



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS DE POSGRADO

TESIS

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

PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRA EN ESTOMATOLOGÍA CON OPCIÓN TERMINAL EN REHABILITACIÓN ORAL

JUNIO 2020

PRESENTA

**L.E. Rosa Maria Foncerrada Jacobo
ID.218450014**

**Responsable del proyecto
M.E.I. Guillermo Franco Romero
ID.100294988**

**Director Disciplinario
M.O.R.O. Gerardo Quiroz Petersen
ID.100330044**

**Director Metodológico
D.C. Carolina Samano Valencia
ID.100526470**

**Lector
M.E.I. Ana Karina Ley
ID.2224553060**

**Asesor externo
Dr. Jimmy Londono**



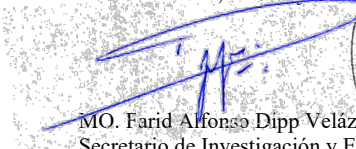
Oficio No. FESIEP/121/2020

C. Rosa María Focerrada Jacobo
Matrícula: 218450014
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 posterior con 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 16 de junio de 2020.


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



Facultad de Estomatología | 31 Poniente 1304, Col. Volcanes,
Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

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

Para obtener el Grado de: **Maestro(a) en Estomatología con opción terminal Rehabilitación Oral**
Registro CIFE: 2019117 Fecha: 29 junio 2020

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

Nombre del alumno: Foncerrada Jacobo Rosa María **Matrícula:** 218450014

Domicilio: Vista Magna 1452 Fraccionamiento La vista.

Tel: 2223564685

Fecha de ingreso a la Facultad: 8 de 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: Gerardo Quiroz Petersen Grado académico: **Maestría en Ciencias Estomatológicas en Integral** Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100330044 Tel: 2221828416

Firma:

Director metodológico: Carolina Sámano Valencia Grado académico: Adscripción: **Doctora en Ingeniería y ciencia de materiales** ID: 100526470 Tel: 4448191822

Firma:

Lector: Ana Karina Ley Grado académico: **Maestría en Ciencias Estomatológicas en Integral**

Adscripción: **Facultad de Estomatología** ID: 100215766 Tel: 2224553060

Firma:

**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPTIVAL**

**Nombre y firma de aprobación Responsable de la Maestría en Estomatología con Opción terminal en
Rehabilitación Oral**

M.E.I. 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: 29 de Junio 2020

Sello _____

AGRADECIMIENTOS

Tabla de contenido

1.INTRODUCCIÓN	9
2. PALABRAS CLAVE	11
3.ANTECEDENTES GENERALES	12
HISTORIA DE LOS IMPLANTES	12
DIFERENCIAS ENTRE IMPLANTE Y ÓRGANOS DENTARIOS.....	13
ADITAMENTOS	14
ELEMENTOS FINITOS	19
TENSIÓN.....	21
DESPLAZAMIENTO	21
DEFORMACIÓN UNITARIA EQUIVALENTE	21
4.ANTECEDENTES ESPECÍFICOS	23
5. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN...	26
6. JUSTIFICACIÓN	28
7.OBJETIVOS	30
7.1 OBJETIVO GENERAL.....	30
7.2 OBJETIVOS PARTICULARES O ESPECÍFICOS	30
8.MATERIALES Y MÉTODOS	31
8.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	31
8.2 MUESTRA	31
8.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN	31
8.3.1 INCLUSIÓN.....	31
8.3.2 EXCLUSIÓN	31
8.3.3 ELIMINACIÓN.....	31
8.4 VARIABLES	32
8.5 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL	35
8.6 PROCEDIMIENTOS, TÉCNICAS Y FUENTES DE RECOLECCIÓN	35
8.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO	38
8.8 LOGÍSTICA	38
8.9.1 RECURSOS HUMANOS	38
8.9.2 RECURSOS MATERIALES	38

8.9.3 RECURSOS FINANCIEROS	38
9. BIOÉTICA	39
10. RESULTADOS.....	40
11. DISCUSIÓN	64
12. CONCLUSIÓN	66
13. ANEXOS	70

RESUMEN

Objetivos: El propósito de este estudio es describir que combinación de aditamentos hexagonales y no hexagonales sufre mayor tensión, deformación y desplazamiento en una prótesis fija implantosoportada en el sector posterior mediante elementos finitos.

Materiales y métodos: Un modelo tridimensional se diseño en (Solidworks 2017, Dassault Systèmes Solidworks Corp., USA) en el sector posterior de la mandibula. Se colocaron dos implantes zimmer paralelos, con una prótesis fija de 3 unidades. Se realizaron 3 combinaciones de aditamentos: hexagonal- hexagonal, no hexagonal- no hexagonal, no hexagonal- hexagonal. Los aditamentos y prótesis se analizaron en dos materiales distintos: oro tipo III y zirconia. Se sometieron a una carga de 645 N en los puntos de máxima oclusión. Y se observó la tensión, desplazamiento y deformación en cada uno de los elementos que conformaba los modelos.

Resultados: El grupo de aditamentos hexagonales- hexagonales es el que menos tensión, desplazamiento y deformación presentó debido a su contacto con la superficie de la plataforma del implante, el cual le da mayor estabilidad, mejor distribución del estrés y menos micromovimientos. Los aditamentos de zirconia sufren mayor tensión que los de oro en los tres modelos.

Conclusión: Los aditamentos hexagonales proporcionan estabilidad, lo cual reduce los micromovimientos. En una prótesis implantosoportada en el sector posterior en donde los implantes esten totalmente paralelos se sugiere el uso de aditamentos hexagonales para mayor estabilidad y longevidad.

1.INTRODUCCIÓN

La pérdida de órganos dentarios en los pacientes se presenta por diversas causas a lo largo de la vida que pueden llevar a la pérdida de función masticatoria y de estética. El Estomatólogo reemplaza esta pérdida integrando todos los medios de diagnóstico, análisis estético, análisis radiográfico y de ser necesario tomográfico para seleccionar

el mejor tratamiento.

Las opciones de tratamiento convencionales son las prótesis removibles y las prótesis totales, que al no estar fijas tienen poca estabilidad y pueden ocasionar inconvenientes al paciente.

Otra opción de tratamiento es una prótesis fija, sin embargo, presenta la desventaja de desgastar los órganos dentarios adyacentes al espacio edéntulo, en algunos casos órganos dentarios sanos.

Hoy en día el uso de implantes dentales es la opción que más se asemeja a un órgano dentario, debido a las ventajas que presenta, entre ellas una mayor longevidad, evitar la pérdida ósea al conservar la función sobre el hueso, la sensación masticatoria y su similitud a un diente. A la hora de considerar la rehabilitación con un implante dental debemos tener en cuenta que existen diversos tipos de conexiones que unen el aditamento con la plataforma del implante, diámetros, materiales, superficies entre otros. Se debe seleccionar previamente el aditamento que más éxito tendrá para la rehabilitación integrando los medios de diagnóstico, considerando si es un implante unitario o una prótesis con más de dos implantes.

Generalmente al colocar un implante unitario se elige un aditamento con conexión anti-rotatorio o hexagonal debido a que es necesario que este fijo y no tenga rotación sobre el eje del implante. Sin embargo, cuando hay más de un implante y se hace una prótesis atornillada, la anti-rotatoria o hexagonal del aditamento, puede dificultar o imposibilitar que la conexión de los aditamentos entre a la conexión del implante con pasividad. Por lo que es necesario utilizar una conexión rotatoria o no hexagonal debido a la pasividad, una buena adaptación a la plataforma, mejor salud periimplantaria entre otras debido a que se generará un menor estrés en el tornillo y se distribuirán mejor las fuerzas oclusales.

En la literatura hay muy pocos artículos o estudios que demuestren que aditamentos darán un mejor resultado a largo plazo.

En este estudio se pretende evaluar con elementos finitos los aditamentos (conexión hexagonal y no hexagonal) en una prótesis implanto soportada en el sector posterior aplicando una carga constante para determinar que combinación genera los mejores resultados, evitando la fractura del tornillo, el fracaso del implante, e incluso la misma

pérdida de la prótesis.

2. PALABRAS CLAVE

Implantes, aditamentos, hexagonal, no hexagonal, falla estructural

3.ANTECEDENTES GENERALES

En la práctica se observa la pérdida frecuente de órganos dentales, lo que le dificulta al paciente el proceso de masticación , teniendo como consecuencia problemas estéticos, psicológicos y funcionales.

Una adecuada alimentación es esencial para una buena salud. El mal estado nutricional se asocia con la fragilidad y una dieta desequilibrada aumenta el riesgo de enfermedades sistémicas. El numero de dientes en una persona desnutrida es menor, ademas un numero reducido de dientes se asocia con mayor mortalidad, lo que sugiere una asociación entre la condición oral con el estado de salud sistémico. La pérdida de dientes disminuye significativamente las vitaminas y la fibra dietética.

La prótesis parcial fija es uno de los procedimientos más comunes para reemplazar dientes perdidos. (1).

El Journal of Prosthodontics “JPD” describe a una prótesis fija como cualquier prótesis que se fije a un diente o dientes naturales, o a uno o más implantes dentales /aditamento del implante.(2)

Historia de los implantes

Los implantes dentales representan uno de los temas más atractivos y con un desarrollo más acelerado en la Odontología de las últimas décadas; actualmente suponen una alternativa clara y viable para el tratamiento rehabilitador con prótesis removibles y fijas. (3)

Un implante se define como cualquier objeto o material, sustancia aloplástica u otro tejido, que se inserta parcial o completamente o se injerta en el cuerpo con fines terapéuticos, de diagnóstico, prostodónticos o experimentales.

La primera prótesis de la que se tiene constancia es una implantación necrósica, realizada durante el Neolítico (hace unos 9 000 años). Este hallazgo tuvo lugar en el poblado de Fahid Suarda, en Argelia. El cráneo encontrado era de una mujer joven y presentaba un fragmento de falange de un dedo introducido en el alvéolo

del segundo premolar superior derecho.

En el año 1931, un arqueólogo llamado Popenoe descubre en Honduras una mandíbula la cual tenía introducidos en los alveolos de los incisivos restos de fragmentos de concha Sagaamote. Al realizar estudios radiológicos se encontró hueso compacto a su alrededor, esto hizo suponer que los fragmentos se introdujeron en vida.

En la edad media se utilizaban los trasplantes dentales, donados por los plebeyos y sirvientes para donar a los militares y nobles. Estas prácticas fueron abandonadas debido a los fracasos y la transmisión de enfermedades.

A finales de Siglo XIX y principios de XX, se crearon raíces con iridio, plomo, cerámica, etc. Para introducirlas en alvéolos de extracciones recientes. En 1809, Maggiolo introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído. En 1910, Greenfield utilizó una cesta de iridio y oro de 24k la cual introdujo en el alvéolo. Este es considerado el científico que documentó las bases de la implantología moderna.

En 1982, Branemark en Toronto, presenta al mundo odontológico la osteointegración y su implante en forma de tornillo. Es en este momento cuando empieza la era científica o era de implantología moderna. (4)

Un implante dental aumenta la fuerza máxima de mordida y la capacidad de masticación, son más efectivas que las dentaduras removibles para la ingesta de nutrientes y alimentos. Estudios revelaron que prótesis fijas soportadas por implantes en pacientes con regiones edéntulas posteriores condujeron a un aumento en productos vegetales y soja, resultando una mejor ingesta de nutrientes. (1)

Diferencias entre implante y órganos dentarios

Una de las mayores diferencias entre un diente y un implante es el ligamento periodontal, los implantes están osteointegrados directamente al hueso y no

presentan propiedades viscoelásticas como el ligamento periodontal.

Un diente natural con salud periodontal tiene una movilidad de 50 a 200 micrómetros, mientras que un implante osteointegrado solo se mueve de 0 a 10 micrómetros, que es el resultado de la flexibilidad del hueso.

Para compensar esta diferencia, se usan conectores no rígidos o un implante con un elemento que absorbe el estrés. (5)

En la boca, las restauraciones dentales están sujetas a cargas cíclicas durante la función entre 60 y 250 N y por períodos cortos entre 500 y 800N; Sin embargo, para las fuerzas oclusales el rango varía según la ubicación. El rango máximo en la región molar es de 400 a 890 N, en premolares de 222 a 445 N, en la zona de caninos de 133 a 334 N y en la región de los incisivos o dientes anteriores de 89 a 111 N (6)

La generación de la fuerza masticatoria depende de la acción, orientación, volumen y coordinación de músculos masticatorios. (7)

Eventualmente hay diferentes tipos de estrés que sufre el hueso comparado con un diente natural bajo las fuerzas de masticación.

Los implantes dentales están sometidos a cargas funcionales y anclados a hueso, para compensar la movilidad se usan aditamentos que ayuden a absorber el estrés y distribuirlo en la cavidad Oral.

Aditamentos

Un aditamento es un componente intermediario entre el implante y la restauración, es responsable de transmitir las fuerzas oclusales de la corona a los elementos del implante da retención, soporte y la posición final de la restauración.

Los materiales comúnmente usados para fabricar los aditamentos son zirconia, titanio y oro. (8)(9)

La evolución de los aditamentos pasó de conexión externa a conexión interna.

La conexión externa (Figura 1) surgió en el implante de Branemark el cual tiene un

hexágono externo de aproximadamente 0.7 mm. Las complicaciones de este tipo de hexágono eran la pérdida de tornillo del aditamento y la fractura. Por lo tanto, el hexágono externo evolucionó a conexión interna por necesidad protésica, buscando un mecanismo de anti-rotación.

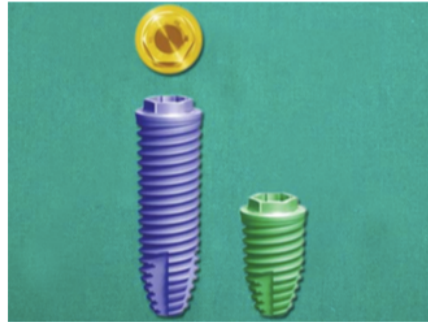


Figura 1.-Conexión externa. Muley N 2012.

Los objetivos de este nuevo diseño (Figura 2) eran mejorar la estabilidad de la conexión, la función, y simplificar al clínico el proceso de rehabilitación. Los primeros implantes con conexión interna fueron diseñados con 1.7 mm de profundidad del hexágono. Este fue el de la casa Corevent desarrollado por Niczick en el año de 1986. Este diseño tenía la ventaja de distribuir mejor las fuerzas intraorales junto con el implante y una mejor estabilidad del implante con el aditamento. (10)

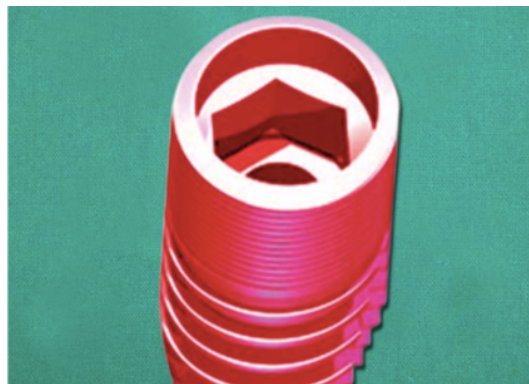


Figura 2.-Conexión interna. Muley N 2012

Las conexiones internas surgieron para reducir complicaciones que se tenían con la conexión externa. Cuando se realiza la conexión interna las complicaciones mecánicas como la pérdida del tornillo y la fractura, se reducen. Además de que el estrés y las fuerzas se distribuyen mejor alrededor del implante. (11)

Dentro de la conexión interna y externa tenemos otra clasificación:

1: Conexión externa

Hexágono externo: el hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante

2: Conexión interna:

Hexágono interno: los pilares asientan dentro de la depresión hexagonal del implante

Cono Morse: dos elementos efectúan una acción que deriva en contacto íntimo con fricción.

Syn Octa: creado por ITI combina un octágono interno con morse taper (unión de dos conos por fricción) Convergencia del cono de 8 a 16.(12)

Una vez colocado el implante debemos considerar que aditamento seleccionaremos, componentes rotacionales o anti rotacionales, para la conexión interna.

Un componente anti rotacional como su nombre lo dice previene el movimiento del aditamento en la interfaz del implante, debido al hexágono que presenta.

La cantidad de libertad entre la extensión hexagonal del implante y la contraparte del aditamento también es un factor en la inestabilidad del tornillo. El torque y la carga masticatoria pueden generar micro movimientos y deformar el hexágono del implante. Muchos estudios indican una relación entre la rotación del aditamento y la pérdida del tornillo. (13)(14)

La pérdida de tornillos y la dificultad para la pasividad en las prótesis se debía a las

cortas alturas de las paredes laterales en la conexión externa. La más reciente conexión interna no rotacional tiene una pared aproximadamente de 2.4 mm que proporciona una ventaja biomecánica.

La pasividad que presenta el aditamento con la superficie interna del implante es importante en esta conexión interna debido a que cuando tenemos múltiples aditamentos es complicado lograrla.

Para solucionar este problema se crean las conexiones rotacionales, las cuales tienen mas libertad al asentar en la superficie interna del implante.

Estas conexiones no presentan hexágono por lo que la libertad de movimiento es mayor.(14)

Las dos conexiones internas más usadas son la Rotacional y Anti- rotacional

(Figura 3)



Figura.3 Nobel Biocare® 2019 (33)

Existen distintos tipos de materiales para los aditamentos, los más comunes son:

- Titanio : existe mucha literatura que muestran que no existen contraindicaciones para el uso de aditamentos de titanio debido a la resistencia que tienen.

-Oro fundido: se desarrollo un pilar conocido como UCLA el cual está compuesto por una base de aleación de oro que se ajusta en una máquina para que ajuste perfectamente en la plataforma del implante correspondiente. Se recomienda oro tipo III o IV. La base de oro se fabrica a partir de una aleación o oxidante que

promueve la adhesión química de la aleación fundida, pero no permite la adhesión de la porcelana. Tiene una mayor elasticidad que la zirconia.

-Zirconia: El dióxido de Zirconio también conocida como zirconia es un óxido cristalino blanco de zirconio. Los avances de biomateriales han permitido la fabricación de un aditamento de zirconia de alta resistencia y biocompatible. Es el aditamento más higienico en el mercado y mantiene el sellado de la mucosa mejor que el titanio. Es recomendado en la zona anterior en casos esteticos, para pacientes con un periodonto delgado, para pacientes con su higiene oral cuestionable. Tiene un módulo de elasticidad de 210

-Acero inoxidable grado quirúrgico: desde que el sistema inmune tuvo una reacción al níquel del acero inoxidable, existen complicaciones si se deja como pilar permanente. Por lo que puede ser usado en pilares de implantes temporales solo a corto plazo.

