

BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO
TÍTULO DE TESIS

**“DESCRIPCIÓN DE TENSIÓN, DESPLAZAMIENTO Y DEFORMACIÓN
EN UNA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA EN EL SECTOR ANTERIOR
COMBINANDO ADITAMENTOS HEXAGONALES Y NO HEXAGONALES MEDIANTE
ELEMENTOS FINITOS”**

TESIS
PARA OBTENER EL GRADO DE:
**MAESTRA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN REHABILITACIÓN
ORAL**

PRESENTA
L.E. Gisela Apreza García
ID. 218450013

RESPONSABLE DE TESIS Y DIRECTOR DISCIPLINARIO
M.E.I Guillermo Franco Romero
ID. 100294988

DIRECTORA METODOLÓGICO
D. en C.S. María de los Angeles Moyaho Bernal
ID. 100289266

ASESOR EXTERNO
Dr. Jimmy Londoño
Augusta University

LECTOR
M.O Ester Luminosa Soberantes de la Fuente
ID. 10071055

Examen profesional: 29 de junio 2020



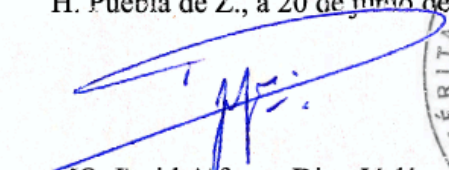
Oficio No. FESIEP/130/2020

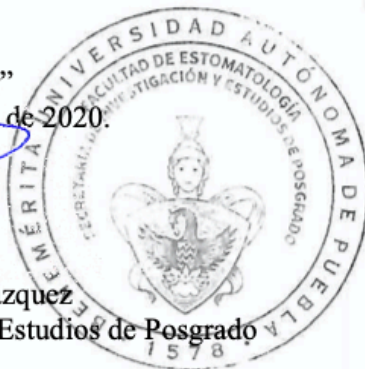
C. Gisela Apreza García
Matrícula: 218450013
Alumno de la Maestría en Estomatología
Con opción Terminal en Rehabilitación Oral
De la Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
P R E S E N T E.

*El que suscribe, **MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez**, Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, por este medio me permito informar a usted que esta Secretaría **aprueba la impresión de la Tesis titulada “Descripción de tensión, desplazamiento y deformación en una prótesis fija implantosoportada en el sector anterior combinando aditamentos hexagonales y no hexagonales mediante elementos finitos”**, misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de **Maestro en Estomatología con Opción Terminal en Rehabilitación Oral**.*

Sin más por el momento, deseándole lo mejor, le reitero mi distinguida consideración.

Atentamente
“Pensar bien, para vivir mejor”
H. Puebla de Z., a 20 de junio de 2020.


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL

Para obtener el Grado de: Maestro(a) en Estomatología con opción terminal en Rehabilitación Oral
Registro CIFE: 2019109 Fecha: (20/junio/2020)

Título de la Tesis (anexario impreso y CD): **DESCRIPCIÓN DE TENSIÓN, DESPLAZAMIENTO Y DEFORMACIÓN EN UNA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA EN EL SECTOR ANTERIOR COMBINANDO ADITAMENTOS HEXAGONALES Y NO HEXAGONALES MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**

Nombre del alumno: **GISELA APREZA GARCÍA** Matrícula: **218450013**
Domicilio: **Valle Lobo #67 Fraccionamiento Lomas Del Valle, código postal: 72595. Puebla, Puebla.**
Tel: **2224245814** Fecha de ingreso a la Facultad: **enero 2018**

Firma: _____

Director de tesis: **M.E.I Guillermo Franco Romero** Grado académico: **Maestro en Estomatología Integral**
Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: **100294988** Tel: **2222120657**

Firma: _____

Director disciplinario: **Guillermo Franco Romero** Grado académico: **Maestría En Estomatología Integral** Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: **100294988** Tel: **2222120657**

Firma: _____

Director metodológico: **María de los Angeles Moyaho Bernal.** Grado académico: **Doctora en Ciencias de la Salud**
Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: **100289266** Tel: **2222788841**

Firma: _____

Lector: **Ester Luminosa Soberantes de la Fuente** Grado académico: **Maestra en Odontología** Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: **10071055** Tel: **2222177314**

Firma: _____

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Responsable de la Maestría en Estomatología con Opción terminal en...

CDEE. Guillermo Franco Romero

Firma: _____

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez

Fecha: **(20 de Junio 2020)**

Sello _____



AGRADECIMIENTOS

A Dios con mucho amor, por permitirme vivir de esta manera, por ser ese pilar indispensable en mi vida, por darme a los mejores ángeles que tenía en su camino y permitirme llamarles padres.

A mis papás por el amor que siempre me han demostrado, por esa dedicación y paciencia que cada día invirtieron en mi, por haberme proporcionado las bases para llegar al punto donde estoy ahora.

Ustedes han sido siempre los promotores principales de todos mis sueños, mami gracias por estar dispuesta cada noche a acompañarme en esas noches que parecían no tener fin, por ese amor incondicional a pesar de mis malas caras, papi gracias por ser mi mayor admirador y siempre presumirme a donde vayas, gracias porque siempre nos han respaldado en cada decisión, gracias por esos consejos y palabras que a través de los años me han guiado, ayudando a convertirme en lo que soy ahora, no tienen una idea de cuanto los amo, me encantaría que fueran eternos, cada día estaré agradecida por cada segundo que han invertido en mi.

A mi hermana, mi acompañante de vida, mi mejor amiga, perdón por todos los enojos que el estrés me ocasionaba, pero gracias por nunca dejarme sola, por ayudarme a creer en mí, sin ti la vida no sería igual, tu eres de los mejores regalos que me dio la vida.

A mi novio por el apoyo incondicional, por siempre recordarme que a pesar de que las cosas se compliquen, siempre hay una manera de salir y brillar.

A mis maestros y asesores que a través de sus conocimientos me permitieron crecer como profesionalista, gracias también por ese cariño que siempre quedará grabado.

Este logro también es suyo.

ÍNDICE	Página
1. PORTADA	1
2. TÍTULO	5
3. INTRODUCCIÓN	6
4. ANTECEDENTES GENERALES	8
4.1 Prótesis parciales fijas	9
4.2 Prótesis parciales removibles (PPRs)	9
4.3 Implante	9
4.4 Conexión pilar implante	9
4.5 Aditamento protésico	11
4.6 Biomecánica	14
4.7 Fuerza de mordida	14
4.8 Comportamiento biomecánico en zona incisal	16
4.9 Elementos finitos	17
4.10 Análisis estático lineal	18
4.11 Tensión	19
4.12 Deformación	19
4.13 Desplazamiento	19
5. ANTECEDENTES ESPECIFICOS	20
6. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	27
7. JUSTIFICACIÓN	29
8. OBJETIVOS	31
8.1 Objetivo general	32
8.2 Objetivos particulares o específicos	32
9. MATERIALES Y MÉTODOS	33
9.1 Diseño del estudio	34
9.2 Población y muestreo	34
9.3 Criterios de selección	34
9.3.1 Inclusión	34
9.3.2 Exclusión	34

9.3.3 Eliminación	34
9.4 Variables	35
9.6 Ubicación espacio-temporal	37
9.7 Procedimiento	39
9.8 Instrumentos	42
9.8 Diagrama de flujo	45
10. RESULTADOS	47
11. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	72
12. DISCUSIÓN	74
13.CONCLUSIÓN	77
14. ALCANCES DEL ESTUDIO	79
15. BIBLIOGRAFÍA	81
16. ANEXOS	87

“DESCRIPCIÓN DE Tensión, DESPLAZAMIENTO Y
DEFORMACIÓN EN UNA PRÓTESIS FIJA
IMPLANTOSOPORTADA EN EL SECTOR ANTERIOR
COMBINANDO ADITAMENTOS HEXAGONALES Y
NO HEXAGONALES MEDIANTE ELEMENTOS
FINITOS”

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este estudio fue describir las variables estático lineales (tensión, deformación y desplazamiento) en la combinación de aditamentos (hexagonales, no hexagonales) en una prótesis parcial fija implantosoportada en el sector anterior, validado con elementos finitos.

La colocación de implantes y prótesis se ha convertido en uno de los tratamientos más comunes al momento de rehabilitar a un paciente con pérdida parcial o total de los órganos dentarios, sin embargo, el éxito de una restauración sobre implantes requiere de un diagnóstico preciso y una planificación adecuada, tanto quirúrgica como protésicamente, para lograr que la restauración actúe, como un diente natural, con la finalidad de proporcionarle comodidad, función y armonía a cada paciente.

Las prótesis parciales fijas implantosoportadas presentan tasas de éxito elevadas, sin embargo, como cualquier restauración sobre implantes, pueden presentar fallas o complicaciones mecánicas, mala adaptación de las estructuras protésicas, mal diseño de cada una de las estructuras, desajustes oclusales, localización de los implantes, diámetros de los implantes utilizados, tipos de aditamentos y fuerzas aplicadas, entre otras. Las prótesis sobre implantes ya sean sobre uno o varios implantes presentan algún tipo de deflexión, debido a las cargas oclusales que se aplican a los pilares, y al ser rígidas las conexiones entre los implantes y los aditamentos, se genera cierto grado de deformación, tensión y desplazamiento en cada uno de los componentes del complejo implante-aditamento-corona, lo que puede llevar a generar un estrés significativo, que se traduzca en alguna falla o complicación tanto en el implante como en sus componentes protésicos.

Los rehabilitadores se han enfocado principalmente en el proceso de osteointegración al momento de planear la colocación de implantes, sin embargo, los componentes protésicos del implante son un factor principal que puede repercutir en la función y éxito de los mismos.

ANTECEDENTES GENERALES

Las prótesis parciales o totales son una estructura artificial, fabricadas con diferentes materiales, elaboradas con el fin de devolver la anatomía, de uno o varios órganos dentarios, o bien sustituir el edentulismo parcial o total de los mismos.¹ Se dividen en:

4.1 Prótesis parciales fijas:

Componente artificial que utiliza pilares adyacentes al espacio edéntulo, para su fijación, es colocado para la sustitución de uno o varios órganos dentarios (pónticos) y no puede ser removido por el paciente.²⁻⁴

4.2 Prótesis parciales removibles (PPRs):

Componentes artificiales que constan de una estructura principalmente metálica, elaborada a partir de un patrón de cera, mientras que los dientes y las reconstrucciones de encía son de resina acrílica, pueden ser mucosoportadas o dentosoportadas.⁵ Se usan en pacientes con espacios desdentados extensos, con gran pérdida de hueso alveolar, dientes que sirven de soporte a coronas clínicas cortas.^{6,7}

4.3 Implante

Aparato protésico de naturaleza inerte, que se implanta en los tejidos bucales dentro del hueso alveolar, y proporciona retención y soporte a una prótesis fija o removible. Los componentes de los implantes consisten principalmente en:

- Cuerpo
- Conexión implante-pilar
- Pilar o aditamento
- Parte protésica

4.4 Conexión pilar-implante

Forma de anclaje en cuanto al implante y la prótesis dental. Es la interfase implante-aditamento, descrita generalmente como externa o interna, se diferencia una de otra por un ajuste superior externo o inferior interno, a la superficie del implante.⁸⁻¹⁰ (Figura 1).

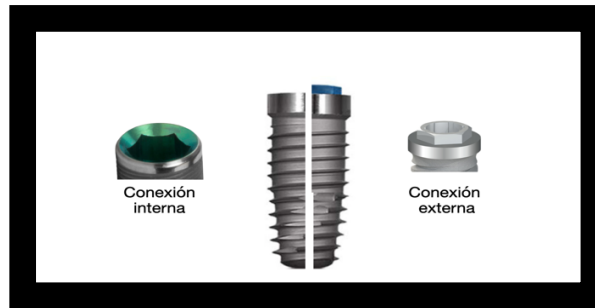


Figura 1. Conexión interna y externa de los implantes
Fuente propia

La literatura reporta complicaciones clínicas con el uso de conexiones hexagonales externas, caracterizadas principalmente por aflojamiento del tornillo, o mayores movimientos de rotación y micro espacios que promovían la reabsorción del hueso, por esta razón se diseñaron las conexiones internas, mejorando la transmisión de fuerzas al hexágono interno y así lograr una mejor estabilidad en la conexión pilar-aditamento.¹¹⁻¹³ (Tabla 1).

Tabla 1. Diferencias de las conexiones internas y externas

	Conexión externa	Conexión interna
CONEXIÓN PILAR-IMPLANTE	Presencia de una figura geométrica que se extiende sobre la superficie del implante. ¹⁴	Ausencia de una figura geométrica que se extiende sobre la superficie del implante. ¹⁴
	La conexión original del pilar del implante de Branemark era un hexágono externo de 0,7 mm. Estas medidas escasas sometían al implante a un comportamiento biomecánico desfavorable. ¹¹	Mejoran la estabilidad de la articulación pilar-implante. ^{15,16}
	Un microgap amplio. ^{8,9,10}	Menor microgap. ^{9,10,11}
	Incidencia de fractura del tornillo pilar. ⁹	El tornillo está sujeto a menor estrés horizontal, por lo tanto, está menos propenso a aflojamiento o fractura. ¹¹
	Incidencia de aflojamiento de la prótesis. ¹⁴	Distribuye las fuerzas intraorales en el interior del implante y área estabilizadora. ^{11,15}
	En la actualidad existen modificaciones: hexágono externo, hexágono cónico, octágono externo. ¹¹	Varios tipos de conexiones: triangulares, hexagonales, octagonales, diversas angulaciones. ¹¹
	Menor sellado bacteriano. ^{11,17}	Mejor sellado bacteriano. ^{11,17}

El éxito de una rehabilitación protésica sobre implantes, se obtiene principalmente con el diagnóstico y la elaboración de un plan de tratamiento adecuado para cada paciente, así como tener un amplio conocimiento de los factores externo e internos que pueden estar involucrados. El conocimiento sobre cada uno de los componentes protésicos debe jugar un papel muy importante en la rehabilitación de una prótesis sobre implantes, principalmente la selección de los aditamentos o pilares protésicos que son factores indispensables que ayudan a determinar la estética, funcionalidad y longevidad de las restauraciones.^{18,19}

4.5 Aditamento protésico

Pilares protésicos metálicos o cerámicos, acompañados de un tornillo pilar, su objetivo es comunicar la plataforma del implante con la cavidad bucal para recibir una prótesis, atornillada o cementada.^{19,20} (Tabla 2).

Tabla 2. Diferencias entre aditamentos rotacionales y no rotacionales

	Rotacional	No rotacional
ADITAMENTO	Aditamento protésico de superficie en forma de cilindro, que crea una prótesis que se basa únicamente en la integridad de los tornillos del pilar para la estabilidad y retención a largo plazo de la prótesis. ²¹	Aditamento protésico que encaja sobre el hexágono del implante, proporciona comodidad protésica en las restauraciones de posicionamiento y asentamiento. ¹⁵
		
	Forma de cilindro	Forma geométrica hexagonal
	Permite rotaciones	No permite rotaciones
	Proporciona comodidad protésica al asentarla a la restauración, ya que no presenta ningún tipo de anclaje. ²²	Proporciona restricciones al asentarla, presenta un hexágono que no le permite rotar. ²²
	Marcas comerciales: Mis, Ritter, Strauman, Nobel BioCare.	Marcas comerciales: Zimmer, Mis, Ritter, Strauman.

Los aditamentos protésicos proporcionan una conexión entre el implante y la prótesis. El pilar o aditamento se conecta al implante por medio de un tornillo o por fricción. Se ajustan al implante mediante una forma geométrica, principalmente un hexágono, y su durabilidad, así como su correcto funcionamiento depende de su elección.^{23,24}

Actualmente existe una amplia gama de sistemas para la colocación de implantes y cada sistema cuenta con sus propios aditamentos. La casa comercial ZIMMER ha elaborado a través de los años diferentes sistemas de acuerdo a las necesidades del paciente, cada sistema está diseñado para mantener el nivel de la cresta ósea y los tejidos blandos.

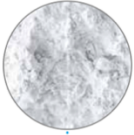
El sistema de implante Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV), ha sido utilizado por 20 años clínicamente y cuentan con una tasa de supervivencia de 98.7%. Este ha demostrado una preservación mayor del hueso crestal, una estabilidad primaria adecuada, así como una estabilidad secundaria alta, y sobre todo un grado de estabilidad protésica de gran éxito para restauraciones atornilladas que permiten un mejor mantenimiento a la prótesis y sus componentes, una fácil manipulación y un riesgo mínimo de daño a la restauración.²⁵

Tabla 3. Características de los implantes y aditamentos Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV)

Implantes	Aditamentos Rotacionales	Aditamentos No Rotacionales
Plataforma Plus Plataforma hexágono interno • Conexión de tipo Friction-Fit • Diámetro 3.75 • Longitud 10 mm. • Aleación de titanio.	• Calcinable rotatorio hexágono interno. • Plástico calcinable. • Restauración atornillada.	• Calcinable anti rotatorio, hexágono interno. • Plástico calcinable. • Restauración atornillada.

La tecnología Platform Plus del implante Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV) crea las condiciones favorables para el mantenimiento del hueso en el nivel crestal. El hexágono interno que presenta la plataforma crea una conexión de tipo Friction-Fit que protege el hueso crestal de las fuerzas oclusales.²⁶

Tabla 4. Características del implante Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV)

		
SUPERFICIE MTX® Para aposición ósea Se ha comprobado que, con la superficie con micro relieve MTX, se alcanzan niveles elevados de contacto hueso-implante o aposición ósea.	DISEÑO DE SCREW-VENT Roscas de corte apical diseñadas para una acción de corte inmediato.	CUERPO CÓNICO DEL IMPLANTE Diseñado para lograr estabilidad primaria, el cuerpo cónico de aleación de titanio aporta la resistencia necesaria para. Un funcionamiento fiable.
		
ALTO POTENCIAL OSTEOCONDUCTIVO El recubrimiento HA MP-1® de Zimmer Biomet, con hasta un 97 % de contenido de HA cristalino, es significativamente	Tecnología Platform Plus La conexión hexagonal interna patentada usada con los pilares Friction-Fit de Zimmer Biomet Dental protege el hueso crestral de la concentración de fuerzas oclusales concentradas.	

