

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA**



**ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN DOS TIPOS DE PRÓTESIS HIBRIDAS
IMPLANTOSOPORTADAS EN CIGOMÁTICOS: ANÁLISIS MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS**

Autores

**SURLEYH PERTUZ COBA
ARIANIS YANCY CABALLERO
CINDY BARRERA MARTINEZ**

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C
2018**

**ESFUERZOS Y DEFORMACIONES EN DOS TIPOS DE PRÓTESIS HÍBRIDAS
IMPLANTOSOPORTADAS EN CIGOMÁTICOS: ANÁLISIS MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS**

AUTORES

CINDY BARRERA MARTINEZ
SURLEYH PERTUZ COBA
ARIANIS YANCY CABALLERO

Asesor Científico

DR. PABLO VILLAMIL
Especialista en Rehabilitación Oral

Asesor Metodológico

DRA. DIANA PARRA
Odontóloga especialista en currículo y pedagogía MSc- PHd(c) salud pública

**INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTÁ D.C.
MAYO 23 DEL 2018**

El trabajo de grado “Esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas implantosoportadas en cigomáticos: análisis mediante elementos finitos” elaborado por Cindy Barrera Martínez, Surleyh Pertuz Coba, Arianis Yancy Caballero fue presentado como requisito para optar por el título de especialista en Prostodoncia.

Dr. Pablo Villamil

Dra. Diana Parra

Dra. Sandra Aguilera Rojas

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: “Esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas implantosoportadas en cigomáticos: análisis mediante elementos finitos” **Autores:** Los Dres. Pablo Villamil Polo, Cindy Barrera Martínez, Surleyh Pertuz Coba, Arianis Yancy Caballero. Los autores certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

PABLO VILLAMIL.
C.C 80.097.131

CINDY BARRERA MARTINEZ
C.C 1.013.601.708

SURLEYH PERTUZ COBA
C.C 1.065.630.017

ARIANIS YANCY CABALLERO
C.C 1.124.026.350

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo: Pablo Villamil Polo, Cindy Barrera Martínez, Surleyh Pertuz Coba, Arianis Yancy Caballero. Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: “Esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas implantosoportadas en cigomáticos: análisis mediante elementos finitos” Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la institución Universitaria Colegios de Colombia.

PABLO VILLAMIL.
C.C 80.097.131

CINDY BARRERA MARTINEZ
C.C 1.013.601.708

SURLEYH PERTUZ COBA
C.C 1.065.630.017

ARIANIS YANCY CABALLERO
C.C 1.124.026.350

Bogotá, Mayo23 del 2018

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: “Esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas implantosoportadas en cigomáticos: análisis mediante elementos finitos” presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Prostodoncista; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

PABLO VILLAMIL.
C.C 80.097.131 C.C 1.013.601.708

CINDY BARRERA MARTINEZ

SURLEYH PERTUZ COBA
C.C 1.065.630.017

ARIANIS YANCY CABALLERO
C.C 1.124.026.350

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “Esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas implantosoportadas en cigomáticos: análisis mediante elementos finitos”

AUTORES:

ASESOR CIENTÍFICO: Dr. Pablo Villamil

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Diana Parra

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TÍTULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Hybrid prosthesis, zygomatic implants, edentulous, atrophic maxillary, finite element analysis

Dedicado a:

Nuestros padres: Ruby Coba

Ludis Caballero

Jaime Yancy

Omaira Martínez

Mauricio Barrera

Por ser el motor de cada uno de nuestros esfuerzos.

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer primeramente a Dios, por brindarnos la fortaleza necesaria para culminar esta importante etapa de crecimiento personal.

A todas las personas que de alguna manera nos acompañaron en la realización y culminación de este proyecto:

A nuestro director de tesis: Dr. Pablo Villamil por su asesoría.

A nuestros padres: Ruby Coba, Ludis Caballero, Jaime Yancy, Omaira Martinez y Mauricio Barrera. Hermanos: Henry Yancy, Daison Yancy, Smith Yancy, Katherin Barrera y Ricardo Barrera, por su apoyo incondicional.

A Giovanny Cufiño por su constante apoyo.

A Neodent por su colaboración en brindarnos los implantes y aditamentos para ser posible este estudio.

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

TABLA DE CONTENIDO

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTIFICOS	24
1.1 Planteamiento del problema.....	24
1.2 Justificación.....	26
1.3 Propósito	28
1.4 Antecedentes	29
1.5 Marco teórico.....	31
1.5.1 Prótesis híbrida.....	31
1.5.1.1 Concepto	31
1.5.1.2 Indicaciones.....	32
1.5.1.3Ventajas.....	32
1.5.1.4 Desventajas	32
1.5.1.5 Complicaciones	32
1.5.1.5.1 Biológicas	32
1.5.1.5.2 Mecánicas.....	33
1.5.1.6 Esquemas oclusales en prótesis híbridas	33
1.5.2 Implantes cigomáticos	45
1.5.2.1 Concepto	45
1.5.2.2 Indicaciones.....	47
1.5.2.3 Contraindicaciones	48
1.5.2.4 Clasificación para implante zigomático pacientes basados en la anatomía del zigoma (zaga)	48
1.5.2.5 Técnicas quirúrgicas:	50
1.5.2.5.1 Técnica de colocación convencional de implantes zigomáticos	50

1.5.2.5.2 Técnica de colocación de implantes cigomáticos modificados	52
1.5.2.5.3 Técnica de ranura sinusal para simplificación y mejor orientación de implantes cigomáticos	53
1.5.2.5.4 Técnica de colocación de implante cigomático extra sinusal	55
1.5.3 Elementos finitos	56
1.5.3.1 Breve historia del método de los elementos finitos	56
1.5.3.2 El método de los elementos finitos	58
1.5.3.4 Ventajas y desventajas del método de los elementos finitos	61
1.5.3.5 Implementación computacional	62
1.5.3.5.1 Preprocessor (Pre-procesador)	62
1.5.3.5.3 Postprocessor (Pos-procesador)	63
1.5.3.6 Análisis estructural.....	64
1.5.3.8 Pasos para el análisis por elementos finitos	66
1.6 Objetivos	68
1.6.1 General	68
1.6.2 Específicos	68
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS	69
2.1 Tipo de estudio.....	69
2.2 Población objeto de estudio	69
2.3 Hipótesis nula.....	69
2.4 Hipótesis alterna.....	69
2.5 Muestreo y muestra.....	69
2.6 Criterios de selección.....	69
2.6.1 Criterios de inclusión	69

2.6.2	Criterios de exclusión.....	70
2.7	Procedimiento	72
2.8	Consideraciones éticas	79
2.8.1	Riesgo de la investigación	79
2.9	Análisis estadístico	79
3	RESULTADOS	80
4	DISCUSIÓN.....	103
5	CONCLUSIONES	107
6	RECOMENDACIONES.....	107

TABLA DE ILUSTRACIONES

Figura 1. Puntos de contactos en prótesis híbridas	34
Figura 2 Diagnóstico y planificación del tratamiento	35
Figura 3 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida	36
Figura 4 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida	37
Figura 5 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida	37
Figura 6 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida	38
Figura 7 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida	38
Figura 8 Impresión definitiva	39
Figura 9 Colocación de la seda dental en los coping de impresión	39
Figura 10 Fabricación del Jig con resina acrílica	40
Figura 11 Seccionamiento del Jig	40
Figura 12 Jig terminado y pulido	41
Figura 13 Prueba del Jig en boca	41
Figura 14 Barras de titanio	43
Figura 15 Barras en cromo-cobalto	43
Figura 16 Geometría de la barra	43
Figura 17 Medidas de la barra	44
Figura 18 Colocación convencional de los implantes cigomáticos	52
Figura 19 Técnica ranura sinusal	55
Figura 20 Técnica extrasinusal	56
Figura 21 Duplicado de prótesis híbrida	73
Figura 22 Duplicado de prótesis híbrida con alginato	73
Figura 23 Impresión para duplicar la prótesis híbrida	73
Figura 24 Encofrado del intaglio de la prótesis híbrida	73
Figura 25 Prótesis híbrida vista desde el intaglio, se observan análogos de los multiunit de los implantes cigomáticos	74
Figura 26 Vista lateral derecha de la simulación de la prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos	74
Figura 27 Vista lateral derecha de la simulación de la prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos	75
Figura 28 Transepitelial casa comercial Neodent	75
Figura 29 Tornillo protésico	75
Figura 30 Implante cigomático casa comercial Neodent	75
Figura 31 Tejido óseo	76
Figura 32 Barra 1 en titanio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	76
Figura 33 Barra 2 en titanio con posición de los implantes en el plano oclusal	76

Figura 34 prótesis híbrida acrílica	77
Figura 35 Enmallado de la barra.....	77
Figura 36 Aplicación de la carga.....	78
Figura 37 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	80
Figura 38 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	80
Figura 39 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra parte superior con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	81
Figura 40 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra parte inferior con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	81
Figure 41 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos en la prótesis metal-acrílica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal.....	82
Figura 42 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	82
Figura 43 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	83
Figura 44 Deformación durante la aplicación de la carga en la barra con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	83
Figure 45 Deformaciones durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos en la prótesis metal-acrílica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal	84
Figura 46 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	85
Figura 47 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes en el plano oclusal	85
Figure 48 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal.....	86
Figura 49 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes en el plano oclusal	86
Figura 50 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes en el plano oclusal	87
Figura 51 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra con posición de los implantes en el plano oclusal	87
Figura 52 Deformación durante la aplicación de la carga en la barra con posición de los implantes en el plano oclusal	88
Figure 53 Deformación durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal.....	88

Figura 54 Barra copy milled en zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal.....	89
Figura 55 Barra copy milled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal.....	90
Figura 56 Coronas en disilicato de litio	90
Figura 57 Prótesis total cerámica (barra en zirconio, dientes en disilicato) con posición de los implantes en el plano oclusal	91
Figura 58 Prótesis total cerámica (barra en zirconio, dientes en disilicato) con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	91
Figura 59 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal	92
Figura 60 Esfuerzos durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con posición de los implantes en el plano oclusal	92
Figura 61 Esfuerzos durante la aplicación de las cargas en las coronas de disilicato de litio.....	93
Figure 62 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.....	93
Figura 63 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista frontal.....	94
Figura 64 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista del intaglio.....	94
Figura 65 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal vista frontal..	95
Figure 66 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	95
Figura 67 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	96
Figura 68 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copy milled de zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	96
Figura 69 Vista interna de la corona en disilicato donde se observa el esfuerzo máximo en zona cervical	97

Figure 70 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.....	97
Figura 71 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio	98
Figura 72 Deformación durante la aplicación de las cargas en barra de zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal	98
Figura 73 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copy milled en zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista del intaglio	99
Figura 74 Deformación durante la aplicación de la carga en los dientes que se encuentran en la barra de zirconio con agujero de acceso por palatino	100
Figure 75 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.....	100

LISTA DE TABLAS

Tabla 1	Propiedades mecánicas de los materiales	78
---------	---	----

LISTA DE GRAFICAS

Grafica 1 Comparación de esfuerzos en las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica	101
Grafica 2 Comparación de deformaciones en las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica.....	102

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 convencionales no es posible. 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 atrofia ósea 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 8 longitudes diferentes, que van de 30 a 52,5 mm, presentan una cabeza angulada única 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 rotura de los dientes de resina y la pérdida, el desgaste o rotura 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).

Las prótesis híbrida implantosoportadas en cigomáticos son actualmente el tratamiento más utilizado e ideal en las atrofas 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 analizadas mediante elementos finitos.

La investigación se llevó a cabo en Bogotá D.C. Colombia en la institución universitaria colegios de Colombia. El tipo de estudio utilizado fue experimental por medio de simulación matemática mediante métodos de elementos finitos.

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTIFICOS

1.1 Planteamiento del problema

El edéntulismo 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 edéntulismo, 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 convencionales no es posible. 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. Estas pueden ser fabricadas en metal acrílico, metal cerámica o totalmente cerámicas. El primer diseño de prótesis híbrida fue descrito por Bränemark, conocida con el nombre de Ad-Modum Bränemark®(2).

Aunque las prótesis implanto-soportadas 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 ósea (6).

Las fuerzas masticatorias recaen principalmente sobre la cúspide vestibular y lingual, lo que genera fuerzas perpendiculares, pero en el movimiento de la masticación las fuerzas que recaen sobre los componentes tienen diversas direcciones, por tal motivo la dirección de la fuerza en momentos de rotación es impredecible y va a depender de varios factores como la posición, angulación del

implante, características del antagonista y musculatura; por lo que gracias a este complejo sistema se producen fuerzas en múltiples direcciones(8).

Toda carga o fuerza oclusal que recae en el implante se dirige en tres ejes que son mesiodistal, vestibulolingual y apicocoronal(3). Varios autores indican que la principal fuerza masticatoria es vertical y la secundaria es transversal(9).

Las fuerzas horizontales que causan momentos de flexión son las más desfavorables para los implantes, pudiendo alterar la estabilidad a largo plazo de una restauración implantosoportada(10).

Todo material tiene una curva de fatiga, en la cual, si la fuerza sobrepasa la tolerancia en magnitud, duración y ciclos, se produce una fractura, la cerámica se caracteriza por una buena resistencia mecánica a la compresión, pero se ve afectada negativamente debido a la flexión por tensiones en cizalla. Los metales se caracterizan por un alto módulo de elasticidad que indica la rigidez relativa. Cuanto más elevado sea el módulo, más rígida será la aleación, y una alta dureza lo que indica la resistencia a la indentación. A medida que aumenta el valor de la dureza, se eleva la resistencia al desgaste, esta es un buen indicador de la capacidad de una aleación para soportar una deformación local permanente bajo el efecto de una carga oclusal, el zirconio presenta un elevado módulo de elasticidad y una excelente dureza, por lo que es capaz de soportar las cargas oclusales(1)(11)(12).

Teniendo en cuenta todo lo anterior cabe preguntarse:

¿Cómo se dan los esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas (metal acrílicas y total cerámicas) soportada en implantes cigomáticos al ser sometidos a cargas oclusales analizadas mediante elementos finitos?

1.2 Justificación

La rehabilitación mediante prótesis híbridas ha logrado dar soluciones protésicas a pacientes desdentados totales con rebordes atróficos, consiguiendo resultados funcionales y estéticos devolviendo tejidos blandos y duros al mismo tiempo. Con el avance en las cirugías los implantes cigomáticos, fueron incorporándose a los tratamientos para la rehabilitación en casos de reabsorciones y atrofia 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(3).

La etiología de las atrofia óseas severas de los maxilares se debe a la pérdida de las piezas dentales, ocasionada por varios factores tales como: fracaso de las restauraciones protésicas previas, secuelas propias de tumores o grandes traumatismos ocasionados por accidentes. Dependiendo de la causa, se pueden identificar niveles de severidad diferentes los cuales son abordados con metodologías que suplan la pérdida de tejido, seleccionando alternativas tales como la utilización del hueso cigomático(13).

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 que deben ser capaces de hacer frente a las fuerzas que se desarrollan(3).

La prótesis híbrida implantosoportadas 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(5).

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(5).

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.

Se plantea el uso de elementos finitos, para demostrar la eficacia de las prótesis híbrida y así conocer cuál es el comportamiento biomecánico, ya que este programa permite una simulación de todas las variables arrojando resultados muy cercanos a la realidad(14).

Cuando no se controlan las fuerzas que generan las prótesis se pueden observar reabsorciones severas del maxilar y por ende pérdida total del tratamiento problemas relacionados con los tornillos protésicos, fractura de las prótesis y de los dientes de estas prótesis, diferentes lesiones en los tejidos blandos comprometidos, periplantitis, mucositis.

1.3 Propósito

Las prótesis híbridas implantosoportadas se han utilizado como tratamiento para el edéntulismo cuando los maxilares se encuentran atróficos o severamente reabsorbidos y han demostrado ser un tratamiento eficaz, sin embargo, aún existen ciertas complicaciones asociadas a este tipo de tratamiento.

El propósito del siguiente estudio es analizar por medio de elementos finitos cuál de los dos tipos de prótesis híbridas (metal acrílica y total cerámica) presentan mejor comportamiento biomecánico y menos complicaciones clínicas al ser sometidas a cargas oclusales, para de esta manera y de acuerdo a los resultados de esta investigación proponerlas como tratamiento ideal y exitoso a mediano y largo plazo que pueden realizar con gran satisfacción los prostodoncistas en su práctica clínica y mejorar la calidad de vida de sus pacientes.

1.4 Antecedentes

El edéntulismo es una preocupación individual, una responsabilidad profesional y un importante problema de salud pública. Este afecta la calidad de vida (aspectos funcionales, psicológicos y sociales) y se ha asociado con un mayor riesgo de enfermedad crónica sistémica, alteraciones en el estado nutricional y muerte(15).

Buscar tratamientos para solucionar el problema de edéntulismo ha sido una batalla a lo largo de la historia de la odontología, tratamientos como las prótesis dentales totales convencionales e implantoportadas han permitido sustituir las piezas perdidas ofreciendo confort y estética al paciente(16).

La atrofia maxilar es una condición que se caracteriza por una reducción en volumen del tejido óseo, secundario a secuelas de trauma en la región maxilofacial, patologías, y reabsorciones maxilares fisiológicas consecuentes a pérdidas prematuras dentales y /o enfermedad periodontal previa, afectando el sistema estomatognático en sus funciones de deglución, fonación, respiración, masticación y alteraciones psicosociales(5).

El uso de prótesis dentales, es uno de los tratamientos que se utiliza para esta dar solución a esta problemática, se la define como cualquier elemento que va a sustituir una parte de la cavidad oral, devolviendo funcionalidad, estética y bienestar al paciente. Dentro de las prótesis dentales se encuentran varias opciones tales como: removibles, totales, fijas y prótesis sobre implantes; en esta última existen varias opciones(6).

La rehabilitación oral mediante implantes es una alternativa de tratamiento que viene siendo muy utilizada en los últimos años y han llevado a una mejora drástica en el nivel de vida y calidad de vida de los pacientes en comparación con el tratamiento con las prótesis convencionales. Las opciones protésicas para rehabilitar un paciente completamente edéntulo con implantes dentales se dividen en: restauraciones fijas y restauraciones removibles(16)(17).

Los factores que determinan el tipo de restauración sobre implantes en un paciente edéntulo total es la cantidad de espacio desde el hueso hasta el plano oclusal (espacio protésico) y el soporte labial. El espacio protésico que se necesita para una prótesis híbrida es de 11 mm como mínimo y como máximo 15mm, existiendo un soporte labial dado por las mismas estructuras óseas. Cuando se dispone de menos espacio (10mm) y existe soporte labial, se sugiere la restauración fija de metal porcelana sobre implantes; cuándo existe más de 15 mm de espacio protésico y ausencia de soporte labial se sugiere una restauración tipo sobredentadura sobre implantes la cual dará ese soporte labial que no la dan las estructuras óseas del paciente(16).

Brida y cols. proponen un sistema de clasificación de pacientes edéntulos para el uso de prótesis implantosoportada fija, clasificándolo en cuatro tipos según los siguientes factores: a) la cantidad de pérdida de tejido, b) la posición de los dientes anteriores en relación a la ubicación del reborde residual, c) el soporte labial, d) línea de la sonrisa, e) necesidad de material protésico para el color de encía (acrílico rosado). La clase 1, son pacientes que requieren material protésico como acrílico rosado para poder obtener proporción estética de los dientes y contorno óptimo de la prótesis que permita un soporte labial adecuado. La clase 2, son pacientes requerirán acrílico rosado sólo para obtener proporciones dentales estéticas y para el contorno de la prótesis. El soporte labial no es una consideración, ya que la diferencia en la proyección del labio con y sin prótesis es generalmente insignificante. La clase 3, pacientes que no requieren material protésico de color de la encía. Clase 4, son los pacientes que pueden o no requerir acrílico rosado, dependiendo del resultado obtenido después de la intervención quirúrgica(18).

1.5 Marco teórico

1.5.1 Prótesis híbrida

1.5.1.1 Concepto

El concepto de prótesis híbrida se aplica 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. Es una dentadura postiza que es retenida únicamente por varios Implantes, en la cual no hay contacto entre la prótesis y los tejidos de la cresta alveolar puede realizarse sobre un número variable de implantes, con un mínimo de 4(5)(17).

EN 1987, Zarb y col. describen el tratamiento en maxilares edéntulos totales severamente reabsorbidas, con distancias mayores a 15mm, con una prótesis híbrida utilizando una estructura metálica con acrílico y dientes artificiales(19).

El diseño original de la prótesis híbrida fue desarrollado por investigadores suecos utilizando el sistema de implante intraóseo de dos etapas desarrollado por Branemark. La prótesis consistió en una estructura de aleación de oro unido a las cofias de los implantes, y sobre esta, dientes de acrílico de dentadura convencional asegurados con resina acrílica(16).

Desde que el primer paciente totalmente edéntulo fuera tratado en el año 1965 utilizando una prótesis fija implantosoportada de metal-resina, este tipo de prótesis, comúnmente conocida en nuestro medio como prótesis híbrida, ha sido ampliamente descrita en la literatura científica, con tasas de supervivencia que oscilan entre un 88,5 % al 100 %, según Kwon en el 2014 la supervivencia de 5 - 10 años varió entre 93. 3% y 100%(17).

Las prótesis se pueden diseñar de dos maneras:

1. Donde los armazones metálicos comprendían la mayor parte de las prótesis, y los dientes artificiales y las bases dentales mínimas eran los únicos componentes no metálicos.
2. Bases dentales de resina acrílica (diseño envolvente) y dientes artificiales, con armazones metálicos de tamaño mínimo(15).

1.5.1.2 Indicaciones

Los candidatos a usar prótesis híbridas son pacientes edéntulos con atrofas severas de los maxilares, estas son un tratamiento ideal para cuando existen perdidas óseas de más de 15 mm de altura, Zarb y cols. hicieron popular este diseño de prótesis implantosoportada que ha sido usado por más de dos décadas. Como norma general se utilizan en aquellos casos en donde el espacio que ocupa la altura de la corona de los dientes es mayor a 15 mm(20).