- Polietereetercetona (PEEK):Es un polímero orgánico de color beige o blanco y un termoplástico semicristalino con excelentes propiedades de resistencia química y mecánica.cuando lo usamos como pilar de restauración provisional se espera una respuesta similar del tejido blanco como la que se observa con el uso del titanio. Son la primera opción para pilares temporales.(15)

Cuando la prótesis no ajusta bien, dar torque al tornillo puede ser perjudicial para está o las partes del implante que puede provocar fractura, pérdida de tornillos, fatiga del metal y de la cerámica. El ajuste pasivo se considera crucial para disminuir las complicaciones mecánicas. En prótesis atornilladas, se requiere un mayor ajuste pasivo debido a que no tendremos compensación por desajuste como en una prótesis cementada. (16)

Al probar ambos sistemas en hueso cortical y trabecular, las conexiones internas del hexágono mostraron valores más altos de estrés en la superficie del hueso cortical cerca del cuello del implante. Es crucial planificar el tipo, ubicación y la geometría correcta del implante para evitar sobrecargas en el sistema(17)

Por lo anterior el diseño del implante con el aditamento parece ser un factor muy importante que se relaciona con la pérdida, deformación o fractura de los tornillos del aditamento y cambios en el hueso marginal alrededor de los implantes. Un alto estrés aumenta la pérdida de hueso marginal.

Alberkston considera como éxito la pérdida de 1.5 mm de hueso alrededor del implante durante el primer año de función y menos de 0.2 mm anuales en los siguientes años sin signos de infección perimplantaria. Cuando hay una pérdida mayor, la estabilidad del implante se ve comprometida. (11)

Además del diseño del implante con el aditamento, es de crucial importancia considerar las cargas cíclicas cuando evaluamos a largo plazo los implantes dentales.

Realizar estudios de fatiga midiendo hasta el momento en que se da la falla es la mejor manera de generar datos para fractura y longevidad de los implantes y simular lo más posible a condiciones *in vivo*. (11)(18)

Elementos Finitos

Existen Tratamientos en la Odontología que requieren de una perspectiva mecánica para su evaluación como son la colocación de implantes dentales, Rehabilitaciones protésicas e incluso en tratamientos de ortodoncia.

Existe una variedad de métodos de pruebas mecánicas existentes para examinar las propiedades mecánicas un ejemplo son la fotoelasticidad, las mediciones que se basan en extensómetros, mediciones ópticas y enfoques computacionales.

Los métodos computacionales son más fáciles y flexibles para comparar los efectos de algunos parámetros en relación con las propiedades materiales de los objetos de interés.

El método de elementos finitos (MEF) es la técnica computacional en la última década gracias a la tecnología asociada con los programas que permiten diseñar y crear modelos tridimensionales.

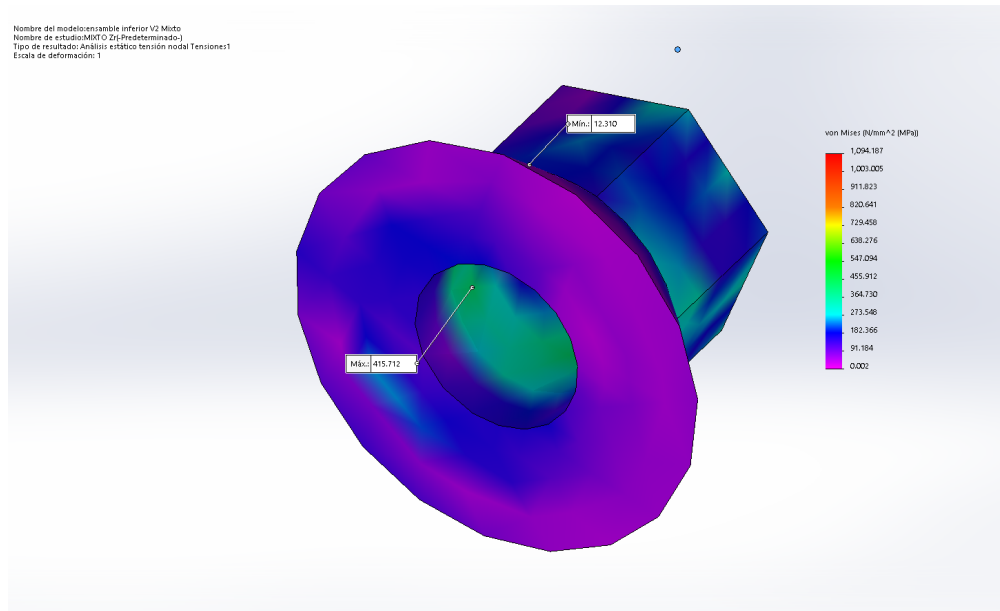


Fig. 4 Imagen representativa de un estudio de elementos finitos.

Fuente Propia

Algunos usos en el área dental son

- 1) Conocer el estrés y la distribución alrededor de las superficies del hueso tejidos e implantes dentales
- 2) Evaluación mecánica de la resistencia de los materiales utilizados para los instrumentos dentales
- 3) Encontrar la mejor ubicación de implantes para obtener distribuciones óptimas de tensión y deformación sobre el tejido óseo.

Para realizar el método de elementos finitos es necesario convertir las imágenes de la tomografía computarizada (CT) en un modelo solido 3D. (19)

En el momento de la elaboración del modelo algunas conjeturas pueden afectar el resultado de los modelos de elementos finitos. Entre ellas pueden ser la geometría del modelo, las propiedades del material, los limites aplicados y la interfaz hueso implante. Para realizar modelos más reales, se pueden usar técnicas avanzadas de imagen digital para modelar la geometría ósea con mayor detalle. Es necesario tener en cuenta que los materiales tienen naturaleza anisotrópica y no homogénea

y perfeccionar las condiciones de los límites.

El modelado de implante- hueso debe incorporar el área de osteointegración con el hueso cortical, así como el patrón del hueso trabecular.

Cuando se aplica el diseño de prótesis de implantes múltiples, se sugiere que se optimicen factores como la inclinación del implante, la posición del implante, el material de la prótesis.

Desde una vista biomecánica existen 3 clases de múltiples prótesis sobre implantes: prótesis fija implantosoportada, sobredentaduras implantosoportadas, prótesis implantosoportadas que incluyan dientes naturales e implantes.

En la elaboración de modelos algunas suposiciones afectan en gran medida la exactitud de la predicción del modelo de elementos finitos. Entre ellas la geometría del modelo, las propiedades del material, las cargas aplicadas.

En estos modelos se pueden obtener resultados como tensión, desplazamiento y deformación.(20)

Tensión

Es la reacción que se produce en el interior de la pieza a ensayar, cuando sobre ésta se aplica una carga. La tensión es siempre de la misma magnitud y de sentido contrario a la carga aplicada. Se mide en Pascales, que es la tensión que genera una carga de un Newton de fuerza aplicada sobre una superficie. (21)

Desplazamiento

La distancia que existe entre la posición final e inicial de un movimiento. Cuando es muy corta puede medirse en micras.

Deformación Unitaria equivalente

Se da cuando se somete un material a una carga, este material experimenta tensión

y deformación. La deformación es el cambio en las dimensiones del cuerpo.

Se puede medir en unidades de longitud, área o volumen, pero estas medidas van a depender del tamaño de la muestra.

La Deformación Unitaria (ϵ), se puede definir como la relación existente entre la deformación total y la longitud inicial del elemento, la cual permitirá determinar la deformación del elemento sometido a esfuerzos de tensión o compresión axial.(21)

4.ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

Piermatti et al. en el 2006 realizaron un estudio *in vitro*, el cual tuvo como objetivo examinar los efectos de la conexión sobre la estabilidad del tornillo. Se analizaron 10 ejemplos de cada uno de los siguientes sistemas: Bio-lok, Nobel Biocare, Zimmer y Astra tech. Incluyendo la base, el implante, el aditamento y la corona del molar. Se colocó una Carga de 200N (1×10^6 ciclos). Los resultados que se obtuvieron mostraron que Bio-lok perdió un 10% del torque original, Astratech perdió casi todo el torque, Mientras que Zimmer y Nobel Biocare perdieron un 50% de torque. Se concluye que aunque la conexión interna es clínicamente favorable, en este estudio no tuvo ninguna ventaja.(22)

Dogus et al. en 2010 publican un artículo cuyo objetivo fue investigar si colocar un aditamento anti rotacional en una prótesis fija de tres unidades atornillada tuvo una ventaja mecánica sobre los aditamentos rotacionales o si cambiar la posición de estos influye en los resultados. Se fabricó una prótesis fija implanto soportada de 3 unidades con Cantiléver. Se realizaron 21 modelos con implantes de 3.5 x 13 mm torquados a 32 Ncm. Teniendo como referencia tres grupos: El grupo A en el cual el aditamento hexagonal era incorporado en la unidad distal al cantiléver. En el grupo B las posiciones estaban invertidas, y en el grupo control se usaron dos no hexagonales. Se realizan pruebas de ciclos de fractura y fatiga cíclica usando una máquina hidráulica de pruebas (Minibionix II).

El componente que presentó mayor falla en todas las muestras fue el tornillo del aditamento, en algunos casos las prótesis se desalojaron. El uso de un aditamento hexagonal en una prótesis fija nos da una ventaja mecánica, al colocar un aditamento hexagonal lo más distal al cantiléver aumenta la resistencia de la fractura del tornillo. (23)

Syafiqah Saidin et al. en el 2012 publican un artículo que tiene como objetivo analizar el estrés y la distribución en la conexión de los implantes y 4 tipos de aditamentos hexagonal interno, octagonal interno, conico y trilobular. Se diseñó un modelo 3D simulando la mandíbula izquierda en el sector posterior. 4 tipos de aditamentos fueron diseñados y analizados simulando la zona de un implante en el

primer molar. En el modelo se colocó un segundo premolar, la zona del primer molar en el cual se puso un implante dental con los 4 tipos de aditamento y un segundo molar. Se realizaron cargas de 230N en sentido axial para el segundo premolar, 300 N en sentido axial para el implante en la zona del primer molar y 350 N axial al segundo molar. A todos se les aplicó una fuerza de 100 N en sentido bucolingual con una angulación de 30°. Se observó en los resultados que el aditamento hexagonal interno y octagonal produjeron patrones similares de micromovimientos y distribución de estrés debido a su diseño, la conexión del aditamento trilobular mostró la menor magnitud de micromovimientos debido a su perfil poligonal. Se concluye que los aditamentos no cilíndricos tienen un mecanismo más estable que reduce micromoción y microgaps, el estrés se concentra en los vértices de los aditamentos lo que puede generar microfisuras y la formación de microgaps. (24)

Gökçe Meriç et al., en 2012 publican un artículo titulado comparación biomecánica de dos diferentes estructuras en el cuello del implante en una prótesis fija de 3 unidades : estudio 3D de elementos finitos. Mediante elementos finitos se evaluó el estrés y la distribución en una prótesis fija de 3 unidades soportada por dos diferentes tipos de implantes con dos distintas geometrías en el collar. Estructura con microespiras en el collar del implante (MSC) y sin microespiras. Se aplicó una carga de 300 N vertical, 150 N oblicuo y 60 N horizontal, para simular las fuerzas de la masticación. Como resultado se observó que los implantes con microespiras en el cuello comparados con los que no presentaban presentaron menor estrés en el hueso cortical y el compuesto implante-aditamento.(25)

Schoenbaum et al. en el 2017 menciona que para colocar aditamentos hexagonales los implantes tienen que estar totalmente paralelos o tener muy poca tolerancia para la desviación. Por eso los implantes con conexión no hexagonal crean una conexión más amplia lo que reduce el estrés en el tornillo, tienen mayor pasividad, aunque los implantes no sean totalmente paralelos. Como resultado se obtendrá, mayor longevidad en la prótesis, menor riesgo de periimplantitis y pérdida de hueso.

De acuerdo al autor, este tipo de prótesis que combina un aditamento hexagonal y uno no hexagonal, permite una mejor distribución de fuerzas, aunque los implantes no estén totalmente paralelos.(26)

Yuseung et al. en el 2018 realizaron un estudio retrospectivo que tuvo como objetivo predecir el pronóstico y el éxito clínico de los implantes. Se colocaron 1289 implantes en 406 pacientes, 799 implantes de conexión externa y 490 de conexión interna. 139 implantes fueron colocados en la región maxilar anterior, 641 en el maxilar en la parte posterior, 50 en la región anterior mandibular y 449 en la región mandibular posterior.

De los 1289 implantes las fracturas de los componentes ocurrieron en 72 implantes. 53 fracturas en los implantes de conexión interna: 8 fracturas de tornillos, 40 fracturas de aditamentos y 5 fracturas de los elementos fijos. Y en la conexión externa, 19 fracturas del componente, 16 fracturas de tornillo, 1 fractura del aditamento y 2 fracturas de los elementos fijos. Los autores concluyen que en la conexión externa es más frecuente la fractura del tornillo especialmente en la región anterior del maxilar. En la conexión interna se observó que la fractura del aditamento se dió con mayor frecuencia en la región posterior. (27)

5. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

La rehabilitación oral con implantes es un tratamiento que con el paso del tiempo se ha vuelto mucho más frecuente, debido a la similitud que tiene al órgano dentario, estética en los pacientes y funcionalidad. Al rehabilitar las prótesis fijas implanto soportadas es necesario el uso de aditamentos, existen de diversas formas, conexiones y materiales.

La correcta planeación a la hora de rehabilitar una prótesis fija implanto soportada en el sector posterior será la pauta para generar éxito y longevidad, que es el objetivo tanto del clínico como del paciente.

No existe suficiente literatura que describa la combinación de aditamentos rotacionales o anti rotacionales a la hora de rehabilitar los implantes en una prótesis fija implanto soportada en el sector posterior que presenten los mejores resultados. La asociación entre fallas estructurales, fracturas de tornillos, fracaso de las prótesis entre otros problemas están relacionados a la mala planeación y el uso inadecuado de aditamentos, por lo que existe la necesidad de un método que demuestre de manera científica y objetiva que grupo de aditamentos es el que presenta menor falla estructural al ser sometido a cargas cíclicas y a la tensión ocasionada en las conexiones antes mencionadas rotacional o anti rotacional.

La falla de la prótesis nos traerá como consecuencia desde dolor en el paciente, pérdida ósea, pérdida de la prótesis, y en algunos casos extremos la pérdida del implante; sin embargo, el operador y el paciente realizan una inversión de tiempo y dinero en el tratamiento esperando lograr longevidad, estética y función.

Una mala planificación y el uso inadecuado de aditamentos dará una pérdida de la prótesis, tornillo o implante.

Es necesario hoy en día recurrir a la base científica, para obtener soluciones de éxito comprobadas, y de esta manera contribuir a la sociedad para que en el futuro los clínicos puedan evitar el desalojo de prótesis, fractura, entre otras y de esta manera evitar la pérdida de dinero y tiempo en las rehabilitaciones. Por lo anterior, surge la siguiente pregunta de investigación

¿Qué valores de tensión, desplazamiento y deformación presenta las diferentes combinaciones de aditamentos hexagonales y no hexagonales en una prótesis fija implantosoportada del sector posterior validada con elementos finitos?

6. JUSTIFICACIÓN

Al perder un órgano dentario los pacientes buscan el reemplazo de este, con el paso del tiempo se han ido creando prótesis más cómodas, estéticas, estables y funcionales para los pacientes. Existen muchos tipos de prótesis para reemplazar esta pérdida, pero los implantes son considerados uno de los procedimientos que más se asemeja al órgano dentario, debido a que devuelve tanto la función como la estética a la boca del paciente.

Al colocar cualquier prótesis sobre implantes buscamos que tenga pasividad, estabilidad y longevidad. Para lograr esto debemos considerar que existen aditamentos de tipo rotacional y no rotacional. Al seleccionar el aditamento, se busca la distribución correcta de las fuerzas.

Los aditamentos más usados de conexión interna son los conocidos como rotacionales o no hexagonales y los anti rotacionales o hexagonales.

Se debe considerar que al colocar una prótesis sobre un solo implante el aditamento que se usará será anti rotacional pues no buscamos que la prótesis gire, sino al contrario que tenga mayor estabilidad.

En cambio, al colocar una prótesis sobre dos o más implantes lo que se busca es que tenga pasividad, además de estabilidad y duración. Para lograr esto se debe seleccionar el aditamento adecuado que distribuya las fuerzas y al mismo tiempo genere el menor estrés en el implante. Ya sea rotacional, anti rotacional o como alternativa combinarlos.

Al pensar en la rehabilitación de los implantes, se debe observar la conexión del implante con el aditamento, y tener pruebas científicas de cuál será el que generará una menor tensión, desplazamiento y deformación.

En este estudio se comparó mediante elementos finitos las prótesis fijas implanto soportadas de un pónico en el sector posterior con aditamentos hexagonales y no hexagonales con fuerzas verticales en el sector posterior, simulando las cargas masticatorias, para evaluar que combinación de aditamentos generó los mejores resultados y longevidad en las prótesis.

Realizar este estudio es importante y necesario, debido a que existe muy poca literatura que hable sobre la selección de aditamentos a la hora de colocar una prótesis fija implanto soportada y saber que combinación presenta menor tensión, desplazamiento y deformación. La selección de estos aditamentos es esencial para el éxito y longevidad de la prótesis e implantes, logrando que la prótesis tenga la mejor distribución de fuerzas, el asentamiento pasivo de la prótesis y soportando el menor estrés. Con esto tanto el operador como el paciente tendrán una mejor satisfacción y una menor pérdida de tiempo y dinero.

7.OBJETIVOS

7.1 OBJETIVO GENERAL

-Describir que combinación de aditamentos hexagonales y no hexagonales sufre mayor tensión, deformación y desplazamiento en una prótesis fija implantosoportada en el sector posterior mediante elementos finitos.

7.2 OBJETIVOS PARTICULARES O ESPECÍFICOS

-Observar por medio de microscopía electrónica de barrido la integridad de los implantes, y aditamentos hexagonal y no hexagonal.

- Determinar la composición química del implante y aditamentos.

-Evaluar la presencia de algún defecto de fabrica en el implante y aditamentos a través del tomógrafo computarizado.

-Describir la tensión, desplazamiento y deformación de aditamentos hexagonales de Zirconia y oro en una prótesis parcial fija implantosoportada en el sector posterior.

-Describir la tensión, desplazamiento y deformación de aditamentos no hexagonales de Zirconia y oro en una prótesis parcial fija implantosoportada en el sector posterior.

-Describir la tensión, desplazamiento y deformación de aditamentos no hexagonales y hexagonales de Zirconia y oro en una prótesis parcial fija implantosoportada en el sector posterior.

-Describir que combinación de aditamentos y materiales presenta los valores más altos y bajos de tensión, desplazamiento y deformación.

8.MATERIALES Y MÉTODOS

8.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Descriptivo

Prospectivo

Transversal

8.2 MUESTRA

Muestreo no probabilístico por conveniencia, asignación aleatoria simple de un implante donado por la casa Zimmer para realizar el escaneo.

- A) Hexagonal- Hexagonal
- B) No Hexagonal- No Hexagonal
- C) No Hexagonal- Hexagonal

8.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN

8.3.1 INCLUSIÓN

-Criterios de inclusión: implante nuevo y aditamentos nuevos que no presenten defectos de fábrica.

8.3.2 EXCLUSIÓN

-Criterios de exclusión: cualquier implante o aditamento que tenga fallas.

8.3.3 ELIMINACIÓN

-Criterios de eliminación: no presentó debido a que los modelos fueron digitales.

