



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD  
CARRERA PROFESIONAL DE ESTOMATOLOGÍA

“ANÁLISIS DE TENSIONES EN TRES SISTEMAS DE IMPLANTES  
DENTALES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE  
CIRUJANO DENTISTA

Presentado por:

Elizabeth Rosario Menacho Mendoza (0000-0001-5818-5990)

Asesor:

PhD(c) Esp. Juan Antonio Diaz Suyo (0000-0002-4726-2716)

Lima – Perú

2020

**ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS**

Lima, 09 de Diciembre del 2020.

Los integrantes del Jurado de tesis:

Presidente: <b>Mg. Pedro Tinedo López</b>
Miembro: <b>Mg. Cinthya Chipana Herquinio</b>
Miembro: <b>Mg. Hugo Coronado Donayre</b>

Se reúnen para evaluar la tesis titulada:

**“ANÁLISIS DE TENSIONES EN TRES SISTEMAS DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”**

Presentada por el bachiller:

- **Bach. ELIZABETH ROSARIO MENACHO MENDOZA**  
**DNI. 77292510**

Para optar el **Título Profesional de Cirujano Dentista**

Asesorada por: **Mg. Antonio Díaz Suyo**

Luego de haber evaluado el informe final de tesis y evaluado el desempeño del estudiante de la Carrera de Estomatología en la sustentación, se concluyen de:

Manera unánime ( x )

Por mayoría ( )

Calificar a:

Tesista: <b>ELIZABETH ROSARIO MENACHO MENDOZA</b>	Nota (en letras): <b>19</b> (diecinueve)		
Aprobado ( )	Aprobado - Muy buena ( )	Aprobado - Sobresaliente ( x )	Desaprobado ( )

Completar con un aspa x: Desaprobado (0-12); Aprobado (13-15); Aprobado con mención muy buena (16-18); Aprobado con mención Sobresaliente (19-20).

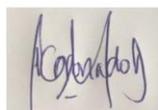
Los miembros del jurado firman en señal de conformidad.



**Mg. Pedro Tinedo López**  
**Presidente del Jurado**  
**DNI. 45159119**



**Mg. Cinthya Chipana Herquinio**  
**Miembro 2**  
**DNI. 42400735**



**Mg. Hugo Coronado Donayre**  
**Miembro 1**  
**DNI. 10471862**



**Mg. Antonio Díaz Suyo**  
**Asesor**  
**DNI. 43315515**

## **DEDICATORIA**

Dedico esta tesis a mis padres por su apoyo incondicional durante estos últimos años, tanto moralmente como económicamente, con la finalidad de convertirme en una buena profesional de salud.

## AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi gratitud a las personas que me apoyaron en la presente investigación:

A mis padres por su confianza, su apoyo y su preocupación en todo momento. Agradecer a mi madre y hermana por siempre animarme y no permitir que me rinda ante una dificultad.

A mi asesor, el Mg. Antonio Díaz Suyo por su tiempo, dedicación y paciencia en cada fase del trabajo, también por aclarar todas mis dudas y principalmente por guiarme con su vasta experiencia en el área de Implantología, un campo nuevo para mí, el cual quiero seguir en los siguientes años.

Al profesional, el Mg. Roger Cedamano Cuenca por su dedicación y por compartirme sus amplios conocimientos en el campo de la Ingeniería, específicamente en la confección y simulación de los modelos de estudio. Asimismo, agradecerle por su paciencia para resolver toda duda que presentaba.

Por último, a los docentes que estuvieron presentes y pendientes en cada avance, en especial al Mg. Pedro Tinedo López por sus aportaciones brindadas, dándome consejos para perfeccionar mi investigación.

## RESUMEN

La seguridad de un sistema de implantes dentales radica principalmente en la capacidad de cargas; mientras que su conexión interna en la modificación de estas. Por lo tanto, su trabajo en conjunto nos permitirá una mayor estabilidad y hará que el sistema obtenga una mejor distribución de la tensión y un mayor factor de seguridad mientras que, su conexión interna otorgará una retención al pilar, sin exponer al tornillo a un riesgo de un futuro aflojamiento o rotura. Por ello, el propósito del estudio fue determinar las tensiones máximas, factor de seguridad y deformación de tres sistemas de implantes dentales (pilar, tornillo del pilar e implante dental) mediante el método de los elementos finitos.

Se diseñaron tres sistemas de implantes dentales en base a tres marcas comerciales Sweden&Martina, Dentium y Straumann, mediante el método de elementos finitos usando el programa SolidWorks® 2020, a cada uno de los diseños se les aplicó una fuerza de 200 N y 800 N, en dos direcciones axial y tangencial de 30°. Además, se diseñó un bloque de hueso con estructuras biológicas.

Al comparar los tres sistemas de implantes dentales con diferentes conexiones internas, se concluyó que el máximo estrés de Von Mises se concentró a nivel cervical de los tres modelos, donde el modelo C mostró los mejores resultados, tanto en las fuerzas de 200 N y 800 N. Asimismo, las mayores tensiones se observaron en la aplicación de la carga tangencial en todos los modelos de estudio.

Relevancia clínica: Un trabajo en conjunto entre los componentes del sistema del implante, como el modelo B y C, otorgan un mejor manejo de la distribución de estrés, asimismo la presencia de una plataforma switching.

Palabras claves: implante dental, conexión implante-pilar, análisis de tensión, método de elementos finitos

## ABSTRACT

The safety of a dental implant system lies mainly in its load capacity, while its internal connection in modifying these loads. Therefore, their work together will allow us a greater stability and will make the system obtain a better distribution of the tension and a greater safety factor while, their internal connection will provide a retention to the abutment, without exposing the screw to a risk of future loosening or breakage. Therefore, the purpose of the study was to determine the maximum stresses, safety factor and deformation of three dental implant systems (abutment, abutment-screw and dental implant) using the finite element method.

Three dental implant systems were designed based on three commercial brands, Sweden&Martina, Dentium and Straumann, by means of the finite element method using the SolidWorks® 2020 program. A force of 200 N and 800 N was applied to each of the designs, in two axial and tangential (30°) directions. In addition, a bone block with biological structures was designed.

When comparing the three dental implant systems with different internal connections, it was concluded that the maximum stress of Von Mises was concentrated at the cervical level of the three models, where model C showed the best results, both in the forces of 200 N and 800 N. Likewise, the highest stresses were observed in the application of the tangential load in all the study models.

Clinical relevance: A joint work between the components of the implant system, as the model B and C, grant a better management of the stress distribution, also the presence of a switching platform.

Keywords: Implant-abutment interface, stress distribution, FEM analysis, dental implants

## I. INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales se han convertido en uno de los tratamientos odontológicos más requeridos por la mayoría de pacientes edéntulos, tanto parciales como totales, transformándose en una excelente opción terapéutica en la sustitución de piezas dentarias ausentes<sup>1</sup> y también como elemento retenedor de una futura estructura protésica. Desde sus inicios, la Implantología se ha ido desarrollando con el objetivo de conseguir una rehabilitación dental funcional, estética y biomecánicamente estable a largo plazo.

Desde años atrás, los implantes han ido evolucionando constantemente, destacando por presentar una alta tasa de supervivencia de 96% según un estudio observacional de 6 años<sup>2</sup>, convirtiéndose en un elemento importante en la rehabilitación oral con el propósito de mantener el funcionamiento del sistema estomatognático, pero, así como éxitos también, manifestaron fracasos con el tiempo, los cuales se relacionaron a las sobrecargas oclusales y a un deficiente diseño del Sistema del implante, causando asimismo la reabsorción ósea marginal.<sup>3,13</sup> De tal manera también se asoció a sus propiedades biomecánicas.<sup>4</sup>

El conocimiento de la biomecánica nos permite optimizar la planificación del tratamiento y reducir el riesgo de futuras fallas y complicaciones funcionales.<sup>5</sup> Esta no solo está relacionada a las cargas que se someten a los tejidos biológicos sino también a los componentes mecánicos del sistema de implante dental, el cual generalmente está compuesto por un implante, un pilar y un tornillo. Por lo tanto, su éxito depende de una comprensión de la biomecánica básica y de diferentes factores, el cual destaca el papel de la carga mecánica en la interfase de sus estructuras y en el estado del hueso.<sup>6</sup> Kayabasi y col refirieron que una parte del éxito, depende de la alineación entre la fuerza y el eje largo del implante.<sup>7</sup> Por este motivo, varios investigadores comenzaron a emplear el

método de elementos finitos en sus estudios con el objetivo de analizar y predecir su comportamiento estructural.

El método de elementos finitos (MEF) ha sido utilizado en Implantología para evaluar tres aspectos principales, el comportamiento estructural, el esfuerzo y la optimización de los implantes.<sup>8</sup> Su análisis es empleado para predecir el comportamiento biomecánico de los diseños de implantes y el efecto de algunos factores clínicos en el éxito de los mismos.<sup>9</sup> La mayoría de estudios han evaluado las tensiones máximas a rangos de fuerzas normales de masticación donde variaban las dimensiones y características del implante y la presencia de una estructura protésica, pero solo pocos determinaron el factor de seguridad y deformación de los sistemas de implantes aparte de su distribución de estrés. Asimismo, su relación con las fuerzas oclusales, los pacientes tratados con prótesis fijas osteointegradas tienen una fuerza de mordida máxima entre 42 y 412 N<sup>10</sup>, mientras que las cargas por pacientes bruxómanos, pueden variar entre el 30 al 60% de la fuerza de la mordida normal, equivaliendo a  $\geq 735$  N<sup>11</sup>.

Un estudio previo centrado en sistemas de implantes determinó que la conexión implante-pilar se considera un punto clave en el éxito clínico a largo plazo<sup>12</sup>, estudios concluyeron que la conexión cónico-hexagonal es más exitosa en casos con una dimensión vertical aumentada, y principalmente en la región posterior.<sup>13</sup> Otro determinó que la tensión disminuye a medida que el diámetro del implante aumentaba y que la conexión cónica presentaba un mayor estrés.<sup>14</sup> En el estudio más reciente demostraron que la conexión cónica presentaba un patrón más homogéneo.<sup>15</sup> En este último nos hace énfasis también de su factor de seguridad, el cual se centra en ubicar las zonas que presenten mayores fallas basado en la pérdida de sus propiedades elásticas.

