

Artículo original

Evaluación del comportamiento del sistema de ajuste locator asociado con una prótesis parcial removible, análisis de elementos finitos.

Evaluation of the behavior system locator associated with a removable partial denture, finite element analysis

Medardo Alexander ARENAS-CHAVARRIA¹, Samuel David GIRALDO-GOMEZ², Federico LATORRE-CORREA³, Junes Abdul VILLARRAGA-OSSA⁴.

1. Residente en Rehabilitación Oral, Facultad de Odontología, Universidad Cooperativa de Colombia. 2. Especialista en Odontología integral del adulto con énfasis en Prostodoncia, profesor auxiliar, Facultad de Odontología, Universidad Cooperativa de Colombia. 3. Especialista en Odontología Integral del Adulto con énfasis en Prostodoncia, Profesor Titular, Facultad de Odontología, Universidad de Antioquia. 4. Ingeniero Mecánico, Master en ingeniería, doctor en Ingeniería Grupo Diseño Mecánico GDM, Profesor Asociado, Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia.

RESUMEN

Objetivo: El propósito de esta investigación fue evaluar el comportamiento del sistema de ajuste locator asociado con una prótesis parcial removible (PPR) con extensión distal inferior por medio del método de análisis de elementos finitos (MEF).

Materiales y Métodos: Se diseñó un modelo clase II Kennedy tridimensional utilizando un Software CAD de Solid Works 2010 (SolidWorks Corp., Concord, MA, USA), y posteriormente se procesó y analizó a través Software ANSYS versión 14. Se modeló un (1) implante Tapered Screw-Vent® (ref. TSVB10 Zimmer Dental-Carlsbad, CA, USA) de 10mm de longitud x 3.7mm de diámetro con una plataforma de 3.5mm, de hexágono interno con su respectivo tornillo de fijación; este se ubicó en el diente 37 como pilar posterior de una PPR, cuyo conector mayor fue una barra lingual colada (aleación cromo cobalto), con base combinada (metal/acrílico),

con dientes a reemplazar (37, 36 y 35). Se evaluaron los esfuerzos von Mises en una carga 400N. Este análisis permitió valorar el comportamiento de las diferentes estructuras protésicas modeladas y los efectos generados en las interfases hueso-implante.

Resultados: Se observaron diferencias entre los valores von Mises en todas las estructuras y ante las cargas no hubo deformaciones permanentes en ninguna de ellas. Estructuras como el hueso mostraron microdeformaciones en valores normales.

Conclusiones: El comportamiento de la conexión PPR-implante, mostró una distribución de esfuerzos favorable al utilizar una PPR, sometiéndola a carga en dirección vertical.

Palabras clave: Prótesis parcial removible soportada por implante, implante dental, análisis de elementos finitos.

SUMMARY

Aim: The purpose of this research was to evaluate the behavior of the system locator settings associated with distal extension removable partial denture lower (PPR) by finite element analysis (FEA).

Materials and Methods: A Class II Kennedy 3D model using a CAD software Solid

Works 2010 (SolidWorks Corp., Concord, MA, USA), and subsequently processed and analyzed by ANSYS Software version Model 14. One (1) was designed implant Tapered Screw -Vent® (ref TSVB10 Zimmer Dental-Carlsbad, CA, USA.) length x 10mm diameter 3.7mm with a 3.5mm platform, internal hexagon with its respective screw fixation; this was located at the tooth 37 as a rear pillar of a PPR, whose major connector was a lingual bar casting (alloy cobalt chromium), based combined (metal/acrylic) with teeth to replace (37, 36 and 35). Efforts were evaluated von Mises in a 400N load. This analysis allowed assessing the performance of various prosthetic structures modeled and generated effects on bone-implant interface.

Results: Differences between the values von Mises in all structures and loads were observed before there was no permanent deformation in any of them. Structures such as bone showed in normal values microstrain

Conclusions: The behavior of the PPR-implant connection, showed a favorable distribution efforts by using a PPR, subjecting it to load in the vertical direction.

Key words: Implant-supported removable partial denture, dental implant, finite element analyses.