Información tomada de la ficha técnica del implante Zimmer Tapered Screw-Vent²⁷

Los órganos dentarios poseen un periodonto de inserción que está compuesto por el cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar, este sistema le da cierta movilidad, entre 50 a 200 micrómetros.²⁸⁻²⁹ También, presenta una remodelación constante de las fibras periodontales y el tejido óseo, así como la aposición selectiva del cemento a lo largo de la vida, sin embargo, el periodonto de inserción se pierde si el diente es extraído.³⁰

Al colocar un implante y éste se logra su osteointegración, existirá una movilidad de 10 micrómetros, que es el resultado de la flexibilidad del hueso.²⁸⁻²⁹

Para compensar esta rigidez que poseen los implantes, se utilizan aditamentos ya sea hexagonales o no hexagonales que van a permitir la absorción del estrés durante el proceso de masticación.³¹

4.6 BIOMECÁNICA

Un aspecto importante que puede originar las fallas en la restauración en el implante o en los aditamentos, es la biomecánica de la prótesis. La sobrecarga, la distribución irregular de las fuerzas o un alto grado de estrés, puede producir alteraciones en el hueso o deformaciones en las diferentes estructuras de los implantes.^{32,33}

La biomecánica es la disciplina que estudia la interacción y funcionamiento entre un elemento artificial en este caso un implante ya osteointegrado en el hueso y los diferentes componentes protésicos que son necesarios para la rehabilitación y un elemento biológico que en este caso son los tejidos periimplantarios.

Una vez que el implante está colocado en la boca, se encuentra sometido a cargas multidireccionales, como tracción y compresión, que se traducen en estrés en la prótesis. Esto puede afectar la integridad del implante y de cada uno de los componentes protésicos. Por esto a los materiales usados en la cavidad oral se les realizan pruebas de tensión, compresión, desgaste, entre otras, con el fin de obtener una buena resistencia mecánica al momento de entrar en función en el proceso de masticación.³⁴

Es importante entender las fuerzas de oclusión ejercidas en los distintos sectores de la boca para que de esta forma se asegure la integridad y el correcto funcionamiento de los materiales usados en la restauración cuando entran en oclusión.^{35,36,37}

4.7 FUERZA DE MORDIDA

Componente de la función masticatoria, se define como la máxima fuerza generada entre los dientes superiores e inferiores durante la masticación.^{38,39} Éstas van a depender de la acción y coordinación de los músculos masticatorios y de la articulación temporomandibular de cada paciente.^{40,41}

Es importante considerar la fuerza de mordida, durante la planificación de una rehabilitación sobre implantes, ya que la distribución de las fuerzas de oclusión se presentan en diferentes rangos dependiendo de la zona donde se encuentre el bolo alimenticio.⁴²

Tabla 5. Fuerzas de mordida en las diferentes zonas oclusales

Diente	Fuerza de la mordida Newtons (N)
Molares	400 a 890
Premolares	31 a 453
Incisivos centrales	22 a 222

Tomado de Ericson et al.⁴³

Cuando es aplicada una fuerza en sentido axial sobre el eje longitudinal del diente se produce un alargamiento de las fibras periodontales, esto va a permitir que la raíz del órgano dentario tenga un ligero desplazamiento dentro del alvéolo. La tensión ejercida sobre las fibras periodontales, hace que éstas tomen diferentes posiciones alrededor de la raíz para que se puedan oponer a fuerzas ejercidas sobre el diente. Cuando las fuerzas son verticales las fibras principales del periodonto se distribuyen ya sea oblicua o paralelamente a la superficie radicular, si se aplica una fuerza horizontal sobre el diente esta gira en torno de su eje, lo que permite la comprensión del otro.⁴³ (Figura 2).

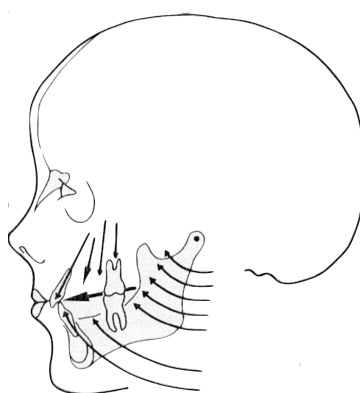


Figura 2. Fuerzas oclusales

4.8 COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO EN ZONA INCISAL

La importancia de evaluar el comportamiento biomecánico en la cavidad oral está relacionada con el estrés que pueden sufrir las estructuras protésicas, y se puede presentar durante la masticación, con diferentes fuerzas compresivas.⁴⁴

Para analizar el efecto de la fuerza oclusal en el sistema de implante, se debe tener en cuenta que se presentan fuerzas laterales y axiales, y la proporción de éstas está determinada por los ángulos de las cúspides de cada órgano dentario.^{45,46}

Si el borde incisal del órgano dentario antagonista, contacta con un plano inclinado en la cara palatina de la corona implantosoportada superior, se desarrollará una gran tensión en el hueso y en cada uno de los componentes del implante, y con esto se puede presentar algún tipo de fractura⁴⁷ (Figura 3).

Por otra parte, si el borde incisal inferior contacta a nivel del cúngulo con un área en forma de un tope palatino perpendicularmente al eje axial del incisivo inferior, la línea de fuerza estará mejor dirigida con la dirección del implante y el hueso que lo soporta, y así se puede reducir la tensión en la prótesis, el aditamento, el tornillo de fijación y en el hueso^{48,49} (Figura 4).

Figura 3. Fuerza oclusal desfavorable que genera gran tensión en el implante.

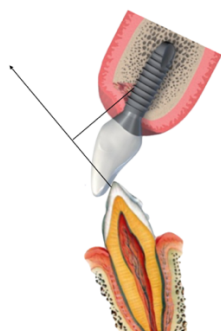
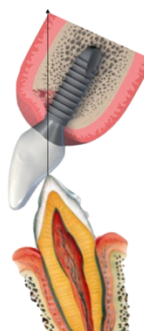


Figura 4. Fuerza oclusal dirigida hacia el eje longitudinal del implante.



Otros factores que pueden ser determinantes en el éxito del tratamiento, son la altura del aditamento y la corona, si esta es mayor, se puede generar una palanca para el implante, y con esto aumentan los riesgos de fractura de los tornillos y los aditamentos, y con esto existe una mayor pérdida de los componentes^{50,51} también se pueden presentar oxidaciones en el metal, que pueden dañar al periodonto de inserción, y con esto se puede generar el desajuste entre la unión implante-aditamento-prótesis.^{52,53} Sin embargo, el estrés o la distribución irregular de fuerzas, es de los principales factores que producen alteraciones en el hueso alrededor del implante y deformaciones en cada uno de los componentes que integran la prótesis, el continuo estrés al que se somete la unión implante-aditamento-prótesis hace que se lleguen a producir tensiones, deformaciones y desplazamientos y si no se tiene control sobre esto puede llegar a provocar el fallo en el implante o en alguno de sus componentes.⁵⁴

4.9 ELEMENTOS FINITOS

Las restauraciones rehabilitadas sobre implantes son un tema complejo en la investigación biomecánica, esto se debe principalmente a todas las estructuras que conforman el sistema del implante, como el aditamento, el tornillo, la prótesis y también su complejidad en la adaptación con el hueso.

El análisis mediante elementos finitos es un método numérico de resolución de problemas de mecánica de sólidos.⁵⁵ Se considera una herramienta biomecánica, que permite evaluar analíticamente la distribución de fuerzas tensionales en cada punto de la superficie tomada del sólido, mediante la creación de un modelo virtual matemático, capaz de simular un panorama quirúrgico complejo en la boca del paciente.⁵⁶

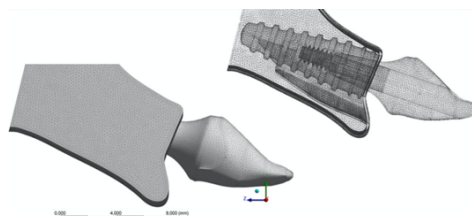


Figura 5. Malleo para análisis de elemento finito
Tomada de autor João P, et al.⁶⁴

El modelo tridimensional que ofrece el análisis con elementos finitos puede abarcar tejidos duros hasta los componentes protésicos en una rehabilitación sobre implantes, y esto permite el análisis de la distribución del estrés en cada uno de los componentes tanto en sus paredes internas como en las paredes externas.^{57, 58}

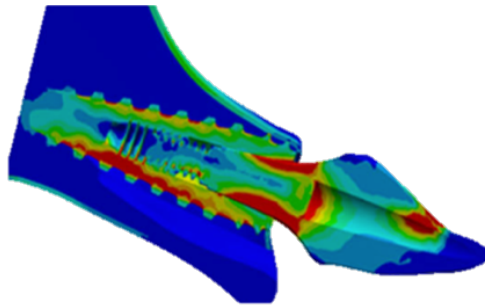


Figura 6. Análisis de distribución de estrés por medio de elementos finitos
João P, et al 2020.⁶⁴

Al momento de someter al implante o a alguno de sus componentes a una carga, se vuelve de vital importancia el análisis de cada uno de las estructuras con el fin de evitar zonas de menor estrés y de esta manera asegurar que la restauración no sufra de fracturas, o fallas internas y con ello asegurar la longevidad del tratamiento. Los elementos finitos están conectados entre sí por puntos, que se llaman nodos y el conjunto de todos estos forman una malla que permite el análisis estático de cada una de las muestra sometidas a fuerzas de compresión.

4.10 Análisis estático lineal

Al aplicar cargas a una estructura está se deforma, el efecto de las cargas es transmitido a través del sólido, y por medio del análisis estático lineal se puede evaluar el estado de estrés de la estructura sometida a fuerzas constantes en el tiempo. Permite calcular desplazamientos, deformaciones unitarias y las tensiones con cargas aplicadas.⁵⁶

4.11 TENSIÓN

Tolerancia que soporta un cuerpo a las fuerzas de compresión, se utiliza en el análisis de sólidos sometidos a fátiga con cargas combinadas.⁵⁷

4.12 DEFORMACIÓN

Al someter a un cuerpo a alguna carga se hace necesario controlar las deformaciones que se puedan presentar en la estructura, para asegurar que este cumpla con los requerimientos para los que fue diseñado. La deformación del material se define como el cambio en la longitud a lo largo de la línea de aplicación de la fuerza. El análisis de deformaciones se basa en los cambios que la estructura puede presentar a causa de las cargas que se le aplican.⁵⁷

4.13 DESPLAZAMIENTO

Es el equivalente al cambio de posición de un cuerpo en un intervalo de tiempo, con una serie de condiciones de contorno aplicadas (fuerzas externas y restricciones de movimiento. Este proceso equivale a relacionar las fuerzas de los nodos con los desplazamientos de los mismos dentro de cada elemento finito.⁵⁹

ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

En la actualidad existen pocos estudios que describan las combinaciones de aditamentos hexagonales o no hexagonales que puedan ayudar a disminuir el estrés excesivo en una prótesis implanto soportada en el sector anterior ya sea por una mala planeación, un mal diagnóstico o una carga excesiva por la masticación.

Dogus et al.,⁶⁰ evaluaron una prótesis fija atornillada de tres unidades con un cantiléver, el objetivo era comprobar si el uso de un aditamento no rotacional proporciona alguna ventaja mecánica, sobre una prótesis que usa aditamentos solamente rotacionales, y comparar el resultado de usar el aditamento no rotacional cerca del cantiléver o lo más alejado al mismo. Realizaron 21 muestras de prótesis fijas de tres unidades elaboradas de paladio, sobre implantes con conexión interna de 3.5 de diámetro x 13 mm de largo, se les colocaron aditamentos rotacionales y no rotacionales torqueados a 32N, divididos en 3 grupos (n=7). El grupo A (aditamento no rotacional, aditamento rotacional y el cantiléver), grupo B, las posiciones se invirtieron, (implante rotacional, no rotacional y el cantiléver), grupo control (aditamentos rotacionales). Cada muestra se sometió a fatiga, los resultados determinaron que, la fuerza axial promedio de fractura fue de 932 ± 78 N. En el grupo A, fueron de $38,160 \pm 4292$ y 1138 ± 128 N, y en el grupo B, $31,810 \pm 3408$ y 949 ± 101 N. La ubicación y el modo de falla fueron notables (siempre en el tornillo de pilar). Se concluyó que el uso de un aditamento no rotacional en una prótesis fija con cantiléver puede disminuir el riesgo de alguna falla temprana en los componentes del implante o la restauración.

Steinebrunner et al.,⁶¹ compararon 6 sistemas de implantes, con aditamentos rotacionales y no rotacionales con conexiones internas y externas. El objetivo fue evaluar la resistencia a la fractura de los diferentes aditamentos con sus respectivas conexiones con el implante, sometidas a una carga dinámica a largo plazo. De acuerdo con los protocolos del fabricante se atornillaron los aditamentos y sobre estos se cementaron coronas de cromo-cobalto, con una resina compuesta para minimizar el riesgo de perder la retención de la corona en comparación con la cementación convencional, que habría comprometido la evaluación de la conexión implante-pilar. Posteriormente se evaluó la micro filtración en la interfaz implante-

pilar durante la carga de fatiga. Se aplicó una carga de fatiga cíclica a 3.5 mm en la corona, con un movimiento deslizante horizontal de 2 mm de forma rectangular al eje del implante para inducir momentos de flexión en la interfaz del pilar-implante. Las muestras que perduraron se analizaron en una máquina de prueba universal. Las fallas estructurales fueron, aflojamiento del tornillo del pilar y fractura. La carga dinámica en los grupos Branemark y Compress, tres de las ocho conexiones de implante-pilar fallaron, en los grupos Screw-Vent y Frialit-2, seis de las ocho conexiones de implante-pilar, en los grupos Camlog y Replace-Select no se produjo ninguna falla mecánica.

Piermatti et al.,⁶² examinaron los efectos de la conexión aditamento-implante, diseño del tornillo con una carga fuera del eje del implante, y los valores de torsión que estabilizan al complejo pilar-implante, probaron 4 sistemas, para cada uno, se prepararon 10 muestras en las que se incorporó un implante de 4.0 mm de diámetro x 10 mm de largo. Para cada muestra, los pilares se colocaron y se torquearon a 32 Ncm con un Lucas RVIT y un medidor de par de CDI. Se requirieron cuatro series de pruebas de carga para completar las 40 muestras. Con respecto al diseño del implante, no se observaron diferencias entre el comportamiento de la conexión interna y los sistemas externos de implante de hex, los resultados de este estudio marcan la importancia del diseño del tornillo en la estabilidad y el mantenimiento de la precarga, los autores sugieren que el diseño de la articulación ya sean conexiones internas y externas, no fue un factor significativo en la pérdida de torque. Lo importante fue el diseño del tornillo, debe tomarse en cuenta que un tornillo con un vástago grueso proporcionó una menor pérdida de torque y una mayor estabilidad del complejo pilar-implante.

Tsuge et al.,⁶³ compararon y evaluaron el ajuste marginal, entre varias conexiones pilar-implante rotacionales y no rotacionales, así como el tamaño del microgap en la interfaz pilar-implante. Los implantes evaluados fueron OSSEOTITE Certain, Replace Select, CAMLOG, OSSEOTITE EXTERNAL Hex, Branemark Sytem MKIII. Se realizaron dos secciones verticales en el centro de cada conjunto de implante-pilar. Con el uso del microscopio electrónico de barrido se midieron las

discrepancias verticales y horizontales para obtener la distancia precisa entre la plataforma del implante y el pilar, también evaluaron el ajuste marginal de la interfaz implante-pilar. Los tornillos de los aditamentos pilares se torquearon de acuerdo con las recomendaciones del fabricante. Las muestras de sección transversal también se utilizaron para la medición de microgap, se midieron en cuatro ubicaciones. Tanto las imágenes del MEB como el procesamiento estadístico de los resultados de medición de discrepancias verticales y horizontales no sugirieron una relación entre el ajuste marginal de la interfaz implante-pilar y el tipo de aditamento. La observación en el ajuste marginal del pilar- implante demostró una geometría característica para cada sistema de implante.

Existen estudios en los cuales en lugar de emplear muestras tangibles se usan las digitales por medio de elementos finitos.

João P. et al.,⁶⁴ evaluaron el microesfuerzo óseo, el desplazamiento y la distribución del estrés de acuerdo con la técnica quirúrgica convencional o con la técnica Socket-shield, y el periodo de evaluación: inmediatamente después de la instalación del implante o después de la provisionalización. Cada condición fue modelada para el análisis de elementos finitos, en cuatro grupos con un implante Morse-Taper y una prótesis cementada. El desplazamiento máximo, la tensión y el microesfuerzo óseo arrojaron valores más altos durante la etapa inmediata, sin una diferencia entre la técnica Socket-shield y los tratamientos convencionales. El uso de la técnica Socket-shield no afecta negativamente el comportamiento biomecánico de una prótesis soportada por implantes inmediatamente después de la colocación del implante.

Saidin Syafiqah et al.,⁶⁵ analizaron por medio de elementos tridimensionales los micromovimientos y la distribución del estrés en las conexiones de los implantes y cuatro tipos de aditamentos, incluyeron aditamentos hexagonales, octagonales, cónicos y trilobulados. Construyeron un modelo tridimensional de la mandíbula posterior izquierda.

Diseñaron un pilar de dos piezas con el uso del Solidworks 2009, Dassault Systeme Solidworks Corp., EE. UU. Cuatro sistemas de implantes dentales fueron diseñados y analizados independientemente en una simulación virtual de un primer reemplazo molar. La longitud y el diámetro del cuerpo del implante se estableció en 10.0 mm y 4.5 mm. Las propiedades del material, del contacto, la carga fisiológica y las condiciones de contorno se asignaron al modelo 3D.

El análisis estadístico se realizó mediante un análisis de varianza unidireccional (ANOVA) con un intervalo de confianza del 95% y la prueba de comparación múltiple de Tukey. Los resultados mostraron que los pilares hexagonales y octagonales produjeron patrones similares de micromovimiento y distribución de tensiones debido a su diseño poligonal regular. El pilar cónico produjo la mayor magnitud de micromovimiento, mientras que la conexión tri lobular mostró la menor magnitud de micromovimiento debido a su perfil poligonal. Concluyeron que los pilares no cilíndricos proporcionaron un menor micromovimiento y, por lo tanto, se redujo la aparición de microgaps. Sin embargo, el estrés tiende a concentrarse en los vértices de los pilares, lo que podría conducir a microfracturas y a la posterior formación de microgap.

Cleidiel et al.,⁶⁶ evaluaron la distribución del estrés en el implante, pilar y el tejido óseo, con diferentes longitudes de implantes cónicos con conexión Morse en prótesis fijas soportadas por implantes, mediante un análisis tridimensional de elementos finitos.

