades utilizando los Softwares SolidWorks<sup>®</sup>2013 y CosmoWorks 2013. El primer diseño con conector rígido con 54357 nodos y 34433 elementos y el segundo con conector no rígido con 88013 nodos y 57900 elementos, conformados por estructura metálica, porcelana, conector no rígido Omega M (CNG soluções protéticas) y ligamento periodontal. El tramo protésico comprendió un incisivo central, un incisivo lateral, un canino, un primer premolar y un segundo premolar superior. Se aplicó una fuerza de 200 N con dirección oblicua y vertical. Las variables incluidas en el modelado fueron módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson. Calculando las máximas tensiones de Von Mises para cada grupo.

**RESULTADOS:** El modelo no rígido presentó menor tensión (44.5 MPa) en comparación al modelo rígido (51.8 MPa) ante una carga vertical distribuida en todas las piezas, similares resultados se obtuvieron al aplicar las cargas oblicuas.

**CONCLUSIÓN:** El análisis del comportamiento mecánico indicó que el tramo protésico no rígido tuvo mejor distribución de las tensiones en relación con el modelo rígido. Por lo cual su uso estaría más indicado en la actividad clínica.

**PALABRAS CLAVE:** Análisis de elementos finitos, pilar intermedio, conectores no rígidos, conectores rígidos, prótesis parcial fija.

**COMPRESSIVE STRESSES ANALYSIS ON FINITE ELEMENT MODELS OF TWO FIXED PROSTHESIS WITH INTERMEDIATE ABUTMENT AND DIFFERENT CONNECTORS.**

### ABSTRACT

**OBJETIVE:** This study aimed to compare the compressive stress between rigid and non-rigid connections of a fixed prosthesis with intermediate pillar through analysis of 3D finite element models.

**MATERIALS AND METHODS:** Were performed two simulations of fixed partial dentures (FPD) five units using SolidWorks<sup>®</sup> 2013 and Cosmoworks 2013. The first design with rigid connector with 54357 nodes and 34433 elements and the second non-rigid connector with 88013 nodes and 57900 elements. It consisted of periodontal ligament, metal ceramic crowns and Omega M attachment (CNG soluções protéticas). The fixed dental prosthesis included a central incisor, lateral incisor, canine, first and second upper premolars. A force of 200 N was applied with an oblique and vertical direction. The variables included in the model were modulus of elasticity and Poisson's ratio. Von Mises stresses maximum were calculated for each group.

**RESULTS:** The non-rigid model showed less stress (44.5 MPa) compared to the rigid model (51.8 MPa) showed higher stress to a vertical load distributed in all parts, similar results were obtained by applying loads oblique.

**CONCLUSIONS:** The analysis of the mechanical behavior indicated that the non-rigid fixed dental prosthesis showed a better distribution of the stresses in comparison with the rigid model. For this use would be more appropriate in clinical activity.

**KEY WORDS:** Finite element analysis, abutment, non-rigid connectors, rigid-connectors, fixed partial denture.

## INTRODUCCIÓN

La prótesis fija dentosoportada es una alternativa de rehabilitación protésica ante la ausencia de piezas dentarias que involucran segmentos anteriores y posteriores. Esta alternativa protésica genera mayor dificultad cuando queda un pilar intermedio como en el caso de una estructura que se extiende desde un incisivo central hasta un segundo premolar.<sup>1-3</sup> Actualmente la literatura sobre el tema es limitada en cuanto a los estudios sobre el comportamiento biomecánico en específico de la tensión compresiva de los conectores rígidos y no rígidos en tramos protésicos fijos de cinco unidades con pilar intermedio bajo fuerzas compresivas.

Debido a esta gran controversia se realizó la presente investigación para contribuir con los conocimientos científicos en esta área y en la correcta elección del tipo de estructuras protésicas a elegir en caso de pilares intermedios, ya que un retenedor en estos tramos protésicos está sujeto a una amplia gama de fuerzas, transmitidas a través de los púnticos y conectores.<sup>4</sup> Estas fuerzas son de diferentes magnitudes y direcciones desarrolladas durante la función por los músculos masticatorios, labios, lengua, consistencia y adherencia de los alimentos y el propio movimiento del diente dentro del alveolo, fuerzas a las cuales la prótesis deben resistir.<sup>5</sup>

Al aplicar una fuerza externa sobre un objeto (material restaurador o tejido óseo) este trata de moverse, pero quizás por su ubicación el movimiento puede estar restringido por otros cuerpos, por lo tanto el material está sometido a unas fuerzas internas o estrés.<sup>6</sup> Por tal razón, la complejidad de las fuerzas que un puente fijo necesita resistir, aumenta según su extensión, número y distribución de los dientes de soporte. La intensidad de estas fuerzas genera una deformación, que viene a ser el cambio de las dimensiones de un objeto causado por un esfuerzo.<sup>6</sup> Existen varios tipos de tensiones que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto, entre ellas se incluye la fuerza de tracción, la fuerza de compresión y la fuerza de cizallamiento.<sup>7</sup> Se denomina fuerza compresiva a la resistencia interna que se presenta cuando se sitúa un cuerpo bajo una car-

ga que tiende a comprimirlo o acortarlo.<sup>6,7</sup> Simultáneamente se produce una deformación compresiva y si se estudia la tensión máxima que se puede llegar a inducir, se hablará de resistencia compresiva o a la compresión.<sup>8</sup>