8.4 VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala y Categorías	Dependencia
Aditamento	Un aditamento es un componente intermedio entre el implante y la restauración. Es responsable de transmitir las fuerzas oclusales de la corona a los elementos del implante y la retención, soporte y la posición final de la restauración.	Se realizarán 3 modelos combinando los 2 tipos de aditamentos (hexagonal y no hexagonal) 1.- hexagonal-hexagonal 2.- No Hexagonal – No Hexagonal 3.- No hexagonal-Hexagonal Se modificara la corona y el aditamento en dos tipos de materiales. A. Zirconio B. Oro	Cualitativa Nominal - Rotacional - No rotacional -Combinación de aditamentos	Independiente
Implante Dental	Un implante se define como Cualquier objeto o material, sustancia	Escanear los implantes en el Tomógrafo industrial y posterior a esto	Cualitativa Nominal	Independiente

	aloplástica u colocarlos en otro tejido, que Solid Works se inserta para hacer el parcial o diseño y realizar completamente. la prueba.			
Prótesis	Un reemplazo artificial que restaura la forma función y estética. Con un material como una aleación de metal fundido, metal-cerámica, cerámica, resina o una combinación de materiales.	Se realizarán coronas sobre aditamentos de dos tipos de materiales a. Oro b. Zirconia	Cualitativa	Independiente
Tornillo	Pieza metálica, cilíndrica o cónica que sujeta la prótesis con el implante	Posterior a escanearlo en el tomógrafo industrial se importa a solidworks para realizar el diseño del modelo.	Cualitativa	Independiente
Fuerza	una agencia o influencia que, cuando se ejerce sobre un cuerpo, tiende a ponerlo en	Se aplicará la carga en los puntos en los que se realiza la oclusión en dientes	Cuantitativa	Independiente

	<p>movimiento o a posteriores, con alterar su una fuerza de estado actual de 645 N movimiento; fuerza aplicada a cualquier material que causa la deformación de ese material.</p>			
Tensión	<p>Relación que se produce en el interior de la pieza a ensayar, cuando sobre esta se aplica una carga. El estado de ser estirado, tensado o extendido</p>	<p>La tensión siempre será de la misma magnitud y de sentido contrario a la carga aplicada. Se mide en Pascales, que es la tensión que genera una Carga de un Newton.</p>	<p>Cuantitativa Megapascales (Mpa)</p>	<p>Dependiente</p>
Desplazamiento	<p>La longitud y dirección que recorre un cuerpo para desplazarse desde un punto inicial hasta un punto final.</p>	<p>Medición del desplazamiento del complejo pilar- implante- corona en micras</p>	<p>Cuantitativa Micras</p>	<p>Dependiente</p>
Deformación	<p>cambio que sufre un cuerpo</p>	<p>La deformación Dará como</p>	<p>Cuantitativa</p>	<p>Dependiente</p>

o cosa tras resultado la
haberle aplicado deformación
una serie de unitaria
fuerzas equivalente que
externas, como se expresará
tensión o como ESTRN
compresión,
que producen la
variación de su
tamaño o forma
natural.

8.5 UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL

Dirección de Innovación y transferencia de conocimiento (DITCo) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

Tomógrafo industrial

8.6 PROCEDIMIENTOS, TÉCNICAS Y FUENTES DE RECOLECCIÓN

Preparación de la muestra

Previo a comenzar con el diseño se sometieron los implantes y aditamentos a análisis químicos mediante microscopía electrónica de barrido para observar la composición y conocer sus propiedades para posteriormente poder anexar esta información al programa solidworks. El implante y los aditamentos se sometieron al Tomógrafo industrial, se almacenaron las imágenes utilizando el formato DICOM y se importaron al programa (Solidworks 2017, Dassault Systèmes Solidworks Corp., USA). El modelo representó dos implantes de titanio de la casa comercial Zimmer osteointegrados de un diámetro de 3.75mm y 13 mm de altura con una conexión de 3.75mm de diámetro y 4 mm de altura gingival. Los implantes fueron colocados paralelos entre si con una distancia de 22mm del centro de un implante a otro. Una prótesis parcial fija sobre implantes se modeló utilizando el programa solidworks, que incluyó un premolar como pilar sobre un implante, un primer

molar como pónico y un segundo molar como pilar sobre implante (fig. 1). Posterior a esto se realizarón las pruebas marcando los puntos máxima intercuspidadación (fig 2)en el sector posterior y aplicando una fuerza de 645 N con respecto a la malla. Esta prueba se realizó con dos tipos de materiales aditamentos de Zirconia con corona de Zirconia. Y Aditamentos de Oro con Corona de Oro tipo III. Se realizarán 3 grupos:

Grupo A :cada muestra estuvo conformada por 2 implantes de plataforma estándar de 3.75 x 16 mm de largo, que cargaron una prótesis fija de 3 unidades, los pilares fueron un aditamento heaxgonal- hexagonal

Grupo B: cada muestra estuvo conformada por 2 implantes de plataforma estándar de 3.75 x 16 mm de largo, que cargaron una prótesis fija de 3 unidades, los pilares fueron un aditamento no hexagonal- no hexagonal.

Grupo C: cada muestra estuvo conformada por 2 implantes de plataforma estándar de 3.75 x 16 mm de largo, que cargaron una prótesis fija de 3 unidades, los pilares fueron un no hexagonal- hexagonal

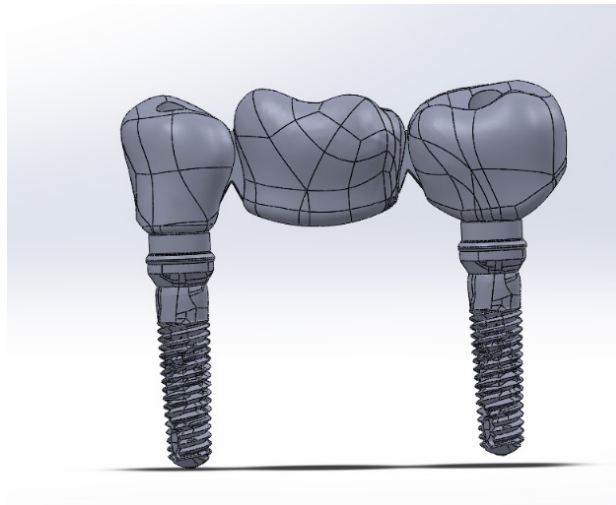


Fig 5. Modelo diseñado en solidworks para el estudio. Fuente propia

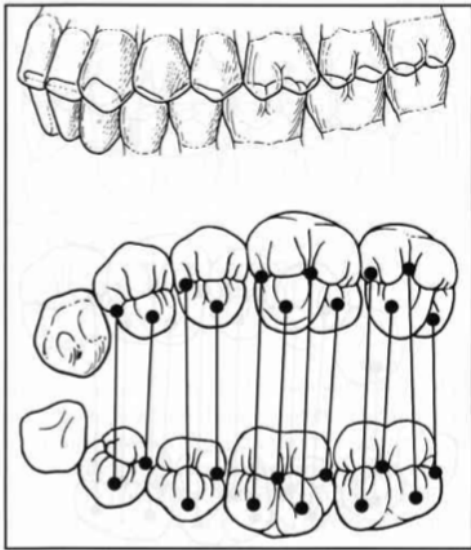


FIG. 3-23 RELACIONES INTERARCADAS DE UNA OCLUSIÓN MOLAR DE CLASE I. A, Imagen bucal. B, Imagen oclusal en la que se indican las áreas de contacto habituales.

Fig 6. Esquema oclusal en dientes posteriores. Obtenido de Tratamiento de Oclusión . Okeson 2003

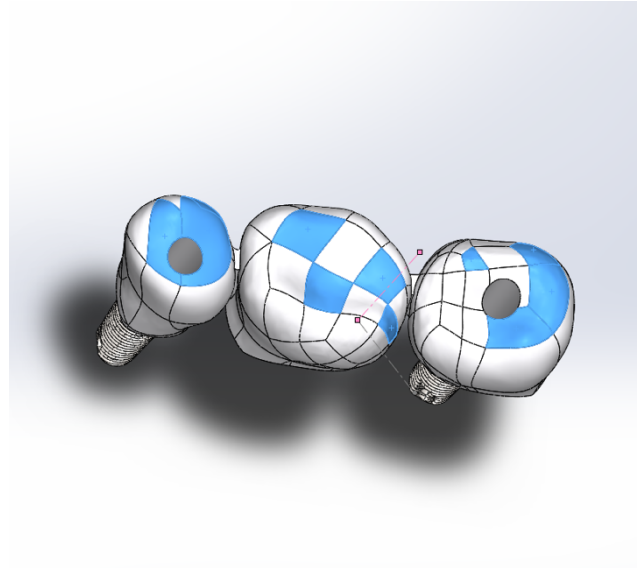
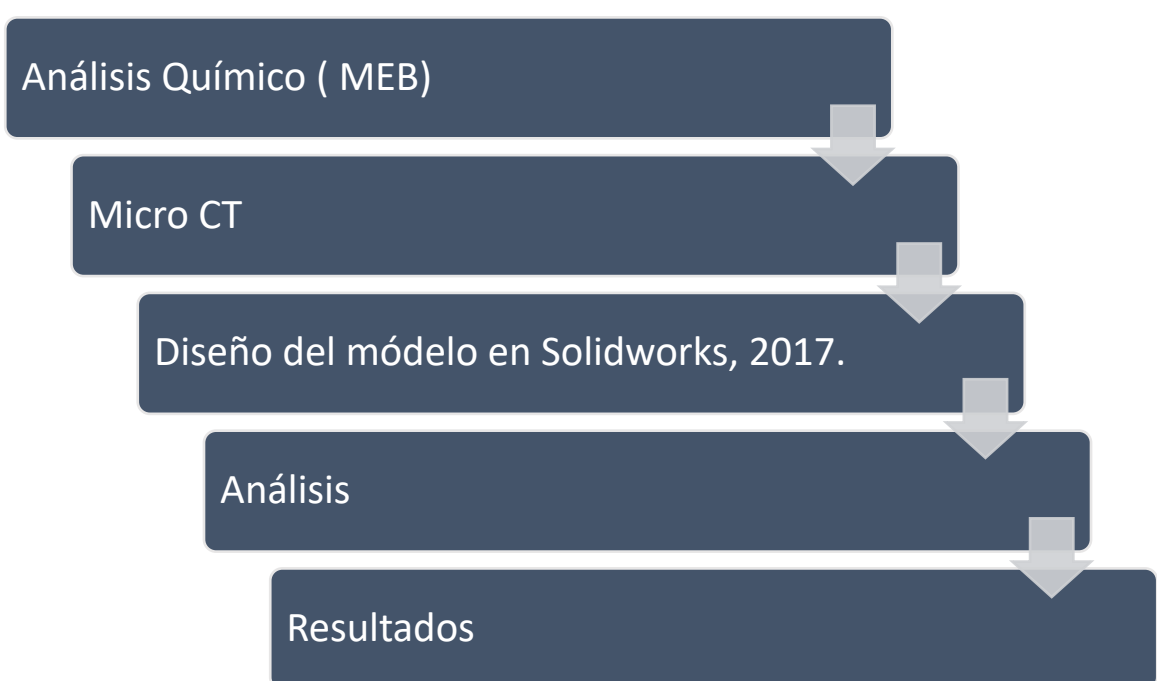


Fig 7. Imagen referente a los puntos que se le aplico la fuerza de 645 N. Basándonos en la malla del programa Solidworks. Fuente propia.

Diagrama de Procedimientos



8.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

No se realizó un análisis estadístico al tratarse de un estudio descriptivo.

8.8 LOGÍSTICA

8.9.1 RECURSOS HUMANOS

Tesista

Asesor Responsable

Asesor Disciplinario

Asesor metodológico

Alumno Responsable

Asesor Externo

8.9.2 RECURSOS MATERIALES

Computadora Macbook Air 2019

Programa Solidworks 2017

Implante Zimmer 3.75 x 13 mm

Aditamento Hexagonal y no hexagonal

Tomografo industrial 225V, 450KV

8.9.3 RECURSOS FINANCIEROS

Aportados por el investigador

9.BIOÉTICA

Este estudio es de tipo experimental al no involucrar seres vivos y al no utilizar muestras biológicas, no existen riesgos potenciales de contaminación. Al terminar el estudio los implantes y pilares fueron serán almacenados para estudios posteriores.

10. RESULTADOS

Análisis en Microscopio Electrónico de Barrido

En la Micrografía se observaron de manera más profunda las cuerdas del implante, el cuerpo y la plataforma del mismo. De igual manera se observaron los aditamentos. Se observó en todo el cuerpo del implante y aditamentos sin la presencia de defectos de fábrica.

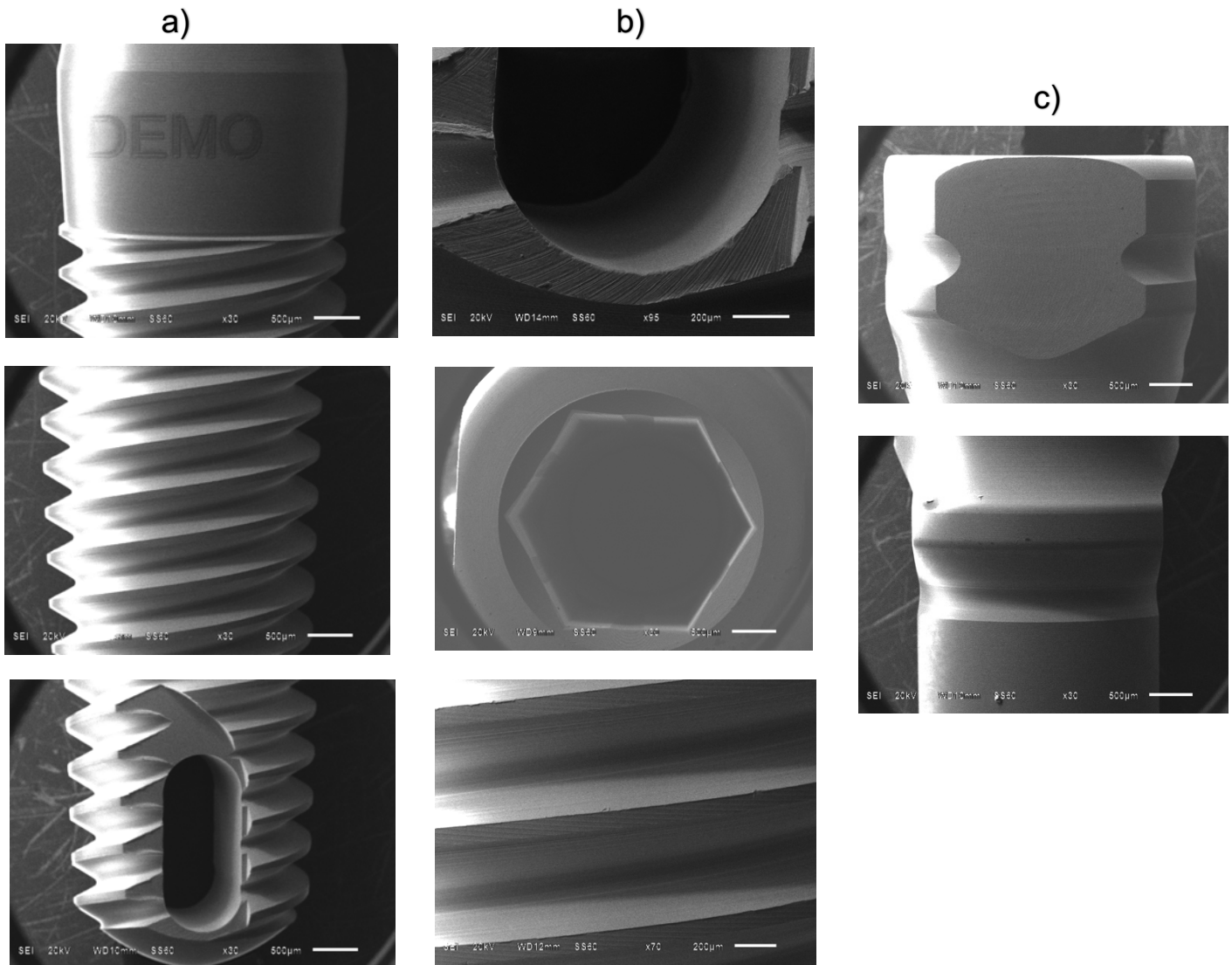


Fig. 8. imagen correspondiente a la Microscopia Electrónica de barrido de las diferentes partes que componen al implante y aditamento. Fuentes Propias

- Implante: plataforma, cuerpo y ápice
- Parte interna de la plataforma, hexágono interno del implante, cuerdas del implante.
- Aditamento.

Micro CT (Análisis interno del implante)

Se sometió el implante a la Microtomografía computarizada (Micro CT) Se observó el implante desde la plataforma hasta el apice observando que no presenta fallas internas. Posterior a esto se usaron estas imagenes para poder trasladarlas al programa solidworks, 2017.

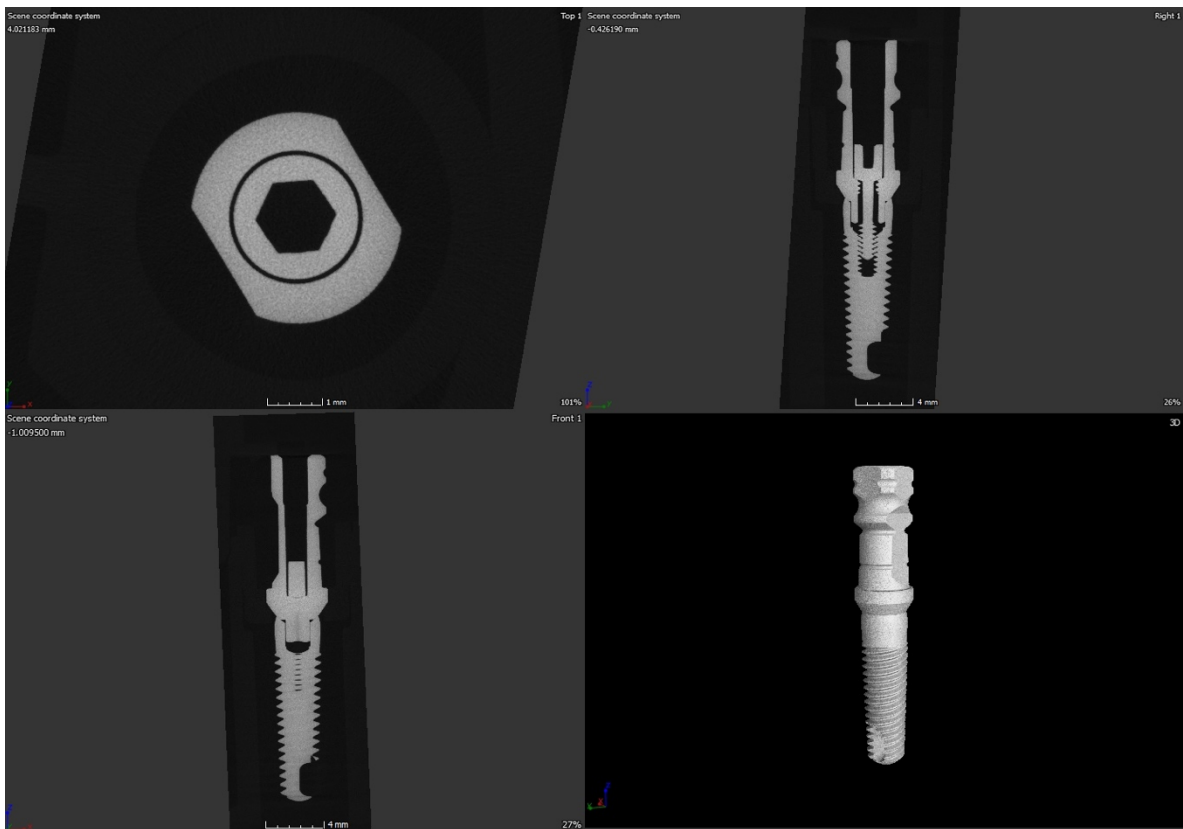


Fig. 9. Imagen correspondiente a Microtomografía computarizada para analizar las fallas internas del implante. Fuentes Propias.