Se utilizaron seis modelos del área del maxilar posterior en simulaciones. Cada modelo simuló tres implantes con conexión Morse de 4.0 mm de diámetro con diferentes longitudes, que soportaban coronas de metal-cerámica. Se aplicó una carga axial de 400 N y una carga oblicua de 200 N como condiciones de carga.

Las prótesis ferulizadas mostraron una mejor distribución de la tensión en los implantes y los aditamentos, mientras que las prótesis individuales presentaron mayor tensión en el primer molar bajo carga axial y oblicua. Se concluyó que la longitud del implante no influyó en la distribución del estrés de los implantes ni en ningún aditamento.

Won-kyung et al.,⁶⁷ evaluaron y verificaron los efectos de la presencia de la condición de precarga en los tornillos de pilar bajo la carga oclusal para sistemas de conexión hexagonal externa e interna por medio del análisis de elementos finitos. Se construyeron 6 modelos tridimensionales de elementos finitos de acuerdo con las condiciones de los sistemas de conexión del implante, la presencia de la condición de precarga y la carga oclusal: dos modelos solo tenían precarga sin carga oclusal: sistema de conexión hexagonal externa solo con precarga (EO) y sistema hexagonal interno solo con precarga (IO). Los otros 4 modelos incluyeron carga oclusal en los modelos: sistema de conexión hexagonal externa sin precarga (EN), sistema hexagonal externo con precarga (EP), sistema hexagonal interno sin precarga (IN) y sistema hexagonal interno con precarga (IP).

Los modelos fueron contruidos mediante un software de generación de malla (Visual-Mesh; ESI Group). Los implantes se colocaron en los bloques óseos de la mandíbula, los pilares y los tornillos del mismo, se ubicaron con las coronas en modelos de elementos finitos individuales. Se aplicó una carga oblicua de 100 N en la superficie oclusal de la corona a los 4 modelos (EN, EP, IN e IP), y se agregó una precarga de 825 N a los tornillos de los modelos EP e IP. Para los modelos EO e IO, solo se aplicó una precarga de 825N a los tornillos sin la carga oclusal. Se compararon y analizaron los valores máximos de tensión de von Mises, tensión principal y desplazamiento en cada componente de los 4 modelos.

Tanto los sistemas de conexión externos como los internos dieron como resultado una tensión máxima de von Mises más alta y valores máximos de tensión en presencia de precarga en el tornillo de pilar. El sistema de conexión interna mostró valores de desplazamiento más altos que el sistema externo con o sin carga oclusal, y los valores tendieron a aumentar con la condición de precarga.

La presencia de una condición de precarga afectó significativamente los comportamientos biomecánicos de los componentes de dos sistemas de conexión diferentes. La condición de precarga debe incluirse en el análisis de elementos finitos para lograr resultados más realistas.

Mohamed I. et al.⁶⁸ Evaluaron por medio de un análisis tridimensional de elementos finitos, el tipo de material de aditamentos y la distribución de estrés en el hueso de restauraciones en dientes premolares individuales soportados por implantes, con el fin de comprender el comportamiento del implante y el pilar y su efecto en los huesos circundantes. Usaron implantes de titanio de la casa comercial Zimmer con un diametro de 3.7 mm y una longitud de 13 mm. Usaron pilares de diferentes materiales: zirconio, alúmina y titanio. Aplicaron una carga verticalmente como carga de compresión en cinco nodos seleccionados en la parte superior de una corona de metal recubierta con porcelana. Se calculó el estrés de Von Mises y los valores de deflexión equivalentes en el hueso cortical y esponjoso, así como en la corona, el pilar y el implante. Concluyeron que los valores de tensiones pueden variar con el cambio del material del pilar. El material de pilar más rígido absorbe más energía que los materiales de pilar más blandos. Los huesos corticales y esponjosos no se ven afectados notablemente por el cambio de los materiales del pilar. No se recomiendan materiales de pilar más rígidos para reducir los niveles de estrés transferidos a la corona, el implante y los huesos.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La prótesis fija implantosoportada es una opción viable para reponer uno, varios o todos los órganos dentarios de un paciente. Comúnmente en las rehabilitaciones de prótesis fija sobre implantes, se requiere conservar cierto paralelismo en la colocación de los implantes, sin embargo puede ocurrir cierta desviación entre ellos y con esto una pérdida de pasividad en la inserción de la restauración, lo que causaría mucho estrés en el momento de los movimientos de masticación.

El diseño de la interfaz implante-pilar juega un papel muy importante en la estabilidad y longevidad de las prótesis soportadas por implantes. Existen diferentes aditamentos, sin embargo, es poco conocido sobre qué combinación de aditamentos ya sea rotacional (No hexágono) o no rotacional (Hexágono) presenten un mayor o menor grado de tensión, deformación y desplazamiento en una rehabilitación de una prótesis fija implantosoportada en el sector anterior sometida a las máximas fuerzas oclusales correspondientes a esta zona (220 N).

La falta de pasividad y el estrés a los que se pueden someter los componentes de la prótesis fija sobre implantes puede conllevar a alguna falla de los mismos, y esto genera que se busquen alternativas como la colocación combinada de aditamentos hexagonales y no hexagonales, para buscar la pasividad durante los procesos de masticación, con la finalidad de generar un menor grado de tensión, desplazamiento y deformación de cada componente de la rehabilitación.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Qué valores de tensión, desplazamiento y deformación presentan las diferentes combinaciones de aditamentos hexagonales y aditamentos no hexagonales en una prótesis fija implantosoportada de tres unidades en el sector anterior validado con elementos finitos?

JUSTIFICACIÓN

Las prótesis parciales fijas implantosoportadas presentan tasas de éxito elevadas, sin embargo, como cualquier restauración sobre implantes, pueden presentar fallas o complicaciones mecánicas, mala adaptación de las estructuras protésicas, mal diseño de cada una de las estructuras, desajustes oclusales, diámetros incorrectos de los implantes utilizados, tipos de aditamentos y fuerzas aplicadas, debido al estrés al que están sometidas a la hora de la masticación.

Es sabido que todos los puentes sobre implantes sean cortos o largos presentan cierta tensión, desplazamiento y deformación, debido al estrés de las cargas oclusales que se aplican a los pilares a través de los pónicos en la boca del paciente. Y al ser rígidas las conexiones de los pilares y los implantes se genera cierto grado de tensión, deformación y desplazamiento en cada uno de los componentes en mayor o menor grado.

Por lo que los resultados que surjan a partir de esta investigación, en la que por medio de análisis estáticos como la tensión, desplazamiento y deformación, de las diferentes combinaciones de aditamentos (Hexagonales/ No hexagonales) en una prótesis parcial fija implantosoportada en el sector anterior, validados mediante elementos finitos, proporcionarán información relevante que impactará clínicamente en la rehabilitación y de esta manera asegurar la mayor durabilidad de los componentes del implante y la prótesis, y con esto una mayor longevidad en la boca del paciente.

OBJETIVOS

Objetivo general

Describir qué combinación de aditamentos hexágonoales o no hexágonoales, sufre mayor tensión, deformación y desplazamiento en una prótesis fija implantosoportada en el sector anterior validado con elementos finitos.

Objetivos específicos

- Identificar por medio del microscopio electrónico de barrido (MEB) posibles fracturas, desgaste o deformaciones en el implante y los aditamentos.
- Determinar la composición química del implante.
- Identificar posibles defectos de fábrica de la parte interna del implante y aditamentos con el tomógrafo computarizado (micro CT).
- Describir la tensión, deformación y desplazamiento que presentan los aditamentos, el implante y la prótesis de zirconio y oro con aditamentos hexagonales.
- Describir la tensión, deformación y desplazamiento que sufren los aditamentos, el implante y la prótesis de zirconio y oro con aditamentos no hexagonales.
- Describir la tensión, deformación y desplazamiento que sufren los aditamentos, el implante y la prótesis de zirconio y oro con aditamentos no hexagonal- hexagonal.
- Describir de acuerdo a los datos obtenidos en el análisis de elementos finitos que combinación de aditamentos sufre una mayor y menor tensión, deformación y desplazamiento, con los diferentes materiales utilizados.

MATERIALES Y MÉTODOS

9.1 Diseño del estudio:

Descriptivo, prospectivo, transversal.

9.2 Muestra:

Muestreo no probabilístico por conveniencia.

9.3 Criterios de selección

9.3.1 Inclusión

- Aditamentos de implantes nuevos (Zimmer).
- Implante Zimmer Tapered Screw-Vent (TSV)

9.3.2 Exclusión

- Aditamento que presente algún tipo de defecto de fábrica antes de ser sometido a la simulación de fuerzas mecánicas en el software SolidWorks.

9.3.3 Eliminación

- No presentó debido a que los modelos fueron digitales.

VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y categoría
Independiente			
Implante	Aparato protésico de naturaleza inerte, que se implanta dentro del hueso alveolar, y proporciona retención y soporte a una prótesis fija o removible.	Se escaneó el implante en el tomógrafo industrial y se importó al software Solidworks. Para la formación de las muestras.	Cualitativa
Aditamento	Dispositivo protésico para la fijación, retención y estabilización de una prótesis, encaja sobre la conexión del implante y puede ser rotacional o no rotacional. Se pueden clasificar dependiendo de su tipo de conexión o material.	Se realizaron 3 grupos combinando los dos tipos de aditamentos. 1.-Grupo: hexagonal- hexagonal. 2.-Grupo: no hexagonal- no hexagonal. 3.- Grupo: hexagonal- no hexagonal	Cualitativa, nominal, policotómica.
Prótesis	Restauración indirecta, cementada o atornillada a los dientes y/o implantes. Se puede clasificar dependiendo del material	Se realizó la caracterización de la prótesis de 3 unidades en el software solidworks, el incisivo central será pilar sobre implante, incisivo lateral será pónico y canino será pilar sobre implante. Serán empleadas dos tipos: • Prótesis de zirconio • Prótesis de oro.	Cualitativa
DEPENDIENTE			
Tensión	Tolerancia que soporta un cuerpo a las fuerzas de compresión	Se midió la resistencia de los aditamentos, implantes y coronas a la fuerza de compresión (en la escala de Von Misses). Cantidad de fuerza que soporta el aditamento, el implante o la corona antes de la fractura.	Cuantitativa Megapascuales (Mpa)
Desplazamiento	El equivalente al cambio de posición de un cuerpo en un intervalo de tiempo.	Se observó el grado de desplazamiento de cada una de las partes del complejo pilar-aditamento-corona, con el análisis de elemento finito.	Cuantitativa Micras (µm)
Deformación	Relación que existe entre la deformación total y la longitud inicial del cuerpo, la cual permitirá determinar la deformación del cuerpo sometido a fuerzas de tensión o compresión.	Se observó el grado de deformación unitaria de cada una de las partes del complejo pilar-aditamento-corona, con el análisis de elemento finito.	Cuantitativa Deformación unitaria equivalente (ESTRN)

UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL

Laboratorio de materiales y biomateriales de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (FEBUAP), y de la Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento (DITCo) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

PROCEDIMIENTO

Para este estudio se emplearon implantes Zimmer Tapered Screw-Vent, con dimensiones de 3.75 mm de diámetro, por 13 mm de longitud y 4 mm de altura gingival, se tomó uno como referencia para llevarlo al Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) para obtener micrográficas de algunas zonas de los implantes, luego mediante Espectroscopia de Rayos X por Dispersión de Energía (EDS), se realizó el análisis químico de los aditamentos e implantes.

Después ese mismo implante con aditamentos hexagonales y no hexagonales de la misma casa comercial, se sometieron al tomógrafo industrial (Micro CT), para ser escaneados y obtener imágenes en formato DICOM, luego fueron importadas al programa (SolidWorks 2017, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para realizar la caracterización de las muestras.

El software recibió el modelo 3D del implante, posterior a esto se crearon modelos 3D de los aditamentos rotacional y no rotacional desarrollados a partir del sistema Tapered Screw-Vent., y un puente fijo de 3 unidades (incisivo central, incisivo lateral y canino).

Los implantes fueron colocados paralelos entre sí, con una angulación de 17° para simular la inclinación que poseen los incisivos centrales y el canino en el maxilar. Sobre ellos se colocaron los aditamentos y se insertó la prótesis fija sobre implantes la cual incluyó un incisivo central como pilar, un incisivo lateral como pónico y un canino como pilar.

Posteriormente se crearon 3 grupos:

- Grupo 1: Puente fijo de 3 unidades sostenido por 2 implantes, (incisivo central y canino), con aditamentos rotacionales.
- Grupo 2: Puente fijo de 3 unidades sostenido por 2 implantes, (incisivo central y canino), con aditamentos no rotacionales.
- Grupo 3: Puente fijo de 3 unidades sostenido por 2 implantes, (incisivo central y canino), con un aditamento rotacional y otro no rotacional.

Con la ayuda del software de diseño 3D asistido por computadora (SolidWorks 2017, Dassault Systemes Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows) se determinó otorgarle a los aditamentos y a las prótesis de zirconia y de oro tipo III, las características de densidad, módulo elástico, relación de poisson, y se aplicó una fuerza de 220 N perteneciente al rango máximo de mordida promedio de las personas y así poder determinar por medio de análisis estáticos, que combinación de aditamentos y que material sufría un mayor grado de tensión, desplazamiento y deformación.

En el análisis se obtuvieron 144 imágenes con un valor máximo y un valor mínimo en los estudios de tensión, desplazamiento y deformación, finalmente los datos fueron capturaron en Excel.

INSTRUMENTOS

Microscopio Electrónico de Barrido (MEB)

El aditamento fue fijado a un porta muestras de aluminio con cinta doble cara adhesiva de carbón (SPI Supplies, EUA). Se empleó una capa conductora, así como un recubrimiento de oro para su análisis. Las especificaciones del microscopio fueron: al Modo de Bajo Vacío (10 Pa de presión en la cámara). En el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) (JEOL, JSM-6510LV, Japón) a una magnificación de 500X, 1000X y 2500X, con un voltaje de aceleración de 20kV. Se describieron las características por un solo investigador experto en el tema.

Espectroscopia de Rayos X por Dispersión de Energía (EDS)

Mediante el análisis químico elemental se analizaron las diferentes zonas del implante a una magnificación estandarizada de 100x a una distancia de trabajo de 10 mm y toda el área de la imagen fue seleccionada para determinar los porcentajes atómicos (%at) de los elementos químicos con el uso de un sistema detector de rayos X (Oxford Instruments, 7582, Reino Unido) acoplado a un Microscopio Electrónico de Barrido. Se describieron las características de cada una de las muestras por un solo investigador experto en el tema.

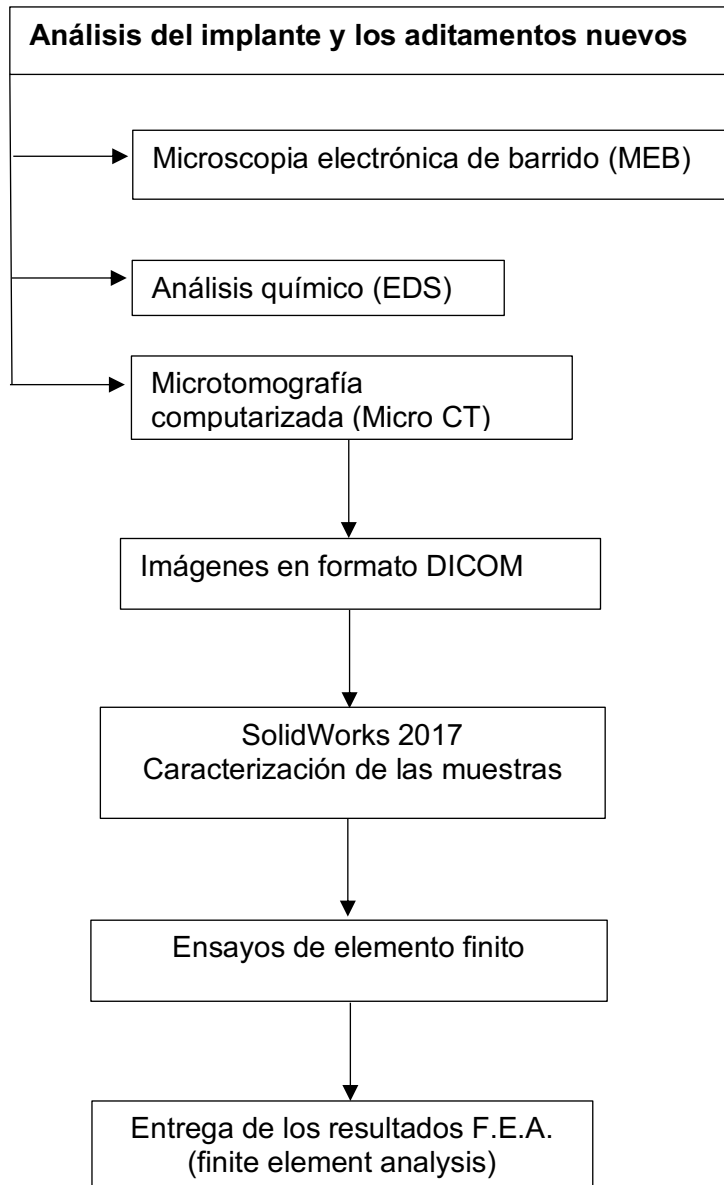
Microtomografía computarizada (Micro CT)

Los implantes fueron sometidos a un sistema de microtomografía computarizada de rayos X (InspeXIO smx-100 CT; Shimadzu, Kyoto, Japan), para evaluar si existe algún tipo de defecto en la estructura del mismo (fracturas y grado de porosidad). El implante fue montado en un ordenador que controlará una mesa giratoria con una superficie dentada en posición perpendicular. Se utilizará un filtro de latón de 0,2 mm de espesor para reducir el efecto de endurecimiento del haz. El voltaje del tubo será de 100 kV a una corriente de 70 μ A. La distancia entre la fuente de rayos X y la muestra fue de 50 mm, por último, la distancia entre la muestra y el detector de fuente de rayos X fue de 300 mm.

Análisis de Elementos finitos

Se crearon modelos 3D de los implantes, de los aditamentos rotacional y no rotacional y de la prótesis fija de 3 unidades (insicivo central, incisivo lateral, canino), con el software (SolidWorks 2017, Dassault Systems Solidworks Corp., USA, para el sistema operativo Microsoft Windows), para poder crear los grupos de estudio. Se diseñó una malla sólida basada en curvatura, con una calidad de elementos cuadráticos de alto orden para poder realizar el análisis de las pruebas de tensión, desplazamiento y deformación. Se anexó al programa la fuerza máxima de mordida de los órganos dentarios anteriores superiores 220 N, y se colocaron las características de cada uno de los materiales de Zirconio, Oro para poder realizar las pruebas. Se analizaron los resultados y se describieron las características por un solo investigador experto en el tema.

