

**Esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas
implantosoportadas en cigomáticos: Análisis mediante Elementos Finitos.**
**Efforts and deformations in two types of in two types of implant-supported
hybrid prostheses in zygomatic: Analysis by Finite Elements.**

**Pablo Villamil Polo¹, Cindy Barrera Martínez², Surleyh Pertuz Coba², Arianis Yancy
Caballero².**

1. Odontólogo especialista en Rehabilitación Oral Universidad Nacional de Colombia. Docente de
prostodoncia de Institución Universitaria Colegios de Colombia
2. Odontólogas. Residentes IV semestre de prostodoncia de Institución Universitaria Colegios de
Colombia

Resumen

La rehabilitación mediante prótesis híbridas implantosoportadas en cigomáticos ha logrado dar soluciones protésicas a pacientes desdentados totales con maxilares atróficos, consiguiendo resultados funcionales y estéticos, aunque se han usado con éxito, se han presentado complicaciones y fallas biomecánicas cuando están sometidas a cargas. La simulación computacional por medio del análisis de elementos finitos es una valiosa alternativa que aproxima la reproducibilidad de cada situación específica y ofrece la información necesaria de los esfuerzos y deformaciones de las prótesis híbridas permitiendo entender sus cambios estructurales. **Objetivo:** Determinar los esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas (metal acrílicas y total cerámicas) implantosoportadas en cigomáticos al ser sometidas a cargas oclusales mediante elementos finitos. **Método:** Se desarrollaron modelos virtuales por medio de análisis de elementos finitos de 4 prótesis híbridas implantosoportadas, 2 realizadas en material metal-acrílica (barra en titanio y prótesis en acrílico), y 2 totalmente cerámicas (barra en zirconio y dientes en disilicato de litio), para los modelos de los dos materiales se simuló un modelo con implantes en posición del plano oclusal y otro con la posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal. **Resultados:** Los

esfuerzos más altos se dan en las prótesis total cerámica con implantes en posición hacia palatino

del plano oclusal (474.84Mpa), las deformaciones más altas en la prótesis metal-acrítica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal (0.095mm), los esfuerzos más bajos en las prótesis metal-acrítica con implantes en posición del plano oclusal (117.49Mpa), las deformaciones más bajas en las prótesis metal-acrítica con implantes en posición del plano oclusal (0.0082mm) sin ser significativamente diferente con las prótesis total cerámica con implantes en posición del plano oclusal (0.0084mm). **Conclusiones:** Las prótesis híbridas con implantes en posición del plano oclusal, presentaron un mejor comportamiento biomecánico en cuanto a esfuerzos y deformaciones.

Palabras claves: Prótesis híbrida, implantes cigomáticos, edéntulos, atrofia maxilar, análisis por elementos finitos

Abstract

Rehabilitation using implant-supported hybrid prostheses in zygomatic has reached prosthetic solutions to total edentulous patients with atrophic maxillary, achieving functional and aesthetic results; although they have been used successfully, difficulties and biomechanical failures have been presented when they are subjected to loads. Computational simulation through finite element analysis is a valuable alternative that approximates the reproductivity of a specific situation and gives essential information of the efforts and deformations of hybrid prostheses allowing to understand its structural changes. **Objective:** To determine efforts and deformations in two types of hybrid prostheses (acrylic metal and total ceramic) implant-supported in zygomatic when are subjected to occlusal loads by finite elements. **Method:** Virtual models were developed through finite element analysis of 4 implant-supported hybrid prostheses, 2 of them made of metal-acrylic material (bar in titanium and prosthesis in acrylic), and the other 2 totally ceramic (bar in zirconium and teeth in lithium disilicate). To the exemplary of each material two models were simulated, the first one with implants in position of the occlusal plane and the other with the position of the implants towards palatal of the occlusal plane.

Results: The highest efforts were given in the total ceramic prosthesis with implants in the palatal position of the occlusal plane (474.84MPa), the highest deformations were in the metal-acrylic prosthesis with implants in the palatal position of the occlusal plane (0.095mm), the lowest efforts were in the metal-acrylic prosthesis with implants in occlusal plane position (117.49MPa), the lowest deformations were in the metal-acrylic prosthesis with implants in occlusal plane position (0.0082mm) without being significantly different with the prostheses total ceramic with implants in occlusal plane position (0.0084mm). **Conclusion:** Hybrid prosthesis with implants in position of the occlusal plane manifested a better biomechanical behavior in terms of efforts and deformations.

Key words: Hybrid prosthesis, zygomatic implants, edentulous, atrophic maxillary, finite element analysis

Introducción

El edentulismo es un problema que genera alteración de la integridad funcional y física de la cavidad oral, produciendo en el paciente consecuencias que van desde incomodidad hasta sentimientos de baja autoestima, por lo que esta patología afecta sus vidas. La odontología se ha centrado en solucionar el edentulismo, trabajando tanto en su prevención como en los tratamientos para solucionarlo, siendo el uso de prótesis dentales el tratamiento ideal (1).

Sin embargo, en maxilares severamente reabsorbidos o atróficos el uso de prótesis no presenta resultados satisfactorios. La rehabilitación mediante prótesis híbridas implanto-asistidas ha logrado dar soluciones protésicas a pacientes desdentados totales con rebordes atróficos, consiguiendo resultados funcionales y estéticos al devolver tejidos blandos y duros al mismo tiempo (2).

Con el avance en las cirugías los implantes cigomáticos, fueron incorporándose a los tratamientos para la rehabilitación en casos de reabsorciones y atrofas óseas severas del maxilar, siendo actualmente la mejor elección y simplificando los requerimientos quirúrgicos, de modo que se evita realizar tratamientos complejos que requieren tiempos de espera y evolución más largos. El hueso cigomático presenta una calidad ósea ideal para la estabilidad de los implantes largos aportándole soporte y estabilidad primaria. Sin embargo, debido a la posición con respecto al plano oclusal y longitud presentan un grado de flexión a las fuerzas horizontales, se someten a cargas verticales y laterales y deben ser capaces de hacer frente a las fuerzas que se desarrollan (3).

Los implantes cigomáticos, son implantes endóseos de titanio, están disponibles en longitudes diferentes, que van de 30 a 52,5 mm, presentando en ocasiones angulaciones de la cabeza de 45° para compensar la angulación entre el zigoma y el maxilar (4).

Las prótesis híbridas se refiere a cualquier prótesis que no tenga un diseño convencional y que normalmente esté compuesta por diferentes tipos de materiales como metal cerámico, cerámicas totales o metal resina. El término híbrido describe una combinación de diseños protésicos compuestos generalmente por una subestructura de metal noble que está cubierta por dientes acrílicos usando un anclaje rígido con implantes, es una prótesis fija para el paciente que puede ser quitada por el profesional cuando es conveniente (5).

Aunque las prótesis implantosoportadas se han usado con éxito en la rehabilitación del edéntulismo, se han presentado complicaciones y fallas biomecánicas cuando están sometidas a cargas funcionales o parafuncionales durante la masticación y los movimientos excursivos que podrían generar estrés en las diferentes estructuras protésicas y de soporte, ocasionando fallas mecánicas como fracturas, aflojamientos y posibles pérdidas óseas (6).

Purcell y col. valoraron las complicaciones protésicas que se produjeron después de la colocación de una prótesis removible completa en el maxilar y una prótesis mandibular híbrida. Los problemas que afectaron la restauración fija protésica fueron la fractura de los dientes de resina y la pérdida, el desgaste o fractura del tornillo protésico. Autores como Carlsson y Carlsson encontraron un gran abanico de complicaciones después de la restauración oral con prótesis soportadas por implantes, cuya resolución iba desde la necesidad de implementar un pequeño toque final hasta la confección de una nueva estructura protésica (5).

La prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos son actualmente el tratamiento más utilizado e ideal en las atrofia óseas severas, debido a sus componentes, aportan estética y confort adecuado mejorando la calidad de vida del paciente (1).

Las propiedades biomecánicas de los implantes y prótesis híbridas pueden ser cuantificadas por medio de elementos finitos, el cual también es usado para cuantificar el estrés interno de las estructuras anatómicas de la región craneofacial. La simulación computacional por medio del análisis de elementos finitos es una valiosa alternativa que aproxima la reproducibilidad de cada situación específica y ofrece la información necesaria de los esfuerzos y deformaciones de las prótesis híbridas permitiendo entender los cambios estructurales del hueso maxilar (7).

Debido a lo anteriormente planteado y al auge que han tomado las prótesis híbridas se hace necesario e importante identificar cuantitativamente la estabilidad que estas presentan al recibir cargas oclusales.

El objetivo de este artículo es determinar los esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas (metal acrílicas y total cerámicas) implantosoportadas en cigomáticos al ser sometidas a cargas oclusales mediante elementos finitos

Materiales y métodos

Se realizó un estudio experimental por medio de simulación matemática mediante métodos de elementos finitos. La población de estudio utilizada fueron las prótesis híbridas metal-acrílico y totalmente cerámicas implantosoportadas en cigomáticos diseñadas digitalmente.

Se realizó un muestreo no probabilístico por conveniencia, Se tomó como muestra 4 prótesis híbridas implantosoportadas, 2 diseñadas en material metal-acrílico y 2 totalmente cerámicas, todas modeladas por medio de elementos finitos con base en una tomografía computarizada de un paciente con reabsorción ósea severa.

Los criterios de selección que se aplicaron a la tomografía y posteriormente a las prótesis diseñadas fueron los siguientes:

Como criterios de inclusión se tuvieron en cuenta: una tomografía computarizada de un paciente que presentara reabsorción ósea severa del hueso maxilar superior, 4 Implantes cigomáticos extrasinuales con 40 mm de longitud colocados en región de segundos premolares.

Los criterios de exclusión que se tuvieron en cuenta fueron: tomografía computarizada de un paciente que presentara altura ósea ideal o con más de 4 implantes, implantes convencionales y prótesis con errores de fabricación.