1.5.1.3Ventajas

La fabricación es más económica que una prótesis fija implantosoportada, el diseño es muy estético, reemplaza fácilmente dientes y tejido blando, pesa poco y es fácil de reparar. El acrílico actúa como intermediario entre los dientes de porcelana y la estructura metálica, reduciendo así la fuerza de impacto ejercida durante las cargas dinámicas(20).

1.5.1.4 Desventajas

Cuando las chimeneas emergen por incisal/oclusal o vestibular de las piezas dentarias, lo cual permite que se observe la cabeza del tornillo, la estética se ve comprometida. Las aberturas son cubiertas con composite que muchas veces no se fijan adecuadamente y se desprenderse con cierta frecuencia, el composite tiene un proceso de desgaste natural lo que hace que se puedan producir filtraciones y pérdida de la anatomía oclusal(21).

1.5.1.5 Complicaciones

1.5.1.5.1 Biológicas

- **Mucositis:** El término mucositis se usa generalmente para describir una reacción inflamatoria reversible sin pérdida ósea, equivalente a la gingivitis

periodontal. Se caracteriza principalmente por dolor, sangrado gingival, eritema y ulceración. La clave de la prevención es la higiene bucal cuidadosa, pero también se pueden utilizar técnicas quirúrgicas para eliminar la hiperplasia de los tejidos blandos circundantes y los injertos gingivales queratinizados en situaciones donde sea necesario. Esta complicación puede ser debido a la higiene bucal inadecuada, producida principalmente por una sobreextensión de la cola de resina de dentadura híbrida(22).

- **Periimplantitis:** Enfermedad inflamatoria infecciosa de los tejidos peri-implantares, presenta una pérdida ósea progresiva a medida que la lesión inflamatoria avanza tanto en la mucosa como en el hueso. Basado en el porcentaje de pérdida de hueso, que se diferencia como menos de 25%, 25% a 50% y mayor que 50% de la longitud del implante, se clasifica en periimplantitis temprana, moderada y avanzada(23).
- **Úlceras:** Las úlceras orales son una de las afecciones más frecuentes de la mucosa oral. Son aftas dolorosas, la periferia es a menudo eritematosa debido a los vasos sanguíneos dilatados. El lecho de la úlcera está cubierto por una membrana fibromembranosa amarillenta en el proceso de curación de la herida, cuando el lecho de la úlcera está cubierto, el dolor disminuye(24).

1.5.1.5.2 Mecánicas

- Problemas relacionados con los tornillos protésicos
- Fractura de los dientes protésicos
- Fractura de la base protésica
- Pérdida del compuesto de las chimeneas(15).

1.5.1.6 Esquemas oclusales en prótesis híbridas

Se utiliza guía anterior y guía canina o función en grupo cuando el antagonista son dientes naturales o fijas y se utiliza una balanceada bilateral si la antagonista es una prótesis total(6).

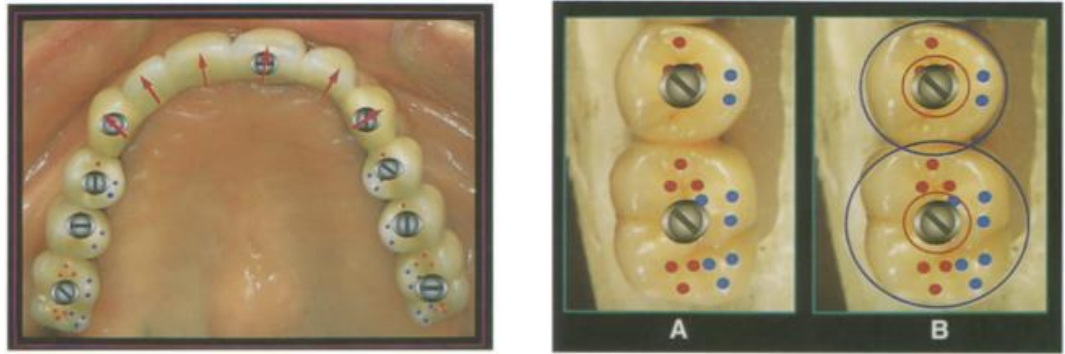


Figura1. Puntos de contactos en prótesis híbridas

Se puede observar los puntos de contacto que deben existir en céntrica (Izquierda) y los puntos de contacto en excéntrica (Derecha).

Guía incisiva y función en grupo (Kenneth, Reena, 1997).

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

Componentes de la prótesis híbrida

- Infraestructura: implantes, pilares transmucosos, coping de impresión, transepiteliales, análogos.
- Mesoestructura: barra metálica en cromo-cobalto, titanio o zirconio.
- Componente estético: acrílico o cerámica.

Procedimiento clínico

Planeación

Condición sistémica: Evaluar si el paciente está usando o siendo tratado con bifosfonatos Radioterapia: oxígeno hiperbárico(25).

Diagnóstico: Análisis extraoral e intraoral, dimensión vertical, tipo de restauración y análisis 3D

Fabricación de prótesis transicional.

Alineación de los dientes sin el reborde anterior vestibular para visualizar la posición de los dientes con respecto al reborde. Esta prótesis se usará para guía radiográfica, quirúrgica y guía para. Preferible no usar la prótesis existente

Elección del diseño

1. Las finanzas del paciente,
2. El número de implantes, y
3. El requisito para los procedimientos de injerto óseo(26).

Superior-inferior	anteroposterior	medio-lateral
forma facial	perfil facial	línea media
posición del borde incisal superior	soporte labial	canto horizontal
posición del borde cervical superior		ancho de la sonrisa
posición de los labios superiores		
visualización gingival		

Figura2 Diagnóstico y planificación del tratamiento

Bidra S. A. Three-Dimensional Esthetic Analysis in Treatment Planning for Implant-Supported Fixed Prosthesis in the Edentulous Maxilla: Review of the Esthetics Literature, Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2011

Guías Quirúrgicas

-Usar la prótesis transicional

-Radiografía que simula el encerado

-Un diagnóstico por imagen se debe realizar con el fin de determinar el hueso alveolar disponible para la colocación del implante

CAD / CAM-Tecnologías de guías quirúrgica

Mejoran la previsibilidad de la cirugía

Lugar exacto de colocación del implante

Menor duración del procedimiento

Cirugía sin colgajo: menos sangrado, menos inflamación, menos tiempo de cicatrización y menor dolor posoperatorio.

Procedimiento Quirúrgico

-El día de la cx se deben tener los cilindros temporales pilares y la prótesis transicional

-El implante debe ser colocado 2mm por encima del tejido blando

-Los tornillos de los pilares deben ser apretados a 20 N

-Suturar(27).

Provisionalización

La carga inmediata minimiza el uso de una prótesis removible y restaura la función y estética(28).

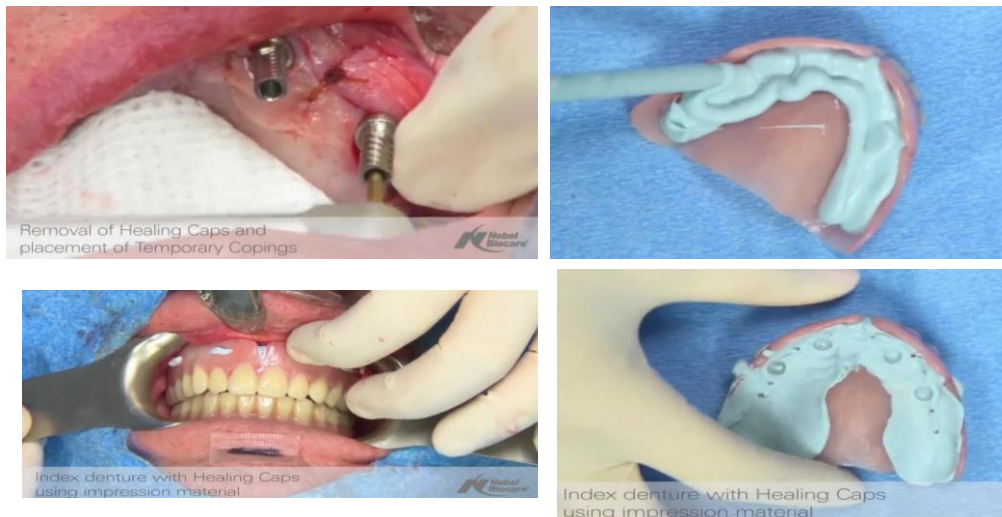


Figura 3 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida
Castellon, P. Et al. Rehabilitation of the Edentulous Mandible with a CAD/CAM Titanium Milled Framework.
QDT. 2005; 185-194

- Colocar los cilindros temporales
- Colocar masilla sobre los cilindros, colocar la prótesis transicional y ocluir:
- Perforación de la prótesis(28).

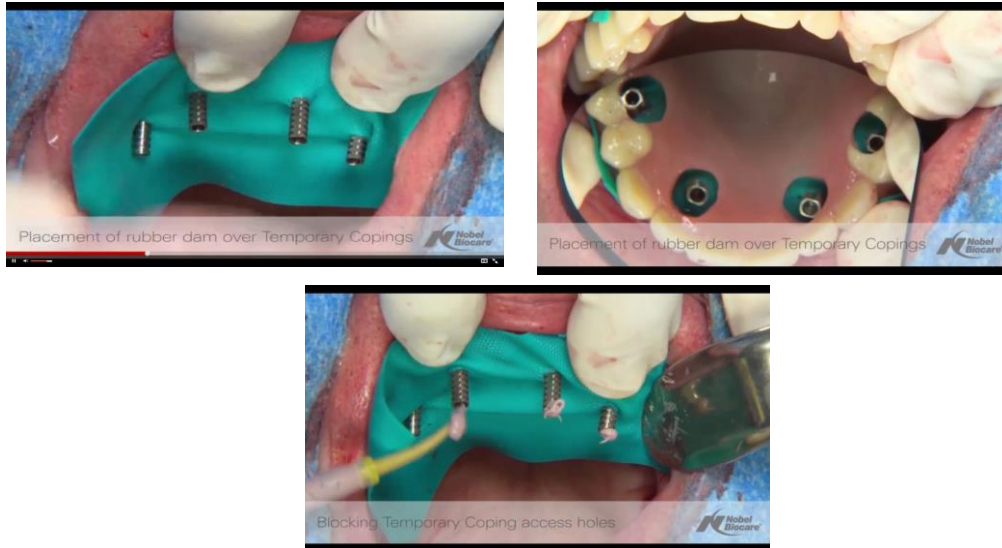


Figura4 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida

Castellon, P. Et al. Rehabilitation of the Edentulous Mandible with a CAD/CAM Titanium Milled Framework. QDT. 2005; 185-194

- Se fija la dentadura a los pilares.
- Revisar oclusión y que ningún cilindro interfiera(28).



Figura5Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida

Castellon, P. Et al. Rehabilitation of the Edentulous Mandible with a CAD/CAM Titanium Milled Framework. QDT. 2005; 185-194

- Bloquear los orificios de acceso
- Aplicar la resina autopolidizable en el orificio más anterior y ocluir
- Verificar la posición y Luego capturar los posteriores(28).



Figura6 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida
Castellon, P. Et al. Rehabilitation of the Edentulous Mandible with a CAD/CAM Titanium Milled Framework.
QDT. 2005; 185-194

- Acabado y pulido de la prótesis

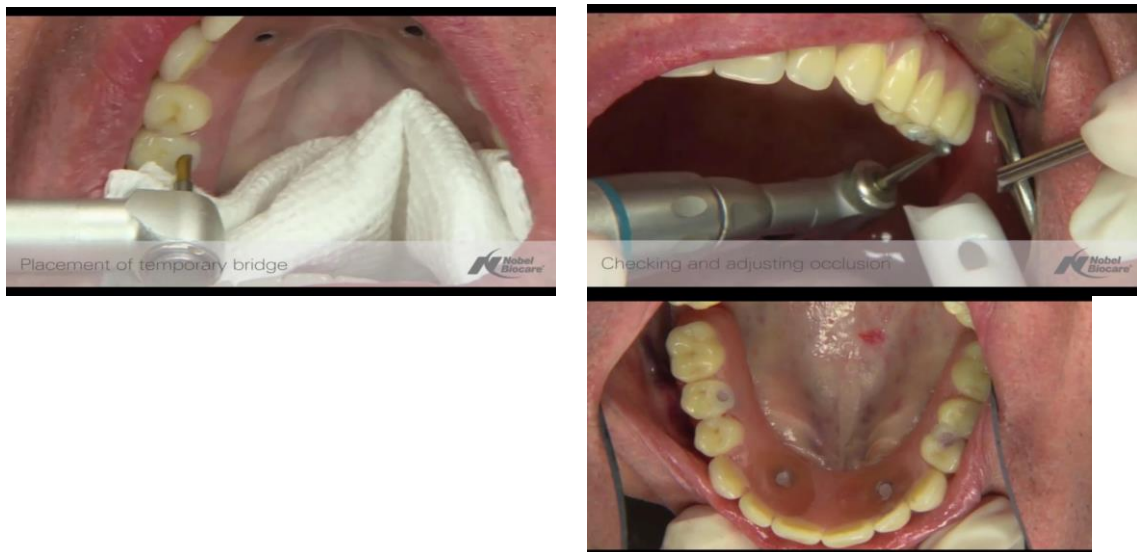


Figura7 Protocolo de provisionalización de prótesis híbrida
Castellon, P. Et al. Rehabilitation of the Edentulous Mandible with a CAD/CAM Titanium Milled Framework.
QDT. 2005; 185-194

- Torquear la prótesis y sellar los agujeros de acceso(28).

Toma de impresión

Se realiza toma de impresión definitiva, el material de elección es la silicona de adición o poliéter por sus propiedades físicas y químicas como una alta fidelidad de copia y su buena estabilidad dimensional. se posicionan y atornillan los cooping de impresión y se realiza ferulización de estos con resina acrílica para estabilizar los implantes, luego se procede a la toma de impresión con técnica de cubeta abierta(29).



Figura 8 Impresión definitiva

Briccoli, L. Barone, R. Clauser, C. A technique for fabricating a definitive immediate implant-supported prosthesis for the edentulous mandible. J prosthet dent. 2012; 108:196-199.

Jig de verificación

Luego de obtener el modelo definitivo se posicionan los cooping en los análogos y se entrelaza seda dental, luego se agrega resina acrílica por incrementos, cuando se tenga toda la estructura completa, se realiza un corte a nivel medio para liberar tensiones y se vuelve a unir con la resina acrílica, se realiza pulido y se prueba en boca verificando asentamiento, estabilidad y pasividad(30).



Figura 9 Colocación de la seda dental en los cooping de impresión

Ercoli, C. Geminiani, A. Feng, C. Lee, H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2012. 14, (1).



Figura10 Fabricación del Jig con resina acrílica

Ercoli, C. Geminiani, A. Feng, C. Lee, H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2012. 14, (1).



Figura11 Seccionamiento del Jig

Ercoli, C. Geminiani, A. Feng, C. Lee, H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2012. 14, (1).

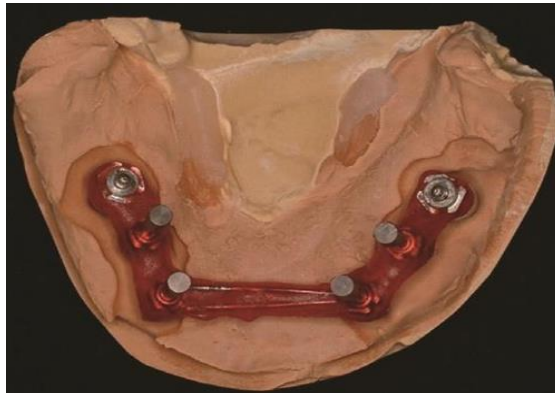


Figura 12 Jig terminado y pulido

Ercoli, C. Geminiani, A. Feng, C. Lee, H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2012. 14, (1).



Figura 13 Prueba del Jig en boca

Ercoli, C. Geminiani, A. Feng, C. Lee, H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2012. 14, (1).

Fase de rehabilitación final

Se realiza prueba de platos bases y rodetes en boca orientando la posición de los rodets según los planos verticales y horizontales (plano de camper, línea bipupilar, línea media facial y dental, línea canina), se escoge tamaño, color y posición de los dientes y se procede a hacer el enfilado de los dientes en el articulador, se realiza prueba de enfilado de las prótesis en boca verificando adaptación, retención, soporte, estabilidad, oclusión, estética y fonética(29).

Diseño de la barra

La longitud e inversamente debe ser proporcional de la anchura de la barra y la altura del voladizo. Hay una relación directa entre la cantidad de deformación y la

fuerza de la oclusión (fuerza de carga), así como una relación con el módulo de elasticidad del material a ser utilizado para el marco de la barra. Esta relación puede expresarse en la siguiente ecuación: $D = F \times L \times \text{constante} / E \times W \times H$ (31).

Donde D es la cantidad de deformación, F es la fuerza de oclusión, L, W y H son la longitud, anchura y altura de el voladizo, respectivamente, y E es el módulo de elasticidad del material. Por lo tanto, la longitud del voladizo debe minimizarse mientras se maximiza la altura y el ancho del voladizo. Se ha recomendado que el voladizo no debe exceder de 20 mm de longitud utilizando cinco o más pilares. Si se utilizan cuatro pilares, el voladizo debe no exceda de 15 mm de longitud. Lo ideal es una medida de la barra 10 mm de diámetro por 3 mm de espesor(32)(33).

El uso de prótesis dentales posteriores con inclinaciones mínimas recomienda minimizar las fuerzas laterales en los cantiléver durante los movimientos excursivos. La unión del voladizo y de los pilares distales debe tener mayor altura y ancho, ya que esta área es el punto principal de estrés. Debe haber alrededor de 1 a 2 mm de espacio entre el borde inferior del voladizo y la cresta alveolar para permitir una higiene bucal adecuada. Eso se recomienda que la aleación metálica posea suficiente rendimiento resistencia ($> 300 \text{ MPa}$) y módulo de elasticidad ($> 80.000 \text{ MPa}$) para evitar deformaciones y fracturas de los voladizos. La literatura publica aleaciones como el oro tipo IV o aleaciones de metales preciosos tales como aleación plata-paladio(32).

Las estructuras duplicadas por fresado están disponibles en tres materiales altamente biocompatibles. Para recubrimiento o carga de cerámica:

- Aleación de cromo cobalto
- Titanio de pureza comercial Para acabado con acrílico:
- Aleación de titanio (Bella tek, biomet)(33).

Barras de Tipo II:

Barras fijas híbridas y de titanio duplicadas por fresado*

	Descripción	Mínimo	Máximo
A	Diámetro de la plataforma de asentamiento	3,4 mm	6,7 mm
B	Total de cilindros	2	10
C	Distancia de la barra entre cilindros	0 mm	23,5 mm
D2	Altura de la barra	2,5 mm	22 mm
E	Anchura de la barra	4 mm	10 mm
F	Extensión distal	0 mm	18 mm

Figura14 Barras de titanio
Manual de laboratorio. BellaTek, barras y estructuras. Biomet3i

Barras de Tipo III:

Barras de cromo cobalto duplicadas por fresado*

	Descripción	Mínimo	Máximo
A	Diámetro de la plataforma de asentamiento	3,4 mm	6,7 mm
B	Total de cilindros	2	10
C	Distancia de la barra entre cilindros	0 mm	23,5 mm
D	Altura de la barra	Véase la tabla a la derecha	22 mm
E	Anchura de la barra	Véase la tabla a la derecha	10 mm
F	Extensión distal	0 mm	18 mm
G	Altura de cilindro	0	8 mm
H	Diámetro de cilindro	3,4 mm	-
J	Angulaciones máximas entre cilindros	0°	30°
K	Altura total	2,5 mm	22 mm

Figura15 Barras en cromo-cobalto
Manual de laboratorio. BellaTek, barras y estructuras. Biomet3i

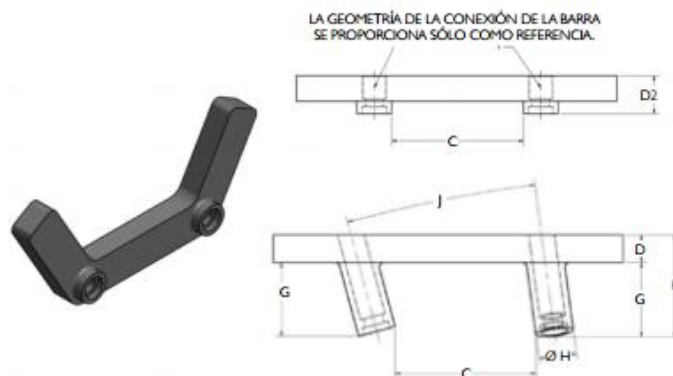


Figura16 Geometría de la barra
Manual de laboratorio. BellaTek, barras y estructuras. Biomet3i

VALORES DE SECCIÓN MÍNIMOS			SECCIONES
Altura mínima de la barra (D)		Anchura mínima de la barra (E)	
2,5 mm	si	4 mm	HORIZONTAL 
3,5 mm	si	3 mm (**)	VERTICAL 

Figura17 Medidas de la barra
Manual de laboratorio. BellaTek, barras y estructuras. Biomet3i

Protocolo del diseño de la estructura

1. Materiales y protocolos que permitan la inserción pasiva, defectos dentro de los marcos de CAD / CAM son mínimos en comparación con los defectos observados dentro de los marcos colados.
2. Diseñados para resistir fuerzas de tracción y de compresión asociadas con la masticación y los hábitos parafuncionales. Carr y Stewart recomienda barras coladas de 7 mm de altura y 6 mm de ancho; CAD / CAM pueden tener unas dimensiones ligeramente más pequeñas.
3. Espacio adecuado (1,5 a 2 mm) para materiales protésicos: resina de acrílico / resina compuesta / materiales poliméricos reforzados
4. Extensiones en extremo libre dependen: Tipo de metal utilizado en el bastidor, número y ubicación de los implantes. Extensiones libres pueden extenderse hasta 1.5 de la A / P(27).

Fabricación de la estructura CAD-CAM

-La fabricación CAD / CAM de barras y armazones ha resultado en la eliminación de la distorsión, mejor ajuste, menos pasos de fabricación y una vuelta más rápida

-El flujo de trabajo para crear una barra CAD / CAM comienza con una impresión y un modelo precisos que incluyen los análogos del implante. El modelo que contiene los análogos del implante es entonces escaneado, y entonces comienza la porción CAD. Actualmente, las barras y marcos pueden ser molidos a partir de titanio o circonio. El titanio es abundante en la tierra y ofrece un ahorro de costes significativo en relación con el oro.