DIAGRAMA DE FLUJO



RESULTADOS

Se tomó uno de los implantes, un aditamento hexagonal y un aditamento no hexagonal de la marca comercial (Zimmer Tapered Screw-Vent), estos fueron observados en el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB).

En la micrografía se observaron con precisión los componentes del aditamento, el hexágono interno presente en la plataforma del implante, y el cuerpo del implante fue notable la homogeneidad en todas las superficies observadas, no se observó la presencia de defectos de fábrica (fracturas, deformaciones) (Figura 7).

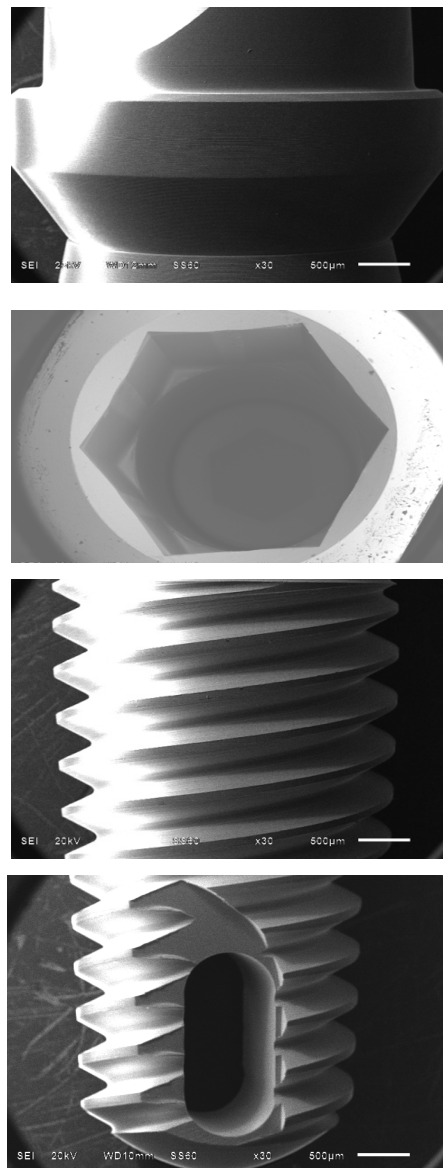


Figura 7. Microscopia electrónica de barrido de las diferentes partes que componen al aditamento y al implante

Fuente propia

En el análisis de la composición química del implante, fueron analizadas diferentes zonas (Figura 8).

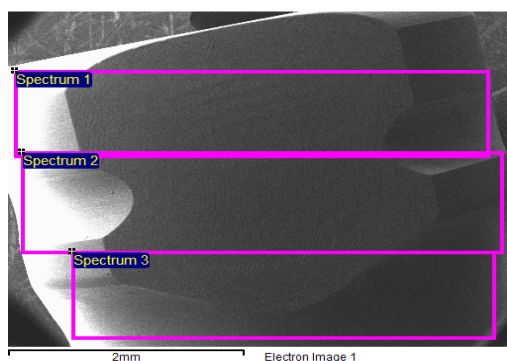


Figura 8. Análisis Químico mediante Espectroscopia de dispersión de energía (EDS) en diferentes zonas del implante.

Fuente propia

Se observó que el elemento con mayor presencia fue Titanio (Ti), en todas las zonas del implante seguido del Nitrógeno (N), el Aluminio (Al) y Vanadio (V) en menor cantidad respectivamente.

Tabla 6. Análisis Químico mediante Espectroscopia de dispersión de energía (EDS) del implante

Espectro	N	AL	Ti	V	Total
Espectro 1	20.87	4.84	70.77	3.53	100.00
Espectro 2	19.91	4.89	71.67	3.53	100.00
Espectro 3	23.20	4.68	68.88	3.24	100.00
Media	21.33	4.80	70.44	3.43	100.00
D.E	1.70	0.11	1.43	0.16	
Max.	23.20	4.89	71.67	3.53	
Min.	19.91	4.68	68.88	3.24	

En el tomógrafo industrial (Micro CT), se observó al implante mediante un corte sagital desde la plataforma hasta el ápice, el cuál no presentó ningún defecto de fábrica (fracturas, deformación).

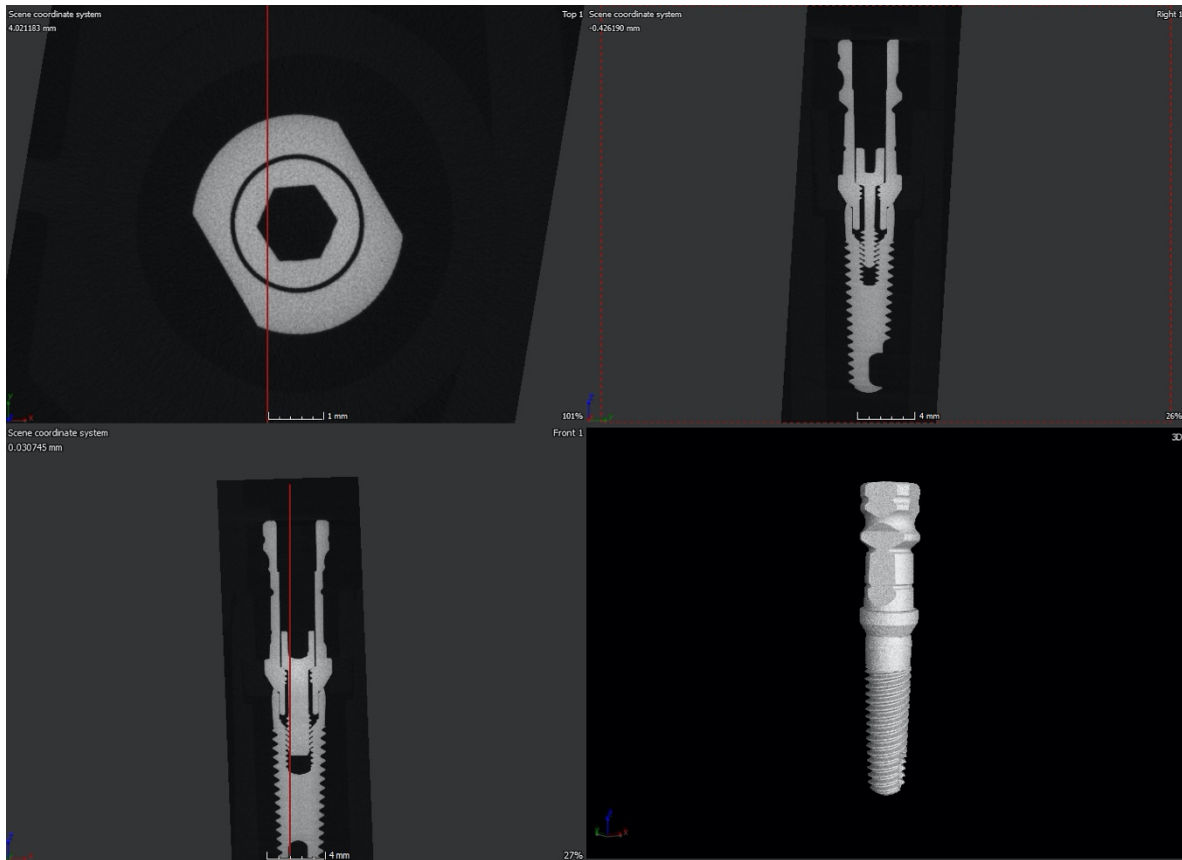


Figura 10. Análisis en Microtomografía Computarizada (Micro CT) de las diferentes partes del implante.
Fuente propia

En el análisis de elemento finito, fueron evaluadas 154 imágenes de manera general de todas las combinaciones de aditamentos Hexagonales, No hexagonales y Hexagonal-No hexagonal, con dos tipos de materiales Zirconia y Oro tipo III, se evaluaron las diferentes variables (tensión, deformación y desplazamiento).

Para la variable de tensión, (Tabla 7) se muestran los valores máximo y mínimo de las diferentes combinaciones de los aditamentos y los diferentes materiales empleados en el estudio.

Se pudo observar que, en cada combinación de los aditamentos, éstos presentan la mayor tensión en diferente zona, así como por el tipo de material empleado.

Tabla 7. Tensiones de los diferentes aditamentos obtenidas por medio de Elementos Finitos

		Zirconio (Mpa)						Oro (Mpa)					
		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>No hexagonal-hexagonal</i>		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>No hexagonal-hexagonal</i>	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
	Implante	3109.34	0.00	8,692.41	0.00	9074.35	0.00	3287.13	0.00	7322.88	0.00	8628.34	0.00
Canino	Aditamento	732.38	17.47	1153.98	20.55	2053.24	27.13	641.83	16.17	3780.19	23.39	1536.11	31.44
	Tornillo	65.03	0.41	1845.73	15.35	585.88	5.76	68.79	0.38	1375.97	13.14	597.42	5.89
	Implante	6552.64	0.00	16630.96	0.00	9970.05	0.00	6828.08	0.00	3959.98	0.00	9784.89	0.00
Central	Aditamento	692.68	21.86	2782.18	29.62	1919.21	14.04	587.19	25.17	3211.16	39.83	1974.75	14.21
	Tornillo	65.03	0.41	1133.09	11.43	757.78	7.14	261.52	2.59	1308.73	9.95	801.49	7.95
Prótesis		434.39	0.06	539.23	0.04	451.74	0.19	444.87	0.06	507.31	0.04	437.58	0.02

Fuente propia

TENSIÓN ZIRCONIA ADITAMENTOS HEXÁGONALES

La máxima tensión se presentó alrededor de los cuellos de los implantes, en el estudio unitario de los componentes se presentó en la plataforma del implante con la corona del canino con un valor de 6,552.637 Mpa, y el componente protésico que sufrió menor tensión fue el tornillo del canino con un valor máximo de 65.032 Mpa.

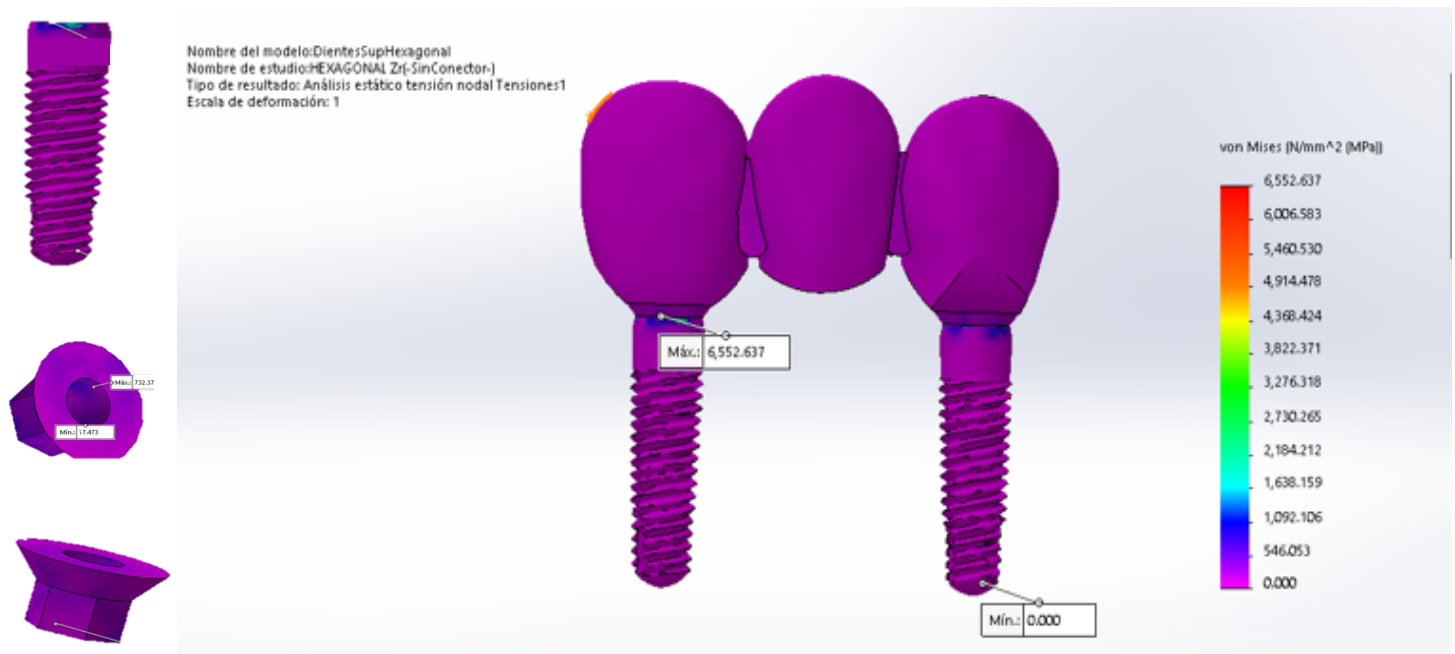


Figura 11. Tensión zirconia aditamentos hexagonales

TENSIÓN ZIRCONIA ADITAMENTOS NO HEXÁGONALES

La máxima fue en las plataformas de ambos implantes, en el estudio unitario se presentó en el implante central con un valor de 16,630.957 Mpa, y la menor tensión fue el puente en la base del canino con un valor de 507.305 Mpa.

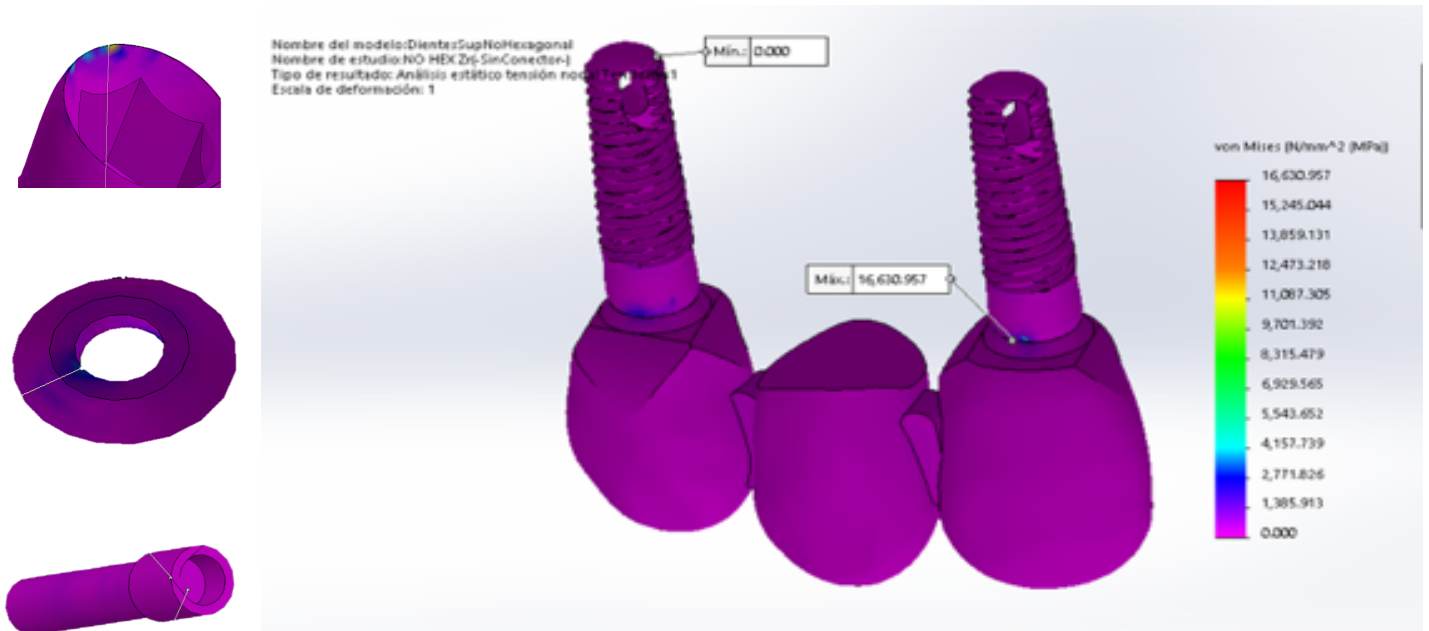


Figura 12. Tensión zirconia aditamentos no hexagonales

TENSIÓN ZIRCONIA ADITAMENTOS NO HEXÁGONAL- HEXÁGONAL

La máxima tensión fue alrededor de las plataformas de ambos implantes, en el estudio unitario fue en la plataforma del implante con la corona del incisivo central por la parte vestibular con un valor de 9,970.047 Mpa, y la menor tensión fue el puente, en la parte inferior de la chimenea de la corona del canino con un valor de 451.738 Mpa.

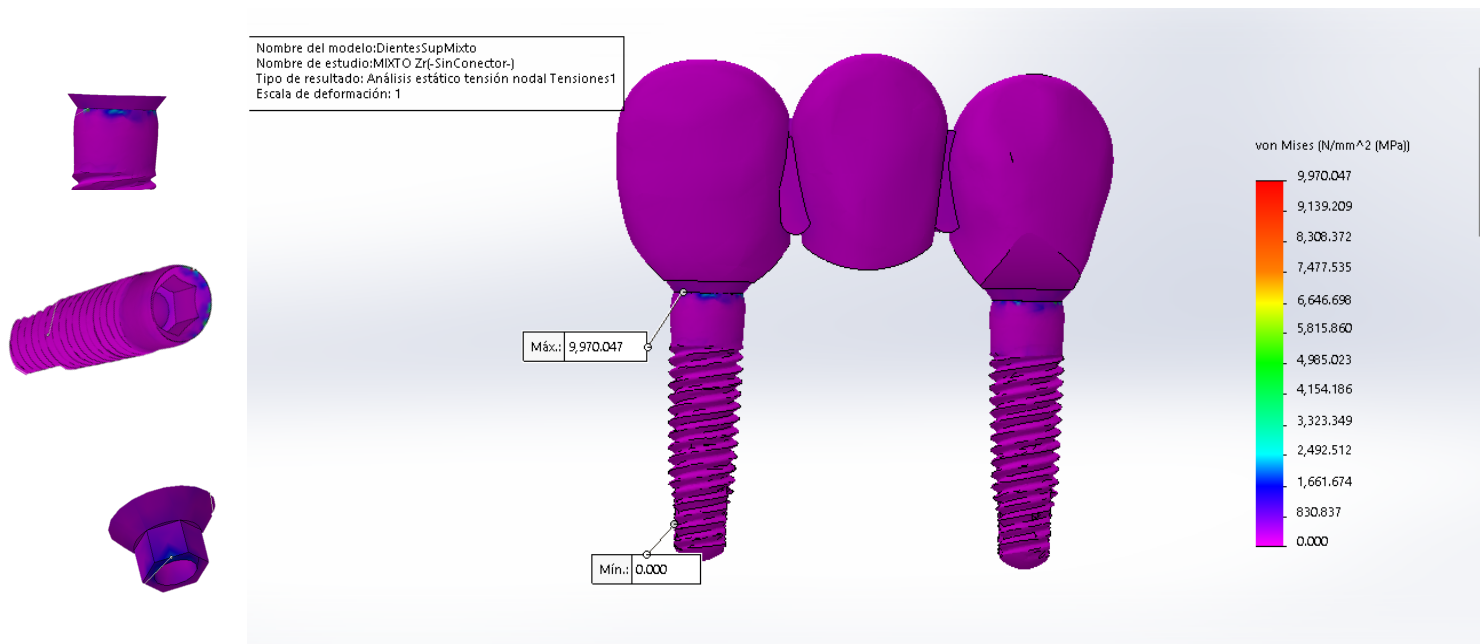


Figura 13. Tensión zirconia aditamentos no hexágono- hexágono

TENSIÓN ORO ADITAMENTOS HEXAGONALES

La máxima tensión en la prótesis de oro sobre aditamentos hexagonales, fue alrededor de los cuellos de los implantes, en el estudio unitario la máxima tensión fue en la plataforma del implante con la corona del incisivo central por la parte vestibular con un valor de 6,828.08 Mpa, y la menor tensión fue el tornillo del canino con un valor máximo de 68.78 Mpa.