Las variables que se midieron en este estudio son: la concentración de fuerzas en la prótesis híbrida tanto en la metal acrílica como en la totalmente cerámica cada una se modelo por medio de simulación con elementos finitos, se aplicaron fuerzas masticatorias a cada prótesis (estas fuerzas masticatorias hacen referencia a las fuerzas generadas entre los dientes maxilares y mandibulares durante el proceso masticatorio, las cuales incluyen fuerzas compresivas y tangenciales, estas últimas realizadas durante los movimientos excursivos de protrusión y lateralidades). Se observó en que sitios se dio la mayor concentración de estas fuerzas, observando el grado de deformación en este tipo de prótesis comparando los dos materiales, y así se determinó cual tiene mejor comportamiento dentro del estudio, sin poder ser concluyentes para protocolos clínicos.

Otra variable medida es la ubicación del implante cigomático, lo cual nos va a indicar el sitio donde se va a ubicar la cabeza del implante ya sea dentro del plano oclusal o fuera del plano oclusal y cuál es el comportamiento de estas prótesis dependiendo de las diferentes ubicaciones ya mencionadas anteriormente.

Procedimiento

Se procedió a realizar simulaciones virtuales de 4 prótesis híbridas implantosoportadas, 2 diseñadas en material metal-acrítica (barra en titanio y prótesis en acrílico) y 2 totalmente cerámicas (barra en zirconio y dientes en disilicato de litio). tanto para los modelos de metal-acrítica como los de totalmente cerámica presentaban un modelo simulado con implantes en posición del plano oclusal y otro modelo con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal.

Se utilizó una tomografía computarizada (TC) de la imagen de un paciente edéntulo completo con un alto grado de resorción ósea maxilar del posgrado de prostodoncia de la clínica de la universidad Institucion universitaria colegios de Colombia, previo consentimiento informado, para desarrollar el modelo tridimensional (3D) del hueso, mediante el software Rapidform XOR versión de prueba.

Se determinó la longitud de implante cigomático para ser utilizado, se midió la distancia desde el punto de hueso cigomático a la cresta alveolar. Se estableció la angulación del implante cigomático entre la longitud del cuerpo del implante y el plano a través del foramen infraorbitario. Los resultados de esta medición eran 40 mm para la longitud y 45 grados para el ángulo, los implantes utilizados eran de conexión cónica, de la casa comercial Neodent, los cuales se simularon por medio del software SolidWorks 2017 licencia académica, al igual que el transepitelial de la misma casa comercial.

Se realizó un duplicado de la prótesis híbrida sobre implantes cigomático del paciente edéntulo, y se realizó un escaneado de la misma utilizando escáner de laboratorio 3 Shape 2017. El duplicado de la prótesis híbrida sobre implantes cigomático se realizó con alginato marca hydrogum y se realizó vaciado con acrílico transparente de autocurado marca veracryl. A la parte interna de la prótesis se realizó encofrado con cera utility y cera base, un vaciado con acrílico transparente de autocurado marca veracryl para simular el tejido óseo y se coloca los análogos de transepitelial de 3 mm. Realizado este modelo se hizo un escaneado de este con un escáner de laboratorio 3 Shape 2017.



Figure 1 Duplicado de prótesis híbrida



Figure 2 Duplicado de prótesis híbrida con alginato



Figure 3 Impresión para duplicar la prótesis híbrida

Figure 4 Encofrado del intaglio de la prótesis híbrida



Figure 5 Prótesis híbrida vista desde el intaglio, se observan análogos de los transepiteliales de los implantes cigomáticos

Luego del escaneado y el diseño los datos arrojados en archivos STL fueron modelados a partir del conjunto de datos computarizada para realizar la simulación matemática mediante métodos finitos desde el software SolidWorks 2017 licencia académica, en base al diseño de la dentadura completa del paciente original.

Para nuestra primera simulación se construyeron dos modelos a partir de dos barras de Titanio diseñadas por medio de 3 Shape 2017. Una con implantes en posición del plano oclusal y la otra con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal como se muestra en la figura siguiente:

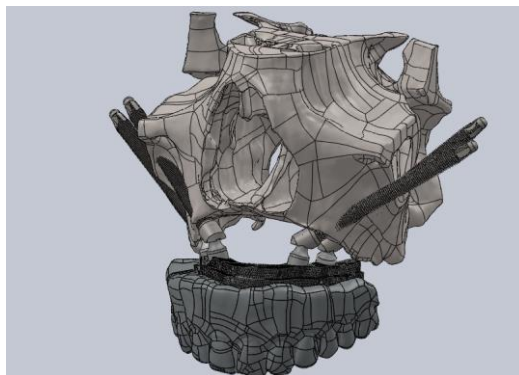


Figure 6 Vista lateral derecha de la simulación de la prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos

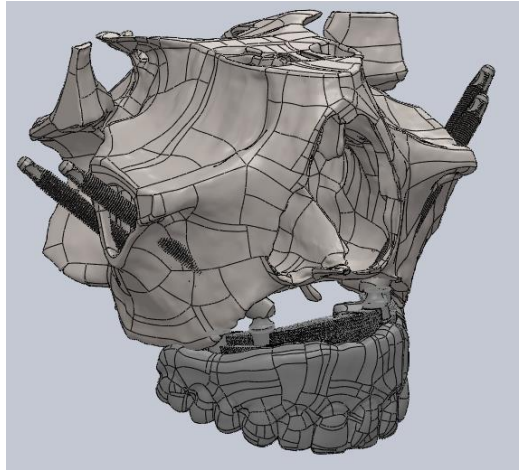


Figure 7 Vista lateral derecha de la simulación de la prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos

Los elementos que componen este modelo simulado son:

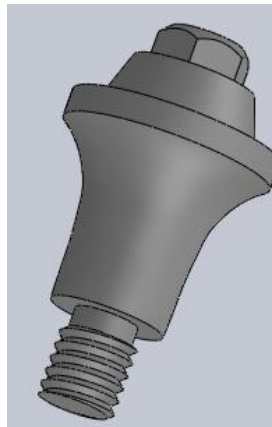


Figure 8 Transepitelial casa comercial Neodent

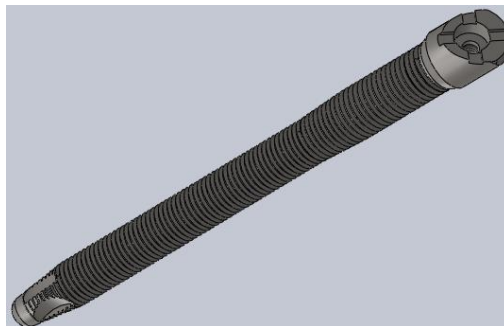


Figure 9 Implante cigomático casa comercial Neodent

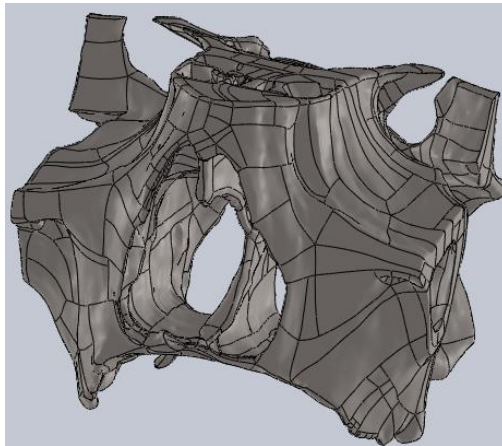


Figure 10 Tejido óseo.

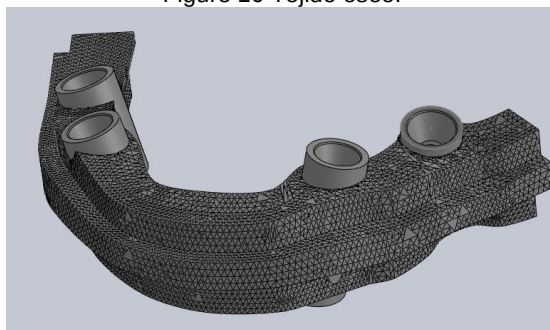


Figure 11 Barra 1 en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

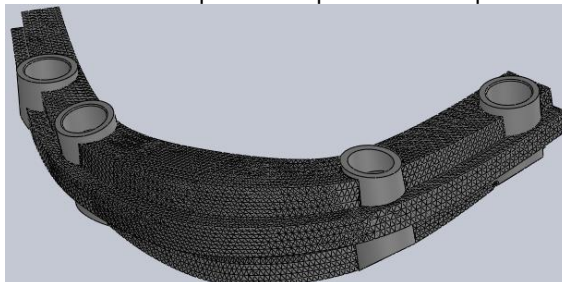


Figure 12 Barra 2 en titanio con implantes en posición del plano oclusal

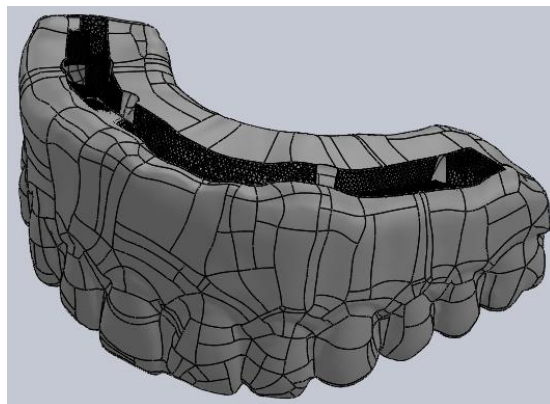


Figure 13 Prótesis híbrida acrílica

Los modelos fueron ensamblados y posteriormente se importaron en el software ANSYS WorkBench 16, licencia académica donde se realizaron los siguientes pasos:

- Enmallado

Discretización de las piezas, para que el Ansys pueda plantear las ecuaciones de equilibrio y encontrar los esfuerzos y deformaciones.