Recomendaciones más específicas basadas en El diseño protésico es de 6-8 mm para una sola corona de implante, de 8-12 mm para el localizador retenido sobredentaduras, 10-14 mm para la restauración híbrida acrílica, y 12-14 mm para una sobredentadura. En realidad, los diversos componentes protésicos existen en tres dimensiones, las mediciones lineales sólo pueden servir como directrices para asegurar un espacio restaurador adecuado

-Dada la importante mejora del ajuste y la disminución del tiempo de laboratorio, las barras y marcos de CAD / CAM, especialmente para sobredentaduras e híbridos, pronto serán el estándar.

- Las barras CAD / CAM y el armazón han demostrado ser más precisos, menos costosos y menos tiempo para producir(27).

Fase final

Se realiza prueba de acrílado, verificando asentamiento, estabilidad, soporte, retención, fonación, esquema oclusal, masticación, deglución y estética adecuados(29).

1.5.2 Implantes cigomáticos

1.5.2.1 Concepto

En la actualidad, la rehabilitación protésica de los pacientes con atrofia severa maxilar es un tratamiento que puede abordarse desde diferentes técnicas, están las que modifican el hueso existente como las que utilizan los injertos óseos (autólogos, alogénos, xenoinjertos, etc.), consiguiendo regeneración ósea vertical,

horizontal e intrasinusal. En aquellos casos que presentan una reabsorción extrema el objetivo está en resolver el problema en un solo procedimiento se puede recurrir al tratamiento con implantes cigomáticos. Durante los últimos veinte años han sido descritos muy buenos resultados en el tratamiento de la atrofia severa del maxilar y han sido realizados múltiples estudios que han mostrado claramente la efectividad de este tipo de tratamientos(4).

La elección del hueso cigomático para la colocación de implantes se debe a su cantidad y calidad ósea dado que posee tanto hueso cortical como hueso medular que dan estabilidad a los implantes(34).

La utilización del hueso cigomático como zona de anclaje para implantes orales largos fue desarrollada originariamente por Branemark y cols. Estos implantes ofrecen una alternativa más al cirujano en el momento de planificar un tratamiento rehabilitador implantosoportado. Sobre todo, en aquellos pacientes con el maxilar superior atrófico en el que no se pueden realizar injertos óseos o estos han fracasado. Un estudio clínico publicado por Aparicio y cols. registra una supervivencia del 100% de un total de 131 implantes cigomáticos valorados en un tiempo de seguimiento de 6 meses a 5 años desde la instalación de la prótesis(35).

Los implantes cigomáticos, originariamente diseñados por Branemark en 1989, son implantes endóseos de titanio, están disponibles en longitudes diferentes, que van de 30 a 52,5 mm, algunos pueden presentar una cabeza angulada de 45° para compensar la angulación entre el zigoma y el maxilar. La porción que ocupa el zigoma, los dos tercios apicales, tiene un diámetro de 4,0 mm y la porción que acopla el proceso alveolar maxilar residual, un tercio alveolar, tiene un diámetro de 4,5 mm a 5 mm, estos se introducen en el área del segundo premolar, atravesando o no el seno maxilar y es fijado al cuerpo del maxilar. La instalación de mínimo 4 implantes, permite la fabricación de prótesis híbridas(36)(37)(38).

Características de los implantes cigomáticos:

Los implantes cigomáticos son tornillos de autoajuste en titanio con una superficie mecanizada bien definida. Están disponibles en longitudes diferentes que van de 30 a 52.5 mm. Presentan una cabeza angulada de 45° para compensar la angulación entre el zigoma y el maxilar. La porción que se acopla al zigoma tiene un diámetro de 4,0 mm y la porción que acopla el proceso alveolar maxilar residual un diámetro de 4,5 mm(13).

El uso de 4 implantes cigomáticos para tratar el maxilar atrofiado, ha sido descrito en dos estudios clínicos diferentes y se ha reportado una tasa de supervivencia de 96% a 100%. Varios estudios anatómicos han validado la excelente calidad del hueso cigomático y han destacado la importancia de la porción cortical del hueso cigomático para el anclaje de implantes. También se ha documentado que el área de hueso cigomático utilizado para la inserción del implante tiene hueso trabecular más ancho y más grueso y esto puede explicar la buena estabilidad primaria inicial de los implantes zigomáticos y la idoneidad para la carga inmediata(39).

Dos métodos bien conocidos para la colocación de implantes zigomáticos han sido descritos en la literatura: la técnica original de Branemark donde el implante pasa a través del seno maxilar, y la más recientemente, la técnica exteriorizada donde el implante pasa fuera del seno. La técnica exteriorizada requiere menos tiempo quirúrgico, es menos invasiva y permite una mayor osteotomía en el hueso cigomático, lo que a su vez da como resultado una mayor estabilidad mecánica para el implante. La mayoría de los cirujanos tienen su propia técnica, sin embargo, la situación clínica puede indicar la técnica que se debe utilizar. La técnica Branemark esta indica cuando la concavidad formada entre el seno maxilar, la cresta y la región de inserción del implante es pequeña, pero cuando la concavidad es grande, se debe adoptar la técnica exteriorizada(40).

1.5.2.2 Indicaciones

- Pacientes que han sido sometidos a una resección parcial o total del maxilar superior, de origen traumático o tumoral.

- Pacientes con suficiente volumen de hueso anterior como para poder instalar fijaciones convencionales, mientras que la cresta alveolar posterior ha sufrido una reabsorción tal que hace imposible la colocación de fijaciones adicionales, necesarias para el soporte de la reconstrucción protésica, a menos que se recurra a un injerto en onlay o inlay.
- Pacientes que necesitan un injerto en onlay en el maxilar superior, y el tamaño del onlay hacia distal puede ser reducido, colocando una fijación cigomática.
- Pacientes con maxilares edéntulos unilateralmente donde la anatomía ósea remanente permite la colocación de al menos un implante anterior y otro posterior al implante cigomático(5)(41).

1.5.2.3 Contraindicaciones

- Paciente con compromiso médico
- Sinusitis aguda
- El hueso maxilar adecuado para los implantes convencionales
- Trismo severo (contraindicación relativa)
- Historial previo de radioterapia de cabeza y cuello (contraindicación relativa)(42)(43).

1.5.2.4 Clasificación para implante zigomático pacientes basados en la anatomía del zigoma (zaga)

- **Grupo 0 (ZAGA 0)**
 - ✓ La pared maxilar anterior es muy plana.
 - ✓ La cabeza del implante se encuentra en la cresta alveolar.
 - ✓ El cuerpo del implante tiene una trayectoria intra-sinusal.
 - ✓ El implante entra en contacto con el hueso La cresta alveolar y el hueso cigomático, y a veces en la pared lateral del seno
- **Grupo 1 (ZAGA 1)**
 - ✓ La pared maxilar anterior es ligeramente cóncava.

- ✓ La cabeza del implante está situada en la cresta alveolar
 - ✓ La fresa ha realizado la osteotomía ligeramente a través de la pared.
 - ✓ Aunque el implante puede ser visto a través de la mayoría del cuerpo del implante tiene un sistema intra-sinusal.
 - ✓ El implante entra en contacto con el hueso de la cresta alveolar, pared lateral del seno y hueso cigomático
- **Grupo 2 (ZAGA 2)**
 - ✓ La pared maxilar anterior es cóncava.
 - ✓ La cabeza del implante se encuentra en la cresta alveolar
 - ✓ El simulacro ha realizado la osteotomía a través la pared.
 - ✓ El implante se puede ver a través de la pared y La mayor parte del cuerpo tiene un camino extra-sinusal.
 - ✓ El implante entra en contacto con el hueso de la cresta alveolar, pared lateral del seno y hueso cigomático
- **Grupo 3 (ZAGA 3)**
 - ✓ La pared maxilar anterior es muy cóncava.
 - ✓ La cabeza del implante se encuentra en la zona alveolar cresta.
 - ✓ La fresa ha realizado la osteotomía siguiendo una trayectoria que va desde el paladar hasta la parte superior del hueso alveolar bucal, el cuerpo del implante sale de la parte cóncava del seno anterior y penetrar en el hueso cigomático.
 - ✓ La mayor parte del cuerpo del implante tiene una trayectoria extrasinusal anterior.
 - ✓ La parte media del cuerpo del implante no toca la parte más cóncava de la pared ósea.
 - ✓ El implante entra en contacto con el hueso alveolar a nivel coronal y el hueso cigomático a nivel apical.

- **Grupo 4 (ZAGA 4)**

- ✓ El maxilar y el hueso alveolar muestran Atrofia vertical y horizontal.
- ✓ La cabeza del implante está localizada bucalmente en la zona de la cresta alveolar. No existe una osteotomía mínima a este nivel.
- ✓ La fresa ha llegado a la zona cigomática apical siguiendo un camino fuera de la pared del seno.
- ✓ La mayor parte del cuerpo del implante tiene una trayectoria extra-sinusal / extra-maxilar. Sólo la parte apical del implante está rodeado de hueso.
- ✓ El implante entra en contacto con el hueso cigomático y parte de la pared lateral del seno(44).

1.5.2.5 Técnicas quirúrgicas:

1.5.2.5.1 Técnica de colocación convencional de implantes zigomáticos

Aunque la cirugía puede llevarse a cabo bajo anestesia local, para el confort del paciente puede realizarse bajo anestesia total o desconexión neuroléptica, tal como menciona Higuchi en su trabajo sobre las indicaciones y aplicaciones clínicas de dispositivos cigomáticos. De acuerdo con Malevez et al, después de una incisión palatina a 45 ° del tejido blando a lo largo de toda la cresta maxilar, el tejido blando se refleja completamente desde la cresta maxilar hasta el arco cigomático y se identifica el nervio suborbital. Se forma entonces una ventana perforando (fisura) en el límite superior entre el zigoma y el seno para determinar la orientación del zigoma y para reflejar la membrana de Schneider. En este punto, es posible la visualización directa de la trayectoria del implante desde el área premolar hasta la base del zigoma. Esta ventana también será útil durante el procedimiento quirúrgico para enfriar las fresas y evitar el sobrecalentamiento(37).

El eje adecuado es un trayecto que se extiende desde la región premolar hasta el seno maxilar, entrando en la parte media del cuerpo cigomático. Si el punto de entrada en el cuerpo cigomático es anterior a este camino, existe el potencial de penetración en la órbita. Sin embargo, si el eje es posterior a esta trayectoria, el implante puede estar en riesgo de entrar en la fosa infratemporal, lo que lleva a

poner tejidos blandos a una posterior falta de osteointegración; Existe también un mayor potencial de hemorragia inesperada(37).

Se utilizan diferentes fresas con diferentes diámetros, que terminan con la inserción a baja velocidad del implante cigomático. La longitud de este se elige cuidadosamente mediante un calibre especial. Para iniciar la osteotomía, se utiliza una fresa redonda, seguida de una fresa de torsión. Se utiliza una fresa piloto para permitir la estabilización de la fresa de torsión, que completa la osteotomía del zigoma. Se completa la porción alveolar de la osteotomía del implante, que prepara el hueso cresta hasta su diámetro final. Como se recomienda por Bedrossian et al, antes de la colocación del implante y en todo momento durante la preparación de la osteotomía, se visualiza toda la trayectoria quirúrgica. El implante cigomático tiene una cabeza angulada, esta angulación de 45 ° permite que la plataforma del implante esté en el mismo plano que los implantes convencionales en la premaxila. Para facilitar la colocación del implante, los soportes de implante, permiten una fácil manipulación del implante con una pieza de mano recta. El implante se coloca en la osteotomía con irrigación abundante. Una vez que la porción apical del implante se coloca de 1 a 2 mm del hueso cigomático denso, la pieza de mano se detiene. Luego, con el controlador manual, la parte restante del implante, está asentada. Para asegurar la orientación correcta de la cabeza angular del implante, se coloca un destornillador sobre el tornillo del soporte de la cabeza del implante. El eje largo del eje del destornillador debe estar en ángulo recto con la cresta edéntula para asegurar la orientación adecuada de la plataforma del implante. La porción apical del implante está incrustada en aproximadamente 8 a 10 mm de hueso en el hueso cigomático(37).

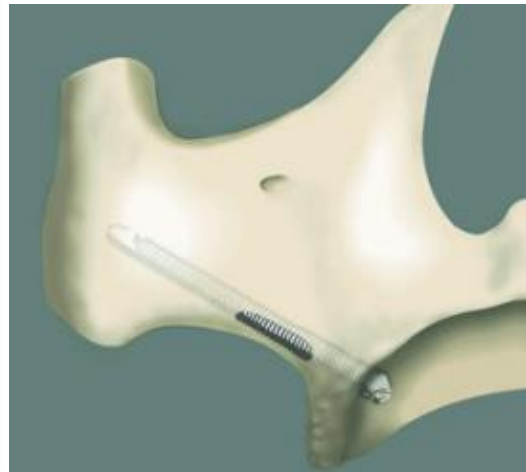
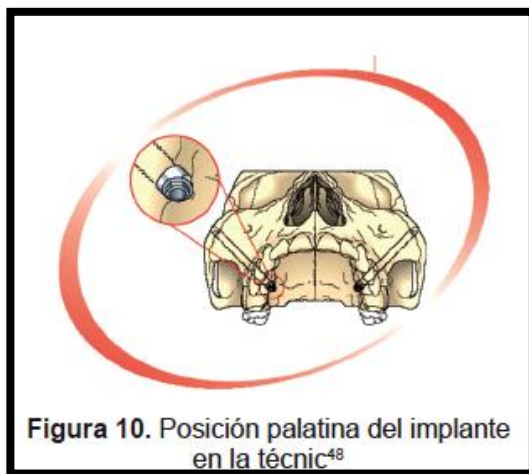


Figura 18 Colocación convencional de los implantes cigomáticos
Parel S, Branemark PI, Ohnrell LO, Svensson B. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. JProsthetDent. 2001; 86:377-381.

1.5.2.5.2 Técnica de colocación de implantes cigomáticos modificados

El concepto original incluía un único implante en el zigoma bilateralmente, combinado con al menos 2 implantes convencionales en el maxilar anterior. A veces, el injerto óseo se requiere junto con la técnica convencional como se menciona por Vrielinck et al. En un esfuerzo para proporcionar un procedimiento libre de injerto para pacientes con maxilares atrofia y resorción ósea severa en el maxilar anterior, una técnica modificada que utiliza múltiples implantes anclados en el zigoma es presentada por Kahnberg et al. Y Keller et al. En sus respectivos estudios. En esta técnica se han descrito tres posiciones posibles para la localización del implante, pero la colocación de 2 implantes zigomáticos bilateralmente es suficiente para la reconstrucción, como sugiere Parel et al(37).

Después de la incisión y retracción de los tejidos blandos superpuestos, se hace una ventana en la pared lateral del seno a lo largo de la cresta infrazigomática y se retira la mucosa sinusal de la cresta alveolar de la zona donde pasarán los implantes, asegurando así una entrada despejada en el sitio crestal como en el sitio cigomático. Es esencial utilizar un kit con fresas extendidas para un mejor acceso. Estas fresas son 50 mm más largas que las fresas estándar, lo que hace

posible maniobrar la pieza de mano fuera de la boca. La colocación de implantes en 3 posibles ubicaciones se describe a continuación:

1. El implante más posterior se coloca primero. La entrada palatina se realiza en la segunda región molar, con el implante ligeramente posterior al arco del zigoma perforándolo desde el lado medial. La entrada en el zigoma debe ser baja y posterior. Es importante utilizar fresas de torsión afiladas, de lo contrario la fresa se doblará y deslizará a lo largo del lado medial del zigoma, o puede causar una fractura del arco.
2. El segundo implante se coloca en la región premolar, que transcurre a lo largo de la cresta cigomática dentro del seno y perfora la parte media del zigoma.
3. El tercer implante se coloca en la región del incisivo lateral, recorriendo inicialmente la pared nasal lateral y perforando el zigoma alto, cerca del borde orbital lateral. Se sugiere la eliminación de cualquier hueso de la cresta que interfiera(45).

1.5.2.5.3 Técnica de ranura sinusal para simplificación y mejor orientación de implantes cigomáticos

La técnica de ranura sinusal descrita por Stella y Warner hace innecesaria la formación de ventana sinusal, como se describe en la colocación convencional de implantes zigomáticos. Se realiza una incisión crestal que se extiende desde una tuberosidad maxilar hasta la tuberosidad contralateral. Con un elevador periosteal, se realiza una exposición LeFort I tradicional, que se extiende alrededor de la base del borde piriforme, hasta la parte inferior de los nervios infraorbitarios y alrededor de la mitad inferior del cuerpo del zigoma bilateralmente. La mucosa palatina se refleja sólo para exponer la cresta(39).

Una fresa de fisura se utiliza para hacer un agujero a través del hueso y en la cavidad sinusal en la extensión superior del contorno del cigomático. El calibrador

de profundidad del implante zigomático, que tiene un pequeño gancho en el extremo, se coloca en el agujero de la fresa y posicionado para simular el ángulo de aproximación de la fresa de torsión del implante. Un segundo agujero de la fresa se hace en esta línea 5 milímetros sobre la cresta de la cresta. Entonces se hace una ranura que conecta los 2 agujeros de la fresa. El aspecto superior de la ranura se extiende hasta la base del zigoma, donde se encuentra el hueso cigomático sólido. La extensión inferior de la ranura se aproxima al piso del seno maxilar. Esta ranura se hace directamente a través de la pared del arco sin la preocupación del compromiso a la membrana del seno. En las crestas maxilares extremadamente atrofiadas, los autores recomiendan dejar aproximadamente 5 mm de pared lateral superior intacta en la cara inferior de la ranura. La ranura resulta en una osteotomía más pequeña que servirá para orientar las fresas de torsión para la colocación del implante. Con una fresa redonda, un pequeño punto está marcado en la ubicación ideal en la cresta de la cresta maxilar, que se alinea con la ranura sinusal. Esto sitúa el pilar del implante en la primera región molar, la fresa de torsión zigomático se utiliza para iniciar la primera preparación. La punta de la fresa se coloca en el punto de apoyo con una pieza de mano recta, directamente sobre la cresta, y la fresa se dirige de tal manera que se extiende directamente a través de la ranura sinusal que se fabricó previamente. La fresa va avanzando superiormente hacia la unión del borde orbital lateral y del arco zigomático. De la misma manera, también se utiliza la fresa piloto más grande y las fresas de torsión siguientes, dirigiéndose a través del centro de la ranura sinusal. La profundidad de la preparación se vuelve a confirmar con el calibre de profundidad del implante zigomático y se elige el implante de longitud apropiada para la colocación(39).



Figura 19 Técnica de colocación de implante cigomático extra sinusal

Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note, *int J Oral Maxillofac implants*. 2000; 5:889-893.

1.5.2.5.4 Técnica de colocación de implante cigomático extra sinusal

El protocolo quirúrgico convencional para implantes cigomáticos prescribe una aproximación intrasinusal, manteniendo idealmente la membrana sinusal intacta y el cuerpo del implante dentro del seno, mientras se accede al hueso cigomático. Sin embargo, en presencia de una pronunciada concavidad oral, la cabeza del implante tiene que colocarse lejos de la cresta alveolar en dirección palatina. En 2010, Aparicio et al publicaron sus experiencias preliminares con colocación de implantes cigomáticos en pacientes con concavidades orales pronunciadas en maxilar edéntulo con una nueva técnica extra-sinusal para que la cabeza del implante emergiera en o cerca de la cima de la cresta alveolar. No se perdieron implantes durante el período de estudio. No hay dolor, malestar o complicaciones relacionadas con el trayecto extra-sinusal del implante cigomático, los implantes se registraron después del período de cicatrización inicial y hasta el chequeo de 36 meses(40).

El sitio del implante cigomático se planifica intentando colocar la cabeza del implante en o cerca de la parte superior de la cresta, usualmente en las regiones del segundo premolar / primer molar. Además, el cuerpo del implante debe

acoplarse preferiblemente a la pared lateral del hueso del seno maxilar, mientras entra en el hueso cigomático (35). El sitio del implante se prepara perforando desde la cresta palatina hacia el arco cigomático sin hacer una apertura previa al seno maxilar sin tener en cuenta la integridad de la membrana sinusal, y siguiendo los pasos de perforación estándar para implante cigomáticos, como resultado, el implante entra en el hueso crestal o cavidad sinusal de la cresta palatina del área premolar / molar, luego sale a través de la pared del seno maxilar lateral cerca del hueso basal del seno / hueso basal maxilar. Entonces, el implante entra en un camino extra sinusal y, a veces, se acopla a la pared lateral del seno.

Finalmente, la cabeza del implante penetra en el arco del zigoma y aparece en la parte superior del arco cigomático. Posteriormente, se colocan implantes convencionales adicionales(40).



Figura20 Técnica extrasinusal

Aparicio C, Ouazzani W, Aparicio A, et al. Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla, *din implant Dent Relat Res.* 2010; 12:55-61.

1.5.3 Elementos finitos

1.5.3.1 Breve historia del método de los elementos finitos

El principio básico del Método de los Elementos Finitos ha sido empleado durante siglos en diferentes formas. Todas ellas tienen la característica común de reemplazar un problema real por uno simple, haciendo uso de los llamados elementos finitos. Si el problema simplificado puede resolverse y la solución

obtenida representa una solución verdadera para el problema real y con una precisión satisfactoria, entonces este método pasa a ser una herramienta poderosa y muy útil. A pesar de que el desarrollo actual del método de los elementos finitos lo hace ser bastante más sofisticado que los conocidos en la antigüedad, el esquema básico de sustituir un problema real mediante uno simplificado sigue siendo el mismo. Para encontrar vestigios de este tipo de cálculos podríamos remontarnos a la época de la construcción de las pirámides egipcias. Los egipcios empleaban métodos de discretizado para determinar el volumen de las pirámides. Arquímedes (287-212 a.C.) empleaba el mismo método para calcular el volumen de todo tipo de sólidos o la superficie de áreas. En oriente también aparecen métodos de aproximación para realizar cálculos. Así el matemático chino Lui Hui (300 d.C.) empleaba un polígono regular de 3072 lados para calcular longitudes de circunferencias con lo que conseguía una aproximación al número Pi de 3.14161 (42).