Recibido para publicación: Septiembre 10 de 2017
Aceptado para publicación: Diciembre 18 de 2017
Correspondencia:

SD, Giraldo, Universidad Cooperativa de Colombia
samuel.giraldo@campusucc.edu.co



INTRODUCCIÓN

El manejo protésico de los pacientes parcial o totalmente edéntulos ha sido uno de los mayores desafíos en odontología, debido a que el plan de tratamiento de elección tradicional han sido las Prótesis Parciales Removibles (PPR) o las Prótesis Totales¹. Por lo tanto, la (PPR) tradicional es una opción que se encuentra indicada, cuando no existen pilares posteriores que soporten una prótesis fija, cuando los tramos son demasiado extensos, cuando hay múltiples espacios edéntulos y en condiciones anatómicas desfavorables como un inadecuado hueso remanente.

La clasificación de Kennedy es la encargada de normatizar los arcos edéntulos en cuatro grupos básicos que se definen de la siguiente forma²:

1. Clase I: Zona edéntula bilateral posterior sin dientes remanentes posteriores.
2. Clase II: Zona edéntula unilateral posterior sin dientes remanentes posteriores.
3. Clase III: Zona edéntula uni o bilateral posterior con dientes remanentes posteriores.
4. Clase IV: Zona edéntula anterior que cruce la línea media.

En este estudio se evaluó la clase II de Kennedy cuyas ausencias dificultan la planeación y control de las Prótesis Parciales Removibles (PPR); se ha demostrado en diferentes trabajos que las palancas generadas sobre los dientes y el hueso alveolar residual, producen una reabsorción ósea acelerada, lo que constituye un problema clínico común que confronta a los rehabilitadores con el diseño, planeación y mantenimiento de estas³.

La colocación de implantes dentales únicos en una Clase II de Kennedy, puede ser usada para resolver problemas de una manera efectiva siendo esta una alternativa de tratamiento, por su bajo costo al ser comparada con dentaduras implanto-soportadas; esto permite una oclusión más

estable, funcionalidad a la dentadura y a la vez proporciona mayor confort al paciente, evitando el movimiento de la extensión distal de la prótesis, que en un buen diseño protésico genera una palanca de clase II⁴⁻⁶.

La PPR implanto-retenida con un sistema de ajustes, es una alternativa de tratamiento que permite eliminar la utilización de ganchos extra-coronales, que alteran la estética y que actúan de forma contraproducente cuando son mal diseñados en los dientes que los soportan. Los ajustes para prótesis parcial removible implanto-retenida, son dispositivos mecánicos para fijar, retener y estabilizar la prótesis que deben cumplir con unos requisitos entre los que se encuentran estabilidad, soporte, retención, fijación y reciprocidad⁶.

La estabilidad implica que la prótesis debe resistir el desplazamiento por esfuerzo funcional, horizontal o rotacional; el soporte, evita que la prótesis se impacte en los tejidos blandos ante las fuerzas de intrusión; la retención hace que el removable resista las fuerzas verticales de desalajo a lo largo de la vía de inserción; la fijación evita el desalajo del ajuste y la reciprocidad debe contrarrestar las fuerzas horizontales que se generan durante la remoción e inserción de la prótesis parcial removible⁶.

Entre los ajustes que se utilizan para una prótesis parcial removible, se encuentran los ajustes de semiprecisión, grupo en el que están clasificados los ajustes tipo locator. El sistema de anclaje locator es versátil por la diversidad de opciones de retención y corrección de angulaciones, lo que permite que se ajuste a las necesidades de cada paciente. Entre las ventajas del sistema locator, se encuentran su reducida altura vertical, poseen un diseño con auto alineación, lo que permite el posicionamiento correcto de las prótesis, brindándole facilidad al paciente y consecuente disminución de visitas al odontólogo, tienen durabilidad por su sistema de doble retención y libertad de movimiento por la unión flexible de la prótesis. El sistema de anclaje locator tiene como indicación, el

uso con prótesis anclada exclusivamente mediante implantes endo-óseos en maxilar superior e inferior⁷.

Ramos y cols, evaluaron la influencia dada por la longitud y el diámetro del implante utilizado como pilar distal, para soportar a una PPR por el método de elementos finitos y verificaron que, al aumentar los parámetros anteriormente expuestos, el implante permitía una mejor distribución de las cargas aplicadas sobre la estructura ósea, además encontraron ausencia de diferencias en la distribución de los esfuerzos sobre los dientes y los implantes⁸.

En otra investigación evaluaron el comportamiento y la distribución de esfuerzos en la conexión estructura-implante utilizando fuerzas verticales aplicadas sobre mucosa y sobre el implante, conectados a una PPR con extensión distal inferior por medio del método de análisis de elementos finitos⁹.