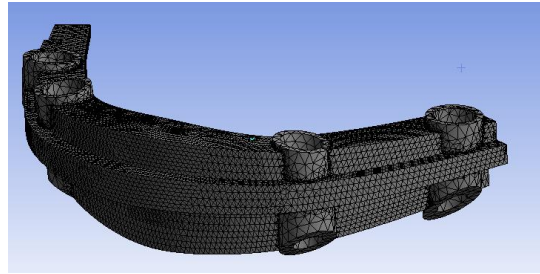


Figure 14 Enmallado de la barra

- Aplicación de cargas

Las cargas se aplicaron en los dientes, con un valor de 28,5 Newtons en cada diente, siendo para los anteriores aplicada la carga a 45 grados, mientras que en los posteriores completamente vertical.

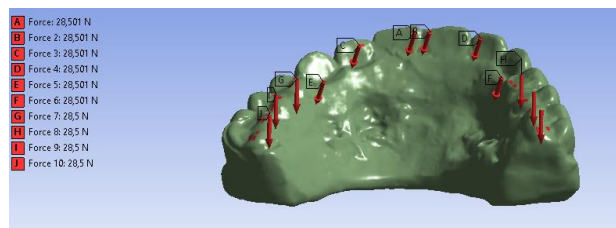


Figure 15 Aplicación de la carga

- Asignación de materiales

Los materiales fueron los requeridos para cada montaje, los cuales se muestran en la tabla 1.

Para cada modelo se solicitaron los resultados de esfuerzos y deformaciones, centrándose principalmente en el comportamiento de la prótesis híbrida cuando los implantes se encontraban en posición del plano oclusal o con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal, como fue propuesto al inicio de este trabajo.

Resultados

Modelo1: Prótesis híbrida metal-acrílica con barra en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal.

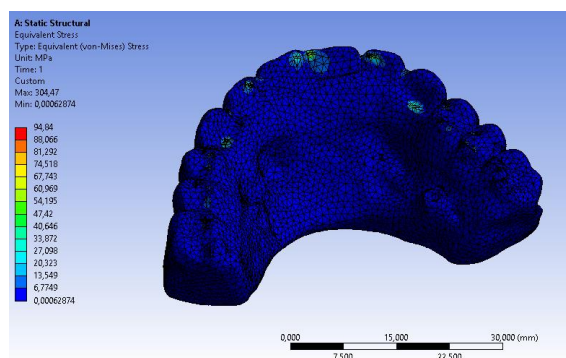


Figure 16 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Se puede apreciar que inicialmente los esfuerzos más altos se encuentran en los puntos de aplicación de las cargas, con un valor máximo de 94.84 MPa, mientras que en la parte de contacto con la barra los valores van desde 0.3 a 2.5 MPa aproximadamente.

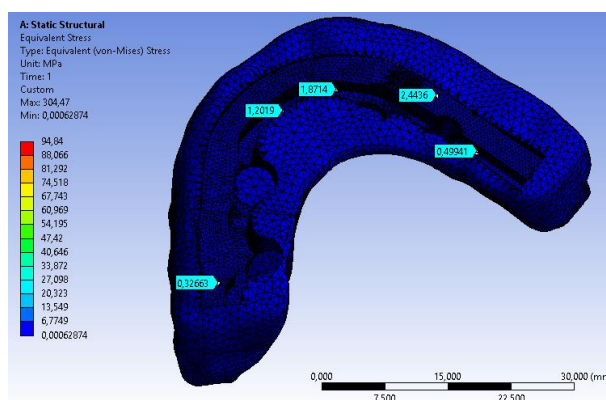


Figure 17 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Para la barra se obtuvieron esfuerzos altos en las zonas de unión con los transeptiliales con un valor máximo de 304.47MPa.

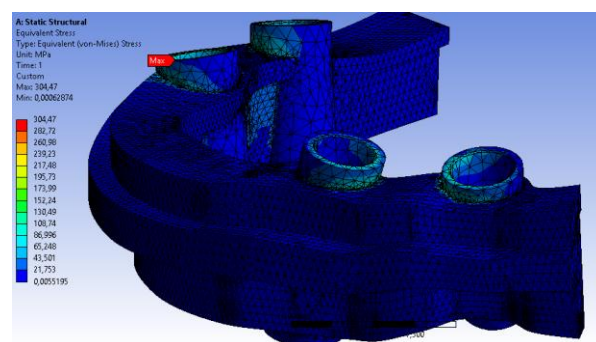


Figure 18 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal parte superior

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES			
MATERIAL	Módulo Elástico E (Mpa)	Coefficiente Poisson V de	Límite de Fluencia(Mpa)

	X	Y	Z	YZ	XY	XZ	
Encía	19,6	19,6	19,6	0,3	0,3	0,3	
Implante de titanio Neodent	110.000	110.000	110.000	0,33	0,33	0,33	800
Tornillo del pilar de Titanio	110.000	110.000	110.000	0,33	0,33	0,33	800
Polimetilmetacrilato (base acrílica)	4.100	4.100	4.100	0,35	0,35	0,35	90
Barra Titanio	107.000	107.000	107.000	0,34	0,34	0,34	880
Barra Zirconio infiltrada con Ytrium	210.000	210.000	210.000	0,38	0,38	0,38	
Pilar transepitelial CM Neodent	110.000	110.000	110.000	0,33	0,33	0,33	800
Resina acrílica de diente (Duraton-e)	4.100	4.100	4.100	0,35	0,35	0,35	90
Dientes Cerámicos (Disilicato de litio)	95.000	95.000	95.000	0,26	0,26	0,33	

Tabla 1 Propiedades mecánicas de los materiales
Misch C. Implantología Contemporánea 3ª ed. Barcelona: Elsevier; 2009 2. Cícero J, Daudt.
W. Implantes Osteointegrados Cirugía y Prótesis 1ª ed. Sao Paulo: Artes Médicas Ltda; 2003
Craig. Restorative Dental Materials. 13ª ed. Elsevier; 2006

En la parte inferior de la barra el máximo valor de esfuerzo encontrado fue de 74.107 MPa.

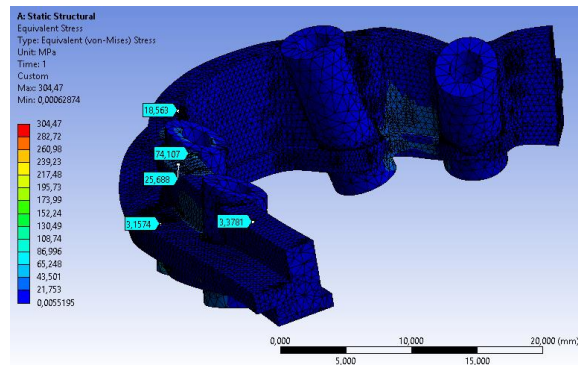


Figure 19 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal parte inferior

Los esfuerzos a nivel de los tornillos protésicos se concentraron en la zona cervical de cada tornillo con un valor máximo de 140,05 Mpa.

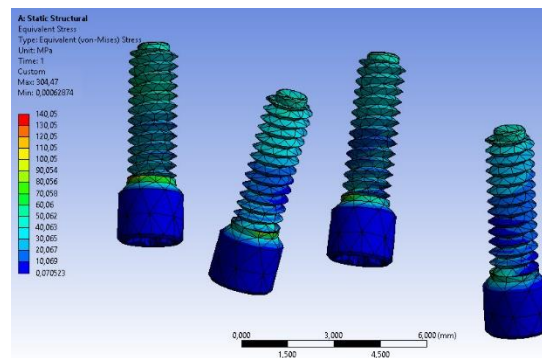


Figure 20 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos en la prótesis metal-acrítica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Las deformaciones a nivel de los dientes se obtuvieron en el borde incisal, con un valor de 0.095 milímetros y uno mínimo de 0.011 milímetros.

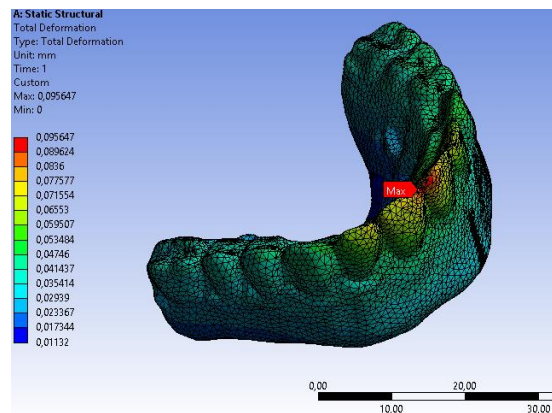


Figure 21 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis metal-acrítica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

En la zona de contacto con la barra se obtuvo una deformación máxima de 0.0384 milímetros y uno mínimo de 0.01667 milímetros

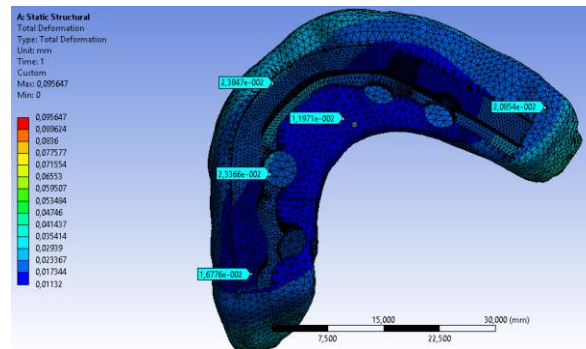


Figure 22 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis metal-acrítica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Las deformaciones máximas de la barra se encontraron en la zona de contacto con los dientes, con un valor de 0.02751 milímetros, siendo este un valor bajo en comparación con la deformación de los dientes.

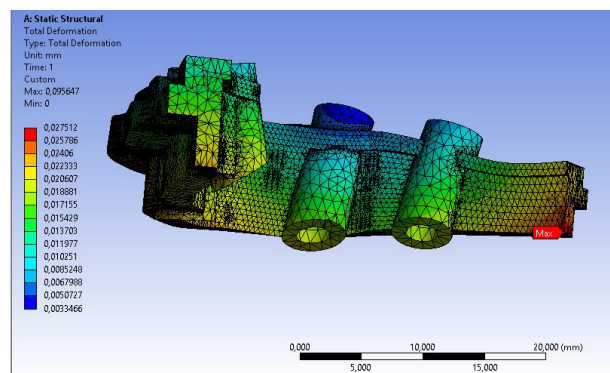


Figure 23 Deformación durante la aplicación de la carga en la barra en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Las de formaciones máximas de los tornillos protésicos se encontraron a nivel de la cabeza del tornillo y en la zona cervical con un valor de 0,022 mm.

