

---

# DISTRIBUCIÓN DE LOS ESFUERZOS EN TRAMOS PROTÉSICOS FIJOS DE CINCO UNIDADES CON PILAR INTERMEDIO: ANÁLISIS BIOMECÁNICO UTILIZANDO UN MODELO DE ELEMENTOS FINITOS<sup>1</sup>

## STRESS DISTRIBUTION ON A FIVE UNIT FIXED PARTIAL PROSTHESIS WITH INTERMEDIATE ABUTMENT: BIOMECHANICAL ANALYSIS USING A FINITE ELEMENT MODEL<sup>1</sup>

CAROLINA MÁRQUEZ CÓRDOBA,<sup>2</sup> JULIO CÉSAR ESCOBAR RESTREPO,<sup>3</sup>  
FEDERICO LATORRE CORREA,<sup>4</sup> JUNES VILLARRAGA OSSA<sup>5</sup>

**RESUMEN. Introducción:** el presente estudio pretendió determinar el comportamiento mecánico entre tramos protésicos rígidos y no rígidos de una prótesis fija de cinco unidades con pilar intermedio utilizando el análisis de elementos finitos (AEF) **Métodos:** se diseñó un modelo rígido de cinco unidades con 124,469 nodos y 76,215 elementos y un modelo no rígido con 125,130 nodos y 77,396 elementos, conformados por hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, pulpa, dentina, raíz, cemento resinoso, coronas metal-cerámica y ajuste tuve-lock (Sterngold®, Implamed Attleboro MA). 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, razón de Poisson y el ajuste no rígido. Fueron calculados los esfuerzos von Mises, máximos principales y mínimos principales para cada grupo. **Resultados y conclusiones:** el análisis del comportamiento mecánico indicó que en el tramo protésico rígido hubo mejor distribución de los esfuerzos en relación con el modelo no rígido. El comportamiento de cada grupo indicó que el modelo rígido transmitió menos esfuerzo a la raíz y al hueso subyacente. La influencia de poner un ajuste no se justificaría según los resultados de este estudio.

**Palabras clave:** análisis de elementos finitos, pilar intermedio, conectores no rígidos, conectores rígidos, prótesis parcial fija.

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): 153-163.

---

**ABSTRACT. Introduction:** the purpose of this study is to establish the mechanical behavior between rigid and non-rigid fixed dental prosthesis of five units with an intermediate abutment using the finite element analysis (FEA). **Methods:** a five unit rigid model with 124.469 nodes and 76.215 elements and a non-rigid model with 125.130 nodes and 77.396 elements were designed. It consisted of trabecular bone, cortical bone, periodontal ligament, pulp, dentine, root, resinous cement, metal ceramic crowns and tube-lock adjustment (Sterngold®, Implamed Attleboro MA). 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

- 
- 1 Artículo derivado de una investigación hecha como requisito parcial para optar al título de especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, de uno de los coautores. Investigación financiada por el CODI, la Facultad de Ingeniería y la Facultad de Odontología de la Universidad de Antioquia. Investigación con la participación del Grupo de diseño mecánico de la Facultad de Ingeniería y el Grupo de biomateriales de la Facultad de Odontología.
  - 2 Estudiante de posgrado de Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia.
  - 3 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, profesor asistente, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: jcer75@yahoo.com.
  - 4 Odontólogo, especialista en Odontología Integral del Adulto, profesor asociado, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: flatorre@une.net.co.
  - 5 Ingeniero mecánico, magíster en Ingeniería Mecánica, profesor vinculado, Facultad de Ingeniería Mecánica, Universidad de Antioquia. Correo electrónico: junes@udea.edu.co.

RECIBIDO: AGOSTO 24/2010-ACEPTADO: NOVIEMBRE 2/2010

included in the model were modulus of elasticity, Poisson's ratio and non-rigid adjustment. Von Mises stresses, main, maximum and minimum, were calculated for each group. **Results and conclusions:** the analysis of the mechanical behavior indicated that the rigid fixed dental prosthesis showed a better distribution of the stresses in comparison with the non-rigid model. The behavior of each group indicated that the rigid model transmitted less stress to the underlying root and bone. The indication to use an adjustment would not be justified according to the results of this study.

**Key words:** finite element analysis, abutment, non rigid connectors, rigid-connectors, partial fixed prosthesis.

Márquez C, Escobar JC, Latorre F, Villarraga J. Stress distribution on a five unit fixed partial prosthesis with intermediate abutment: biomechanical analysis using a finite element model. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2011; 22(2): 153-163.

## INTRODUCCIÓN

Frente a la rehabilitación protésica por ausencia de piezas dentarias que involucra segmentos anteriores y posteriores, la prótesis fija dentosoportada es una alternativa. Esta alternativa protésica genera mayor dificultad cuando queda un pilar intermedio<sup>1</sup> como en el caso de una estructura que se extiende desde un incisivo central hasta un segundo premolar. Al respecto, existe una importante controversia en relación con su comportamiento biomecánico.