De acuerdo a lo anterior, los estudios clínicos y de tipo experimental no han ofrecido suficiente información sobre el comportamiento y la distribución de esfuerzos en la conexión estructura-implante asociado a una prótesis parcial removible de extensión distal. El propósito de esta investigación fue evaluar el comportamiento del sistema de ajuste locator asociado con una prótesis parcial removible con extensión distal inferior por medio del método de análisis de elementos finitos¹⁰.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se diseñó un modelo clase II Kennedy tridimensional utilizando un Software CAD de Solid Works 2010 (SolidWorks Corp., Concord, MA, USA), y posteriormente se procesó y analizó a través Software ANSYS versión 14. Para lo cual, se modeló un (1) implante Tapered Screw-Vent® (ref. TSVB10 Zimmer Dental -Carlsbad, CA, USA) de 10mm de longitud x 3,7mm de diámetro con una plataforma de 3,5mm, de hexágono interno con su respectivo tornillo de fijación; el cual se ubicó a nivel de 37, sirviendo de pilar

Tabla 1. Propiedades mecánicas de las estructuras y materiales modelados.

Material	E módulo de elasticidad (MPa)			V Coeficiente de Poisson			Límite de fluencia (MPa)
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	
Hueso cortical ¹⁴	10,640	13,490	19,600	0,295	0,10	0,115	60-120
Hueso trabeculado ⁹	315	390	942	0,295	0,10	0,115	60-120
Implante y housing del Locator en Titanio ^{14,15}	110,000	110,000	110,000	0,34	0,34	0,34	800
Estructura Metálica cromo cobalto (PPR) ^{14,16}	224,000	224,000	224,000	0,33	0,33	0,33	710
Nylon (ajustes) ¹⁴	2,400	2,400	2,400	0,35	0,35	0,35	45
Polimetilmetacrilato (base acrílica de PPR, Veracril® de New Stetic) ¹⁷	4,100	4,100	4,100	0,35	0,35	0,35	127
Resina acrílica de diente de PPR (Duraton-e®, New Stetic) ¹⁷	4,100	4,100	4,100	0,35	0,35	0,35	127

MPa: megapascales

posterior a una estructura para PPR, cuyo diseño de conector mayor fue una barra lingual colada (aleación cromo cobalto), con base combinada (metal/acrílico), cuyas especificaciones y medidas corresponden a las dictadas por la literatura², con dientes a reemplazar (37, 36 y 35). Al modelar, no se tuvo en cuenta la encía porque no realiza ningún aporte mecánico (su aporte aumenta el costo computacional y no es representativo desde la parte estructural). Se modeló una prótesis parcial removible no convencional, sin apoyos ni dientes pilares, enfocado a la modelación y posterior análisis de los esfuerzos sobre la zona del implante y locator.

Luego de lo anterior, se evaluaron los esfuerzos von Mises en una carga 400N. Dicho análisis permitió valorar el comportamiento de las diferentes estructuras protésicas modeladas y los efectos generados en las interfases hueso-implante. Se escogió el maxilar inferior porque según los reportes de la literatura, el arco inferior es el que presenta mayor dificultad para rehabilitar con una PPR, por la falta de estabilidad y retención existentes, debido a la configuración anatómica que presenta el arco, lo cual conlleva a una mayor severidad en la formación de palancas; provocando así un

acelerado aumento de reabsorción ósea¹¹.

Modelado geométrico tridimensional

Todas las estructuras se modelaron de forma individual a partir de un diseño dibujado (Figura 1). Una hemimandíbula fue reproducida, simulando un hueso tipo D2 característico del maxilar inferior posterior¹². Dicha sección de hueso se reprodujo a partir de un corte sagital extraído de una imagen tomográfica del maxilar inferior, la cual incluía el hueso alveolar y el cortical. Se tuvieron en cuenta las medidas anatómicas con respecto a la posición del canal mandibular para evitar la invasión de este¹³.

Se evaluaron las propiedades isotrópicas para la base protésica y los dientes acrílicos, el implante y su tornillo, los ajustes (macho y hembra), y para el hueso, tanto esponjoso como cortical, se consideró transversalmente isotrópico, lo que permite tener una aproximación real al comportamiento del hueso. Las propiedades mecánicas de los materiales usados se muestran en la Tabla 1.