La seguridad de un sistema de implantes dentales radica principalmente en la capacidad de cargas; estudios han demostrado que su conexión interna juega un rol fundamental en

la modificación de estas, de igual modo un diseño particular de los tres componentes puede afectar en la distribución de la tensión. La aplicación de una fuerza en la estructura protésica, se transfiere al pilar a través de su conexión para luego dirigirse al hueso. Por lo tanto, su trabajo en conjunto nos permitirá una mayor estabilidad y hará que el sistema obtenga una mejor distribución de la tensión y un mayor factor de seguridad mientras que, su conexión interna otorgará una retención al pilar, sin exponer a un riesgo al tornillo de un futuro aflojamiento o rotura. Por ello, el propósito del estudio es determinar las tensiones máximas, factor de seguridad y deformación de tres sistemas de implantes dentales (pilar, tornillo del pilar e implante dental) mediante el método de elementos finitos.

## **II. OBJETIVOS E HIPOTESIS**

### **IV.1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar las tensiones máximas, factor de seguridad y deformación de tres sistemas de implantes dentales (pilar, tornillo del pilar e implante dental) mediante el método de elementos finitos.

## **IV.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Comparar la tensión máxima mediante el método de elementos finitos de los 3 modelos de implante en el hueso cuando se aplica una fuerza vertical y tangencial de 30° de 200 N y 800 N.
2. Comparar la tensión máxima mediante el método de elementos finitos de los 3 modelos de implante en el implante cuando se aplica una fuerza vertical y tangencial de 30° de 200 N y 800 N.
3. Comparar la tensión máxima mediante el método de elementos finitos de los 3 modelos de implante en el pilar cuando se aplica una fuerza vertical y tangencial de 30° de 200 N y 800 N.
4. Comparar la tensión máxima mediante el método de elementos finitos de los 3 modelos de implante en el tornillo del pilar cuando se aplica una fuerza vertical y tangencial de 30° de 200 N y 800 N.
5. Determinar el factor de seguridad mediante el método de elementos finitos en los tres modelos de estudio cuando se aplica una fuerza vertical y tangencial de 30° de 200 N y 800 N.
6. Determinar los desplazamientos y deformaciones mediante el método de elementos finitos de los 3 modelos de estudio cuando se aplica una fuerza vertical y tangencial de 30° de 200 N y 800 N.

## **IV.3. HIPÓTESIS**

Existen diferencias entre las tensiones máximas en los 03 sistemas de implantes cuando es sometido a una fuerza vertical y tangencial de 30° analizados mediante el método de elementos finitos.

### **III. METODOLOGÍA**

#### **III. 1. DISEÑO DE ESTUDIO**

Estudio experimental de diseño virtual.

#### **III. 2. GRUPOS DE ESTUDIO**

Sé diseño 3 modelos de estudio con su respectivo pilar, tornillo, implante y un bloque de hueso mediante el programa SolidWorks® 2020.

Modelo A: Sistema de implante dental en base al modelo de Sweden & martina con plataforma matching. Implante de 4,3 x 10 mm con conexión interna doble octagonal.

Modelo B: Sistema de implante dental en base al modelo de Dentium- SuperLine con plataforma switching. Implante de 4,0 x 10 mm con conexión hexágono interno.

Modelo C: Sistema de implante dental en base al modelo de Straumann con plataforma switching. Implante de 4,1 x 10 mm con conexión interna cónico-cilíndrica de 15°.

#### **III.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN**

##### **Criterios de inclusión:**

- Diseños de tres sistemas de implantes (pilar, tornillo del pilar e implante) elaborado por el programa SolidWorks® 2020.
- Diseños de tres sistemas implantes con conexiones internas atornilladas.

##### **Criterios de exclusión:**

- Modelo de estudio con un inadecuado enmallado.
- Modelo de estudio con una estructura protésica.

### III.4. VARIABLES

#### **Variable dependiente: Distribución de estrés**

Se define como la distribución de tensiones en los modelos de estudio, después de la aplicación de una respectiva fuerza. La variable dependiente es cuantitativa, medida en escala de razón, su indicador fue el valor numérico mínimo e máximo dado en Megapascales por el programa SolidWorks® 2020.

Se evaluó los siguientes componentes:

- Distribución de estrés en el hueso
- Distribución de estrés en el implante
- Distribución de estrés en el tornillo del pilar
- Distribución de estrés en el pilar

#### **Variable independiente: Fuerzas**

Se define como la intensidad de la fuerza que se aplica sobre el pilar de los sistemas de implantes, es una variable categórica, medida en escala ordinal, su indicador fue la magnitud de dos fuerzas aplicadas en cada diseño elaborado en el programa SolidWorks® 2020.

- Fuerza de 200 N
- Fuerza de 800 N

#### **Variable independiente: Dirección de las fuerzas**

Se define como la dirección de la fuerza aplicada a los pilares de los sistemas de implantes, es una variable categórica, medida en escala nominal, su indicador fue la dirección de la fuerza que se aplicó sobre la superficie del pilar hasta la zona de la preparación cervical en cada modelo de estudio elaborado en el programa SolidWorks® 2020.

-Fuerza vertical

-Fuerza tangencial (30°)

**Variable interviniente: Distribución del factor de seguridad (FDS)**

Se define como el cociente entre el valor calculado de la capacidad máxima del sistema y el valor del requerimiento esperado, respecto a la fuerza que será sometido. La variable dependiente fue de tipo cuantitativa, medida en escala de razón, su indicador fue el valor numérico mínimo e máximo dado de manera automática por el programa SolidWorks® 2020.

**Variable interviniente: Deformaciones**

Se define como pequeñas deformaciones, a nivel de un punto o nodo, en los modelos de estudio. La variable dependiente fue de tipo cuantitativa, medida en escala de razón, su indicador fue el valor numérico mínimo e máximo de tipo ESTRN (deformaciones unitarias equivalentes) dado de manera automática por el programa SolidWorks® 2020.

**Variable interviniente: Desplazamientos**

Se define como desplazamientos evaluados en dirección de los tres sistemas de coordenadas X, Y e Z, en los modelos de estudio. La variable dependiente fue de tipo cuantitativa, medida en escala de razón, su indicador fue el valor numérico mínimo e máximo de tipo URES (desplazamientos resultantes) dado en milímetros (mm) de manera automática por el programa SolidWorks® 2020.

**Variable Independiente: Sistemas de implantes dentales**

La variable independiente fue definida operacionalmente como el Sistema de implantes dentales compuesto por un pilar, tornillo e implante diseñados mediante el programa SolidWorks® 2020, de tipo cualitativa politómica, mediada en escala nominal y su indicador fue la estructura del diseño.

Se evaluó los siguientes sistemas:

- Sistema de implante dental en base del modelo Sweden & martina
- Sistema de implante dental en base del modelo Dentium
- Sistema de implante dental en base del modelo Straumann

### **III.5. MÉTODOS Y TÉCNICAS**

#### **IV.5.1 MÉTODO**

El método de la investigación fue la observación estructurada, se diseñaron tres sistemas de implantes (pilar, tornillo del pilar, implante y hueso) de tres marcas comerciales mediante el método de elementos finitos usando el programa SolidWorks® 2020, a cada uno de estos diseños se les aplicó una fuerza de 200 N y 800 N, en dos direcciones axial y tangencial de 30°. Además, se diseñó un hueso que rodeaba a cada implante con el objetivo de simular una situación clínica.

#### **IV.5.2 TÉCNICAS**

La investigación fue un estudio de tipo experimental de diseño virtual. Los análisis de las tensiones, factor de seguridad y deformaciones de los tres diferentes sistemas de implantes dentales fueron creados mediante el método de elementos finitos. Para su realización se utilizó el programa SolidWorks® 2020.

#### **Capacitación:**

En la presente investigación, los modelos de diseño virtual fueron creados con ayuda de un profesional capacitado y certificado internacionalmente en el manejo y desarrollo del programa SolidWorks® 2020 (Anexo 1), siendo docente principal de Ansys, SolidWorks e Inventor en la Universidad Nacional de Ingeniería.

### **Calibración:**

En la presente investigación no se aplicó. Los modelos fueron elaborados en el software SolidWorks® 2020, el cual estaba actualizado y manejado por un ingeniero capacitado.

### **Aleatorización:**

En la presente investigación no se aplicó, por el motivo que el investigador desarrollo los modelos en el software SolidWorks® 2020.

## **IV.5.3 PROCEDIMIENTOS**

### **Construcción y diseño de los modelos de estudio**

La elaboración de los implantes diseñados estuvo compuesta por diferentes elementos donde se diseñó tres tipos diferentes de sistemas de implantes dentales en base a modelos de implantes ya presentes en el mercado nacional e internacional, los cuales fueron Sweden&Martina, Dentium y Straumann. Aparte se elaboró un bloque de hueso con estructuras biológicas; todos los implantes que se compararon en el estudio mantuvieron una longitud de 10 mm y fueron de titanio de grado V (Ti-6Al-4V).

En primer lugar, se diseñó el hueso alveolar, de tipo IV, compuesto por un hueso cortical de 2 mm y uno trabecular interno; el bloque de hueso fue de forma rectangular y con una medida de 20 mm de diámetro por 13 mm de altura.<sup>16</sup>

Después de manera individual se construyó los sistemas de implante con sus respectivas características. Para replicar de manera realista la geometría de las estructuras se utilizaron planos pre-existentes que se solicitaron a las mismas empresas fabricantes del implante, los archivos y mapas fueron utilizados en los modelos A y B, respectivamente, en el caso del modelo C fue diseñado en base al

implante en físico, mediante fotografías y uso de instrumentos calibradores proporcionados por el profesional capacitado. (Anexo 3)

-Modelo A: Sistema de implante dental de titanio grado V (Ti-6Al-4V) en base al modelo Global de Sweden&Martina con conexión interna doble octagonal y plataforma matching. Implante de 4,3 x 10 mm (Modelo U-ZT-430-100), pilar preformado (Modelo U-MD-430-2) con su tornillo respectivo (Modelo U-VM-180).