Estudiar estos esfuerzos dentales que se producen es muy complicado, debido tanto a la falta de homogeneidad y a la multiplicidad de propiedades de los elementos integrantes, como la irregularidad en sus contornos<sup>9</sup>, por lo que uno de los métodos que se dispone para dicho estudio es el método de elementos finitos que fue desarrollado hace varios años para resolver problemas estructurales en áreas como la ingeniería y hace tiempo se utiliza en áreas de la salud para la simulación de sistemas biológicos complejos.<sup>10</sup>

En estos casos de prótesis fijas con pilar intermedio los conectores pueden ser rígidos y no rígidos, los no rígidos constan de dos partes, las cuales se ensamblan formando una unidad funcional. Estas partes son un matrix o hembra ubicado hacia distal del pilar y un patrix o macho en mesial del púntico para facilitar la vía de inserción de la llave con el receptor y asentar el ajuste sólidamente con un movimiento mesial. Un tipo de conector no rígido es el Omega M (CNG soluções protéticas), y se define como un ajuste intracoronario, resiliente y de semiprecisión, permite que las fuerzas oclusales se apliquen a lo largo del eje longitudinal del diente, con el macho y la hembra hechos de resina calcinable con un posicionador acoplado al macho. Su uso está indicado para compensar las vías de inserción en pilares divergentes para prótesis parcial fija y en tramos de cinco unidades con pilar intermedio para minimizar el efecto de palanca.<sup>11</sup>

La literatura no es clara sobre la alternativa recomendada en estos casos; autores como Shillingburg y cols.<sup>12</sup> y Oruc y cols.<sup>13</sup> prefieren el uso de conectores no rígidos para reducir el riesgo de desplazamiento por fuerzas, neutralizar o minimizar el efecto de palanca, evitar la descementación de los pilares terminales y reducir la posibilidad de fulcro sobre el pilar intermedio. Según Moulding y cols.<sup>14</sup> y Oruc y cols.<sup>13</sup> el movimiento de estos conectores es suficiente para disipar las tensiones en

las PPF. Estos conectores no rígidos o rompefuerzas son ubicados generalmente en distal del pilar intermedio.

Algunos autores<sup>15,16</sup> omiten este principio al argumentar que el conector no rígido crea mayor tensión al pilar intermedio, generándole mayor sobrecarga de acuerdo con los resultados obtenidos de los estudios fotoelásticos y en elementos finitos. Savion y cols.<sup>17</sup> encontraron resultados similares a través de un modelo matemático, confirmando lo planteado anteriormente y sugiriendo que el pilar intermedio no actúa como fulcro.

La literatura sobre el tema es limitada en cuanto a los estudios sobre la distribución de los esfuerzos y el comportamiento biomecánico de los conectores no rígidos en tramos protésicos fijos de cinco unidades con pilar intermedio, razón por la cual el propósito del presente estudio fue analizar la máxima tensión compresiva en estructuras protésicas de cinco unidades con pilar intermedio con conector rígido y no rígido en modelos de elementos finitos.

## MATERIALES Y MÉTODOS

El trabajo de investigación fue enviado y aprobado por la Comisión de Ética e Investigación de la Escuela de Estomatología de la Universidad Científica del Sur con el número 000061. Este estudio fue de tipo experimental, un ensayo virtual a través del método de elemento finito. El grupo de estudio estuvo conformado por simulaciones virtuales, siendo en total dos diseños de PPF de cinco unidades con pilar intermedio, una con conector rígido y otra con conector no rígido. El tramo protésico comprendió un incisivo central, un incisivo lateral, un canino, un primer premolar y un segundo premolar superior. En los modelos se incluyeron: Raíz, estructura metálica, conector no rígido, cerámica feldespática y ligamento periodontal.

Los diseños fueron realizados en el programa SolidWorks® versión 2013 con un mallado completo ensamblado, cuya estructura fue realizada en base a parámetros y propiedades mecánicas establecidas por los antecedentes, como módulo de elasticidad

y coeficiente de Poisson de todas las estructuras diseñadas.

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. El comportamiento mecánico de cada nodo se puede describir en función del desplazamiento de los nodos sometidos a ciertas condiciones de cargas. Los grados de libertad de cada nodo se definen como la posibilidad de movimiento en seis direcciones diferentes, tres de translación y tres de rotación asociadas a cada uno de los ejes coordenados.<sup>18</sup> Para este estudio se modeló, a través del método de elementos finitos, una PPF de cinco unidades con pilar intermedio con conector rígido y una PPF de cinco unidades con pilar intermedio con conector no rígido. Se emplearon 54357 nodos y 34433 elementos en el modelo rígido y el modelo no rígido con 88013 nodos y 57900 elementos, conformados por estructura metálica, porcelana, conector no rígido Omega M (CNG soluciones protésicas) y ligamento periodontal.