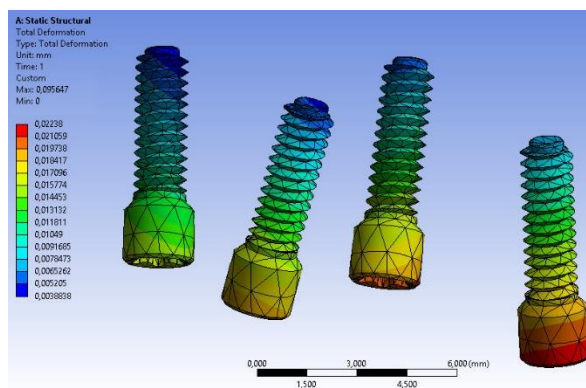


Figure 24 Deformaciones durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos en la prótesis metal-acrítica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Modelo 2: Prótesis híbrida metal-acrílica con barra en titanio con implantes en posición del plano oclusal.

Las condiciones de simulación fueron las mismas que para el primer caso, obteniéndose los siguientes resultados:

Esfuerzos en los Dientes:

Debido al cambio en la geometría de la barra a la que van unidos, y habiéndose cambiado los puntos de unión con los transeptiliales, esto modificó el comportamiento del efecto de las cargas aplicadas sobre los dientes, encontrándose un incremento del 80% en el esfuerzo máximo, con un valor de 117.49 MPa ubicada nuevamente en la zona directa de aplicación de las cargas.

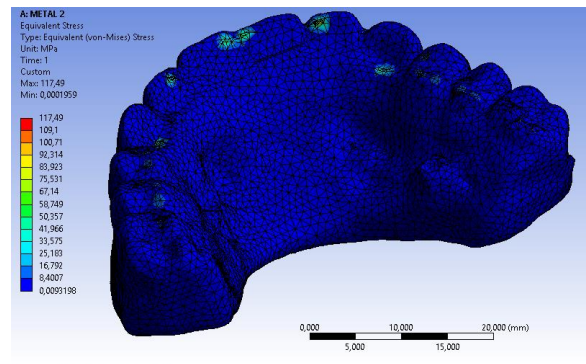


Figure 25 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal

En la zona de contacto con la barra se encontraron valores de esfuerzos con un incremento de aproximadamente el 4% como se aprecia en la figura siguiente.

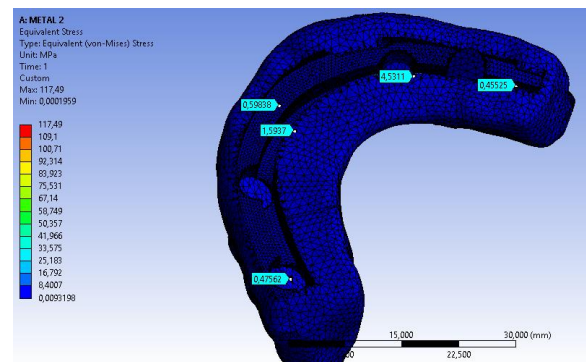


Figure 26 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal

La concentración de esfuerzos de los tornillos protésicos se dio con un valor máximo de 44,532 Mpa ubicado en la zona cervical de cada tornillo.

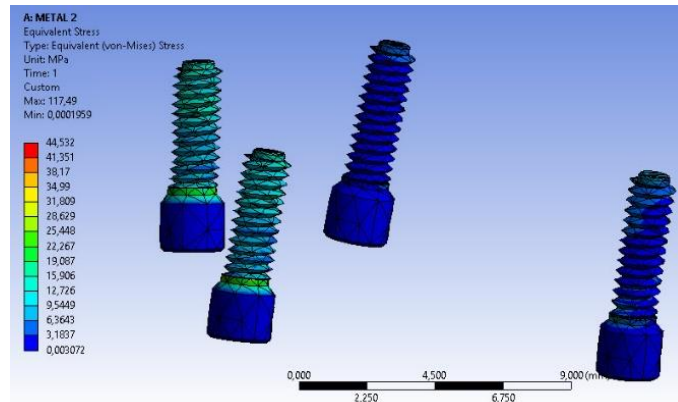


Figure 27 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos de la prótesis metal-acrítica con implantes en posición del plano oclusal

Las deformaciones de los dientes presentaron su mayor valor en la parte anterior, con 0.0082 milímetros correspondiente a una reducción del 92% con respecto a los dientes del modelo 1.

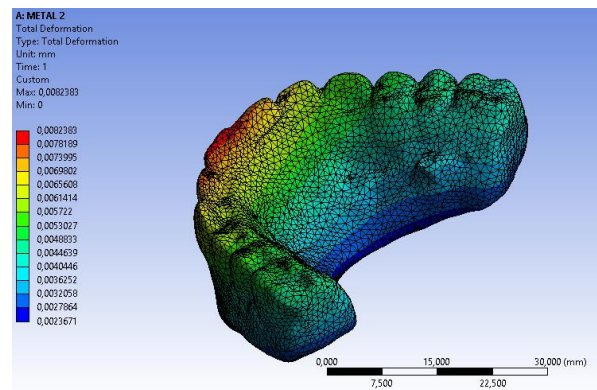


Figure 28 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis metal-acrítica con implantes en posición del plano oclusal
En la zona de contacto de los dientes con la barra se aprecia que el máximo valor de deformación se encuentra en la zona anterior.

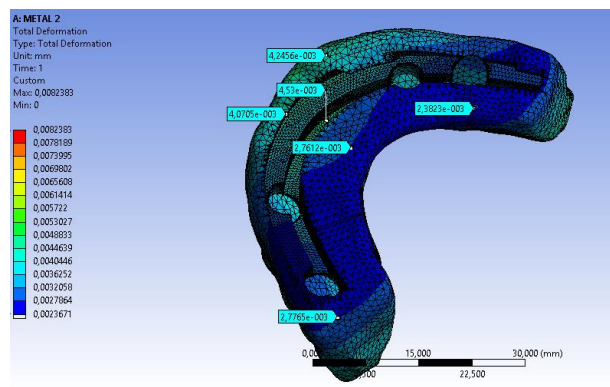


Figure 29 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis metal- acrílica con implantes en posición del plano oclusal

En cuanto a los esfuerzos de la barra se siguieron manteniendo los máximos valores en la zona de contacto con los transepiteliales, ya que estos puntos son los apoyos de la estructura, y allí residen

las reacciones de las cargas aplicadas a los dientes. También se observa una disminución del 30% en los valores de los esfuerzos, siendo el mayor en esta barra de 90.349 MPa.

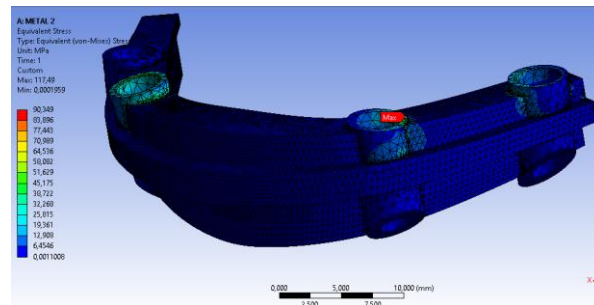


Figure 30 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra en titanio con implantes en posición del plano oclusal

Para la barra del modelo 2, se encontró que los desplazamientos máximos se encontraron en la zona anterior adyacente al contacto con los dientes a diferencia del modelo 1 que su deformación máxima estuvo en la parte posterior. Se aprecia también que el nivel de deformación de la barra disminuyó en un 18% obteniéndose un valor máximo de 0.00458 milímetros.

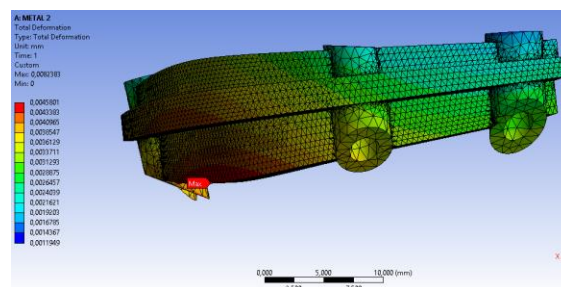


Figure 31 Deformación durante la aplicación de la carga en la barra en titanio con implantes en posición del plano oclusal

Esto se debe a que al cambiar los puntos de apoyo del conjunto barra-dientes, al tener más espacio para la barra en el modelo 2, se permite una mayor deformación en la zona central del mismo.

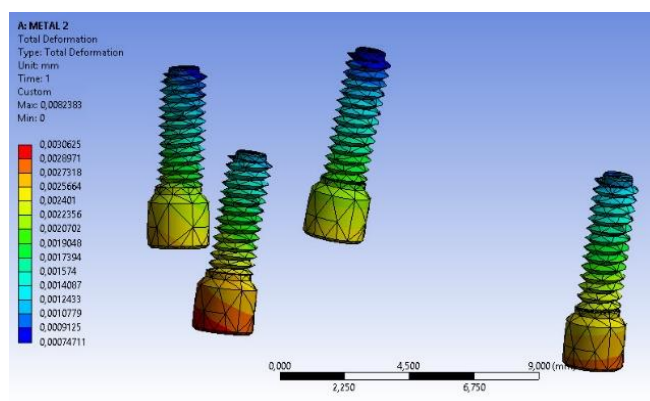


Figure 32 Deformación durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal

Las deformaciones máximas en los tornillos protésicos se dieron a nivel de la cabeza del tornillo con un valor máximo de 0,003 mm.

Se puede afirmar según lo expuesto anteriormente, las prótesis híbridas metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal, presenta un mejor comportamiento de deformaciones y esfuerzos que las prótesis híbridas metal-acrílica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal. (gráfica 1 y 2). Esto puede deberse a que en las prótesis híbridas metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal, se reduce o elimina el cantilever entre la prótesis y la zona de aplicación de la carga (los dientes) y por ende el brazo de palanca y con esto las cargas en dichas estructuras.