El Método de los Elementos Finitos se empezó a desarrollar en 1940, específicamente en el campo de la ingeniería estructural, con los trabajos de Hrennikoff¹ en 1941 y McHenry en 1943, quienes propusieron el uso de líneas en una dimensión para representar elementos como barras o vigas para el cálculo de esfuerzos en sólidos con sección transversal continua (46).

En una investigación publicada en 1943, el Matemático Courant, propuso el arreglo para la solución de esfuerzos añadiendo una variación. Después añadió la aplicación del método de funciones interpolares sobre sub-regiones triangulares que conformaban una región entera obteniendo resultados numéricos aproximados (47).

En 1947 Levy, desarrolló el método de flexibilidad y fuerza, y en 1953 su trabajo, sugirió la aplicación de un nuevo método (El método de rigidez y desplazamiento), el cual podría ser considerado como una alternativa viable para el análisis estático redundante de estructuras de aeronaves. Sin embargo, sus ecuaciones requerían de una gran dedicación y labor para su solución a mano, por lo que su método de

solución numérica, tuvo que esperar el advenimiento de las computadoras digitales de alta velocidad para hacerse popular (48).

La mayoría de los trabajos desarrollados para la técnica de elementos finitos hasta principios de los 60s, se enfocaron en la modelación matemática de problemas mecánicos que contemplaran únicamente deformaciones elásticas, desplazamientos cortos y concentraciones de esfuerzos bajos, en condiciones de modelación de cargas estáticas y materiales elásticos. Sin embargo, deflexiones de gran magnitud y análisis térmico, así como la modelación de materiales no lineales aparecerían hasta 1964, con los trabajos de Galagher quien además de comenzar la modelación matemática de materiales no lineales, también introdujo el concepto de pandeo de columnas en modelaciones matemáticas con elementos finitos. Trabajos como los de Zienkiewicz complementaron aún más la técnica, extendiendo los alcances del método a problemas que involucran visco elasticidad en 1968 (49) (50).

Actualmente el método de los elementos finitos se encuentra en una fase de gran expansión: es ampliamente utilizado en la industria y continúan apareciendo cientos de trabajos de investigación en este campo. Los ordenadores han aportado el medio eficaz de resolver la multitud de ecuaciones que se plantean en el Método de los Elementos Finitos (MEF), cuyo desarrollo práctico ha ido caminando parejo de las innovaciones obtenidas en el campo de la arquitectura de los ordenadores. Entre éstas, además de permitir la descentralización de los programas de elementos finitos, ha contribuido a favorecer su uso a través de sofisticados paquetes gráficos que facilitan el modelado y la síntesis de resultados. Hoy en día ya se concibe la conexión inteligente entre las técnicas de análisis estructural, las técnicas de diseño (CAD), y las técnicas de fabricación (51).

1.5.3.2 El método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos es un procedimiento numérico para el análisis de fenómenos que transcurren en un dominio continuo. En este método se

requiere hallar la solución a problemas de valor en la frontera con condiciones iniciales, asumiendo que el dominio se divide en subdominios, los cuales se denominan elementos, y que la función desconocida de una variable de estado se define en forma aproximada en cada uno de los elementos. Con estas funciones que son definidas individualmente para cada elemento y en conjunto con los demás subdominios unidos a través de nodos (los cuales se encuentran en la interface de los elementos), se aproxima la solución sobre del problema. Gracias a que el dominio completo se divide en numerosos elementos y la función objetivo (solución) es aproximada en ciertos puntos (llamados nodos) es imperativo la solución de un sistema con un gran número de ecuaciones. Considerando las ecuaciones básicas de esfuerzos - deformaciones, el cálculo de deflexiones de cada elemento producidas por el sistema de carga son transmitidas desde los elementos vecinos a través de los puntos nodales. Por ello, la deformación se determina a partir de los puntos nodales, así mismo los esfuerzos se calculan a partir de la deflexión tomando en cuenta la ecuación constitutiva adecuada. El paquete de información más pequeño en el análisis por elementos finitos, es la llamada matriz de rigidez para cada elemento, cuya expresión se obtiene a partir de la formulación seleccionada. La matriz de rigidez se puede conceptuar como una “pseudo” constante de resorte que describe (en el caso mecánico) el desplazamiento de puntos nodales bajo la acción del sistema de fuerza (o cargas en general). En notación matricial se expresa: $[f]_e \equiv [k]_e [u]_e$. $e=1$ hasta N (donde N es el número total de elementos finitos en el dominio). Donde $[f]$ es el vector columna de fuerza actuante sobre el elemento (o cargas actuantes sobre el sistema, ya sean térmicas, eléctricas etc.), $[k]_e$ es la matriz de rigidez del elemento (en la cual se consideran las propiedades físicas, elasticidad, conducción térmica, eléctrica etc.), $[u]_e$ es la matriz de desplazamiento (o cualquier otra variable de estado, por ejemplo, temperatura). Cuando se ensamblan los paquetes de información de cada uno de los elementos para configurar el sistema, se obtiene la ecuación matricial: $[F] = [K] [U]$. Donde:

$[U]$: Matriz de rigidez maestra, la cual es ensamblada a partir de $[k]$ e para los elementos.

$[F]$: Fuerzas externas a cada nodo.

$[U]$: Desplazamientos de los nodos.

Las incógnitas son los desplazamientos o variables de estado. Estas ecuaciones son resueltas computacionalmente, obteniendo los desplazamientos de los puntos nodales, para posteriormente emplear esta solución en el cálculo de otras variables, como, por ejemplo, los esfuerzos (52).

1.5.3.3 Procedimiento de solución usando el método de los elementos finitos

La solución de cualquier problema utilizando el Método de los Elementos Finitos contempla los siguientes pasos:

- Especificar la geometría. Esto puede hacerse dibujando la geometría directamente en el paquete o importando el modelo desde un modelador sólido (Solid Edge, Pro/Engineer).
- Definir el tipo de elemento y las propiedades del material.
- Enmallar el objeto. Consiste en dividir el objeto en pequeños elementos.
- Aplicar las condiciones de frontera (restricciones) y las cargas externas.
- Generar una solución.
- Pos-procesamiento. Los datos obtenidos como resultado pueden visualizarse a través de graficas o dibujos.
- Refinar la malla. El método de los elementos finitos es un método de aproximación, y en general la precisión de la solución se incrementa con el número de elementos usados. El número de elementos requerido para obtener una respuesta confiable depende del problema específico; sin embargo, es recomendable siempre incrementar el número de elementos en el objeto y observar la variación en los resultados.

- Interpretación de los resultados. Este paso es el más importante de todo el análisis, pues requiere de los conocimientos y la habilidad del ingeniero para entender e interpretar los resultados arrojados por el programa. Este paso es crítico para lograr la aplicación de los resultados en la solución de los problemas reales, o para identificar los posibles errores cometidos durante la etapa de modelamiento (51).

1.5.3.4 Ventajas y desventajas del método de los elementos finitos

El método de los elementos finitos (MEF) es muy versátil y poderoso y permite a los ingenieros obtener información del comportamiento de objetos de forma complicada bajo casi cualquier carga imaginable (cargas puntuales, de presión, térmicas, fuerzas inerciales, cargas dependientes del tiempo). Permite resolver problemas en estado estable o no homogéneos, ortotrópicos, anisotrópicos. Se pueden manejar materiales especiales sobre los materiales: plasticidad, propiedades dependientes de la temperatura y creep. Las ramas de aplicación son variadísimas: mecánica de sólidos, mecánica de fluidos, electromagnetismo, biomédica, transferencia de calor y acústica, entre muchas otras. La principal limitación de los métodos de elementos finitos radica en que la precisión de los resultados depende de la densidad de elementos utilizada. En análisis estructurales, cualquier región con alta concentración de esfuerzos debe ser cuidadosamente analizada mediante un enmallado suficientemente fino para obtener resultados confiables. Ya que los paquetes actuales de elementos finitos parecen resolver tan amplia gama de problemas, existe una marcada tendencia a resolver problemas mecánicamente sin tomarse el trabajo de entender la física y matemática subyacentes en el problema. Los paquetes de elementos finitos se han vuelto casi indispensables en el diseño y análisis mecánico, pero han acercado a los usuarios la posibilidad de cometer grandes errores. La versatilidad del método no salva la necesidad de realizar un detallado análisis de los resultados obtenidos antes de ser aplicados en la solución de un problema real. Los resultados pueden obtenerse tan bien presentados que infunden gran

confianza en el análisis, lo cual puede conducir a cometer errores con gran confianza. Se pueden producir grandes errores en el modelamiento debido al uso de opciones inadecuadas del programa, o debido al uso adecuado del programa, pero con datos errados. Los resultados de un programa no son confiables si el usuario no entiende cómo funciona el programa o si no tiene las nociones físicas suficientes para entender los resultados arrojados por el programa. Los resultados deben ser comparados con las expectativas; se pueden obtener resultados alternos de modelos simplificados calculados a mano, o de experimentación en estructuras o elementos similares. El método de los elementos finitos puede hacer de un ingeniero bueno uno mejor, y de un mal ingeniero uno más peligroso (51).

1.5.3.5 Implementación computacional

Toda implementación computacional del método de los elementos finitos (MEF) se compone básicamente de tres partes:

1.5.3.5.1 Preprocessor(Pre-procesador)

Dentro de este pre-procesador los modelos son creados. Este incluye un número de pasos que usualmente son en el siguiente orden:

- Construir geometría: Depende en si el problema de geometría es en una, dos o tres dimensiones, la geometría consiste en crear líneas, áreas o volúmenes. Estas geometrías pueden entonces, si es necesario, ser usadas para crear otras geometrías para el uso de booleanas operaciones. La clave de la idea cuando se construyen la geometría es simplificar la generación de los elementos malla. Así, este paso es opcional, pero es a menudo el más usado. Nodos y elementos pueden ser de esta forma creados desde las coordenadas solamente.
- Definir materiales: Un material es definido por las constantes del material. Todos los elementos tienen que ser asignados a un material en particular.
- Generar el mallado del elemento: El problema es discretizar con puntos nodales. Los nodos son conectados desde elementos finitos que en conjunto

forman el volumen del material. Dependiendo del problema y de la hipótesis que se hayan hecho el tipo de elemento tienen que ser determinado. Tipos de elementos comunes son armaduras (truss), vigas (beam), placas (plate), Shell y elementos sólidos (solid elements). Cada tipo de elemento puede contener varios subtipos, por ejemplo, sólido 2D 4-noded, elementos sólidos 3D 20-noded. De esta forma cuidado ha de tenerse cuando el tipo del elemento es escogido. La malla de los elementos en ANSYS puede ser creada en varios caminos, el más común es el creado automático de esta manera es más o menos controlado. Por ejemplo, se puede especificar un cierto número de elementos en un área específica, o se puede forzar la generación de malla o mantener una cantidad específica del elemento dentro de un área. Ciertas formas de elemento o tallas no son recomendadas y si estos límites son violados un warning (advertencia) será generado en ANSYS. Es responsabilidad del usuario crear una malla la cual sea capaz de generar resultados con suficiente grado de credibilidad(53).

1.5.3.5.2 Solutionprocessor (Solucionador)

Aquí usted solucionara el problema por reunión de toda la información específica sobre el problema:

- Aplique cargas: Condiciones limite son usualmente aplicadas en nodos o elementos, la cantidad prescrita puede ser por ejemplo fuerza, desplazamiento, tracción, momento y rotación. Las cargas pueden en ANSYS ser editadas desde el pre-procesador.
- Obtener solución: La solución al problema puede ser obtenida si todo el problema es definido (53).

1.5.3.5.3 Postprocessor(Pos-procesador)

Dentro de esta parte del análisis se puede, por ejemplo:

- Visualizar los resultados: por ejemplo, capturar la deformada forma de la geometría o subrayar.

- Lista de resultados: Si usted prefiere tabular listar o imprimir los documentos de salida, esto es posible (53).

Aunque puede realizarse una implementación del método de los elementos finitos adecuada las necesidades propias de una organización, ya existen comercialmente paquetes que implementan el método y que permiten acceder rápidamente a la solución de un análisis específico. Entre los numerosos paquetes comerciales disponibles, se destacan:

- **ANSYS:** De propósito general, para computadoras personales (PC) y estaciones de trabajo.
- **COSMOS:** Software de uso general.
- **ALGOR:** Para estaciones de trabajo y computadoras personales.
- **SDRC/I-DEAS:** Paquete completo de CAD/CAM/CAE.
- **NASTRAN:** De propósito general para mainframes.
- **ABAQUS:** Para análisis de tipo no lineal y dinámico.
- **DYNA-3D:** Enfocado a los análisis dinámicos y de impacto.

La capacidad requerida del software y del computador para realizar un análisis de elementos finitos depende del análisis deseado. Sin embargo, en cualquier caso, se puede aplicar el teorema fundamental de los elementos finitos: “entre más rápido y más grande, mejor” (53).

1.5.3.6 Análisis estructural

El análisis estructural es la parte de la mecánica que estudia las estructuras, consistiendo este estudio en la determinación de los esfuerzos y deformaciones a que quedan sometidas, por la acción de agentes externos (cargas gravitatorias, fuerzas sísmicas, de vientos, variaciones térmicas, etc.). Las estructuras se componen de una o más piezas ligadas entre si y al medio exterior, de modo de formar un conjunto estable. Esto es, un conjunto capaz de recibir cargas externas, resistirlas internamente y transmitir las a sus apoyos, donde esas fuerzas externas

encontrarán su sistema estático equilibrante. Las piezas que componen una estructura poseen evidentemente tres dimensiones. Dos dimensiones son pequeñas con relación a la tercera: le llamaremos barra y estará representada por su eje (lugar geométrico del centro de gravedad de su sección transversal), por ejemplo: vigas, columnas (54)

1.5.3.7 Ansys

ANSYS es un software comercial que permite la solución de problemas de mecánica del medio continuo mediante el análisis por elementos finitos. El módulo de análisis estructural de este programa permite realizar estudios de optimización topológica de estructuras con diversas geometrías, materiales, cargas y restricciones. Para implementar la solución, se define el problema estructural (propiedades del material, modelo de elementos finitos, cargas, etc.), la función objetivo (la función a minimizar o maximizar) y las variables de estado (las cuales son las restricciones del problema), parámetros que se seleccionan en un conjunto de criterios predefinidos. En el podemos resolver problemas de los siguientes campos de aplicación: Estructural, térmico, electromagnético y dinámica de fluidos. Ofrece una interfaz gráfica sencilla, en la cual por medio de menús vamos recorriendo los pasos hacia el modelo por elementos finitos (54).

Estructura básica del programa ansys

ANSYS es un software de elementos finitos (EF) que permite realizar tareas como:

- Construir o importar modelos de estructuras, productos, componentes o sistemas.
- Aplicar cargas al elemento creado.
- Estudiar las respuestas físicas, tales como niveles de esfuerzo, distribuciones de temperatura o campos electromagnéticos.
- Optimizar diseños existentes.
- Realizar pruebas virtuales sobre componentes en etapa de diseño.

El tratamiento de problemas en ingeniería básicamente contiene tres partes principales: Crear un modelo, solucionar el problema, y analizar los resultados. ANSYS, al igual que otros programas de elementos finitos (FE), es también dividido en tres partes principales procesamiento (processors) que se llaman preprocessor, solutionprocessor, postprocessor. Otros softwares pueden contener solo la parte de pre-procesamiento (preprocessor) o solo la parte de post-procesamiento (postprocessor). Durante el análisis usted se comunicará con ANSYS por vía de un Interfaz gráfica de usuario (GUI) (54).

1.5.3.8 Pasos para el análisis por elementos finitos

- **Discretización o modelamiento de la estructura:** La estructura es dividida en una cantidad finita de elementos, con ayuda de un preprocesador. Este paso es uno de los más cruciales para obtener una solución exacta del problema, de esta forma, determinar el tamaño o la cantidad de elementos en cierta área o volumen del elemento a analizar representa una ventaja del método, pero a la vez implica que el usuario debe estar muy consciente de esto para no generar cálculos innecesarios o soluciones erróneas.
- **Definir las propiedades del elemento:** En este paso el usuario debe definir las propiedades del elemento.
- **Ensamblar las matrices de rigidez de los elementos:** La matriz de rigidez de un elemento, consiste de coeficientes los cuales pueden ser derivados del equilibrio, residuos ponderados o métodos de energía. La matriz de rigidez del elemento se refiere a los desplazamientos nodales al ser aplicadas fuerzas en los nodos $[U] = [K] [F]$. El ensamble de las matrices de rigidez, implica la aplicación de equilibrio para toda la estructura.
- **Aplicación de las cargas:** Fuerzas externas concentradas o fuerzas uniformes y momentos son especificados en este paso.
- **Definir las condiciones de frontera:** Las condiciones de apoyo deben ser dadas, por ejemplo, si el desplazamiento de ciertos nodos es conocido.

Usando los elementos de la frontera se pueden determinar las reacciones en los mismos.

- **Solucionar el sistema de ecuaciones algebraicas lineales:** La secuencial aplicación de los pasos descritos, conduce a un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas, donde los desplazamientos nodales son desconocidos.
- **Calcular los esfuerzos:** El usuario puede entonces calcular los esfuerzos, reacciones, deformaciones u otra información relevante. El post-procesador ayuda a visualizar la salida en forma gráfica (55).

1.6 Objetivos

1.6.1 General

Determinar los esfuerzos y deformaciones en dos tipos de prótesis híbridas (metal acrílicas y total cerámicas) soportada en implantes cigomáticos al ser sometidas a cargas oclusales analizadas mediante elementos finitos.

1.6.2 Específicos

- Establecer por medio de elementos finitos la ubicación de los esfuerzos en las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica de acuerdo a la unión pilar-barra de la prótesis respecto al plano oclusal
- Establecer por medio de elementos finitos las deformaciones en las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámicas de acuerdo a la unión pilar-barra de la prótesis respecto al plano oclusal
- Comparar por medio de elementos finitos los esfuerzos y deformaciones ocurridos en las prótesis híbridas implanto soportadas en cigomático metal acrílicas y total cerámicas.

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 Tipo de estudio

Experimental por medio de simulación matemática mediante métodos de elementos finitos.

2.2 Población objeto de estudio

Prótesis híbridas implantoportadas en cigomático metal acrílica y total cerámica

2.3 Hipótesis nula

Existe diferencia estadísticamente significativa en las concentraciones de esfuerzos y deformaciones entre las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica implantoportadas en cigomáticos, cuando se compara la posición de los implantes en el plano oclusal y hacia palatino del plano oclusal.

2.4 Hipótesis alterna

No existe diferencia estadísticamente significativa en las concentraciones de esfuerzos y deformaciones entre las prótesis híbridas metal acrílica y total cerámica implantoportadas en cigomáticos, cuando se compara la posición de los implantes en el plano oclusal y hacia palatino del plano oclusal.

2.5 Muestreo y muestra

Muestreo no probabilístico por conveniencia. Se toman como muestra 4 prótesis híbridas implantoportadas 2 en material metal-acrílica y 2 totalmente cerámicas modeladas por medio de elementos finitos.

2.6 Criterios de selección

2.6.1 Criterios de inclusión

Tomografía computarizada de un paciente que presente reabsorción ósea severa del hueso maxilar superior, 4 Implantes cigomáticos extrasinusales con 40 mm de longitud colocados en región de segundos premolares.

2.6.2 Criterios de exclusión

Tomografía computarizada de un paciente que presentara altura ósea ideal o con más de 4 implantes, implantes convencionales y prótesis con errores de fabricación.

OPERACIONALIZACIÓN DE LA VARIABLE						
Variable	Definición de la variable	Naturaleza de la variable	Tipo de variable	Operacionalización de la variable	Escala de medición	Instrumento de medición
Concentración de fuerzas en la prótesis híbrida	Es el punto o los puntos donde se reúnen o dirigen las cargas y las fuerzas en la prótesis híbrida	cualitativa	Dependiente	Por medio de simulación con elementos finitos se aplicaran fuerzas a las prótesis y se observara en que sitios se dará la mayor concentración de estas fuerzas	nominal dicotómico	elementos finitos Ansysworkbench V11
Fuerza de masticación	Fuerza generada entre los dientes maxilares y mandibulares durante el proceso masticatorio.	cuantitativa	Independiente	Evaluación directa: Sensores o transductores colocados entre uno o más pares de dientes en oclusión.	continua	elementos finitos Ansysworkbench V11
Movimientos excursivos	Movimientos realizados por la mandíbula para la desoclusión	cuantitativa	Independiente	Puntos de referencia: Lateralidades: línea media dental-trayectoria del canino. Valores normales: 7-13mm. Protrusión: trayectoria de los incisivos inferior sobre los superiores. Valores normales 3-5 mm.	continua	elementos finitos Ansysworkbench V11
Ubicación del implante cigomático	Hace referencia a la ubicación en el que se encuentra el implante cigomático en el hueso	cuantitativa	independiente	Dentro del plano oclusal o fuera del plano oclusal. Angulación ideal 45 grados	discreta	elementos finitos Ansysworkbench V11

2.7 Procedimiento

Se procedió a realizar simulacros virtuales de 4 prótesis híbridas implantosoportadas, 2 realizadas 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- acrílica como los de totalmente cerámica presentaban un modelo simulado con posición de la emergencia de los implantes por oclusal y otro modelo 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 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 para simular el tejido óseo y se coloca los análogos de

multiunit de 3 mm. Realizado este modelo se hizo un escaneado de este con un escáner de laboratorio 3 Shape 2017.