A estos dos modelos de PPF se les aplicaron fuerzas de 200 N de la siguiente manera<sup>1</sup>:

1. Aplicación de 200 N con dirección oblicua sobre la superficie palatina en el primer pilar (incisivo central).
2. Aplicación de 200 N en el pilar intermedio (canino) con dirección oblicua.
3. Aplicación de 200 N con dirección oblicua sobre el tercer pilar (segundo premolar).
4. Aplicación de 200 N distribuida entre todos los dientes, tanto en pónicos como en pilares.

Se modelaron de forma individual, el incisivo central, el canino y el premolar con un muñón que cumplió con los principios de tallado como retención, resistencia y solidez estructural, con ángulo de convergencia de 6°. <sup>19</sup> Para el estudio se tuvo una consideración especial en la superficie distal del canino donde se ubicó la hembra o matrix del conector no rígido. <sup>20</sup> La raíz se diseñó de forma cónica para todos los pilares. <sup>21</sup>

La configuración del muñón guardó las proporciones de la preparación para una corona completa metal-cerámica de un incisivo central superior, un canino y un segundo premolar.<sup>19</sup>

El ligamento periodontal se diseñó teniendo en cuenta las propiedades isotrópicas; este tuvo un espesor en la periferia de la raíz de 0.2 mm y se ubicó a 1.5 mm de la unión cementoamélica.<sup>1</sup> El incisivo central tuvo una longitud total de 25 mm, la corona midió 9 x 7.5 mm y la raíz 16 x 5 mm. En el incisivo lateral (póntico) la corona fue de 8 x 6 mm.

En el canino la longitud fue de 27 mm, la corona 9 x 7.5 mm y la raíz 18 x 5 mm en sentido mesio distal y x 6 mm en sentido buco lingual. En el primer premolar (póntico) la corona fue de 8.5 mm cérvico-incisal x 7 mm mesiodistal x 9 mm vestíbulo palatino. En el segundo premolar la longitud fue de 22.5 mm, la corona fue de 8.5 mm cérvico-incisal x 7 mm mesiodistal x 9 mm vestíbulo palatino y la raíz de 14 mm de longitud x 5 mm mesiodistal x 8 mm vestíbulo palatino.<sup>19</sup> Para las dimensiones del conector no rígido Omega M se tomaron como medidas un radio externo para el macho de 0.65 mm y para la hembra un radio interno de 0.80 mm, se obtuvo un espacio entre macho y hembra de 0.15 mm (0.3 mm en forma diametral), la altura del conector no rígido tuvo una medida de 6 mm.<sup>20</sup>

Para la creación de los modelos tridimensionales de los dos tipos de conectores se empleó el software SolidWorks® versión 2013 y se hicieron a partir de la anatomía dental expuesta por Woelfel<sup>21</sup> de la cual se tomaron las geometrías características de las superficies de los dientes y se crearon como superficies en el software. Estas superficies se convirtieron a elementos sólidos para su posterior utilización en el estudio de elementos finitos; los demás elementos como la estructura metálica y la cerámica feldespática se modelaron tomando como base elementos protésicos existentes.

Finalmente se utilizó el programa COSMOWORKS 2013 ® para interpretar los resultados que se obtuvieron y el análisis comenzó con la estadística descriptiva que incluyó medidas de dispersión (básicamente mínimo y máximo) para la variable

estrés compresivo en cada grupo evaluado, posteriormente se realizó el análisis gráfico mediante la escala de valores de Von Mises para determinar zonas de mayor tensión.

## RESULTADOS

Fueron generados los modelos 1 y 2 de elementos finitos, cada modelo fue referido por la abreviatura MEF, seguido del número correspondiente a cada situación simulada. Para calcular la máxima tensión de Von Mises en los dos modelos de estudio se usó el programa COSMOWORKS 2013 ®. Son dos diseños conformados por una PPF superior de cinco unidades con tres pilares (incisivo central, canino y segundo premolar), se aplicaron cargas de 200 N de la siguiente manera: Oblicuas en los pilares mencionados y verticales en todas las piezas a nivel oclusal. El MEF 1 y MEF 2 se diferencian en que el primero corresponde al diseño con conector rígido y el segundo corresponde al diseño con conector no rígido donde el macho está ubicado en mesial del primer premolar (póntico) y la hembra ubicada en distal del canino (pilar intermedio).

En la tabla 1 al aplicar una carga vertical de 200 N distribuida en todas las piezas de ambos diseños se encontró mayor tensión en el MEF 1 que corresponde al modelo rígido (51.8 MPa), en comparación a la menor tensión que presentó el MEF 2 correspondiente al modelo no rígido (44.5 MPa). En la tabla 2 se analizan las máximas tensiones luego de aplicar una carga oblicua de 200 N en la porcelana que recubre la estructura con diseño rígido y no rígido, y se observa que al aplicar la carga en el incisivo central el MEF 1 presentó mayor tensión (39.9 MPa) mientras que la menor tensión la presentó el MEF 2 (20.8 MPa). Al aplicar la carga oblicua en el canino, se observó menor tensión en el MEF 1 (43.6 MPa) en comparación a la mayor tensión que presentó el MEF 2 (63.5 MPa). Al aplicar la carga oblicua en el premolar, la mayor tensión se observó en el MEF 1 (50.6 MPa), mientras que la menor tensión la presentó el MEF 2 (34.22 MPa). En la tabla 3 se analizan las máximas tensiones en la cofia de una estructura de cinco unidades con co-