Análisis Químico

Se realizó un análisis químico para ver los elementos de los que estaba compuesto el implante y de esta manera poderlo transmitir al modelo en solidworks. En los resultados se puede examinar que el metal con mayor presencia es el titanio (70.44%), seguido de Nitrógeno (21.33%), Aluminio (4.80%) y por ultimo Vanadio (3.43%).

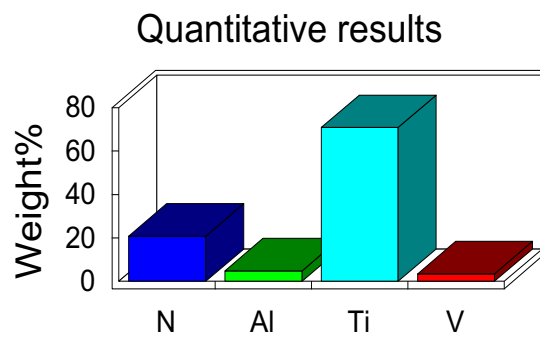
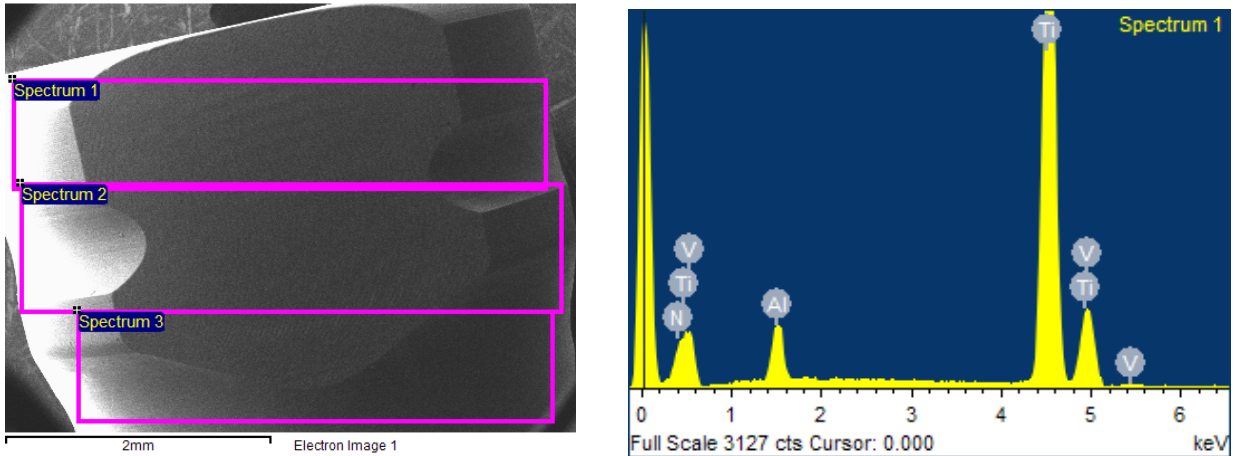


Fig. 10 Análisis químico para observar los elementos que presenta el implante.
Fuentes Propias.

Elementos finitos

Los esfuerzos evaluados fueron:

- Tensión que se midió en Mpa (tabla 1)
- Desplazamiento el cual se midió en micras (tabla 2)
- Deformación unitaria equivalente (ESTRN). (tabla 3)

Se aplicó una carga de 645 N en los puntos de máxima intercuspidad de los dientes premolar, primera molar y segunda molar. Se realizaron 3 modelos con aditamentos Hexagonal, No hexagonal y una combinación de estos. La prueba se realizó una sola vez, en dos materiales Oro y Zirconia.

Los resultados se presentan en la tabla (1, 2 y 3)

Se usó una escala de 12 colores para medir la distribución de la tensión en el modelo.

Tabla 1. Tensión en Mpa obtenidas por medio de elementos finitos.

		Zirconia (MPa)						Oro (MPa)					
		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Implante		337.068	0.002	1432.813	0.030	966.388	0.0002	318.471	0.001	1378.242	0.030	1081.263	0.004
Molar	Aditamento	352.788	4.86	503.554	10.507	390.698	13.180	675.925	12.924	523.260	9.888	392.069	10.633
	Tornillo	4.209	0	686.184	5.486	145.310	0.324	3.574	0	608.957	5.148	192.280	0.979
	Implante	822.478	0.002	1201.628	0.061	1094.181	0.004	884.973	0.003	1304.234	0.062	1101.593	0.003
Premolar	Aditamento	5.044	0	409.054	10.056	415.712	12.310	292.772	12.619	457.359	15.555	394.481	10.026
	Tornillo	5.044	0	601.803	5.940	157.535	0.489	5.052	0	621.103	6.388	200.942	0.749
Prótesis		229.464	0.06	371.355	0.112	456.983	0.159	229.349	0.233	308.200	0.106	415.446	0.135

Tensión Hexagonal-hexagonal Zirconia

Se observó en el grupo Hexagonal- Hexagonal de Zirconia que la máxima tensión fue en la plataforma del implante del premolar por la zona vestibular con un valor de 822.478 Mpa y la tensión mínima de 0.000 Mpa que se observó en la cabeza del tornillo en la cara disto-vestibular del segundo molar (Fig A y C).

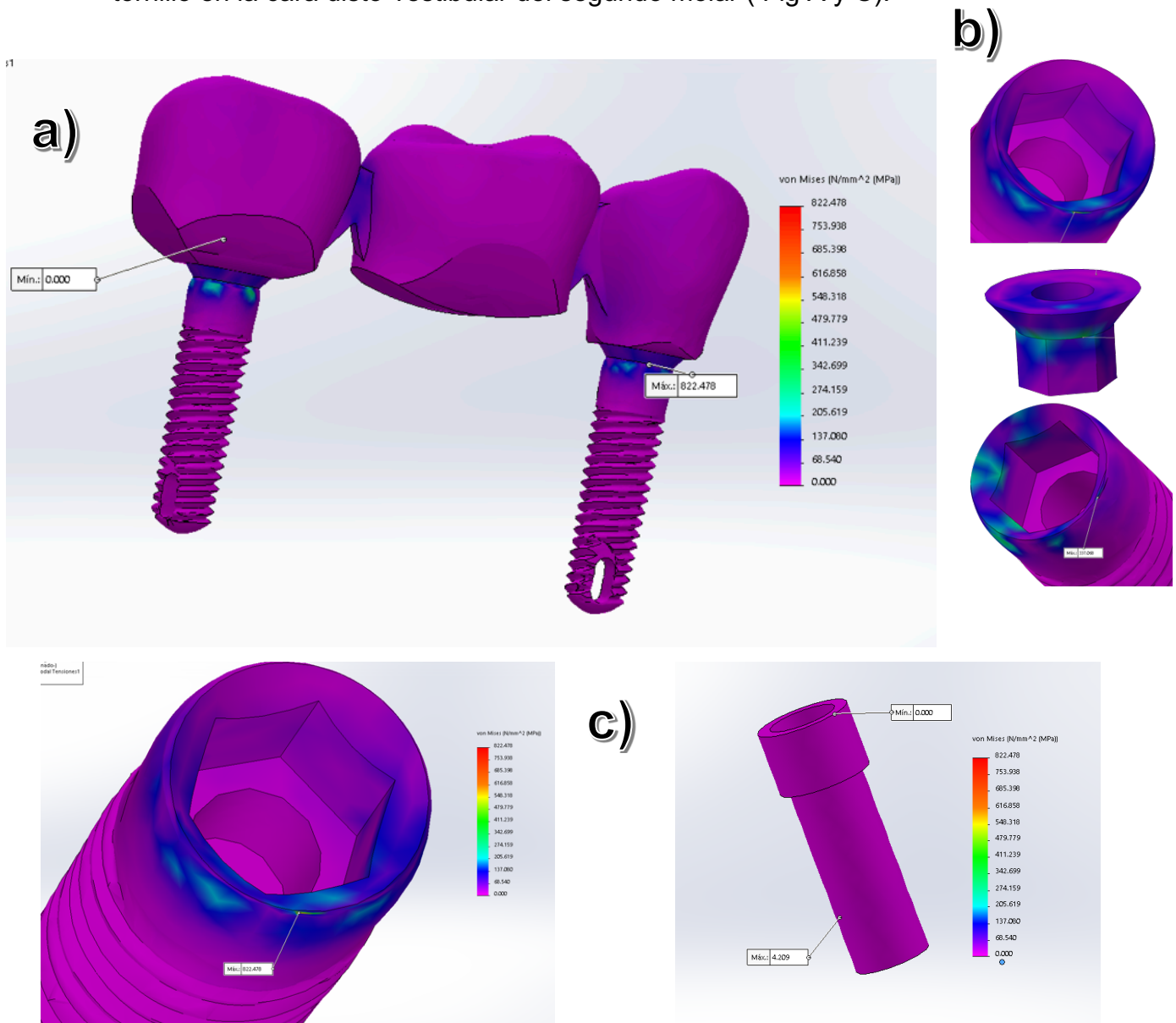


Fig. 11. A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento hexagonal- hexagonal mostrando tensión máxima y mínima.

B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.

c. Tensión máxima y mínima con los valores.

Fuentes Propias.

Tensión No Hexagonal- No hexagonal Zirconia

Se observó en el grupo con aditamentos no hexagonales de Zirconia que la máxima tensión fue de 1,432.813 Mpa en la plataforma por vestibular del implante que se encuentra en la zona del molar. Y la tensión mínima 0.030 Mpa observada en este modelo fue en la zona mesial del apice del implante en la zona del molar .

(Fig A y C)

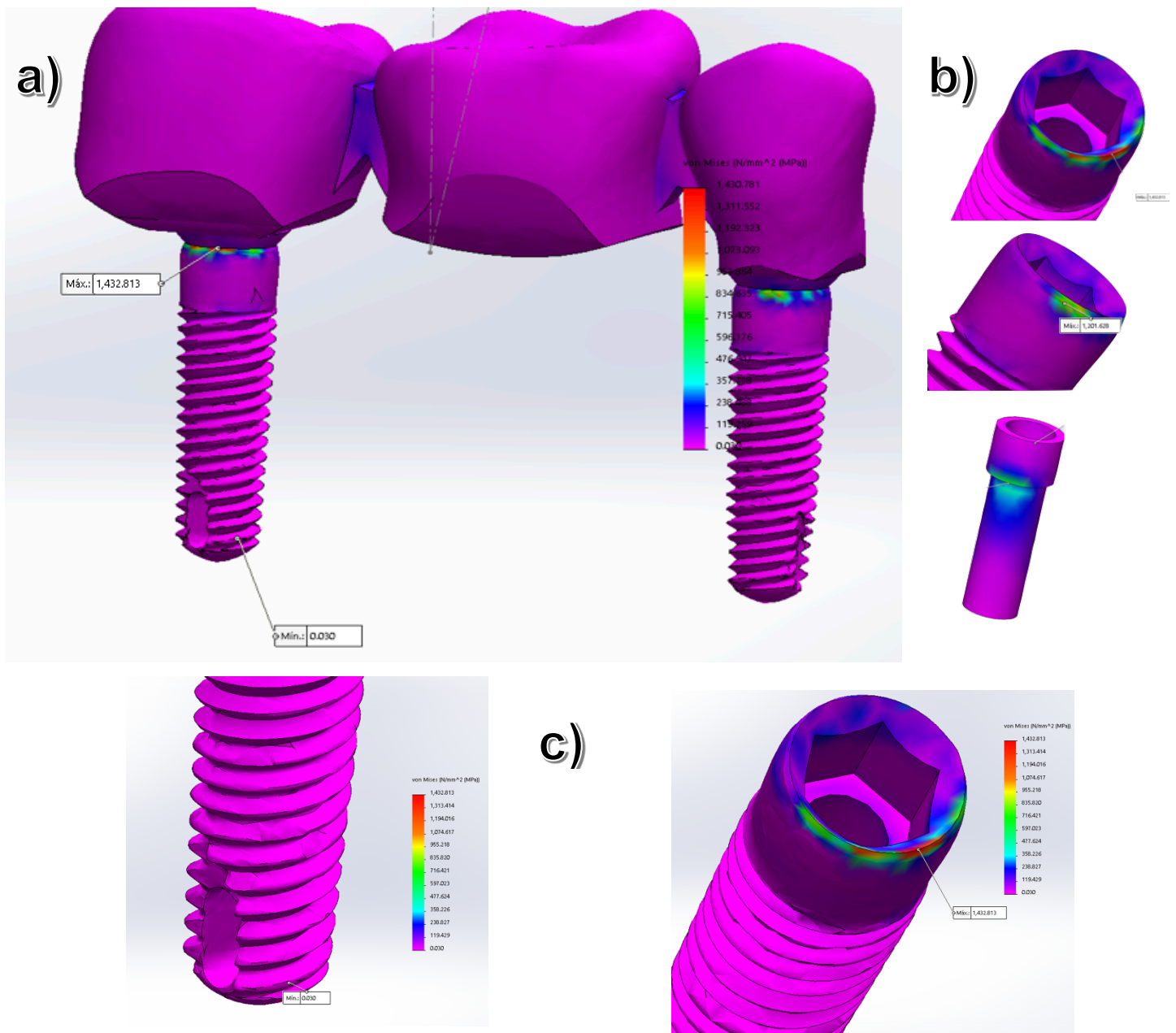


Fig. 12. A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento no hexagonal- no hexagonal mostrando tensión máxima y mínima.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Tensión No Hexagonal- hexagonal Zirconia

En el tercer estudio con aditamentos de zirconia se simuló un modelo el cual se colocó un aditamento hexagonal colocado en el implante que se encontraba en la zona del premolar y un aditamento no hexagonal en el implante en la zona del molar. Los resultados que se observan fue una tensión máxima de 1094.187 Mpa en el implante que se encuentra en la zona del premolar, en la plataforma del implante, cara vestibular. La tensión mínima fue de 0.002Mpa la cual se observa en el tercio apical cara mesial en el implante del molar. (fig A y C)

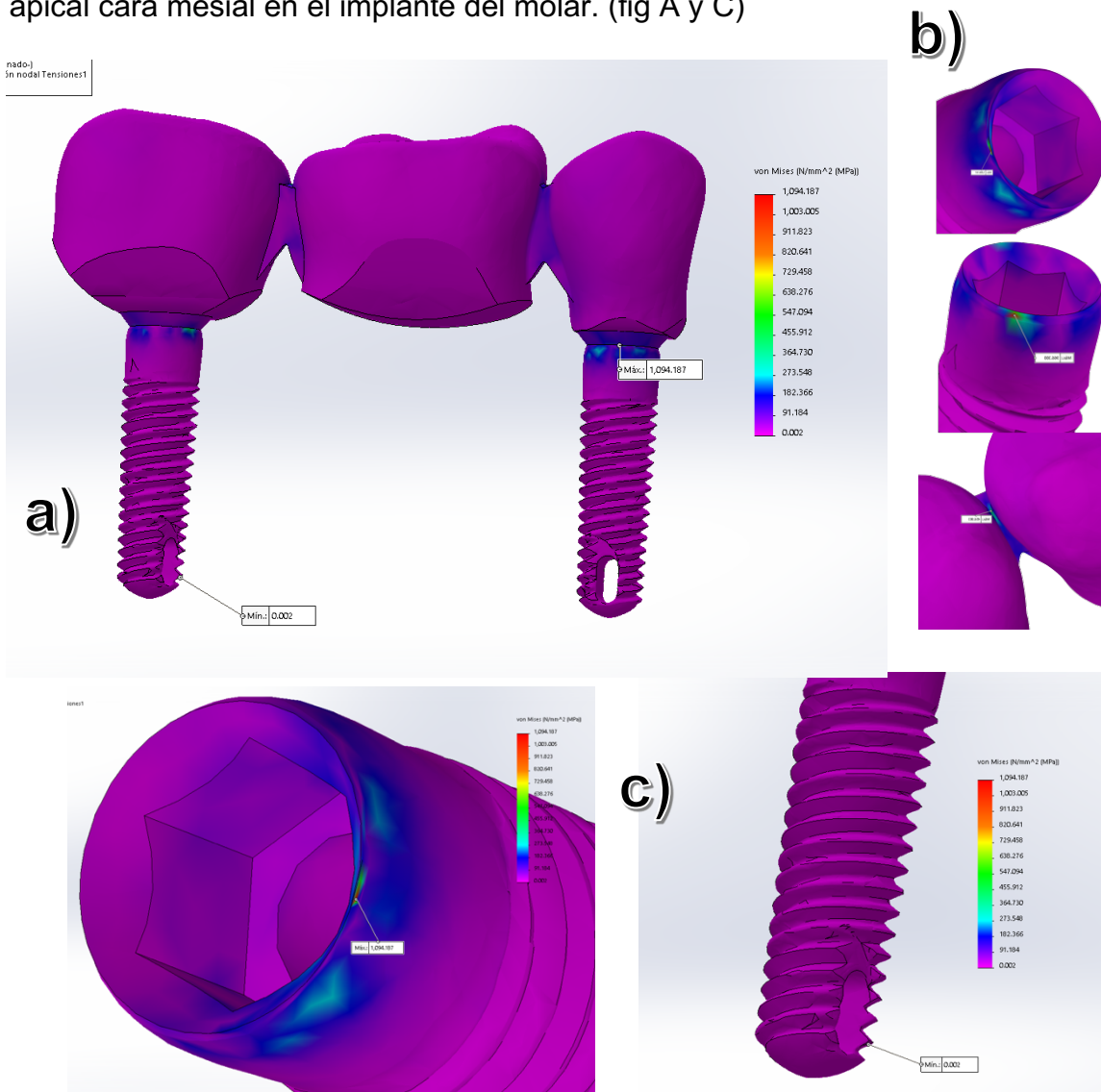


Fig. 13. A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento no hexagonal-hexagonal mostrando tensión máxima y mínima.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.