Una vez obtenido el modelo tridimensional, se realizó un análisis elástico lineal y no lineal para elaborar una malla sólida, a través de un mallado estándar, donde se utilizaron



Figura 1. Imagen renderizada de la hemimandíbula con la estructura de la PPR y el implante.

elementos tetraédricos, con el fin de obtener una mejor aproximación de la geometría de las partes (Tabla 2), obteniéndose de esta manera una malla tridimensional de elementos finitos de los componentes que conforman el modelo (Figura 2).

Al validar las características del enmallado, se observó un número elevado debido a la calidad promedio de los elementos (0,818). Para mejorar la precisión se utilizó el método adaptativo conocido como método-H, el cual consiste en realizar un refinamiento

Tabla 2. Detalles de la malla del modelo.

Características de la Malla	Modelo
Tipo de malla	Malla sólida tetraédrica
Tamaño de elementos	0,75 mm
Número total de nodos	2.826.182
Número total de elementos	1.770.277
Calidad promedio elementos	0,818
Desviación estándar	0,123

en el tamaño de la malla en los lugares de mayor interés para el estudio. En este caso, la zona en donde ocurren los mayores desplazamientos o esfuerzos.

Condiciones de la carga

La condición de precarga en el tornillo Locator se realizó mediante la aplicación de una carga térmica empleando una fórmula matemática ($T=KFd$) sobre las roscas del tornillo, donde T es igual al torque, K es igual a 0,2, F es la fuerza axial y d es igual al diámetro del tornillo. Esa contracción térmica uniaxial acorta el área entre las roscas, creando la precarga en el tornillo y generando una fuerza entre éste y el implante, sin disminuir el diámetro original del implante 18. La cantidad de torque del tornillo fue de 30 Ncm según lo recomendado por la casa fabricante¹⁹.

La carga estática se realizó sometiendo los dientes de acrílico a fuerzas verticales a nivel de la fosa central para los molares. La carga fue de 400N y se analizó el comportamiento de los diferentes componentes (Figura 3).

RESULTADOS

En la Tabla 3 se resumen los valores de los esfuerzos von Mises para cada estructura.

Microdeformación Del Hueso

Distribución de esfuerzos en base acrílica y dientes:

El máximo esfuerzo von Mises para la base acrílica de la PPR bajo una carga de 400 N

fue de 115.8 MPa (Tabla 3). La concentración de estos esfuerzos se encontró en las zonas internas que se hallan en contacto con el housing del sistema Locator. La Figura 4 muestra la concentración de esfuerzos von Mises bajo una carga de 400 N.

Distribución de esfuerzos en la estructura metálica:

Bajo una carga estática de 400N, la estructura metálica reveló un valor máximo de esfuerzo von Mises de 481 MPa (Tabla 3), ubicándose dicha concentración de esfuerzos en borde mesial de la circunferencia que rodea el tornillo Locator (Figura 5).

Distribución de esfuerzos en el housing:

El máximo esfuerzo del housing fue de 286 MPa (Tabla 3), la concentración de los esfuerzos von Mises en él, estuvo ubicada en la superficie interna lateral de éste (Figura 6).

Distribución de esfuerzos en el nylon:

El máximo esfuerzo del nylon fue de 36.8 MPa (Tabla 3). La concentración de los esfuerzos von Mises en el nylon Locator estuvo ubicada en la superficie interna de éste (Figura 7).

Distribución de esfuerzos en el tornillo:

El máximo esfuerzo del tornillo fue de 374 MPa (Tabla 3). La concentración de los esfuerzos von Mises en el tornillo estuvo ubicada en la superficie externa mesial al implante (Figura 8).

Distribución de esfuerzos en el implante:

Los máximos esfuerzos von Mises en el implante bajo una carga de 400 N fueron

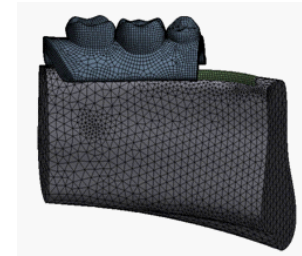


Figura 2. Malla sólida tetraédrica de las estructuras.