necto rígido y no rígido luego de aplicar una carga oblicua de 200 N, y se observa que al aplicar la carga en el incisivo central, el MEF 1 presentó mayor tensión (39.9 MPa) mientras que la menor tensión la presentó el MEF 2 (18.4MPa). Al aplicar la carga en el canino, observamos que a nivel de cofias la mayor tensión se presentó en el MEF 1 (16.8 MPa) en comparación a la menor tensión

que presentó el MEF 2 (0.01 MPa). Al aplicar la carga en el premolar, observamos que a nivel de cofias la mayor tensión se presentó en el premolar del MEF 1 (32.5 MPa), mientras que la menor tensión la presentó el MEF 2 (0.01 MPa). Los resultados obtenidos en esta investigación se observan en los gráficos 1 al 14.

**TABLA 1**

**COMPARACIÓN DE MÁXIMAS TENSIONES VON MISES (MPa) EN UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO Y NO RÍGIDO ANTE UNA CARGA VERTICAL DE 200 N**

	TENSIONES COMPRESIVAS		
	MEF 1	MEF 2	
Carga en todas las piezas	51.8	44.5	las

MEF 1: PPF de cinco unidades con pilar intermedio y conector rígido.  
MEF 2: PPF de cinco unidades con pilar intermedio y conector no rígido.

**TABLA 2**

**COMPARACIÓN DE MÁXIMAS TENSIONES VON MISES (MPa) ANTE CARGAS OBLICUAS DE 200N APLICADAS EN LA PORCELANA QUE RECUBRE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO Y NO RÍGIDO**

	TENSIONES COMPRESIVAS	
	MEF 1	MEF2
Central	39.9	20.8
Canino	43.6	63.5
Premolar	50.6	34.22

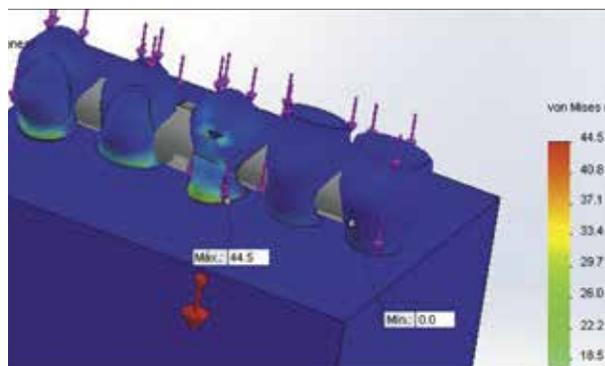
MEF 1: PPF de cinco unidades con pilar intermedio y conector rígido.  
MEF 2: PPF de cinco unidades con pilar intermedio y conector no rígido.

**TABLA 3**

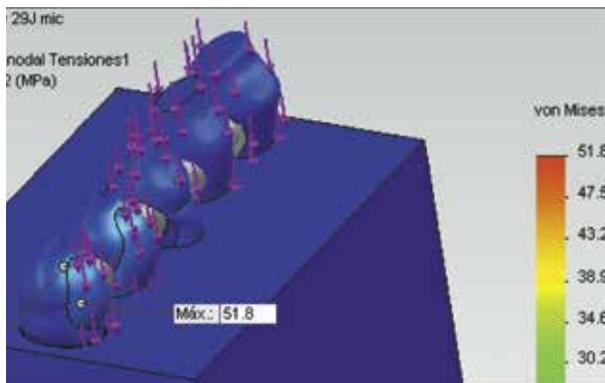
**COMPARACIÓN DE MÁXIMAS TENSIONES VON MISES (MPa) EN LA COFIA DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO Y NO RÍGIDO ANTE CARGAS OBLICUAS DE 200 N.**

	TENSIONES COMPRESIVAS	
	MEF 1	MEF2
Central	39.9	18.4
Canino	16.8	0.01
Premolar	32.5	0.01

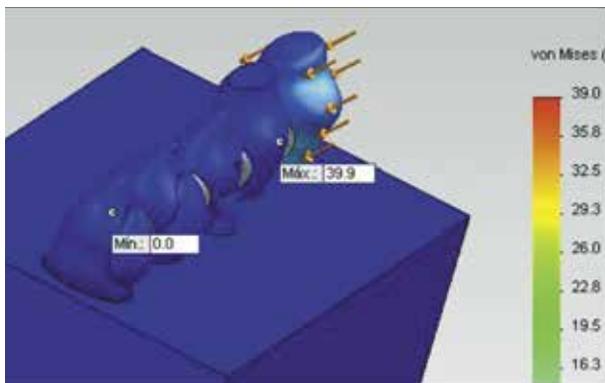
MEF 1: PPF de cinco unidades con pilar intermedio y conector rígido.  
MEF 2: PPF de cinco unidades con pilar intermedio y conector no rígido.