La literatura no es clara sobre la alternativa recomendada en estos casos; autores como Shillingburg y colaboradores 1973 y Oruc 2008 prefieren el uso de conectores no rígidos o directores de esfuerzos (ajustes) 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.<sup>2-4</sup> Estos ajustes, directores de esfuerzos o rompiefuerzas son ubicados generalmente en distal del pilar intermedio. Aparentemente, según Moulding y colaboradores<sup>5</sup> y Oruc y colaboradores<sup>4</sup> el movimiento de estos conectores es suficiente para prevenir la transferencia de esfuerzos a través de la prótesis parcial fija (PPF), desde donde inicia la carga hacia el hueso alveolar. Los conectores no rígidos constan de dos partes, las cuales se ensamblan formando una unidad funcional. Estas partes son un matrix o hembra ubicada hacia distal del pilar y un patirix o macho en mesial del pónico para facilitar la vía de inserción de la llave con el receptor y asentar el ajuste sólidamente con un movimiento mesial.<sup>6,7</sup> Algunos autores<sup>5, 8, 9</sup> omiten este principio al argumentar que este ajuste crea mayor distribución de esfuerzos al pilar intermedio generándole mayor sobrecarga de acuerdo con los resultados obtenidos

de los estudios fotoelásticos que hicieron. Savion y colaboradores<sup>10</sup> encontraron resultados similares a través de un modelo matemático, confirmando lo planteado anteriormente por los autores mencionados y sugiriendo que el pilar intermedio no actúa como fulcro.

En el caso de PPF un tipo de ajuste es el tube-lock (Sterngold® Implamed Attleboro MA), y se define como un ajuste intracoronario, resiliente y de semi-precisión. 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 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 presente estudio comparó el comportamiento de estas estructuras con conectores rígidos y no rígidos a través de la modelación de esta situación clínica con un sistema de elementos finitos 3D.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Con el propósito de contrastar la hipótesis: no existen diferencias significativas en el comportamiento biomecánico entre PPF de 5 unidades con pilar intermedio con conectores rígidos y PPF de 5 unidades con pilar intermedio con conectores no rígidos (de tipo tube-lock), se hizo un estudio descriptivo y comparativo basado en un modelo de elementos finitos 3D. Las variables analizadas fueron los esfuerzos máximos principales (tensiles), esfuerzos mínimos principales (compresivos) y los esfuerzos de von Mises, los cuales aglomeran los esfuerzos tensiles, compresivos y de

cizalladura. Se comparó la distribución y magnitud de estos esfuerzos en los dos grupos para cada situación de carga.

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>12</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 en el *software* CosmosWorks® versión educativa 2007-2008. Se emplearon 76,215 elementos sólidos tetraédricos en el modelo rígido y 77,396 para el modelo no rígido con 124,469 nodos en el rígido y 125,130 en el no rígido. En el modelo se incluyeron: las estructuras de soporte como hueso esponjoso, hueso cortical, ligamento periodontal, pulpa, dentina, raíz, estructura metálica en aleación noble, ajuste no rígido y cerámica feldespática (tabla 1).

A estos dos modelos de PPF de cinco unidades con pilar intermedio, uno con ajuste y otro sin

ajuste. Se le aplicaron fuerzas de 200 N<sup>17</sup> de cuatro formas, así:

1. Aplicación de 200 N con dirección oblicua sobre la superficie palatina en el primer pilar (central) simulando movimiento protrusivo, bajo un esquema de oclusión mutuamente protegida.
2. Aplicación de 200 N en el pilar intermedio (canino) con dirección oblicua imitando movimiento de lateralidad guiada por el canino.
3. Aplicación de 200 N con dirección oblicua sobre el tercer pilar (segundo premolar) imitando interferencia en el lado de balanza durante la lateralidad.
4. Aplicación de 200 N distribuida entre todos los dientes, tanto en pónicos como en pilares, simulando la máxima intercuspidad, con vectores de fuerza oblicuos y verticales.

## Geometría

Se modelaron de forma individual, el incisivo central, el canino y el premolar con un muñón que cumpliera con principios de tallado como retención, resistencia y solidez estructural, con ángulo de convergencia de 6°, y desgaste dental que conservó la anatomía del diente involucrado.<sup>19</sup> Para el estudio se tuvo una consideración especial en el canino en su superficie distal donde se ubicó el ajuste y se hizo un desgaste entre 1,9 y 2 mm.<sup>11</sup>

Tabla 1. Propiedades mecánicas de materiales y estructuras

Elementos (tejidos)	E(Mpa)			V		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Hueso cortical <sup>13</sup>	10,300	14,200	27,000	0,295	0,100	0,115
Hueso esponjoso <sup>13</sup>	315,650	390,380	942,630	0,295	0,100	0,115
Dentina <sup>13, 14</sup>	18,600	18,600	18,600	0,310	0,310	0,310
Porcelana Ivoclar® <sup>14, 15</sup>	69,000	69,000	69,000	0,280	0,280	0,280
Estructura metálica (metal noble Spartan Plus Pd 78,8% Au 2%) <sup>16</sup>	97,000	97,000	97,000	0,330	0,330	0,330
Ligamento periodontal <sup>13</sup>	68,900	68,900	68,900	0,450	0,450	0,450
Ajuste tube-lock Sterngold® <sup>16</sup>	97,000	97,000	97,000	0,330	0,330	0,330
Pulpa <sup>15, 17</sup>	2,000	2,000	2,000	0,450	0,450	0,450
Cemento Resinoso 3M® <sup>18</sup>	4,738	4,738	4,738	0,270	0,270	0,270

E: módulo de elasticidad.  
V: coeficiente de Poisson.

