



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD  
CARRERA DE ESTOMATOLOGÍA


“EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS COMPRESIVO  
DE UNA PRÓTESIS FIJA DE 4 ELEMENTOS CON DIFERENTES  
CONECTORES A TRAVÉS DEL MÉTODO DE ELEMENTO FINITO.”

Tesis para optar al grado académico de:  
MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL

Presentado por:  
Bach. HUGO CHRISTHOPER CORONADO DONAYRE (0000-0002-  
7856-9788)

Asesor:  
Mg. GUSTAVO AUGUSTO HUERTAS MOGOLLÓN (0000-0001-  
5220-3588)

LIMA – PERÚ  
2019

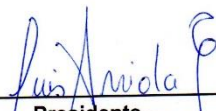
	Reglamento de Grados y Títulos	Código: SG-RE-001-V2	Emisión: junio 2015	Vigencia 25/0615
---	--------------------------------	-------------------------	---------------------------	---------------------

### ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS


En la ciudad de Lima a los 16 días del mes de **SETIEMBRE** del 2019, siendo las.....*12:00 m*.....horas , con la asistencia del jurado de Tesis Presidido por el **Dr. LUIS ERNESTO ARRIOLA GUILLÉN**, los miembros del Jurado **Mg. RUBEN ANGELES LÓPEZ** y **Mg. ANA LÓPEZ FLORES** y el Asesor de la tesis **Mg. GUSTAVO HUERTAS MOGOLLÓN**; el **BACH. HUGO CHRISTHOPER CORONADO DONAYRE**; autor de la tesis Titulada : “ **EVALUACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DEL ESTRÉS COMPRESIVO DE UNA PRÓTESIS FIJA DE 4 ELEMENTOS CON DIFERENTES CONECTORES A TRAVÉS DEL MÉTODO DE ELEMENTO FINITO**” , con el fin de optar el Grado Académico de **MAESTRO EN REHABILITACIÓN ORAL**.

Concluida la exposición, se procedió a la evaluación y deliberación por parte del jurado correspondiente, habiendo sido.....*Aprobado*..... con el calificativo de.....*muy bueno (16)*.....

Se extiende la presente acta en tres originales y siendo las..... horas, se da por concluido el Acto Académico de Sustentación .

  
 Presidente  
**Dr. LUIS ARRIOLA GUILLÉN**  
 DNI: 40990364

  
 Miembro  
**RUBEN ANGELES LÓPEZ**  
 DNI: 10151320

  
 Miembro  
**Mg. ANA LÓPEZ FLORES**  
 DNI: 10140964

  
 Asesor  
**Mg. GUSTAVO HUERTAS MOGOLLÓN**  
 DNI 42279064

**JURADO EVALUADOR**

**PRESIDENTE : Mg. Esp. RUBÉN GERARDO ÁNGELES LÓPEZ**

**SECRETARIO : Dr. Esp. LUIS ERNESTO ARRIOLA GUILLÉN**

**VOCAL : Mg. Esp. ANA ISABEL LÓPEZ FLORES**

## DEDICATORIA

Este trabajo se lo dedico a mi familia por su comprensión y apoyo para poder realizar esta maestría.

## **AGRADECIMIENTOS**

Le doy gracias a mis padres por haberme inculcado desde niño a que estudiar es indispensable para lograr los objetivos que uno se traza en la vida.

## CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
I. Introducción.....	1
II. Planteamiento del problema.....	2
III. Marco teórico.....	3
IV. Justificación.....	26
V. Hipótesis.....	27
VI. Objetivos.....	28
6.1. Objetivo general.....	28
6.2. Objetivos específicos.....	28
VII. Materiales y método.....	29
7.1. Tipo de estudio.....	29
7.2. Grupo de estudio.....	29
7.3. Criterios de selección.....	29
7.4. Definición y operacionalización de variables.....	30
7.5. Método y técnicas.....	31
7.5.1. Método.....	31
7.5.2. Técnicas y procedimientos.....	31
7.6. Consideraciones éticas.....	33
7.7. Procesamiento y análisis de datos.....	33
VIII. Resultados.....	34
IX. Discusión.....	53
X. Conclusión.....	56
XI. Recomendaciones.....	57
XII. Referencias bibliográficas.....	58
XIII. Anexos.....	61
XIV.	

## INDICE DE TABLAS

	Pág.
<b>Tabla 1:</b>	
Valores máximos en megapascales, de estrés compresivo de los componentes de una prótesis fija de 4 elementos a través de MEF sometidos a 500N .....	35

## INDICE DE GRÁFICOS

	Pag.
<p><b>Gráfico 1.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	36
<p><b>Gráfico 2.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	37
<p><b>Gráfico 3.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	38
<p><b>Gráfico 4.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	39
<p><b>Gráfico 5.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....</p>	40
<p><b>Gráfico 6.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....</p>	41
<p><b>Gráfico 7.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....</p>	42
<p><b>Gráfico 8.</b> Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....</p>	43



<b>Gráfico 9.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	44
<b>Gráfico 10.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	45
<b>Gráfico 11.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	46
<b>Gráfico 12.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	47
<b>Gráfico 13.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	48
<b>Gráfico 14.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	49
<b>Gráfico 15.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	50
<b>Gráfico 16.</b>	
Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N. ....	51

**INDICE DE ANEXOS**

	<b>Pag.</b>
<b>Tabla 2:</b> Propiedades mecánicas de los materiales.....	61
<b>Fig. 1:</b> Pilares en molares inclinados.....	62
<b>Fig. 2:</b> Las fuerzas axiales al eje dentario se distribuyen diferentes de acuerdo a la inclinación .....	62
<b>Fig. 3:</b> Alternativas en molares inclinados.....	62
<b>Fig. 4:</b> Prótesis parcial fija, con conectores rígidos.....	63
<b>Fig. 5:</b> Interlock. Aditamento intracoronal de precisión. Tomado de catálogo Sterngold, 2008.....	63
<b>Fig. 6:</b> Beyeler. Aditamento intracoronal de precisión. Tomado de catálogo Sterngold, 2008.....	63
<b>Fig. 7:</b> Combi- Snap. Aditamento intracoronal de precisión tomado de catálogo Sterngold, 2008.....	64
<b>Fig. 8:</b> Conector no rígido de semiprecisión. Espigas de plástico calcinable. Tomado de Rosentiel y cols, 2009.....	64
<b>Fig. 9:</b> Conector no rígido de semiprecisión. Encerado de PPF extensa con espiga colocado en distal del retenedor del 23 y 11. Tomado de Rosentiel y cols, 2009.....	65
<b>Fig. 10:</b> Figura: Aditamentos intracoronaes de semiprecisión. <b>A</b> Tube Lock®. Tomado de catálogo de Sterngold, 2008.....	65

## LISTA DE ABREVIATURAS

%	= por ciento
Fig	= figura
Gpa	= Gigapascales
MEF	= Método de elemento finito
mm	= milímetros
Mpa	= Megapascales
Ni-Cr	= aleación de níquel cromo
N	= Newtons
PPF	= Prótesis parcial fija
$\varepsilon$	= Módulo de elasticidad
$\nu$	= Coeficiente de poisson

## RESUMEN

La presencia de brechas amplias o pilares inclinados es un reto para la rehabilitación con prótesis parcial fija sea con conectores rígidos o no rígidos; aún no está claro que alternativa es más adecuada en estos casos, pues no es conocido el comportamiento biomecánico de estos conectores y como actúan en la distribución de las fuerzas.

El objetivo del estudio fue evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis fija de 4 elementos con diferentes conectores a través del método de elemento finito.

El grupo de estudio estuvo conformado por cuatro simulaciones de puentes de primera premolar a segunda molar inferior; en donde el modelo 1 presentaba ambos pilares rectos y conectores rígidos. El modelo 2 presentaba el pilar posterior mesializado a  $30^\circ$  con conector rígido. El modelo 3 presentaba el pilar posterior mesializado a  $30^\circ$ , con conector no rígido posicionado en mesial de la segunda molar. El modelo 4 presentaba el pilar posterior mesializado a  $30^\circ$ , con conector no rígido posicionado en distal de la primera premolar. Todos evaluados por el método de elemento finito (MEF), bajo una condición de carga compresiva de 500N, en donde la distribución de tensiones se evaluó con la escala de Von Mises.

En el modelo 4 se halló el más alto valor de estrés radicular y óseo (214.34 MPa y 153.19 MPa), el menor valor de estrés radicular y óseo fue hallado en el modelo 2 (23.89 MPa y 11.04 MPa). En relación a la estructura de la prótesis el más alto nivel de estrés a nivel de porcelana lo recibe el modelo 4 (388.62 MPa) y en el metal el modelo 1 (888.71 MPa), mientras que los menores valores fueron hallados en el modelo 2 en ambas estructuras;

En conclusión, las estructuras de la prótesis fija (porcelana y metal) presentan los más altos niveles de estrés en relación a las estructuras anatómicas (hueso y raíz). Al colocar el conector en el pilar anterior el stress que reciben las estructuras es mayor, por ende este modelo no sería ideal de utilizar, indistintamente el pilar posterior este vertical o angulado.

**Palabras Claves:** Método de elemento finito, análisis del estrés dental, pilares dentales, prótesis parcial fija

## ABSTRACT

The presence of wide gaps or inclined abutments is a challenge for rehabilitation with partial fixed dentures (FPD) with rigid or non-rigid connectors; It is not yet clear which alternative is more appropriate in these cases, since the biomechanical behavior of these connectors is not known and how they act in the distribution of forces.

The aim of the study was to evaluate the distribution of compressive stress of 4-units FPDs with different connectors, by the finite element method.

The study group consisted of four simulations of bridges from first premolar to second lower molar; where model 1 presented both straight abutment and rigid connectors. Model 2 presented a 30° mesialized posterior abutment with rigid connector. Model 3 presented a 30° mesialized posterior abutment with a non-rigid connector positioned mesially of the second molar. Model 4 presented a 30° mesialized posterior abutment with a non-rigid connector positioned distally to the first premolar. All evaluated by the finite element method (MEF), under a compressive load condition of 500N, where the stress distribution was evaluated with the Von Mises scale.

In model 4, the highest value of root and bone stress was found (214.34 MPa and 153.19 MPa), the lowest value of root and bone stress was found in model 2 (23.89 MPa and 11.04 MPa). In relation to the structure of the prosthesis, the highest level of stress at the porcelain level is received by model 4 (388.62 MPa) and in metal the model 1 (888.71 MPa), while the lowest values were found in model 2 in both structures

In conclusion, the structures of fixed prostheses (porcelain and metal) present the highest levels of stress in relation to anatomical structures (bone and root). When placing the connector on the anterior abutment the stress received by the structures is highest, therefore this model would not be ideal to use, regardless of the posterior pillar is vertical or angled.

**Keywords:** Finite element analysis, Dental Stress Analysis, dental abutment, denture precision attachment, denture partial fixed

## I. INTRODUCCIÓN

Los dientes pilares, son estructuras naturales, preparadas para soportar algún tipo de restauración protésica.<sup>1-3</sup> En prótesis fija, un buen criterio, es aquel que nos permite obtener tratamientos predecibles, teniendo en cuenta factores como el número y disposición de los pilares, los dientes a reemplazar y el hueso alveolar que rodea a los pilares, para elegir el diseño de los conectores en la prótesis fija.<sup>2,4</sup>

La rehabilitación con prótesis fija por ausencia de piezas dentarias es actualmente una alternativa de elección y se pueden presentar en dos configuraciones diferentes, usando conectores rígidos y no rígidos.<sup>5,6</sup> Los conectores rígidos se debe van a soportar cargas compresivas y tangenciales, las cuales se van a transmitir a los pilares y al periodonto, esta alternativa protésica genera mayor dificultad al presentarse brechas amplias, pérdida de hueso alveolar o la segunda molar inferior como pilar posterior inclinado hacia mesial, debido la pérdida temprana de la primera molar.<sup>7-9</sup> Los conectores no rígidos son usados para disminuir la posibilidad del desplazamiento por fuerzas, el efecto de palanca, la descementación de los pilares.<sup>2,10</sup> Desplazar los conectores previene la transmisión de las fuerzas, desde el inicio de la carga hacia el hueso alveolar, es decir, atravesando la prótesis parcial fija (PPF).<sup>12,13</sup>

Según la literatura la selección de los pilares de una PPF se basa en criterios estructurales (anatomía dental y periodontal) y funcionales,<sup>14,15</sup> para ello es importante tener el conocimiento de las características de normalidad y funcionalidad del periodonto para valorar adecuadamente la selección de este pilar.<sup>16,17</sup>

A pesar de conocer las funciones e indicaciones de los conectores, aún no está claro cuál alternativa es la más adecuada, ante la presencia de las características antes mencionadas (pilares inclinados, brechas amplias, etc) para la confección de la estructura metálica con conectores rígidos o no rígidos, entendiendo la distribución de las fuerzas y el comportamiento biomecánico de la estructura según la fuerza recibida.<sup>18,19</sup> De tal manera que se obtengan mejores condiciones de retención, soporte, estabilidad a largo plazo mejorando así la distribución de fuerzas y el comportamiento biomecánico.<sup>4,18,19</sup>

El propósito del estudio fue evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis fija de 4 elementos con diferentes conectores a través del método de elemento finito.

## II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente no existe mucha evidencia que sustente que la utilización de conectores rígidos y no rígidos en pilares mesializados para prótesis parcial fija disminuya el nivel de estrés radicular, esta condición se hace más evidente cuando las brechas edéntulas destinadas a una prótesis fija son más largas.<sup>20-22</sup> Es por eso que la forma y la posición de los conectores tiene un rol importante en la disipación de fuerzas, donde la biomecánica será el factor de mayor importancia para mejorar no solo las expectativas del paciente sino las funciones del sistema estomatognático.<sup>23,24</sup>

La rehabilitación de pacientes edéntulos parciales se hace compleja al presentarse pilares con ejes inclinados, ya que al tratar de corregir la inclinación es factible comprometer a este pilar de manera irreversible, llámese realizando una comunicación pulpar, donde el pronóstico sería desfavorable.

Por esta razón, la investigación tiene importancia teórica porque permite conocer el comportamiento biomecánico de las diversas estructuras en diferentes circunstancias clínicas que sería complicado de visualizar en estudios in vitro, además sirve de complemento para el entendimiento del efecto de las fuerzas en las estructuras dentales como en el caso de los pilares mesializados.

Asimismo, este estudio no da una validez interna porque los resultados podrán orientar al rehabilitador a elegir el diseño adecuado de los conectores y además brindar tratamientos de mayor comodidad para el paciente donde las prótesis removibles serían la única indicación o en condiciones periodontales de los pilares que generalmente estarían contraindicadas.

Por lo anteriormente mencionado el propósito de este estudio fue evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis fija de 4 elementos con diferentes conectores a través del método de elemento finito.

Por lo tanto, se plantea la siguiente pregunta de investigación ¿Qué tipo de conectores distribuye mejor el estrés compresivo en una prótesis fija de 4 elementos con diferentes conectores evaluados con el método de elemento finito?