Figura21 Duplicado de prótesis híbrida



Figura22 Duplicado de prótesis híbrida con alginato



Figura23 Impresión para duplicar la prótesis híbrida



Figura24 Encofrado de lintaglio de la prótesis híbrida



Figura 25 Prótesis híbrida vista desde el intaglio, se observan análogos de los multiunit 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 posición de los implantes en oclusal de los dientes y la otra con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal como se muestra en la figura siguiente:

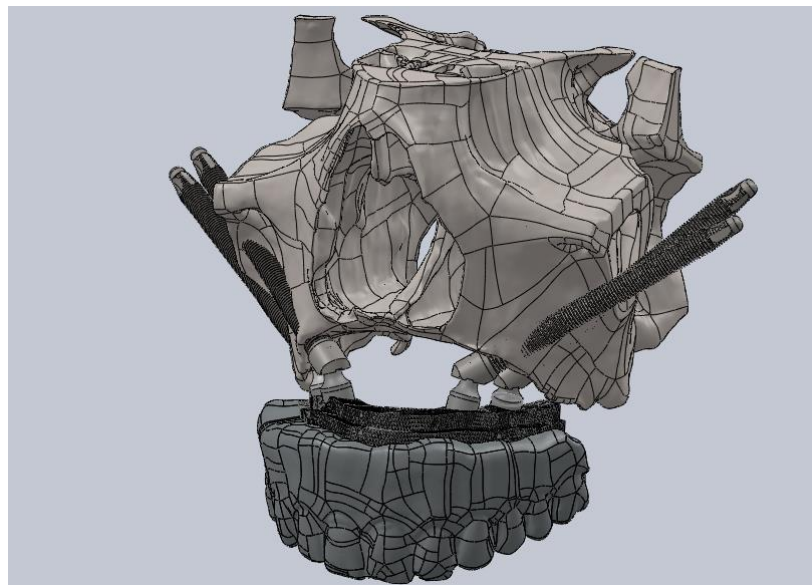


Figura 26 Vista lateral derecha de la simulación de la prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos

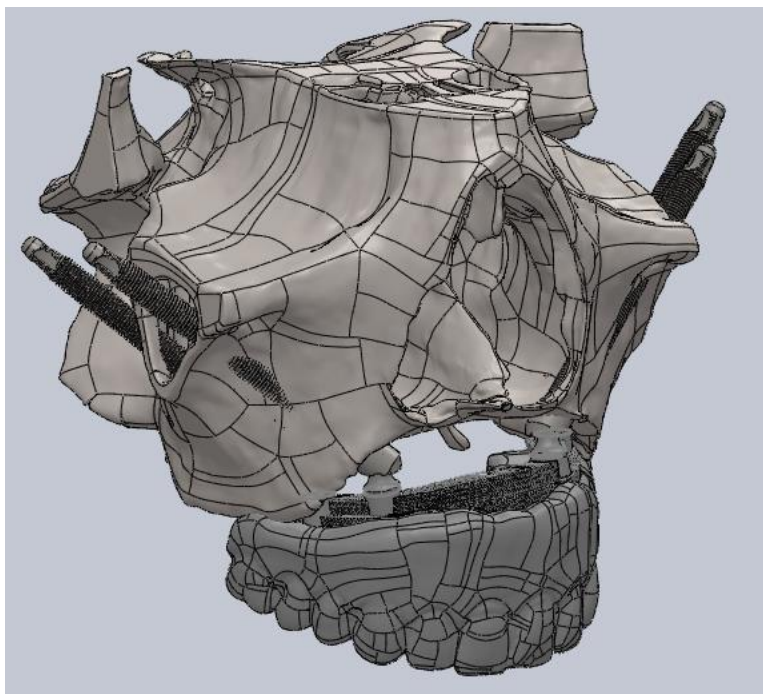


Figura27 Vista lateral derecha de la simulación de la prótesis híbrida implantosoportada en cigomáticos

Los elementos que componen este modelo simulado son:

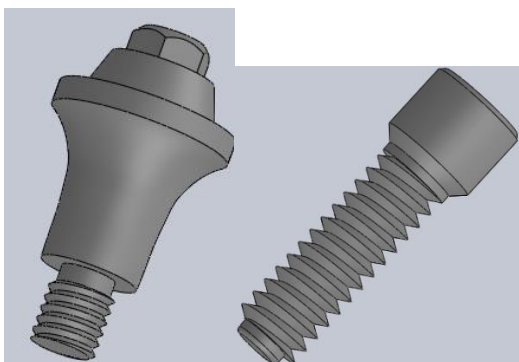


Figure 28 Transepitelial casa comercial Neodent

Figura29 Tornillo protésico

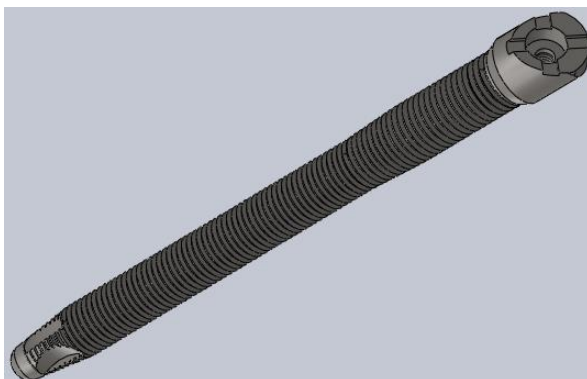


Figura30 Implante cigomático casa comercial Neodent

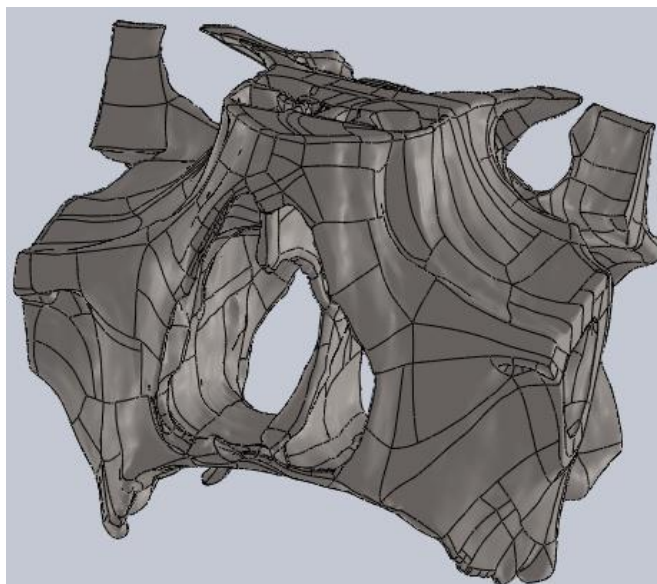


Figura31 Tejido óseo.

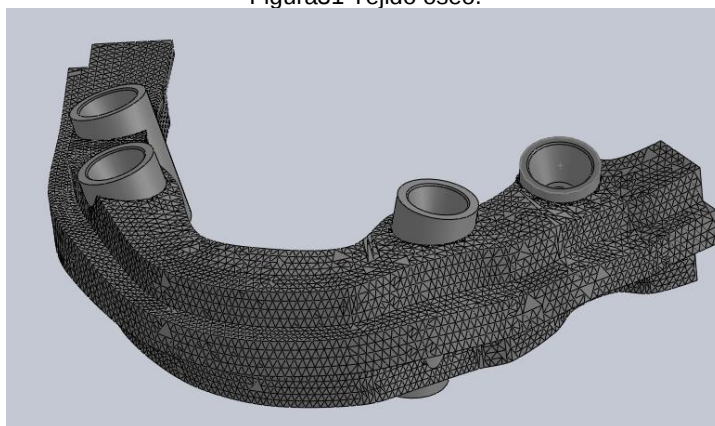


Figura32 Barra 1 en titanio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

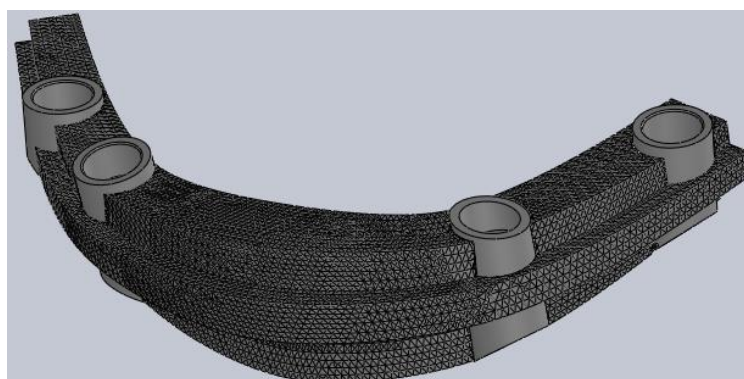


Figura33 Barra 2 en titanio con posición de los implantes en el plano oclusal

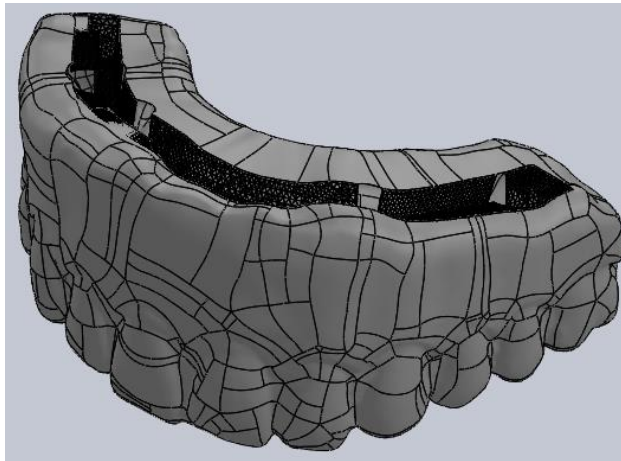


Figura34 prótesis híbrida acrílica

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.

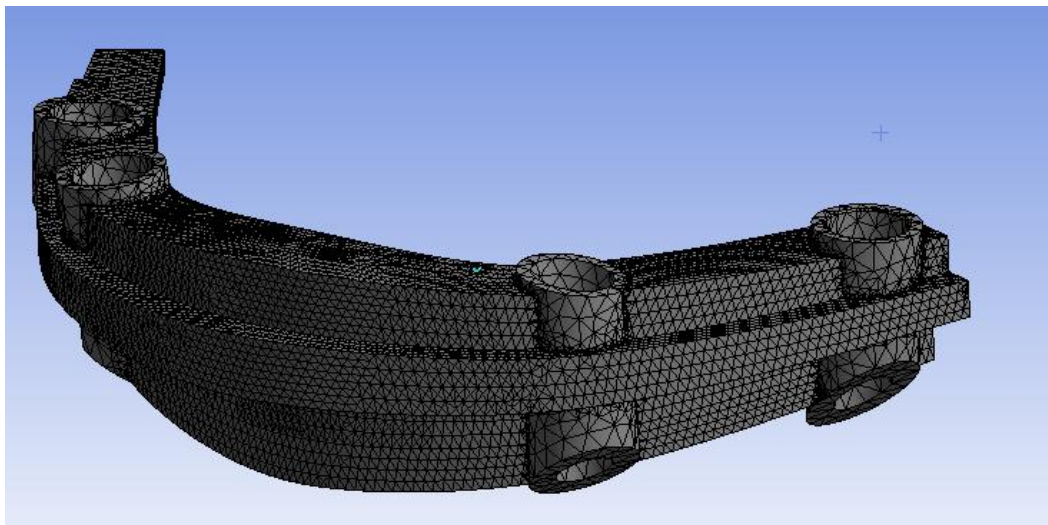


Figura35 Enmallado de la barra

- Aplicación de cargas

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

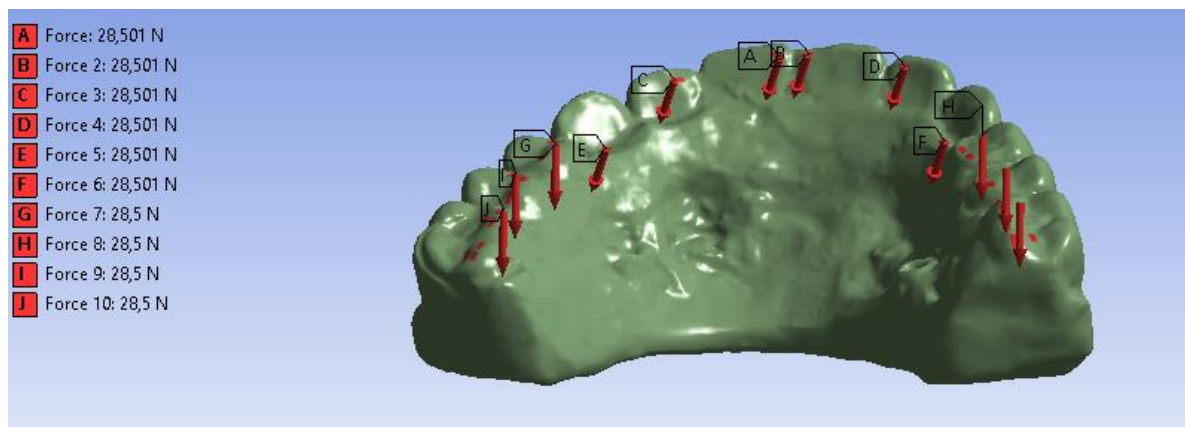


Figura36 Aplicación de la carga

- Asignación de materiales

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

PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES							
MATERIAL	Módulo Elástico E (Mpa)			Coeficiente de Poisson V			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 transeptelial Cono morse Neodent	110.000	110.000	110.000	0,33	0,33	0,33	800
Resina acrílica de diente (Duratone)	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 Contemporanea 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

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

2.8 Consideraciones éticas

De acuerdo con la clasificación planteada en el Artículo 11 de la Resolución N° 008430 de 1993 expedida por el Ministerio de Salud de Colombia, a la Resolución 2378 de 2008 expedida por el Ministerio de la Protección Social, a la declaración de Helsinki y a las pautas éticas para la investigación biomédica preparadas por el Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas CIOMS. No se presentan implicaciones éticas en esta investigación, debido a que no hay relaciones directas con pacientes.

2.8.1 Riesgo de la investigación

Según la Resolución 8430 de 1993 por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación; se clasifica el estudio en riesgo mínimo; por no llevarse a cabo directamente en pacientes pudiendo poner en riesgo su salud de alguna manera, pero se necesita tomografía computarizada.

2.9 Análisis estadístico

Se utilizó la prueba T-Student para grupos independientes con un nivel de significancia del 0,05, con promedios y desviaciones estándar.

3 RESULTADOS

Modelo1: Prótesis híbrida metal-acrítica con barra en titanio y posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

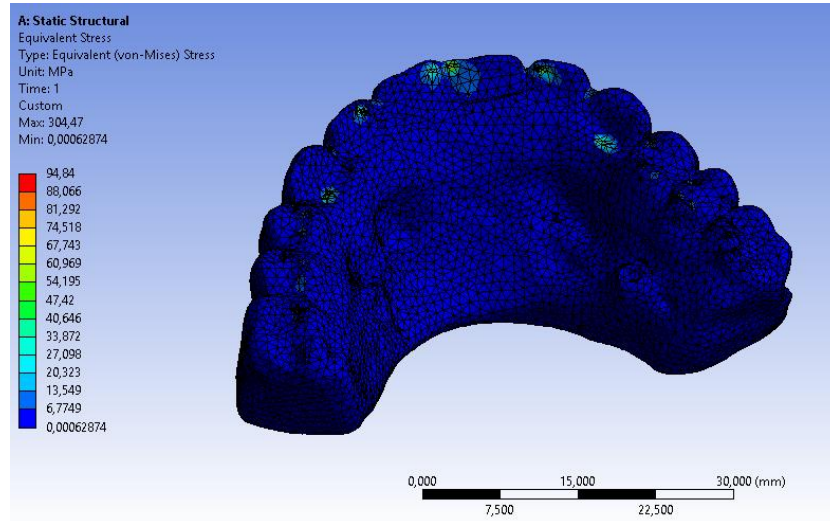


Figura37 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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.

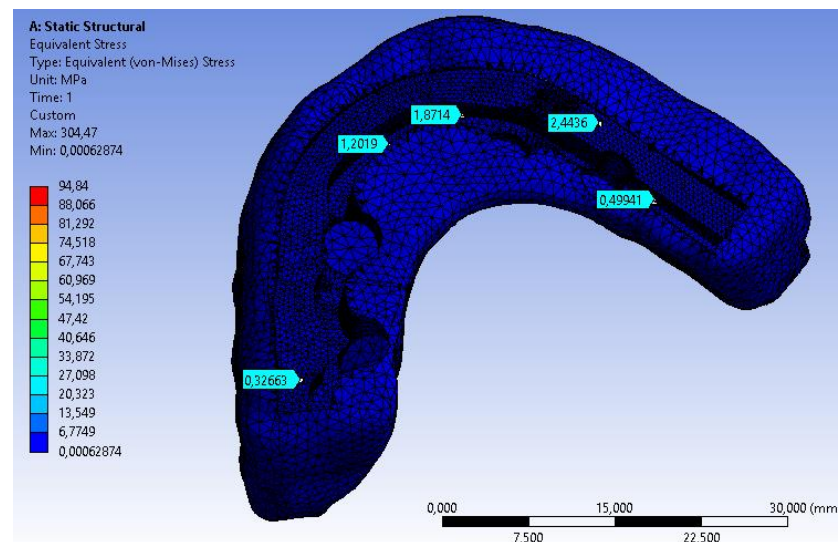


Figura38 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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

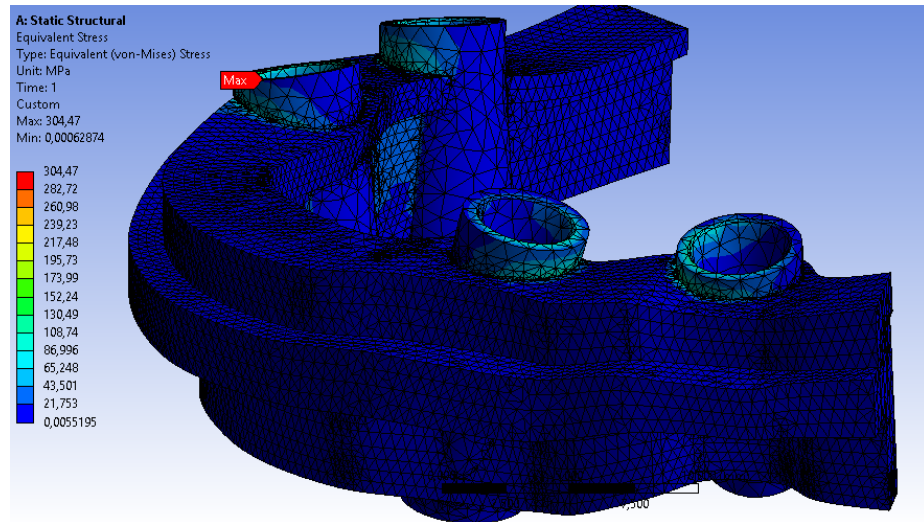


Figura 39 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra parte superior con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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

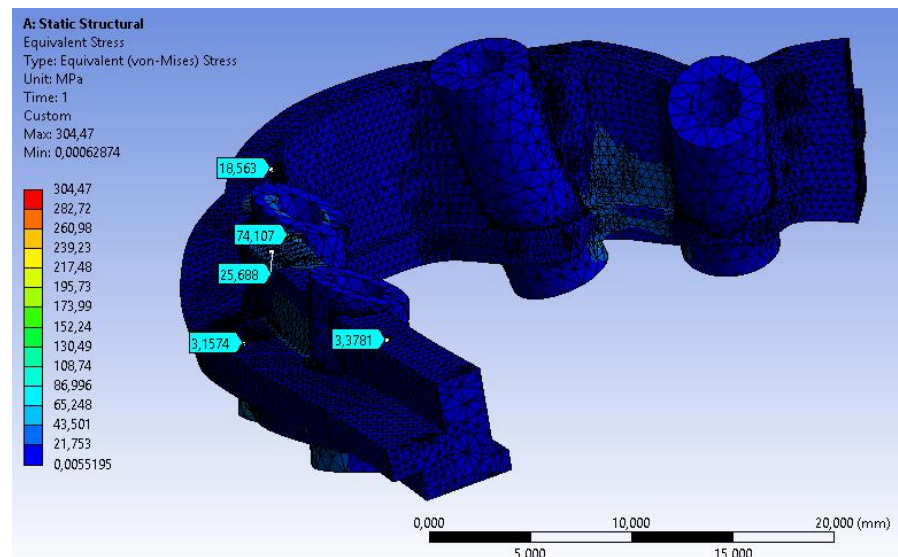


Figura 40 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra parte inferior con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

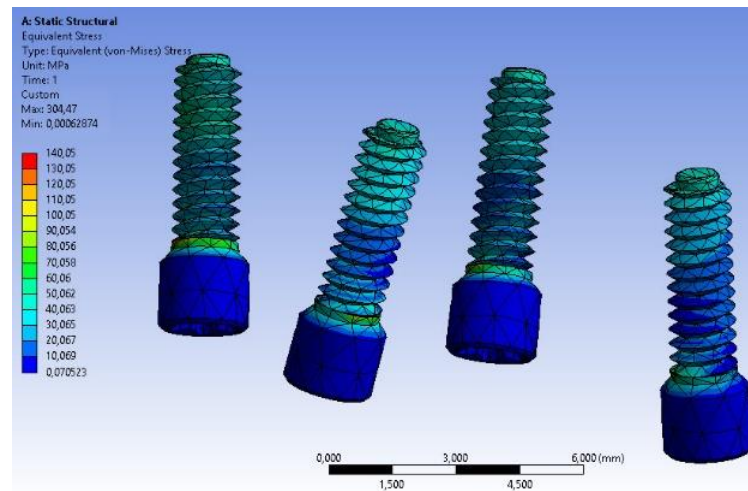


Figure 41 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos en la prótesis metal-acrílica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

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.

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.