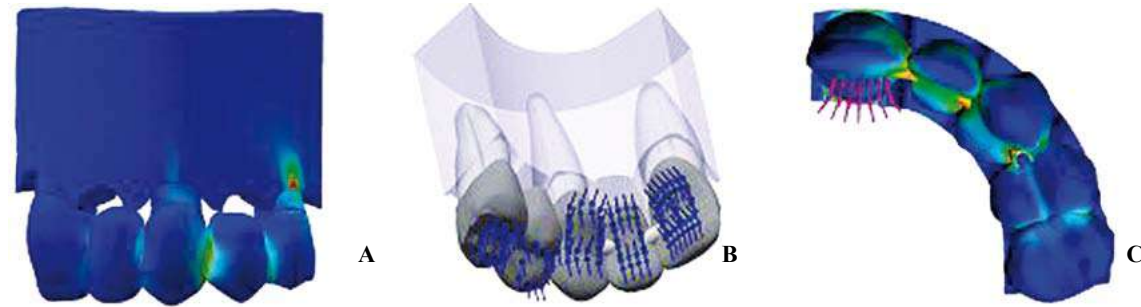


Figura 1. Diseño de tramo protésico fijo de cinco unidades con pilar intermedio con conectores rígidos (A), con aplicación de carga en pilares y pónicos (B) y conector no rígido (C)

La raíz se diseñó de forma cónica para el incisivo central y ovalada para el canino y para el segundo premolar (siendo este último un poco más corto) para que la modelación se acercara más a la realidad.<sup>20</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 (materiales con iguales características en todas las direcciones); este tuvo un espesor en la periferia de la raíz de 0,5 mm y se ubicó a 1,5 mm de la unión cementoamélica.<sup>21</sup>

Para el diseño del hueso alveolar se incluyeron el hueso esponjoso que formó el interior del cuerpo maxilar y el hueso cortical que rodeó tanto el maxilar como el alvéolo. Se consideraron ambas estructuras con propiedades ortotrópicas (diferentes características en los ejes  $x$ ,  $y$ , y  $z$ ). El hueso cortical fue de 1 mm de espesor en la zona periférica desde la región basal y de 0,5 mm hacia la región interna del alvéolo.<sup>21</sup> El incisivo superior 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 (pónico) 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 mm x 5 mesio distal x 6 buco lingual, en el primer premolar (pónico) la corona fue de 8,5 mm cérvico-incisal x 7 mesodistal x 9 vestibulo palatino, en el segundo premolar la longitud fue de 22,5 mm, la corona es de 8,5 mm cérvico-incisal x 7 mesodistal x 9 vestibulo

palatino y la raíz 14 mm de longitud x 5 mesodistal x 8 vestibulo palatino.<sup>20</sup>

Las dimensiones del ajuste tube-lock pequeño correspondieron a la hembra tanto del cilindro como del diámetro externo de 1,6 mm y el diámetro del macho de 0,9 mm. La longitud debe ser de 6 mm en el sistema ensamblado.<sup>11</sup>

### Malla

Los modelos finales se hicieron en el *software* SolidWorks®, que trae el CosmosWorks® como complemento de los análisis del comportamiento mecánico de las estructuras. Para ello se hizo un análisis elástico lineal utilizando elementos tetraédricos de orden superior (elementos que permiten tres grados de libertad traslacional y rotacional por nodo) con el fin de obtener 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 (figura 2 y tabla 2).

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

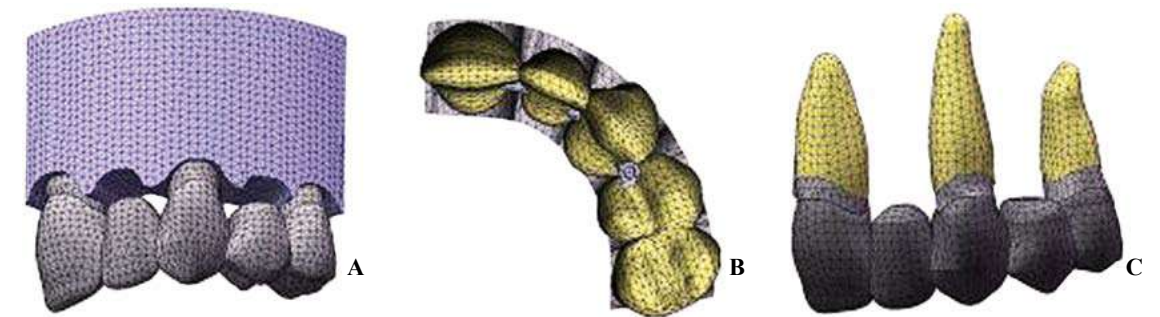


Figura 2. Malla del modelo rígido (A), no rígido (B) y dientes, raíz y ligamento (C)

cia del modelo, 0,0425 mm, hace referencia a qué tan separados pueden estar los elementos uno del otro para que se asuma como contacto o unión. La calidad de la malla se refiere al refinamiento de esta con la adición de nodos intermedios en el elemento, lo cual permite mejorar la geometría del modelo.<sup>22,23</sup>