## IV. MARCO TEÓRICO

### 3.1. ESTRÉS DENTARIO

El nivel de estrés dentario es llamado a la transferencia de fuerza a nivel de la raíz cuando el diente es sometido a cargas oclusales.<sup>25,26</sup> Por otro lado la biomecánica dentaria depende del tipo de diente a evaluar; mientras los dientes anteriores reciben fuerzas oblicuas, los dientes posteriores reciben fuerzas más perpendiculares, que por el tamaño y el mayor número de raíces es compensado.<sup>23,27</sup>

Los dientes posteriores sobre todo las molares que presentan tratamiento de conductos y precisan de una rehabilitación, muchas veces no requieren de un poste, a diferencia de las premolares que se encuentran en una zona de transición entre el sector anterior y posterior, pueden muchas veces estar comprometidas debido a la mayor carga oclusal que puedan presentar en distintas situaciones clínicas por ejemplo edentulismo parcial, maloclusiones y bruxismo, en donde el poste su objetivo principal es de retención para la futura restauración.<sup>21,22,28</sup>

Los componentes de un sistema dentario (esmalte, dentina, cemento, pulpa, ligamento periodontal y hueso) actúan de forma conjunta para que las cargas oclusales que puedan ser perjudiciales sean absorbidas y distribuidas de tal manera que no genere daño.<sup>29,30</sup> Cuando la tolerancia fisiológica es superada se puede comprometer con esta capacidad propia que depende de las propiedades mecánicas de los componentes. El esmalte dentario es altamente mineralizado por lo que presenta mayor dureza pero al tener como base a la dentina que presenta mayor elasticidad impide la fractura a nivel de esmalte.<sup>31,32</sup> Dicha energía absorbida es transmitida a las estructuras de soporte como el cemento, ligamento periodontal y hueso adyacente. Cualquier material que sirva para restaurar algún componente del sistema dentario deberá presentar propiedades mecánicas similares para no alterar la capacidad de distribución de fuerzas.<sup>33,34</sup> En la dentina es importante un sellado hermético luego de la preparación biomecánica, pues esto reducirá la posibilidad de sensibilidad y contaminación, lo cual puede dañar la pulpa dental, entendiéndose que la capa de barrido dentinario que debería proteger aislar y cubrir al pilar, no siempre esta presente o es muy labil.<sup>2,29</sup>

La resistencia dentaria sufre una disminución significativa conforme el procedimiento restaurador sea más invasivo.<sup>35,36</sup> Tal es así que esta reducción es de 63% en cavidades mesio-ocluso-distales y de 20% para las oclusales.<sup>26</sup> Mayor es el compromiso asociado de rebordes marginales en donde se rompe el efecto cúpula que presentan las piezas dentarias para absorber cargas oclusales. Estas cavidades pueden presentarse al momento de querer tener acceso a la cámara pulpar, e incluso muchas veces al querer haya el acceso a los conductos radiculares.<sup>24, 37</sup>

Es importante saber que más desfavorable para un diente es la pérdida de estructura mineralizada, que un diente que ha sido comprometido la exéresis de la pulpa, estos dos parámetros deben ser cuidadosamente analizados debido a que su biomecánica es diferente, sobre todo cuando son dientes posteriores uniradiculares como las premolares.<sup>38,39</sup>



En el proceso de masticación se generan tensiones en la restauraciones y en la estructura dentaria, mientras más profunda sea la cavidad y menor la cantidad de dentina remanente mayor será el riesgo de fractura.<sup>21,28</sup> La realización de un tratamiento de conducto conlleva a la necesidad de tener un buen acceso y visibilidad y por ende un mayor desgaste de la estructura dentaria; presentándose un riesgo mayor en las premolares, cuyo ancho mesiodistal es menor, y presenta una diversa ramificación de los conductos, obteniéndose así un mayor riesgo a la fractura.<sup>14,15,24</sup>

El comportamiento biomecánico no solo dependerá de la unión adhesiva del poste de fibra de vidrio sino de la fricción generado por el material personalizado que otorgará mejorar la resistencia a la tracción y compresión.<sup>5,40</sup>

Existen diversos factores que protegen al complejo dentario constituido por dientes, periodonto y hueso de las fuerzas oclusales, el ligamento periodontal cumple un rol importante al transmitir las fuerzas que recaen sobre el diente al hueso alveolar, el cual asimila esta fuerza disipándola. La fuerza de mordida es diferente según el género (Hombres 727N, mujeres 370N), el tipo de dentición (decidua 186.20N, mixta 114N, niños con dentición permanente 425N), si esta se encuentra completa o parcial (181N).

## 3.2. PRÓTESIS FIJA

Es una estructura puede ser libre de metal o con base metálica recubierta por un material con cualidades similares al diente (propiedades ópticas, mecánicas y químicas; esta se encarga de reemplazar los dientes perdidos en un número no mayor de 2 unidades, para devolver la función de estos dientes perdidos.<sup>2,10</sup>

Una prótesis fija tiene como componente principal a los pilares o muñones, los conectores y los pónicos. Los pilares tiene como función sostener a la prótesis fija, teniendo que realizar la preparación en dientes naturales, con pernos o sobre implantes.<sup>41</sup> Los conectores o llamados base colada conforman la estructura metálica que se coloca sobre el diente pilar y que luego es revestida por cerámica.<sup>42</sup> Los pónicos son estructuras metálicas que luego son recubiertas por cerámica, las cuales se unen a los retenedores y ocupan el espacio del diente perdido previamente.<sup>13</sup>

### 3.2.1. PILARES EN MOLARES INCLINADOS

Los dientes presentan diferentes angulaciones, Andrews describe las angulaciones e inclinaciones de las coronas en las 6 llaves de la oclusión, mencionando que la angulación de la corona va alrededor de los 2º grados en las molares inferiores y 5 para las superiores y de 2 grados para las premolares superiores e inferiores, siendo estas últimas angulaciones las menores en ambas arcadas. Las inclinaciones de las coronas varían de -9 a -7 grados para las molares y premolares superiores respectivamente y de -35 a -17 grados para las molares y premolares inferiores respectivamente, siendo este eje de inclinación negativo lo cual indica que se encuentran lingualizadas.

La inclinación del pilar hacia mesial puede ser un dilema y problema fundamental, más si el pilar inclinado es la segunda molar inferior, pues realizar la preparación de este pilar siguiendo su eje longitudinal con la finalidad de obtener una vía de inserción adecuada puede ser casi imposible. (Anexo 2, Fig. 1) Cuando la inclinación es favorable, el pilar recibe fuerzas axiales al diente así se distribuyen mejor las fuerzas (Anexo 2, Fig. 2). Si la inclinación es desfavorable, el pilar no recibe las fuerzas axiales, esto produce mayor stress; por ello es necesario rehabilitar ese puente con alguna de las siguientes alternativas: usando en los pilares inclinados coronas de recubrimiento parcial proximal o con corona telescópica o colocando un conector no rígido en distal del premolar.<sup>33,29</sup> (Anexo 2, Fig 3)

### 3.2.2. CONECTORES

Según el Glosario de Términos el retenedor con el pónico. Rosentiel et al.<sup>10</sup>, definen conectores como los componentes de una PPF o de una férula que une los retenedores individuales con los pónicos. Es importante mencionar que estos conectores pueden ser usados en prótesis parciales fijas o removibles y prótesis implanto-soportadas; existen una serie de consideraciones necesarias para decidir y seleccionar el uso de un conector: ausencia de reabsorciones Oseas, espacio vertical, buco-lingual y mesio-distal pertinente, carga masticatoria satisfactoria (dentro de los parámetros de normalidad), pilares con suficiente estructura (proporción corona raíz), antagonista adecuado (evitar prótesis resilente).

Estas conexiones se clasifican de la siguiente manera.

- Conector rígido: unión colado soldada entre el retenedor y el pónico
- Conector no rígido o rompefuerza.

#### 3.2.2.a. CONECTORES RÍGIDOS

Las Conexiones rígidas (bien sea, uniones soldadas y/o conectores colados) entre pónicos y retenedores constituyen la forma más utilizada para fabricar la mayoría de las PPF, proporcionan rigidez y estabilidad al tiempo que minimizan las tensiones asociadas con la restauración. El éxito clínico de las restauraciones metal-porcelana, depende fundamentalmente del cumplimiento de una serie de características técnicas y la obediencia de requisitos de diseño de las infraestructuras para que se preserve la condición de resistencia de la estructura conjunta de metal y cerámica.<sup>18,19</sup>

Los conectores rígidos pueden ser realizados con colados o soldaduras y se suelen fabricar por encima de los 450°C. Los conectores colados se fabrican a partir de un patrón de cera de múltiples unidades reduciendo así el número de pasos que exige la fabricación en el laboratorio. Aún cuando la resistencia e integridad de los conectores colados es mayor que la de los conectores soldados, los primeros, pueden presentar errores dimensionales, debido a la susceptibilidad a sufrir distorsiones durante la remoción del troquel de los patrones de cera cuando son

múltiples unidades en una estructura colada única, y en consecuencia afectar el ajuste de los retenedores individuales. Es por ello, que en algunos casos de PPF se prefiere la unión de las partes ya coladas por medio de soldaduras o conectores soldados.<sup>12,13</sup> (Anexo 2, Fig 4)

Los conectores soldados, son uniones realizadas por medio de una soldadura y constituyen otro método de unión rígida que une retenedores a pónicos, utilizan una aleación de igual o similar composición a la aleación de las partes a unir, cuya temperatura de fusión debe ser menor a la del metal de base. Una correcta preparación de la superficie a soldar, adecuada distancia del espacio de soldadura y óptimas dimensiones del conector deben ser de particular atención ya que contribuirán a maximizar la resistencia.<sup>10</sup>

### 3.2.2.b. CONECTORES NO RÍGIDOS

El conector no rígido es aquel que permite movimientos limitados entre partes independientes. Este tipo de conexión es empleado tanto en prótesis parciales removibles (PPR) como en prótesis parciales fijas (PPF), otorga ventajas biomecánicas en el diseño de las mismas y constituye una unión mecánica de tipo rompedor. Se clasifica según su método de elaboración, si es prefabricado o encerado, en precisión y semiprecisión respectivamente; y según su ubicación con respecto al diente pilar, en intracoronal y extracoronal. En PPF los conectores no rígidos o rompedor son de tipo intracoronal.<sup>10,32,34</sup> Citaremos alguna clasificación:

#### A. Clasificación por el método de elaboración

##### - Conectores de Precisión:

Se refiere al dispositivo intracoronal prefabricado, de tipo cierre. Consta de dos partes, un receptáculo o elemento hembra, usualmente fijado y contenido dentro del contorno normal de la corona sobre un diente pilar o sobre un implante y un elemento macho el cual está unido al pónico en PPF o a una estructura de una PPR.<sup>11,41</sup> Este aditamento, debido a su localización (intracoronal y cerca al eje rotacional de la raíz) distribuye las fuerzas verticalmente evitando el desplazamiento lateral.<sup>17</sup>

Generalmente son aditamentos prefabricados metálicos elaborados con aleaciones nobles que contienen platino, oro y paladio en su composición. Estos elementos prefabricados metálicos se incorporan al encerado de la estructura para ser sobrecolados o ser fijados a la estructura metálica por medio de soldaduras.<sup>37</sup> Si van a ser unidos a los segmentos de la prótesis por medio de soldaduras, ésta debe ser de aleación noble y compatible con las cerámicas de recubrimiento. Si se van a utilizar aleaciones no nobles deben emplearse soldaduras de alta fusión, con el platino, o el oro y el paladio, para la hembra; de otra manera ocurrirá contracción y distorsión de la hembra durante el horneado de la porcelana, pues su temperatura de fusión no es lo suficientemente alta. Por tanto, cuando se eligen aleaciones no nobles se recomienda trabajar con conectores no rígidos de semiprecisión.<sup>39,10</sup> Ejemplos de conectores no rígidos de precisión son los siguientes: Interlock® (Sterngold, USA), Beyeler® (Sterngold, USA) y Combi-Snap® (Sterngold, USA).

Estos aditamentos ofrecen una resistencia friccional generalmente no ajustable (Anexo 2, Fig. 5,6,7)<sup>2,30</sup>

**- Conectores de Semiprecisión:**

Aditamento fabricado en el laboratorio a partir de un patrón de cera calcinable el cual es fijado y encerado en la restauración a ser colada. Consta de dos elementos de la PPF que se relacionan como un sistema de llave a su cerradura; uno de ellos constituye una extensión que sobresale del pónico (patrix) el cual adapta y se inserta dentro de otro elemento, generalmente una ranura (matrix) que se ubica dentro del contorno del retenedor. Poseen unos mandriles o espigas que son colocados en el paralelógrafo, a fin de paralelizar ambos componentes del sistema macho-hembra <sup>15, 17, 19</sup>. Es necesaria una mayor habilidad técnica y detalle para lograr el mismo tipo de ajuste preciso con el aditamento fabricado en el laboratorio que con el prefabricado <sup>18</sup>. Un ejemplo de este tipo de conector es el Plastic Dovetail® y Tube-Lock®, Sterngold, USA. (fig.11,12,13)<sup>13,23</sup>.

## **B. Clasificación según su localización**

**- Intracoronario**

Son colocados dentro del contorno de la corona, por lo que se considera un aditamento interno.<sup>1</sup> Es necesario la preparación de una caja para que el conector quede dentro, esta debe presentar las siguientes dimensiones mínimas: vertical 4 mm y bucolingual 3mm.<sup>12</sup> Estos solo pueden insertarse o retirar en una dirección, lo cual conlleva a una excelente retención por fricción.<sup>1</sup> Asimismo son capaces de contrarrestar las fuerzas verticales y laterales, distribuyen las cargas oclusales a lo largo del eje longitudinal de diente.<sup>3,12</sup> Pueden ser fabricados y prefabricados. Son rígidos. Se usan en PPF con pilares inclinados, brechas largas o cuando las coronas que no comparten el mismo patrón de inserción.<sup>1</sup> (Figura 19 y 20)

**-Extracoronario**

Son colocados enteramente fuera del contorno de la corona, por lo cual necesitan mínima reducción del diente. La mayoría tiene algún tipo de redirectores de estrés, aun así, se recomienda ferulizar al menos dos dientes.<sup>1</sup> Debido a su posición la estabilidad es inadecuada y la transmisión de fuerzas queda fuera del eje del diente pilar por completo. Requiere espacio interoclusal y bucolingual para ser seleccionados más aun cuando tienen forma esférica. Generalmente son de precisión (prefabricados). Son más difíciles de higienizar.

### **3.2.3. DIMENSIONES DE CONECTOR**

La dimensión de los conectores en una prótesis parcial fija presenta tres dimensiones de: ancho, altura y largo, todas estas dimensiones con confeccionadas desde el momento del encerado en el laboratorio. Dentro de las dimensiones del conector el largo es el único parámetro que no puede ser variado (2mm), ni aumentando ni disminuyendo su distancia, a diferencia del ancho ó alto donde puede estar comprometida la estética. Normalmente conectores de mayor altura puede ser diseñado en el sector anterior y conectores de mayor ancho en el sector posterior, debido a la facilidad de espacios.

Diversos parámetros tienen que ser evaluados por el técnico como el espacio para la cerámica en relación a los tejidos blandos y el espacio para la cerámica en relación al antagonista, en donde es de vital importancia analizar el espacio protésico para poder obtener las dimensiones adecuadas que no comprometan las áreas de conector debido a que son las zonas de mayor estrés al momento de recibir fuerzas oclusales.<sup>43</sup>

Las coronas completas como preparaciones proporcionan más resistencia y estabilidad a la estructura protésica. Es importante evitar soldaduras en la estructura metálica y las conexiones, las mismas deben ser amplias en ambos sentidos anteroposterior y transversal. Las fuerzas son mejores distribuidas (10 veces más) cuando la estructura presenta un cinto metálico de 2mm y la preparación rodea la totalidad del pilar. La reducción transversal del conector disminuye la resistencia a la mitad, mientras que si disminuye la altura esta se reduce 8 veces.<sup>1,2,39</sup>

### **3.2.3.a. LA LEY DE BARRAS**

Brinda además la mayor resistencia a la flexión variando las dimensiones de los conectores: si se aumenta el ancho la resistencia a la flexión se duplica, pero si se aumenta la altura la resistencia a la flexión se octuplica. Es decir un conector convencional tiene forma redonda desde una vista transversal 2x2mm, debido a que el largo no varía como describimos anteriormente. Si sus dimensiones de ancho y altura son aumentadas la forma varía de redonda a oval, obteniendo un conector de 4x2mm ó de 2x4mm. La mejor resistencia a la flexión es deseada sobre todo cuando los pilares de una prótesis fija no presentan un adecuado soporte óseo y cuando la distancia entre los pilares aumenta.<sup>15</sup>

Esta ley ha sido una de los principios que ha regido la prótesis fija, en donde la oclusión también participa de manera crucial en el desempeño biomecánica de las prótesis fijas. Si el postulado de Ante fuera la referencia básica que se debe seguir, las soluciones a través de la prótesis fija serían muy limitadas.

### **3.3. COMPORTAMIENTO DE LAS ESTRUCTURAS PERIODONTALES FRENTE A LAS FUERZAS OCLUSALES**

Las fuerzas oclusales en dirección axial, impactan manera uniforme en el ligamento periodontal, produciendo una mínima presión sobre cualquier área.<sup>23,24</sup> Las fuerzas laterales comprime y disloca algunas fibras periodontales, concentrando en un área menor estas fuerzas, lo cual puede producir un mayor trauma a las estructuras periodontales.