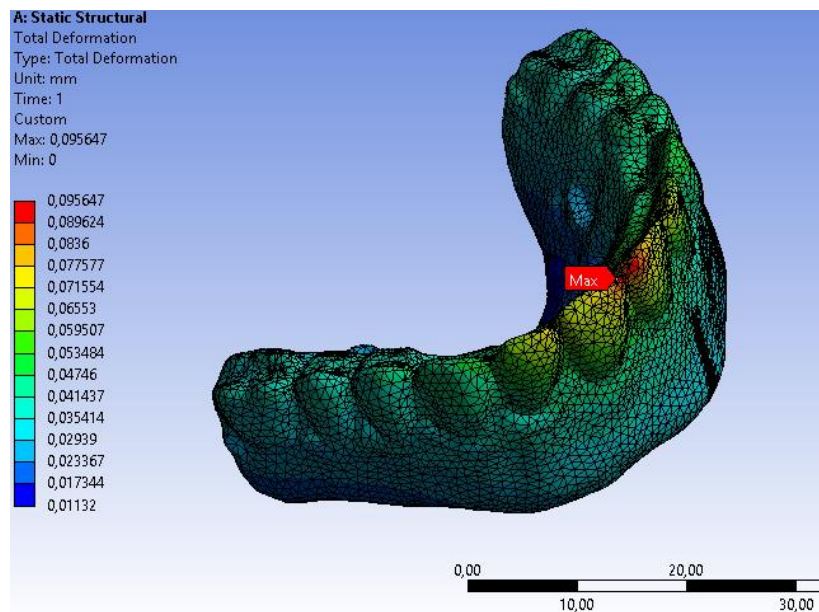


Figura42 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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

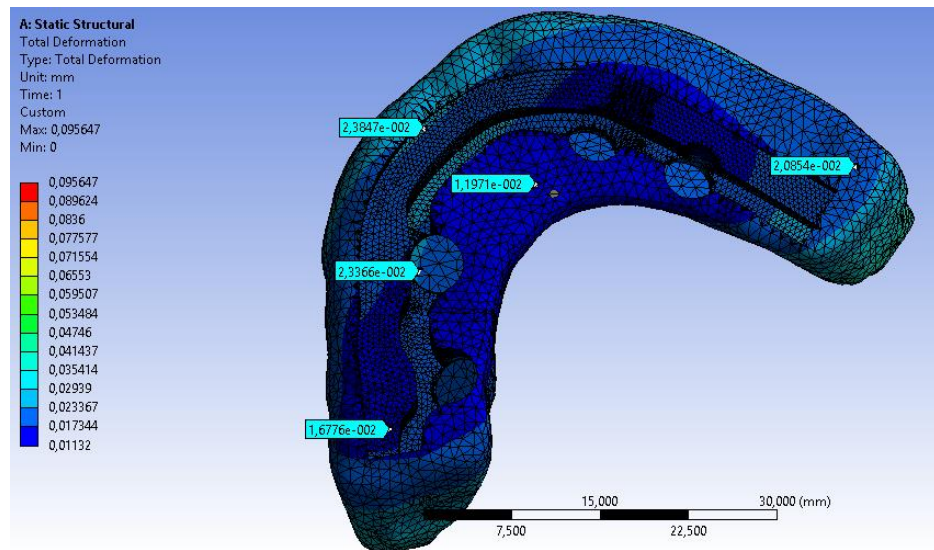


Figura43 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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.

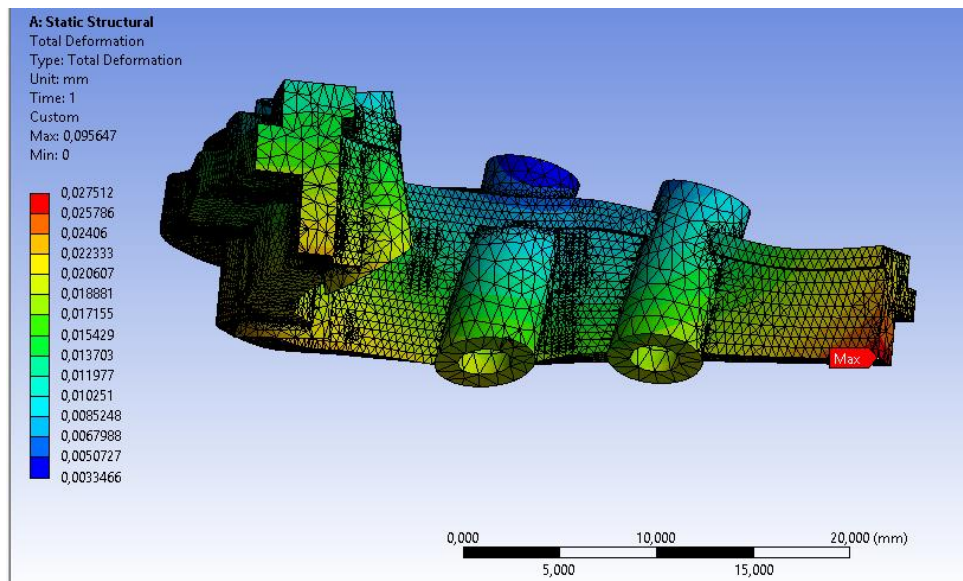


Figura44 Deformación durante la aplicación de la carga en la barra con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

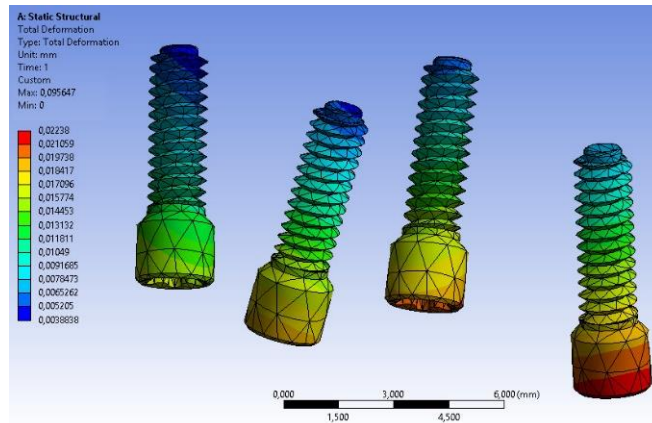


Figure 45 Deformaciones durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos en la prótesis metal-acrítica con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

Modelo 2: Prótesis híbrida metal-acrítica con barra en titanio y posición de los implantes en el 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.

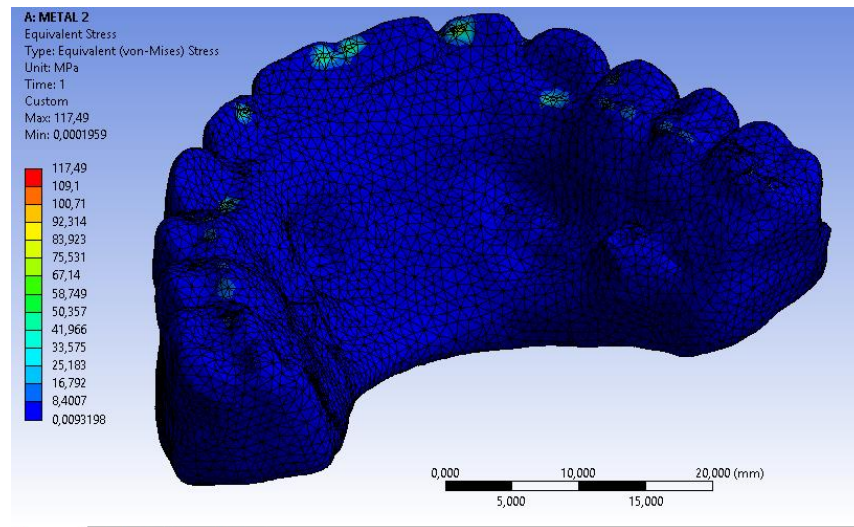


Figura46 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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.

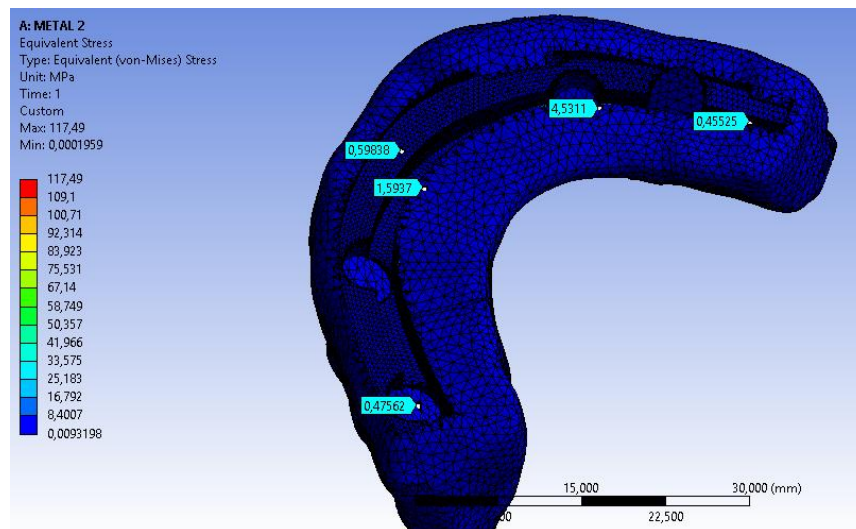


Figura47 Esfuerzos durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes en el plano oclusal

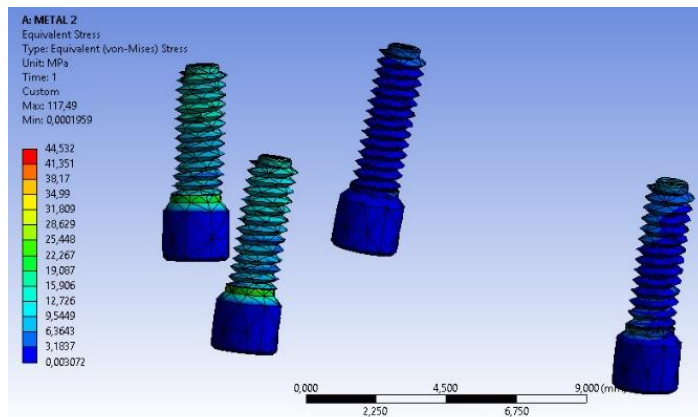


Figure 48 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos de la prótesis metal-acrítica con implantes en posición del plano oclusal

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

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.

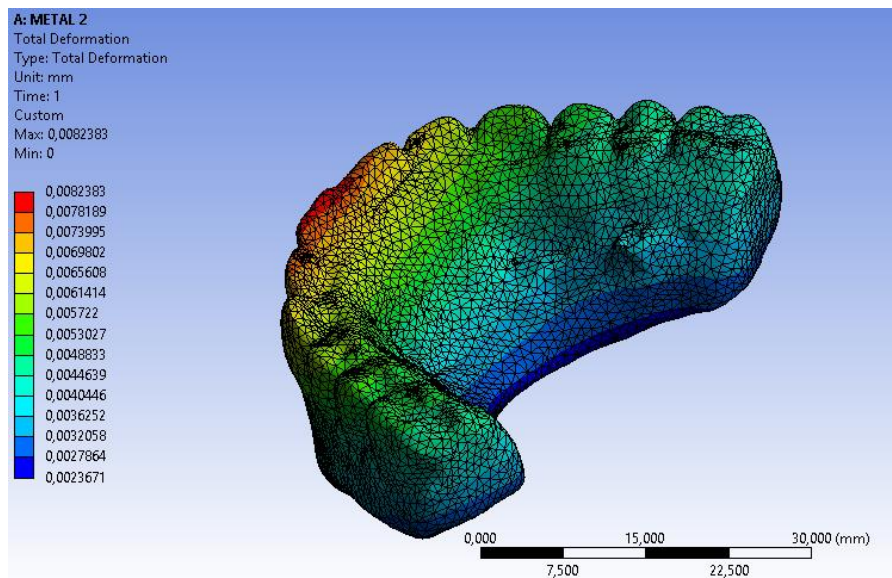


Figura49 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista oclusal de la prótesis con posición de los implantes en el plano oclusal

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.

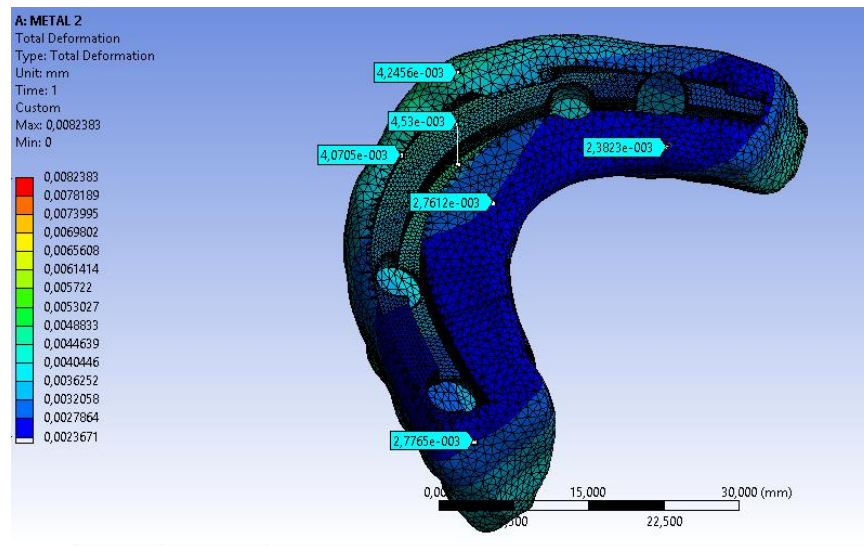


Figura50 Deformaciones durante la aplicación de la carga vista del intaglio de la prótesis con posición de los implantes en el plano oclusal

En cuanto a los esfuerzos de la barra se siguieron manteniendo los máximos valores en la zona de contacto con los transeptiliales, 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.

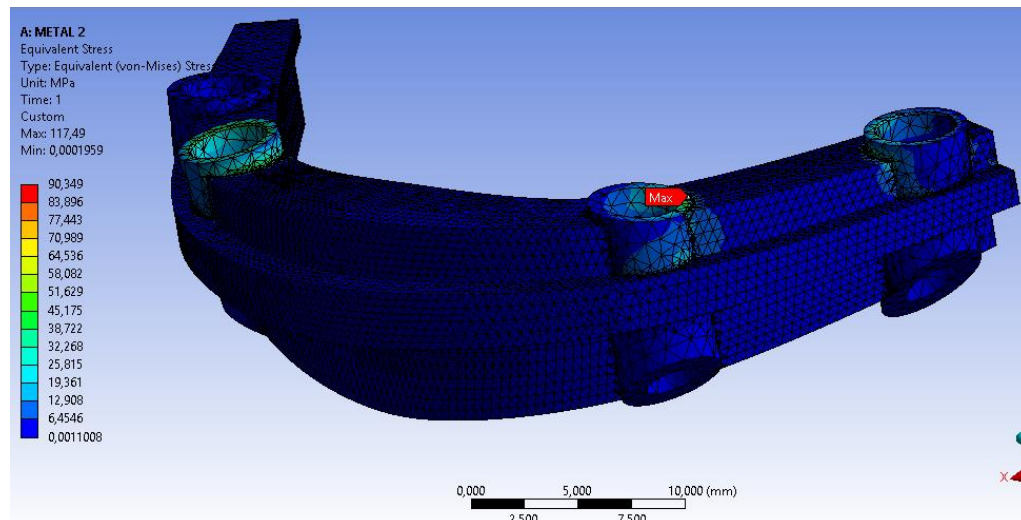


Figura51 Esfuerzos durante la aplicación de la carga en la barra con posición de los implantes en el plano oclusal

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.

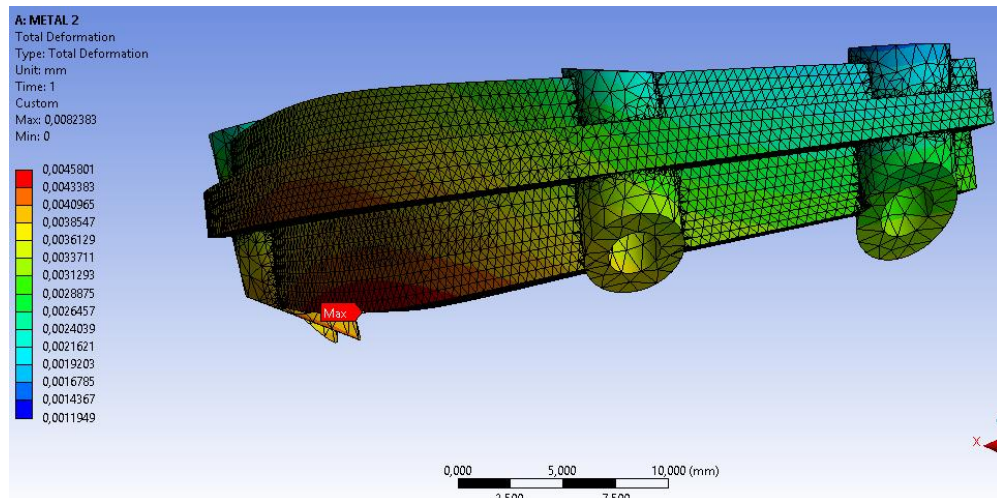


Figura52 Deformación durante la aplicación de la carga en la barra con posición de los implantes en el plano oclusal

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.

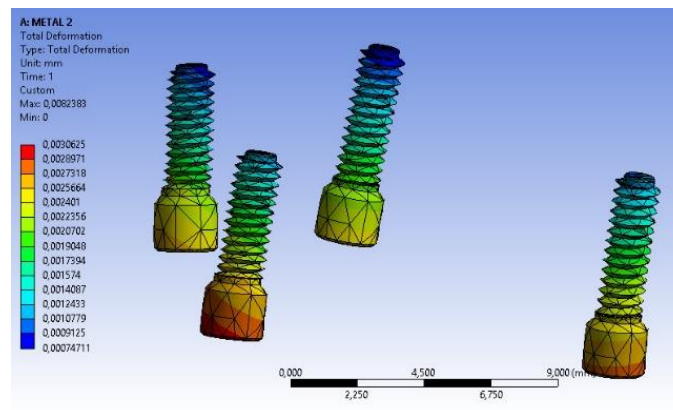


Figure 53 Deformación durante la aplicación de la carga en los tornillos protésicos de la prótesis metal-acrílica con implantes en posición del plano oclusal

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-acrítica con posición de los implantes en el plano oclusal, presenta un mejor comportamiento de deformaciones y esfuerzos que las prótesis híbridas metal-acrítica con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal (grafica 1 y 2). Esto puede deberse a que en las prótesis híbridas metal-acrítica con posición de los implantes en el plano oclusal, se reduce o elimina el cantiléver 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 posición de los implantes en el plano oclusal y la otra con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal y coronas individuales en disilicato de litio.

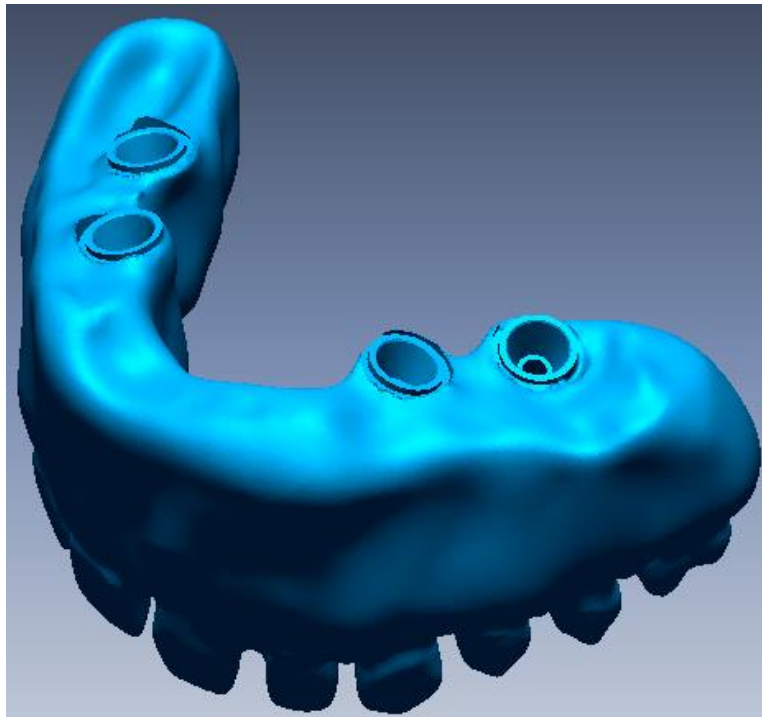


Figura54 Barra copy milled en zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

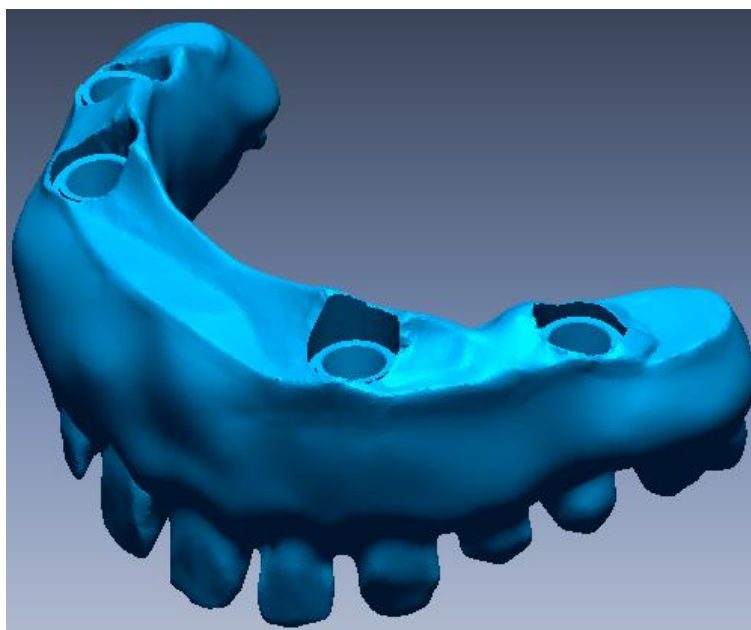


Figura 55 Barra copymilled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal