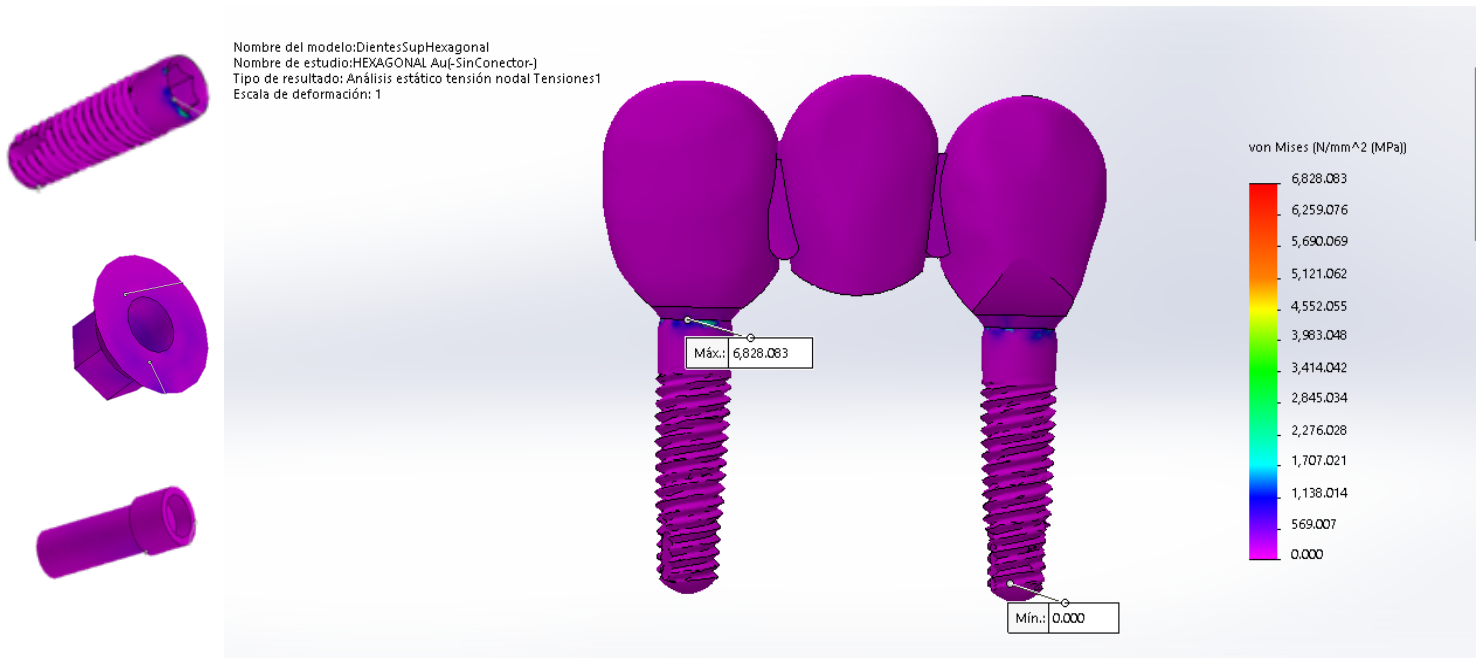


Figura 14. Tensión oro aditamentos hexagonal

TENSIÓN ORO ADITAMENTOS NO HEXAGONALES

La máxima tensión fue alrededor de las plataformas de los implantes, en el estudio unitario, se presentó en la plataforma del implante con la corona del canino por la parte disto-vestibular con un valor de 7,322.881 Mpa, y la mínima fue en la prótesis.

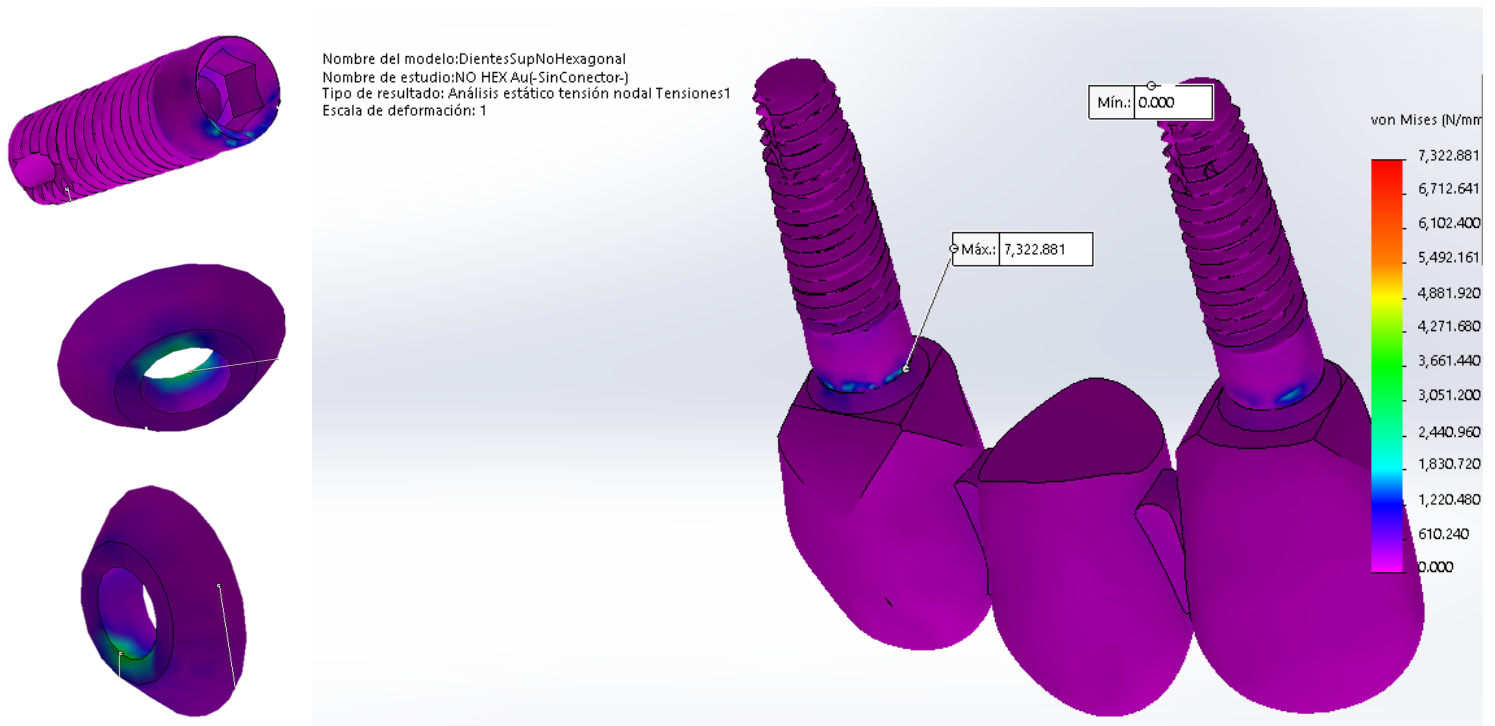


Figura 15. Tensión oro aditamentos no hexagonales

TENSIÓN ORO ADITAMENTOS HEXAGONAL- NO HEXAGONAL

La máxima tensión fue alrededor de las plataformas de ambos implantes, en el estudio unitario, la máxima tensión se presentó en la plataforma del implante con la corona del incisivo central por la parte vestibular con un valor de 9,784.89 Mpa, y la menor tensión en el puente en la cara vestibular de la corona del canino con un valor de 437.584 Mpa.

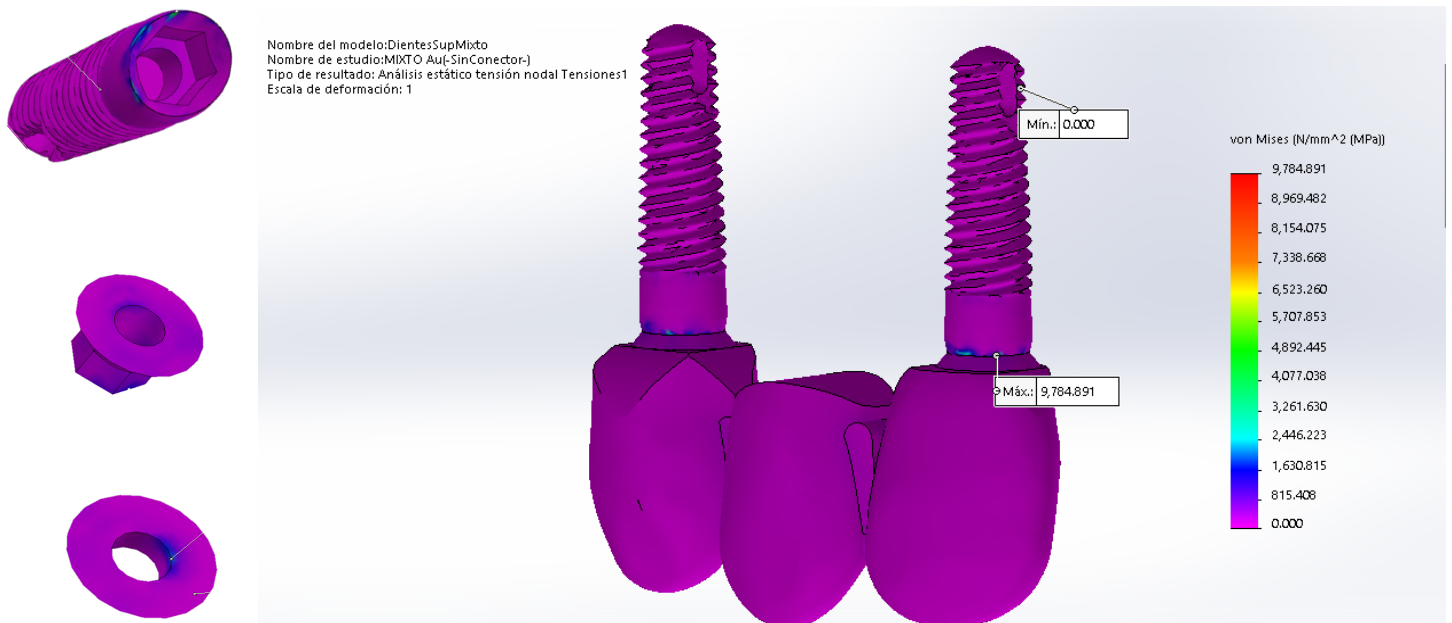


Figura 16. Tensión oro aditamentos hexagonal- no hexagonal

Para la variable de desplazamiento, (Tabla 8) se muestran los valores máximo y mínimo de las diferentes combinaciones de los aditamentos y los diferentes materiales empleados en el estudio.

Se pudo observar que, en cada combinación de los aditamentos, éstos presentan el mayor desplazamiento en diferente zona, así como por el tipo de material empleado.

Tabla 8. Desplazamiento en μm obtenidas por medio de Elementos Finitos

		Zirconio (μm)						Oro (μm)					
		Hexagonal		No Hexagonal		No hexagonal-hexagonal		Hexagonal		No Hexagonal		No hexagonal-hexagonal	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
	Implante	6.67	0.00	7.19	0.00	8.49	0.00	7.56	0.00	10.14	0.00	9.47	0.00
Canino	Aditamento	15.52	0.22	62.37	0.76	38.28	1.39	19.78	0.47	85.02	4.90	42.61	1.54
	Tornillo	3.87	0.01	19.61	0.08	10.18	0.38	4.20	0.00	26.57	0.04	10.78	0.32
	Implante	6.11	0.00	10.45	0.00	7.18	0.00	6.77	0.00	13.57	0.00	8.41	0.00
Central	Aditamento	14.78	0.43	64.05	3.50	42.97	5.50	19.10	0.54	90.83	2.32	50.37	5.55
	Tornillo	3.83	0.18	19.29	0.26	12.31	0.42	4.11	0.19	19.87	0.29	14.41	0.42
Prótesis		79.00	3.28	283.87	1.43	199.11	0.15	102.87	3.01	440.28	2.11	234.30	1.15

Fuente propia

DESPLAZAMIENTO ZIRCONIA ADITAMENTOS HEXAGONALES

El máximo desplazamiento se presentó en los bordes incisales de la prótesis, en el análisis unitario, el valor máximo fue en el borde incisal del pónico con un valor de 79.001 μm , y el menor desplazamiento fue el tornillo correspondiente al central con un valor de 3.82 μm .

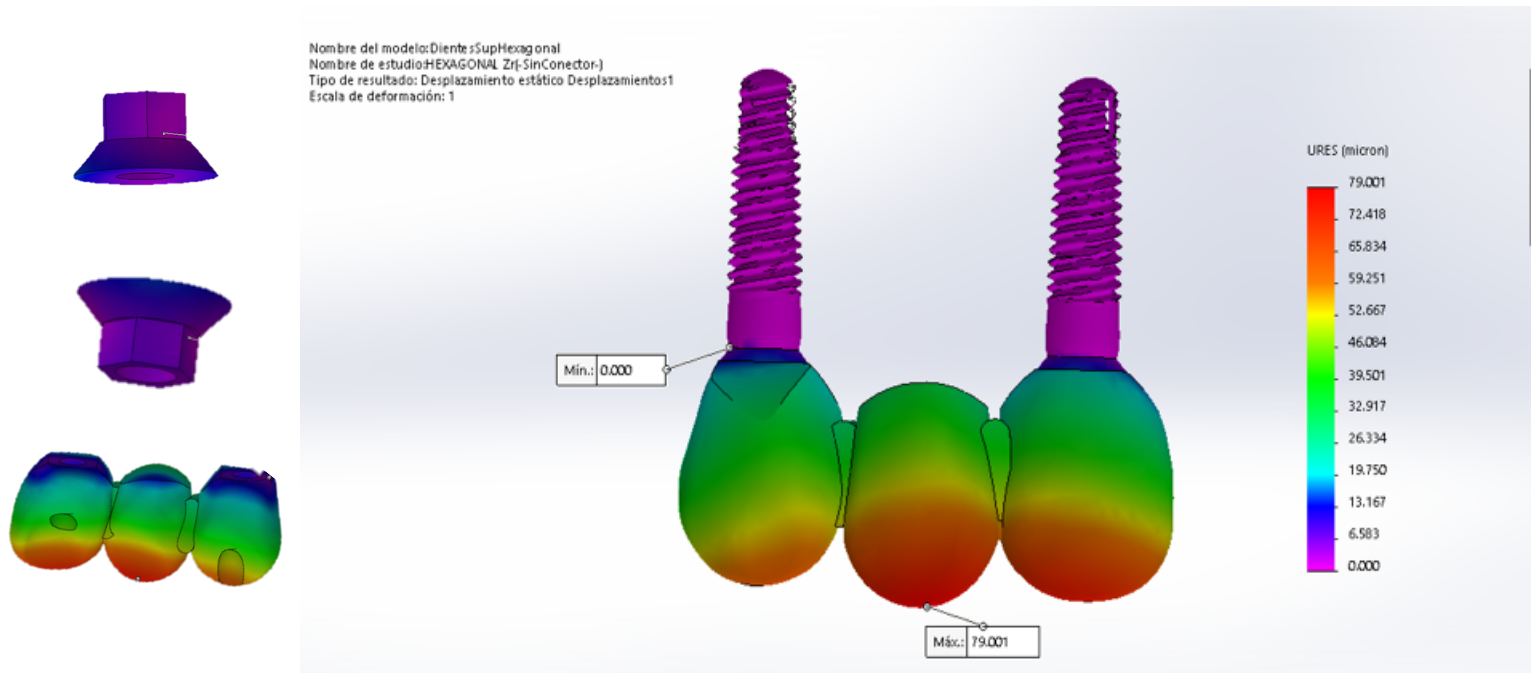


Figura 17. Desplazamiento zirconia aditamentos hexagonales

DESPLAZAMIENTO ZIRCONIA ADITAMENTOS NO HEXAGONALES

El máximo desplazamiento que se presentó en la parte incisal-palatina del pónico con un valor de 283.877 μm , y el componente protésico que sufrió un menor desplazamiento fue el implante correspondiente al canino en la parte apical con un valor de 7.194 μm .