Tabla 2. Detalles de la malla del modelo rígido y no rígido

	Rígido	No rígido
Tipo de malla	Elementos sólidos tetraédricos	Elementos sólidos tetraédricos
Mallador utilizado	Estándar	Estándar
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden	Elementos cuadráticos de alto orden
Comprobación jacobiana	4,0	4,0
Tamaño de elementos	0,85 mm	0,85 mm
Tolerancia	0,0425 mm	0,0425 mm
Número total de nodos	124,469	125,130
Número total de elementos	76,215	77,396
Máxima relación de aspecto	229,59	61,162

Para la creación de los modelos tridimensionales de los dos tipos de conectores se empleó el *software* SolidWorks® y se hicieron a partir de la anatomía dental expuesta por Woelfel<sup>20</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 utilizando CosmosWorks®; los demás elementos como la estructura metálica y la cerámica feldespática se modelaron tomando como base elementos protésicos existentes, de forma tal

que las geometrías fueran lo más parecidas posibles a las reales.

Para la modelación del ajuste se tomaron como medidas un radio externo para el macho de 0,4 mm y para la hembra un radio interno de 0,5 mm. Debido a estas medidas se obtuvo un espacio entre macho y hembra de 0,1 mm (0,2 mm en forma diametral), la altura del ajuste tiene una medida de 4,8 mm.<sup>11</sup>

Para la simulación del ajuste de la prótesis se utilizó un contacto tipo “sin penetración” debido a que este tipo de contacto permite la separación de las caras pero no permite la penetración de una cara dentro de otra.

### RESULTADOS

El programa proporciona una escala de valores, en la cual los resultados negativos determinan las zonas de compresión y los positivos las zonas de tensión.<sup>23</sup>

Los esfuerzos máximos mostrados por el sistema (hueso, ligamento, raíz, estructura y porcelana) los presenta la porcelana, en las regiones cercanas a las máximas deformaciones. Esto es un resultado lógico debido a que 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, también se puede observar el efecto de apantallamiento que le brinda la estructura metálica a la porcelana, permitiendo que el conjunto absorba mejor las deformaciones sufridas por los efectos de flexión ocasionados por las diferentes cargas y por el hecho de considerar el sistema en tres dimensiones.



Con respecto al ligamento periodontal, se observó que este permite pequeños desplazamientos de las raíces, es decir, funcionan como una interfase elástica, la cual disminuye los esfuerzos sufridos por los demás elementos. Así, las deformaciones se pueden dar de forma no tan restringida comparada a un modelo que no involucre este ligamento, así este elemento ayuda a la protección de todo el sistema.

En el análisis comparativo de la distribución de los esfuerzos sobre la PPF de cinco unidades con conector rígido se evaluaron los esfuerzos de von Misses (tabla 3), máximos tensiles (tabla 4) y mínimos compresivos (tabla 5) principales.

**Tabla 3. Comparación de esfuerzos von Misses (MPa) en una estructura de cinco unidades con conector rígido y no rígido ante una carga de 200 N**

von Misses (MPa)			
Situación de carga	Componente	Rígido	No rígido
Central	Restauración	92,75	92,17
	Hueso	85,67	123,20
	Raíz	41,40	54,48
Canino	Restauración	57,39	86,37
	Hueso	61,75	66,65
	Raíz	26,04	10,17
Premolar	Restauración	119,10	85,57
	Hueso	115,70	131,80
	Raíz	29,89	32,78
Todos	Restauración	68,80	44,47
	Hueso	30,44	48,89
	Raíz	19,06	44,61

**Tabla 4. Comparación de esfuerzos máximos principales (MPa) en una estructura de cinco unidades con conector rígido y no rígido ante una carga de 200 N**

Máximos principales (MPa)			
Situación de carga	Componente	Rígido	No rígido
Central	Restauración	112,70	88,73
	Hueso	62,50	85,96
	Raíz	21,76	73,18
Canino	Restauración	68,73	72,66
	Hueso	58,13	69,03
	Raíz	7,95	10,55
Premolar	Restauración	116,3	89,48
	Hueso	109,60	135,00
	Raíz	21,10	22,03
Todos	Restauración	55,95	65,86
	Hueso	36,62	38,71
	Raíz	9,40	23,91