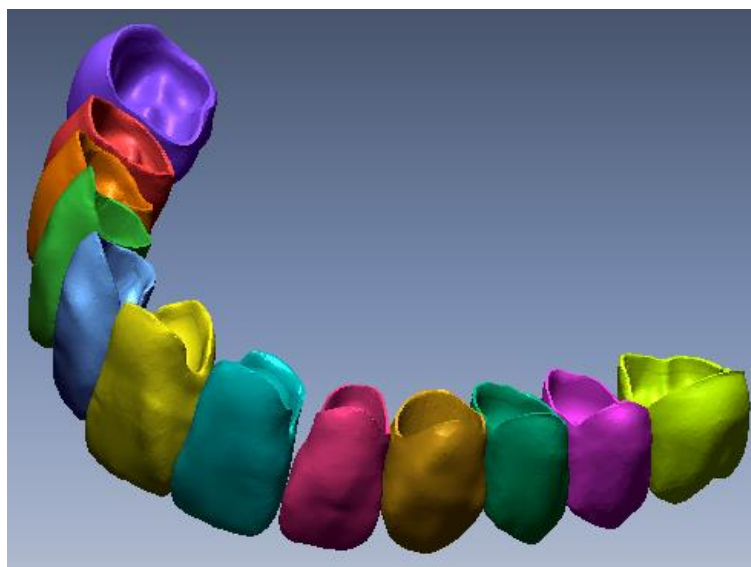


Figura 56 Coronas en disilicato de litio

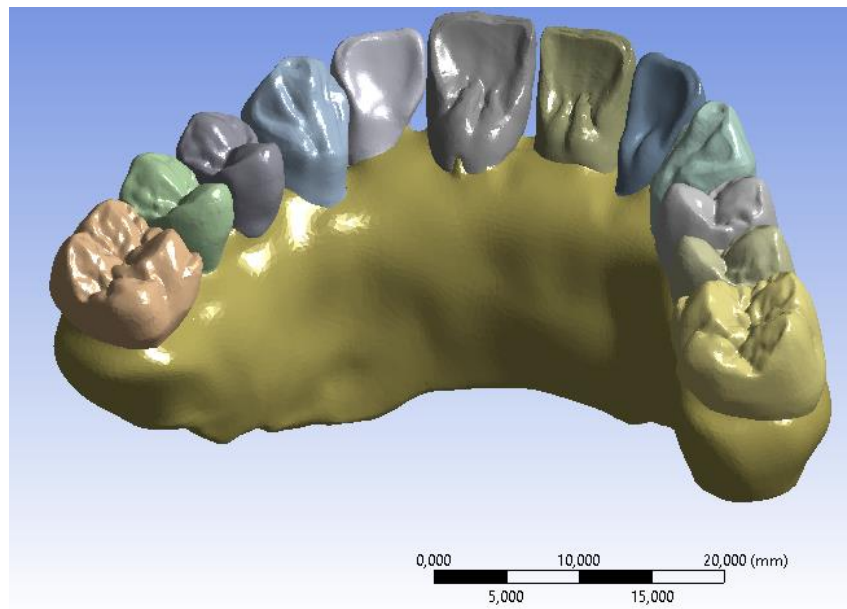


Figura57Prótesis total cerámica (barra en zirconio, dientes en disilicato) con posición de los implantes en el plano oclusal

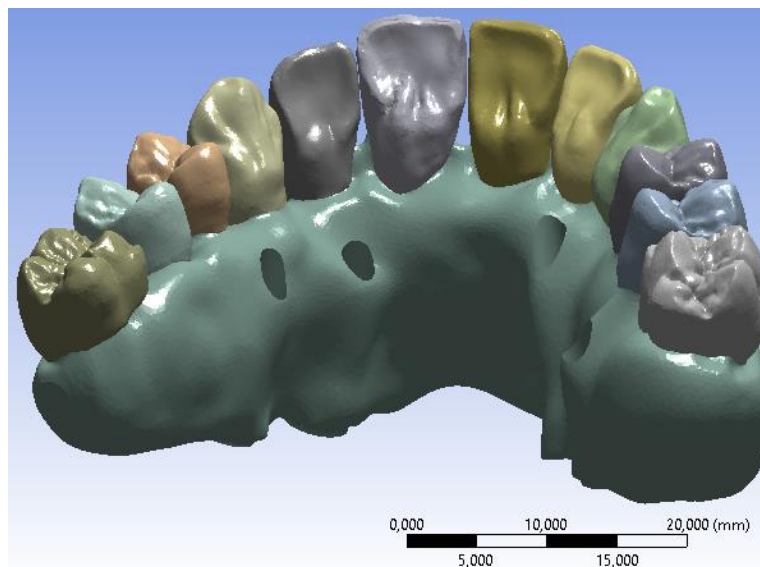


Figura58 Prótesis total cerámica (barra en zirconio, dientes en disilicato) con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

Modelo 3: Prótesis híbrida totalmente cerámica con barra copymilled en zirconio y posición de los implantes en el 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.

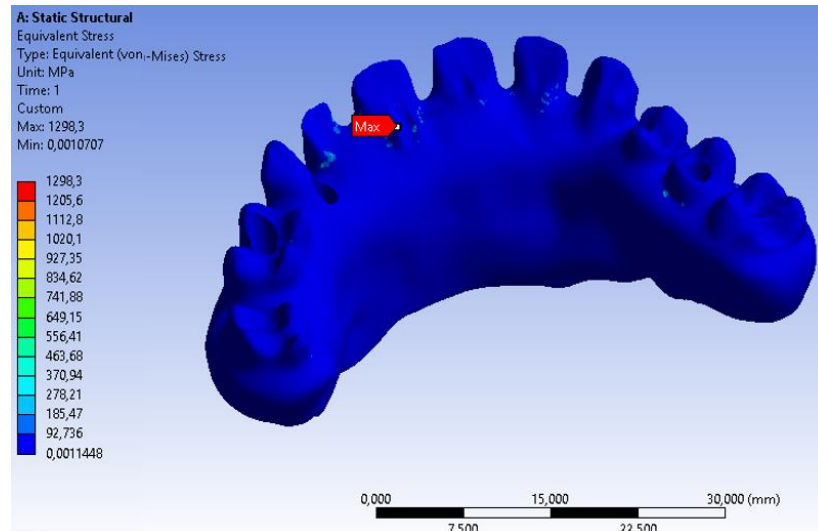


Figura59 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copymilled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal

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.

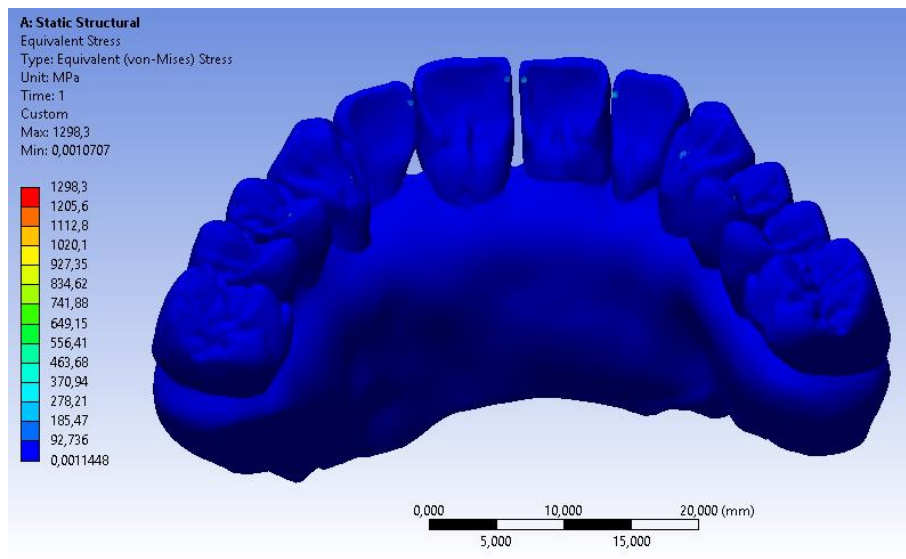


Figura60 Esfuerzos durante la aplicación de las cargas en la barra copymilled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con posición de los implantes en el plano oclusal

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.

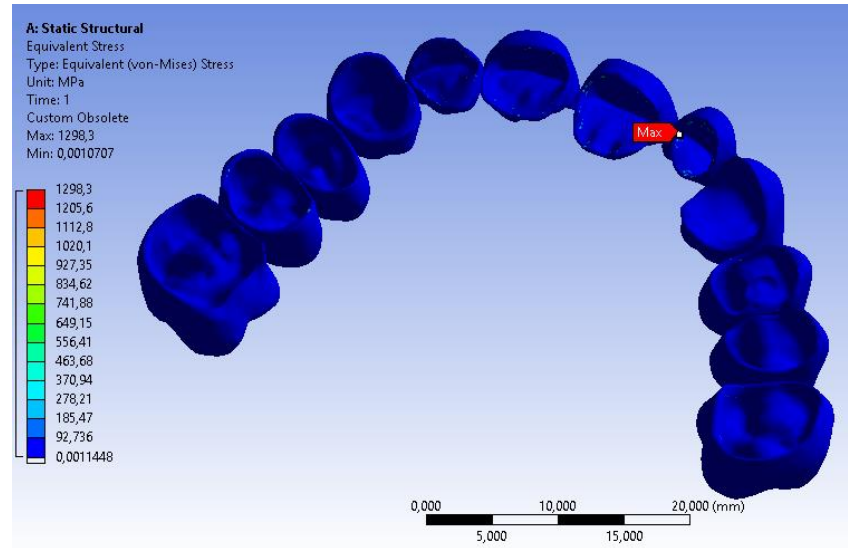


Figura61 Esfuerzos durante la aplicación de las cargas en las coronas de disilicato de litio

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.

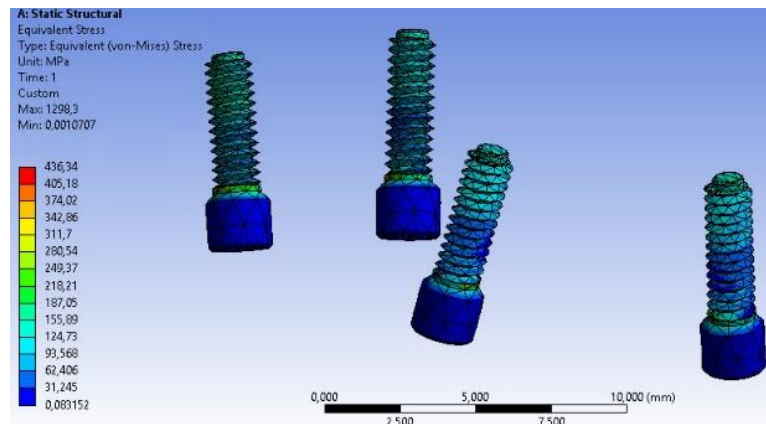


Figure 62 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la barra copymilled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con implantes en posición del plano oclusal

Para el análisis de las deformaciones, en la prótesis de la barra copymilled 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 figura.

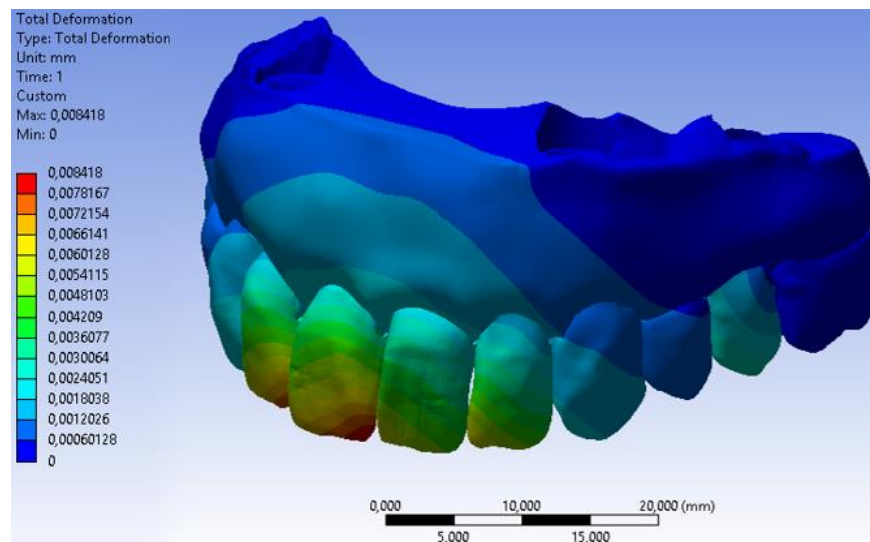


Figura63 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copymilled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista frontal

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

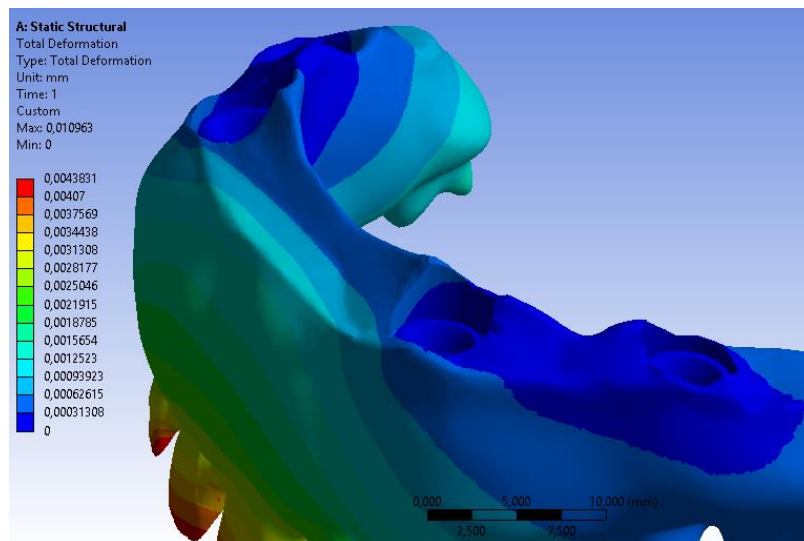


Figura64 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copymilled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista del intaglio

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.

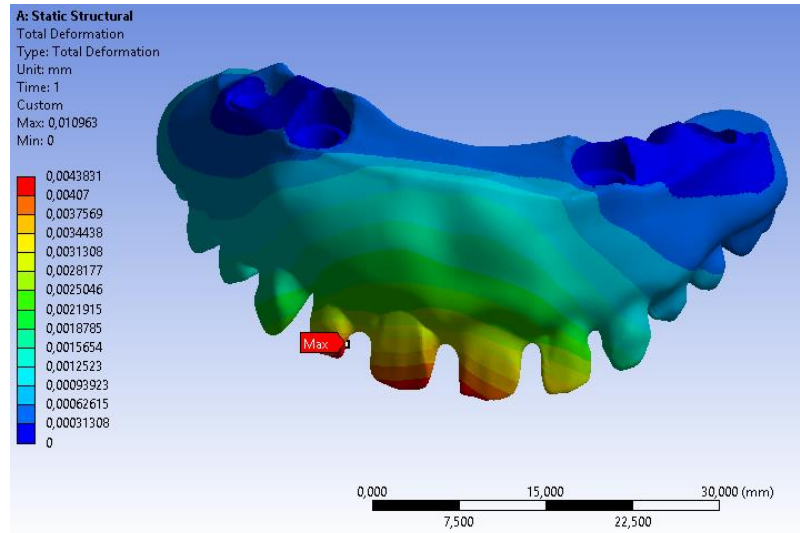


Figura 65 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la barra copymilled en zirconio con posición de los implantes en el plano oclusal vista frontal

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.

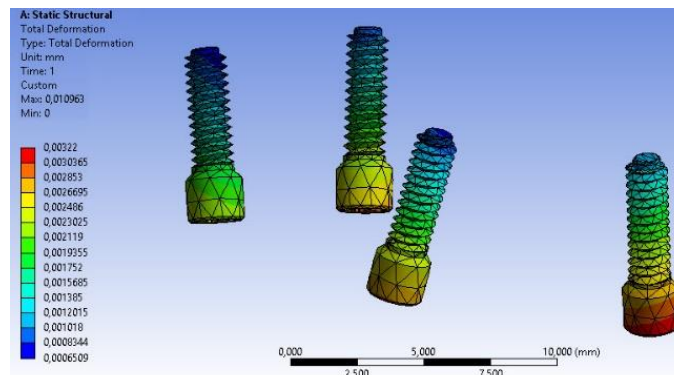


Figure 66 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la prótesis con barra copymilled en zirconio con coronas en disilicato de litio e implantes en posición del plano oclusal

Modelo 4: prótesis híbrida totalmente cerámica con barra copymilled en zirconio y posición de los implantes 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.

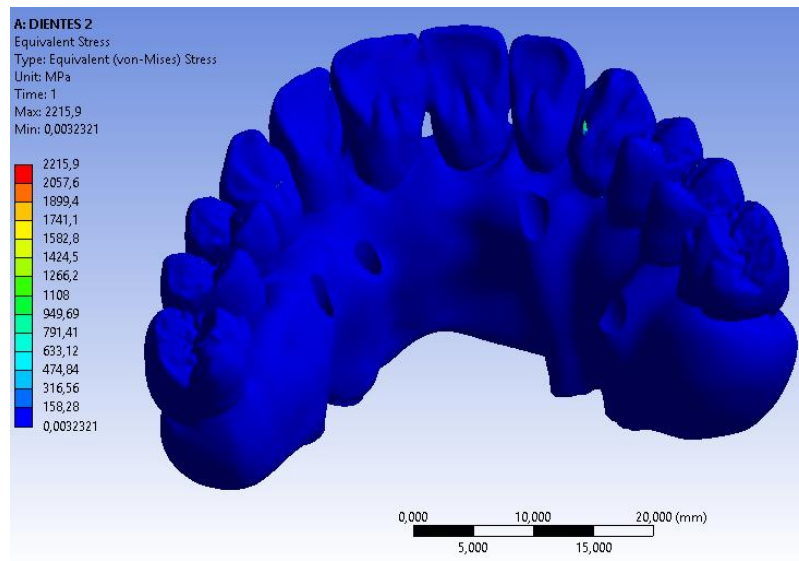


Figura 67 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copymilled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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.

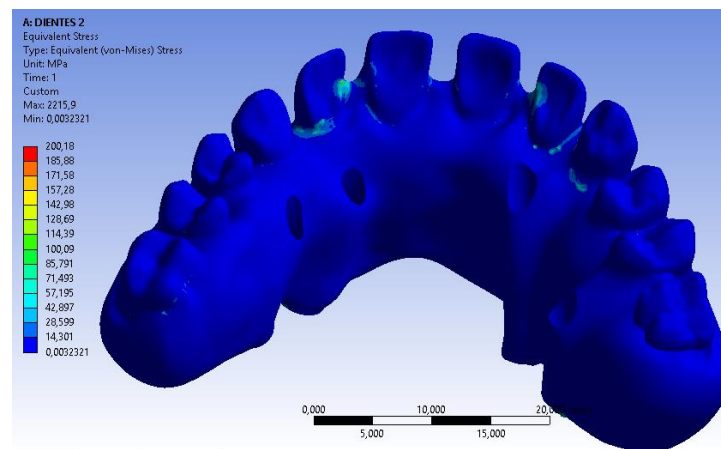


Figura 68 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en la barra copymilled de zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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.

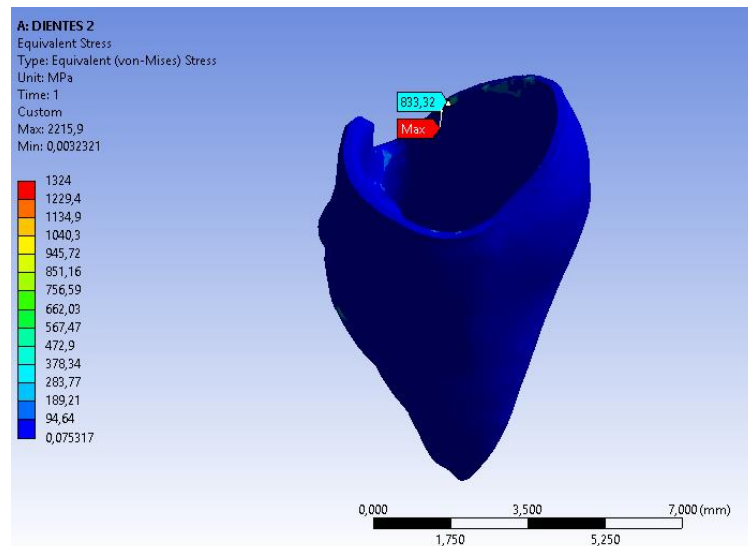


Figura69 Vista interna de la corona en disilicato donde se observa el esfuerzo máximo en zona cervical

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.

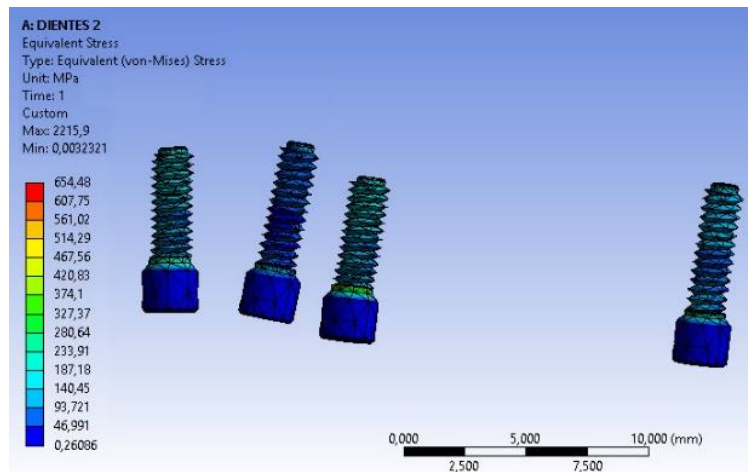


Figure 70 Esfuerzo durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la barra copymilled en zirconio junto con las coronas en disilicato de litio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal

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 figura.