La pérdida de hueso alveolar a nivel marginal se da por 2: enfermedad periodontal establecida y trauma de oclusión. La pérdida ósea es un proceso reversible solo en el trauma por oclusión, cuando este es discontinuado.<sup>23</sup>

Los mecano-receptores pueden adaptar su umbral de sensibilización; siendo más bajo en dientes con periodonto reducido originando mayor sensibilidad en el sistema neuromuscular, limitando las fuerzas sobre este, logrando así la protección del sistema.<sup>39,44</sup> Este periodonto es capaz de soportar cargas masticatorias fisiológicas, con lo cual el pronóstico es favorable al colocar sobre pilares con una reducida inserción periodontal, prótesis fijas y puentes suspendidos (cantilevers).<sup>12,45</sup>

### 3.3.1. FERULIZACIÓN

La ferulización aplica el principio de estabilización multirradicular. Por este principio, el eje de rotación o fulcrum sufre un cambio de posición, y las fuerzas pasan a ser favorablemente transmitidas a las estructuras periodontales de soporte y mejor toleradas, porque, aunque la fuerza aplicada sea la misma, la resistencia a ella está aumentada.<sup>37</sup>

El arco cruzado tiene como propósito que la movilidad de todo el puente sea homogénea o no progresiva, va a reducir el efecto palanca sobre los pilares.<sup>2</sup> El resto de dientes deben de ser inmovilizados con una férula fija cuyo anclaje contenga un número suficiente de dientes en los diferentes planos de movimiento del arco dental (5 planos: uno incisal, dos caninos y uno molares).<sup>44,45</sup> La ferulización tiene como objetivo neutralizar las fuerzas vestibulo-lingual y mesiodistal, en este diseño forma un polígono, llamado "**Polígono de Roy**".<sup>26,44</sup>

### 3.5. ALEACIONES EN PRÓTESIS FIJA

Es la combinación de dos o más elementos que consiguen propiedades y características metálicas; esta puede estar compuesta por metales preciosos (como la plata, oro, paladio o platino) o no preciosos (como el níquel, cromo, cobalto, zinc, estaño, berilio, etc).<sup>18,19</sup>

Se clasifican en: aleaciones de metales altamente nobles o preciosos, los cuales presentan dentro de su composición al menos un 40% de oro o 60% en peso de elementos nobles, se rigen por las normas ISO 9693 y NIOM AP2 tipo a, pudiendo combinarse de la siguiente manera: oro-paladium u oro-paladium-palatino/plata. Aleaciones de metales nobles o semipreciosos, los cuales presentan dentro de su composición al menos un 25% en peso de estos metales, sin un mínimo de oro, se rigen por las normas ISO 9639 y NIOM AP2 tipo c, pueden tener las siguientes combinaciones: paladium-plata/galium-cobre.<sup>7,4</sup> Las aleaciones predominantemente bases o metales no preciosos, los cuales tienen dentro de su composición menos de 25% en pesos de estos metales, no hay requisito en cuanto al oro, presentan un mayor módulo de elasticidad y facilidad para la oxidación, estas no serán flexibles, permitiendo evitar la fractura de la porcelana.<sup>10,43</sup>

### 3.6. EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Dentro de los métodos numéricos tenemos a los métodos de elementos finitos, de volumen de control y contorno, de diferencias finitas, entre otros, todos ellos son herramientas muy útiles, pero no dejan de ser métodos aproximados, por lo que se

debe tener un cuidado especial durante su uso pues los resultados que se obtengan dependen de muchos factores.<sup>4</sup>

Entro de los métodos numéricos tenemos a los métodos de elementos finitos, de volumen de control y contorno, de diferencias finitas, entre otros, todos ellos son herramientas muy útiles, pero ni dejan de ser métodos aproximados, por lo que se debe tener un cuidado especial durante su uso pues los resultados que se obtengan dependen de muchos factores.<sup>4</sup>

Los modelos de elementos finitos tienen su origen en la energía eléctrica, donde utilizan para aplicar teorías de elasticidad y estática de equilibrio, además de los efectos que se producen cuando sobre un cuerpo se aplican múltiples fuerzas que ocasionan eventos tales como deformación, estrés y/o tensión.<sup>5</sup>

Para el análisis la estructura o cuerpo que ha de ser analizada se divide mediante líneas o superficies imaginarias en un número finito de elementos, estas se encuentran interconectadas una de la otra en puntos o nodos. En su conjunto este complejo sistema recibe el nombre de malla.<sup>10</sup>

Mediante funciones matemáticas basadas en una serie de ecuaciones de equilibrio se relaciona la deformación y la tensión experimental de cada nodo. Luego de hallar la resolución simultánea de cada elemento, se podrá conocer la tensión general de toda la estructura. Los resultados son bastante complejos, pero para ayudar a su comprensión, se muestran como contornos de superficies o regiones coloreadas arbitrariamente.<sup>5</sup>

El método de elementos finitos permite identificar regiones donde se producen máximas y mínimas tensiones, regiones que podrían representar una mayor o menor probabilidad de fracaso, según sea el caso. Una de las limitaciones de este método es que no pueden predecir el comportamiento de los tejidos a nivel celular y su progreso a través del tiempo. En los estudios donde se investiga la tensión generada en dientes restaurados, el análisis de elementos finitos es un método fundamental.<sup>9</sup>

El avance y la expansión de la tecnología han permitido analizar adecuadamente la conducta mecánica de las estructuras a través del análisis de elementos finitos.<sup>9</sup> Esto permite analizar numéricamente situaciones clínicas y la resolución de problemas bastante complejos en el ámbito biomecánico.<sup>9</sup>

Para realizar un análisis del estrés compresivo, existen diversos métodos, sin embargo, el método de elementos finitos permite observar el modelo tanto interna como externamente, además de su comportamiento mecánico, lamentablemente este método no considera variables tales como las propiedades intrínsecas (adhesión en algunos componentes) y otras como el medio externo.<sup>11</sup>

Aún a pesar de las pequeñas diferencias que pueden permanecer entre la realidad y el ambiente de elementos finitos, los modelos numéricos son capaces de revelar la distribución de estrés, que de otra manera sería inaccesible, del complejo diente restaurado, y esto ha probado ser útil en los procesos racionales para poder entender la biomecánica dental y el enfoque biomimético en odontología restauradora.<sup>7</sup>

La aplicación de los elementos finitos se realiza hace más de 10 años en el área odontológica, cada día este método se hace más viable gracias a la evolución de la informática y de los equipos y sistemas de computación, además de que permite hoy en día realizar simulaciones más reales, mostrando un alto nivel de confiabilidad en los resultados. Problemas complejos son resueltos mediante este tipo de método, aquellos que no podrían ser evaluados in vivo en personas, dentro de ellos el efecto de las fuerzas masticatorias en los tejidos dentales.<sup>5</sup>

Los modelos por Elemento Finito se empezaron a utilizar para determinar la respuesta en circuitos cerrados, a partir de este concepto se ha ido expandiendo a diversas áreas como las médicas.<sup>45,46</sup> Se utilizan modelos por elemento finito con la finalidad de comprobar la respuesta de una estructura frente a una situación límite. El modelo se subdivide en elementos que están unidos por nodos, estos definen si una malla es fina o gruesa. La tensión experimental es visualizada en los nodos, es por eso que para analizar un modelo por Elemento Finito, este no debe de tener zonas de errores en el modelado de sus componentes.<sup>45,46</sup>

### 3.7. ANTECEDENTES

**Yang et al 1999,**<sup>47</sup> El propósito del estudio fue analizar el nivel de stress mediante el método de elementos finitos en una prótesis fija a través de sus estructuras de soporte incrementando múltiples pilares ferulizados o no y diferentes niveles de soporte óseo, utilizando varios diseños, para evaluar su comportamiento mecánico. La Tensión se vio concentrada en los conectores y en la porción cervical adyacente a la cresta edéntula. Al ser ferulizada la prótesis la tensión y la flexión se redujeron, estas no variaron al aumentar el número de pilares ferulizados.

**Oh et al 2002,**<sup>48</sup> probaron si los radios de curvatura en el conector afectan a la resistencia a la fractura de prótesis parcial fija de tres unidades. Dividieron la muestra en 4 grupos de 10 especímenes cada uno. Cada patrón fue modificado en las zonas de conexión del espacio oclusal (OE) y la trонера gingival (GE); 2 talladores de cera fueron utilizados para confeccionar los radios de curvatura de 0,90 mm y 0,25 mm. Las dimensiones de los conectores se estandarizaron con un calibrador electrónico de  $4 \pm 0,12$  mm de altura y  $5 \pm 0,13$  mm de ancho. Diseños de conector son las siguientes: Diseño I: OE y GE 0,90 mm; Diseño II: OE 0,90 mm y 0,25 mm GE; III Diseño: OE mm 0,25 mm y 0,90 GE y Diseño IV (control): OE y GE 0,25 mm. Las cargas de falla fueron los siguientes:  $943 \pm 151$  N para el Diseño I;  $746 \pm 106$  N para el Diseño II;  $944 \pm 144$  N para el Diseño III, y  $673 \pm 55$  N para el Diseño IV. Las cargas medias hasta la falla fueron significativamente más altos en los diseños I y III que en los de los diseños II y IV.

**Li et al 2003,**<sup>49</sup> Evaluaron el nivel de stress mediante el método de elementos finitos en un sistema de implante / diente con conectores rígidos y no rígidos; colocando el implante en la segunda molar y ferulizando el pilar de este con el segundo premolar, aplicando fuerzas verticales en diferentes posiciones de la prótesis. Hallaron un desplazamiento 11 veces mayor en el pilar dental que en el implante y las mayores tensiones en el implante se encontraron al aplicar la fuerza únicamente



en el premolar en la prótesis con conector rígido. Recomendaron reducir al mínimo la fuerza oclusal a nivel del pónico en las prótesis dento-implanto soportada.

**Li et al 2007**,<sup>12</sup> Estudiaron las interacciones biomecánicas en dientes-implantes – soportadas con prótesis parcial fija con variaciones en el número de dientes ferulizados y tipos de conectores (rígidos y no rígidos) mediante el análisis de elemento finito se construyó un modelo de elemento finito tridimensional de una dentadura parcial fija conteniendo un implante en la segunda molar en la región mandibular ferulizada a la primera y segunda premolar. Se simularon condiciones reales de la interfase del sistema del implante y la función de los conectores al colocar elementos de contactos friccionales. El principal efecto para cada uno de los niveles de los tres factores investigados (condición de la carga, número de dientes ferulizados y tipos de conector) en condiciones de los valores de estrés y distintas movilidades de los dientes natural e implantes fueron evaluados todos los modelos. Los resultados indicaron que las condiciones de carga fue el principal factor de desarrollo del estrés afectando el implante, hueso, y prótesis cuando lo comparamos con el tipo de conector y el número de dientes ferulizados. Los niveles de estrés se redujeron significativamente en contacto en céntrica, en el pónico se redujeron las fuerzas oclusales al presentarse contactos laterales.

**Molin et al 2007**,<sup>50</sup> evaluó la influencia de los patrones de distribución de tensiones y la magnitud de los esfuerzos en prótesis parciales fijas (PPF) bajo diferentes condiciones anatómicas y de diseño. Los modelos tridimensionales de elementos finitos de 3 unidades totalmente cerámicos. Los modelos fueron creados con y sin ligamentos periodontales, simulando dientes e implantes con diferentes radios de curvatura. Las tensiones fueron mayores en un 40% en el modelo con ligamento periodontal frente a aquel sin ligamento, en un 20 a 40% en el modelo con el radio de curvatura menor en el conector y en un 65% en el modelo curvo en el conector distal frente al lineal. El apoyo de los dientes, la curvatura oclusal y un pequeño radio de curvatura en conector afectan negativamente en la distribución de tensiones en la zona del conector de un PPF totalmente cerámico.

**Motta et al 2008**,<sup>51</sup> realizaron un estudio 2D de elementos finitos comparó el estrés en un PPF de tres elementos de solo cerámica y metal-cerámica con diferentes condiciones de carga. Se diseñaron tres modelos de PPF: metal-cerámica, totalmente cerámica con cerámica de recubrimiento sólo en la cara oclusal, y totalmente cerámica con cerámica en la cara oclusal y cervical del pónico, a cada uno se le aplicaron cargas de 100 N de la siguiente manera: en todas las cúspides de trabajo, sólo en los pilares y sólo en pónico. Hay un cambio significativo en la distribución de la tensión cuando la configuración del diseño cambia. El estrés fue mejor distribuido al aplicar la carga sobre los pilares en comparación con las otras simulaciones. Cuando las cargas se han aplicado sobre el pónico y sobre las cúspides de trabajo, la tensión más alta a la tracción apareció en la región cervical de los conectores entre los pilares y el pónico. Sin embargo, al aplicar la carga sobre los pilares, la tensión a la tracción disminuye en la región oclusal de los conectores. De hecho, la carga aplicada en la región pónica no simula alguna situación clínica.

**Oruc et al 2008**,<sup>52</sup> analizaron la distribución de la tensión con el método de los elementos finitos (MEF), los efectos de una conexión rígida y no rígida en diferentes

diseños de las PPF de 5 unidades con pilares intermedios. Para todos los modelos, los valores más altos de estrés se encuentran en los conectores y las regiones cervicales de los dientes pilares, sobre todo en el pilar intermedio. El uso de un conector no rígido en distal del segundo premolar disminuyó la concentración del esfuerzo máximo en el pilar intermedio.

**Correia et al 2009**,<sup>53</sup> El objetivo de su estudio fue evaluar el estrés de una prótesis parcial fija con cantilever de titanio ejecutado con el sistema CAD-CAM Everest, Kavo, con el fin de optimizar el diseño de la estructura, teniendo en cuenta el área de la forma y los conectores, estos fueron modificados, este modelo se sometió a 500 N. Se obtuvieron valores de tensión obtenida 6,5 veces mayor que el titanio, siendo estas más bajas con un conector elíptico o un filete de 1 mm. Se concluyó que para las prótesis tipo cantiliver los conectores de titanio de 5,28mm son capaces de soportar solamente 50N (cargas fisiológicas); asimismo soportan mejor las fuerzas verticales al ser más elípticos.

**Mohamed et al 2011**,<sup>54</sup> El propósito de este estudio fue determinar el efecto de aumento bucolingual del ancho de conector y la distribución de tensiones en la zona posterior de la prótesis parcial fija hecha de IPS Empress 2. Utilizando el análisis de elementos finitos tridimensional. Se diseñaron tres modelos de prótesis fija de tres piezas cuyo pónico fue el primer molar. La anchura del conector bucolingual varió de 3,0 a 5,0 mm. los puentes fueron cargados verticalmente con 600 N en un punto de la fosa central de la pieza intermedia, a los 12 puntos a lo largo del contacto de cúspide fosa (50 N cada uno), o en ocho puntos a lo largo de la cresta de contactos de cúspide marginal (75 N cada uno). Alternativamente, se aplicaron una carga de 225 N en un ángulo de 45° desde el lado lingual. No se observaron concentraciones de tensión dentro o cerca de los conectores. Encontrando que la tensión de von Mises disminuyó al aumentar la anchura del conector, independientemente que, si la carga se aplica en vertical o en un ángulo. Se concluye que el aumento del ancho conector disminuye la probabilidad de fallo cuando una línea vertical o en ángulo se aplica la carga.

**Burak et al 2011**,<sup>55</sup> evaluaron, a través del método de elementos finitos en 2D, la prótesis parcial fija, soportada por dientes e implantes y analizaron la distribución del estrés en las áreas de conexión de la superestructura y la estructura de soporte de los diseños, soportados por dientes e implantes bajo cargas oclusales estáticas verticales y oblicuas. Se diseñaron cuatro modelos donde faltaban el primer molar y se colocó un implante en el segundo molar; se usaron elementos de contacto no lineales para simular una fijación de interfaz realista dentro del sistema de implante y la función deslizante del Conector no rígido. Asimismo, se modelaron el hueso alveolar y el ligamento periodontal, se aplicaron fuerzas de total 50 N para premolar, 100 N para primer molar, 100 N para segundo molar (250N en total), 0 ° (en ángulo recto) y 30 ° para el eje largo de los soportes. El máximo equivalente de Von Mises se analizó alrededor de las áreas de dientes e implantes y conectores de soporte, soportado por implantes y dientes. Los niveles más altos de tensión se observaron en el modelo con el conector no rígido con la matriz colocada en el sitio del implante de soporte dental y implante, bajo carga oclusal vertical y oblicua; sin embargo, el menor valor alrededor de los implantes con el conector no rígido se obtuvo cuando el patris se posicionó en el sitio del implante de la PPF. Bajo cargas oclusales verticales, la tensión disminuyo al colocar el conector no rígido en el implante frente

al diente. En conclusión el comportamiento de conector no rígido fue variable según la dirección de la carga aplicada y el colocar el patix de este conector en el sitio del implante reduce el estrés a su alrededor.

**Marquez et al 2011,**<sup>56</sup> evaluaron utilizando el método de elementos finitos (MEF) el comportamiento de prótesis fijas con pilar intermedio de 5 dientes (de incisivo central a segundo premolar superior), con conectores rígidos y no rígidos. Aplicaron unas fuerzas oblicuas y verticales de 200 N. En el modelado incluyeron el módulo de elasticidad, razón de Poisson y el ajuste no rígido. Para cada grupo fueron calculados los esfuerzos von Misses máximos y mínimos. La distribución de las fuerzas fue mejor en el modelo no rígido, en este mismo se transmitió menos esfuerzo a la raíz y al hueso subyacente.