**Tabla 5. Comparación de esfuerzos mínimos principales (MPa) en una estructura de cinco unidades con conector rígido y no rígido ante una carga de 200 N**

Mínimos principales (MPa)			
Situación de carga	Componente	Rígido	No rígido
Central	Restauración	-118,00	-86,72
	Hueso	-88,03	-148,50
	Raíz	-42,50	-36,86
Canino	Restauración	-67,79	-89,94
	Hueso	-51,55	-54,35
	Raíz	-32,70	-9,28
Premolar	Restauración	-103,90	-81,80
	Hueso	-110,80	-125,60
	Raíz	-33,55	-33,88
Todos	Restauración	-40,48	-46,92
	Hueso	-36,66	-57,88
	Raíz	-21,91	-50,98

Para los esfuerzos de von Misses en el modelo rígido con una carga de 200 N aplicada en sentido oblicuo al central se encontró la mayor concentración de esfuerzos en el conector (92,75 MPa), en el hueso se concentró en el tercio cervical palatino (85,67 MPa) y en la raíz en menor proporción (41,4 MPa; figura 3).

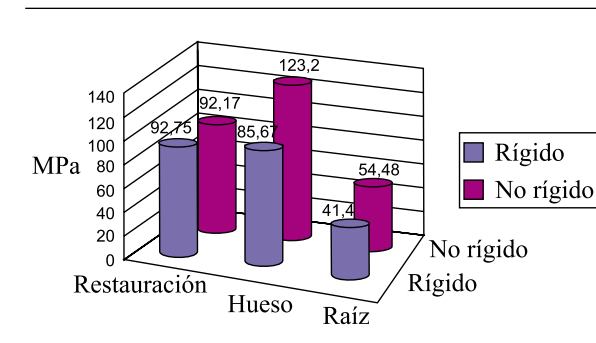
Para la aplicación de carga en el canino (200 N), se observó la mayor concentración de esfuerzos en los conectores de la restauración (57,39 MPa). A diferencia del central, en este modelo la mayor concentración se dio en el hueso hacia el tercio cervical vestibular (61,75 MPa). En la raíz la distribución es menor (26,04 MPa) que en el hueso y en la restauración (figura 4).

En la situación de carga en el premolar (200 N oblicua), el mayor esfuerzo en la restauración se observó en el conector (119,1 MPa). En el hueso, el mayor esfuerzo se dio en el tercio cervical y medio vestibular (115,7 MPa) y en la raíz se concentró en el área cervical (29,89MPa; figura 5).

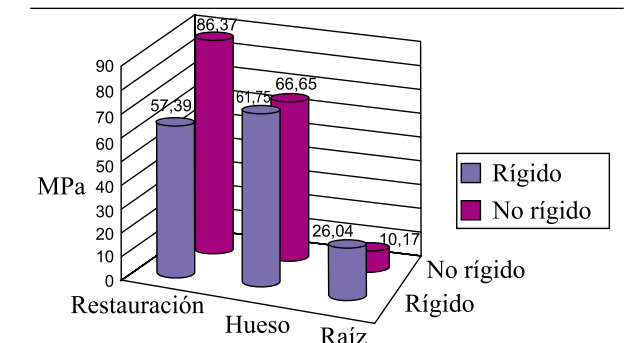
Para los esfuerzos de von Misses en el modelo rígido con carga de 200 N distribuida en todos los dientes (pilares y pónicos) se observó mayor distribución de los esfuerzos en los conectores de la restauración (68,8 MPa) y en menor proporción en hueso, en palatino del central (30,44 MPa) y raíz del central (19,06 MPa). Cuando se evalúa el punto de concen-

tración de los esfuerzos, el central absorbe mayor carga coherente con los resultados individuales de

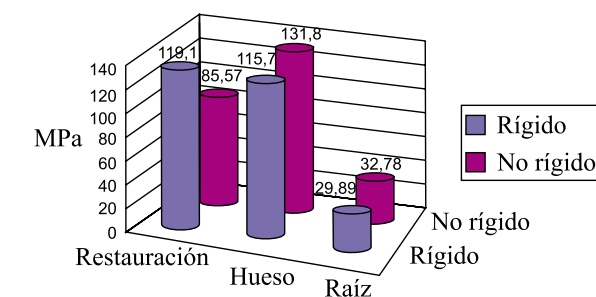
cada pilar. La raíz concentró mayores esfuerzos en cervical (figuras 6 y 7).