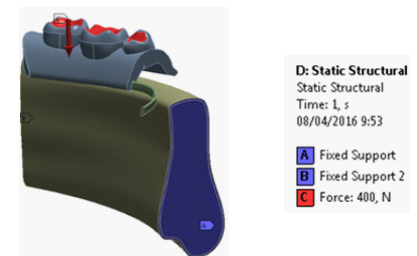


Figura 3. Dirección y ubicación de las cargas (áreas en rojo) en el modelo.

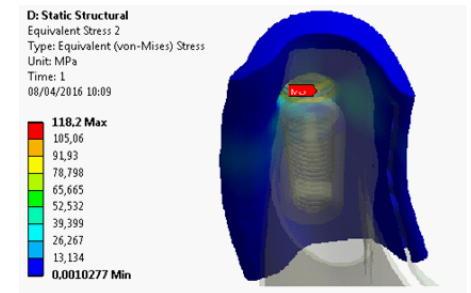


Figura 4. Concentración de esfuerzos von Mises en el acrílico bajo una carga de 400 N.

de 366 MPa (Tabla 3). La concentración de éstos esfuerzos bajo la carga anterior se localizaron en la zona externa de la plataforma del implante (Figura 9).

Distribución de esfuerzos en las estructuras biológicas:

Con respecto a las estructuras biológicas como el hueso cortical y el hueso esponjoso, la aplicación de cargas estáticas arrojó valores que no alcanzaron a superar los límites elásticos de dichos tejidos. En la figura 10a se observa como la distribución y concentración de los esfuerzos en el

Tabla 3. Valores en MPa de los esfuerzos máximos von Mises en cada estructura.

Carga aplicada	400 n
Base acrílica y dientes	115,8
Estructura metálica	481
Housing	286
Nylon	36,8
Tornillo	374
Implante	366
Esponjoso	15
Cortical	97,8

N: Newtons; MPa: megapascales

Tabla 4. Valores en microstrain del hueso.

Esponjoso	585
Cortical	900

hueso cortical, bajo una carga de 400 N, se ubica en la superficie crestal adyacente al implante y en la figura 10b se observa que la concentración se ubica sobre la superficie mesial desde la línea de terminación cervical.

DISCUSIÓN

La introducción de los implantes en el diseño de una PPR clase II de Kennedy trae como ventaja la disminución del brazo de palanca pasando de una clase II a clase III de Kennedy, aumentando la retención y estabilidad de la base protésica¹¹. Lo anterior ha sido confirmado por estudios clínicos retrospectivos, reportes de casos y por MEF.^{20,21}

La modalidad de tratamiento ofrecida por una PPR inferior implantosoportada en la extensión distal, es económica y satisfactoria para el manejo en pacientes desdentados con clase I y II de Kennedy²².

En este estudio se observó mayor distribución de esfuerzos sobre el implante, por lo cual existe mayor trabajo del conjunto

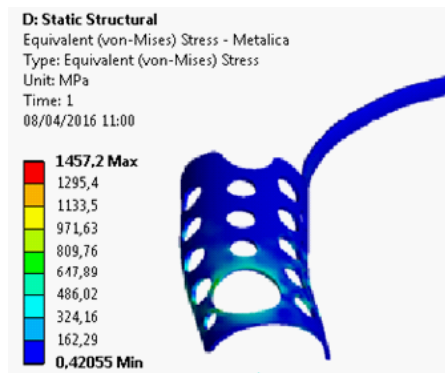


Figura 5. Concentración de los esfuerzos von Mises bajo una carga de 400 N.

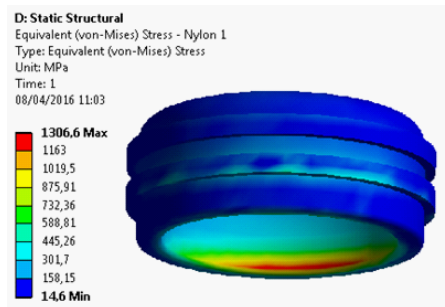
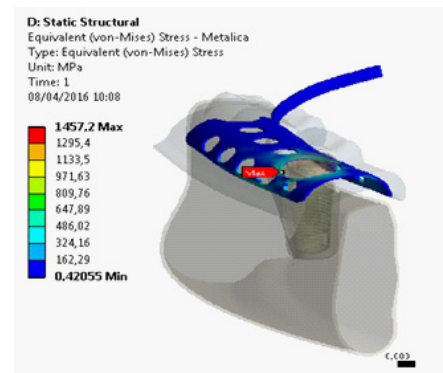


Figura 6. Áreas de mayor concentración de los esfuerzos Von Mises bajo una carga de 400 N.