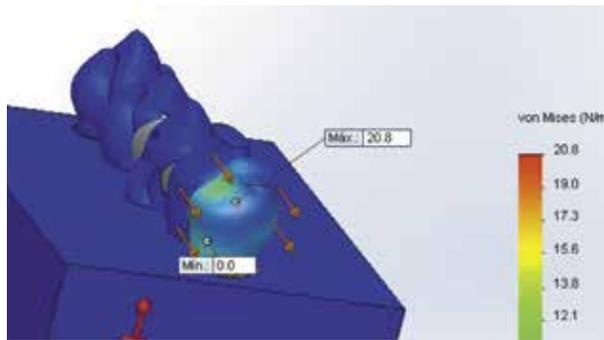
**GRÁFICO 1: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) EN UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO ANTE UNA CARGA VERTICAL DE 200 N.**



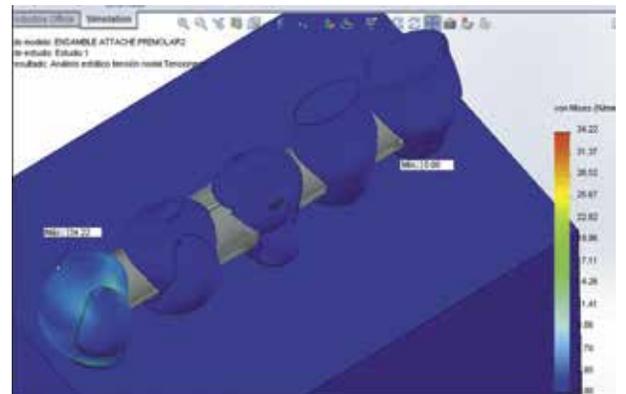
**GRÁFICO 2: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) EN UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO ANTE UNA CARGA VERTICAL DE 200 N.**



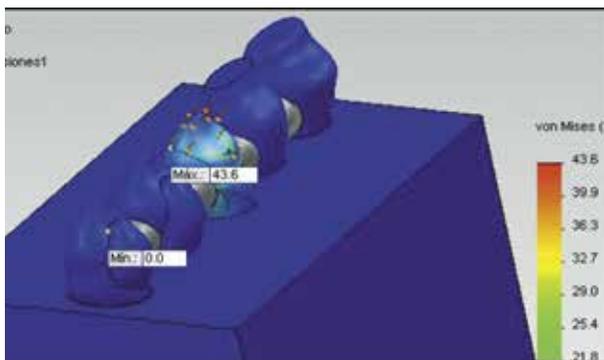
**GRÁFICO 3: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) AL APLICAR UNA CARGA OBLICUA DE 200N EN EL INCISIVO CENTRAL DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO.**



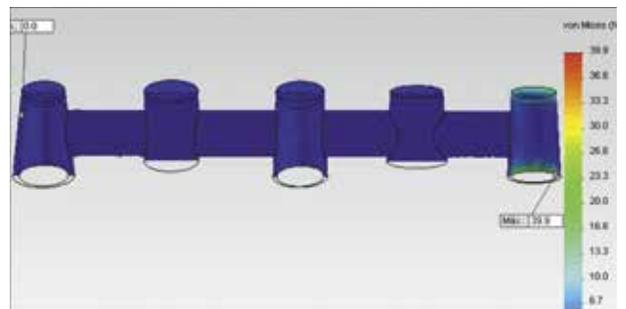
**GRÁFICO 4: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) AL APLICAR UNA CARGA OBLICUA DE 200N EN EL INCISIVO CENTRAL DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO.**



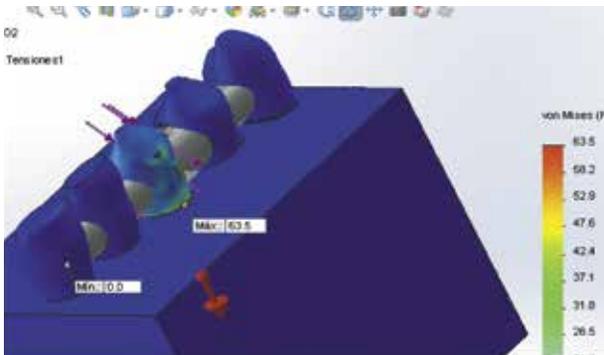
**GRÁFICO 8: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) AL APLICAR UNA CARGA OBLICUA DE 200N EN EL PREMOLAR DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO.**



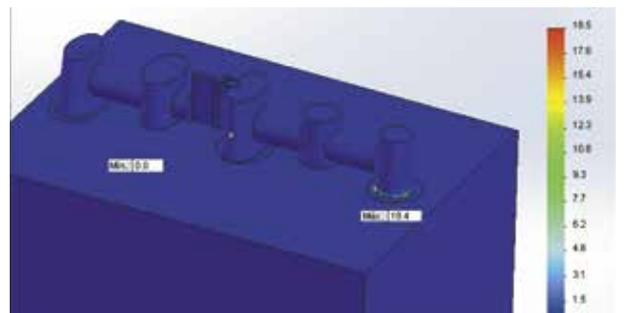
**GRÁFICO 5: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) AL APLICAR UNA CARGA OBLICUA DE 200N EN EL CANINO DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO.**