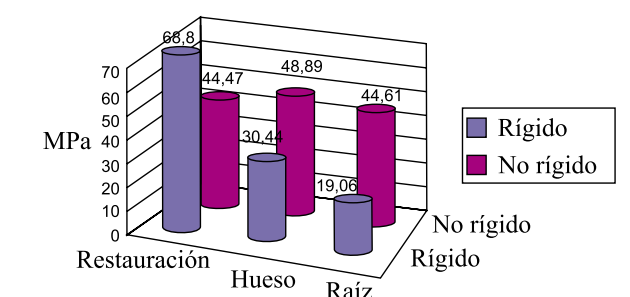
**Figura 3. Esfuerzos von Misses para situación de carga en el central**



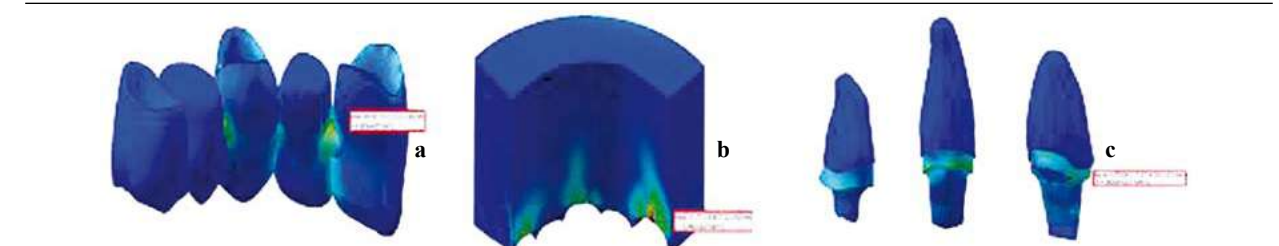
**Figura 4. Esfuerzos von Misses para situación de carga en el canino**



**Figura 5. Esfuerzos von Misses para situación de carga en el segundo premolar**



**Figura 6. Esfuerzos von Misses para situación de carga en todos los demás**



**Figura 7. Esfuerzos von Misses en modelo rígido con situación de carga 4 (sobre pilares y pónicos). Restauración (a), hueso (b) y raíz con ligamento periodontal (c)**

Para el modelo con ajuste, con carga en el central (200 N), se encontró mayor concentración en el conector (92,17 MPa), en el hueso la concentración más alta se dio en palatino (123,2 MPa) y en la raíz (54,48 MPa) la distribución fue en cervical hacia la cara palatina (figura 3).

En el canino (200 N), la mayor concentración en la restauración se encontró en el ajuste hacia palatino y en menor proporción hacia el conector mesial (86,37 MPa) en una dirección más cervical. En el hueso (66,65 MPa) la concentración fue menor que en la restauración haciéndose evidente en vestibulo-

lar y los esfuerzos más bajos se dieron en la raíz (10,17 MPa; figura 4).

Para la carga en el premolar (200 N), la mayor concentración de esfuerzos en la restauración se dio en palatino en el ajuste (85,57 MPa). En el hueso, los esfuerzos se dieron en tercio cervical y medio hacia vestibular (131,8 MPa), siendo este valor el mayor de las tres variables. En la raíz, los esfuerzos se concentraron en cervical vestibular (32,78 MPa; figura 5).

Para la situación de carga aplicada a todos los dientes (200 N), en la restauración se dio principalmente en palatino en el ajuste (44,47 MPa), en el hueso la mayor concentración ocurrió en palatino del central (48,89 MPa) y en la raíz, en cervical palatino del central (44,61 MPa) (figuras 6 y 8).

Para los esfuerzos máximos y mínimos principales, los resultados arrojados por esta investigación se observan en las tablas 4 y 5.

## DISCUSIÓN

La literatura actual no es concluyente sobre el comportamiento del pilar intermedio en una PPF de 5 unidades. Por esto, herramientas de análisis como el método de elementos finitos son importantes para dilucidar el verdadero comportamiento de este tramo protésico con conectores rígidos y no rígidos.

Este estudio tiene importancia porque es un análisis tridimensional (3D) de un tramo de 5 unidades superior, de central a segundo premolar, donde incluye el lateral y el primer premolar como pónicos, el cual no puede ser totalmente comparado con otros

estudios, ya que la literatura sobre el tema es escasa y la mayoría son investigaciones con metodología fotoelástica, que presenta mayores limitaciones.

La investigación de Oruc y colaboradores<sup>4</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 según este resultado.

Las zonas donde Oruc y colaboradores<sup>4</sup> encuentran los mayores esfuerzos concuerdan con el presente artículo, ya que los conectores son zonas concentradoras de esfuerzos debido al cambio de geometría que se da en esta área. Sin embargo se encuentra una diferencia significativa en la conclusión final, ya que el modelo de este estudio muestra un comportamiento más favorable para el modelo rígido en las estructuras de soporte, lo cual está de acuerdo con la sugerencia del modelo matemático hecho por Savion y colaboradores<sup>10</sup> quienes encuentran que no hay evidencia de que el pilar intermedio se comporte como un fulcro o que el sistema no rígido sea más beneficioso que el rígido, al contrario, encuentran que el rígido sería más recomendable.

En el análisis de este estudio se encontró que los esfuerzos se transmiten principalmente en el área donde se recibe el esfuerzo y su transmisión hacia los pilares más lejanos se reduce significativamente. Esto es, contrario a la hipótesis de fulcro que algunos autores<sup>2,3</sup> han expresado, además en el área donde se recibe el esfuerzo existe una compensación,

inicialmente por la estructura rígida de la corona y por estructuras anatómicas como el ligamento periodontal, lo cual ayuda a disipar la energía y a disminuir su transmisión a otras zonas del tramo.