Tensión hexagonal- hexagonal oro

Como se puede observar en la tabla 1 en el grupo que se usaron aditamentos hexagonales de oro. La tensión máxima observada fue de 884.973 Mpa en la plataforma del implante del premolar por la zona vestibular y la tensión mínima observada en este modelo fue de 0.000 Mpa valor que se observó en la parte distal de la cabeza del tornillo colocado en el implante del segundo molar, cara vestibular. (Fig A y C)

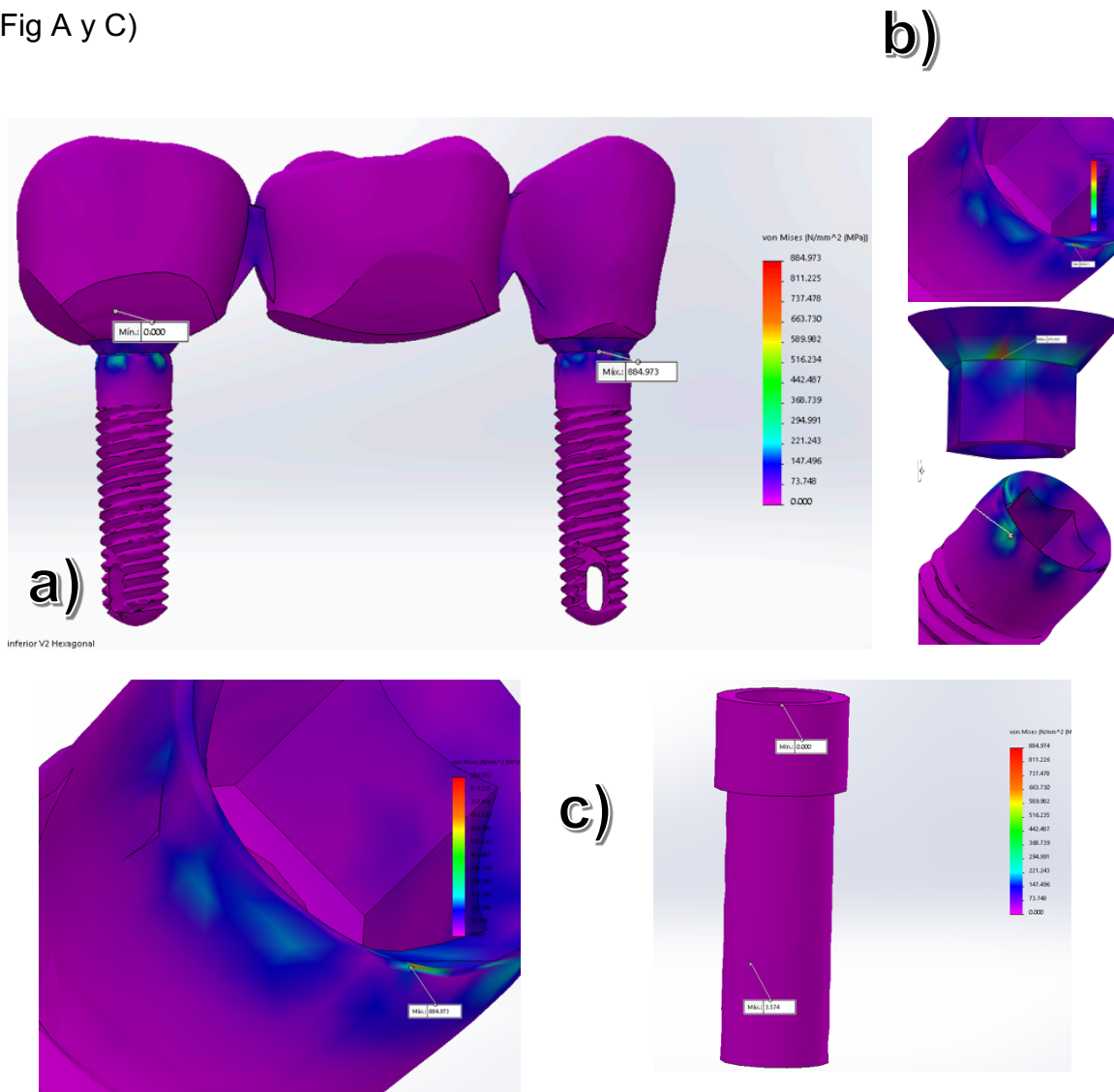


Fig. 14. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento hexagonal-
hexagonal mostrando tensión máxima y mínima.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Tensión No hexagonal- No hexagonal oro

En el modelo correspondiente a aditamentos no hexagonales y coronas de oro, la tensión máxima observada fue de 1378.242 Mpa en la plataforma del implante molar por la cara vestibular y la tensión mínima fue de 0.030 Mpa en el tercio apical del molar, cara mesial.

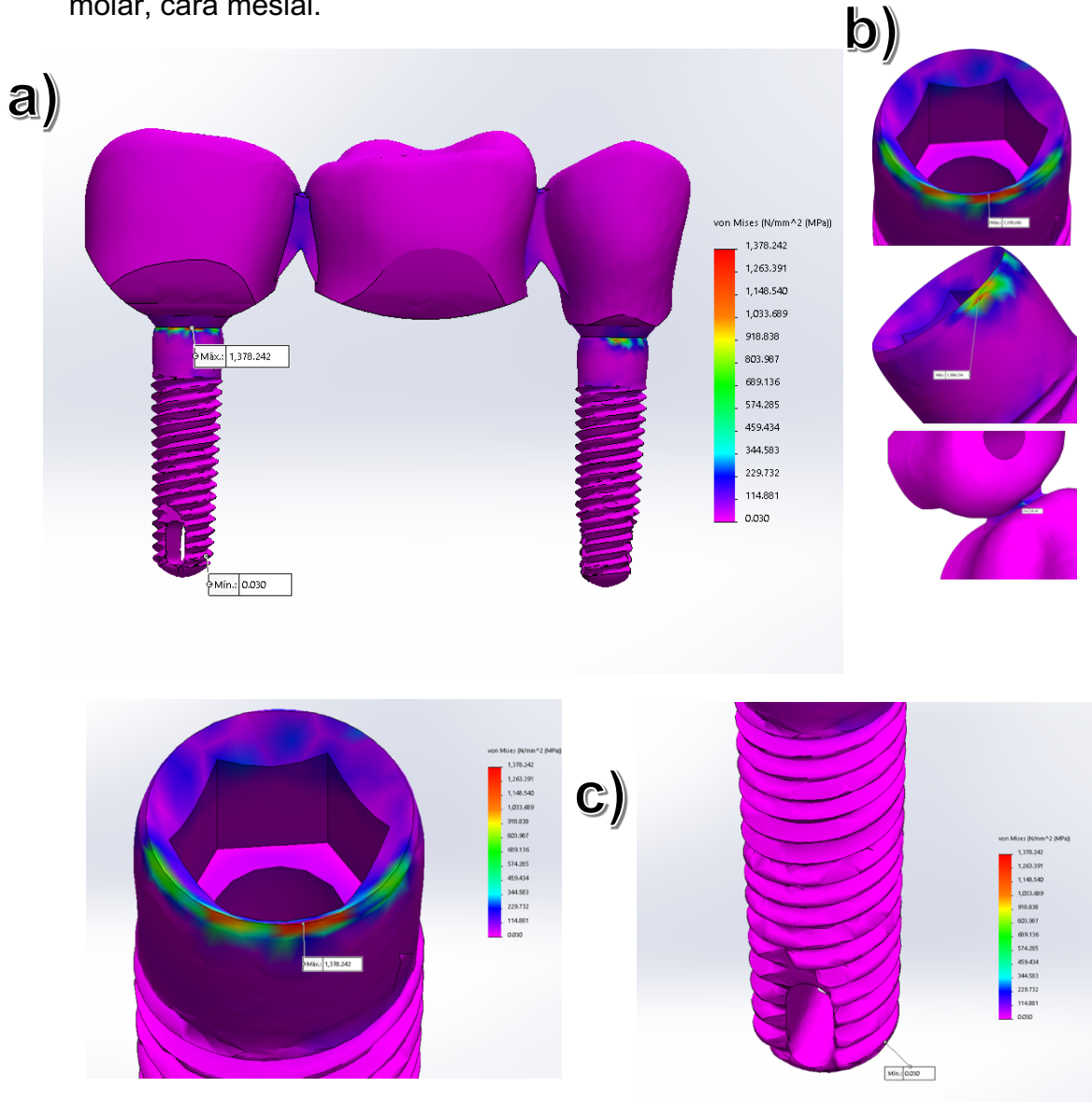


Fig. 15. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento no hexagonal-no hexagonal mostrando tensión máxima y mínima.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
C. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Tensión No hexagonal- hexagonal oro

En el tercer estudio con aditamentos de oro el modelo contaba con un aditamento hexagonal colocado en el implante en la zona del premolar y un aditamento no hexagonal que se colocó en el implante en la zona del molar. Los resultados que se observan fue una tensión máxima de 1,101.593 Mpa en el implante que se encuentra en el premolar por la zona vestibular en la plataforma del implante. La tensión mínima fue de 0.003 Mpa la cual se encontró en la zona apical por lingual en el implante del premolar. (Fig A y C)

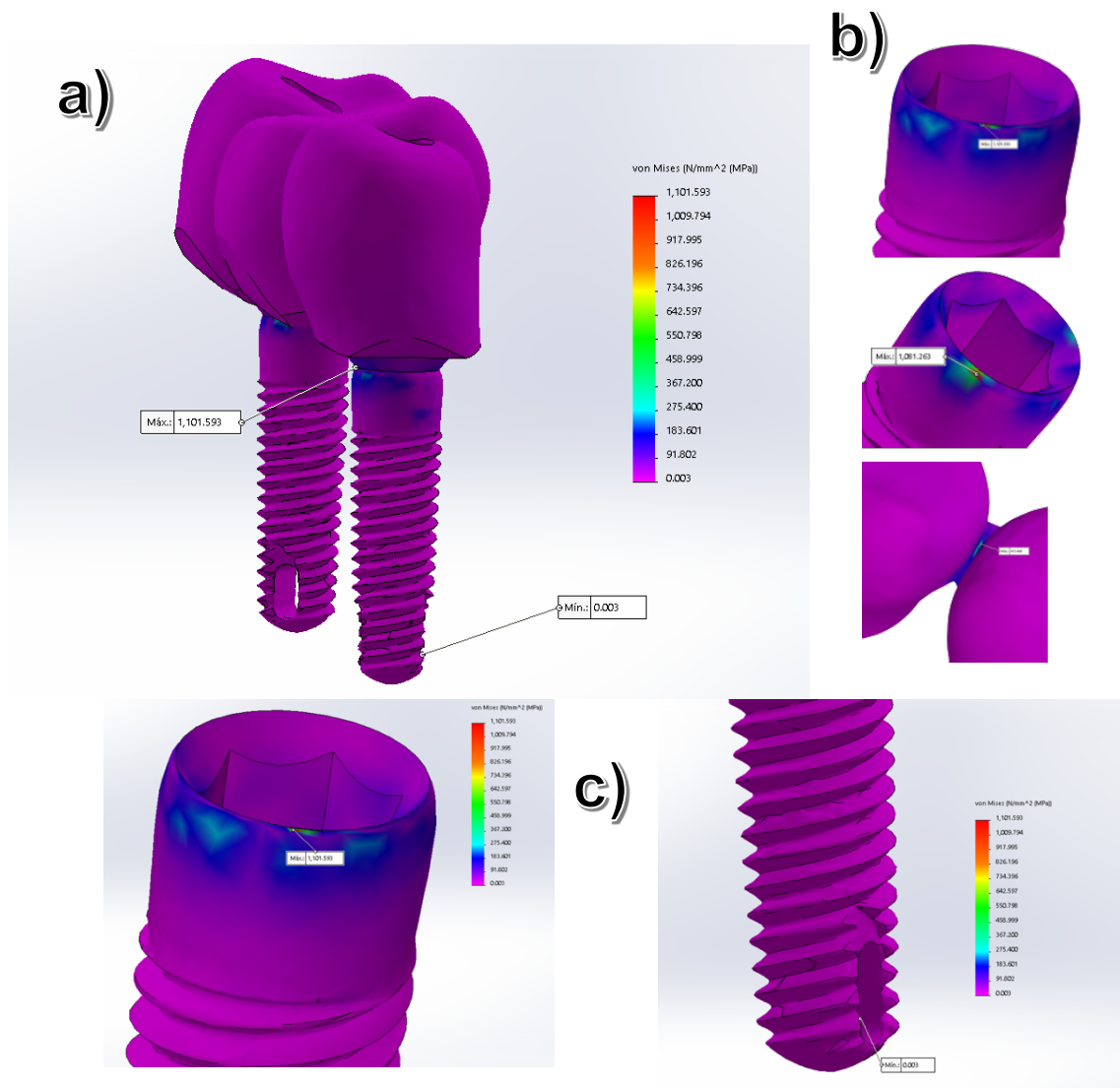


Fig. 16. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento no hexagonal- hexagonal mostrando tensión máxima y mínima. B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo. C. Tensión máxima y mínima con los valores. Fuentes Propias.

Tabla 2. Desplazamiento en μm obtenido por medio de elementos finitos

		Zirconio (μm)						Oro (μm)					
		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
	Implante	1.276	0.000	3.891	0.000	2.510	0.000	1.278	0.000	3.738	0.000	2.820	0.000
Molar	Aditamento	6.929	0.760	27.774	3.582	14.013	1.808	9.449	0.720	25.974	2.584	19.330	2.517
	Tornillo	0.131	0.020	9.155	0.200	5.142	0.005	0.126	0.019	9.738	0.079	7.762	0.004
	Implante	0.859	0.000	4.531	0.000	1.082	0.000	0.885	0.000	4.548	0.000	1.090	0.000
Premolar	Aditamento	7.101	0.234	31.072	2.447	10.325	0.123	10.063	0.255	30.460	2.125	14.211	0.339
	Tornillo	0.173	0.033	9.656	0.293	3.192	0.059	0.109	0.032	10.865	0.317	4.205	0.046
Prótesis		23.675	0.765	121.962	0.941	46.587	1.542	34.235	0.715	122.587	0.823	64.821	2.117

Desplazamiento Hexagonal- hexagonal Zirconia

En la imagen correspondiente al modelo que se realizó con aditamentos hexagonales en zirconia se encuentra que el desplazamiento máximo fue en la cúspide vestibular del premolar presentando una tensión máxima de 23.675 μm . El desplazamiento mínimo fue de 0.000 μm en el implante colocado en la zona del segundo molar en la cara lingual. (fig A. Y C)

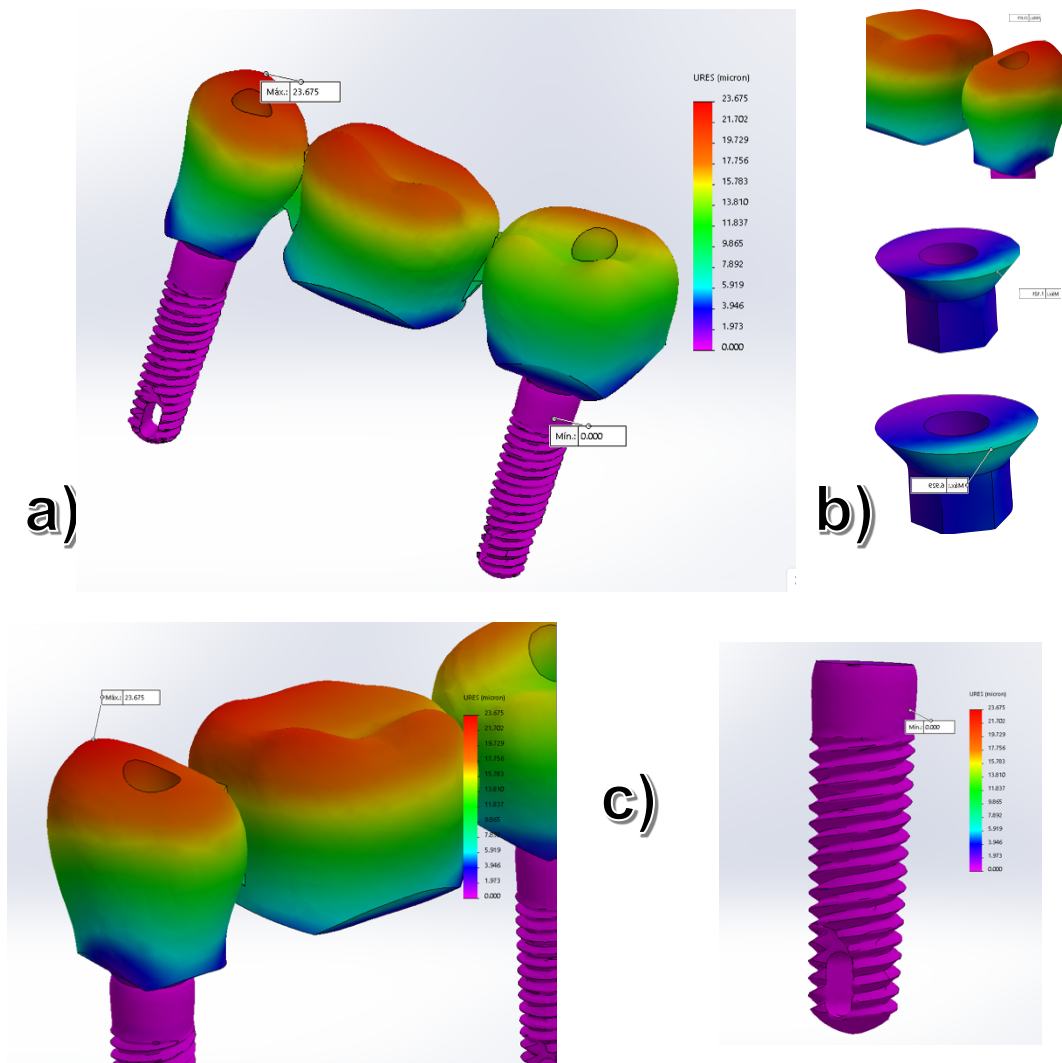


Fig. 17. A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento hexagonal-hexagonal mostrando el desplazamiento máximo y mínimo. B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo. C. Tensión máxima y mínima con los valores. Fuentes Propias.