**Carvajal et al 2011,**<sup>57</sup> El objetivo fue determinar las fuerzas sobre la PPF utilizando 2 configuraciones (conector rígido y no rígido) y aplicar cargas paramétricas a c/u. La simulación de la prótesis parcial fija de cinco unidades se llevó a cabo realizando primero su modelamiento 3D y luego su simulación, utilizando para esto el Software Solidworks para ambos fines, se generaron las geometrías de los modelos rígido y no rígido, los cuales están compuestos por: Hueso mandibular, ligamento periodontal, raíz, estructura metálica y cerámica

Es necesario tener en cuenta que la fuerza en la mordida varía según el género y el tipo de alimento de ahí se tiene que, la mordida de la mujer se ubica en un rango entre 35,8-44,9 Kg, mientras que en los hombres varía entre 53,6-64,4 Kg. de todo esto resulta que la fuerza en los incisivos es aproximadamente el 40% de la fuerza sobre los molares. Este trabajo utilizó 200N como carga en las molares (valor mas usado en la literatura) y luego se disminuye el valor de la carga en dirección del incisivo central.

Concluyeron que el modelo sin ajuste presenta una menor exigencia sobre sus partes, pero transmite mayores cargas sobre las estructuras anatómicas, cosa contraria a lo que sucede con el modelo con ajuste, el cual al absorber mayores esfuerzos transmite una menor cantidad de estos sobre la estructura anatómica influyendo probablemente en una mejor preservación de ésta.

**Chitumalla et al 2012,**<sup>58</sup> analizaron los niveles de estrés en el periodonto de prótesis fija y para predecir cómo la adición de un apoyo adicional en una prótesis fija con soporte óseo reducido modifica estas tensiones y su distribución y también para evaluar la validez de la ley de ante. Después de un aumento de la pérdida de soporte periodontal en el segundo pilar molar (con normalidad primer premolar) la concentración de esfuerzos del primer premolar era más en la molar. El estrés fue mayor en el primer premolar frente al primer molar (puede deberse a la cantidad de raíces de este último), por lo tanto, el área superficial de los dientes determina la concentración de las fuerzas absorbidas.

**Gowda et al 2013,**<sup>59</sup> analizaron los patrones de estrés de conectores rígidos y soldados entre los dos elementos intermedios y entre el retenedor y pieza intermedia de una prótesis dental fija de cuatro unidades de la carga axial y no axial y también para observar y determinar la necesidad de modificar el diseño de los conectores rígidos. Posteriormente cada cuatro modelos de yeso y conectores soldadas con cilíndrico y diseño triangular, de dimensión 3 x 4 mm y un espesor de 0,5 mm fue diseñado para el estudio. El primer premolar y segundo molar fueron

considerados como los pilares y 2<sup>o</sup> premolar y molar 1 pt de las piezas intermedias. El análisis lo realizaron utilizando el software de versión ANSYS 8.0 y mediante la colocación de la carga axial y no axial de 40 Newton cada uno. No observaron tensiones Von Mises en la región de conector entre las dos piezas intermedias, especialmente en la región cervical. Llegaron a la conclusión que los conectores cilíndricos mostraron menos estrés en comparación con el diseño triangular y la diferencia en la distribución de la tensión de conector rígido y conectores soldadas eran marginal.

**Meenakshi et al 2014,**<sup>60</sup> evaluaron los efectos de la orientación rígida y diferente del diseño de conectores no rígidos en la distribución de tensiones en prótesis parciales fijas con pilares con ataches, utilizando análisis de elementos finitos.

El modelo consistió en una prótesis parcial fija de cerámica y metal de 5 unidades con el canino, el segundo premolar y el segundo molar como dientes pilares soportados por estructuras óseas periodontales y alveolares simuladas, usaron una película radiográfica intraoral estándar para trazar la geometría para el modelo de diente y un PPF de 5 unidades con el pónico canino y el primer molar se diseñó para representar el modelo rígido. Para los modelos no rígidos, el accesorio Rhein que consistía en una esfera y tapa, se diseñó en las siguientes ubicaciones: 1. Distal al canino. 2. Mesial a segundo premolar (pilar intermedio). 3. Distal al segundo premolar (pilar intermedio). 4. Mesial de la segunda molar.

Se concluye que la distribución de la tensión fue afectada por la ubicación y presencia de un conector no rígido en la dentadura parcial fija con el pilar intermedio. El área de concentración mínima de tensión se produce en los pilares del muelle cuando el conector no rígido se coloca de forma distal al pilar del pilar. La distribución general de la tensión en el pilar del muelle intermedio disminuyó cuando un conector no rígido con una tapa elástica se utilizó.

**Modi et al 2015,**<sup>61</sup> evaluaron la distribución de esfuerzos en dentaduras parciales fijas de 5 unidades soportadas por dientes con pilares dentados utilizando conectores rígidos y no rígidos respectivamente, bajo carga simultánea y progresiva, a través del método de elemento finitos (3D). Se construyeron dos modelos de PPF de 5 unidades, uno con conector rígido y otro con conector no rígido. Se aplicaron fuerzas axiales y oblicuas de dos maneras: 100N a cada diente (carga simultánea) y 180, 180, 120, 120, 80 N del segundo molar a canino respectivamente (carga progresiva). Encontrando que las fuerzas oblicuas producen más estrés que las fuerzas verticales. El conector no rígido produjo una disminución del estrés al nivel de la prótesis y un aumento del estrés a nivel de la cresta alveolar.

**Tsouknidas et al 2018**<sup>62</sup>, Se desarrollaron modelos de prótesis parciales fijas soportados por dientes e implantes, los cuales fueron llevados a un software para el análisis de elementos finitos para estudiar el impacto de las fuerzas (200N en premolares y 230N en molares) en los diferentes tipos de conectores (rígidos o no rígidos) y huesos (tipo 1 al 4). Se observó el estrés en 5 estructuras, hueso cortical, hueso trabecular, conector, implante y el tonillo de anclaje. Lo valores máximo de estrés se observaron en las áreas linguales y cervicales, la interface implante-hueso cortical, la interfase corona-implante, las porciones apicales del diente y el implante. La mayor diferencia ente las conexiones rígidas y no rígidas se observaron entre el pilar del diente natural y el pónico. Concluyeron que la calidad del hueso y la rigidez

del conector influyen tanto en las tensiones generadas como en el desplazamiento del diente y el implante. Las tensiones más altas para la interfaz del hueso trabecular, cuello y tornillo de fijación del implante se observaron en el hueso tipo 3 al usar un conector rígido; mientras que las tensiones más bajas se registraron para el hueso tipo 1 al usar una conexión rígida.

**Godwa et al 2018,**<sup>63</sup> evaluaron el efecto de diferentes diseños de conectores en la distribución del patrón y la magnitud del estrés generado en el hueso de una prótesis parcial fija implanto-dento-soportada de 3 unidades con una extensión distal (pilar mesial segundo premolar, primera molar como pónico y pilar de implante en segundo molar), usando el método 2D del elemento finito (MEF). Tres modelos fueron diseñados y construidos con conectores rígidos mesiales y distales (modelo 1), conector no rígido mesial (modelo 2) y conector no rígido distal (modelo 3), utilizando el software ANSYS, versión 10.0, se aplicó una carga axial estática de 240 N. Las concentraciones máximas de estrés se mostraron en las zonas crestales el hueso de soporte alrededor del implante, en el modelo 1. Las concentraciones de estrés fueron mínimas en: todos los modelos en el hueso de soporte alrededor del pilar del implante y en los modelos con conectores no rígidos el estrés al alrededor del implante y del diente natural Se concluye que es recomendable colocar el conector no rígido en el lado mesial del pilar distal del implante.

**Nitin et al 2018,**<sup>64</sup> El propósito de este método de elementos finitos (MEF) fue evaluar la distribución de la tensión alrededor del hueso, el implante y el diente en prótesis fijas de implantes dentales con variaciones en el diseño y ubicación de conectores no rígidos bajo cargas funcionales simuladas. Tres modelos tridimensionales de MEF que conectan el diente y el implante se construyeron con diferentes ubicaciones y tipos de conectores no rígidos. Se aplicó una carga oclusal simulada en las restauraciones y se monitorearon las tensiones desarrolladas en las estructuras de soporte. Las tensiones más altas se encontraron alrededor del implante en el modelo con el conector no rígido colocado entre el diente y el implante y el modelo con el conector no rígido modificado, se notó menos tensión alrededor del implante donde se colocó un conector no rígido entre el implante y el puente. Para concluir: es recomendable colocar el conector no rígido entre el implante y el pónico para proteger el implante de los efectos de torsión en una prótesis fija de implante dental.

## **VI. JUSTIFICACIÓN**

La necesidad de conservar las estructuras dentarias es de vital importancia para la salud integral del paciente, pues la pérdida de dientes conlleva a la migración dentaria, con la subsecuente pérdida de espacio y mesialización de la pieza posterior a la del diente extraído; lo cual es muy frecuente en pacientes edéntulos inferiores. Es por eso que al momento de preparar los dientes que van a servir de pilares para soportar la estructura metálica de un puente fijo, es fundamental evaluar todas las situaciones clínicas que se presenten para que el odontólogo sepa diseñar el conector adecuado para que el tratamiento sea exitoso.

Esta investigación tiene importancia teórica dado que brinda un aporte científico que nos permita tener criterio y decisión acerca del uso de los conectores dependiendo de los casos, porque determina a través del elemento finito simulaciones que permiten evaluar el comportamiento mecánico de distintos conectores en prótesis parcial fija y poder comprender las posibles fallas que estas condiciones pueden generar que terminarán siendo perjudiciales interfiriendo con su longevidad.

Por último este estudio nos da una validez interna podré contar con alternativas y decidir entre los diversos tratamientos planteados, buscando un beneficio para con los pacientes, sin embargo aún falta evidencias.

## VIII. HIPÓTESIS

La distribución del estrés compresivo de una prótesis fija de 4 elementos es diferente influye dependiendo del tipo de conectores utilizados, conocimiento determinado a través el método de elemento finito.

## **VI. OBJETIVOS**

### **6.1. OBJETIVO GENERAL**

Evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis parcial fija de 4 elementos con diferentes conectores a través el método de elemento finito.

### **6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis parcial fija de 4 elementos con conector rígido, a través del método de elemento finito.
2. Evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis parcial fija de 4 elementos con conector rígido teniendo un pilar posterior mesializado, a través del método de elemento finito.
3. Evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis parcial fija de 4 elementos con conector no rígido en el pilar posterior teniendo un pilar mesializado, a través del método de elemento finito.
4. Evaluar la distribución del estrés compresivo de una prótesis parcial fija de 4 elementos con conector no rígido en el pilar anterior, teniendo un pilar posterior mesializado, a través del método de elemento finito.



## **VII. MATERIALES Y MÉTODO**

### **7.1. TIPO DE ESTUDIO**

Fue un ensayo de laboratorio virtual in situ.

### **7.2. GRUPO DE ESTUDIO**

El grupo de estudio estuvo conformado por cuatro modelos de prótesis parcial fija (PPF) de 4 unidades, diseñados a través del Método de elemento Finito (MEF) de la siguiente manera:

- Modelo 1: PPF con conector rígido, con un pilar posterior recto (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior). (Control).
- Modelo 2: PPF con conector rígido, con un pilar posterior mesializado (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior).
- Modelo 3: PPF con conector no rígido en el pilar posterior, con un pilar posterior mesializado (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior).
- Modelo 4: PPF con conector no rígido en el pilar anterior, con un pilar posterior mesializado (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior).

### **7.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN**

- Diseños geométricos sin errores de construcción.
- Diseños ensamblados de todas las simulaciones.
- Simulaciones construidas con un mallado correcto.

#### 7.4. OPERACIONALIZACION DE VARIABLES

VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL	INDICADORES	TIPO	ESCALA	VALORES
Estrés compresivo	Cada componente tiene un módulo elástico que dependiendo del material y de su configuración desarrollará una distribución de cargas que puede ser aceptado por el sistema, es decir no supera la capacidad elástica de las estructuras del modelo, que desarrollará un estrés que supera la capacidad de las estructuras y se define como falla al momento de la simulación.	La Escala de Von Mises correspondiente a estrés tensional se visualiza por un degrade de colores en donde el área de color rojo corresponde a un alto nivel de tensión y las áreas de color azul a un bajo nivel de tensión.	Cuantitativo Continuo	Razón	MPa
Diseño de los conectores	Tipo y localización del conector en una PPF de 4 unidades.	PPF de 4 unidades con diferentes conectores	Cualitativa Politémica.	Nominal	Modelo 1 Modelo 2 Modelo 3 Modelo 4

## 7. 5. MÉTODO Y TÉCNICAS

### 7.5. a. MÉTODO

El método de esta investigación fue la observación estructurada

### 7.5. b. TÉCNICAS Y PROCEDIMIENTOS

#### 7.5. b. 1. CONSTRUCCIÓN DE LOS MODELOS

Se diseñó un modelo primario que caracterizaba una prótesis fija de 4 unidades del maxilar inferior, que tenía como pilar mesial un primer premolar y como pilar distal una segunda molar, fueron diseñados en forma de preparaciones con cobertura completa con terminación chamfer, el puente fue de material metal cerámico, unido a los pilares por un agente cementante, las raíces estuvieron ubicadas en un bloque de hueso con sus respectivo ligamento periodontal. <sup>14,15,22</sup>

El modelo y sus estructuras del modelo fueron diseñados manualmente, para configurar su geométrica se usó diversos modelados. <sup>15,22</sup> Los elementos del modelo se confeccionaron en el software Solidworks 2015, se trabajó primero diseñando los dientes que se iban a utilizar como pilares de la prótesis fija, se diseñó aparte el hueso y ligamento periodontal, en otro archivo la estructura metálica y la cerámica, una vez creados todos los componentes se procede a realizar el ensamblado, si está bien se procede a realizar el mallado, para que se pueda analizar el estrés, los componentes tuvieron propiedades mecánicas indispensables para el análisis, módulo elástico y después el coeficiente de poisson para cada componente. <sup>8</sup>

Se diseñó un primer premolar inferior de 22.5 mm de longitud. En la que la altura de la corona es 8.5 mm, el diámetro mesio- distal de 7 mm. Diámetro vestíbulo lingual 7.5 mm. con un eje de 0°

Se diseñó un segundo molar inferior de 20 mm de longitud. En la que la altura de la corona es 7 mm, el diámetro mesio- distal de 10.5 mm. Diámetro vestíbulo lingual 10.5 mm. con un eje de 0° y 30°.

Se les realizó una preparación con una terminación chamfer de 1.5 mm con una convergencia de 20°.

Se ubicaron en un bloque de hueso que intentan simular una brecha edéntula 2 piezas en las que se le darán las siguientes propiedades:

- Hueso trabecular 1.37 (MPa) módulo de elasticidad y 0.30 de coeficiente de poisson.
- Hueso cortical: 13.70 (MPa) módulo de elasticidad y 0.30 de coeficiente de poisson.
- Se modelarán los ligamentos periodontales 0.69(MPa) módulo de elasticidad y 0.45 de coeficiente de poisson.

Por otro lado se modelo la estructura metálica (metal NiCr) a la que se le da un grosor de 0.5 mm y 0.69 (MPa) módulo de elasticidad y 0.35 de coeficiente de poisson.

Se diseñaron los conectores y los ataches, dándole las dimensiones de 2 x 4. El atache se diseñó siguiendo el modelo tube lock sterngold, cuyas dimensiones fueron 6x 1.6 x 0.9 mm.

También se modeló la cerámica feldespática con un grosor de 0.5 mm. a nivel cervical 1.2mm. a nivel tercio medio y oclusal 2.0 mm. se les dio las propiedades de 69.00 (MPa) módulo de elasticidad y 0.280 de coeficiente de poisson.

Se le proporciono las propiedades mecánicas al agente cementante dual (cemento resinoso) de 8.400 Mpa de módulo de elasticidad y 0.30 de coeficiente de poisson.

El estudio fue de tipo estático, se determinó cuáles son las condiciones límites a nivel de hueso con el fin de tener una base fija. La estructura de la malla fue realizada por el computador, si existiera algún error en la confección de los modelos o en el ensamblaje el mallado presentaría problemas y no podrían ser simulados.