-Modelo B: Sistema de implante dental de titanio grado V (Ti-6Al-4V) en base al modelo SuperLine de Dentium con conexión hexágono interna y plataforma switching. Implante de 4,0 x 10 mm (Modelo FX 40 10 SW), pilar desgastable Milling (Modelo DAB 45156 HL) con su tornillo respectivo (Modelo ASC2045).

-Modelo C: Sistema de implante dental de titanio grado V (Ti-6Al-4V) en base al modelo Straumann con conexión interna cónico-cilíndrica de 15° (RC: Regular Crossfit®) y plataforma switching. Implante BLT de 4,1 x 10 mm (Modelo 021.5310), pilar cementable (Modelo 022.4326) con su tornillo respectivo (Modelo 025.4908).

Cada implante se configuró como si estuviese osteointegrado al bloque de hueso, posicionándose al ras de este con el objetivo de simular una situación clínica. (Anexo 4) Cada estructura diseñada se dividió en un número finito de elementos que se interconectarán por nodos, los cuales son definidos como herramientas de identificación, que se manifestaron a través de un sistema de coordenadas X, Y, Z. El resultado de la unión se nomino malla, la cual fue de tipo sólida y confeccionada con una tecnología que nos brindó el mismo programa denominado malla basada en curvatura, la cual otorgo una mayor precisión en el análisis de resultados por su

creación automática de más elementos en zonas de mayor curvatura adaptándose a las formas circunferenciales presentes en los implantes. (Anexo 5)

Cada elemento que compuso el modelo fue desarrollado siguiendo parámetros y propiedades del material, como el módulo de elasticidad o de Young y el coeficiente de Poisson<sup>16-17</sup> (Anexo 2), los cuales influyen significativamente en la distribución de las tensiones y en la deformación de la estructura. Todos los materiales se consideraron isotrópicos y linealmente elásticos.

### **Aplicación de fuerzas a los modelos diseñados**

Concluida la construcción de los modelos respectivos, se simuló y se aplicó fuerzas por medio del método de elementos finitos mediante el programa SolidWorks® 2020. En el estudio se aplicó dos tipos de fuerzas, una de 200 N y otra de 800 N en cada modelo. Cada fuerza fue aplicada en dos direcciones, una vertical y otra tangencial (30°) en la superficie oclusal y caras del pilar, a lo largo del implante creado. Las fuerzas se aplicaron en aquellas áreas que presentarían contacto íntimo con una futura estructura protésica con el objetivo de simular una situación clínica.

### **Análisis de resultados de aplicación de fuerzas a los modelos diseñados**

El análisis se efectuó con los resultados obtenidos por el programa, se evaluó las tensiones máximas, el desplazamiento, las deformaciones unitarias y la distribución del factor de seguridad. El análisis de la distribución de estrés se dio por la escala de Von Mises por medio de la comparación de tensiones normales, principales y equivalentes. Su análisis fue cuantitativo y cualitativo, basado en una escala progresiva de colores que va desde el azul al rojo, representando una mínima a una máxima tensión respectivamente.

En el caso del desplazamiento fue de tipo URES, la cual fue cuantitativa en milímetros; para el análisis de las deformaciones unitarias fue de tipo ESTRN, la cual fue cuantitativa. Ambas fueron a nivel de los nodos.

El análisis de la distribución del factor de seguridad se dio por un criterio automático dado por el programa SolidWorks® 2020, fue de tipo cuantitativa y cualitativa, en una escala de valores de 0 a 10, las cuales se basan en criterios de fallas indicando la seguridad de un diseño. Se consideró un FDS aceptable mínimo de 1.<sup>14</sup>

### **Recolección de datos**

Los datos recolectados en la presente investigación fueron anexados correctamente en una ficha de recolección de datos.

### **III.6. ANALISIS ESTADISTICO**

La presente investigación evaluó las tensiones máximas, desplazamientos, deformaciones unitarias y la distribución del factor de seguridad empleando tablas, donde se colocó los valores máximos y mínimos, dependiendo de la variable, presentes en el modelo en general y de manera individualizada para el hueso, el implante, el pilar y el tornillo del pilar.

### **III.7. CONSIDERACIONES ETICAS**

Para la ejecución de la presente investigación primero se registró en la Dirección General de Investigación, Desarrollo e Innovación (DGIDI) y se obtuvo un código de registro del proyecto: 382-2020-PRE99. Posteriormente, se envió al Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Científica del Sur para su respectiva revisión y aprobación. Por ser un estudio de diseño virtual no hubo ninguna infracción de los aspectos éticos.

#### IV. RESULTADOS

El análisis MEF otorgado por el programa SolidWorks® 2020 mostró los siguientes resultados:

##### Análisis de estrés

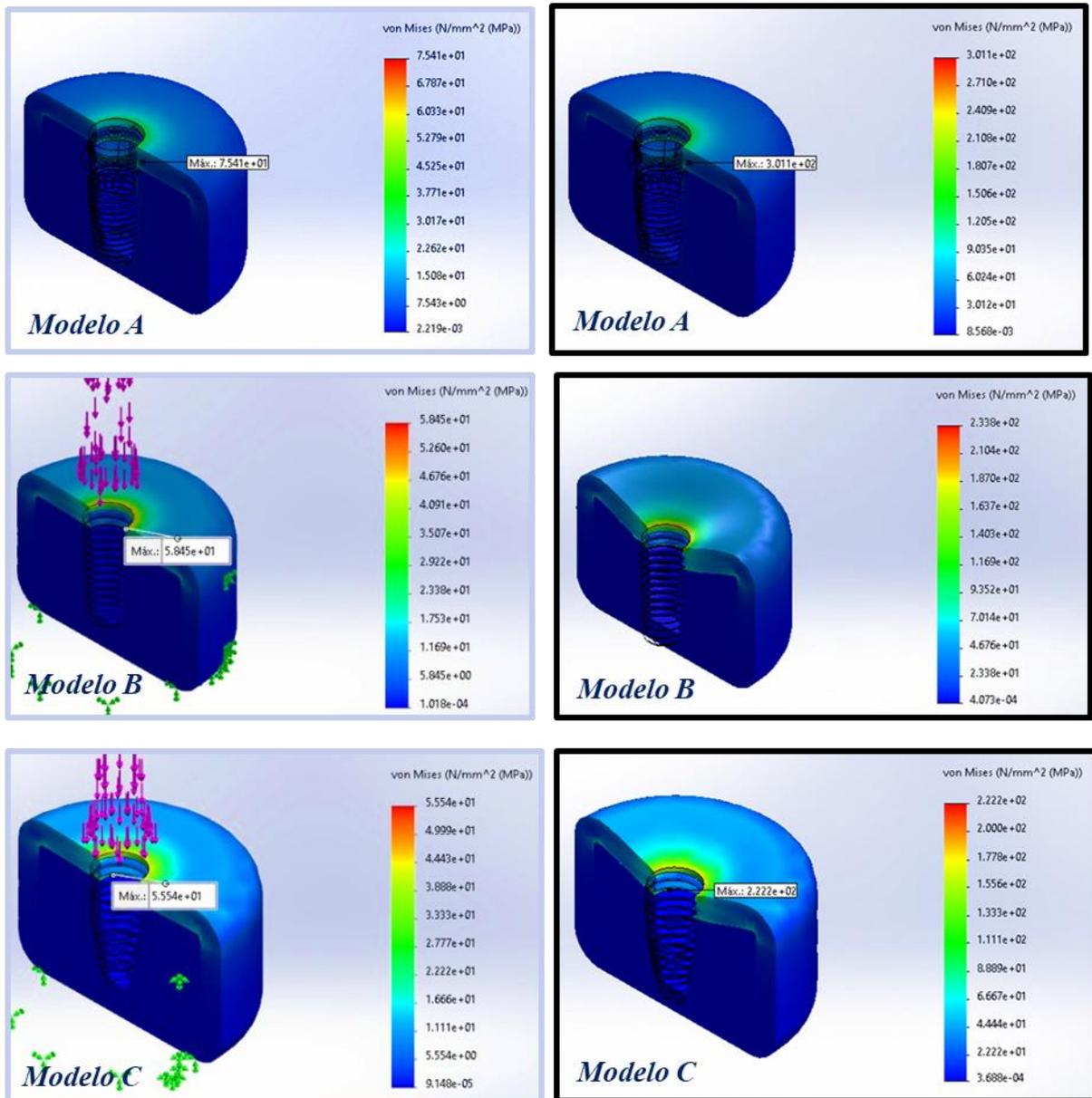
Se elaboró 4 tablas mostrando la tensión máxima a nivel de cada componente de los modelos de estudio.

*Tabla 1. Tensión máxima en el hueso a una fuerza vertical y tangencial de 30° en Mpa*

HUESO	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	<b>75,41</b>	<b>301,1</b>	<b>58,45</b>	<b>233,8</b>	<b>55,54</b>	<b>222,2</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>287,7</b>	<b>1151</b>	<b>141,8</b>	<b>567,4</b>	<b>107</b>	<b>428,1</b>

En la tabla 1 se observa que el modelo A presento una mayor tensión al exponerse a las dos fuerzas en comparación a los otros dos modelos, tanto en la fuerza vertical como tangencial, siendo las mayores de 301,1 y 1151 Mpa respectivamente, ambas a una fuerza de 800N. Mientras que los dos modelos restantes a una fuerza vertical se mantuvieron en rangos similares, pero a la tangencial, el modelo B presento una mayor tensión siendo 141,8 Mpa a una fuerza de 200N y 567,4 Mpa a una fuerza de 800N. Comparando los tres modelos a nivel del hueso el modelo C presento una menor tensión en las dos direcciones de fuerza y cargas.

Gráfico 1. Análisis de Von Mises a una fuerza vertical de 200 N y 800 N.