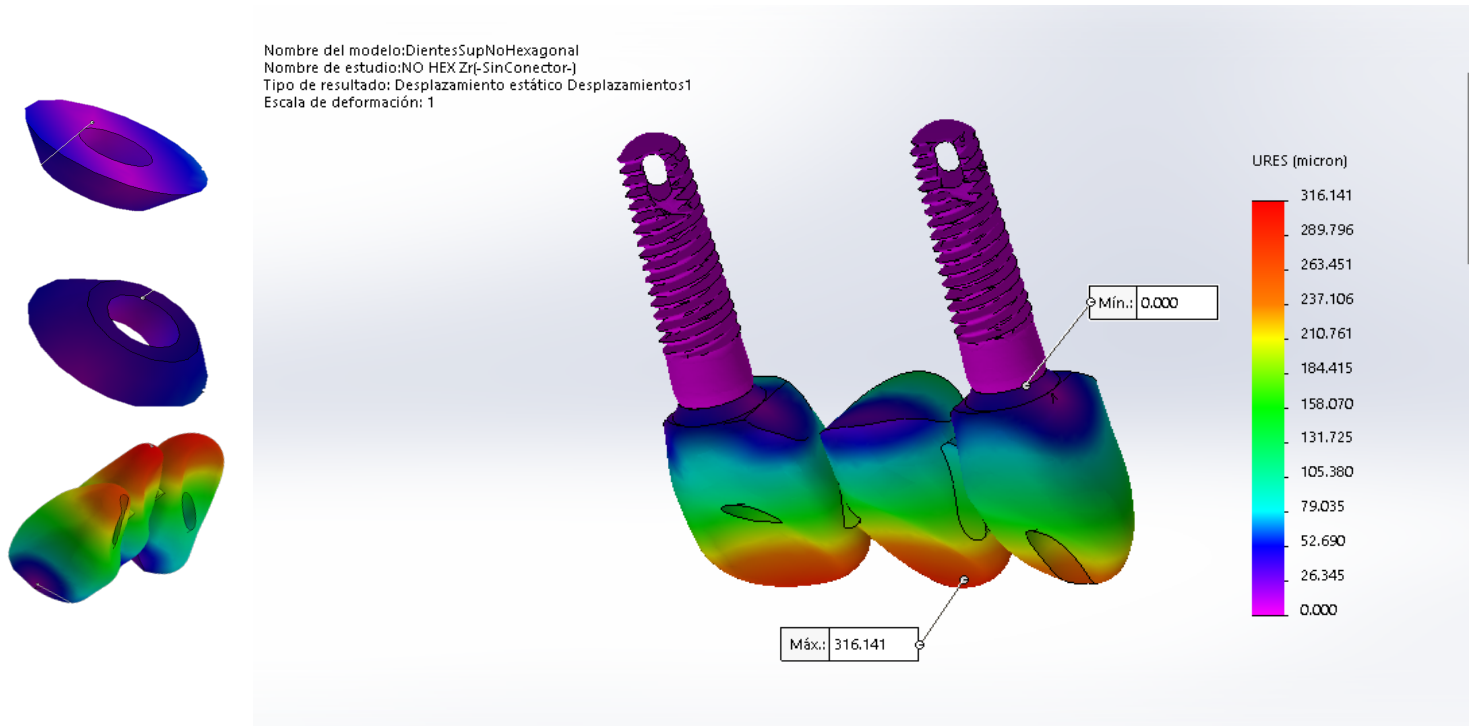


Figura 18.Desplazamiento zirconia aditamentos no hexagonales.

DESPLAZAMIENTO ZIRCONIA ADITAMENTOS NO HEXAGONAL- HEXAGONAL

El máximo desplazamiento se presentó en la parte incisal del pónico con un valor de 199.106 μm , y el menor desplazamiento fue el tornillo correspondiente al canino con un valor de 10.176 μm .

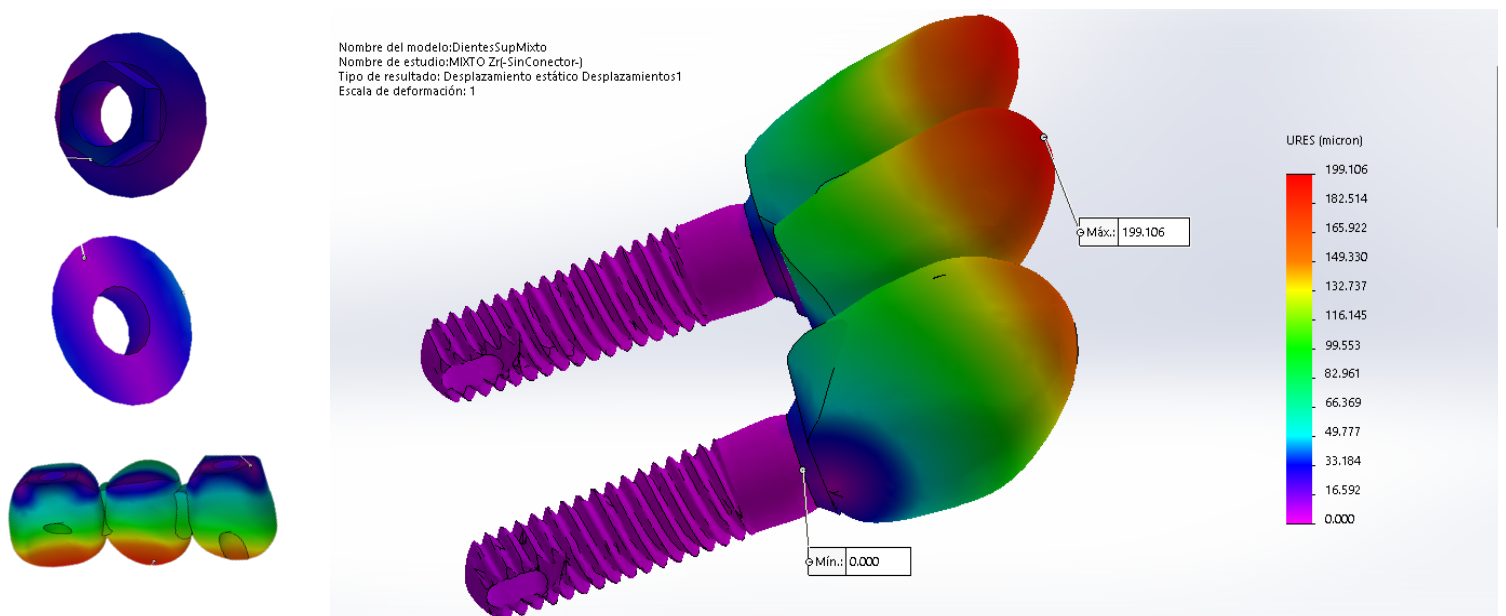


Figura 19. Desplazamiento zirconia aditamentos no hexagonal-hexagonal

DESPLAZAMIENTO ORO ADITAMENTOS HEXAGONALES

El máximo desplazamiento se obtuvo en el borde incisal del pónico con un valor de 102.87 μm , y el componente protésico que sufrió un menor desplazamiento fue el tornillo correspondiente al central con un valor de 4.11 μm .

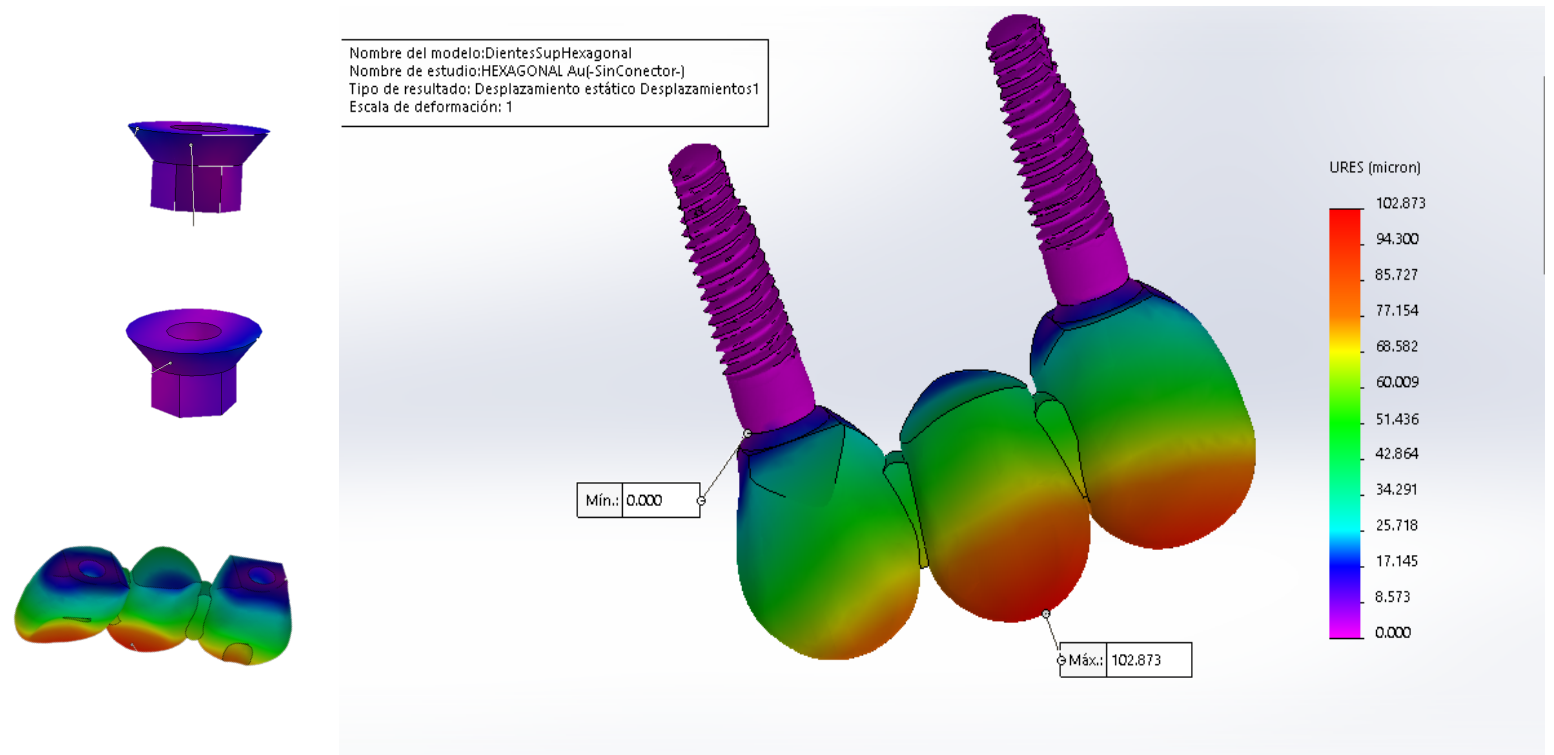


Figura 20. Desplazamiento oro aditamentos hexagonales

DESPLAZAMIENTO ORO ADITAMENTOS NO HEXAGONALES

El máximo desplazamiento se presentó en la parte incisal-palatina del pónico con un valor de 440.27 μm , y el menor desplazamiento fue el implante correspondiente al canino con un valor de 10.14 μm .

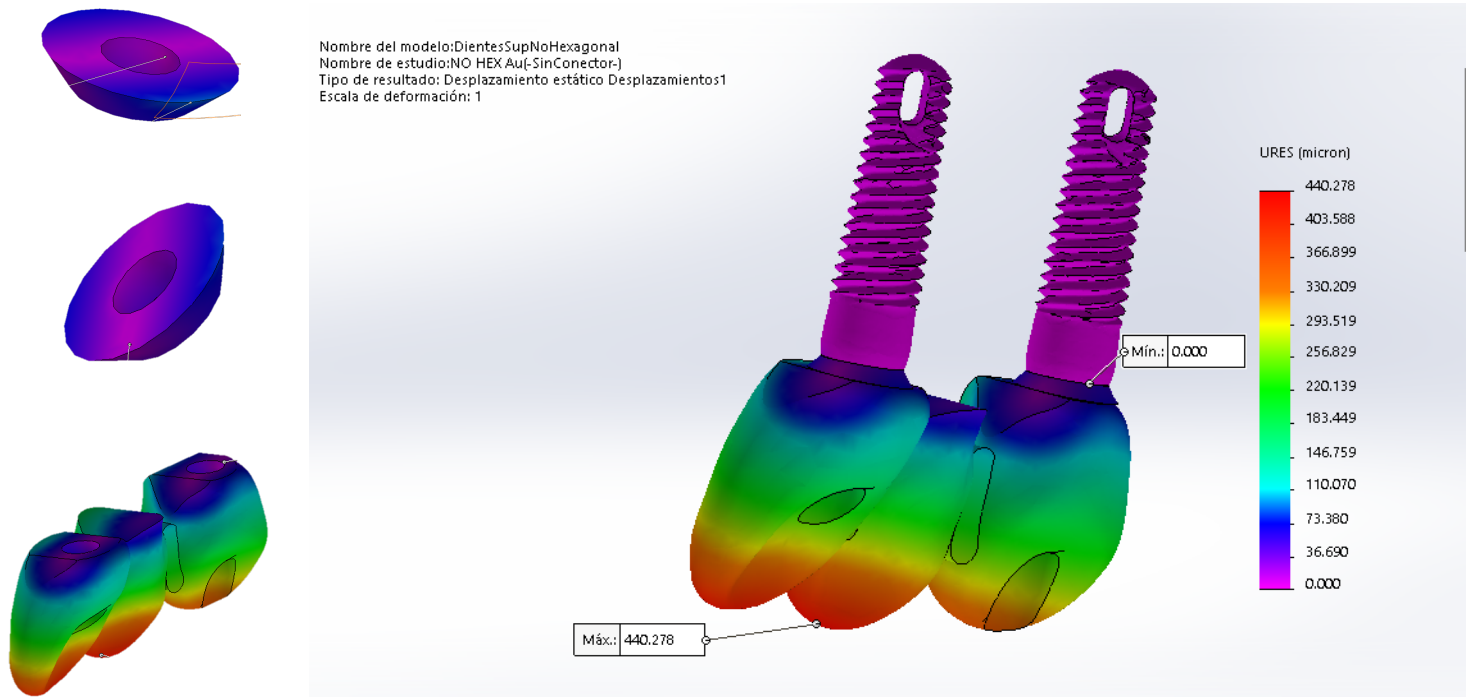


Figura 21. Desplazamiento oro aditamentos no hexagonales

DESPLAZAMIENTO ORO ADITAMENTOS HEXAGONAL- NO HEXAGONAL

El máximo desplazamiento se presentó en la parte incisal-palatina del pónico con un valor de 234.304 μm , y el menor desplazamiento fue el implante correspondiente al central con un valor de 8.412 μm .

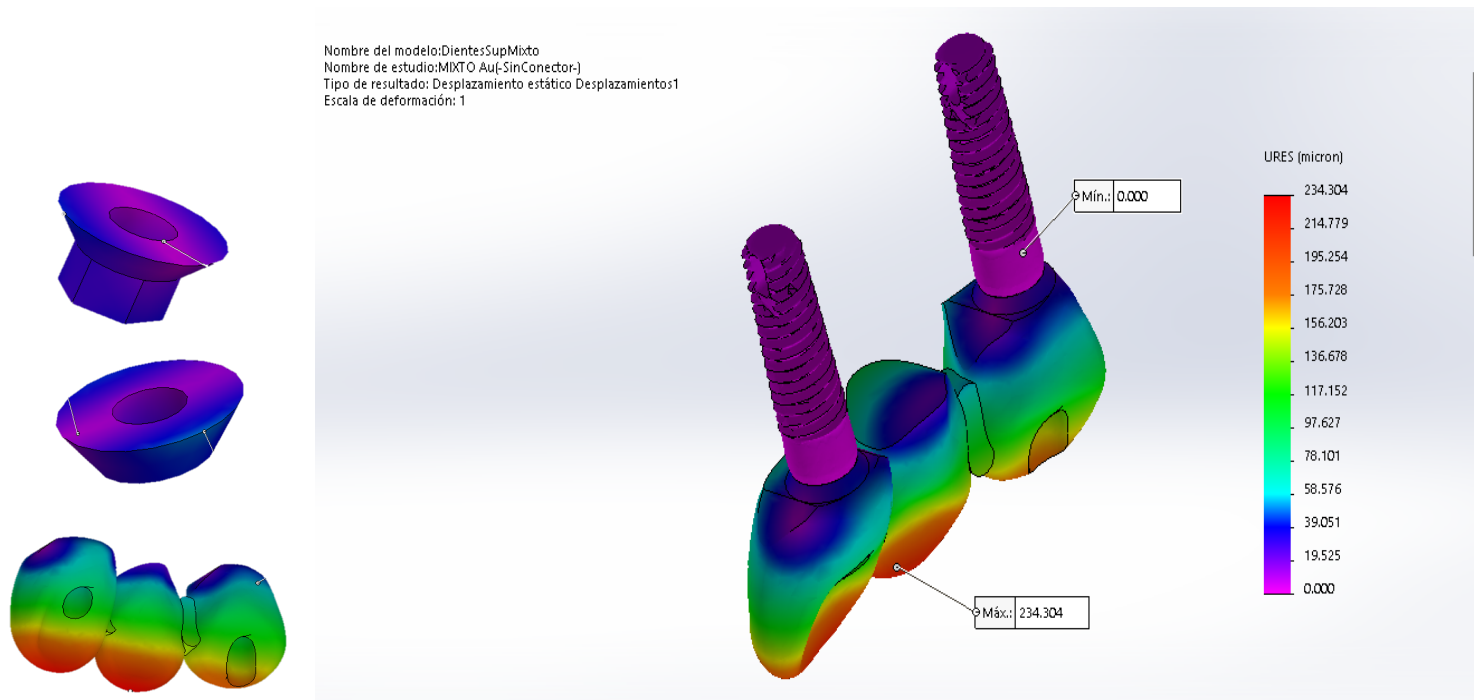


Figura 22. Desplazamiento oro aditamentos hexagonal- no hexagonal

Para la variable de deformación, (Tabla 9) se muestran los valores máximo y mínimo de las diferentes combinaciones de los aditamentos y los diferentes materiales empleados en el estudio.

Se pudo observar que, en cada combinación de los aditamentos, éstos presentan el mayor desplazamiento en diferente zona, así como por el tipo de material empleado.

Tabla 9. Deformación en ESTRN obtenidas por medio de Elementos Finitos

		Zirconio (ESTRN)						Oro (ESTRN)					
		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>No hexagonal-hexagonal</i>		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>No hexagonal-hexagonal</i>	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Canino	Implante	0.03	0.00	0.07	0.00	0.06	0.00	0.03	0.00	0.02	0.00	0.05	0.00
	Aditamento	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00
	Tornillo	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00
Central	Implante	0.01	0.00	0.05	0.00	0.03	0.00	0.02	0.00	0.01	0.00	0.03	0.00
	Aditamento	0.00	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00
	Tornillo	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.00
Prótesis		0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

Fuente propia

DEFORMACIÓN ZIRCONIA ADITAMENTOS HEXAGONALES

La máxima deformación se presentó alrededor de las plataformas de los implantes, en el análisis unitario el máximo fue en la plataforma del implante correspondiente al canino con un valor de 0.029 y la menor deformación fueron los tornillos de ambos implantes.