### **7.5. b. 2. ENSAMBLADO DE LOS COMPONENTES**

Todos los componentes de los modelos fueron confeccionados individualmente para luego ser ensamblados y corregir errores de superposición, los cuales se realizaron en el software Solidworks 2015.

Luego se realizó el mallado de los modelos en elemento finito en el software Cosmoworks, es importante mencionar que el software si identifica problemas de construcción el mallado no será realizado, este factor es indispensable para poder controlar la correcta construcción de los mismos.

Las propiedades de mayor relevancia que son indispensables para el estudio son el módulo de Young de elasticidad ( $\epsilon$ ), y el coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), que fueron obtenidos de estudios previos

### **7.5. b. 3. APLICACIÓN DE FUERZAS**

Las fuerzas son aplicadas en superficies planas a nivel de las caras oclusales que serán medidas en newton, con la finalidad de crear una situación normal se aplica una fuerza de 500 N de manera axial a distribuida en las coronas que forman parte de la prótesis fija de 4 unidades.<sup>4-6</sup>

### **7.5. b. 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS**

El análisis de resultados fue mediante los valores máximos de estrés según la localización de los nodos de las mallas mediante la escala gráfica tensional.

La Escala de Von Mises correspondiente a estrés tensional se visualizó por un degrade de colores en donde el área de color rojo corresponde a un alto nivel de tensión y las áreas de color azul a un bajo nivel de tensión. Cada componente tuvo un módulo elástico que dependiendo del material y de su configuración

desarrollaron una distribución de cargas que pudo ser aceptado por el sistema, es decir no supera la capacidad elástica de las estructuras del modelo, que desarrolló un estrés que supera la capacidad de las estructuras y se definió como falla al momento de la simulación.<sup>19</sup>

## **7.6. CONSIDERACIONES ÉTICAS**

El trabajo fue enviado al Comité Institucional de Ética la Escuela de Estomatología de la Universidad Científica del Sur, para su evaluación con N° de registro 0348, se aclara que el estudio se realizó por medio de elemento finito por lo tanto no hubo ninguna vulneración de los aspectos éticos.

## **7.7. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS**

Se realizó mediante el programa Solidworks, en donde se observó la distribución de tensiones por medio del análisis de Von Mises describiendo los valores máximos de tensión compresiva (MPa).

## VIII. RESULTADOS

La Tabla 1 muestra los valores máximos de estrés compresivo en los diferentes elementos de una prótesis fija medidos a través de elemento finito. Así como su localización para todos los modelos. Para la porcelana los mayores valores de estrés se encontraron en el modelo 4 con un valor 38 862 (MPa), seguido del modelo 1 y 3 con un valor de 217.43 (MPa) y 183.00 (MPa), respectivamente, sin embargo, el modelo 2 tuvo el menor valor de estrés correspondientes a 118.11 (MPa). Cabe mencionar que en todos los modelos las estructuras de la prótesis parcial fija (porcelana y metal) presentan los más altos niveles de estrés en relación a las estructuras anatómicas de los pilares (hueso y raíz).

Para el modelo 1: Conector rígido con pilar anterior (1ra premolar inferior) y pilar posterior (2da molar inferior) recto se hicieron 4 evaluaciones de la distribución del stress compresivo; observándose que el valor máximo a nivel de porcelana fue de 217.43 Mpa y se ubicó en la cara oclusal entre los púnticos a distal de la 2da premolar y mesial de la 1ra molar. (Gráfico N°1). A nivel de hueso el valor máximo fue de 78.38 Mpa y se ubicó en el fondo del alveolo que alberga a la 1ra premolar. (Gráfico N°2). Mientras que a nivel del metal el valor máximo encontrado fue de 72.38 Mpa y se ubicó en la 1ra premolar (Gráfico N°3), por otro lado a nivel radicular este valor fue de 74.61 Mpa y se ubicó en el ápice de la 2da molar inferior (Gráfico N°4).

Para el modelo 2: Conector rígido con pilar anterior recto (1ra premolar inferior) y pilar posterior mesializado 30° (2da molar inferior) se realizaron 4 evaluaciones de la distribución del stress compresivo; observándose que el valor máximo a nivel de porcelana fue de 118.11 Mpa y se ubicó en la cara oclusal entre los púnticos a distal de la 1ra premolar y mesial de la 2da premolar. (Gráfico N°5). A nivel de hueso el valor máximo fue de 11.04 Mpa y se ubicó en mesial del hueso que alberga a la 1ra premolar. (Gráfico N°6). Mientras que a nivel del metal el valor máximo encontrado fue de 92.69 Mpa y se ubicó entre los púnticos de la 2da premolar y la 1ra molar (Gráfico N°7), por otro lado, a nivel radicular este valor fue de 23.89 Mpa y se ubicó a nivel vestíbulo cervical de la 2da molar inferior (Gráfico N°8).

Para el modelo 3: Conector no rígido en el pilar posterior, con pilar anterior recto (1ra premolar inferior) y pilar posterior mesializado 30° (2da molar inferior) se realizaron 4 evaluaciones de la distribución del stress compresivo; observándose que el valor máximo a nivel de porcelana fue de 183 Mpa y se ubicó en distal de la 2da premolar y mesial de la 1ra molar. (Gráfico N°9). A nivel de hueso el valor máximo fue de 26 Mpa y se ubicó a nivel mesio cervical del hueso que alberga a la 2da molar. (Gráfico N°10). Mientras que a nivel del metal el valor máximo encontrado fue de 192 Mpa y se ubicó en mesial de la 2da molar (Gráfico N°11), por otro lado a nivel radicular este valor fue de 29 Mpa y se ubicó a nivel mesio cervical de la 2da molar inferior (Gráfico N°12).

Para el modelo 4: Conector no rígido en el pilar anterior, con pilar anterior recto (1ra premolar inferior) y pilar posterior mesializado 30° (2da molar inferior) se realizaron 4 evaluaciones de la distribución del stress compresivo; observándose que el valor máximo a nivel de porcelana fue de 38.86 Mpa y se ubicó en la cara oclusal entre

los pónicos a distal de la 1ra premolar y mesial de la 2da premolar. (Gráfico N°5). A nivel de hueso el valor máximo fue de 153.19 Mpa y se ubicó en mesial y cervical del hueso que alberga a la 1ra premolar. (Gráfico N°14). Mientras que a nivel del metal el valor máximo encontrado fue de 445.55 Mpa y se ubicó a distal de la 1ra premolar (Gráfico N°15), por otro lado a nivel radicular este valor fue de 214.34 Mpa y se ubicó a nivel disto-cervical de la 1ra premolar inferior (Gráfico N°16).

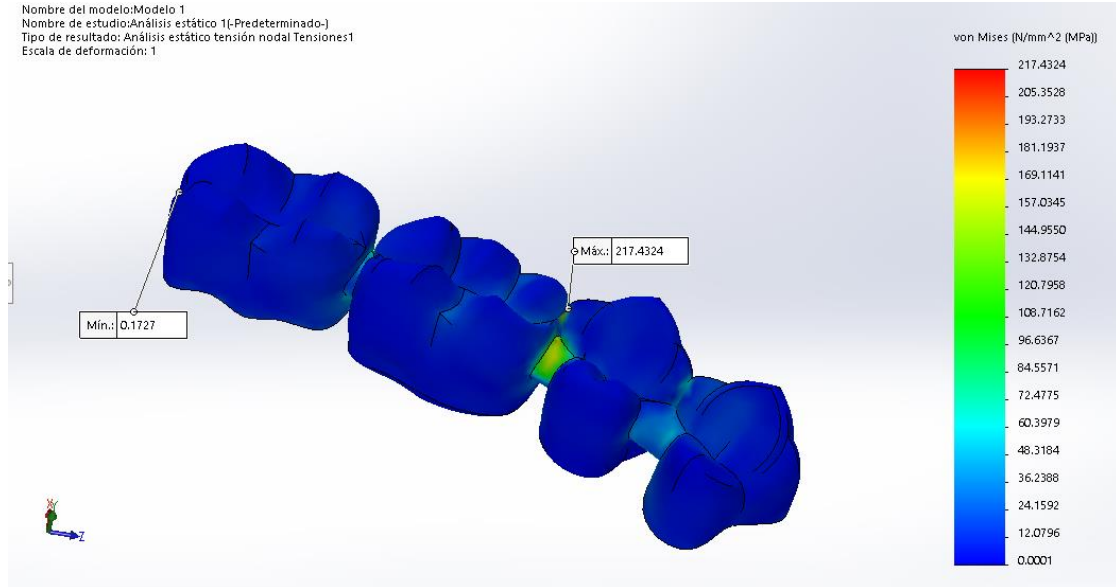
**TABLA 1**  
**VALORES MÁXIMOS EN MEGAPASCALES, DE ESTRÉS COMPRESIVO DE LOS COMPONENTES DE UNA PROTESIS FIJA DE 4 ELEMENTOS A TRAVÉS DE MEF SOMETIDOS A 500 N**

Modelos	Porcelana	Hueso	Raíz	Metal
Modelo 1*	217.43	72.31	74.61	882.71
Modelo 2 **	118.11	11.04	23.89	92.69
Modelo 3 ***	183.00	26.00	29.00	192.00
Modelo 4 ****	388.62	153.19	214.34	445.55

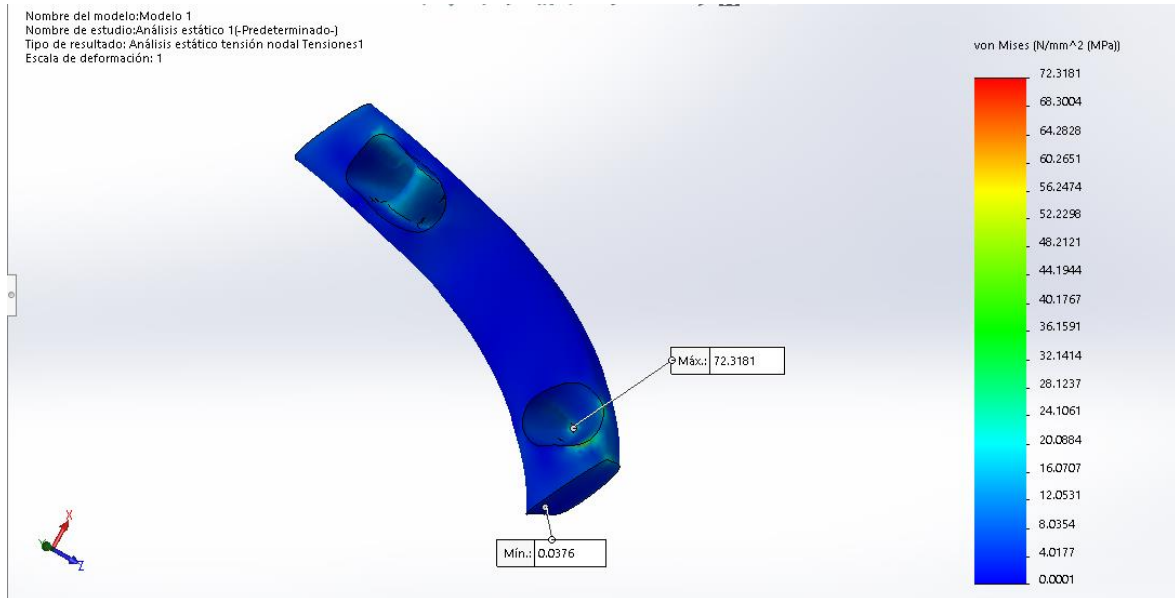
- \*Modelo 1: PPF con conector rígido, con un pilar posterior recto (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior). (Control).
- \*\*Modelo 2: PPF con conector rígido, con un pilar posterior mesializado (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior).
- \*\*\*Modelo 3: PPF con conector no rígido en el pilar posterior, con un pilar posterior mesializado (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior).
- \*\*\*\*Modelo 4: PPF con conector no rígido en el pilar anterior, con un pilar posterior mesializado (segunda molar inferior) y un pilar anterior recto (primera premolar inferior).



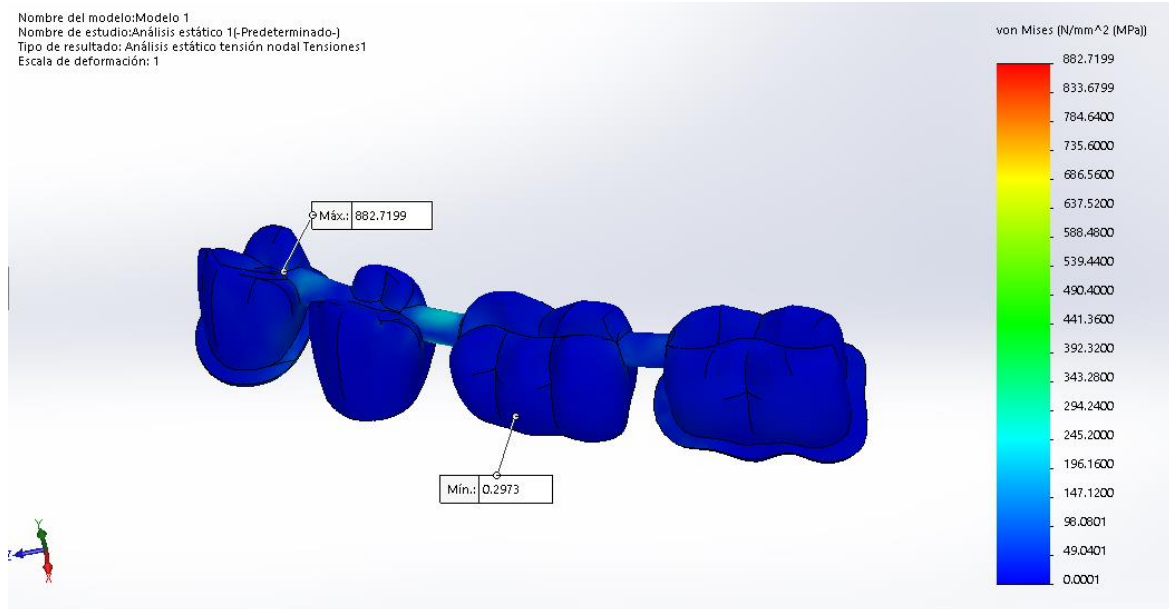
**Grafico 1. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo 1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



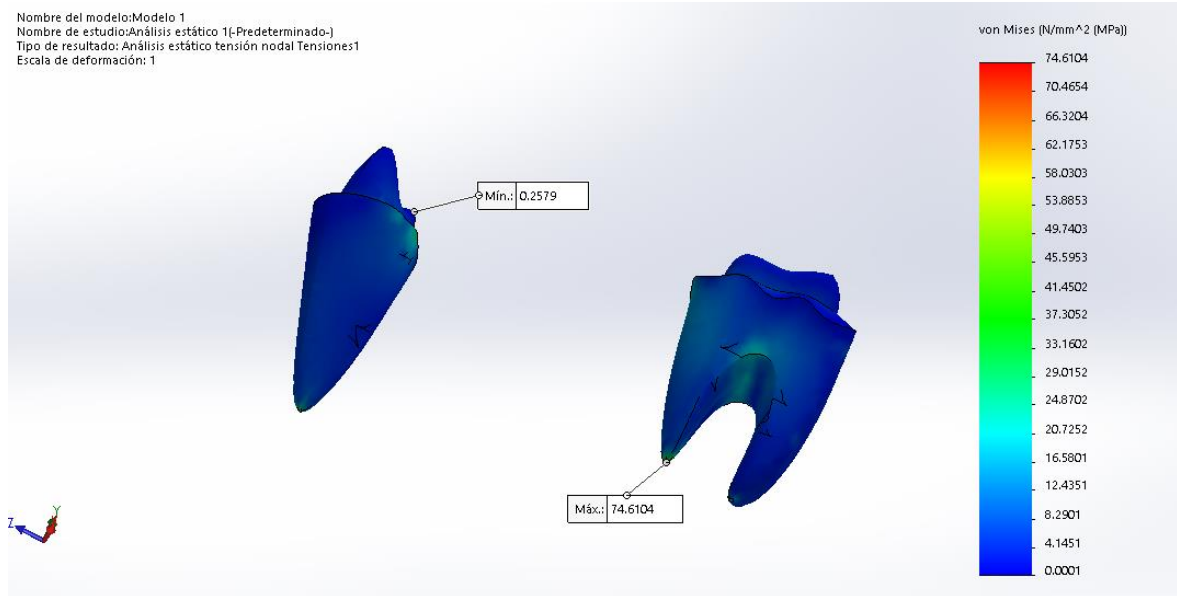
**Grafico 2. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo 1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