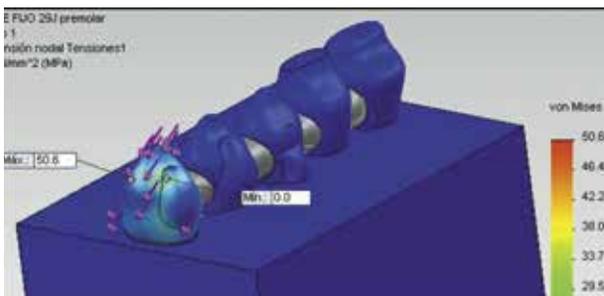
**GRÁFICO 9: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) EN LAS COFIAS DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO AL APLICAR UNA CARGA DE 200N EN EL INCISIVO.**



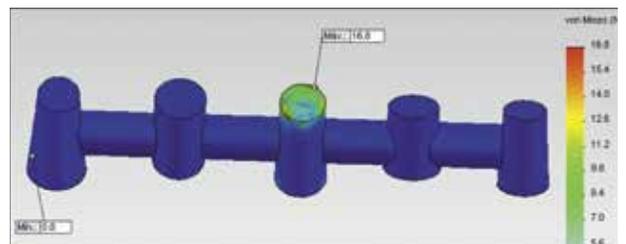
**GRÁFICO 6: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) AL APLICAR UNA CARGA OBLICUA DE 200N EN EL CANINO DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO.**



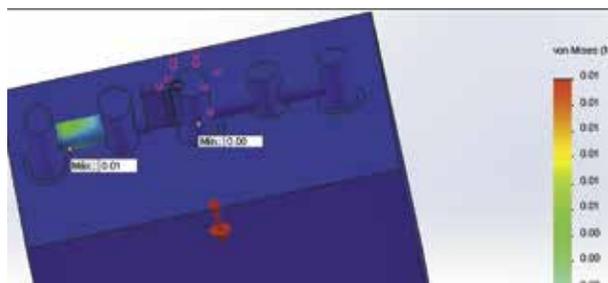
**GRÁFICO 10: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) EN LAS COFIAS DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO AL APLICAR UNA CARGA DE 200N EN EL INCISIVO.**



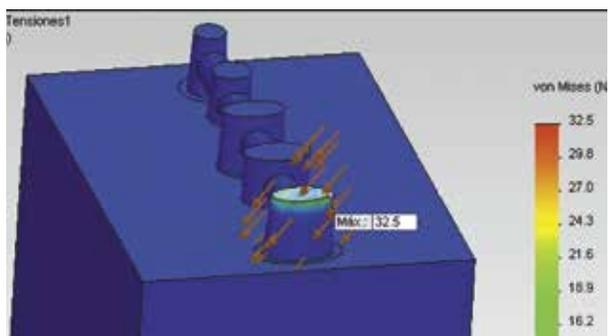
**GRÁFICO 7: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) AL APLICAR UNA CARGA OBLICUA DE 200N EN EL PREMOLAR DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO.**



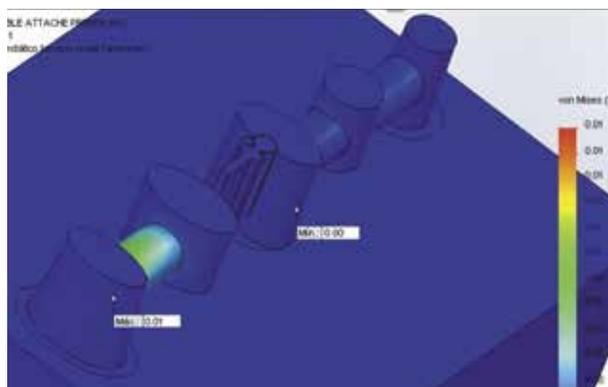
**GRÁFICO 11: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPa) EN LAS COFIAS DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO AL APLICAR UNA CARGA DE 200N EN EL CANINO.**



**GRÁFICO 12: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPA) EN LAS COFIAS DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO AL APLICAR UNA CARGA DE 200N EN EL CANINO.**



**GRÁFICO 13: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPA) EN LAS COFIAS DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR NO RÍGIDO AL APLICAR UNA CARGA DE 200N EN EL PREMOLAR.**



**GRÁFICO 14: MÁXIMA TENSIÓN VON MISES (MPA) EN LAS COFIAS DE UNA ESTRUCTURA DE CINCO UNIDADES CON CONECTOR RÍGIDO AL APLICAR UNA CARGA DE 200N EN EL PREMOLAR.**

## DISCUSIÓN

Se realizó una simulación tridimensional (3D) de dos diseños realizados en el programa SolidWorks® que es un programa de diseño asistido por computadora para modelado mecánico desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp. similar a otros programas validados como Pro/Engineer, Nx, Solid Edge, CATIA, Autocad.<sup>22</sup>

Se realizó una prueba piloto para evaluar el correcto ensamblado y mallado según las propiedades mecánicas halladas en la literatura y para verificar la facilidad de aplicación del MEF, así como su extrapolación de todos los resultados al proyecto de estudio.

Cada diseño es una prótesis parcial fija superior de cinco unidades, con pilares en incisivo central, canino y segundo premolar, diferenciándose únicamente en el tipo de conector, que es rígido para el primer diseño y no rígido (Omega M de CNG soluciones protéticas) para el segundo diseño. En otras investigaciones se utilizan solamente cargas verticales, que serían las menos preocupantes para un sistema dinámico, por ello en este estudio se aplicaron cargas oblicuas de 200N tanto al incisivo central, canino y segundo premolar y cargas verticales. En esta investigación, al hacer el análisis de tensiones se encontró que el diseño que presentó la menor tensión compresiva fue el MEF 2 que corresponde al diseño no rígido esto se debe, probablemente, a que el diseño cuenta con un conector no rígido que logra una mejor distribución de la carga reduciendo las tensiones en la estructura diseñada.