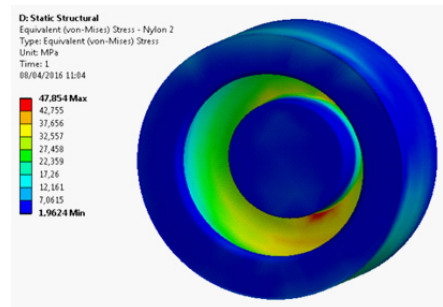


Figura 7. Áreas de mayor concentración de los esfuerzos Von Mises bajo una carga de 400N.

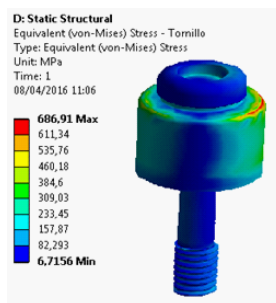


Figura 8. Mayor concentración de los esfuerzos Von Mises bajo una carga de 400 N.

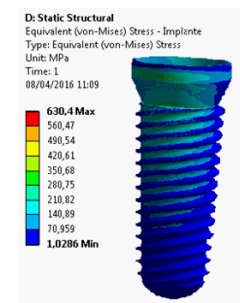


Figura 9. Máximos esfuerzos von Mises en el implante bajo una carga de 400 N.

implante-locator ante las cargas oclusales; aun así estos valores no superan el límite de fluencia de los materiales. La concentración de éstos esfuerzos bajo una carga de 400N se localizó en la zona externa de la plataforma del implante. Estos resultados coinciden con los encontrados por Pellizzer *et al*⁹ donde argumentan que los esfuerzos se puedan minimizar dependiendo del siste-

ma de retención utilizado, a pesar de que no contemplaron ningún sistema de retención en el diente y a su vez no diseñaron un pilar secundario y ferulizado dentro de sus modelos. Igual que el estudio de Pellizzer *et al*, en este estudio no se considero pilares, ni apoyos ni ferulizaciones como en otros diseños de prótesis parcial removible, ya que el propósito del estudio fue la zona de

implante, tejido biológico alrededor del implante y sistema de retención locator. El beneficio de la integración de los ajustes o de elementos de soporte sobre implantes asociados a una PPR también fue demostrado por otros investigadores como Silveira *et al*²³ y Sato *et al*²⁴, quienes observaron que la concentración, distribución y presión de las cargas fueron ligeramente menores en una PPR retenida por un ajuste tipo locator, que en una PPR convencional. No obstante, todos ellos concluyeron que la colocación de un implante en la extensión distal mejora la retención de una PPR y la distribución de los esfuerzos alrededor del tejidos como el hueso.

La microdeformación es directamente proporcional a la deformación, ya que un microstrain ($\mu\epsilon$) equivale a 106 mm. El valor de referencia de la deformación es de 0.2%; cuando la deformación supera este límite ocurre una deformación plástica, la cual da lugar a microfracturas. Frost²⁵ describió unos intervalos de microdeformación donde de 0 a 200 $\mu\epsilon$ existe una disminución de la densidad ósea, de 200 a 1000 $\mu\epsilon$ la remodelación ósea está en equilibrio, de 1000 a 3000 $\mu\epsilon$ se estimula la actividad de remodelación lo que resulta en aumento de la densidad ósea, en este rango se encuentra el valor de referencia de la deformación 0.002 equivalentes a 2000 $\mu\epsilon$. De 3000 a 10000 $\mu\epsilon$ hay sobrecarga patológica, donde se generan fracturas por fatiga y reabsorción, que no pueden ser reparados por la actividad normal de remodelación. Por último, se encuentra una zona de fractura espontánea, con deformación entre 1 y 2% que equivale a 10000 y 20000 $\mu\epsilon$. Con base en estos criterios se pueden analizar las microdeformaciones en el hueso luego de aplicarles una carga, teniendo un margen de seguridad entre 50 $\mu\epsilon$ y 2000 $\mu\epsilon$ ²⁵. En nuestro estudio el microstrain en hueso esponjoso fue 585 $\mu\epsilon$, y en hueso cortical fue 900 $\mu\epsilon$ lo que significa que la remodelación ósea se encuentra en equilibrio.