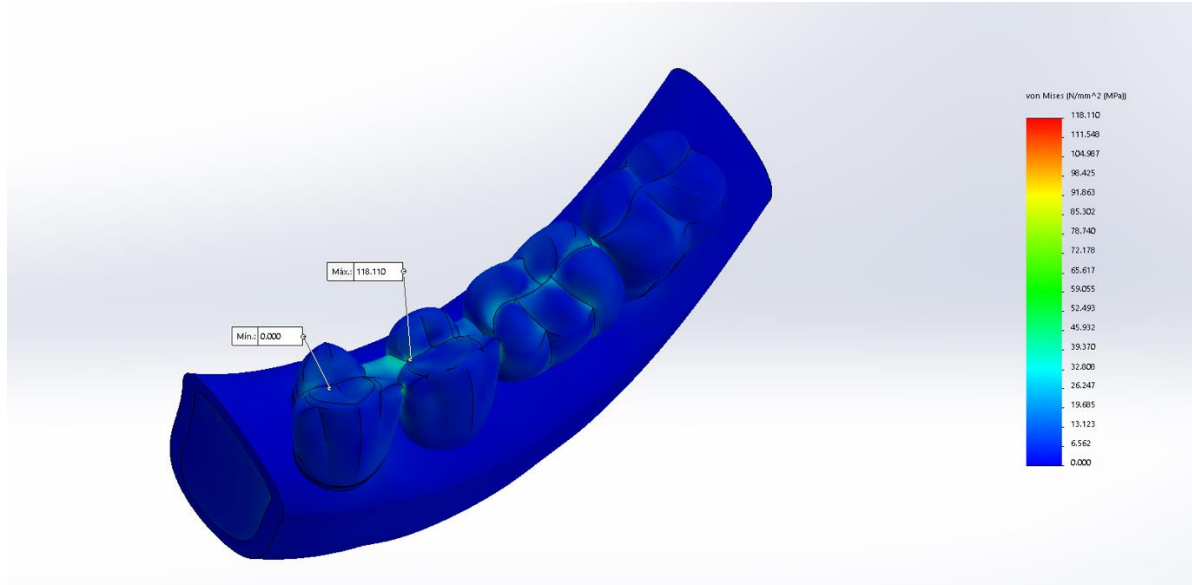
**Grafico 3. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo 1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



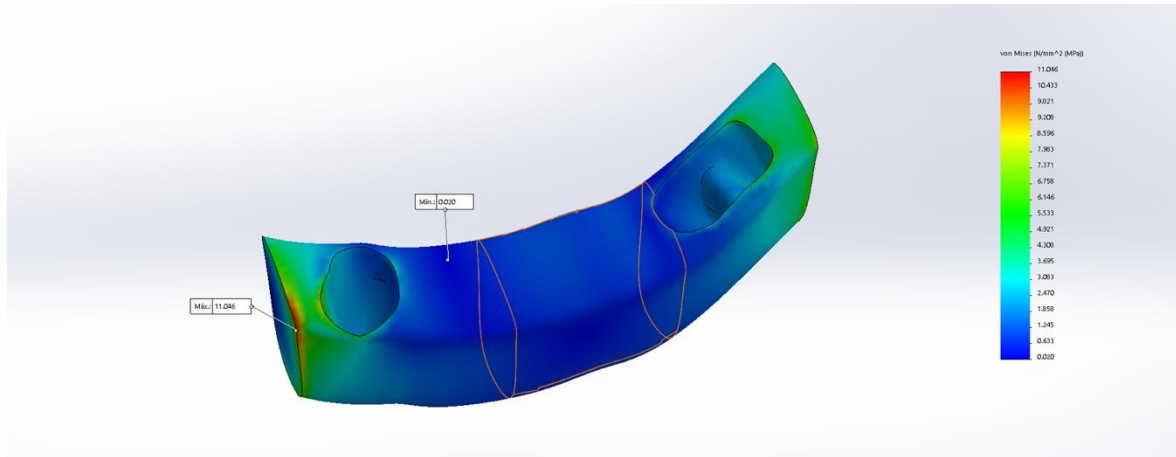
**Grafico 4. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior y posterior recto (Modelo 1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



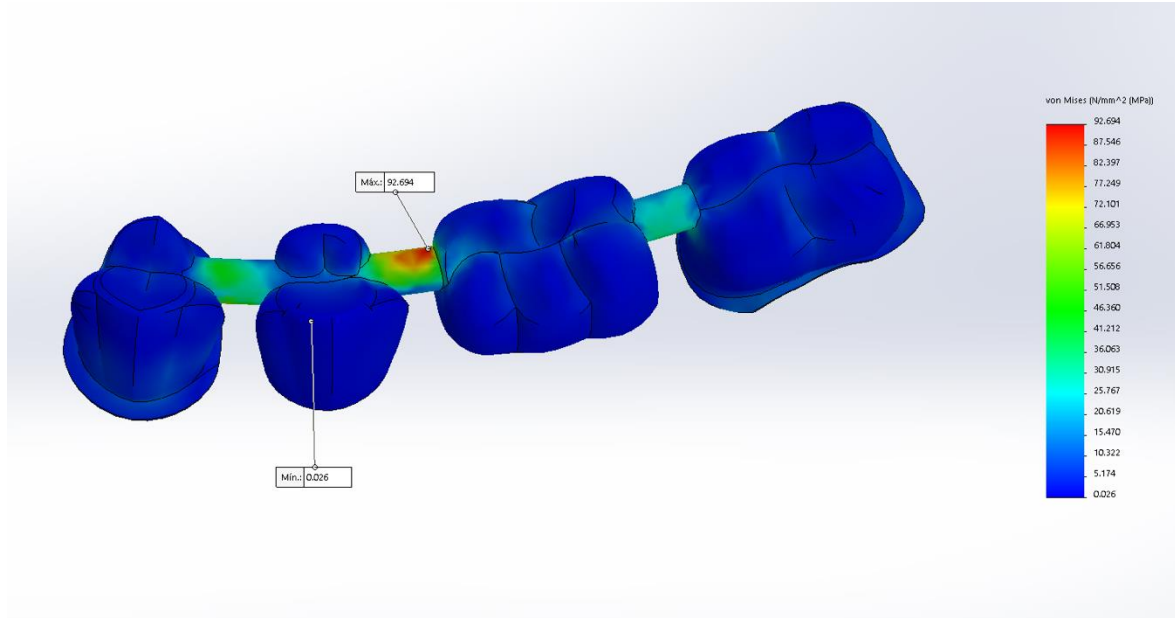
**Grafico 5. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



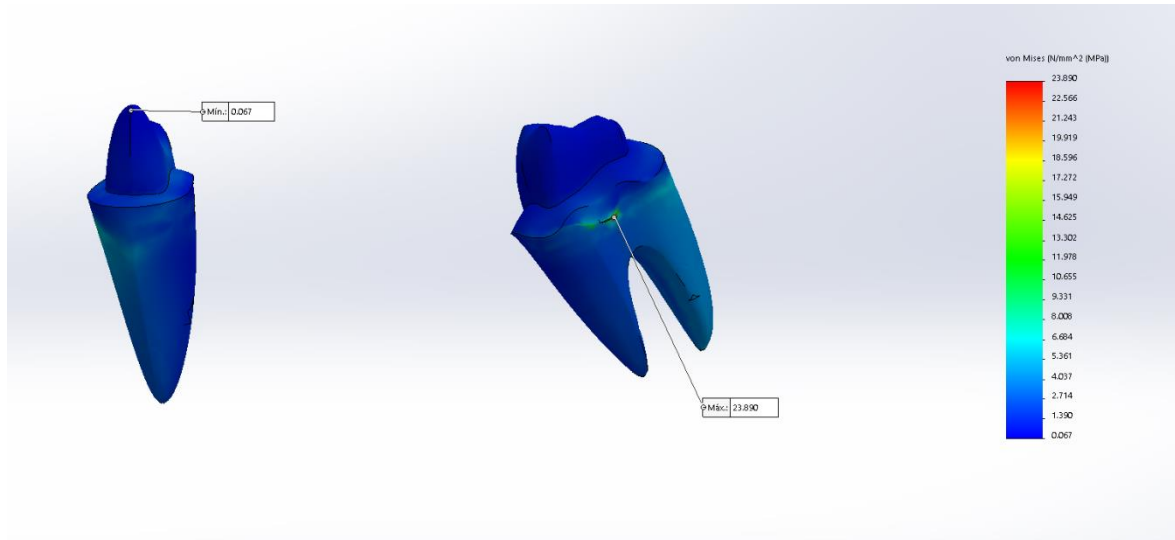
**Grafico 6. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



**Grafico 7. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**

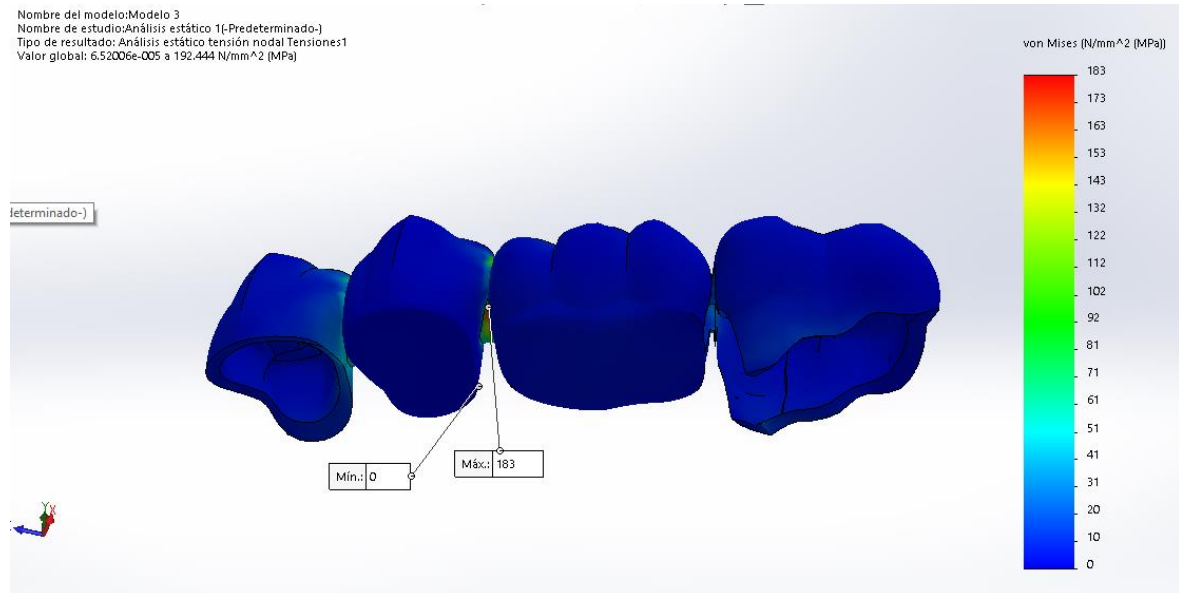


**Grafico 8. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector rígido con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 2) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**

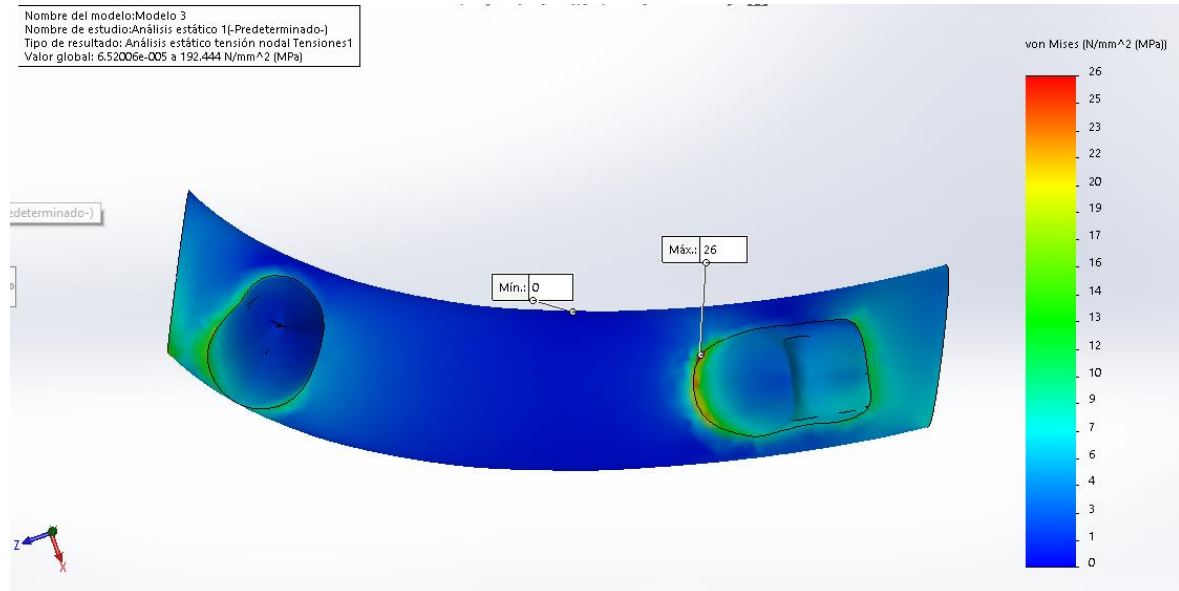




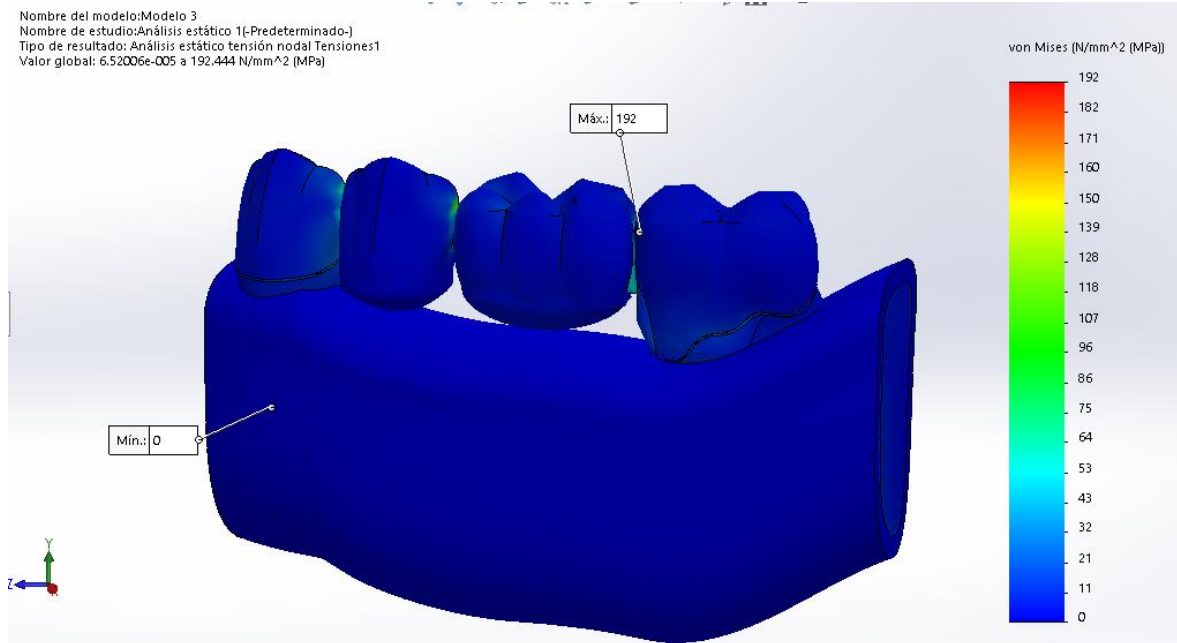
**Grafico 9. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