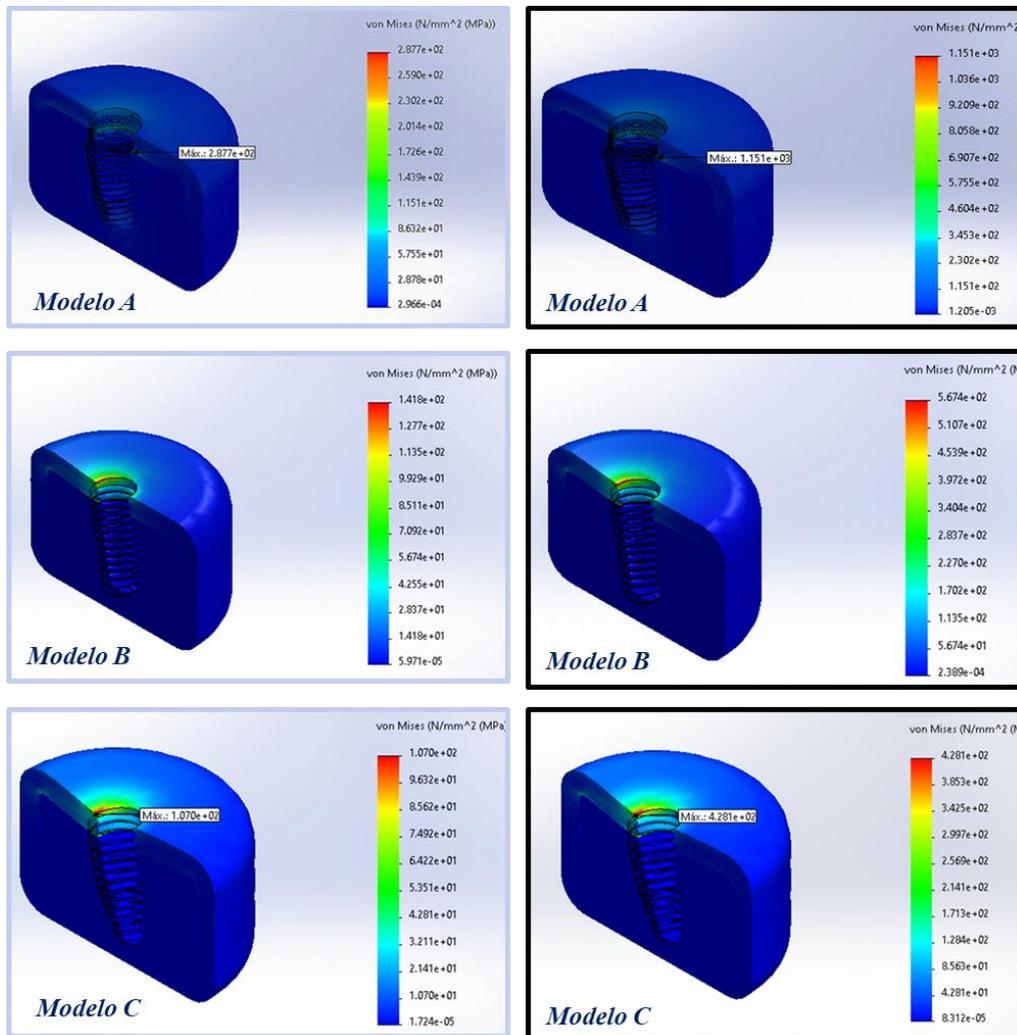


En el gráfico 1 se apreció que las tensiones máximas en los tres modelos a dos fuerzas verticales se presentaron a nivel del hueso cortical en el área cervical. Los modelos B y C manejan una mejor distribución de estrés en todo el hueso cortical presente, mientras que el modelo A se concentró la mayor parte cerca del implante.

Los gráficos a una fuerza de 200 y 800 N se mostraron a una escala de deformación de 10 excepto el modelo B y C que fueron a una escala de 90 en la fuerza de 800N, por tal

motivo el propio programa nos mostró imágenes donde las zonas del hueso que recibieron mayor tensión se presentara con una leve deformación.

Gráfico 2. Análisis de Von Mises a una fuerza tangencial (30°) de 200 N y 880 N



En el gráfico 2 se observa que las tensiones máximas en los tres modelos a dos fuerzas tangenciales se presentaron a nivel del hueso cortical en la zona cervical del implante, específicamente en un solo lado (lado que recibe las fuerzas tangenciales de 30°) donde el modelo C presento una menor tensión de Von Mises.

*Tabla 2. Tensión máxima en el implante a una fuerza vertical y tangencial de 30° en Mpa*

IMPLANTE	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	<b>160,7</b>	<b>642,9</b>	<b>183,2</b>	<b>733</b>	<b>216,7</b>	<b>867</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>605,4</b>	<b>2421</b>	<b>573,7</b>	<b>2295</b>	<b>373,4</b>	<b>1493</b>

*Gráfico 3. Tensión máxima a una fuerza vertical de 200 N y 880 N*

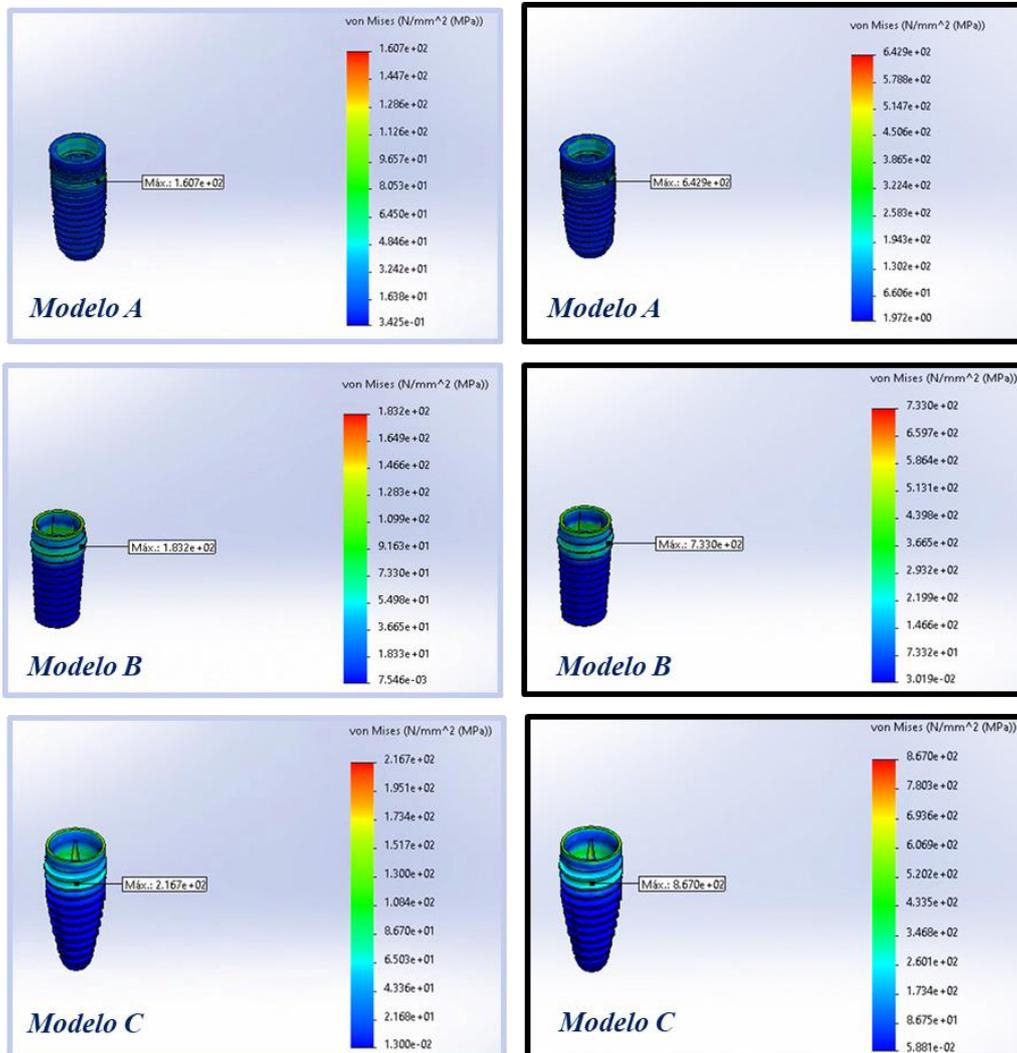
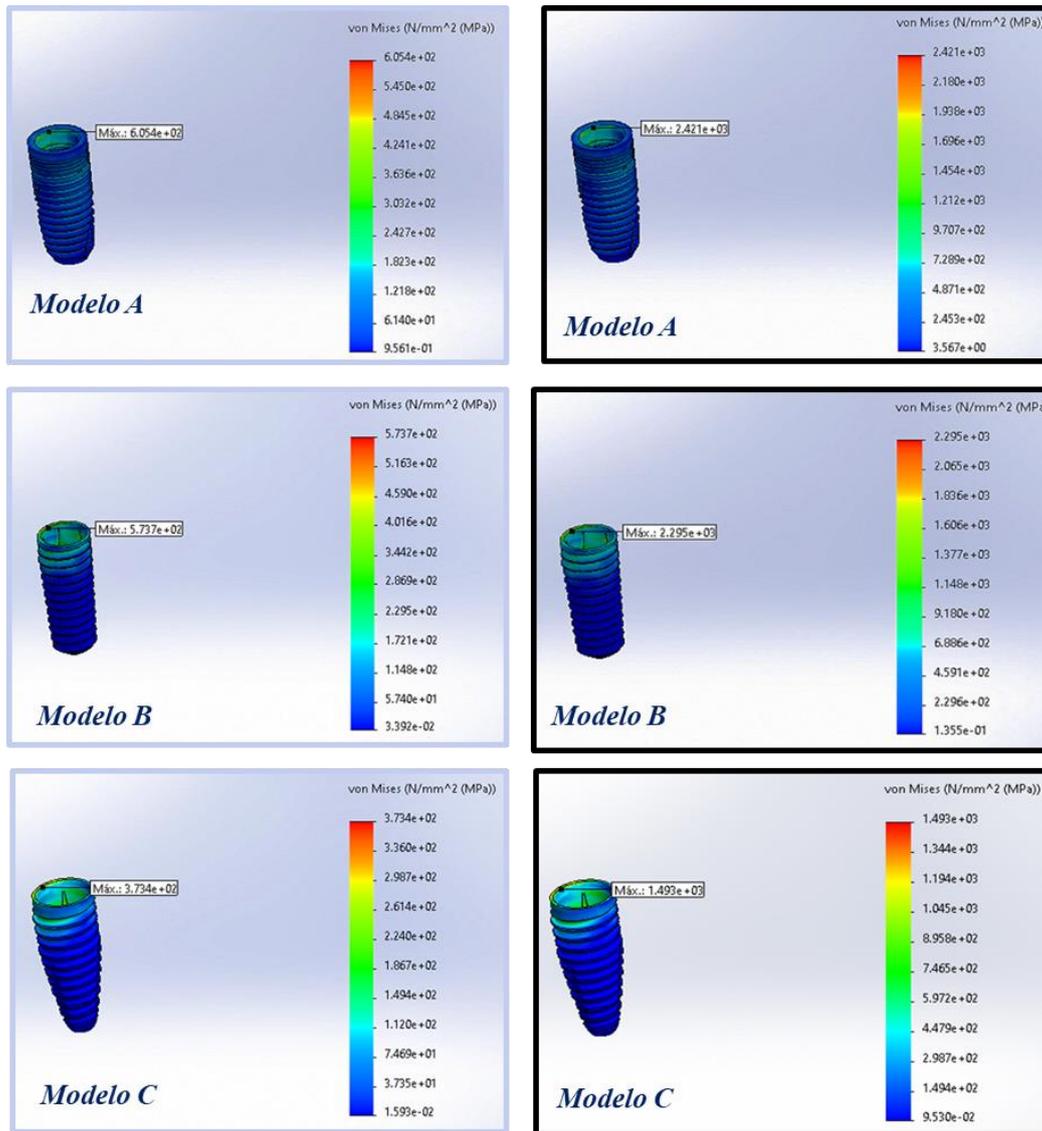