El comportamiento del nylon en los sistemas de ajustes en este estudio, mostró que este, en el sistema locator, presentó, una

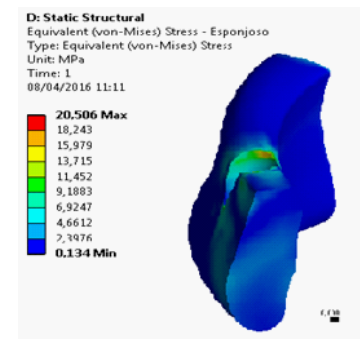
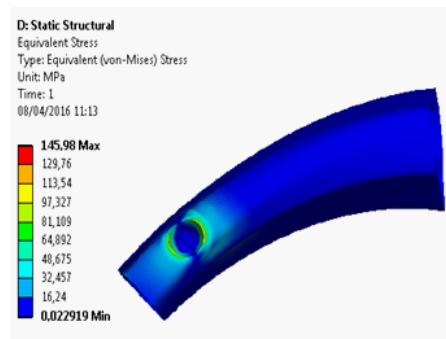


Figura 10. Áreas de concentración de los esfuerzos von Mises en el hueso cortical (a) y hueso esponjoso (b), bajo una carga de 400 N.

menor concentración de esfuerzos y un comportamiento más estable; esto se debe a que el housing del componente macho concentró las cargas por su elevado módulo de elasticidad. Estos resultados coinciden con la descripción que hace la casa comercial sobre la durabilidad de dicho producto con respecto a otros ajustes^{26,27}.

Pellizzer *et al*⁹ estudiaron los sistemas de fijación más utilizados en PPR mediante modelos con diferentes pilares a los que se aplicaron fuerzas axiales y oblicuas, siendo analizadas por el modelo bidimensional de elementos finitos. Los resultados mostraron una mejor distribución de los esfuerzos en las estructuras de soporte mediante esta modalidad de tratamiento; así mismo Ohkubo *et al*²⁸, reportaron menor presión sobre los tejidos blandos con PPR. En nuestro estudio al modelar, no se tuvo en cuenta la encía porque no realiza ningún aporte mecánico.

Por lo anterior, el análisis de elementos finitos es considerado el más preciso para estudiar la distribución de esfuerzos en tejidos con estructuras complicadas como el hueso alveolar humano. Las condiciones del contorno y la carga, el esfuerzo tensil, el esfuerzo compresivo, la deformación y el desplazamiento de cada parte de un análisis de modelo de elementos finitos tridimensional, han sido reportadas en varios estudios.

Basándose en los resultados del presente estudio y considerando las limitaciones de este por ser un modelaje, con un tipo

de hueso específico y una oseointegración del 100%, se puede deducir que el comportamiento de la conexión PPR-Implante es favorable en cuanto a distribución de esfuerzos cuando es sometida a una carga vertical.

CONCLUSIONES

Hay que tener presente que este estudio es una simulación, y presenta una información sobre el comportamiento de estos elementos pero no se debe extrapolar directamente a la parte clínica y se debe considerar que los resultados pueden variar si se contempla un diseño convencional de prótesis parcial removible.

1. El uso de prótesis parcial removible (PPR) en combinación con implantes mejora sus características biomecánicas.
2. La asociación entre una prótesis parcial removible y un implante en la extensión distal de una clase II de Kennedy tiene un comportamiento adecuado según la distribución de esfuerzos.
3. La utilización de un implante distal en combinación a una prótesis parcial removible (PPR) de extremo libre es una alternativa viable de tratamiento.
4. El estudio demostró que el implante, el locator y el nylon se comportan de manera adecuada ante las cargas compresivas y tensiles mejorando la estabilidad y retención de la PPR a extensión distal.
5. Se logró transformar una palanca de

clase II a una clase III la cual evidentemente es menos nociva, lo que genera una mejor distribución de fuerzas y mejoramiento a largo plazo de la prótesis.

CONFLICTO DE INTERES

Los autores dan fe que no tienen ningún conflicto de interés en la elaboración de esta investigación.