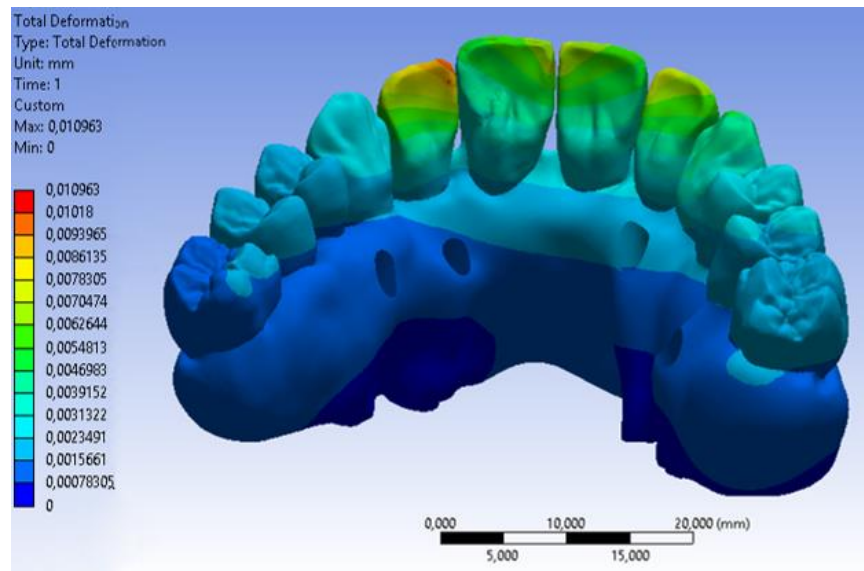


Figura71 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copymilled en zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio

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

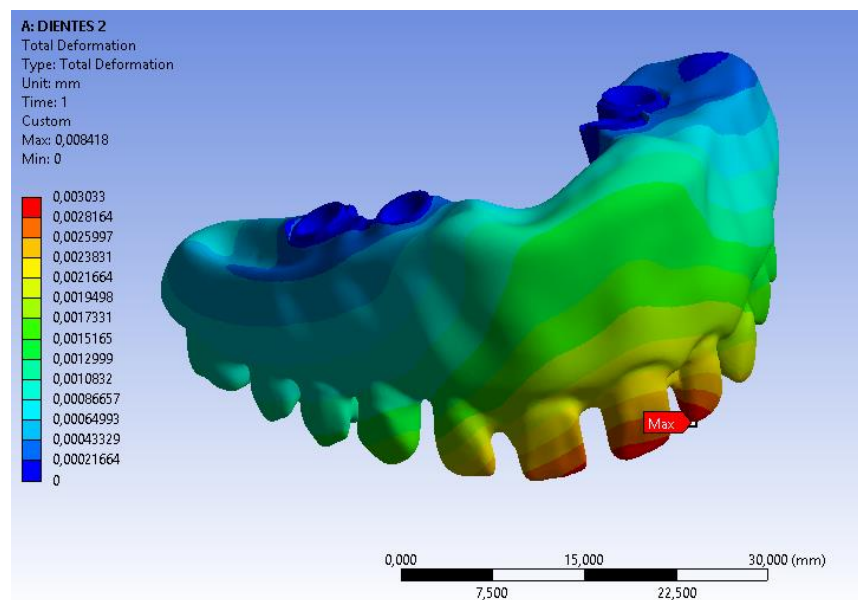


Figura72 Deformación durante la aplicación de las cargas en barra de zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal

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

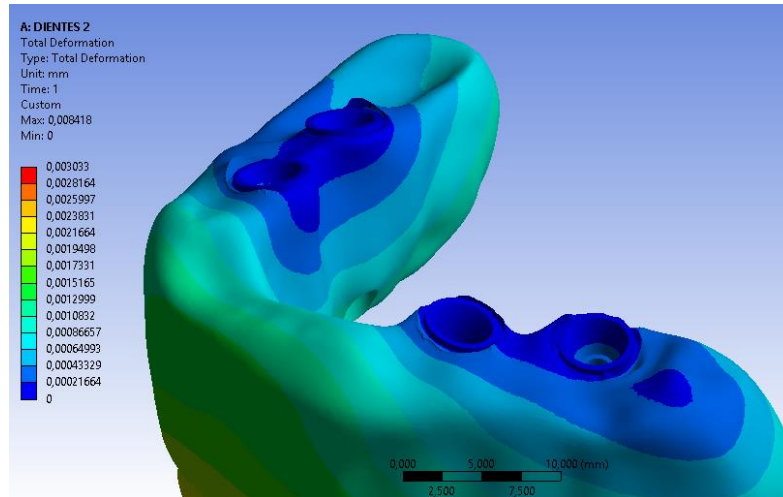


Figura73 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en la prótesis con la barra copymilled en zirconio con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio vista del intaglio

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.

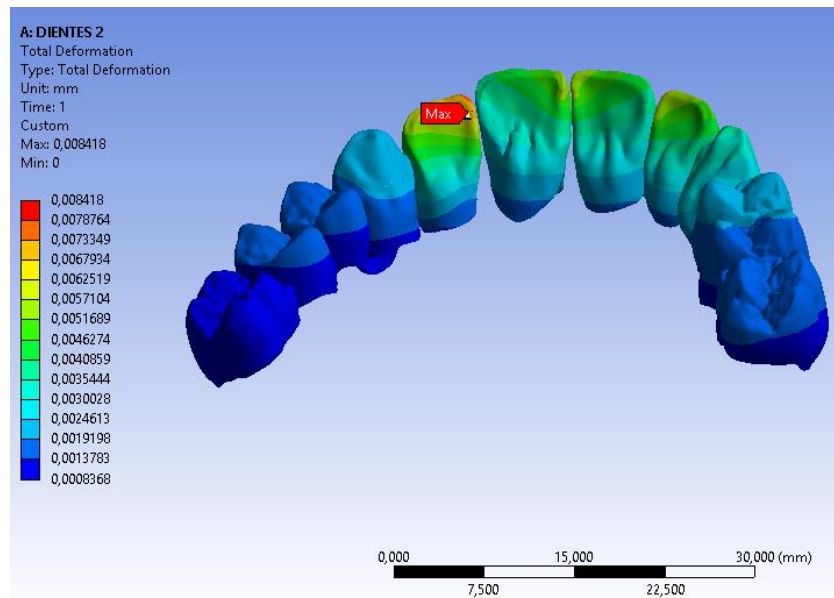


Figura74 Deformación durante la aplicación de la carga en los dientes que se encuentran en la barra de zirconio con agujero de acceso por palatino

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.

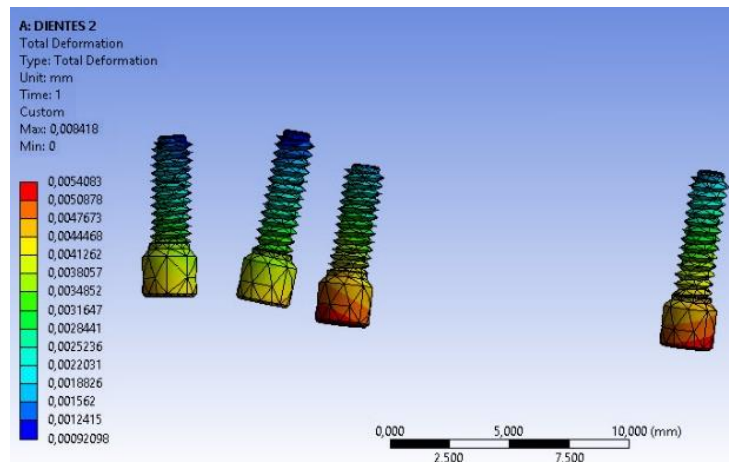
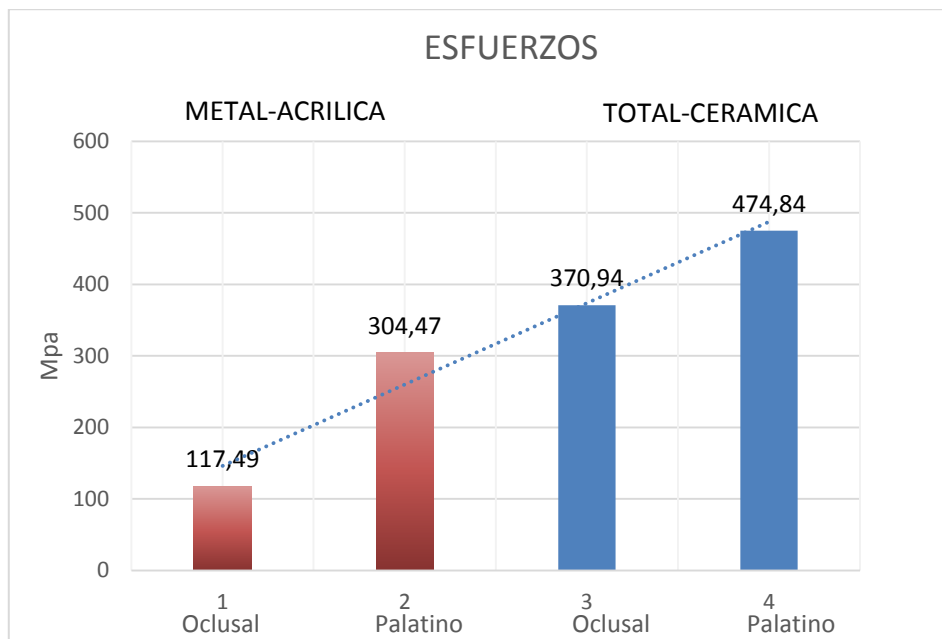


Figure 75 Deformaciones durante la aplicación de las cargas en los tornillos protésicos de la prótesis con barra copymilled en zirconio con implantes en posición hacia palatino del plano oclusal y coronas en disilicato de litio

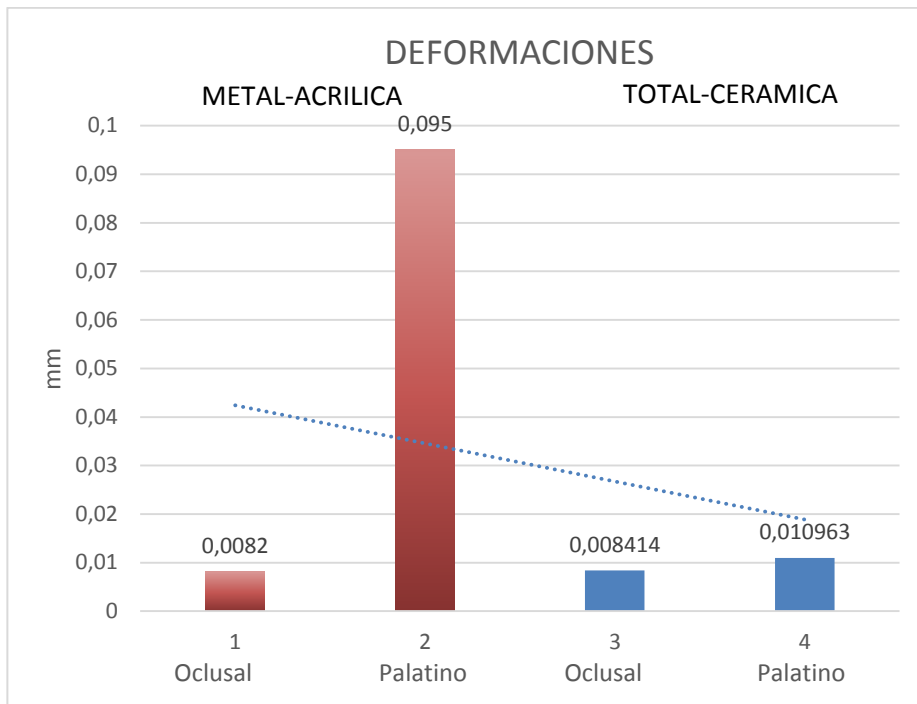
Se puede manifestar según lo expuesto anteriormente, que la prótesis híbrida total cerámica con barra copymilled con posición de los implantes en el plano oclusal y

las coronas en disilicato de litio presenta un mejor comportamiento de deformaciones y esfuerzos que la prótesis híbrida total cerámica barra cophmilled con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal y las coronas en disilicato de litio (grafica 1 y 2). Esto puede deberse a la posición de la emergencia de los implantes, lo cual permite reducir o eliminar el cantiléver 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, mejor comportamiento de deformaciones tanto para la que presentaba la posición de los implantes en el plano oclusal como la que presentaba la posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal con respecto a las prótesis metal-acrítica con barra en titanio, esto puede deberse a que el zirconio presenta mejores propiedades físicas que el titanio (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

4 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(56)(57).

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 cantiléver, el diseño y la rigidez de la superestructura protésica (58).

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 36, 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 43.

En el modelo 2 las deformaciones máximas se dieron en los dientes anteriores en el borde incisal (figura 45) 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 38), dando un mejor comportamiento el modelo 2. Contrario a lo que nos muestra Brilhante et al en su estudio(59), señalando que la zona posterior presenta mayor deformación en prótesis híbrida con barras en titanio y posición de los implantes en el 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, sin embargo, las deformaciones que se presentaron en esta estructura fueron menores, 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, 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, esto se puede deber a que en esta última se presenta menor cantiléver a nivel posterior y por ende menor brazo de palanca.

En los modelos simulados con barras tipo copymilled en zirconio y los dientes en disilicato de litio, el modelo 3, presento mejor comportamiento biomecánico, mostrando valores de esfuerzos máximos a nivel del punto de aplicación de la carga en las coronas en la zona anterior, 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, igual que en el análisis de las coronas por separados 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, el modelo 4 presento la concentración de esfuerzos en los mismos sitios que en modelo anterior con un incremento de un 78%.las

zonas de unión de la barra con los transepiteliales presentaron esfuerzos mínimos tanto en el modelo 3 como en el 4. Las deformaciones tanto en el modelo 3 como en el modelo 4, se concentraron en la zona anterior, 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 asociadas 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. Brillhante 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(59). En nuestra revisión de la literatura no se encontraron estudios que evidenciaran el comportamiento biomecánico de las prótesis híbridas con los implantes en diferente posición (en el plano oclusal y hacia palatino del plano oclusal).

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)(60)(61), 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(59). Según Sertgöz(62), 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(63). 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(64)(65).

Los esfuerzos y deformaciones a nivel de los tornillos protésicos se concentraron en la zona cervical para todos los modelos simulados, tanto para los modelos de prótesis híbridas metal-acrílica como para los modelos total cerámica con posición de los implantes en el plano oclusal y con posición de los implantes hacia palatino del plano del plano oclusal, presentándose los mayores esfuerzos en las prótesis híbridas total cerámica con posición de los implantes hacia palatino del plano oclusal, y los mínimos esfuerzos en las prótesis híbridas metal-acrílica con posición de los implantes en el plano oclusal.

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 (66). 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 total cerámica con implante en posición del plano oclusal presentan un mejor comportamiento biomecánico que las prótesis híbridas metal acrílicas, ya que los esfuerzos y deformaciones son menores, debido a la alta rigidez de la barra, de las coronas y al tener su acceso por oclusal las cargas son dirigidas axialmente dando mejor comportamiento que un cantiléver con agujero hacia palatino.

Los hallazgos encontrados en nuestro estudio apoyan a los de Benzing et al.(64) y los de Brilhante et al(59), que las propiedades de los materiales son factores

determinantes de los niveles de deformación y de tensión en los sistemas soportados por implantes.

5 CONCLUSIONES

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

- 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 la posición en el plano oclusal, siendo las primeras las que presentan comportamiento biomecánico más desfavorable con respecto a todas las prótesis híbridas implantoportadas en cigomáticos
- Las prótesis total cerámicas con barras en zirconio con implantes en posición del plano oclusal presentaron menor concentración de esfuerzos y deformaciones que las tenían implantes en posición hacia palatino
- 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.

6 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.

7. 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 superstructures 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. Ali B, Bhavani V. Transition from a fixed implant dental prosthesis to an implant overdenture in an edentulous patient: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;115 (2):2 - 4.
9. Morneburg TR, Pröschel PA. In vivo Forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont*. 2003;16 (5):481-486.
10. Fernández B, Colorado M, Gay C. Implantes transcigomáticos. avances en periodoncia. 2004;16(3): 129-141.
11. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dental materials*. 2006; 23 (3): 296 – 301.
12. Panadero RA. Estudio comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. [tesis doctoral]. Valencia: Universidad de Valencia. Facultad de Medicina y Odontología Departamento de Estomatología (unidad de prostodoncia y rehabilitación); 2012.
13. Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1 to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997.12: 319–324.
14. GemgJP, Than KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001. 85: 585-598.
15. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago : Quintessence Publishing Co. Inc., 1985.
16. López C, Quintana M. Rehabilitación de paciente fumador con prótesis híbrida sobre seis implantes: Reporte de caso. *Rev. Estomatol Herediana*. 2016; 26 (1): 37-46.

17. Ventura J, Enrile F, Romero J, Carbajosa A, Jiménez E. Resistencia a la fractura de estructuras metálicas en prótesis híbridas implatosoportadas confeccionadas en aleación de Ni-Cr-Ti. *Prótesis Estomatológica*. 2014. 16 (1): 55–59.
18. Brida A, Agar JA. classification system of patients for esthetic fixed implant supported prostheses in the edentulous maxilla. *Compend Contin Educ Dent*. 2010. 31(5): 366-368.
19. Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated implants a 3 year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987; 2: 91-100.
20. Misch CE. *Protesis dental sobre implantes*. 2ª edición. España Elsevier; 2007.
21. Álvarez Cantoni HJ, Álvarez Catro M, Álvarez Catro MJ. Prótesis Híbrida (PH) Enfoque actual de la Prótesis Implantoasistida-Híbrida (PIAH). *Rev. Fac. de Odon. UBA*. 2012; 27 (62): 16 – 32.
22. Bowen Antolín A, Pascua García MT, Nasimi A. Infections in implantology: from prophylaxis to treatment. *Med Oral Patol Oral Cir Buca*. 2007; 12: 323-330.
23. Fu JH, Wang HL. Can Periimplantitis Be Treated?. *Rev. Dental Clinics of North America*. 2015; 59 (4):951-998.
24. Lehman JS, Roy SR. Acute Oral Ulcers, *Clinics in Dermatology*. *Rev. Clinics in Dermatology*. 2016;34 (4): 470-474.
25. Bornstein, M.Cionca, N. Mombelli, A. Systemic Conditions And Treatments As Risks For Implant Therapy. s.l. : *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009. Vol. 24, págs. 12-27.
26. Bidra AS. Three-Dimensional Esthetic Analysis in Treatment Planning for Implant-Supported Fixed Prosthesis in the Edentulous Maxilla: Review of the Esthetics Literature. *J Esthet Restor Dent*. 2011. 23 (4): 219–236.

27. Turkyilmaz I, Nicoll R. State-of-the-Art Technology in Implant Dentistry: CAD/CAM. *Implant Dentistry-A Rapidly Evolving Practice*:219-250.
28. Castellon P, Et al. Rehabilitation of the Edentulous Mandible with a CAD/CAM Titanium Milled Framework. *QDT*. 2005; 28:185-194.
29. Briccoli L, Barone R, Clauser CA. Technique for fabricating a definitive immediate implant-supported prosthesis for the edentulous mandible. *J prosthet dent*. 2012;108:196-199.
30. Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Lee H. The Influence of Verification Jig on Framework Fit for Nonsegmented Fixed Implant-Supported Complete Denture. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(1): 188-195.
31. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. *J Prosthodont*. 2012. 21: 413–424.
32. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J*. 2014.(8): 85-94.
33. Choi YJ, Et al. Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *J Korean Acad Prosthodont*. 2014. 52: 67-73.
34. Kwon T, Bain PA, Levin L. Systematic review of short- (5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *J Dent*. 2014; 42:1228-1241.
35. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Zygomatic Implants: The Impact of Zygoma Bone Support on Biomechanics. *J Oral Implantol*. 2014; 40 (3): 231-237.
36. Korkmaz FM, Tolga Korkmaz Y, Yalug S, Korkmaz T. Impact of Dental and Zygomatic Implants on Stress Distribution in Maxillary Defects: A 3-Dimensional Finite Element Analysis Study. *J Oral Implantol*. 2012. 38(5): 557-567.

37. Parel S, Branemark PI, Ohnells LO, Svensson B. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *JProsthet Dent*. 2001; 86: 377-381.
38. Prithviraj DR, Vashisht R, Kaur Bhalla H. From maxilla to zygoma: A review on zygomatic implants. *J Dent Implant*. 2014; 4 (1): 44-47.
39. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *int J Oral Maxillofac implant*. 2000; 5: 889-893.
40. Aparicio C. Et al. Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Implant Dent Relat Res*. 2010; 12: 55-61.
41. Makkar S, Gupta S, Kaur M. Say No To Bone Grafting - Zygomatic Implants. *Indian Journal of Dental Sciences*. 2015; 7 (4): 65-68.
42. Levy S. Structural Analysis and Influence Coefficients for Delta Wings. *Journal of Aeronautical Sciences*. 1953; 20 (7): 449-454.
43. Aeran A, Et al. Zygomatic implants – a review. *NJDSR* 2016; 1 (4): 19-23.
44. Aparicio C. A proposed classification for zygomatic implant patients based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): a cross-sectional survey. *J Oral Implantol*. 2011; 4 (3): 269–275.
45. Maló P, Et al. Five-year outcome of a retrospective cohort study on the rehabilitation of completely edentulous atrophic maxillae with immediately loaded zygomatic implants placed extra-maxillary. *J Oral Implantol*. 2014; 7 (3): 267-281.
46. Logan D. A First Course in the Finite Element Method Using Algor. Second Edition. United States : Brooks/Cole; 2003.
47. Hughes T. The Finite Element Method. United States : Prentice Hall; 1987.

48. Steele J. Applied finite element method. Inc. Second Edition. Marcel Dekker; 1989.
49. Gallagher RH, Padlog J, Bijlaard PP. Stress Analysis of Heated Complex Shapes. ARS Journal. 1962; 32: 700-707 .
50. Zienkiewicz OC, Watson M, King P. A Numerical Method of Visco-Elastic Stress Analysis. Int J MechSci. 1968; 10: 807-827.
51. Roa M, Garzón D. Introducción al Modelamiento por Elementos Finitos con ANSYS. 2ª Edición. Capítulo. Bogotá D.C : Universidad Nacional de Colombia.
52. Garzón D, Roa M, Cortes J. Análisis del Regeneramiento Óseo Bajo el Esquema de Optimización Topológica. 2ª Edición. Bogotá D.C : Universidad Nacional de Colombia.
53. Chaves E. Introducción al ANSYS. Ciudad Real : Universidad Castilla – La Mancha. págs. 5 - 6p.
54. Ariza MP, Baéz A. Método de los Elementos Finitos Introducción a ANSYS. 1a Edición. Universidad de Sevilla.
55. Cubillos A. Introducción al Método de los Elementos Finitos. Universidad de Ibagué, Programa de Ingeniería Mecánica.
56. 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.
57. Kim BI, Et al. Subjetive food intake ability in relation to maximal bite force among Korean adults. J Oral Rehabil. 2009; 36:168-175.
58. 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.

59. 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 SciEng C Mater Biol Appl.* 2016; 69:715–725.
60. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater. Sci. Ing. A.* 1998; 243: 231-236.
61. 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.
62. 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.
63. 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.
64. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Maxillofac Oral. Implant.* 1995; 10 (2): 188-198.
65. 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.
66. 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.