Es decir, la explicación de por qué disminuyó el esfuerzo en la estructura del MEF 2 se debería a que al tener un conector no rígido en el pilar intermedio, se comportaría como dos tramos independientes que pueden disipar más fácilmente las cargas aplicadas. Este modelo presenta un comportamiento lógico de acuerdo con las propiedades mecánicas de los materiales, ya que las restauraciones, debido a su módulo de elasticidad más alto, absorben mayor estrés si tienen una unión rígida, pero si se les coloca una unión no rígida actúa como rompefuerza disminuyendo el nivel de estrés en la restauración, resultado también encontrado en los estudios de Oruc y cols.<sup>13</sup>

En los resultados presentados en esta investigación, las tensiones máximas mostradas en el MEF 1 y MEF 2 luego de aplicar cargas oblicuas las presenta la superficie más externa del diseño que es la porcelana, siendo menor la cantidad de carga que llega a la cofia. Este resultado se debería a que la

porcelana es el elemento que recibe directamente la carga y además es el elemento cuyo material tiene la menor capacidad de deformación comparada con los demás componentes, por lo que permite que la estructura metálica absorba mejor las deformaciones sufridas por los efectos de flexión ocasionados por las cargas.

Los resultados encontrados pueden replicarse en situaciones clínicas similares sin dejar de lado que también puede presentarse cierta variabilidad de resultados dentro de un escenario clínico similar, ya que los estudios en elemento finito ayudan a evaluar y analizar los esfuerzos generados en estructuras simulando el área biológica de interés, difíciles de investigar *in vivo*.<sup>3</sup> Esta investigación puede ser totalmente comparada solo con algunos estudios, ya que la literatura sobre el tema es escasa y la mayoría son investigaciones con metodología fotoelástica.

La investigación de Oruc y cols.<sup>13</sup> hecha con elementos finitos en un tramo inferior de canino a segundo molar, comparando tramos rígidos con no rígidos bajo diferentes alternativas de ubicación, plantea que los mayores esfuerzos se dan en los conectores y en el área cervical y argumenta mayor esfuerzo en el pilar intermedio del tramo rígido; por lo tanto recomienda el uso de tramos no rígidos, resultados comparables con los de este estudio. Las zonas donde Oruc y cols.<sup>13</sup> encuentran los mayores esfuerzos concuerdan con la presente investigación, ya que los conectores no rígidos son zonas concentradoras de esfuerzos que ayudan a disipar las tensiones sobre la estructura. Los resultados que se presentan en este estudio son coherentes también con los encontrados en la literatura existente como en las publicaciones de Marckley<sup>23</sup>, Gill<sup>24</sup>, Shillingburg y Fisher<sup>14</sup>, Botelho y Dyson<sup>25</sup>, Sutherland y cols.<sup>26</sup>

Contrario a lo planteado por Moulding<sup>14</sup>, Standlee y Caputo<sup>16</sup>, Savion y cols.<sup>17</sup>, Carbajal y cols.<sup>3</sup> y Marquez<sup>1</sup>. Resultados diferentes que podrían deberse a que Moulding realizó una simulación con el método fotoelástico que presenta limitaciones a comparación del método de elementos finitos<sup>1</sup> y también

hizo una diferente aplicación de cargas, por lo cual otros estudios<sup>1,3</sup> recomiendan utilizar el valor más común reportado para la carga en piezas posteriores el cual es de 200 N. En la actual investigación se encontró que el pilar intermedio sí actúa como fulcro ya que es el que concentra la máxima tensión luego de la aplicación de una carga de 200 N actuando como punto de apoyo de una palanca, y en caso del MEF 1 este fulcro en el pilar intermedio permite que haya mayor cantidad de tensión sobre los pilares terminales; mientras que en el MEF 2 que corresponde al diseño no rígido, se disipa la carga que llega a los pilares terminales de la estructura diseñada. En concordancia con Shillingburg<sup>12</sup> que postuló que el uso de conectores rígidos en tal situación clínica lleva al establecimiento de una palanca tipo I donde el pilar intermedio es el fulcro, generando movimientos de intrusión y tracción de los pilares terminales, durante la función este movimiento resultaría en la descementación del pilar terminal de menor retención, llevando al fracaso de la restauración. Es decir, de darse una situación clínica con pilar intermedio, probablemente el diseño rígido mostraría mayor riesgo de descementación de la estructura, de filtración marginal y de fractura de los pilares, resultados también encontrados en otros estudios.<sup>12, 23-25</sup>

Los resultados observados pueden ser una herramienta de información en la toma de decisiones a la hora de evaluar el tipo de conector en un tramo protésico con pilar intermedio, no obstante, se recomienda un estudio *in vitro* para una comparación de resultados. En esta investigación la fuerza aplicada fue la misma para el pilar distal como para el mesial, por lo tanto sería interesante plantear otros estudios donde se haga una distribución diferente de las fuerzas aplicadas.