Gráfico 4. Tensión máxima a una fuerza tangencial (30°) de 200 N y 880 N



En la tabla 2 se observa que el modelo C presento la mayor tensión al aplicarse las dos fuerzas verticales, mostrando un resultado de 216, 7 y 867 Mpa mientras que los dos modelos restantes se mantuvieron menores a los 200 y 800 Mpa; donde el modelo A presento la menor tensión en ambas fuerzas. En el gráfico 3 se apreció que las tensiones se presentaron en el cuello del implante en todos los modelos. Caso contrario sucedió cuando se expusieron los modelos a las fuerzas tangenciales, resultando el modelo A el mayor afectado con unas tensiones de 605,4 y 2421 Mpa, mientras que el modelo C fue el que produjo menores tensiones. En el gráfico 4 se muestra que las tensiones afectaron

más un solo lado, concentrándose en la plataforma del implante en todos los modelos de estudio.

*Tabla 3. Tensión máxima en el pilar a una fuerza vertical y tangencial de 30° en Mpa*

PILAR	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	<b>282,3</b>	<b>1131</b>	<b>64,83</b>	<b>259,3</b>	<b>41,98</b>	<b>167,9</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>1312</b>	<b>5250</b>	<b>312,8</b>	<b>1251</b>	<b>188,6</b>	<b>754,1</b>

*Gráfico 5. Tensión máxima a una fuerza vertical de 200 N y 800 N*

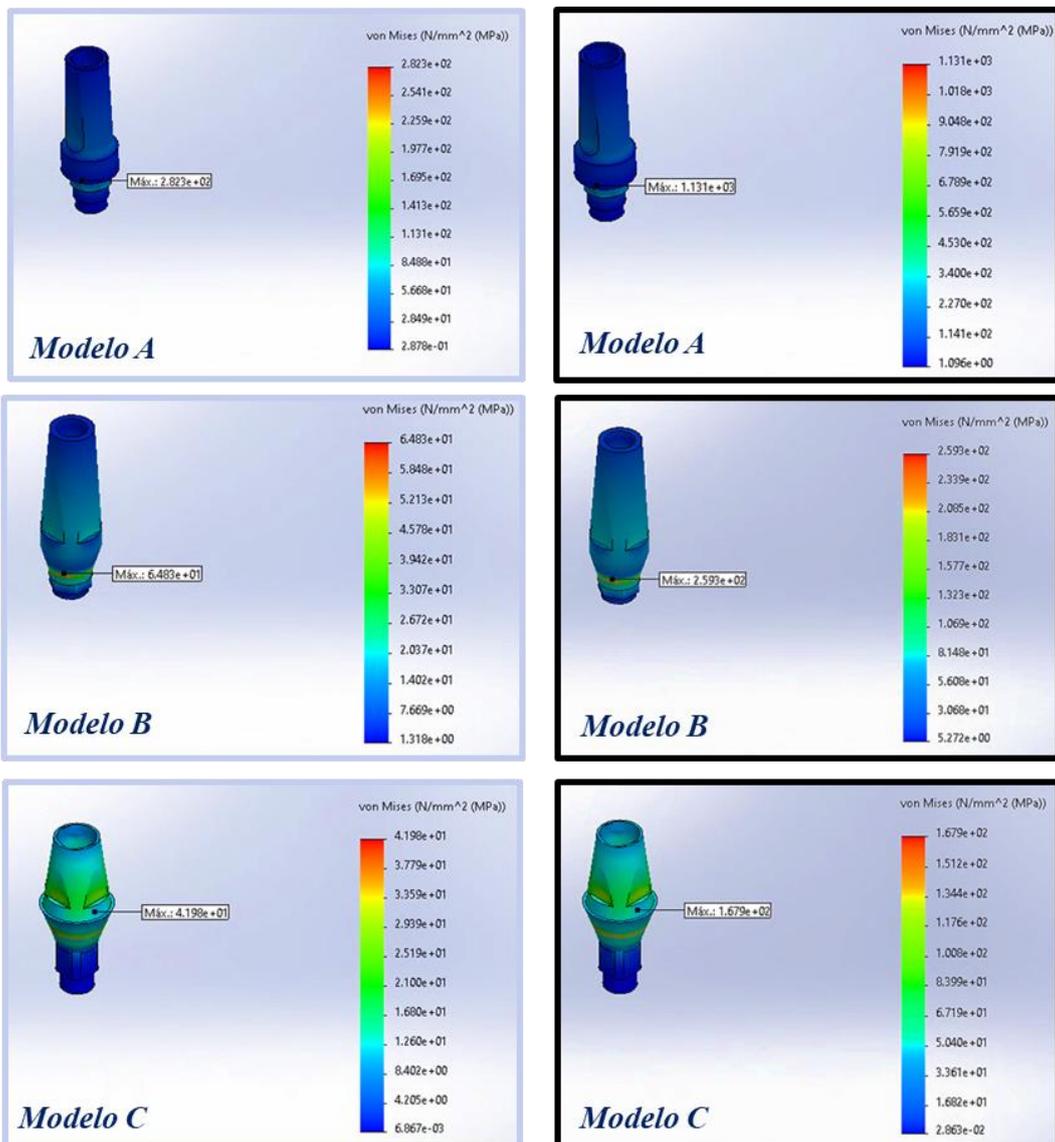
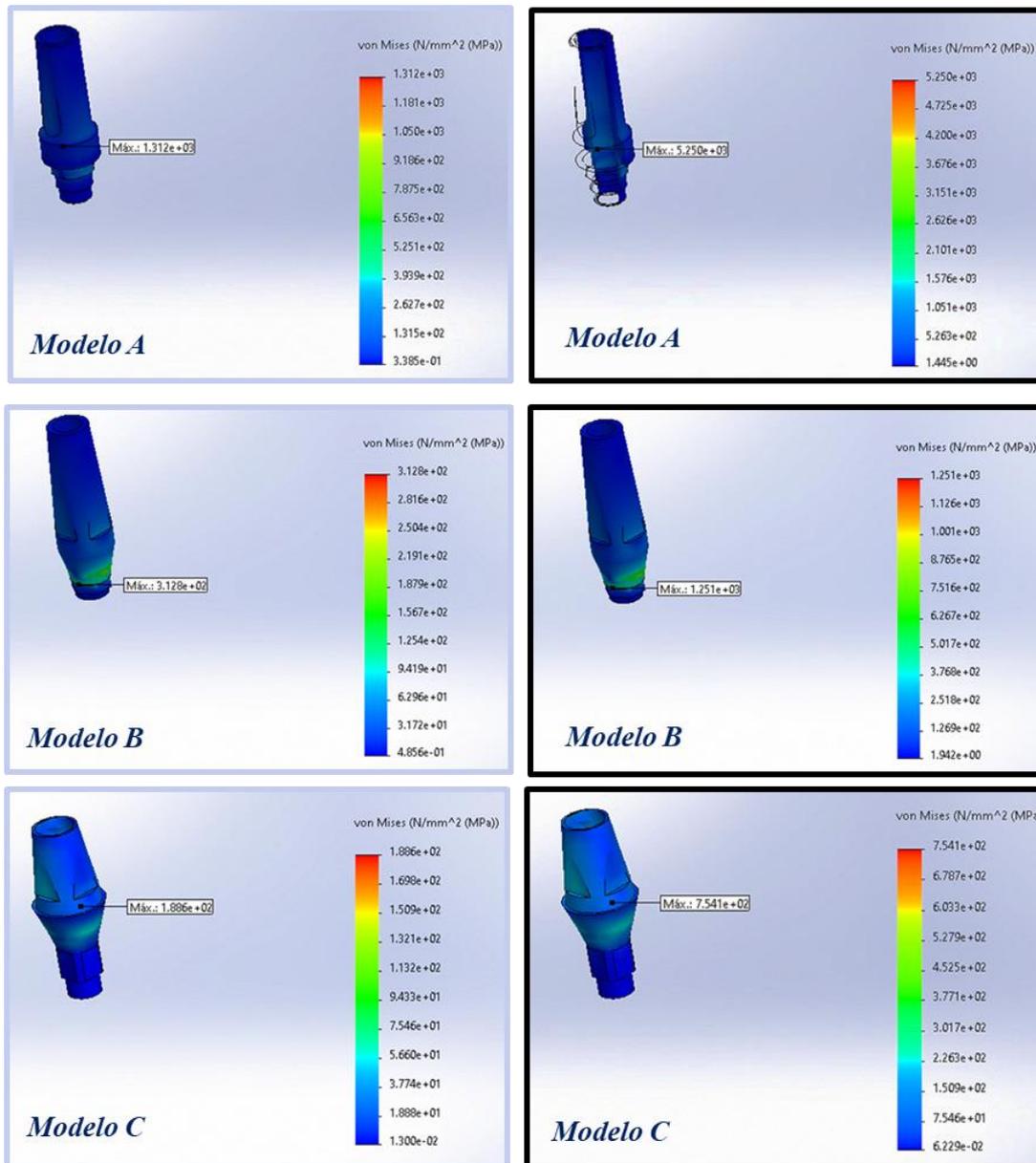


Gráfico 6. Tensión máxima a una fuerza tangencial (30°) de 200 N y 800 N



En la tabla 3 se observa que en las fuerzas verticales el modelo A presentó las mayores tensiones, mostrando una de 282,3 y 1131 Mpa; mientras que el modelo B y C mostraron resultados considerablemente bajos, pero con marcadas diferencias siendo el modelo C el menor a todos con unas tensiones de 41,98 y 167,9 Mpa. En el caso de las fuerzas tangenciales el resultado fue igual siendo el modelo A al presentar mayores tensiones en ambas fuerzas, en la de 200 N presentó una gran diferencia con respecto a los otros modelos, manifestando una tensión de 1312 Mpa mientras que los otros se mantuvieron

inferiores a 315 Mpa; mientras tanto el modelo C presento las menores tensiones en ambas fuerzas, en la de 800N indico una tensión de 754,1 Mpa comparado a los otros que exhibieron tensiones mayores a 1200 Mpa.