En el estudio de Oruc y colaboradores<sup>4</sup> se encuentran varias limitantes, una de ellas es la no modelación del ajuste, ya que plantean que para hacerlo dejaron las dos caras libres, es decir, sin unión. También fue limitante, la utilización solamente de cargas verticales, que serían las menos preocupantes para un sistema dinámico y la no aplicación de cargas individuales en el pilar intermedio. Estas diferencias dejan una limitación a los resultados que los autores entregan. En la presente investigación se modeló el ajuste tube-lock de la casa comercial Sterngold® Implamed Attleboro MA, se aplicaron cargas oblicuas en cada uno de los pilares y en todo el tramo y la magnitud de la carga fue de 200 N.

Los resultados que se presentan en este estudio son coherentes con los encontrados en la literatura existente como en las publicaciones de Landry y colaboradores,<sup>8</sup> Standlee y Caputo,<sup>9</sup> Moulding y colaboradores<sup>5</sup> y Sutherland y colaboradores.<sup>24</sup>

Landry y colaboradores<sup>8</sup> en un estudio fotoelástico examinaron la distribución de esfuerzos en estructuras de cinco unidades con pilar intermedio usando conectores rígidos y no rígidos y determinaron que en una estructura rígida sometida a esfuerzos la distribución se hacía a los pilares de manera más uniforme. Ante cargas mesiales al conector no rígido, se presentó mayor concentración de esfuerzos sobre los pilares del segmento y un mínimo esfuerzo distribuido en los pilares posteriores al ajuste. También concluyeron que la utilización de conectores no rígidos no reveló una distribución favorable de los esfuerzos tensiles sobre los pilares. Standlee y Caputo<sup>9</sup> simulaban una PPF de cinco unidades con pilar intermedio y emplearon conectores rígidos y no rígidos y sometieron la estructura a esfuerzos. Determinaron que no hay evidencia de que el pilar intermedio actúe como fulcro. El estudio mostró que con conectores no rígidos el esfuerzo aumentaba en el pilar sometido, mientras que en los pilares sin carga el esfuerzo disminuía. Moulding y colaboradores<sup>5</sup> estudiaron un modelo bajo un

método fotoelástico y concluyeron que en una PPF con conectores rígidos la distribución de esfuerzos fue vertical equitativamente. Con un conector no rígido en el pilar intermedio sometido a esfuerzos la concentración mayor estaba alrededor de la raíz debido a la inadecuada eficacia de los conectores no rígidos para distribuir adecuadamente los esfuerzos a los pilares terminales. Sutherland y colaboradores<sup>24</sup> analizaron la distribución de los esfuerzos cualitativamente en un estudio fotoelástico en PPF con conectores rígidos y no rígidos, y encontraron que en el diseño con conectores no rígidos los pilares se comportaban independientemente bajo fuerzas compresivas.

Contrario a lo planteado por Oruc y colaboradores<sup>4</sup> y Shillingburg,<sup>2</sup> en este estudio, el modelo no rígido transmite mayor esfuerzo al hueso y a la raíz, a diferencia de lo encontrado en el modelo rígido donde la distribución de los esfuerzos es ampliamente distribuida hacia la restauración, protegiendo las estructuras de soporte. Según Savion y colaboradores,<sup>10</sup> no hay reportes de estudios prospectivos y retrospectivos en pacientes de tramos fijos dentosoportados con un pilar intermedio antes de 2006 y no hay una explicación mecánica clara de por qué autores como Shillingburg y otros<sup>2,25</sup> postularon que el uso de conectores rígidos en tal situación clínica lleva al establecimiento de una palanca tipo I. En este tipo de palancas, el pilar intermedio es el fulcro, generando movimientos de intrusión y tracción de los pilares terminales y durante la función, este movimiento resultaría en la descementación del pilar terminal de menor retención, llevando al fracaso de la restauración. El resultado presentado por Oruc y colaboradores<sup>4</sup> en 2008, en el cual plantea que el pilar intermedio rígido sufriría mayor esfuerzo, no está sustentada en su estudio y no hay una explicación clara sobre este posible efecto.

En los resultados presentados en esta investigación, la explicación de por qué se aumentó el esfuerzo en el modelo no rígido en la estructura se debería a que al tener un ajuste en el pilar intermedio, se comportaría como dos tramos independientes y no se presenta una distribución a lo largo de la restauración sobrecargando más la estructura en algunas zonas, donde los tejidos subyacentes terminarían



Figura 8. Esfuerzos von Mises en modelo no rígido con situación de carga 4 (sobre pilares y pónicos). Restauración (a), hueso (b) y raíz con ligamento periodontal (c)

absorbiendo mayor esfuerzo. Esto se evidencia en la situación de carga para todos los dientes, en que los mayores valores de concentración se observaron en los pilares mesial e intermedio por el mayor componente oblicuo de carga. Es de considerar que al comparar el modelo rígido con el no rígido con aplicación de carga en pilares y púnticos, las raíces y el hueso muestran un esfuerzo más bajo en el modelo sin ajuste.

