



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

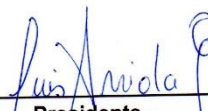
	Reglamento de Grados y Títulos	Código: SG-RE-001-V2	Emisión: junio 2015	Vigencia 25/0615
---	--------------------------------	-------------------------	---------------------------	---------------------

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

	Pág.
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.
Tabla 1:	
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>Gráfico 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 (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	36
<p>Gráfico 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 (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	37
<p>Gráfico 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 (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	38
<p>Gráfico 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 (Modelo1) a través del MEF, sometido a carga compresiva 500 N.....</p>	39
<p>Gráfico 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.</p>	40
<p>Gráfico 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.</p>	41
<p>Gráfico 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.</p>	42
<p>Gráfico 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.</p>	43

Gráfico 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.	44
Gráfico 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.	45
Gráfico 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.	46
Gráfico 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.	47
Gráfico 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.	48
Gráfico 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.	49
Gráfico 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.	50
Gráfico 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.	51

INDICE DE ANEXOS

	Pag.
Tabla 2: Propiedades mecánicas de los materiales.....	61
Fig. 1: Pilares en molares inclinados.....	62
Fig. 2: Las fuerzas axiales al eje dentario se distribuyen diferentes de acuerdo a la inclinación	62
Fig. 3: Alternativas en molares inclinados.....	62
Fig. 4: Prótesis parcial fija, con conectores rígidos.....	63
Fig. 5: Interlock. Aditamento intracoronal de precisión. Tomado de catálogo Sterngold, 2008.....	63
Fig. 6: Beyeler. Aditamento intracoronal de precisión. Tomado de catálogo Sterngold, 2008.....	63
Fig. 7: Combi- Snap. Aditamento intracoronal de precisión tomado de catálogo Sterngold, 2008.....	64
Fig. 8: Conector no rígido de semiprecisión. Espigas de plástico calcinable. Tomado de Rosentiel y cols, 2009.....	64
Fig. 9: 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
Fig. 10: Figura: Aditamentos intracoronales de semiprecisión. A 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
ε	= Módulo de elasticidad
ν	= 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° con conector rígido. El modelo 3 presentaba el pilar posterior mesializado a 30° , con conector no rígido posicionado en mesial de la segunda molar. El modelo 4 presentaba el pilar posterior mesializado a 30° , 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