Desplazamiento no hexagonal- no hexagonal Zirconia

En la imagen correspondiente al modelo que se realizó con aditamentos no hexagonales en zirconia se encuentra que el desplazamiento máximo fue en la cúspide vestibular del premolar presentando una tensión máxima de $121.962 \mu\text{m}$. El desplazamiento mínimo fue de $0.000 \mu\text{m}$ en la plataforma del implante colocado en la zona del segundo molar, cara distal. (fig A. Y C)

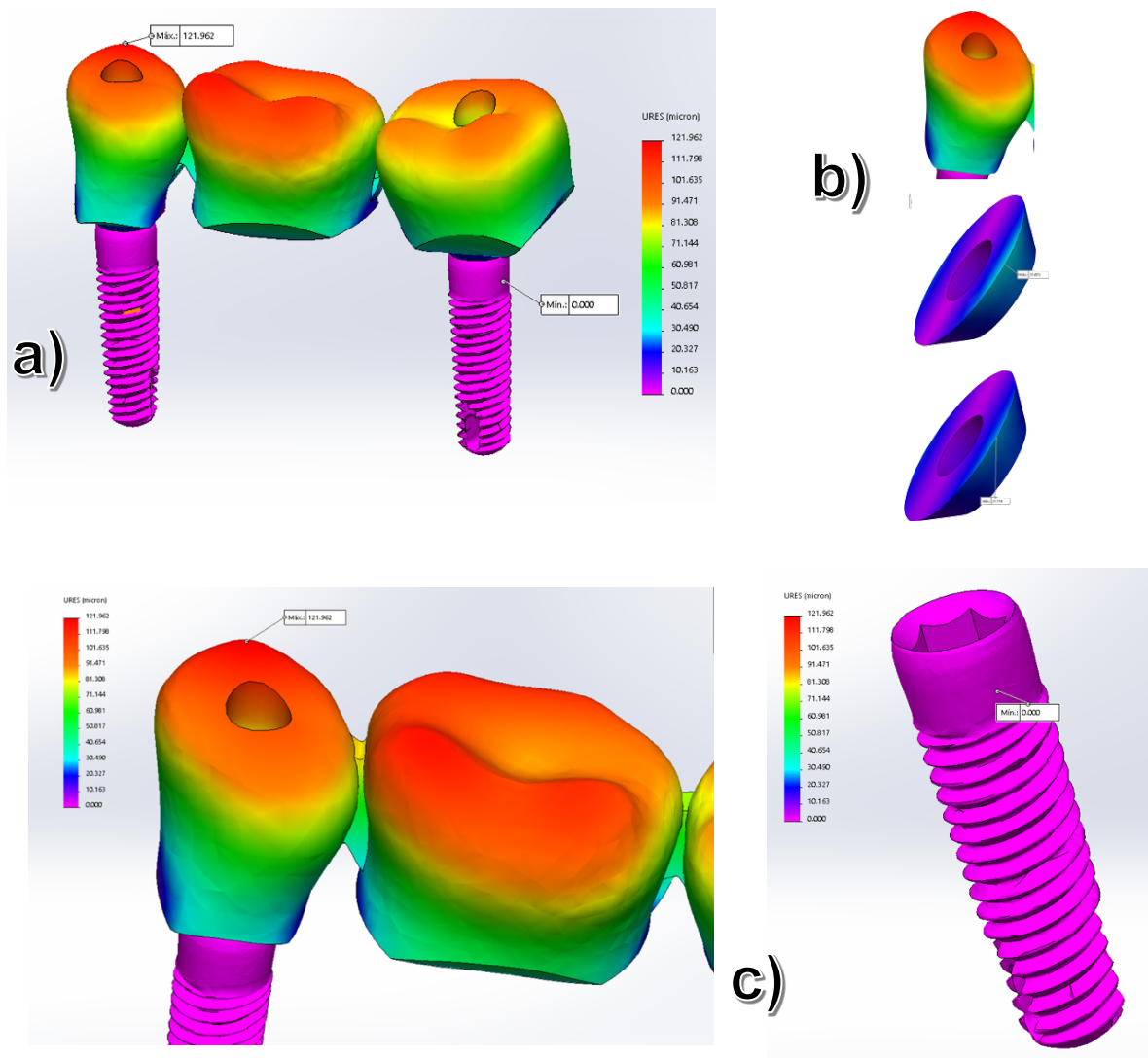


Fig. 18. A. Modelo con aditamentos y coronas de zirconia con aditamento no hexagonal- no hexagonal mostrando el desplazamiento máximo y mínimo.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Desplazamiento hexagonal- no hexagonal Zirconia

En la imagen correspondiente al modelo de aditamentos y prótesis de zirconia que contaba con un aditamento no hexagonal colocado en el molar y un hexagonal colocado en el molar, se observó que el desplazamiento máximo fue de $46.587 \mu\text{m}$ en la cúspide distovestibular del segundo molar el cual nos indica que tuvo un significativo desplazamiento. El desplazamiento mínimo de $0.000 \mu\text{m}$ se encontró en la plataforma del implante molar en la parte media, cara lingual. (fig A. Y C)

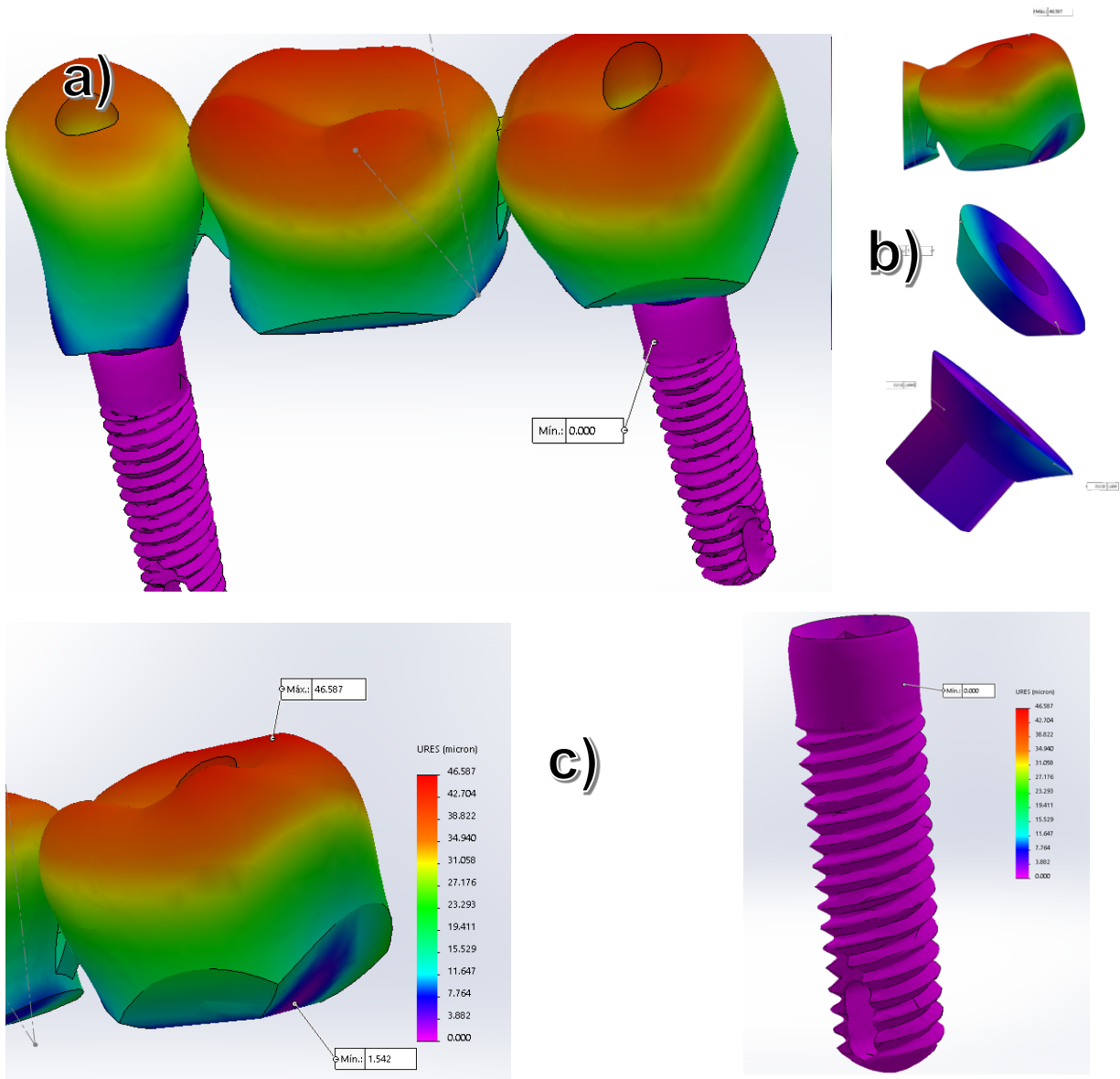


Fig. 19 A. Modelo con aditamentos y coronas de zirconia con aditamento hexagonal- no hexagonal mostrando el desplazamiento máximo y mínimo.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Desplazamiento Hexagonal- hexagonal Oro

En la imagen correspondiente al modelo de aditamentos y prótesis de oro que contaba con aditamentos hexagonales, se observó que el desplazamiento máximo fue de 34.235 μm en la cúspide vestibular del premolar el cual nos indica que tuvo un significativo desplazamiento. El desplazamiento mínimo de 0.000 μm se encontró en la plataforma del implante colocado en el segundo molar en la cara vestibular. (fig A. Y C)

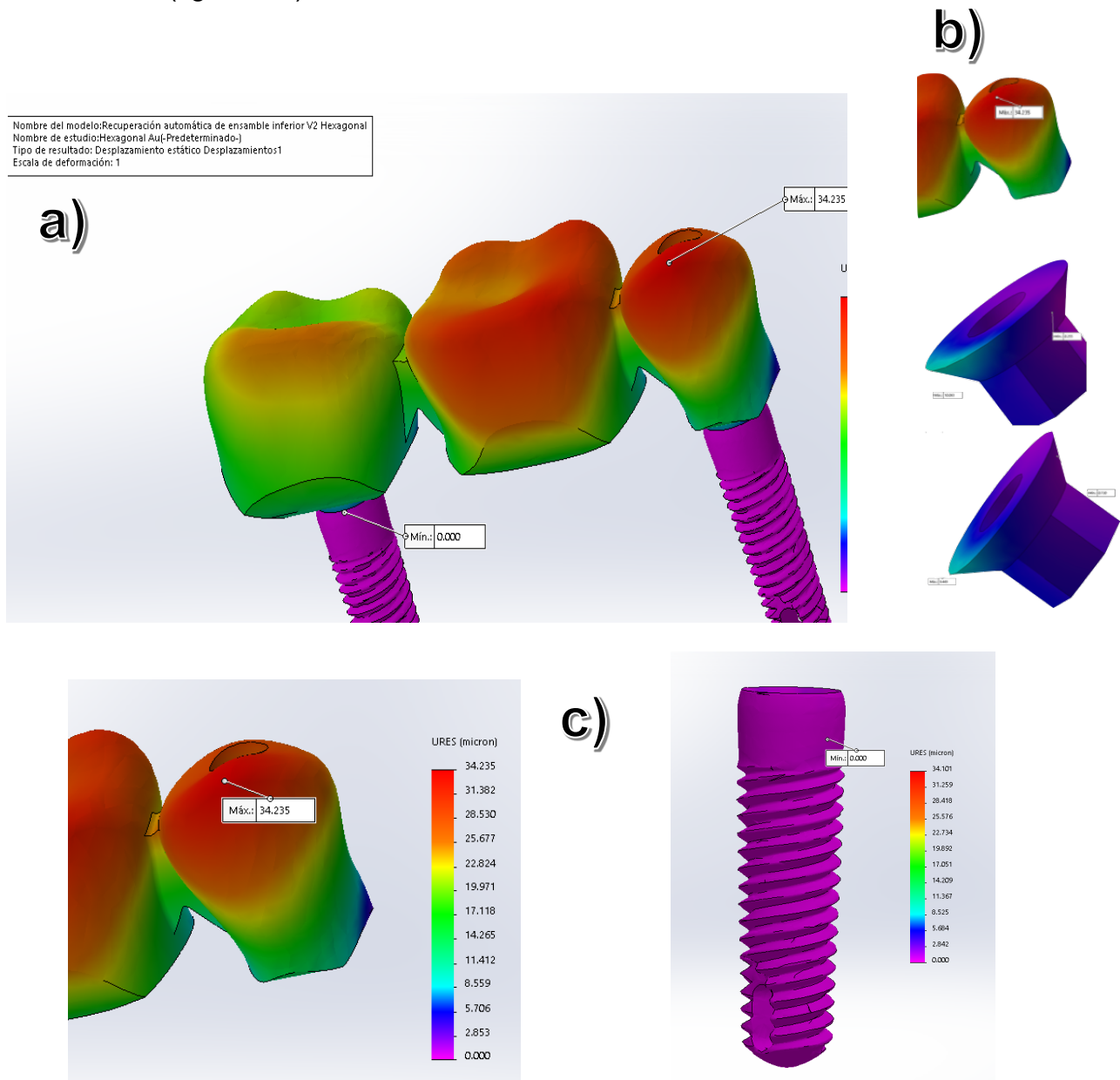


Fig. 20. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento hexagonal- hexagonal mostrando el desplazamiento máximo y mínimo.

B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.

c. Tensión máxima y mínima con los valores.

Fuentes Propias.

Desplazamiento no hexagonal- no hexagonal Oro

En la imagen correspondiente al modelo de aditamentos y prótesis de oro que contaba con aditamentos no hexagonales. Se observó que el desplazamiento máximo fue de 122.587 μm en la cúspide vestibular del premolar el cual nos indica que tuvo un significativo desplazamiento. El desplazamiento mínimo de 0.000 μm se encontró en la plataforma del implante en la cara distolingual. (Fig A y C)

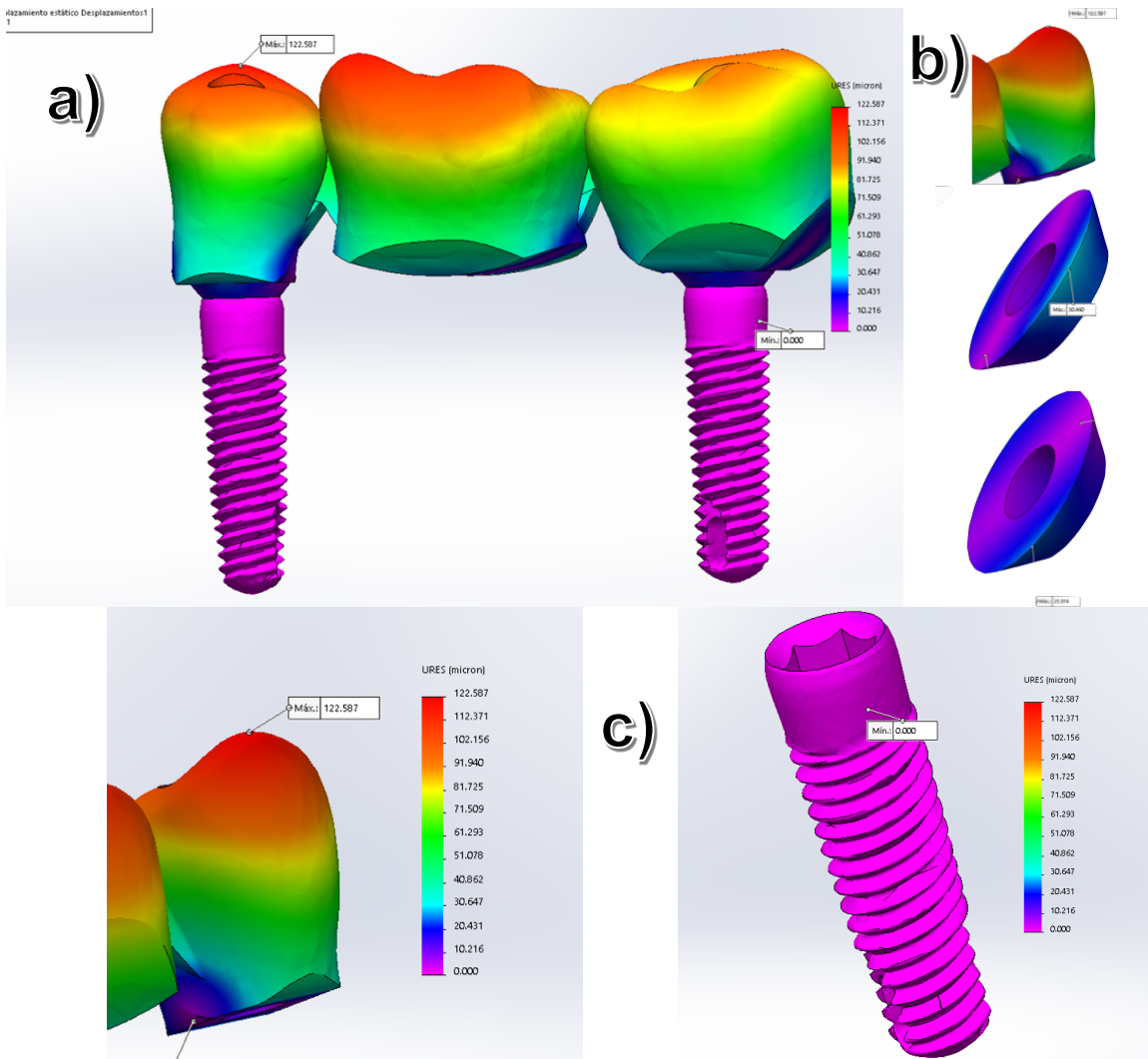


Fig. 21. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento no hexagonal- no hexagonal mostrando el desplazamiento máximo y mínimo.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Desplazamiento no hexagonal- hexagonal Oro

En la imagen correspondiente al modelo de aditamentos y prótesis de oro que contaba con un aditamento no hexagonal en la zona del molar y un aditamento hexagonal en la zona del premolar. Se observó que el desplazamiento máximo fue de 64.821 μm en la cúspide distovestibular del segundo molar el cual nos indica que tuvo un significativo desplazamiento. El desplazamiento mínimo de 0.000 μm se encontró en la plataforma del implante del segundo molar en la cara lingual. (Fig A y C)

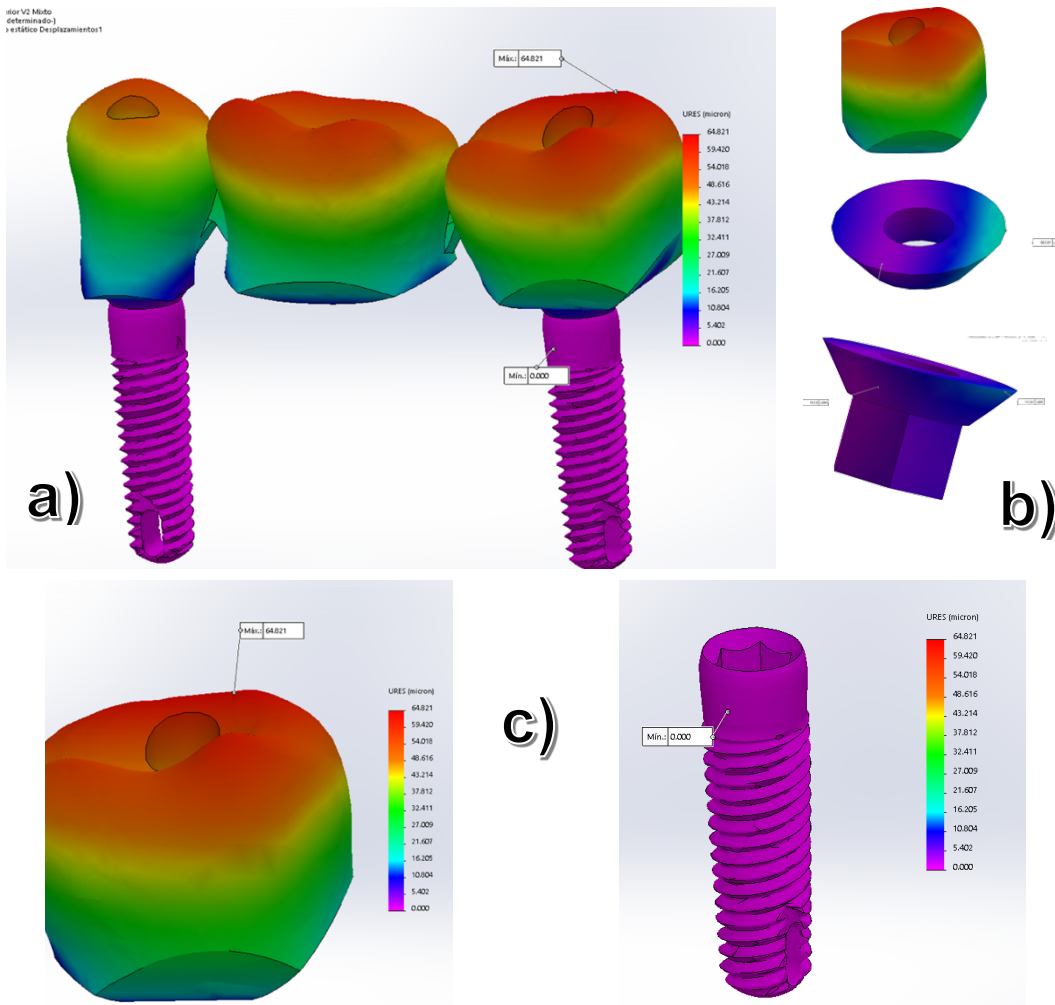


Fig. 22. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento no hexagonal-hexagonal mostrando el desplazamiento máximo y mínimo.
B. Los 3 máximos valores de tensión en el modelo.
c. Tensión máxima y mínima con los valores.
Fuentes Propias.