Adicionalmente a la geometría con que se contaba para los análisis anteriores, se crearon dos modelos de bases con barras tipo copy milled en zirconio para realizar la simulación, una barra con implantes en posición del plano oclusal y la otra con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal y coronas individuales en disilicato de litio.

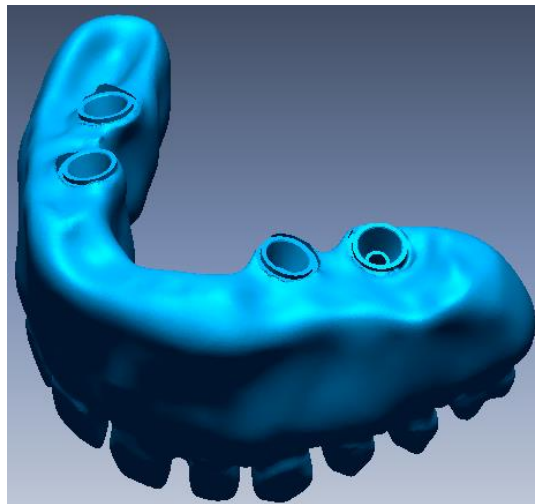


Figure 33 Barra copy milled en zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

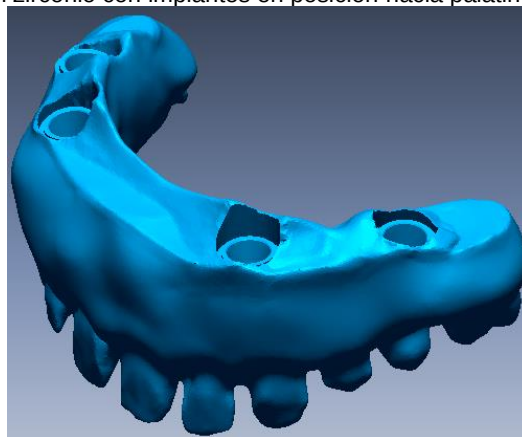


Figura 34 Barra copy milled en zirconio con implantes en posición del plano oclusal

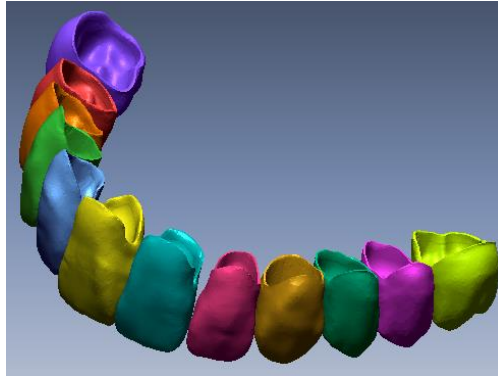


Figura 35 Coronas en disilicato de litio

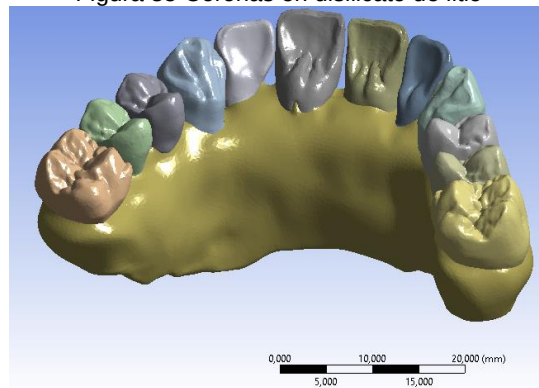


Figure 36 Prótesis total cerámica (barra en zirconio, dientes en disilicato) con implantes en posición del plano oclusal.

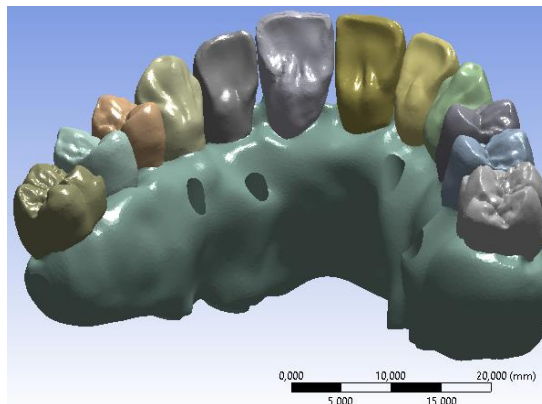


Figure 37 Prótesis total cerámica (barra en zirconio, dientes en disilicato) con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal.

Modelo 3: Prótesis híbrida totalmente cerámica con barra copy milled en zirconio con implantes en posición del plano oclusal.

Al realizar un análisis solamente de la barra se observa que el valor de esfuerzo máximo inducido en ella es de 370,94MPa, y el menor valor obtenido para la prótesis fue de 0.0011448 MPa aproximadamente.

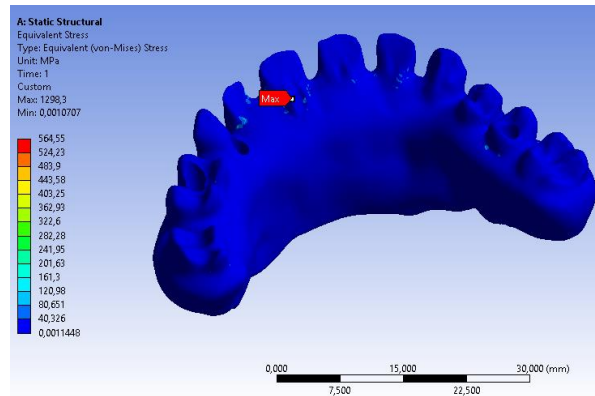


Figure 38 Esfuerzos durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio con implantes en posición del plano oclusal.

Se puede apreciar que los esfuerzos más altos se encuentran a nivel de las coronas en el punto de aplicación de la carga en la zona anterior, con un valor máximo de 180,22 MPa en la zona de contacto entre la corona y la barra en cervical a nivel anterior principalmente.

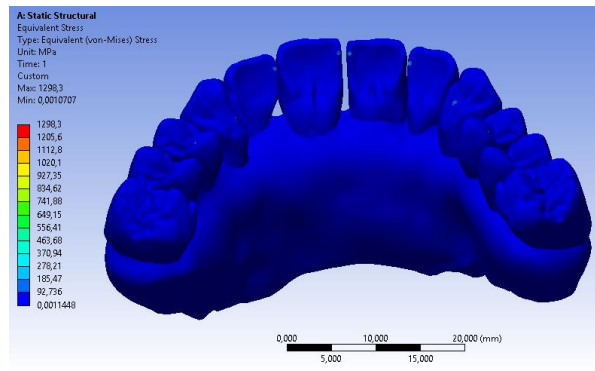


Figura 39 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con implantes en posición del plano oclusal

Al realizar un análisis solamente de la barra se observa que el valor de esfuerzo máximo inducido en ella es de 564.55MPa en la zona de contacto entre la corona y la barra en cervical a nivel anterior principalmente.

Al realizar un análisis solamente de las coronas se observa que el valor de esfuerzo máximo inducido en ella es de 180,22 MPa en la zona de contacto entre la corona y la barra en cervical a nivel anterior principalmente.

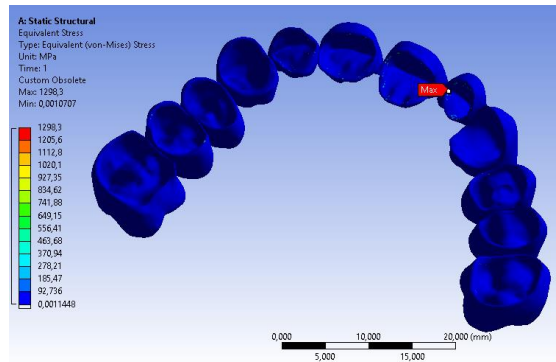


Figura 40 Esfuerzos durante la aplicación de las cargas en las coronas de disilicato de litio

Al realizar un análisis solamente de los tornillos protésicos encontramos que los esfuerzos máximos se concentraron en la zona cervical de los tornillos, con un valor máximo de 249,37 Mpa.

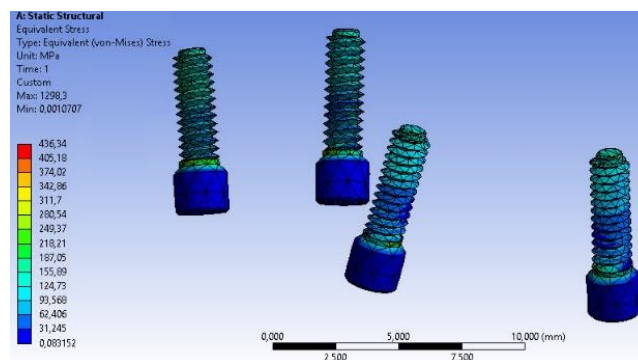


Figure 41 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con implantes en posición del plano oclusal

Para el análisis de las deformaciones, en la prótesis de la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio se presenta un valor máximo de 0.008414 milímetros, y un valor menor de 0 debido a la alta rigidez de la base. Las máximas deformaciones se presentan en la zona de los dientes anteriores como se aprecia en la siguiente figura.

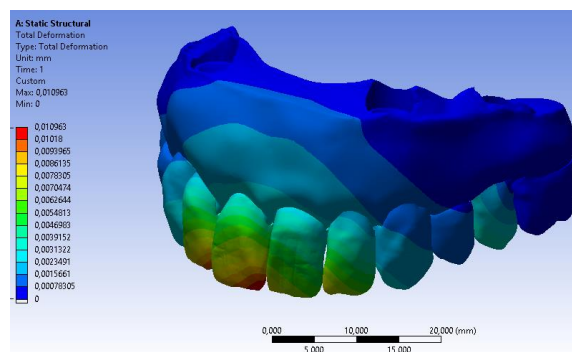


Figura 42 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con barra copy milled en zirconio con implantes en posición del plano oclusal y coronas en disilicato de litio

En la zona de unión de la barra con los transepiteliales se presentó mínima deformación, encontrándose en la zona alrededor de los puntos de apoyo de las dos estructuras.