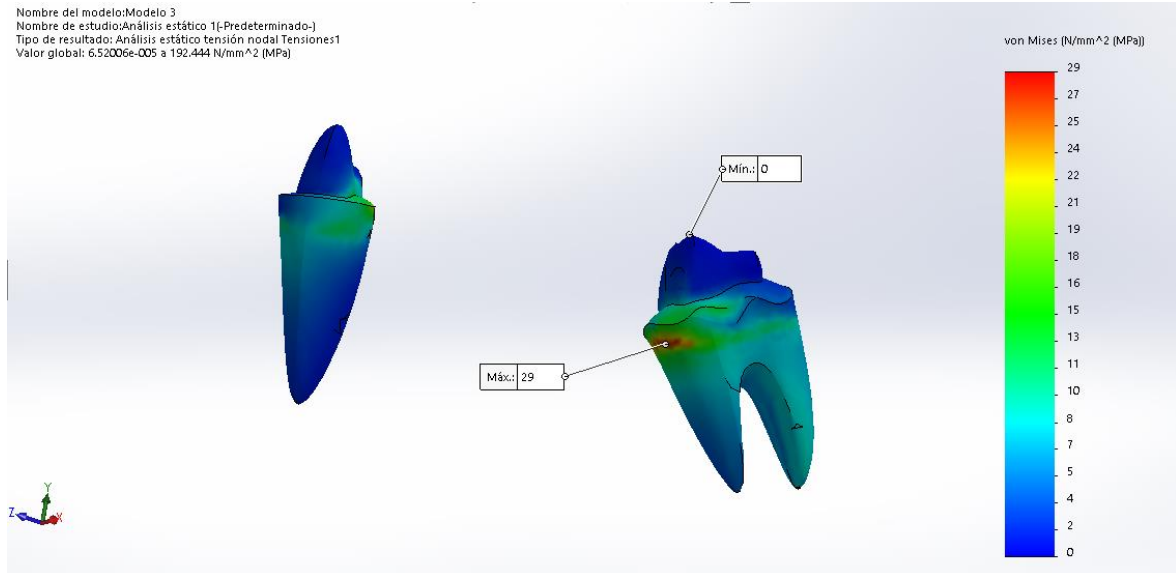
**Grafico 10. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



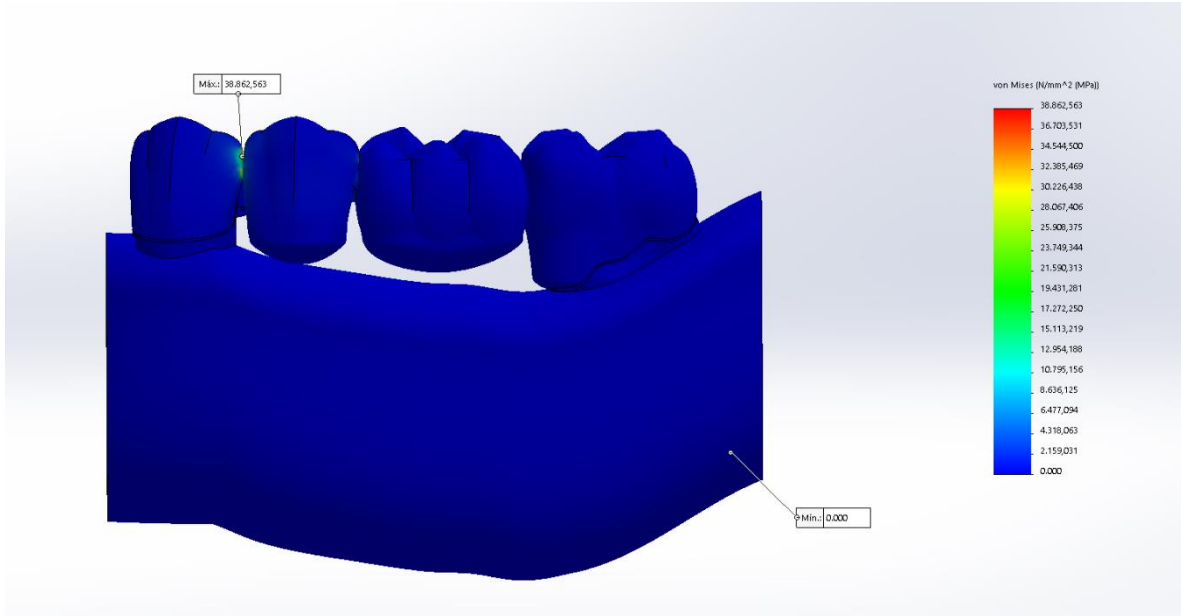
**Grafico 11. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



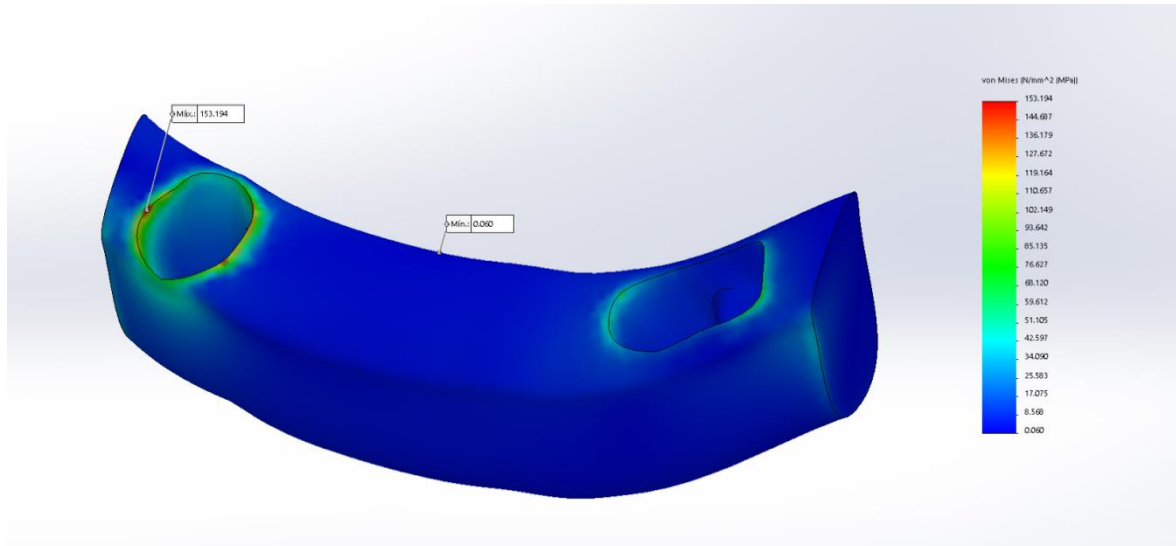
**Grafico 12. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido posterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 3) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



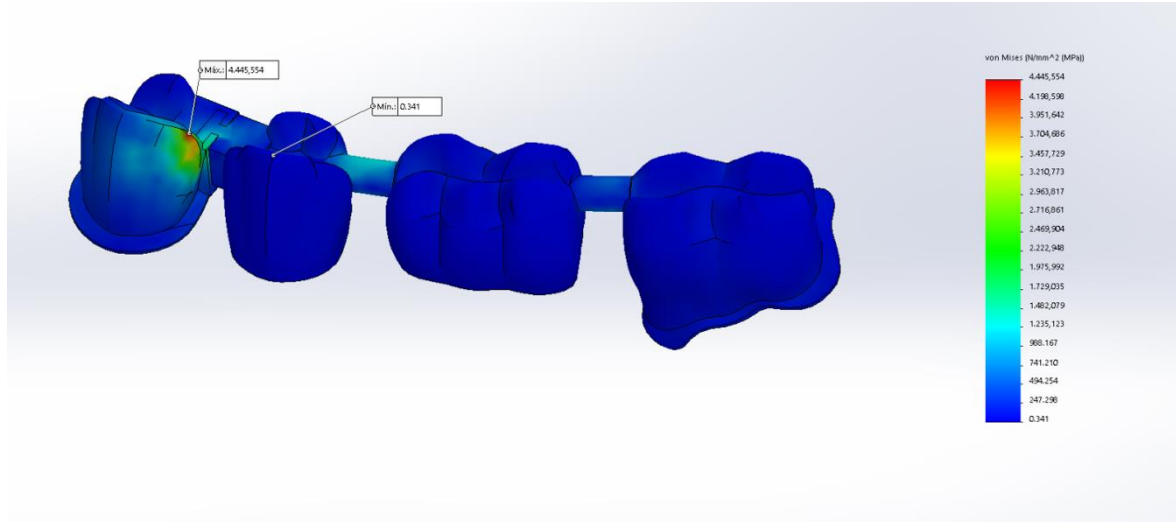
**Grafico 13. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de porcelana, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



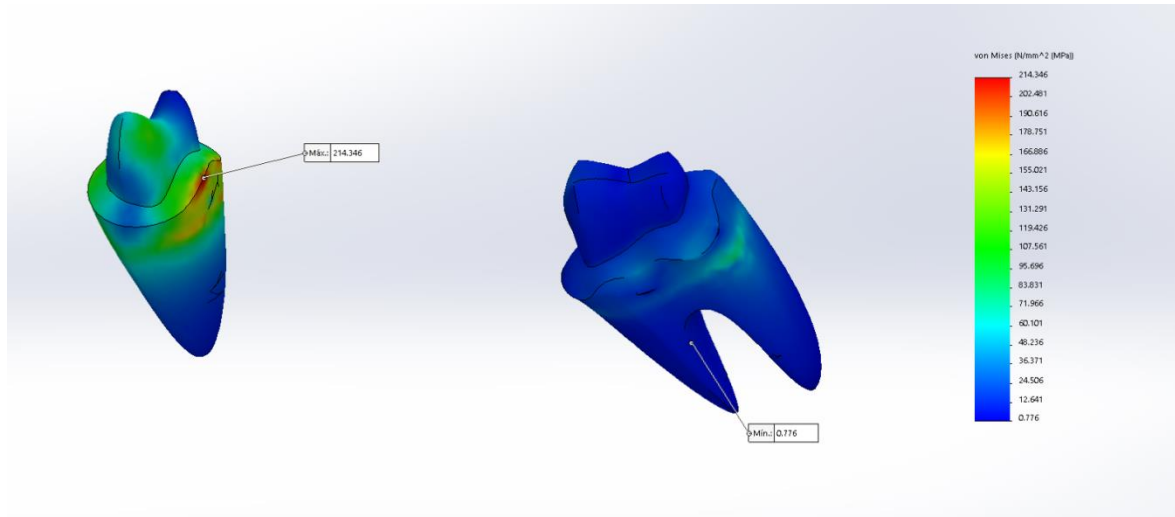
**Grafico 14. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de hueso, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



**Grafico 15. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel de metal, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**



**Grafico 16. Evaluación de la distribución estrés compresivo, a nivel radicular, en una prótesis fija de 4 elementos con conector no rígido anterior con pilar anterior recto y posterior mesializado 30° (Modelo 4) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.**





## IX. DISCUSIÓN

Existen muchos estudios en relación al comportamiento mecánico en prótesis parcial fija, pocos determinan la distribución de estrés en la estructura, en los pilares y en los tejidos de soporte, debido a la existencia de diversos factores que influyen en él. Menos aún mencionan como es, esta distribución si los pilares se encuentran angulados.

El área de mayor estrés se transmite al conector debido a que reciben la mayor flexión, las dimensiones de estos son fundamentales dependiendo del material y/o el tamaño de la brecha. Los conectores más utilizados en prótesis fija son de carácter rígido, por ejemplo en el caso de metales la contracción del material dificulta el asentamiento pasivo de la estructura sobre los pilares, requiriendo incluso la necesidad de soldaje. Por otro lado los conectores no rígidos (attaches) se utilizan en casos de estructuras con pilar intermedio debido a la diferencia de micromovimiento, la posición de los dientes en el arco o el cambio de ejes debido a la mesialización de los pilares posteriores.

Debido a la dificultad de realizar el análisis de distribución de estrés en estudios in vitro o in vivo, el método de elementos finitos es importante, pues permite la visualización de estas áreas variando el tipo de conector, permite evaluar regiones internas o diferentes interfases de la prótesis o de la estructura anatómica.

Es importante mencionar que los resultados hallados en esta investigación son semejantes a los encontrados en la literatura, en algunas situaciones; cabe mencionar que el diseño del modelo no ha sido encontrado en otros estudios donde el pónico o el pilar son diferentes piezas o son reemplazados por implantes dentales. Se eligió como pónico el primer molar, pues es una de las piezas con mayor pérdida y porque es una zona donde se ejerce la mayor fuerza de mordida. Asimismo el modelo incluía una brecha más larga (4 unidades) respecto a otros estudios, se decidió usar este diseño para visualizar mejor el efecto el tamaño de la brecha.

En esta investigación se halló que la zona de mayor esfuerzo se concentra en donde se encuentra el conector no rígido, con conectores rígidos las fuerzas se distribuyen equitativamente sobre todo el modelo. Resultados similares Obtuvieron Oruc y Cols, que observaron el cambio geométrico que se da en el área del conector no rígido, hace que sean zonas concentradoras de esfuerzos.<sup>52</sup>

Oruc y cols.<sup>52</sup> realizaron un análisis con un modelo de brecha larga desde el canino a segunda molar inferior, comparando conectores rígidos con no rígidos ubicados en diferentes posiciones, concluyendo que el área cervical de los conectores y pónicos es la zona de mayor estrés debido a la mayor flexión por tanto aumentan el estrés en los casos de pilar intermedio cuando se utilizan conectores rígidos.

Landry y cols.<sup>65</sup> evaluaron la distribución de las fuerzas en puentes de cinco unidades con pilar intermedio con conectores rígidos y no rígidos. Hallaron que las fuerzas se transmiten homogéneamente con conectores rígidos; en las estructuras con conectores no rígidos la distribución de las fuerzas no fue favorable en los pilares y era mayor en el pilar cerca a este conector.

Moulding y cols<sup>66</sup> estudiaron a través del método fotoelástico mencionando que la distribución de las fuerzas verticales fue más homogénea en una prótesis parcial fija con conectores rígidos. En el modelo con conector no rígido las fuerzas se concentraron más alrededor de la raíz en el pilar intermedio, concluyendo que la distribución de estrés puede variar en los pilares de acuerdo a la ubicación del attache que normalmente va colocado en el pilar intermedio. Sutherland y cols. también encontraron que la distribución de los esfuerzos cualitativamente en una prótesis parcial fija con conectores rígidos y no rígidos son diferentes debido a que en el diseño con conectores no rígidos los pilares se comportan de forma independiente bajo fuerzas compresivas cuando son evaluadas a través de modelos fotoelásticos.

Tuncer y cols<sup>55</sup> evaluaron la distribución del stress en prótesis parciales fijas implanto soportadas con diseños de conectores rígidos y no rígidos, aplicándoles fuerzas verticales y oblicuas, hallando resultados similares a los nuestros, pues las fuerzas verticales se concentran en las áreas de los conectores a nivel de molares cuando estos conectores están colocados en posterior y cuando están colocados en el pilar anterior las fuerzas se transmiten al pilar posterior que es un implante, resultados que difieren a los que nosotros hayamos, debido a la diferentes del tipos de pilares posteriores y su inclinación. Cabe mencionar que en todos los diseños en el estudio de Tuncer las fuerzas son trasmitidas al implante.

Godwa y cols<sup>63</sup> evaluaron la distribución del stress en diferentes diseños de prótesis parciales fijas implanto-soportadas con conectores rígidos y no rígidos. Hallando resultados similares a los nuestros, al aplicar fuerzas verticales, se encontró que en el diseño con conectores rígidos las fuerzas se distribuyen tanto en el pilar anterior como en el posterior, en el modelo con el conector no rígido en el sector anterior las fuerzas se van hacia el sector posterior (implante) esto difiere a lo este estudio ha hallado, y en el modelo con el conector en el sector posterior las fuerzas recayeron en el pilar posterior semejante a lo ocurrido en este estudio. Las diferencias en los resultados, pueden deberse al tipo de pilar posterior y la angulación del mismo. Cabe recalcar que nuestro modelo es de 4 unidades y no de 3 como en el estudio de Godwa.

Nitin y cols<sup>64</sup> evaluaron la distribución del stress al aplicar fuerzas verticales en diseños de prótesis fijas implanto-soportadas con conectores rígidos y no rígidos, hallando resultados similares a los nuestros, en general el mayor stress se recibe donde se encuentra el conector no rígido.

En la presente investigación el conector no rígido fue diseñado a partir de un attache de semiprecisión intracoronal de forma tubular para ser colado a la estructura metálica, asimismo se aplicó una carga de 500N de manera vertical sobre toda la estructura del modelo, la mayoría de estudios simula este tipo de attache como en el estudio de Oruc<sup>52</sup>, pero con cargas diferentes tanto en dirección (oblicuas) como en intensidad (200N) sobre los algunos pilares o en toda la brecha. Si bien es cierto los resultados no pueden ser directamente comparados con los diferentes estudios hallados, son por lo menos coherentes con la mayoría de resultados.