En los gráficos 5 y 6, se apreció que en los modelos A y B, la tensión máxima se concentró en la porción transmucosa, mientras que en el modelo C en la porción protésica.

*Tabla 4. Tensión máxima en el tornillo del pilar a una fuerza vertical y tangencial de 30° en Mpa*

TORNILLO	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>38,45</b>	<b>153,8</b>	<b>28,49</b>	<b>114</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>126,3</b>	<b>505,4</b>	<b>52,31</b>	<b>209,3</b>

En la tabla 4 se observó que en las fuerzas verticales y tangenciales el modelo B mostró las mayores tensiones siendo la de 505,4 Mpa la mayor a una carga de 800 N, mientras que el modelo A presento cero tensiones en ambas direcciones de fuerzas. En el gráfico 7 y 8 se puede apreciar el resultado, se determinó que la razón de este número fue que su respectivo pilar recibió todas las cargas, de tal manera que quedo omitido durante la distribución de fuerzas. Mientras que los demás tornillos presentaron tensiones en su parte más cervical.

Gráfico 7. Tensión máxima a una fuerza vertical de 200 N y 880 N

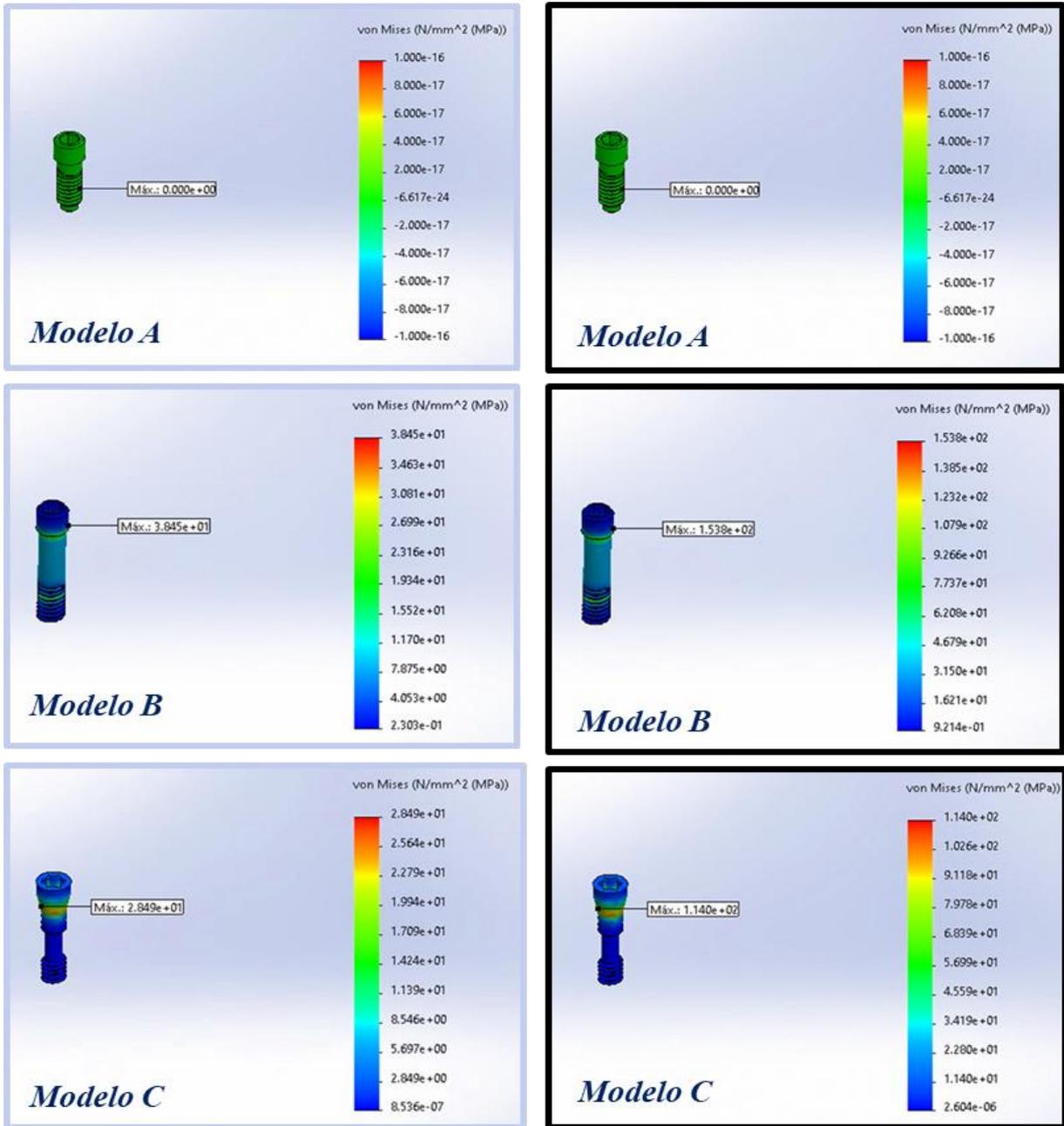
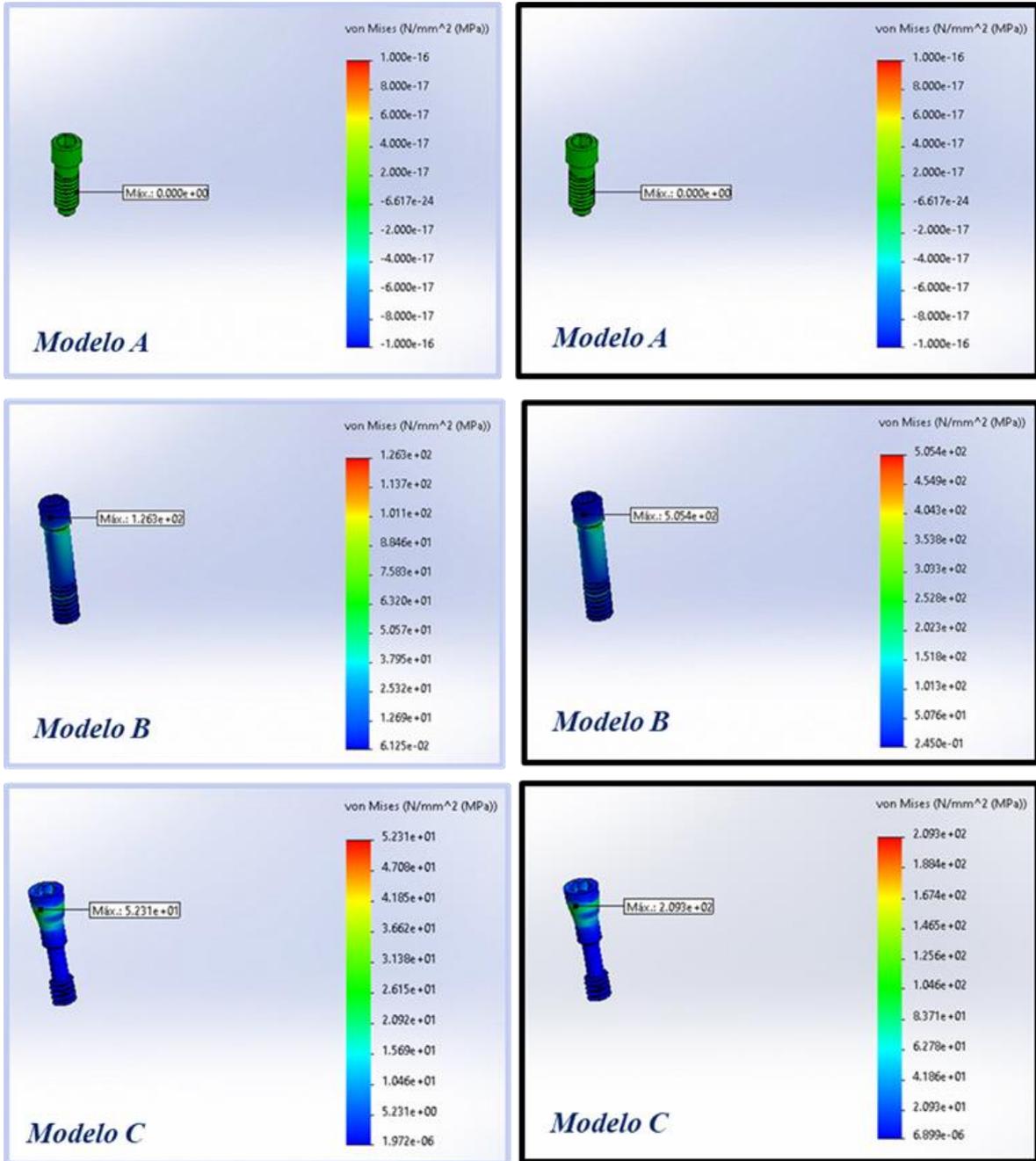


Gráfico 8. Tensión máxima a una fuerza tangencial (30°) de 200 N y 880 N



### Distribución del factor de seguridad (FDS)

Se elaboró una tabla donde se mostró los valores mínimos del FDS en los tres modelos de estudio, donde su escala va del 0 a >10, en el estudio se determinó que un FDS aceptable sería mínimo de 1. Un resultado inferior se interpretará como aquellas zonas donde el material perdió sus propiedades elásticas.