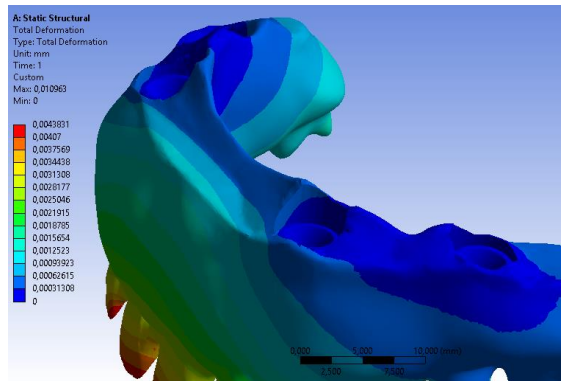


Figure 43 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con implantes en posición del plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista del intaglio

Al realizar un análisis solamente de la barra se observa que la deformación máxima es de 0.0029306 milímetros, presentándose en la zona de los dientes anteriores.

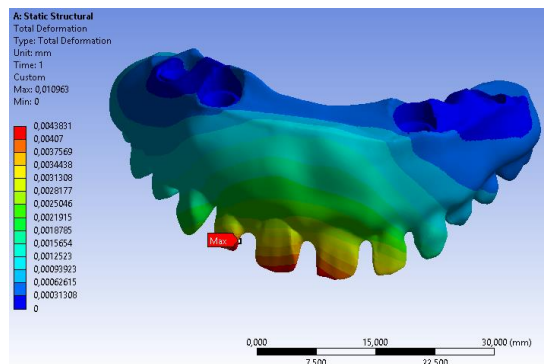


Figure 44 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio con implantes en posición del plano oclusal

Ya que las coronas actúan de manera independiente, el análisis de estas en cuanto a deformaciones está asociada al comportamiento de la barra, quien limitará los valores posibles que puedan presentarse.

Al realizar un análisis de las deformaciones máximas en los tornillos protésicos solamente se observó que las máximas deformaciones se concentraron a nivel de la cabeza de los tornillos más distales con un valor máximo de 0.003 mm.

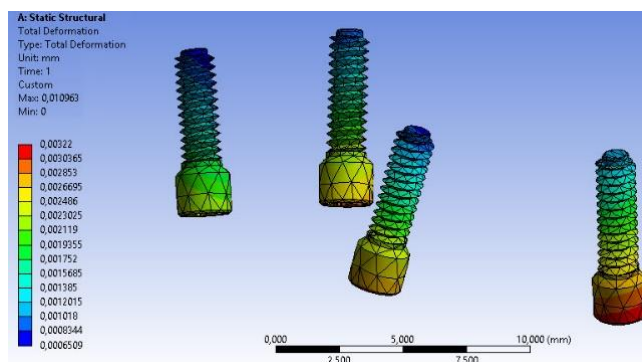


Figure 45 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la prótesis con barra copy milled en zirconio con coronas en disilicato de litio e implantes en posición del plano oclusal

Modelo 4: prótesis híbrida totalmente cerámica con barra copy milled en zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

El máximo valor de esfuerzos en el conjunto se encuentra en la zona anterior en los puntos de aplicación de las cargas con un valor de 474,84 MPa. Se estima que el incremento en el valor es del 78% aproximadamente con respecto al modelo 3.

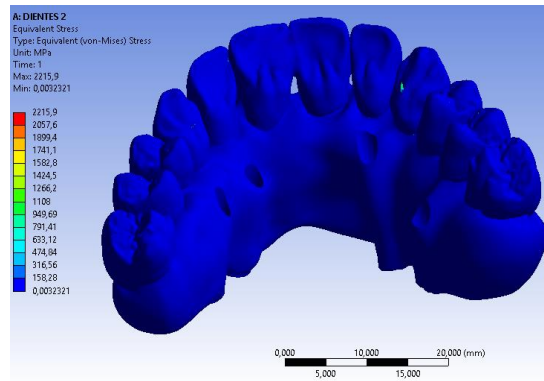


Figura 46 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Se aprecia que el esfuerzo máximo se presentó donde la barra entra en contacto con los dientes en la zona cervical. El máximo valor en dicho punto fue de 200.18 MPa, incrementándose un 90% aproximadamente con respecto al modelo 3.

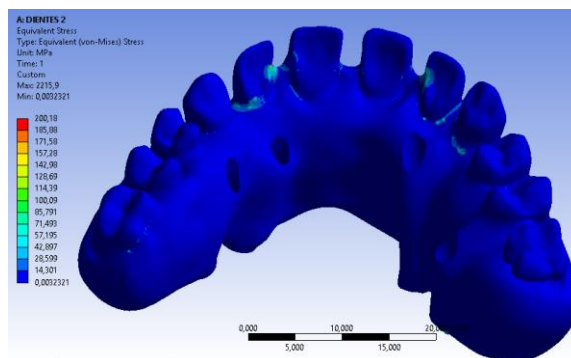


Figure 47 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled de zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Esto permite aclarar que el esfuerzo máximo del sistema se presenta en las coronas en la zona de terminación basado en el diseño particular de la barra.

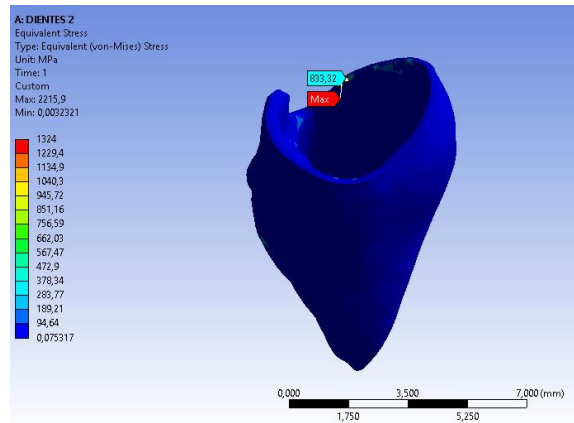


Figure 48 Vista interna de la corona en disilicato donde se observa el esfuerzo máximo en zona cervical

En el análisis de los tornillos protésicos se observó que los esfuerzos máximos se concentraron en la zona cervical de cada tornillo con un valor máximo de 327,37 Mpa.

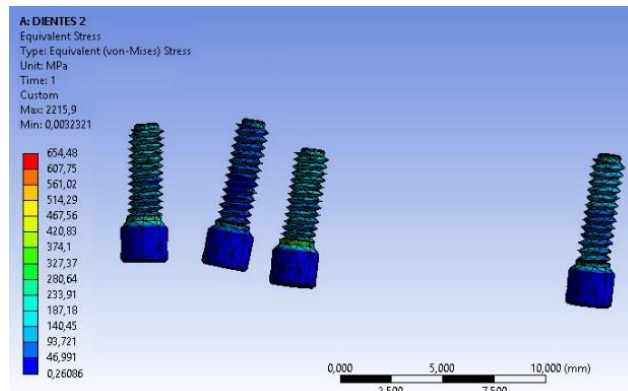


Figure 49 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

En el análisis de las deformaciones, en la prótesis de con barras de zirconio y coronas en disilicato se presentó un valor máximo de 0.010963 milímetros, y un valor menor de 0 debido a la alta rigidez de la base incrementándose un 76% aproximadamente con respecto al modelo 3. La máxima deformación se presenta en la zona anterior como se aprecia en la siguiente figura.

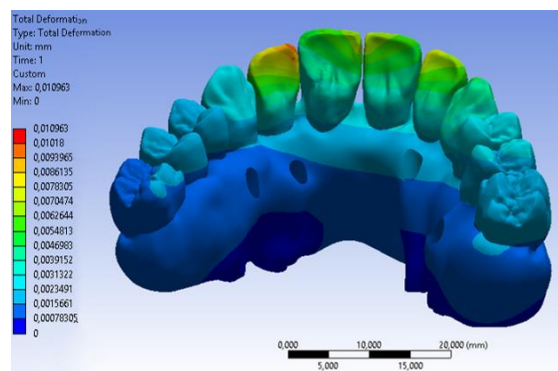


Figure 50 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio

Al analizar solo la barra, se observa que la deformación máxima es de 0.003033 milímetros en la zona anterior de los dientes.

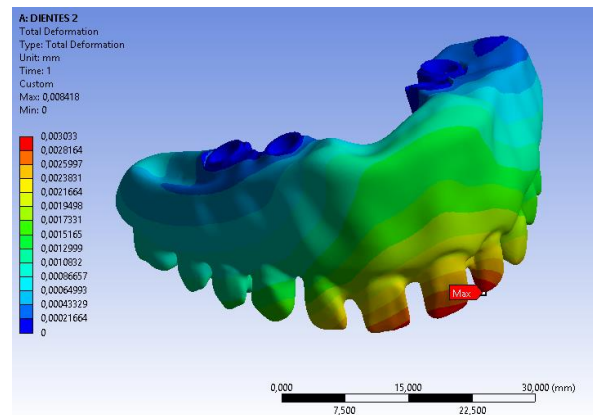


Figure 51 Deformación durante la aplicación de las cargas en barra de zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

En la zona de unión de la barra con los transepiteliales se presentó mínima deformación, encontrándose en la zona alrededor de los puntos de apoyo de las dos estructuras.

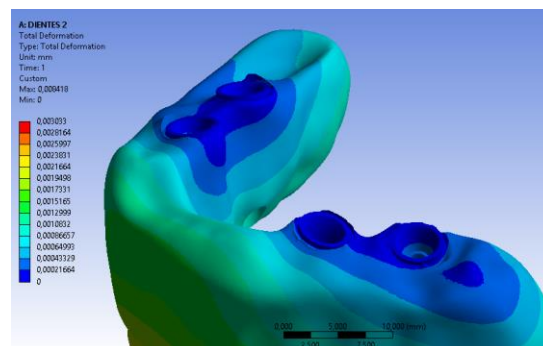


Figure 52 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista del intaglio

Ya que las coronas actúan de manera independiente, el análisis de estas en cuanto a deformaciones está asociado al comportamiento de la barra, quien limitará los valores posibles que puedan presentarse. De modo que sus efectos en las deformaciones del sistema presentaron un incremento representando con esto que la deformación máxima del sistema, que corresponde a la zona anterior donde se aplicó la fuerza fue de 0.010963 milímetros.