REFERENCIAS

1. Cakarar S, Can T, Yaltirik M, & Keskin C. Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011; 16(7):953-9.
2. Principles of Removable Partial Denture Design. En: McCracken's Removable Partial Prosthodontics. Ed Mosby: USA; 2011. p. 115-129.
3. Wöstmann B, Budtz E, Jepson N, Mushimoto E, Palmquist S, Sofou A, Öwall B. Indications for removable partial dentures: A literature review. *Int J Prosthodontic*. 2005; 18(2):139-45.
4. Witter DJ, de Haan AFJ, Kayser AF, van Rossum GMJM. A 6- year-follow-up to study of oral function in shortened dental arches. Part I: occlusal stability. *J Oral Rehabil*. 1994; 21:113-25.
5. Witter DJ, de Haan AFJ, Kayser AF, van Rossum GMJM. A 6- year-follow-up to study of oral function in shortened dental arches. Part II: craniomandibular dysfunction and oral comfort. *J Oral Rehabil*. 1994; 21:353-66.
6. Kuzmanovic DV, Payne AGT, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *J Prosthetic Dent*. 2004; 92:8-11.
7. Renner RP. Semiprecision attachment-retained removable partial dentures. *Quintessence Dent Technology*. 1994; 1(1):137-44.
8. Ramos F, Piza E, Passos E, Pereira J. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent*. 2007; 16(3):270-80.
9. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC, Gennari-Filho H. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J Craniofac Surg*. 2010; 21(3):727-34.
10. Geng J, Tan K, Gui-Rong L. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthetic Dent*. 2001; 85:585-98.
11. Wöstmann B, Budtz E, Jepson N, Mushimoto E, Palmquist S, Sofou A, Öwall B. Indications for removable partial dentures: A literature review. *Int J Prosthodontic*. 2005; 18(2):139-45.
12. Misch C. Bone density: A key determinant for treatment planning. Part I: diagnosis and rationale. In: Contemporary Implant Dentistry. Ed Mosby Elsevier: Canada; 2009. p. 130-46.
13. Suazo I, Morales C, Catin M, Zavando D. Biometric aspects of the mandibular canal. *Int J Morphol*. 2007; 25(4):811-6.
14. Esquivel J. Dental Implants. In: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Ed. Elsevier: España; 2004. p. 604-765.
15. Tapered screw-vent implant system-product catalog. Zimmer Dental. 2009; 1-86.
16. CoCr-based alloys. En: Black J, Hastings G. Handbook of Biomaterial Properties. Ed. Chapman and Hall: USA; 1998. p. 167-78 p.
17. Properties/PMMA. [Internet]. [consultado 2016 julio 12]. Disponible en: <http://www.maropolymeronline.com/Properties/PMMA>
18. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthodontic Dentistry*. 2004; 91(4):319-25.
19. A multi-attachment approach to partial dentures. Sterngold attachments. [Internet]. [consultado 2016 junio 24]. Disponible en: <http://www.sterngold.com/Sterngold/Docs/copingscolor.pdf>
20. Del' Arco L, Piza E, Ramos F, Pereira J. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent*. 2008; 17(3):278-84.
21. Mitrani R, Brudvik JS, Philips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003; 23:353-9.
22. de Freitas R F, Carvalho Dias, K, da Fonte Porto Carreiro A, Barbosa G A & Ferreira M A. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *J. Oral Rehabilitation*. 2012; 39(10):791-8.
23. Silveira Rodrigues R, Lapria A, Macedo A, Chiarello M, Ribeiro F. Retention and stress distribution in distal extension removable partial denture with and without implant association. *J Prosthodontic Res*. 2013; 57:24-9.
24. Sato M, Suzuki Y, Kurihara D, Shimpō H & Ohkubo C. Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: relationship between denture supporting area and stress distribution. *J Prosthodontic Res*. 2013; 57(2):109-12.
25. Frost Harold M. Bone's mechanostat: A 2003 update. *The Anatomical Record*. 2003; 275(2):1081-101.
26. Kurtzman Gregori. The locator attachment: free standing versus bar-overdentures. *Dental Labor Internat Plus*. 2009; 1(1):20-3.
27. Chung KH, Chung CY, Cagna D, et al. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodontic Res*. 2004; (13):221-6.
28. Ohkubo C, Kurihara D, Shimpō H, Suzuki Y, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J Oral Rehabilitation*. 2007; 34:52-6.

Citar este artículo de la siguiente forma de acuerdo a las Normas Vancouver:

Arenas-Chavarria MA, Giraldo-Gómez SD, Latorre-Correa F, Villarraga-Ossa JA. Evaluación del comportamiento del sistema de ajuste locator asociado con una prótesis parcial removable, análisis de elementos finitos. *Rev. Estomatol*. 2017; 25(2):10-16.