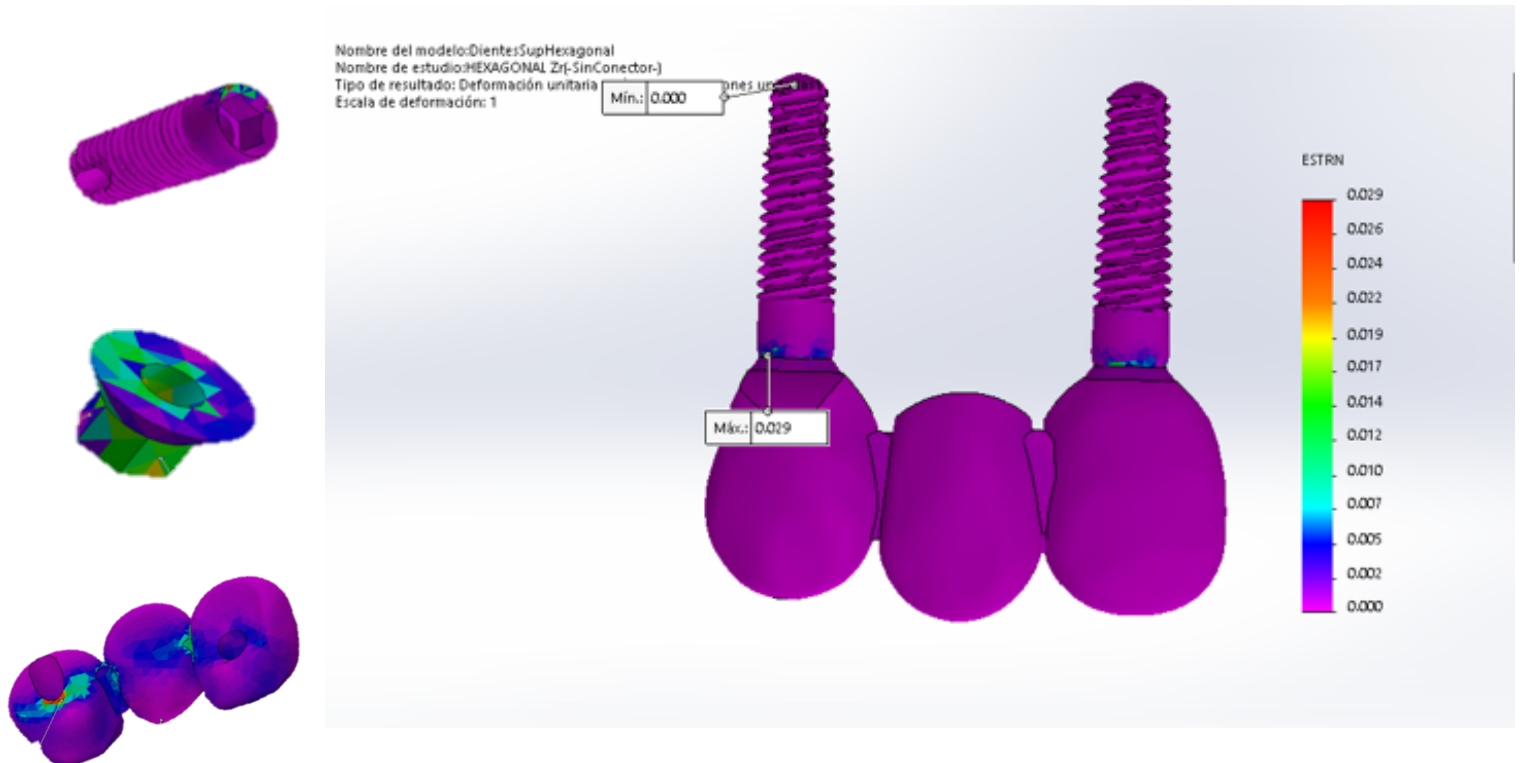
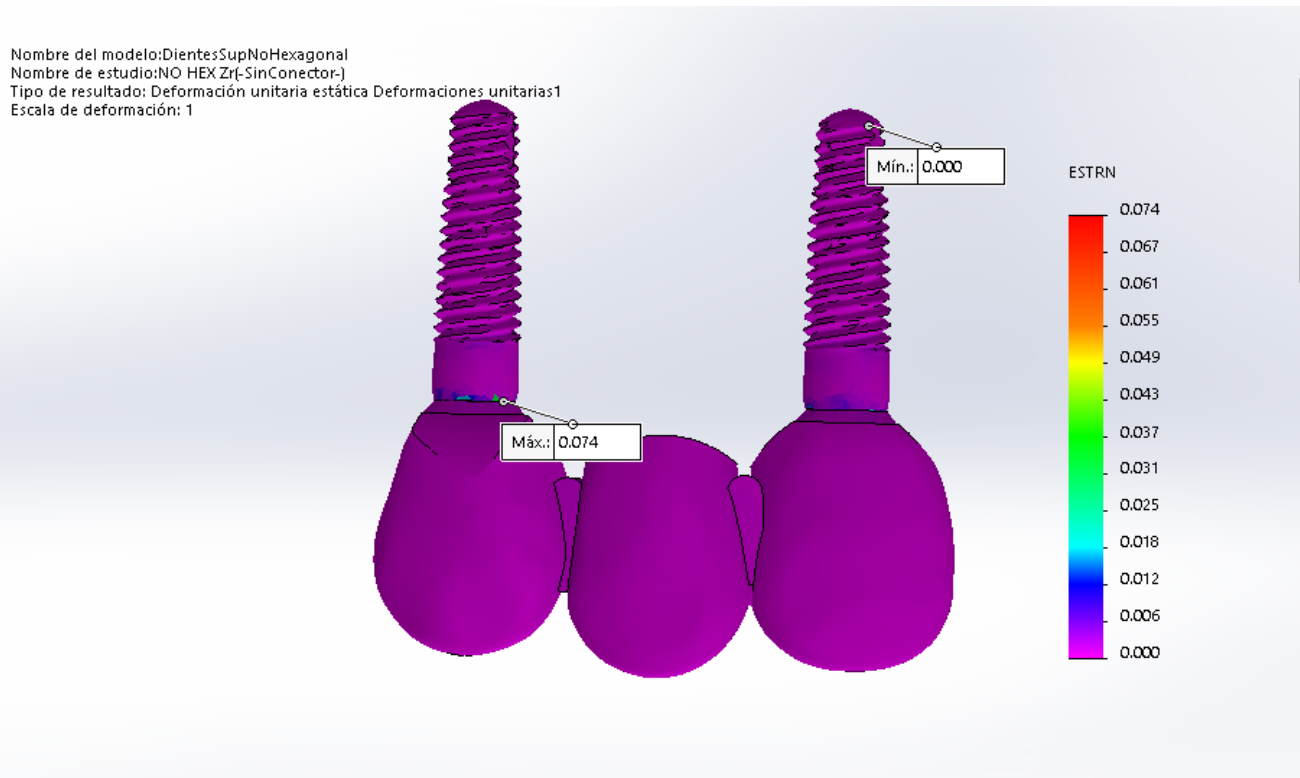


Figura 23. Deformación zirconia aditamentos hexagonales

DEFORMACIÓN ZIRCONIA ADITAMENTOS NO HEXAGONALES

El máximo desplazamiento fue alrededor de las plataformas de los implantes, en el análisis unitario el valor máximo fue la plataforma del implante del canino con un valor de 0.074 y el menor fue en la prótesis, en la base de la corona correspondiente al central con un valor máximo de 0.001.



DEFORMACIÓN ZIRCONIA ADITAMENTOS HEXAGONAL-NO HEXAGONAL

El máximo desplazamiento se presentó alrededor de las plataformas de los implantes, en el análisis unitario el máximo de deformación fue en la plataforma del implante del canino con un valor de 0.055, y el valor mínimo fue en la prótesis con una máxima de .001 ESTRN.

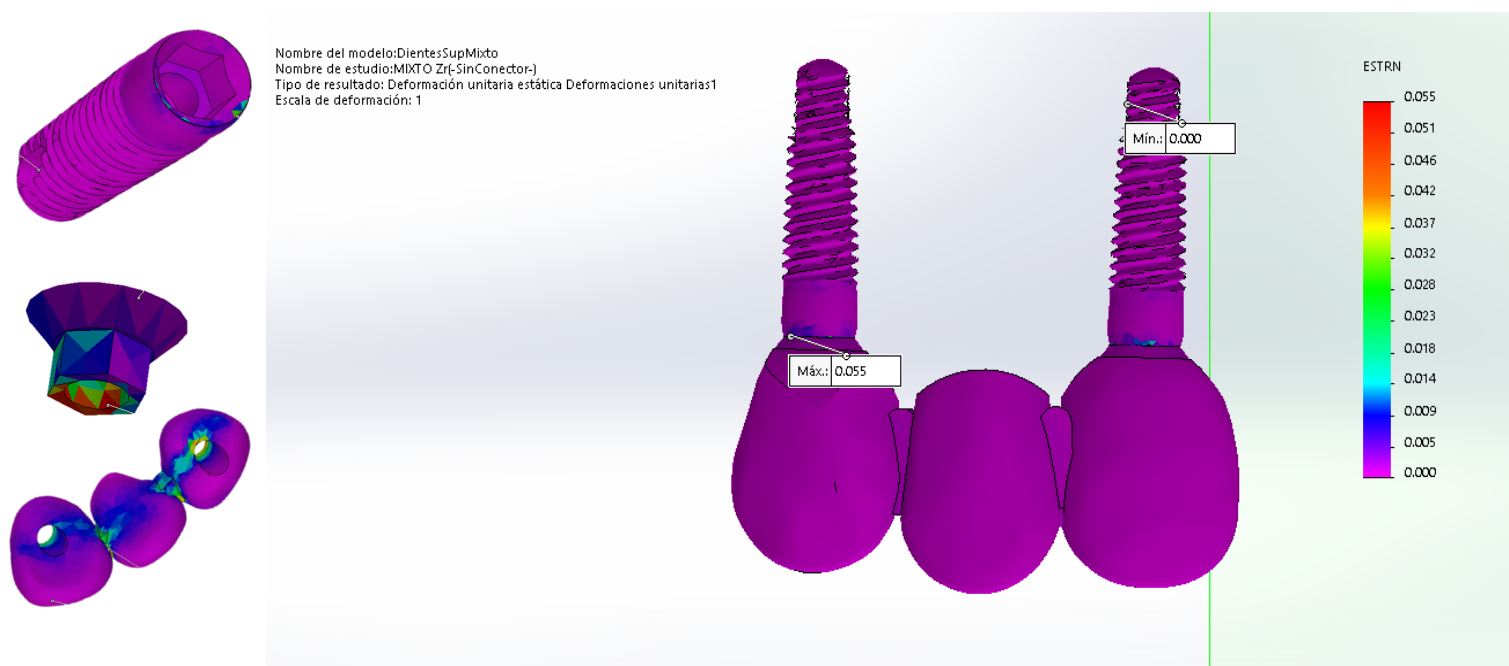


Figura 25. Deformación zirconia aditamentos hexagonal-no hexagonal

DEFORMACIÓN ORO ADITAMENTOS HEXAGONALES

El máximo desplazamiento se presentó alrededor de las plataformas de los implantes, en el análisis unitario el valor máximo fue en la plataforma del implante correspondiente al canino con un valor de 0.031 y el mínimo en los tornillos con un valor de 0.000

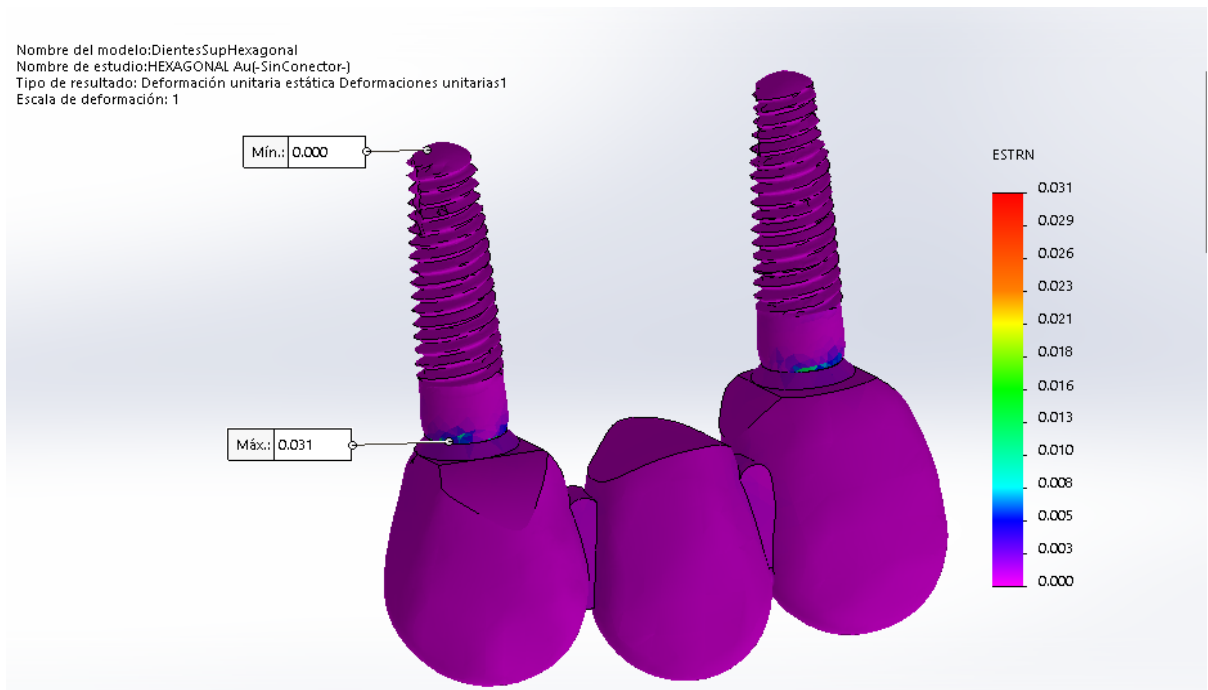


Figura 26. Deformación oro aditamentos hexagonales

DEFORMACIÓN ORO ADITAMENTOS NO HEXAGONALES

El máximo desplazamiento fue alrededor de las plataformas de los implantes, en el análisis unitario el valor máximo fue en la plataforma del implante del canino con un valor de 0.018.

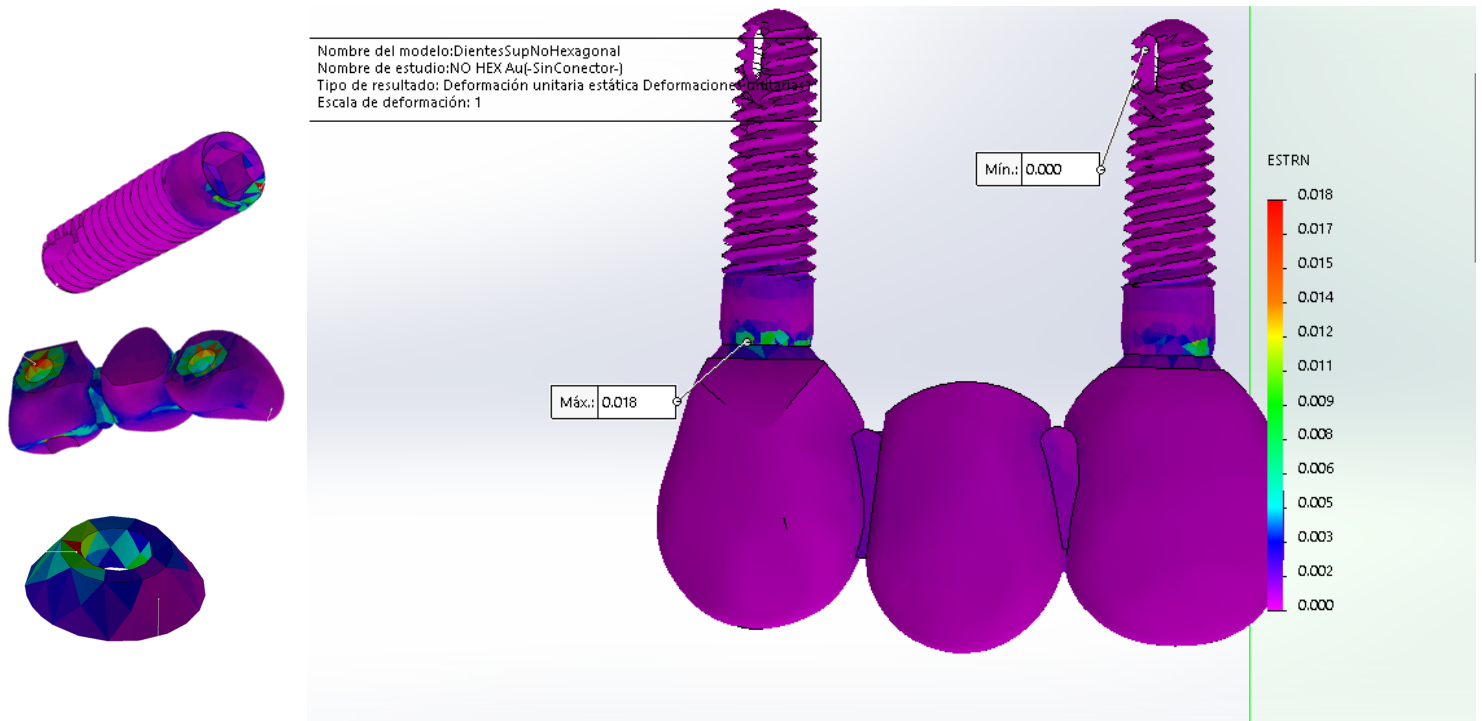


Figura 27. Deformación oro aditamentos no hexagonales

DEFORMACIÓN ORO ADITAMENTOS HEXAGONAL-NO HEXAGONAL

El máximo desplazamiento se presentó alrededor de las plataformas de los implantes, en el análisis unitario el valor máximo fue en la plataforma del implante del canino con un valor de 0.053, y el mínimo fue en la prótesis con un valor de .002.