## CONCLUSIÓN

El diseño con conector no rígido, distribuye mejor las cargas minimizando la tensión en la estructura protésica, por lo que su uso daría buenos resultados en la actividad clínica.

## AGRADECIMIENTOS

Un agradecimiento especial a la PhD Esp. Marisol Castilla y al Ing. Luiz Buratto representante de CNG soluções protéticas, por su invaluable apoyo para la realización de la presente investigación.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Márquez C, Escobar JC, Latorre F, Villarraga J. Distribución de esfuerzos en tramos protésicos fijos de cinco unidades con pilar intermedio: Análisis biomecánico utilizando un modelo de elementos finitos. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2011; 22(2): 153-63.
- Kathuria N, Prasad R, Vasant Sh, Gulati M, Gupta N. Effect of Non Rigid Connector on FPD with Pier Abutment: A Case Report. *J Clinic Case Reports.* 2012; 2:2.
- Carbajal JD, Villarraga JA, Latorre F, Restrepo V. Análisis por el Método de los Elementos Finitos sobre una Prótesis Parcial Fija (PPF) de Cinco Elementos con Unión Rígida y no Rígida. VIII CONGRESO COLOMBIANO DE METODOS NUMERICOS: Simulación en Ciencias y Aplicaciones Industriales 8CCMN – 2011, Agosto. 10-12, 2011, Medellín, Colombia.
- Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Planificación del Tratamiento para dientes ausentes. En: Shillenburg HT. *Fundamentos Esenciales de Prótesis Fija.* 3ra ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 95-9.
- Mezzomo E. Preparaciones Protéticas. En: Mezzomo E. *Rehabilitación Oral para el Clínico.* Caracas: Amolca; 2003. p. 263- 8.
- Murgueitio R. Propiedades mecánicas en odontología. *Rev Estomatología Universidad del Valle Cali Colombia.* 2001 Sep 1; 9(2): 30-8.
- Anusavice K. Propiedades Mecánicas de los materiales dentales. En: Phillips. *Ciencia de los Materiales Dentales.* 11a ed. St. Louis: Elsevier; 2003. p. 77.
- Macchi R. Propiedades de los Materiales. En: Macchi. *Materiales Dentales.* 4a ed. Buenos Aires: Panamericana; 200. p. 18-20.
- Castaño M, Pedroza A, Vásquez ML. Comparación de esfuerzos tensiles y compresivos entre un modelo de cantiliver con implantes y otro con dientes naturales como pilares, mediante el método de elementos finitos. *Revista CES Odontología.* 1995; 8(2): 109-10.
- Chica E, La Torre F, Agudelo S. Prótesis Parcial Fija: Análisis Biomecánico sobre distribución de esfuerzos entre tres alternativas de retención. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2010; 21(2): 150-8.
- Kumar GA, Kovoov LC, Oommen VM. Three dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. *Journal of Dental Implants.* 2011; 1 (2): 75-9.
- Shillenburg HT, Fisher DW. Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc.* 1973; 87: 1195 - 9.
- Oruc S, Eraslan O, Tukay A, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(3): 185-92.
- Moulding M, Holland G, Sulik W. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(3): 263-74.
- Landry K, Johnson P, Parks V, Pelleu G. A photoelastic study to determine the location of the non-rigid connector in five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1987; 57(4): 454-57.
- Standlee J, Caputo A. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int.* 1988; 19(6):403-10.
- Savion I, Saucier C, Rues S, Sadan A, Blatz M. The pier abutment: a review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int.* 2006; 37(5): 345-52.
- Chandrupatla T, Belegundu A. Introduction to finite elements in engineering. 2.<sup>a</sup> ed. México: Prentice Hall; 1997. p. 1-20.
- Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. The complete cast crown preparation. En: Rosenstiel S. *Contemporary fixed prosthodontics.* 4.<sup>a</sup> ed. St Louis Missouri: Mosby; 2006. p. 258-271.
- Omega M. [En línea] <http://cng.com.br/catalogo/attachments/intracoronarios/omega-m.html>
- Scheid RC. Morfology of the permanent incisors, canines, premolars. En: Scheid RC. *Woel-*

- fel's Dental anatomy, It's relevance to dentistry. 6.<sup>a</sup> ed. Pennsylvania: Williams & Wilkins; 2002. p. 119-212.
22. Solid Works [En línea] <http://es.wikipedia.org/wiki/SolidWorks>.
23. Markley MR. Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis. J Prosthet Dent. 1951 Jul;1(4):416-23
24. Gill J. Treatment planning for mouth rehabilitation. J Prosthet Dent. 1952; 2: 230-45.
25. Botelho MG, Dyson JE. Long-span, fixed-movable, resin-bonded fixed partial dentures: a retrospective, preliminary clinical investigation. Int J Prosthodont. 2005; 18: 371-6.
26. Sutherland J, Holland G, Sluder T, White J. A photoelastic analysis of the stress distribution in bone supporting fixed partial dentures of rigid and nonrigid design. J Prosthet Dent. 1980; 44: 616-23.

*Recibido: 18-11-13*

*Aceptado: 25-12-13*

*Autor principal: Lida Vanessa Velarde Muñoz*

*Correspondencia: vanevm007@hotmail.com*