*Tabla 5. Valor mínimo de los modelos de estudio a una fuerza vertical y tangencial de 30°*

	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	2	<b>0.52</b>	2.6	<b>0.64</b>	2.7	<b>0.68</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>0.52</b>	<b>0.13</b>	1.1	<b>0.26</b>	1.4	<b>0.35</b>

Gráfico 9. Valor mínimo de los tres modelos al aplicarse una fuerza axial de 200 N

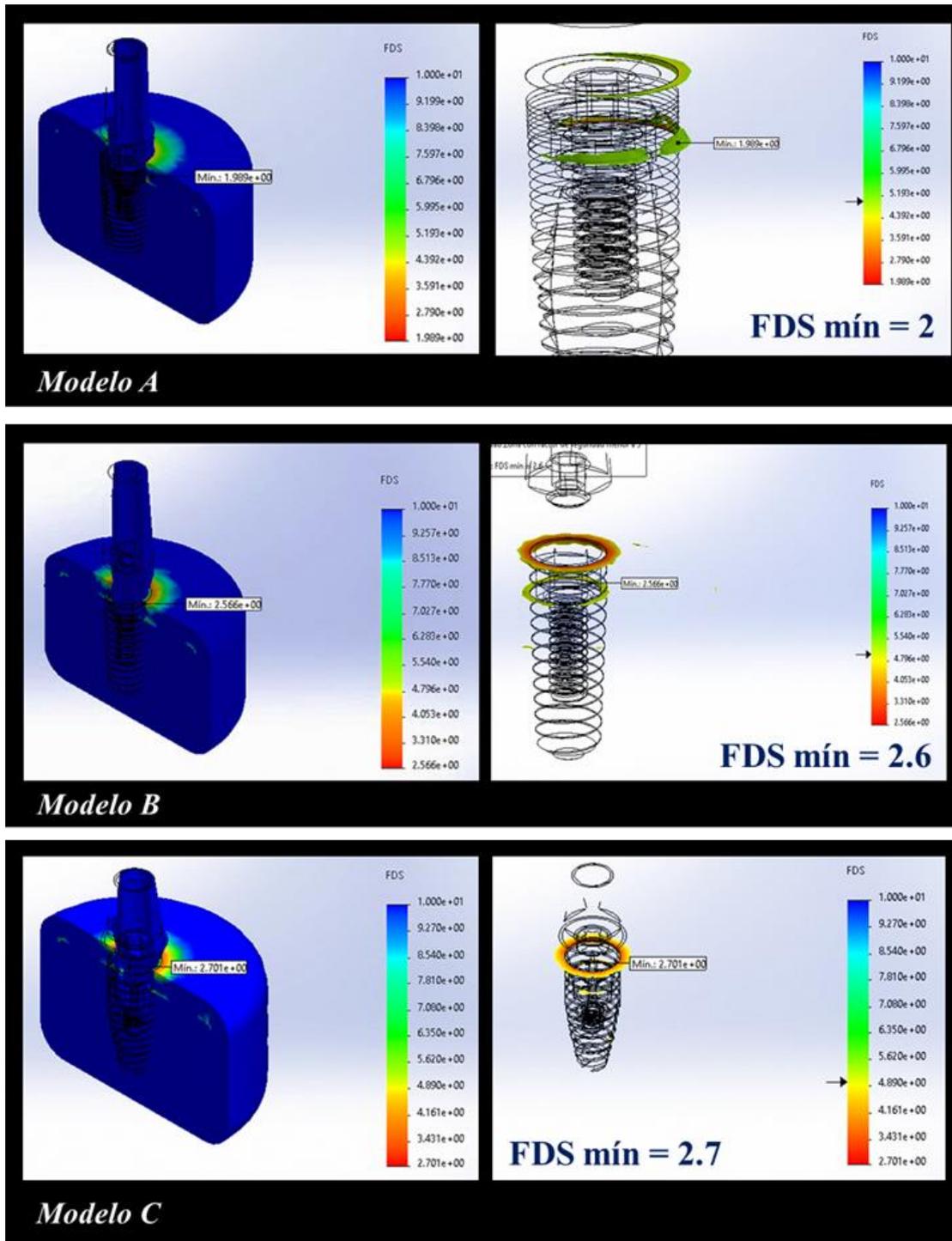


Gráfico 10. Valor mínimo de los tres modelos al aplicarse una fuerza tangencial (30°) de 200 N

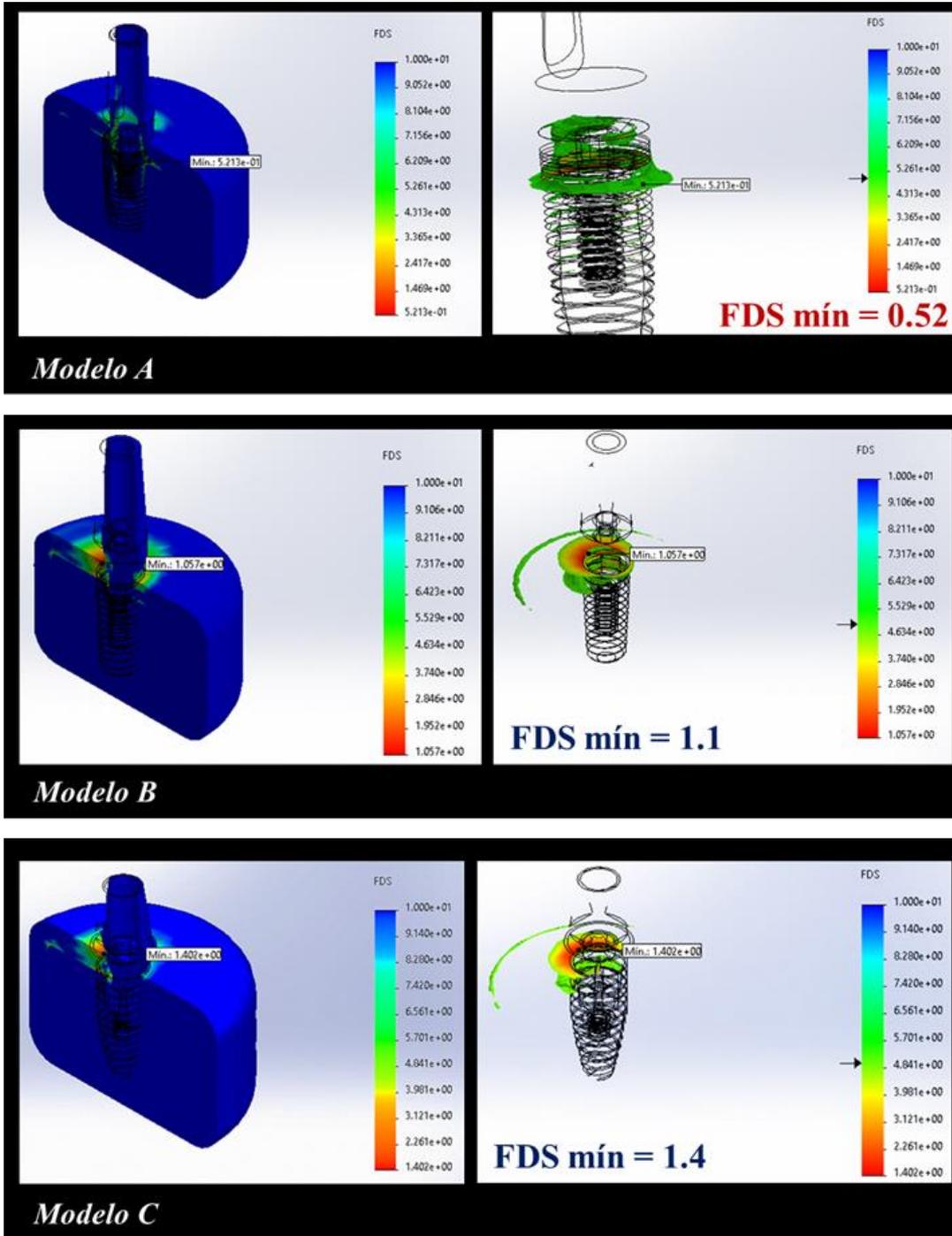


Gráfico 11. Valor mínimo de los tres modelos al aplicarse una fuerza axial de 800 N