Este modelo presenta un comportamiento lógico de acuerdo con las propiedades mecánicas de los materiales y los tejidos, ya que las restauraciones, debido a su módulo de elasticidad más alto, absorben mayor esfuerzo, esto se evidencia en el modelo rígido en el que la distribución de esfuerzos se da a lo largo de toda la estructura, resultado también encontrado en los estudios de Oruc y colaboradores<sup>4</sup> y Savion y colaboradores.<sup>10</sup>

Autores como Pissiotis y Michalakis<sup>26</sup> proponen utilizar prótesis fija con conectores no rígidos sobre dientes periodontalmente comprometidos, esto sin embargo según los resultados de la actual investigación y según criterios de autores como Shillingburg<sup>3</sup> sería una contraindicación, ya que las estructuras de soporte son las que reciben los mayores esfuerzos.

En esta investigación la fuerza aplicada fue la misma para el pilar distal como para el mesial, sin embargo, de acuerdo con los vectores musculares las fuerzas recibidas serían de diferente magnitud, por lo tanto sería interesante plantear otros estudios donde se haga una distribución diferente de las fuerzas aplicadas.

Es importante destacar el papel del ligamento periodontal en estos modelos, ya que, según los resultados de esta investigación, es este quien disipa las fuerzas excesivas que sufre el sistema, por lo tanto se recomienda en futuras investigaciones tener en cuenta un diseño no lineal.

## CONCLUSIÓN

A pesar de las limitaciones del estudio se puede concluir que el comportamiento del modelo con conector rígido es más favorable para todo el sistema

ya que distribuye los esfuerzos en mayor proporción en la restauración y en menor magnitud a las estructuras subyacentes.

## CORRESPONDENCIA

Julio César Escobar Restrepo  
Facultad de Odontología  
Universidad de Antioquia  
Correo electrónico: jcer75@yahoo.com

## REFERENCIAS

1. The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94(1): 10-92.
2. Shillingburg H, Fisher D. Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc* 1973; 87(6): 1195-1199.
3. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Principles of tooth preparations. En: Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3.ª ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 119-138.
4. 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): 185-192.
5. Moulding M, Holland G, Sulik W. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors. *J Prosthet Dent* 1988; 59(3): 263-274.
6. Mallat E. Retenedores directos. En: Mallat E, Keogh TP. *Prótesis parcial removible: clínica y laboratorio*. Madrid: Elsevier; 2004. p. 67-121.
7. Jenkins G. Auxiliary attachments. En: Jenkins G. *Precision attachments*. London: Quintessence; 1999. p. 65-80.
8. Landry K, Johnson P, Parks V, Pelleu G. A photoelastic study to determine the location of the nonrigid connector in a five-unit intermediate abutment prosthesis. *J Prosthet Dent* 1987; 57(4): 454-457.
9. Standlee J, Caputo A. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int* 1988; 19(6): 403-410.
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): 345-352.
11. Sterngold Implamed. Segmenting attachments. En: Sterngold Implamed. *Attachments in fixed bridgework. Procedure manual*. Attleboro: Cookson Company; 1998. p. 2.4-1-2.4-4.
12. Chandrupatla T, Belegundu A. *Introduction to finite elements in engineering*. 2.ª ed. México: Prentice Hall; 1997. p. 1-20.
13. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94(4): 321-329.

14. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682.
15. Albuquerque R, De Abreu L, Fontana R, Cimini C. Stress Analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003; 30(9): 236-243.
16. Williams/Ivoclar. Alloy property chart [Internet] [Consultado 2007 Sept 17] URL disponible en <http://www.williamsadv.com/specialtyAlloys/>.
17. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005; 38(12): 2375-2389.
18. De Jager N, Pallau P, Feilzer A. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater* 2004; 20: 457-462.
19. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. The complete cast crown preparation. En: Rosenstiel S. *Contemporary fixed prosthodontics*. 4.ª ed. St Louis Missouri: Mosby; 2006. p. 258-271.

20. Scheid RC. Morphology of the permanent incisors, canines, premolars. En: Sheid RC. *Woelfel's Dental anatomy, It's relevance to dentistry*. 6.ª ed. Pennsylvania: Williams & Wilkins; 2002. p. 119-212.
21. Roomed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 209-215.
22. Mottram JT, Shaw CT. Finite element method. En: Mottram JT. *Using finite elements in mechanical design*. New York: McGraw-Hill; 1996. p. 13-14.
23. Reddy JN. Boundary element method. En: Reddy JN. *An introduction to the finite element method*. 3.ª ed. New York: McGraw-Hill; 2005. p. 442-443.
24. 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: 616-623.
25. Gill J. Treatment planning for mouth rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1952; 2: 230-245.
26. Pissiotis A, Michalakis K. An esthetic and hygienic approach to the use of intracoronal attachments as interlocks in fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1998; 79(3): 347-349.