Los mayores esfuerzos siempre se presentan en la restauración independientemente de la configuración del conector utilizado. Resultados similares fueron hallados por Marquez y Carbajal los cuales mencionan que el material presenta un módulo de elasticidad mayor por lo cual absorben mas el esfuerzo, sin que esta absorción produzca fallos en la estructura propia del material pues no se extralimita el módulo de elasticidad el mismo.<sup>56,57</sup>

Un resultado muy particular se halló al evaluar los esfuerzos recibidos entre la estructura anatómica y la restauración, encontrando que son directamente proporcionales, es decir, que cuanto menor esfuerzo se presente a nivel de la restauración menor esfuerzo recibe la estructura anatómica independientemente del modelo o conector utilizado. Resultados contradictorios a los diversos estudios revisados, pues la mayoría menciona que los modelos con conectores rígidos presentan menores esfuerzos sobre la restauración (porcelana y metal) y la estructura anatómica recibe mayores esfuerzos (hueso y raíz), es decir se transmiten más las fuerzas a la estructura anatómica con conectores rígidos.<sup>57</sup>

Otra limitación muy frecuente en estudios de elemento finito es la dirección de las fuerzas que para el presente estudio fueron verticales, siendo las menos presentes en boca debido a que siempre las fuerzas se descomponen en un sistema que por ser dinámico y por la presencia de una diferente topografía anatómica pueden influir en la resultante de estrés compresivo, sin embargo la ventaja de poder simular angulaciones de los pilares con diferentes conectores y poder visualizar el estrés en regiones internas es una ventaja única para este tipo de estudio.

Finalmente podemos concluir que la literatura respalda los resultados encontrados, la ubicación del conector influye en la distribución de estrés siendo mejor colocarlo en el pilar posterior incluso en situaciones de pilares angulados, sin embargo no existe diferencias en la magnitud de estrés comparándolos con el modelo con conector rígido.

**X. CONCLUSIONES**

1. En el modelo 1 se encontraron valores intermedios de estrés para todos los componentes a excepción del metal que presentó un elevado estrés.
2. En el modelo 2 se encontró menor estrés en todos sus componentes.
3. En el modelo 3 al igual que el modelo 2 se encontraron menores valores para los componentes del hueso metal y porcelana.
4. En el modelo 4 es el que recibe mayor estrés en relación a los otros modelos evaluados.

## **XI. RECOMENDACIONES**

- Investigaciones donde se evalúe el estrés compresivo de la prótesis parcial fija con diferentes conectores y de ubicación distinta.
- Investigar el comportamiento del estrés compresivo en prótesis parcial fija según tipo de material (zirconio).
- Investigar el comportamiento de estrés compresivo en prótesis parcial fija teniendo en cuenta diferentes tipos de fuerzas, el hueso de soporte y la distancia de la brecha.

## XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sheets CE. Dowel and core foundations. *J Prosthet Dent*. 1970; 23(1): 58-65.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fixed partial denture configurations. En: *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3ra ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 105-18.
3. Rosenstiel- Land Fujimoto. *Protesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio*. Salvat editores. Barcelona, España 1991; 207-27.
4. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent Res* 1993; 21:281-84.
5. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prost dent* 1994; 72(4): 367-72.
6. Sokol, D. Effective use of current core and post concern. *J Prosthet Dent*. 1984; 52(2): 231-34.
7. Nergiz I, Schmage P, Platzer U, McMullan-Vogel CG. Effect of different surface texture on retentive strength of tapered post. *J Prosthet dent*. 1997; 78(5): 451-7.
8. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution surrounding endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1990; 64(4): 412-8.
9. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2): 140-4.
10. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. All ceramic restorations. En: *Contemporary fixed prosthodontics*. 4.a ed. Barcelona: Elsevier; 2009. p. 774-804.
11. Massironi D, Pascetta R, Romeo G. Using ceramic in prosthetic restoration. En: *Precision in dental esthetics: clinical and laboratory procedures*. Milán: Quintessence; 2007; 342-73.
12. Li Li-li, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin HT. Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium ally posts. *Chin Med J* 2007; 119(4): 305-11.
13. De Jager N, De Kler M, Vanderzel J. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mat* 2006; 22(3): 234- 42.
14. Pineda ÉA, Escobar JC, Latorre F, Villarraga JA. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. Análisis por elementos finitos. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2013; 25(1): 44-75.
15. Pascal M, Urs B. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle. En: *bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Barcelona: Quintessence; 2004. p. 23-56.
16. Leary JM, Aquilino SA, Svare CW. An evaluation of post length within the elastics of dentin. *J Prosthet Dent*. 1987; 57(3); 277-81.
17. Pao YC. Root stresses with tapered-end post desing in periodontally compromised teeth. *J Prosthet Dent*. 1987; 57(3): 281-86.
18. Kern M, Pleines AW, Strub JR. Stability of restoration with all-porcelain or metal post and cores. *J Dent Res* 1992; 71: 122 (abstract 34).
19. Myemberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia post: a new all ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7(2): 73-80.
20. Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mat* 1988; 4(1): 41-8.

21. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of post on dentin stress distributions in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-7.
22. Holmes DC, Díaz Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75(2): 140-7.
23. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post and core applications. *Oper Dent* 2006; 31(1): 89-96.
24. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006; 31(1): 47-54.
25. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90(1): 31-41.
26. Ukon S, Moroi H, Okimoto F, Fujita M, Ishikawa M, Ferada Y, et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. *Dent mater J* 2000; 19(1): 50-64.
27. Ichim I, Kusmanovic D, Love RM. A finite elements analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J* 2006;39(6): 443-52.
28. Cailleateau JG, Rieger MR, Ed Akim J. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod* 1992; 18(11): 540-4.
29. Mantilla F, Málaga J., Distribución de tensiones mediante el análisis de elementos finitos en dientes restaurados directa e indirectamente después de un tratamiento endodóntico. *Kiru* 2008; 4(1).
30. Baino MA. Análisis Por Elementos Finitos De Primeros Premolares Superiores Restaurados Con Sistemas De Endopostes. [Tesis Doctoral]. España; 2007.
31. Lince Jaramillo J. Modelo tridimensional en elementos finitos de un diente con perno y corona sometido a bruxismo. [Tesis título de Especialista en Prótesis Periodontal]. Medellín: Universidad CES; 2009.
32. Ribeiro JPF. Análise pelo método de elementos finitos, da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radulares. [Mestrado em Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2004.
33. Calao F, Eliana M, Vázquez M; Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. El método de elementos finitos y su aplicación en la investigación odontológica. *Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioq* 1999; 11(1):44-9.
34. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of post on dentin stress distributions in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-7.
35. Zilich R, Yaman P. Effect of rooth curvature on post length in the restoration of endodontically treated premolars. *Endod Dent Traumatol* 1985; 1(4): 135-7.
36. Shillimburg HT, Kessler JC. *Restoration of endodontically treated tooth*. Chicago: Quintessence Pub CO;1982.p.12-44.
37. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated dowel restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 321-9.
38. De Jager N, De Kler M, Vanderzel J. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mat* 2006; 22(3): 234- 42.
39. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored

- by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mat* 2006; 22(11): 1035-44.
40. Reinhardt RA. Dentin stress in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res.* 1983; 62 (9): 1002-8.
  41. Martínez-Gonzalez A, Amigó-Borrás V, Fons-Font A, Selva-Otaola E, Labaig-Rueda C. *Response of three types of cast posts and cores to static loading.* *Quintessence Int* 2001; 32(7): 552-60.
  42. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post and core applications. *Oper Dent* 2006; 31(1): 89-96.
  43. Tinschert O, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina, and zircona-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14 (3): 231-38.
  44. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 442-8.
  45. Hartley Grandin JR. *Fundamentals of the Finite Element Method.* New York (USA): MacMillan Publishing Company; 1986.
  46. Zienkiewicz OC. *The finite element method.* London UK: Mc Graw Hill; 1986.
  47. Yang H, Chung HJ, Park YJ. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. *J Prosthet Dent* 1996; 76(4): 424-30.
  48. Oh. W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of Connector Design on Fracture Probability of Ceramic Fixed-partial Dentures. *J Dent Res.* 2002; 81(9):623-7.
  49. Li HQ, Wang D, Li Y, Zhang XL. Three-Dimensional FEM Analysis for a Kind of Engine Crankshaft. *Applied Mechanics and Materials* 2012; 184-185: 605-8.
  50. Molin MK, Onesti MP, Petersson TB, Derand TB. Three-Dimensional Finite Element Analyses of All-Ceramic Posterior Fixed Partial Dentures with Different Designs. *Int J Prosthodont* 2007; 20(1): 89–91.
  51. Motta AB, Pereira LC, daCunha AR, Duda FP. The Influence of the Loading Mode on the Stress Distribution on the Connector Region of Metal-ceramic and All-ceramic Fixed Partial Denture. *Artif Organs* 2008; 32(4): 283-91.
  52. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent* 2008; 99(3): 185-92.
  53. Correia A, Fernandes JCS, Campos JCR, Vaz MA, Ramos NV, Martins DaSilva JP. Effect of connector design on the stress distribution of a cantiliver fixed partial denture. *The J Indian Prost Society* 2009; 9(1): 13-7.
  54. Mohammed AF, Kifah DJ. Reconstrucción de muñones para la confección de prótesis fija. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 584.
  55. Burak Özcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont* 2011; 20(1): 16-28.
  56. Márquez C, Escobar J, Latorre F, Villarraga J, Distribución de los 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.
  57. Carvajal 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 métodos numéricos: Simulación en Ciencias y Aplicaciones Industriales, Colombia 2011.
58. Chitumalla R, Munaga S, Khare A, Stress distribution among periodontally compromised abutments: A comparative study using three-dimensional finite element analysis. *Contemp Clin Dent*. 2012; 3(4): 452–8.
  59. Gowda ME, Kalra A, Verma K, Rehabilitación estética con ansas conectoras múltiples. *Contemp Clin Dent* 2013; 4(1): 112-5.
  60. Meenakshi A. Evaluation of Stress Distribution In Fixed Partial Dentures With Pier Abutments Using Rigid & Nonrigid Connectors A Finite Element Analysis. *IJRID* 2014; 4(6)
  61. Modi R, Kohli S, Rajeshwari K, Bhatia S. A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *Eur J Dent* 2015; 9(2): 255-61.
  62. Tsouknidas A, Giannopoulos D, Savvakis S, Michailidis N, Lympoudi E, Fytanidis D, Pissiotis A, Michalakis K. The Influence of Bone Quality on the Biomechanical Behavior of a Tooth-Implant Fixed Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(6): 143-154.
  63. Gowda S, Quadras DD, Sesappa RS, Katapadi V, Kumar L, Kulkarni D, Mishra N. Evaluation of Effect of Connector Designs in Implant Tooth-supported Fixed Partial Denture: A Two-dimensional Finite Element Analysis. *J Contemp Dent Pract*. 2018; 19(6): 669-74.
  64. Nitin KS, Padmanabhan TV, Kumar VA, Parthasarathi N, Uma Maheswari M, Kumar SM. A three-dimensional finite element analysis to evaluate stress distribution tooth in tooth implant-supported prosthesis with variations in non-rigid connector design and location. *Indian J Dent Res*. 2018; 29(5): 634-40.
  65. 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): 454-57.
  66. 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.

**XIV. ANEXOS**

**Tabla 2**  
**Propiedades mecánicas de los materiales**

Componente	Módulo de Elasticidad (GPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina	18	0.33
Pulpa	0.003	0.45
Ligamento Periodontal	0.069	0.45
Hueso Cortical	13.7	0.30
Hueso Esponjoso	1.37	0.30
Porcelana feldespática	82.8	0.35
Cemento cementante	5.1	0.27
Estructura Metálica NiCr	206	0.33

Fig. 1 PILARES EN MOLARES INCLINADOS

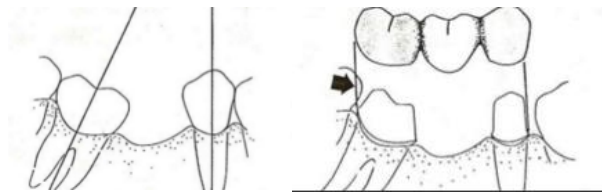


Fig. 2 LAS FUERZAS AXIALES AL EJE DENTARIO SE DISTRIBUYEN DIFERENTES DE ACUERDO A LA INCLINACIÓN.

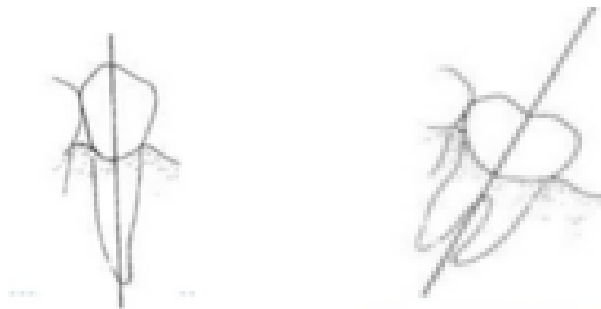
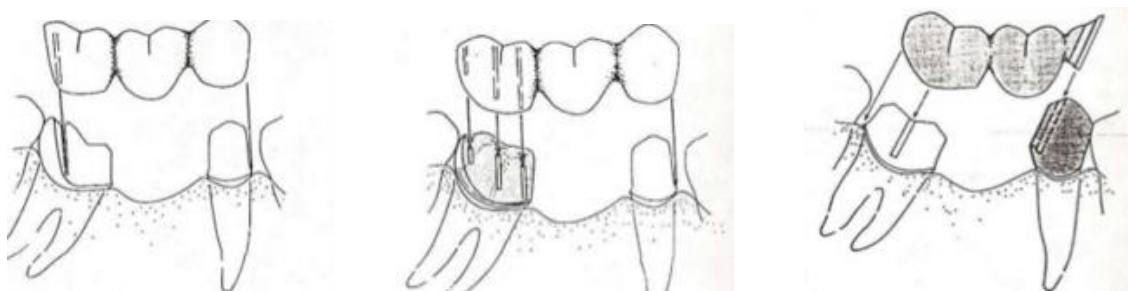


Fig. 3 ALTERNATIVAS CON EL EJE DE MOLAR INCLINADO CON PROTESIS PARCIAL FIJA.



a. Prótesis parcial b. Prótesis telescópica c. Prótesis con conector no rígido.

. Fig: 4 PROTESIS PARCIAL FIJA, CON CONECTORES RIGIDOS.



Fig.5 INTERLOCK. ADITAMENTO INTRACORONAL DE PRECISION. TOMADO DEL CATALOGO STERNGOLD,2008

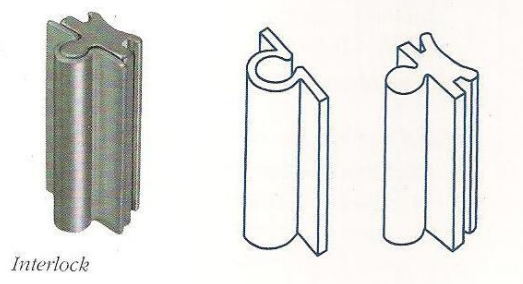


Fig.6 BEYELER. ADITAMENTO INTRACORONAL DE PRECISION. TOMADO DE CATALOGO STERNGOLD, 2008

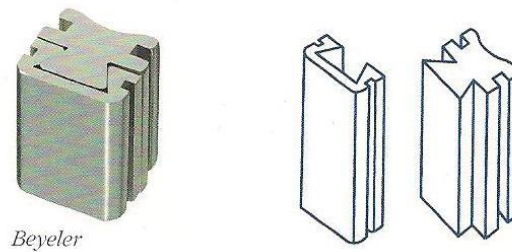


Fig. 7 COMBI-SNAP. ADITAMENTO INTRACORONAL DE PRECISION. TOMADO DE CATALOGO DE STERNGOLD, 2008.

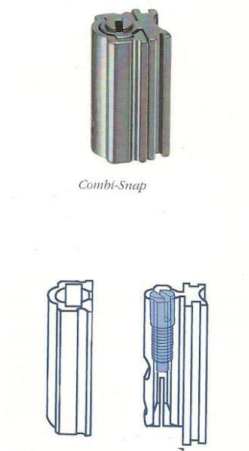


Fig.8 CONECTOR NO RIGIDO DE SEMIPRECISION. ESPIGAS DE PLASTICO CALCINABLE. TOMADO DE ROSENTIEL Y COLS 2009

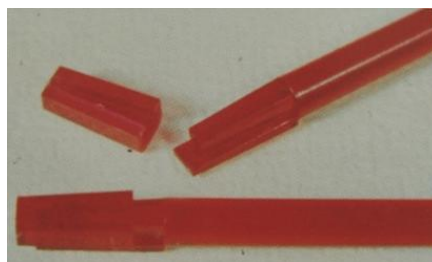


FIG. 9. CONECTOR NO RIGIDO DE SEMIPRECISION. ENCERADO DE PROTESIS PARCIAL COLOCADO EM DISTAL DEL RETENEDOR DEL 23 y 11. TOMADO DE ROSENTIEL Y COLS, 2009.



Fig. 10. ADITAMENTOS INTRACORONALES DE SEMIPRECISION.  
a. TUBE LOCK®. (TOMADO DE CATALOGO DE ESTRNGOLD, 2008.)