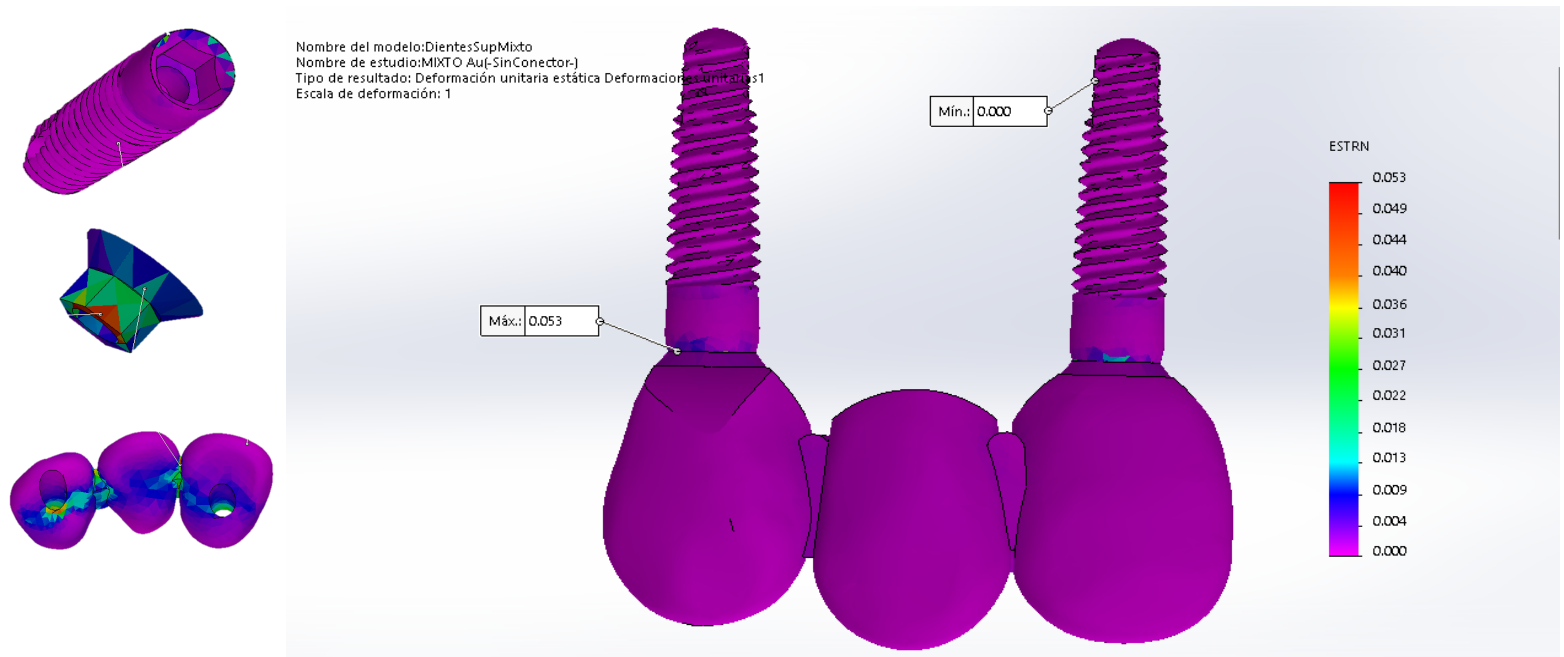


Figura 28. Deformación oro aditamentos hexagonal-no hexagonal

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los resultados se integraron en las hojas de control y en el programa Excel, se realizó estadística descriptiva (media) de los valores mayores y menores de los datos cuantitativos de las variables de estudio.

DISCUSIÓN

El análisis tridimensional de elementos finitos es utilizado ampliamente para analizar los efectos biomecánicos en los implantes, ya que de manera gráfica permite la representación de la transferencia de la carga oclusal que se desea colocar en cada uno de los componentes del sistema del implante, y con esto simular las fuerzas de masticación.

Este estudio se centró en el análisis de la tensión, la deformación y el desplazamiento de una prótesis implantosoportada en el sector anterior, con combinaciones de aditamentos hexagonales y no hexagonales, por lo que fue necesario el escaneo de los implantes y los aditamentos, así como también el modelado de una prótesis. Estos modelos muestran una aproximación a las diferentes situaciones clínicas que se pudieran presentar con el uso de estas combinaciones.

Los resultados de este estudio mostraron que la combinación de aditamentos hexagonales produjeron una mejor distribución del estrés generando menor tensión en sus componentes en cualquier metal: oro o zirconia, ya que los bordes en su diseño hexagonal le proporcionan propiedades antirrotacionales mediante la reducción de micromovimientos que pueden generar una mala distribución de las cargas. Por otra parte, las combinaciones de aditamentos no hexagonales produjeron el mayor grado de tensión en las plataformas internas de los implantes y los aditamentos. Los valores que se presentaron en la prótesis de zirconia con estos aditamentos son mayores a la prótesis de oro, esto pudiera deberse a que la zirconia es un metal con un alto grado de resistencia a la tracción (900 a 1200 Mpa) y a la compresión (2000 Mpa)⁶⁸ y las fuerzas se transmitieron a la conexión pilar-aditamento.

Con respecto al desplazamiento de cada uno de los componentes de las prótesis con las diferentes combinaciones, la que presentó un mayor desplazamiento fue la de aditamentos no hexagonales, seguido de la combinación de aditamentos hexagonal-no hexagonal y por último la combinación de aditamentos hexagonales, el valor de mayor desplazamiento fue reflejado en el pónico de la prótesis de todas las combinaciones, en ambos materiales, sin embargo en la prueba que se realizó

con el oro tipo III, está fue superior al de la zirconia. Esto se debe principalmente a la libertad de movimiento que proporciona el aditamento no hexagonal, y también al módulo elástico de la zirconia ya que este le confiere una mayor rigidez, contrario al módulo elástico del oro.³⁴

En el análisis de deformación existió un mayor valor en todas las combinaciones de aditamentos en las prótesis de zirconia siendo el implante correspondiente al canino el que presentó los máximos valores.

Según diversos autores como Syafiqah et al.,⁶⁵ analizaron el micromovimiento y la distribución del estrés en diferentes conexiones de implantes y por medio de un análisis tridimensional concluyeron que los aditamentos cónicos o no hexagonales producían un mayor micromovimiento. Mohamed I. et al.,⁶⁸ evaluaron por medio de un análisis tridimensional de elementos finitos, el tipo de material de aditamentos y la distribución de estrés, en el que la tensión y deformación se va a ver mayormente reflejada en restauraciones con materiales más rígidos como la zirconia, porque estos transfieren el estrés a la corona, el implante y sus componentes. Butz G. et al.³⁴ mencionaron que la interfaz entre el implante de titanio y un aditamento de zirconia, es propensa al desgaste y a la abrasión, durante los procesos masticatorios, siendo la plataforma del implante la que sufre el desgaste debido a la rigidez de la zirconia. Esto puede llegar a explicar que el grado de tensión y deformación fue mayor en las combinaciones de los grupos de zirconia.

CONCLUSIÓN

Dentro de las limitaciones de este estudio, se puede decir que, si la colocación de los implantes logra un paralelismo adecuado entre ellos, la combinación de aditamentos hexagonales favorecería la distribución de las cargas, de esta forma se reduciría la tensión, el desplazamiento y la deformación en cada uno de los componentes de la rehabilitación protésica, ya sea en una rehabilitación en oro tipo III o zirconia.

Sin embargo, el tejido óseo no siempre se presenta de manera homogénea en boca o alguna estructura anatómica impide la colocación paralela de los implantes y es ahí cuando el clínico debe variar las angulaciones al momento de realizar la planeación quirúrgica. Es probable que si hay cambios en las angulaciones de los implantes exista un cambio en las fuerzas de tensión, desplazamiento y deformación.

Por lo tanto, se concluye que:

- Los mayores valores de tensión, deformación y desplazamiento se presentaron en la combinación de aditamentos no hexagonales con el material de zirconia.
- Los menores valores en los análisis de tensión, desplazamiento y deformación se obtuvieron de la combinación de aditamentos hexagonales tanto en la zirconia como el oro.

ALCANCES DEL ESTUDIO

Se sugiere que se continúe con esta investigación tomando en cuenta otros escenarios clínicos en el que los implantes no conserven su paralelismo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R. Fundamentos Esenciales en prótesis fija. 3ed. Berlín: Editorial Quintessence S.L; 1984: 218-226.
2. Alley BS, Kitchens GG, Alley LW, Eleazer PD. A comparison of survival of teeth following endodontic treatment performed by general dentists or by specialists. *Oral Surg.* 2004; 98:115-8.
3. Zuluaga OH. Evaluación funcional de las restauraciones protésicas fijas. Serie de casos. *Universitas Odontológica.* 2016; 35:75.
4. Casemo B, Lausmaer J. Selection and surface characteristics, osseintegrated implants in the treatment of the edentulous prostheses. Berlín: Editorial Quintessence S.L;1985: 217-234.
5. Donovan TE, Derbabian K, Kaneko L, Wight L. Esthetic considerations removable prosthodontics. *J Esthetic Restoration Dental.* 2001;13: 241-53.
6. Mijiritsky E. Implants in conjunction with removable partial dentures: a literature review. *Implant Dental.* 2007;16: 146-54.
7. Tran Chi, LaBarre E, Landesman HM. A removable partial denture using an esthetically designed round-rest distal clasp on maxillary anterior abutment teeth: A clinical report. *J Prosthetic Dentistry.* 2009;102: 286-9.
8. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 879-85.
9. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Rest.* 2004;15: 667-76.
10. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Rest.* 2008;19: 119-30.
11. Binon P, Weir D, Watanabe L, Walker L. Implant component compatibility, tissue integration in oral, orthopedic & maxillofacial reconstruction. Chicago: Editorial Quintessence; 1992: 218-226.
12. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002; 88:604–610.
13. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001; 86:24–32.
14. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62:581-585.
15. Niznick GA. The Core-Vent™ implant system. The evolution of the osseointegration implant. *Oral Health;* 1983; 73:13-17.
16. Niznick GA. The implant abutment connection: The key to prosthetic success. *Compend Cont Educ Dent;* 1991;12: 932-37.
17. Dalton R. Manual de prótesis sobre implantes. Brasil: Editorial Artes médicas; 2007. Cap 3, 31-41.
18. Pedrola F. Implantología oral: alternativas para una prótesis exitosa. 1ed. Bogotá: Amolca; 2008. 51-64; 153-66.
19. Carl F, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. Glossary of Prosthodontic Terms Committee. 2017. The journal of prosthetic dentistry, Vol 117.

20. Gallardo YN, López H. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Rev Estomatol Herediana*. 2011; 21:159-165.
21. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implant Res*. 2012; 23:202-16.
22. Kawahara H. Oseointegración bajo carga inmediata: tensión/compresión, biomecánica y formación/reabsorción del hueso. *Implant Dentistry*. 2003.
23. Misch, C. Contemporary implant dentistry. 3rd. ed. St. Louis: Mosby Elsevier. 2008.
24. Peñarrocha, M. Implantología oral. Barcelona. 1a. Edición. Barcelona: Ars Médica; 2001. p. 3-13.
25. Siddiqui AA, O'neal r, nummikoski P, Pituch D, Ochs M, Huber H, chung w, Phillips K, wang lc. Immediate loading of single-tooth restorations: one-year prospective results. *J Oral Implantol*. 2008;34:208-218.
26. Mihalko wM, May tc, Kay Jf, Krause wP. finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent*. 1992;1:212-217.
27. https://www.zimmerbiometdental.com/en-US/wps/wcm/connect/dental/daae07-a732-489b-8c9a-e96ef55cce1a/ZB0046ES_REV_A_TSV_Implant_Brochure_final_SECURED.pdf?MOD=AJPERES&CACHEID=ROOTWORKSPACE.Z18_1O041O02L8PAF0A9JPRUH520H7daae07-a732-489b-8c9a-e96ef55cce1a.(consultado consultado última vez: 6 junio-2020).
28. Richter EJ: Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;61:602-609
29. Lundgren D, Laurell L: Biomechanical aspect of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol 2000* 1994;4:23-40.
30. Gómez Ma, Campos A. Histología, Embriología e Ingeniería tisular bucodental. México: Editorial médica Panamericana. 4^{ta} Edición. 2019: 355-392.
31. Langer B, Rangert B: Biomechanical interaction between implants and teeth. In: Nevins M, Mellonig JT (eds): *Implant Therapy: Clinical Approaches and Evidence of Success*, vol 2. Chicago, IL, Quintessence, 1998, pp. 47-51.
32. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implant Res*. 2012; 23:202-16.
33. Celemín A. Complicaciones en prótesis fija sobre implantes. *Gaceta dental: Industria y profesiones*. 2006; 170:110-145.
34. Butz, F., Heydecke, g., Okutan, M., & Strub, J. R. (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J of Oral Rehabilitation*, 32(11), 838–843.
35. Bechelli AH. Diagnóstico y Planeamiento en Prótesis Oseointegrada. *Rev Asoc Odontol Argent*. 1991;79.
36. Jiménez FJ. Consideraciones biomecánicas y de oclusión en prótesis sobre implantes. *ROE*. 1996; 1:63-76.

37. Helldén LB, Ericson G, Olson CO. The crescobridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment free, passively fitting superstructures. *Int Periodontics Restorative dent*. 2005; 25:89-94.
38. Garg AK. Renova internal hex dental system: surgical and restorative versatility. *The international forum for continuing education*. 2005, Vol.17. nº 7.
39. Carl E. Misch. *Implantología contemporánea*. 1ed. Editorial Elsevier. 2009. 8:157-159.
40. Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod*. 2006; 12:120-126.
41. Van Der Bilt A, Engelen L, Pereira LJ, Van Der Glas HW, Abbink JH. Oral physiology and mastication. 2006; 89:22-27.
42. Proeschel PA. Chewing patterns in subjects with normal occlusion and with malocclusions. *Semin Orthod*. 2006; 12:138–149.
43. Ericsson I, Lindhe J. Effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol*. 1982; 9:497-503.
44. Borák L, Florian Z, Bartáková S, Prachár P, Murakami N, Ona M, Igarashi Y, Wakabayashi N. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a nite element mandible model. *Dent Mater J*. 2011; 30:448-54.
45. Benazzi S, Kullmer O, Grosse IR, Weber GW. Using occlusal wear information and nite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *J Anat*. 2011; 219:259-72.
46. Flores EI, Rovira LB, Willaert E, Peraire M, Martinez G. Relationship between jaw movement and masticatory performance in adults with natural dentition. *Acta Odontol Scand*. 2016; 74:03–107.
47. Komino M, Shiga H. Changes in mandibular movement during chewing of different hardness foods. *Odontology*. 2017; 105: 418–425.
48. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral implants Res*. 2005; 16:26-35.
49. May D, Romanos GE. Immediate implant-supported mandibular overdentures retained by conical crowns: A new treatment concept. *Quintessence International* 2006; 33: 5-12.
50. Gross MF. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *J Aust Dent*. 2008; 53:60-8.
51. Ashley ET, Covinto U, Bishop BG, Breau LG. Ailing and failing endosseous dental implants: A literature review. *J Contemp Dent Pract*. 2003; 4:15.
52. Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson. *Introducción a la osteointegración, prótesis tejido integrado. La osteointegración en la odontología clínica*. Barcelona: Quintessence. 1999; 11–76.
53. Ashley ET, Covinto U, Bishop BG, Breau LG. Ailing and failing endosseous dental implants: A literature review. *J Contemp Dent Pract*. 2003, 4:35-50.
54. Sykaras N, Lacopino AM, Marker VA, Triplett RG WR. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Imp*. 2000; 15:675–90.

55. Akca, K, I Plikciogiu, H (2001) Finite elements stress analysis of the influence of dental implant. *International Journal of oral and Maxillofacial implants* 16: 722-730.
56. Monteiro JB, Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Tango RN. 2018. The effect of resection angle on stress distribution after root-end surgery. *Iran Endod J.* 13(2): 188–194.
57. Empresa Editora Macro EIRL, Simulación con solidWorks Análisis estático lineal, Editorial Macro EIRL; septiembre 2014.
58. Callister William. Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. Barcelona, editorial Reverte S.A. 2007.
59. M. D. S. Lanza, P. I. Seraidarian, W. C. Jansen, and M. D. Lanza, "Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments," *Journal of Applied Oral Science*, vol. 19, no. 6, pp. 655–661, 2011.
60. Dogus SM, Kurtz KS, Watanabe I, Griggs JA. Effect of Engaging Abutment Position in Implant-Borne, Screw-Retained Three-Unit Fixed Cantilevered Prostheses. *J Prosthodont.* 2011; 348-354.
61. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;1276–1284.
62. Piermatti J, Hoda Y, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. 2006. *Implant Dent.* 2006;15: 427-35.
63. Tsuge T, Yoshiyuki H, Hideo M. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with Internal anti-rotation configuration. *J Dent Mat.* 2008; 27:29-34.
64. João Paulo Mendes Tribs, Amanda Maria de Oliveira Dal Piva, Alexandre Luiz Souto Borges, Marco Antonio Bottino. Influence of Shocket-shield technique on the biomechanical response of dental implant: Three-dimensional finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2020.
65. Saidin Syafiqah, Abdul Kadir M, Sulaiman E, Abu Kasim E. Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *J of dentistry* 40 (2012); 467–474.
66. Cleidel A., Fellipo R, Joel F, Victor E. Research article: Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Healthcare Engineering*, Volume 2018.
67. Won-kyung J, Won-sup L, Ho-Beom K. Effects of abutment screw preload in two implant connection systems: A 3D finite element study. *J of Prosthetic Dentistry.* 2019, Volume 122: 474–474.
68. Mohamed I. , Usama M., Husien A, Raafat A. and Salah A. Effect of different abutment materials of implant on stress distribution using three-dimensional finite element analysis. *Medical Research Journal* 2013, Vol 12 No 2.

69. Tinschert J, Natt G, Mautsch W. Fracture resistance of lithium disilicate, alumina and zirconio based three unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Internacional Journal of Prosthodontic*. 2001; 14: 231-238

ANEXOS

ANEXO 1. Hoja de vaciado de TENSIONES en Excel.

		Zirconio (MPa)						Oro (MPa)					
		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>Mixto</i>		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>Mixto</i>	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
	Implante	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Canino	Aditamento	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Tornillo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Implante	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Central	Aditamento	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Tornillo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Prótesis		-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

ANEXO 2. Hoja de vaciado de Desplazamientos en Excel.

		Zirconio (μm)						Oro (μm)					
		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>Mixto</i>		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>Mixto</i>	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
	Implante	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Canino	Aditamento	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Tornillo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Implante	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Central	Aditamento	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Tornillo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Prótesis		-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

ANEXO 3. Hoja de vaciado de TENSIONES en Excel.

		Zirconio (ESTRN)						Oro (ESTRN)					
		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>Mixto</i>		<i>Hexagonal</i>		<i>No Hexagonal</i>		<i>Mixto</i>	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Canino	Implante	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aditamento	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Tornillo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Central	Implante	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Aditamento	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	Tornillo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Prótesis		-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-