Tabla 3. Deformación ESTRN obtenidas por medio de Elementos Finitos.

		Zirconio (ESTRN)						Oro (ESTRN)					
		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Molar	Implante	0.002	0.000	0.006	0.000	0.004	0.000	0.002	0.000	0.006	0.000	0.004	0.000
	Aditamento	0.001	0.000	0.002	0.000	0.001	0.000	0.002	0.000	0.002	0.000	0.002	0.000
	Tornillo	0.000	0.000	0.003	0.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.003	0.000	0.001	0.000
Premolar	Implante	0.005	0.000	0.006	0.000	0.005	0.000	0.005	0.000	0.005	0.000	0.005	0.000
	Aditamento	0.001	0.000	0.002	0.000	0.001	0.000	0.002	0.000	0.002	0.000	0.002	0.000
	Tornillo	0.000	0.000	0.003	0.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.003	0.000	0.001	0.000
Prótesis		0.001	0.000	0.001	0.000	0.001	0.000	0.001	0.000	0.004	0.000	0.002	0.000

Deformación Hexagonal- hexagonal Zirconia

En el modelo con aditamentos hexagonales de zirconia se observó una deformación máxima de 0.005 (Fig. B) en el implante de la zona premolar, en la plataforma en el tercio superior. La deformación mínima de 0.000 (Fig. C) se observó en el tornillo del molar, cara lingual

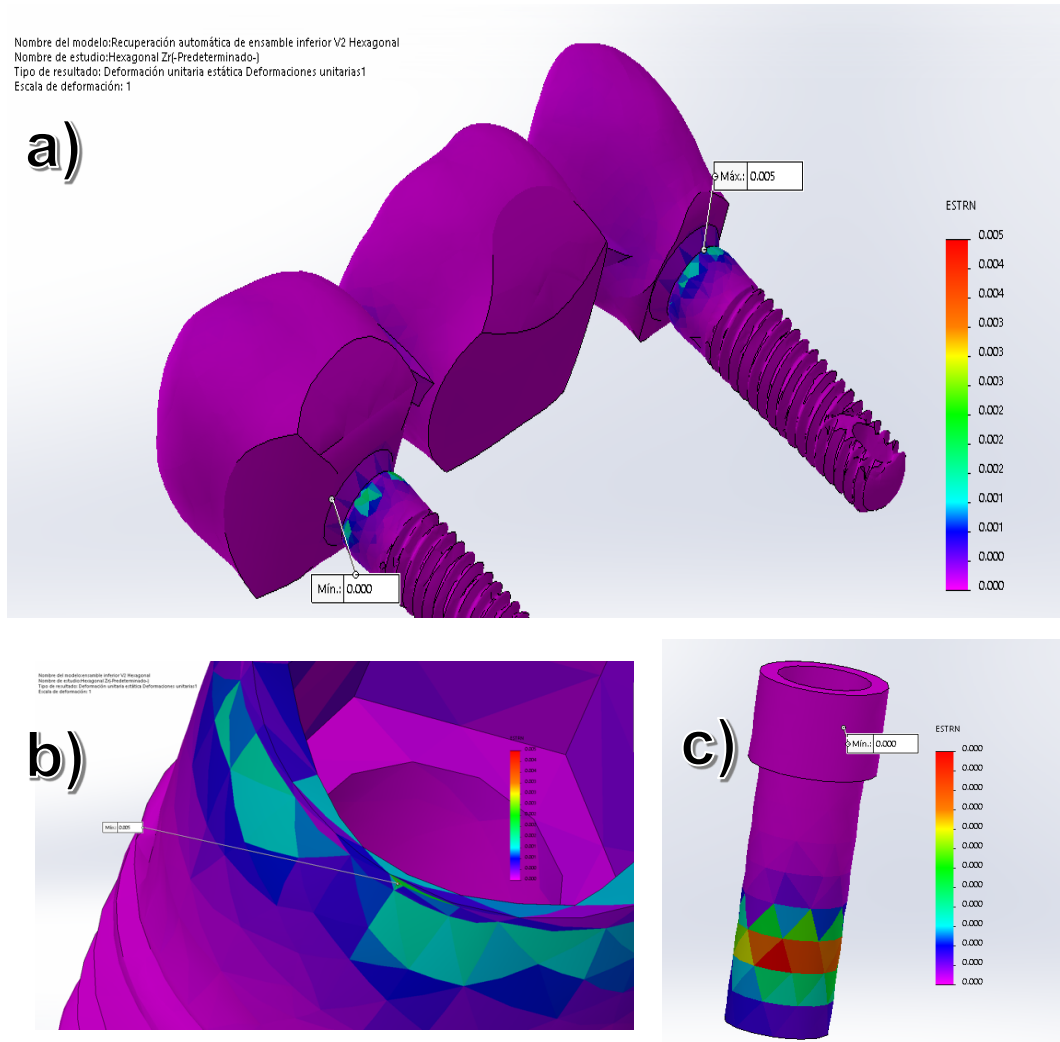


Fig. 23. A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento hexagonal- hexagonal mostrando la deformación máxima y mínima.

B. Tensión máxima

C. Tensión mínima

Fuentes Propias.

Deformación no hexagonal- no hexagonal Zirconia

La imagen correspondiente a la Deformación unitaria es la proporción de cambio en longitud con respecto a la longitud original. En el modelo con aditamentos no hexagonales de zirconia se observó una deformación máxima de 0.006 (Fig. B) en el implante de la zona premolar, en la plataforma en el tercio superior. La deformación mínima de 0.000 (Fig. C) se observó en el tercio apical del implante colocado en el segundo molar en la cara mesial.

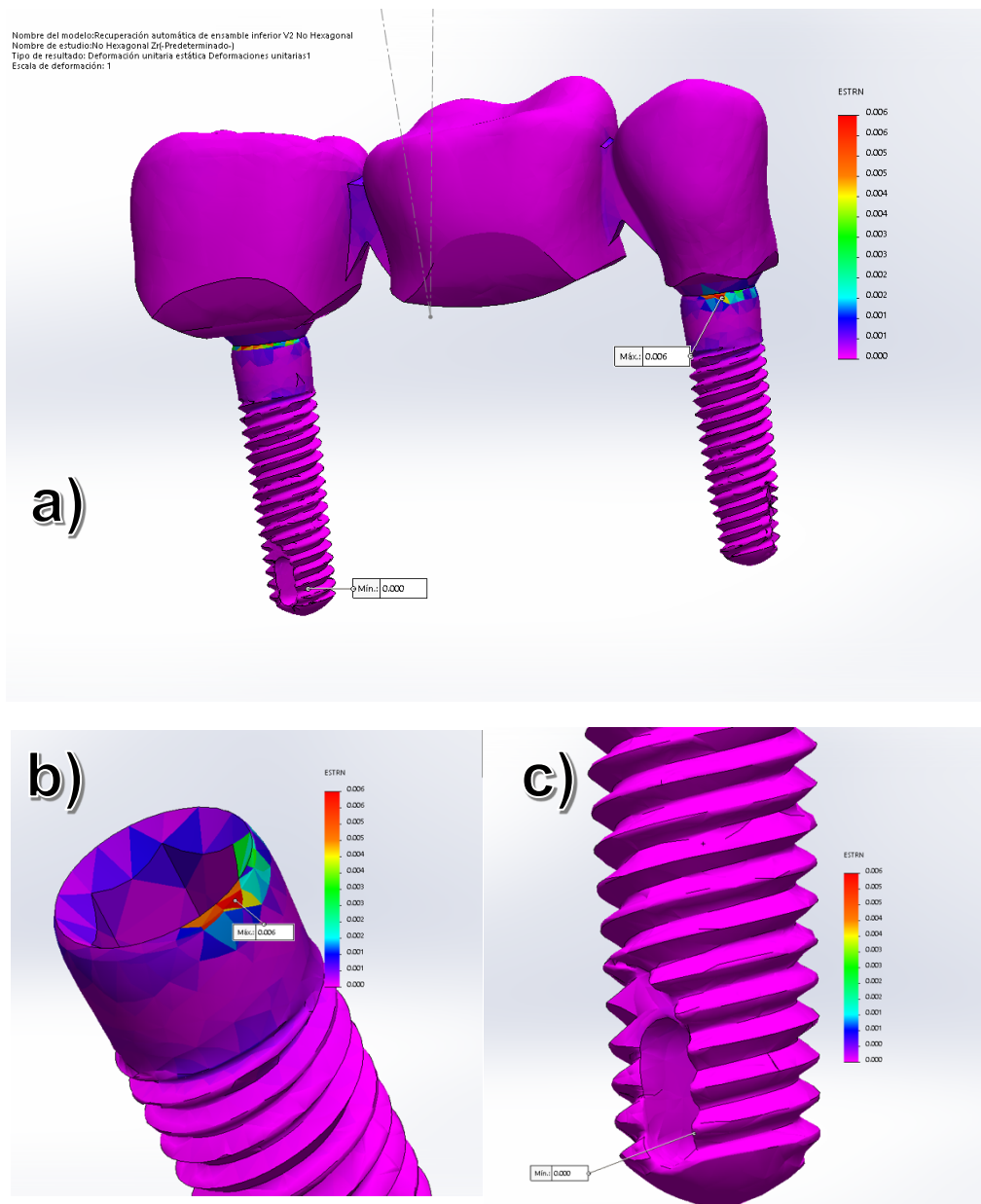


Fig. 24 A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento no hexagonal- no hexagonal mostrando la deformación máxima y mínima.
B. Tensión máxima
C. Tensión mínima
Fuentes Propias.

Deformación no hexagonal- hexagonal Zirconia

En el modelo con aditamentos combinados los no hexagonales colocados en el molar y los hexagonales en el premolar de zirconia se observó una deformación máxima de 0.005 (Fig. B) en el implante de la zona premolar, en la plataforma parte interna, cara vestibular. La deformación mínima de 0.000 (Fig. C) se observó en el tercio apical, mesial del implante colocado en el segundo molar.

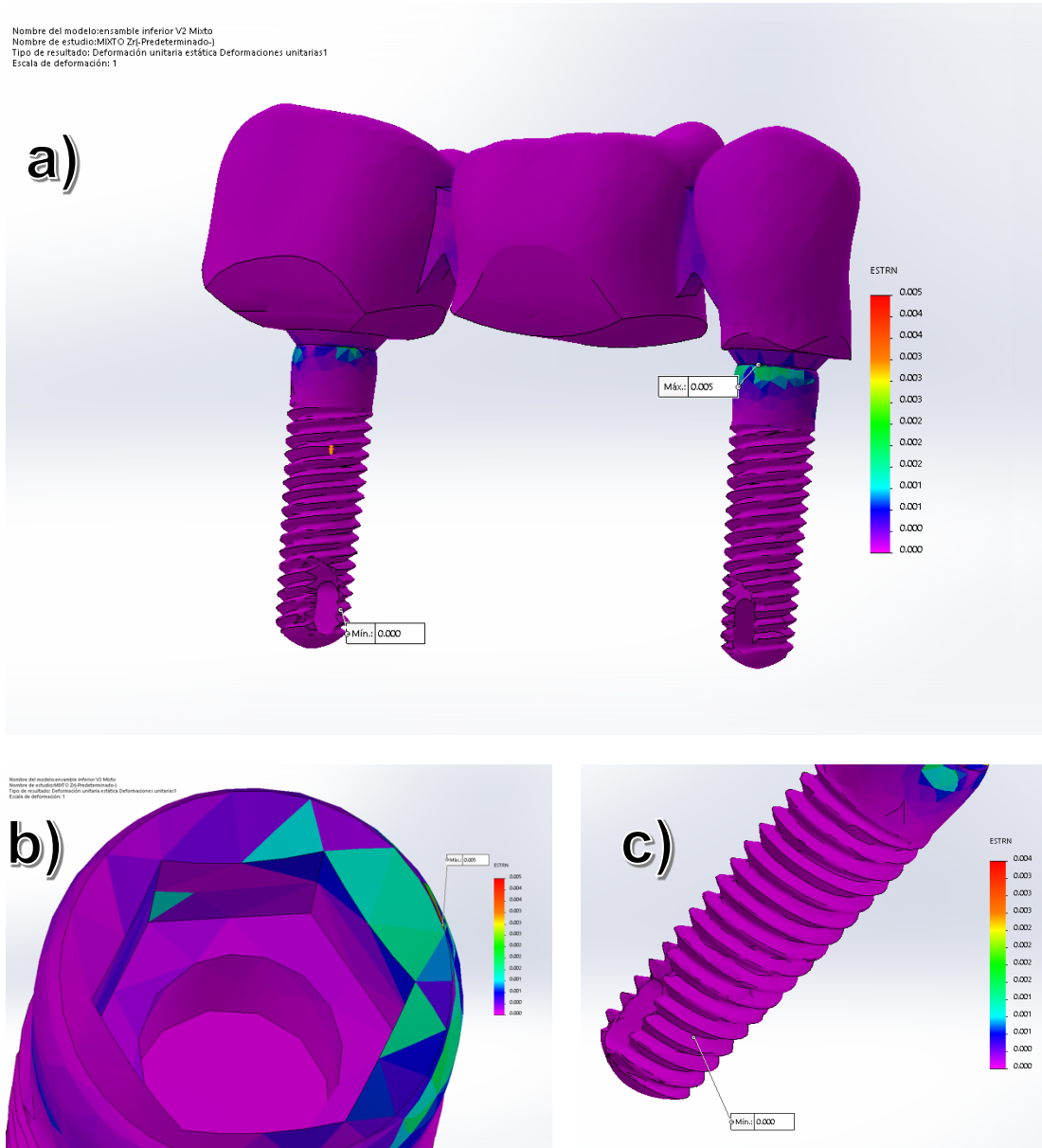


Fig.25. A. Modelo con aditamentos y coronas de Zirconia con aditamento no hexagonal-hexagonal mostrando la deformación máxima y mínima
B. Tensión máxima
C. Tensión mínima
Fuentes Propias.

Deformación Hexagonal- hexagonal oro

En el modelo correspondiente a aditamentos hexagonales de oro. Se observa el desplazamiento máximo 0.005 (Fig. B) en el implante del molar, en la parte más superior de la plataforma, cara vestibular. El desplazamiento mínimo 0.000 (Fig. C) se observa en la cabeza del tornillo colocado en el molar.

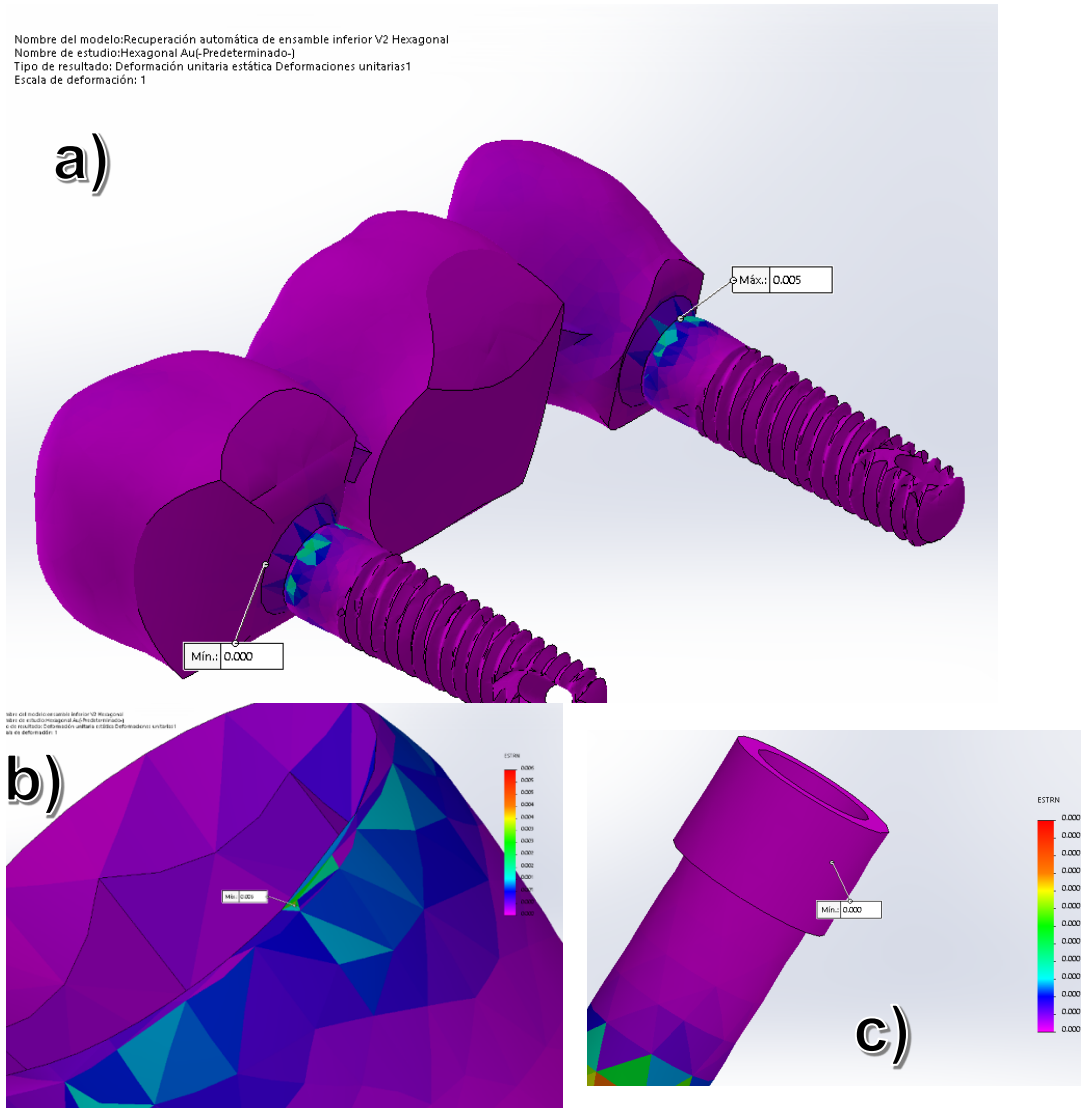


Fig. 26. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento hexagonal- hexagonal mostrando la deformación máxima y mínima.