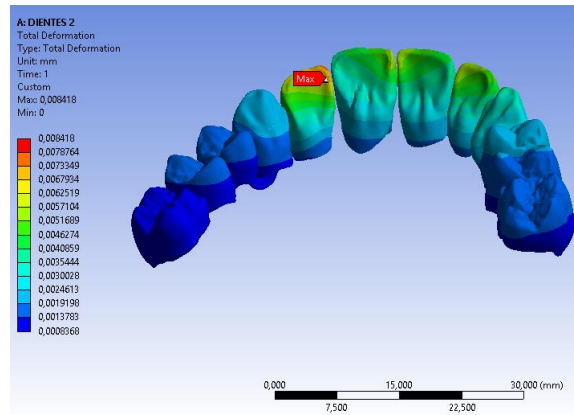


Figure 53 Deformación durante la aplicación de la carga en los dientes en disilicato de litio

Realizando un análisis de las deformaciones encontradas solo de los tornillos protésicos, se pudo apreciar que la concentración máxima de deformaciones se dio con un valor de 0.005 mm, ubicada a nivel de la cabeza de los tornillos más distales.

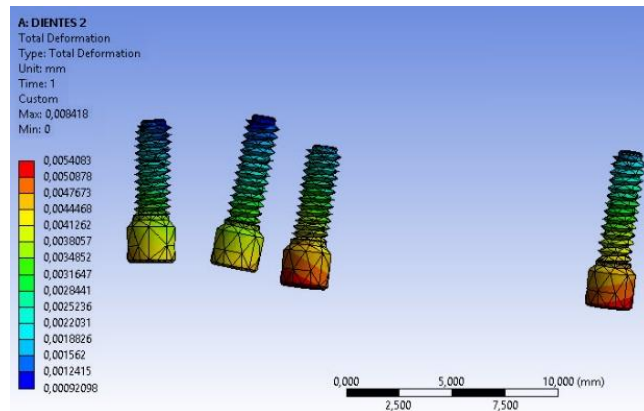
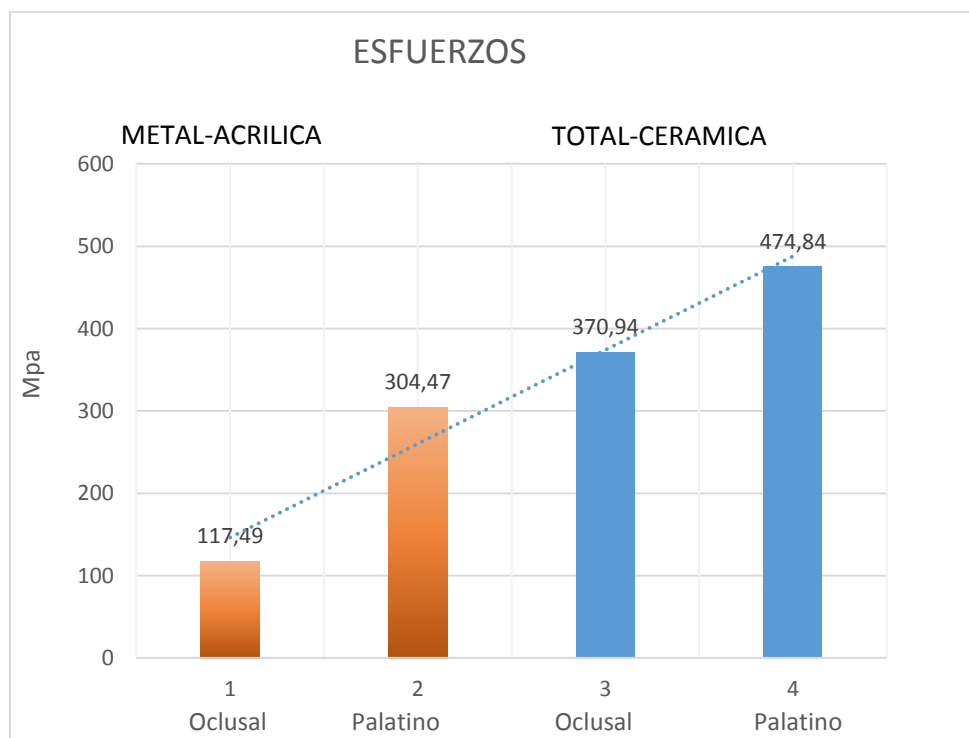


Figure 54 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la prótesis con barra copy milled en zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio

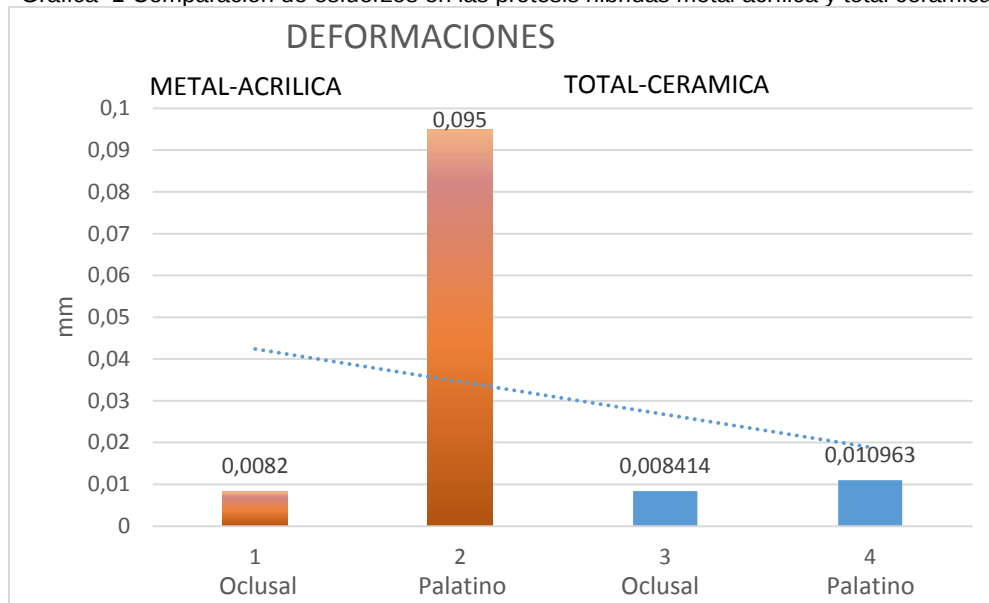
Se puede manifestar según lo expuesto anteriormente, que la prótesis híbrida total cerámica con barra copy milled con implantes en posición del plano oclusal y las coronas en disilicato de litio presenta un mejor comportamiento de deformaciones y esfuerzos que la prótesis híbrida total cerámica barra copy milled con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal y las coronas en disilicato de litio (grafica 1 y 2) Esto puede deberse a la posición de los implantes, lo cual permite reducir o eliminar el cantilever entre la prótesis y la zona de aplicación de la carga (los dientes) y por ende el brazo de palanca y con esto las cargas en dichas estructuras.

En cuanto a la comparación de los materiales las prótesis híbridas totalmente cerámica con barra en zirconio presentaron mayor concentración de esfuerzos, sin embargo, buen comportamiento en cuanto a las deformaciones tanto para la que presentaba los implantes en posición del plano oclusal como la que presentaba los implantes en posición hacia palatino del plano oclusal, esto puede deberse a que el zirconio presenta buenas propiedades físicas. La prótesis metal-acrítica

con barra en titanio con implantes en posición del plano oclusal presento buen comportamiento en cuanto esfuerzos y deformaciones, pero la prótesis metal-acrítica con barra en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal, presento comportamiento biomecánico más desfavorable en cuanto a esfuerzos y deformaciones (grafica 1 y 2).



Grafica 1 Comparación de esfuerzos en las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica



Grafica 2 Comparación de deformaciones en las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica

Discusión

Con respecto al análisis realizado con el programa ANSYS WorkBench 16 podemos observar los esfuerzos y deformaciones centrándose principalmente en el comportamiento de la interacción entre las barras y las prótesis pudiendo afirmar que nuestra hipótesis alterna fue aceptada, donde la concentración de esfuerzos y deformaciones de las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica implantosoportadas en cigomáticos es diferente.

La aplicación de carga fue de 342 N distribuida en todos los dientes, debido a que Takeuchi Et al en el 2010 indican que las fuerzas masticatorias oscilan en un rango de 300 a 500 N en pacientes dentados, Kim Et al en el 2009 afirma que para adultos mayores con dentaduras parciales removibles o dentaduras totales su fuerza masticatoria es de 181 N, decidimos aumentar la fuerza masticatoria de los pacientes edéntulos llevándola hasta un rango parecido al de los pacientes dentados con el fin de analizar el comportamiento de las prótesis híbridas totales bajo esta carga (8) (9).

La interpretación de los resultados debe ser manejada cuidadosamente debido a que la distribución de las fuerzas parece estar influenciada por una variedad de factores como el número, la distribución y la inclinación de los implantes, la calidad y cantidad ósea, la longitud del cantilever, el diseño y la rigidez de la superestructura protésica (10).

En cuanto al modelo 1 la mayor concentración de esfuerzo a nivel de la prótesis se dio a nivel de los puntos de aplicación de la carga en el tercio incisal de los incisivos centrales y laterales, a nivel del cóngulo de los caninos y en las cúspides funcionales de los premolares como se muestra en la figura 16, al igual que el modelo 2, donde la mayor concentración de esfuerzos se dio en los mismos puntos que en el modelo 1, con la diferencia que se incrementó en un 80% el esfuerzo máximo como se muestra en la figura 23.