B. Tensión máxima

C. Tensión mínima

Fuentes Propias.

Deformación no hexagonal- no hexagonal oro

En el modelo con aditamentos no hexagonales de oro se observó una deformación máxima de 0.006 (Fig. B) en el implante de la zona premolar, en la plataforma en el tercio superior, cara vestibular. La deformación mínima de 0.000 (Fig. C) se observó en distal del implante colocado en el segundo molar.

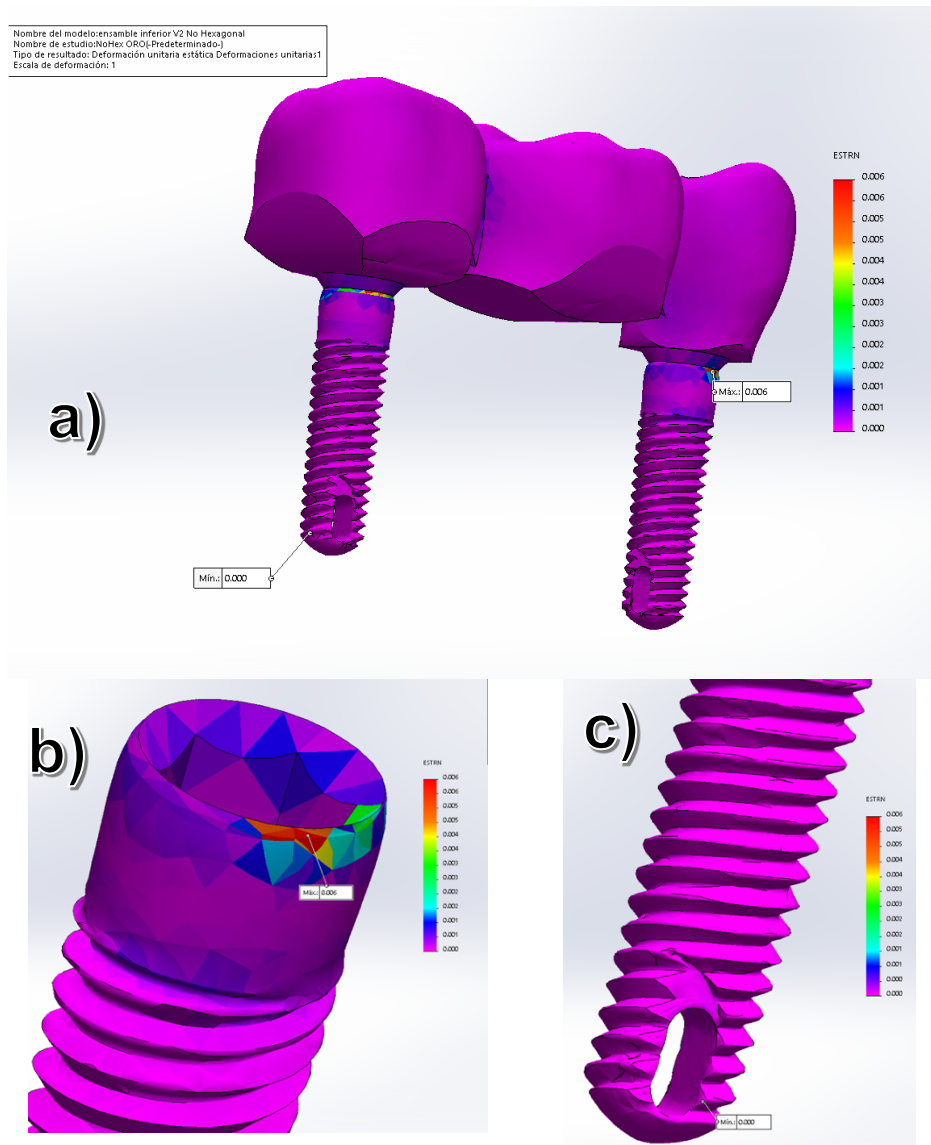


Fig. 27. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento no hexagonal- no hexagonal mostrando la deformación máxima y mínima.
B. Tensión máxima
C. Tensión mínima
Fuentes Propias.

Deformación no hexagonal- hexagonal oro

En el modelo correspondiente al modelo que presenta una combinación de los aditamentos el no hexagonal colocado en el molar y el hexagonal en el premolar. Se observa el desplazamiento máximo 0.005 (Fig. B) en el implante del premolar, en la parte más superior de la plataforma, cara vestibular. El desplazamiento mínimo 0.000 (Fig. C) se observa en el implante del segundo molar en la cara mesial.

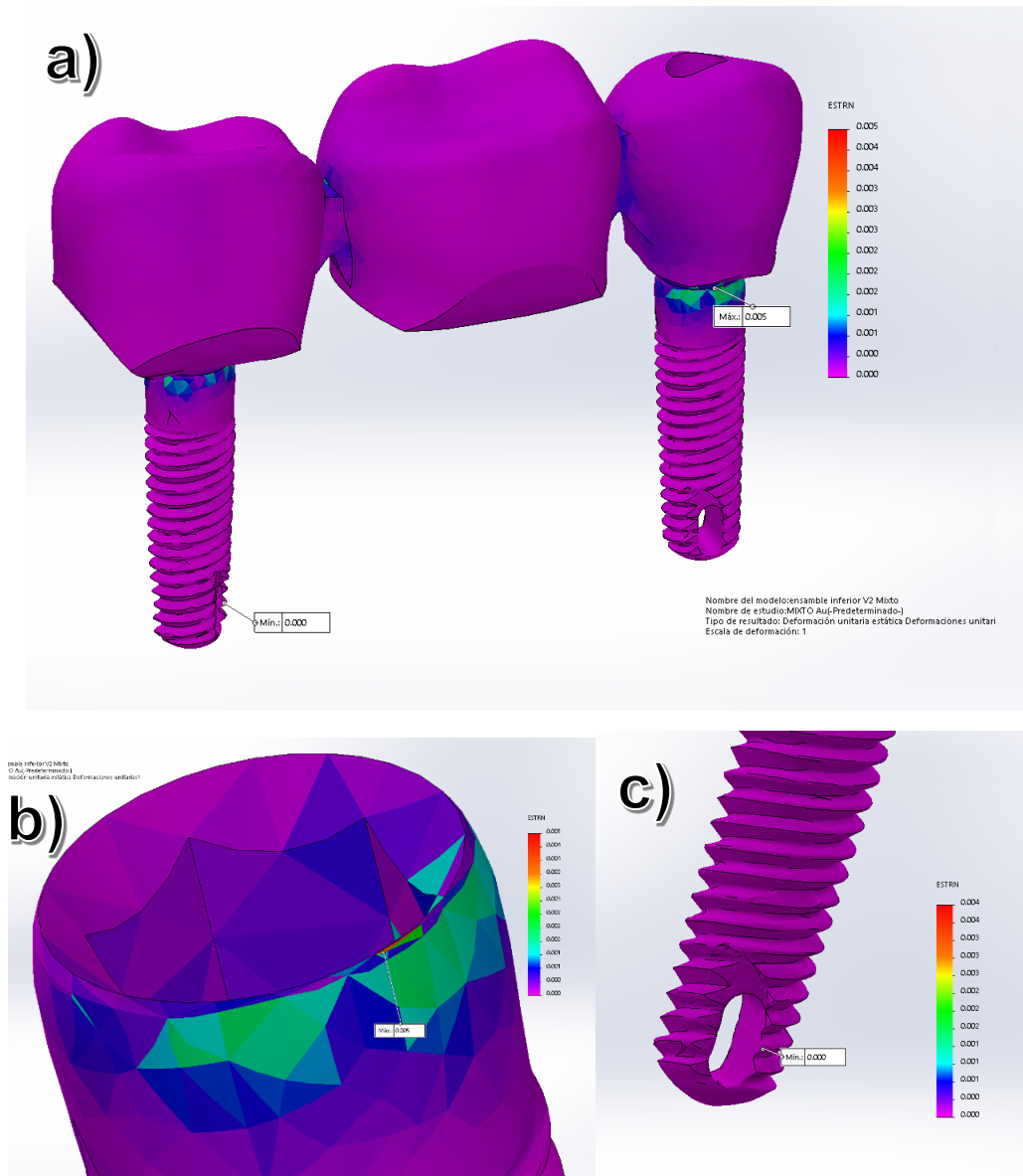


Fig. 28. A. Modelo con aditamentos y coronas de oro con aditamento no hexagonal-hexagonal mostrando la deformación máxima y mínima
B. Tensión máxima
C. Tensión mínima
Fuentes Propias.

11. DISCUSIÓN

Dentro del presente estudio se elaboraron tres modelos en elementos finitos, los cuales presentan dos implantes totalmente paralelos en el sector posterior con la combinación de aditamentos hexagonales y no hexagonales, para esto fue necesario el escaneo de los implantes y aditamentos, así como el modelado exacto de la prótesis y el tornillo. Se ejecutaron dos pruebas diferentes, la primera con aditamentos y prótesis de zirconia. La segunda con aditamentos y prótesis de oro tipo III.

En el estudio se encontró que mediante una fuerza axial de 645 N que es la media proporcional a la fuerza de mordida en el sector posterior(6). En nuestro estudio los aditamentos hexagonales presentaron menor tensión en los dos materiales debido a que proporciona una ventaja mecánica e incrementa la resistencia a la fractura como lo menciona Dogus et al. en su artículo el cual habla de la posición de los aditamentos hexagonales y no hexagonales en una prótesis fija de 3 unidades con cantilevered sobre implantes en el sector posterior. (23) Ching Hong en su revisión de literatura que tiene como título la estabilidad del complejo implante-aditamento con diferentes diseños de conexión menciona que al tener una mayor superficie de contacto entre la plataforma del implante y el aditamento se obtienen mejores propiedades mecánicas al ser sometido a fuerzas masticatorias.(28)

Lemos et al realiza una comparación de aditamentos con conexión interna y externa, siendo la interna la que más contacto tiene con la plataforma del implante, así como en este estudio el aditamento hexagonal tiene contacto con toda la plataforma. Menciona que tiene una mejor distribución del estrés a lo largo del implante y menos micromovimientos.(11)

La tensión máxima y la deformación en todos los casos se presentó en la plataforma del implante cerca de la conexión, el microgap entre el implante y el aditamento causa una mala distribución de estrés en todos los componentes y en el implante.(24)(29) (30)

La tensión fue menor en los aditamentos y coronas de oro independientemente del tipo de conexión debido a que el módulo de elasticidad del oro es menor al

de la zirconia como nos muestra Jin Chun en su artículo que compara las propiedades de los materiales dentales en el año 2014.(31)

No existen reportes similares con pruebas de elementos finitos comparando este tipo de aditamentos, Schoenbaum et al., publica un artículo en el año 2017 .En el cual propone la técnica de colocar un aditamento hexagonal y un no hexagonal para mejorar la estabilidad y el manejo de la prótesis fija atornillada. En el artículo menciona que en las conexiones internas no se permiten mas de dos aditamentos hexagonales debido a que la prótesis no podrá ser insertada o removida de multiples implantes no paralelos; lo que de este estudio que los implantes si estan colocados en la posición ideal. (26)

El desplazamiento máximo se dio en la prótesis debido a que la fuerza fue aplicada en ese punto y desde ahí comienza el movimiento. Posterior a esto el desplazamiento máximo fue en los aditamentos no hexagonales debido a que al no tener un área de contacto y algo que impida moverse sufrieron el mayor desplazamiento como lo indica Pita et al. En el artículo plataformas protésicas en implantología en donde menciona que el cono morse se caracteriza por eliminar la unión entre el aditamento y el implante lo que promueve el aflojamiento y fractura de los componentes de la prótesis y larga estabilidad. Contrastando esto con los aditamentos hexagonales que tienen mejor sellado con la plataforma. (32)

La deformación máxima se dio tambien en la plataforma del implante debido a que como ya mencionamos antes es la zona con mayor tensión debido a que ahí se encuentra la conexión implante-aditamento.

Existe muy poca información sobre la combinación y uso de estos aditamentos en una prótesis fija. Se puede argumentar que en un estudio in vitro el resultado de la investigación podria ser más exacto y analizado mediante un microscopio para comparar que tan exacto son los resultados mediante elementos finitos. En el futuro se podran diseñar proyectos para investigar in vitro la combinación de aditamentos hexagonales y no hexagonales en prótesis fijas implantosportadas.

12. CONCLUSIÓN

En este estudio se puede concluir que:

- La combinación de dos aditamentos hexagonales en una prótesis implantosoportada en el sector posterior presentó menor tensión en aditamentos aditamentos tanto de oro como de de zirconia .
- Al realizar una carga de 645 N en las tres combinaciones de aditamentos: hexagonal- hexagonal, no hexagonal- no hexagonal, no hexagonal- hexagonal el mayor punto de tensión y deformación es en la plataforma del implante.
- Los aditamentos de zirconia sufren mayor tensión que los de oro en los 3 modelos independientemente si es hexagonal o no hexagonal.
- El punto de máximo desplazamiento fue en la prótesis y posterior a este en los aditamentos no hexagonales, debido al movimiento que estos presentan.
- La deformación máxima se presentó en la combinación de aditamentos no hexagonales- no hexagonales en la plataforma del implante.
- En una situación clínica con una prótesis fija implantosoportada en el sector posterior en la que los implantes esten totalmente paralelos, la combinación que genera menor estrés y puede presentar mayor longevidad sera la de aditamentos hexagonales.

Bibliografía

1. Fukahori S, Kondo Y, Nodai T, Aonuma F, Tamura A, Tsuka S, et al. Implant-supported fixed prosthesis improves nutrient intake in patients with partial edentulous posterior regions. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2019;4. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.03.007>
2. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;117(5):C1-e105. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391316306837>
3. Rosel LM, Alpizar BG, Silva KP, Arocha BAG, Rodríguez M. Factores biomecánicos en la rehabilitación por prótesis parcial fija sobre implantes Microdent. *Rev Electrónica las Ciencias Médicas en Cienfuegos*. 2011;9(2):43–8.
4. Lemus, L. Almagro, Z. Leon C. Origen y evolución de los implantes dentales. *Rev haban cienc méd*. 2009;8(4):9.
5. Özçelik TB, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: An in vitro study. *J Prosthodont*. 2007;16(Özçelik, T. B., Ersoy, A. E. (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 107–116. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2007.>):107–16.
6. Angel N, Escobar JC, Latorre F VJ. Mechanical behavior of anterior fixed partial dentures made of different materials subjected to static and dynamic loads. *96 Rev Fac Odontol Univ Antioquia*. 2017;29(C):96–130.
7. Alfaro P, Ángeles F, Osorno M del C, Núñez JM, Romero G. Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos. Parte I. *Rev ADM*. 2012;69(3):108–13.
8. Ho CCK. Abutment selection. *Pract Proced Aesthetic Dent*. 2017;308–13.
9. Hung HC, Huang CS, Pan YH. The compressive strength of implant-abutment complex with different connection designs. *J Dent Sci* [Internet]. 2019;(xxxx):1–7. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jds.2019.01.014>
10. Muley N, Prithviraj D, Gupta V. Evolution of External and Internal Implant to Abutment Connection. *Int J Oral Implantol Clin Res*. 2012;3(3):122–9.
11. Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent* [Internet]. 2018;70(August):14–22. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2017.12.001>
12. Natalí Y, Gallardo R, Saravia AD. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. *Rev Estomatol Hered*. 2011;21(7):159–65.
13. Junqueira MC, Silva TEP, Ribeiro RF, Faria ACL, Macedo AP, De Almeida RP. Abutment Rotational Freedom Evaluation of External Hexagon Single-Implant Restorations after Mechanical Cycling. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(6):927–33.
14. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A Systematic Approach To Definitive Planning And Designing Single And Multiple Unit Implant

- Abutments. *J Prosthodont Dent Implant*. 2015;10–20.
15. Shafie HR, White BA. Implant Abutment Materials. *Clin Lab Man Dent Implant Abutments*. 2014;1–16.
 16. Lee J, Kim D, Park C. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. 2012;83–90.
 17. dos Santos Marsico V, Lehmann RB, de Assis Claro CA, Amaral M, Vitti RP, Neves ACC, et al. Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implantal bone. *Mater Sci Eng C*. 2017;80:141–8.
 18. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2012;56(1):19–24. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2011.02.002>
 19. Dogru SC, Cansiz E, Arslan YZ. A review of finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics. *J Mech Med Biol*. 2018;18(2):1–26.
 20. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.
 21. Capote V. Tipos de Esfuerzos Físicos. *Rev Digit para Prof la enseñanza* [Internet]. 2011;1–18. Available from: <https://www.feandalucia.ccoo.es/docu/p5sd8567.pdf>
 22. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent*. 2006;15(4):427–35.
 23. 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;20(5):348–54.
 24. Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *J Dent* [Internet]. 2012;40(6):467–74. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.009>
 25. Meriç G, Erkmén E, Kurt A, Eser A, Özden AU. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: A 3-D FEM study. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(1):61–71.
 26. Schoenbaum TR, Stevenson RG, Balinghasay E. The hemi-engaging fixed dental implant prosthesis: A technique for improved stability and handling. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(1):17–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.018>
 27. Yi Y, Koak J-Y, Heo S-J, Lee S-J, Kim S-K. Comparison of implant component fractures in external and internal type: A 12-year retrospective study. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(2):155.
 28. Hsien-Ching Hong, Yang-Ming Chang Y-HP. The Stability of Implant-abutment Complex with Different Implant-abutment Connection Designs —Review of Literature. *J oral maxillofac surg*. 2015;26:262–86.
 29. Farronato D, Manfredini M, Stevanello A, Campana V, Azzi L, Farronato M. A comparative 3D finite element computational study of three connections.

- Materials (Basel). 2019;12(19).
30. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil.* 2007;34(7):508–16.
 31. Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomech.* 2014;5(0):0–5.
 32. Pita MS, Anchieta RB, Barão VAR, Garcia IR, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011;22(6):2327–31.
 33. nobel biocare. Nobel Biocare ABUTMENTS [Internet]. 2019. Available from: <http://genieoss.com/manufacture/nbabutment.html>

13. ANEXOS

Anexo 1.

Tabla de Recolección de Datos

Tabla 1. Tensiones MPa obtenidas por medio de Elementos Finitos.

		Zirconio (MPa)						Oro (MPa)						
		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	
Molar	Implante													
	Aditamento													
	Tornillo													
Premolar	Implante													
	Aditamento													
Prótesis	Tornillo													

Tabla 2. Desplazamiento en μm obtenidas por medio de Elementos Finitos.

		Zirconio (μm)						Oro (μm)						
		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	
Molar	Implante													
	Aditamento													
	Tornillo													
Premolar	Implante													
	Aditamento													
Prótesis	Tornillo													

Tabla 3. Deformación en ESTRN obtenidas por medio de Elementos Finitos.

		Zirconio (ESTRN)						Oro (ESTRN)						
		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		Hexagonal		No Hexagonal		Mixto		
		Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	
Molar	Implante													
	Aditamento													
	Tornillo													
Premolar	Implante													
	Aditamento													
Prótesis	Tornillo													