En el modelo 2 las deformaciones máximas se dieron en los dientes anteriores en el borde incisal (figura 25) mostrando una reducción del 92% con respecto al modelo 1, el cual mostro deformaciones máximas mayores a nivel de los mismos sitios que el modelo 2 (figura 20), dando un mejor comportamiento el modelo 2. Contrario a lo que nos muestra Brillhante et al en su estudio (11), señalando que la zona posterior presenta mayor deformación en prótesis híbrida con barras en titanio con implantes en posición del plano oclusal, esta diferencia se puede deber a que este estudio se dio con implantes convencionales y nuestro estudio se realizó con implantes cigomáticos.

Tanto en el modelo 1 como en el modelo 2, en la zona de unión de las barras de titanio con los transepiteliales, se observaron mayores esfuerzos (figura 18 y 27), sin embargo, las deformaciones que se presentaron en esta estructura fueron menores (figura 22 y 28), los que se puede deber a las propiedades físicas del material. En la barra de titanio con implantes en posición hacia palatino

del plano oclusal las deformaciones máximas se concentraron en la zona de unión con la prótesis a nivel posterior (figura 22), mientras que en la barra de titanio con implantes en posición del plano oclusal, las deformaciones máximas se observaron en la zona de la unión con la prótesis, pero en la zona anterior (figura 28), esto se puede deber a que en esta última se presenta menor cantilever a nivel posterior y por ende menor brazo de palanca.

En los modelos simulados con barras tipo copy milled en zirconio y los dientes en disilicato de litio, el modelo 3, presentó mejor comportamiento biomecánico, mostrando valores de esfuerzos máximos a nivel del punto de aplicación de la carga en las coronas en la zona anterior (figura 35), analizando la barra solamente los puntos de concentración de los esfuerzos se dieron en la zona de contacto de la barra con las coronas principalmente en la zona anterior (figura 34), igual que en el análisis de las coronas por separado donde la zona de concentración de los esfuerzos se dio también en la zona de unión de las coronas con la barra principalmente en la zona de los dientes anteriores (figura 36), el modelo 4 presentó la concentración de esfuerzos en los mismos sitios que en modelo anterior con un incremento de un 78% (figura 40). Las zonas de unión de la barra con los transeptiliales presentaron deformaciones mínimas tanto en el modelo 3 como en el 4 (figura 38 y 45). Las deformaciones tanto en el modelo 3 como en el modelo 4, se concentraron en la zona anterior (figura 37 y 43), presentándose un incremento del 76% en las deformaciones en el modelo 4. Las concentraciones de esfuerzos y deformaciones en estas zonas de la barra están asociados con cambios en la geometría de la barra en esta región, la reducción del grosor material hace que tales regiones sean más susceptibles a una mayor concentración de estrés. Brilhante et al en los resultados de su estudio, indican que la concentración de esfuerzos en la región anterior se produce cuando se utiliza marco ya sea metal o cerámica, la flexión y torsión de la barra en la línea media pueden explicar estos resultados (11). En nuestra revisión de la literatura no se encontraron estudios que evidenciaran el comportamiento biomecánico de las barras con implantes en diferentes posiciones (en el plano oclusal y hacia palatino).

Haciendo una comparación en cuanto a los materiales de las barras se encontró que las barras en zirconio presentaron un comportamiento biomecánico más favorable que las barras en titanio, sin embargo, todos los valores de esfuerzo estaban dentro del límite de resistencia a la tracción para todos los materiales evaluados Ti (860-965 MPa) y Zr (900 a 1.200 MPa) (12) (13), esto indica que las fracturas o complicaciones mecánicas no se producen en tales condiciones. Los materiales con módulos de elasticidad altos son más resistentes a la flexión y la deformación y, por lo tanto, tienen valores altos de estrés. A pesar de la concentración de tensión más alto en la barra de la prótesis, materiales más rígidos transmiten menor estrés para los otros componentes del sistema (11). Según Sertgöz (14), el uso de materiales más rígidos para la barra protésica puede ser recomendado para evitar el fallo de sistemas implantosoportados. Bachi et al encontraron que los materiales más rígidos como el zirconio causaron ligeramente menos estrés en el hueso periimplantar que los materiales menos rígidos como el titanio (15). Otros estudios también

mostraron que los materiales más rígidos dan lugar a valores más bajos de estrés en el hueso, los implantes, los tornillos y los pilares (16) (17).

En cuanto a las deformaciones a nivel de los tornillos protésicos, las máximas se presentaron en las prótesis híbridas metal-acrílica con posición de los implantes en hacia palatino del plano oclusal y las mínimas en las prótesis híbridas metal-acrílicas con posición de los implantes en el plano oclusal.

Estudios como los de Aparicio en el 2006 y en el 2014, Sartori en el 2012 y Maló en el 2014, reportan que una de las complicaciones más frecuentes en prótesis híbridas es el aflojamiento y/o fractura en la zona cervical del tornillo protésico (18). En nuestro estudio podemos evidenciar que la mayor concentración de esfuerzos y deformaciones se dio en la zona cervical de los tornillos protésicos, lo que puede conllevar a este tipo de complicaciones.

Las prótesis híbridas con implantes en posición del plano oclusal presentan un mejor comportamiento biomecánico que las prótesis híbridas con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal (grafica 1 y 2), ya que los esfuerzos y deformaciones son menores, al tener los implantes por oclusal las cargas son dirigidas axialmente dando mejor comportamiento que un cantilever con los implantes hacia palatino.

Los hallazgos encontrados en nuestro estudio apoyan a los de Benzing et al. (16) y los de Brilhante et al (11), que las propiedades de los materiales son factores determinantes de los niveles de deformación y de tensión en los sistemas soportados por implantes.

Conclusiones

Con las limitaciones que se presentaron en este estudio se puede concluir:

1. Las prótesis híbridas metal acrílico con barras en titanio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal, presentaron mayores concentraciones de esfuerzos y deformaciones que las que presentaban los implantes en posición del plano oclusal
2. Las prótesis total cerámicas con barras en zirconio con implantes en posición del plano oclusal, presentaron menor concentración de esfuerzos y deformaciones que las que presentaron los implantes en posición hacia palatino del plano oclusal
3. Las prótesis híbridas tanto metal-acrílica como total cerámica con implantes en posición del plano oclusal, fueron las que presentaron un mejor comportamiento biomecánico en cuanto a esfuerzos y deformaciones con respecto a prótesis híbridas con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal.

Recomendaciones

Según los resultados obtenidos mediante el análisis de elementos finitos recomendamos como mejor opción las prótesis híbridas con posición de los implantes en el plano oclusal.

Realizar una adecuada planeación prequirúrgica para lograr emergencia de los implantes hacia el plano oclusal

Se sugiere realizar más estudios que compare los diferentes tipos de materiales con emergencia de los implantes en diferentes posiciones ya que no se encontró suficiente literatura para compararlo con este estudio.

BIBLIOGRAFÍA

- 1 Jiménez Espinoza D. Diferencias biomecánicas entre prótesis híbridas implantosoportadas cemento atornilladas y atornilladas: elemento finito [tesis para optar título de especialista en rehabilitación oral]. Quito: Facultad de odontología especialidad de rehabilitación oral. Universidad central de Ecuador; 2016.
- 2 Marcus N, Marchesani F, Gradon F, Galdames B, Niklitschek D, Milanao L. Rehabilitación de rebordes severamente atróficos mediante prótesis híbridas confeccionadas con tecnología de sinterización láser cromo-cobalto: reporte de caso. Rev. clin. periodoncia implantol. rehabil. Oral. 2016; 9(1):13-18.
- 3 Koriath WP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. J Prosthet Dent. 1999; 82 (1): 67 - 72.
- 4 Davo R, Pons O, Rojas J, Carpio E. Immediate function of four zygomatic implants: a 1-year report of a prospective study. Eur J Oral Implantol. 2010; 3 (4): 323–334.
- 5 Real J, Almendros N, Gay C. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. Rev. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012;17 (1):116-121.
- 6 Andrade AM, Muriel C, Cuadros G, Rojas A, Blanco G. Comparación de la distribución de esfuerzos en prótesis híbridas sobre implantes de diferente longitud análisis por elementos finitos. Rev. Odontos. 2012:95-104.
- 7 Ayala Otero F, Chavez Acevedo D, Verona Guzman P. Simulación computacional de colocación de implantes cigomáticos mediante un modelo de elementos finitos. [tesis para optar título de especialista en cirugía oral maxilofacial] . Bogotá : Hospital militar central facultad de medicina. Servicio de cirugía oral y maxilofacial. Universidad militar nueva granada; 2010.
- 8 Takeuchi N, Ekuni D, Yamamoto T, Morita M. Relationship between the prognosis of periodontitis and occlusal force during maintenance phase. J Periodontal Res. 2010; 4 (5):607-612.

- 9 Kim BI, Et al. Subjective food intake ability in relation to maximal bite force among Korean adults. *J Oral Rehabil.* 2009; 36:168-175.
- 10 Duyck J, et al. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses an in vivo study. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11: 465-475.
- 11 Brilhante C, Et al. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016; 69:715–725.
- 12 Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater. Sci. Ing. A.* 1998; 243: 231-236.
- 13 Christel P, Et al. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J. Biomed. Mater. Res.* 1989; 23 (1): 45-61.
- 14 Sertgöz A. Finite Element Analysis Study of the Effect of Superstructure Material on Stress Distribution in an Implant-Supported Fixed Prosthesis. *Int. J. Prosthodont.* 1997; 10 (1): 19-27.
- 15 Bacchi A. Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013; 71 (5): 239 - 244.
- 16 Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Maxillofac Oral. Implantes.* 1995; 10 (2): 188-198.
- 17 Abreu RT, Et al. Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution. *J. Prosthodont.* 2010; 19: 425 - 431.
- 18 Tuminelli FJ, Walter LR, Neugarten J, Bedrossian E. Immediate loading of zygomatic implants: A systematic review of implant survival, prosthesis survival and potential complications. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:79-87.