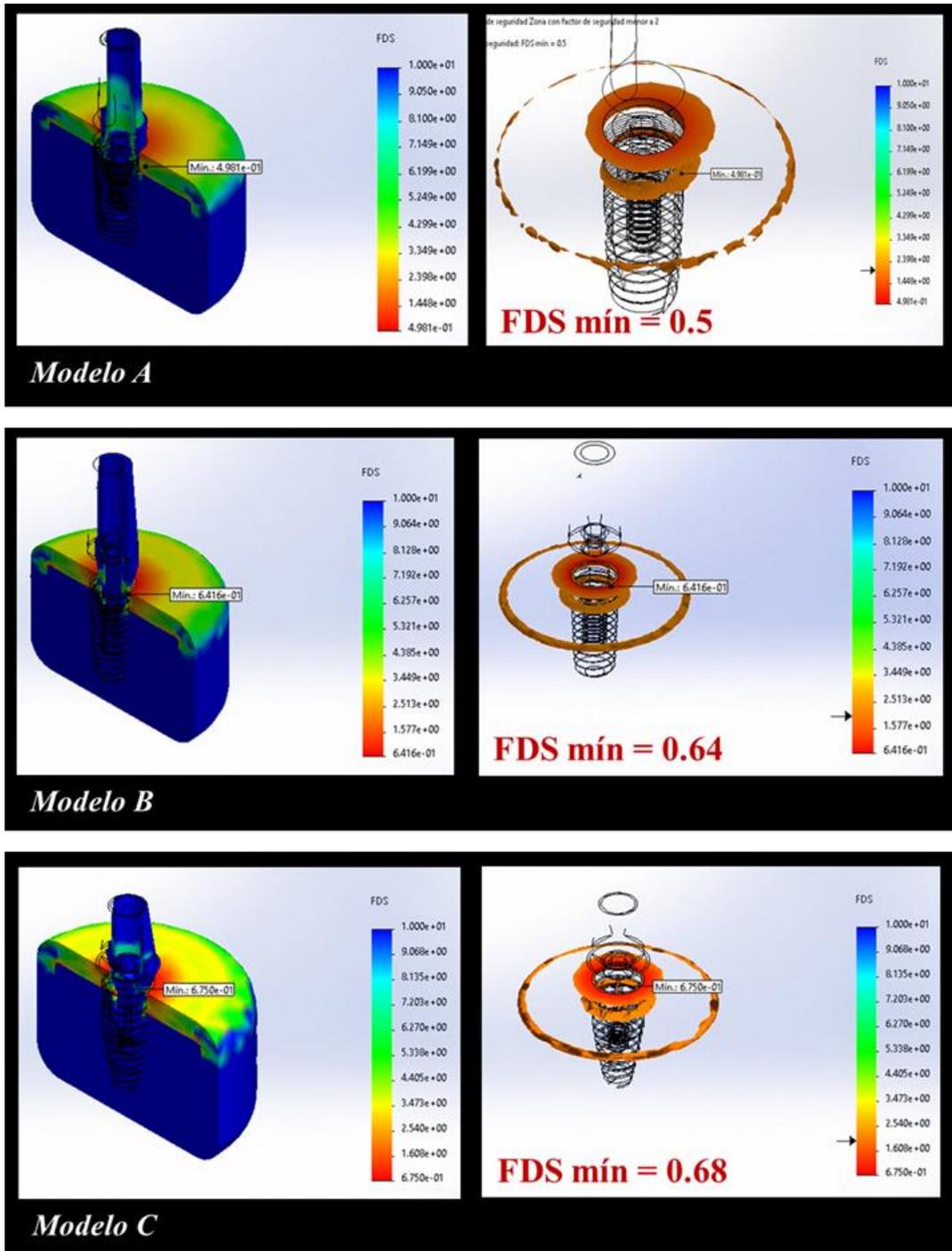
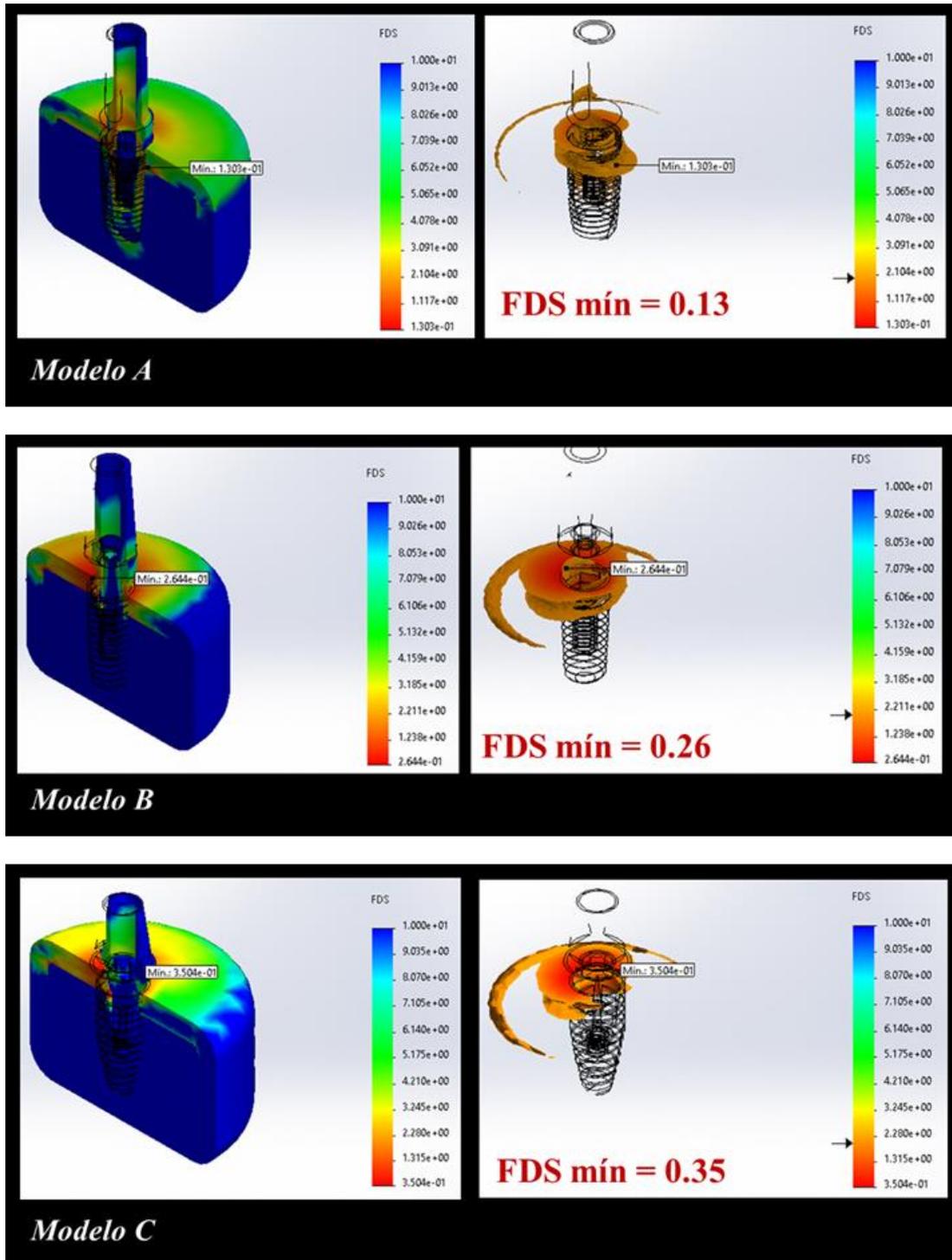
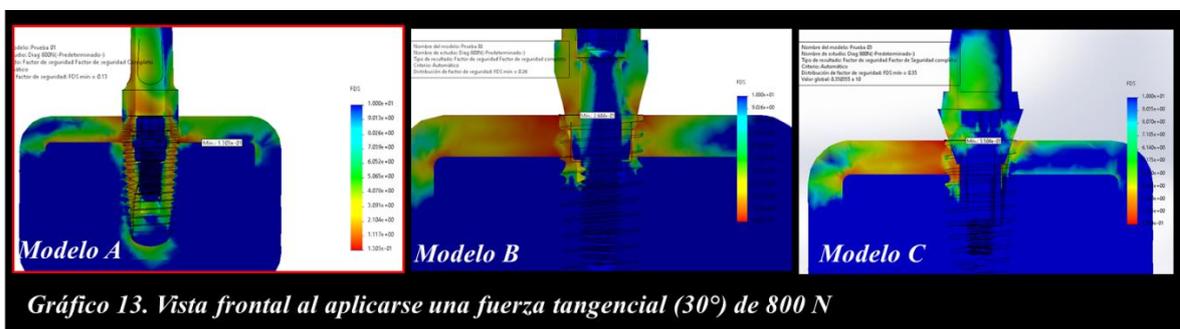


Gráfico 12. Valor mínimo de los tres modelos al aplicarse una fuerza tangencial (30°) de 800 N



En la tabla 5 se observó que todos los modelos tanto en la fuerza vertical y tangencial a 200 N mostraron un FDS mayor a 1, excepto el modelo A que mostro uno de 0.52. Estos resultados se pueden apreciar claramente en los gráficos 9 y 10, donde en todos los modelos de estudio del primer gráfico fue el hueso cortical a nivel cervical del implante a presentar zonas de factor bajas pero aceptables, mientras que en el segundo gráfico estas zonas no solo se presentaran en el hueso cortical sino también de manera leve en la estructura del implante, siendo el modelo A el que presento el más bajo a nivel del hueso, lo cual podemos interpretar que el hueso ya está perdiendo sus propiedades, indicando un inicio de reabsorción mientras que en el pilar e implante ya un inicio de falla en su diseño. Mientras que en la aplicación de las fuerzas verticales y tangenciales de 800N, todos los modelos presentaron un FDS inferior a 1, resultando el modelo A el más crítico de 0.13. Esto se puede apreciar en el gráfico 12 y 13, donde ya hay un deterioro estructural tanto del pilar y del cuerpo del implante, a la vez que ya hay una marcada reabsorción del hueso marginal. Mientras que en los otros dos modelos el hueso es el más afectado y de manera regular el pilar y la conexiones por ambos lados. En el caso del gráfico 11 se observa que las zonas críticas de todos los modelos se dan a nivel cervical del hueso cortical, lo cual se interpreta clínicamente como una reabsorción ósea marginal.



## Mapa de deformaciones y desplazamientos

Se elaboró 2 tablas donde se mostraron los valores máximos de los desplazamientos resultantes (URES) cuando se simularon las dos direcciones de fuerzas, que el mismo programa nos otorgó en milímetros, estos se evaluaron en dirección de los tres sistemas de coordenadas X, Y e Z. Asimismo, se colocó los valores máximos de las deformaciones unitarias equivalentes (ESTRN), donde las escalas variaban, esto se relaciona a las representaciones gráficas que el programa nos brindó. Estas escalas se especificaron, donde una mayor escala indicaba una imagen más desmedida con el objetivo de hacernos notar aquellos pequeños detalles que a simple vista no se podría dar.

*Tabla 6. Valor máximo de los desplazamientos resultantes de los modelos de estudios en milímetros (mm)*

	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	<b>2,723</b>	<b>10,89</b>	<b>0,02604</b>	<b>0,1042</b>	<b>0,02426</b>	<b>0,09704</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>21,33</b>	<b>35,33</b>	<b>0,1431</b>	<b>0,5723</b>	<b>0,05536</b>	<b>0,2214</b>

*Tabla 7. Valor máximo de las deformaciones unitarias de los modelos de estudio*

	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>VERTICAL</b>	<b>21,49</b>	<b>85,95</b>	<b>0,02368</b>	<b>0,09473</b>	<b>0,03138</b>	<b>0,1255</b>
<b>TANGENCIAL</b>	<b>65,24</b>	<b>261,0</b>	<b>0,05833</b>	<b>0,2333</b>	<b>0,06443</b>	<b>0,2575</b>

Gráfico 14. Valor máximo de los tres modelos al aplicarse una fuerza vertical de 200 N

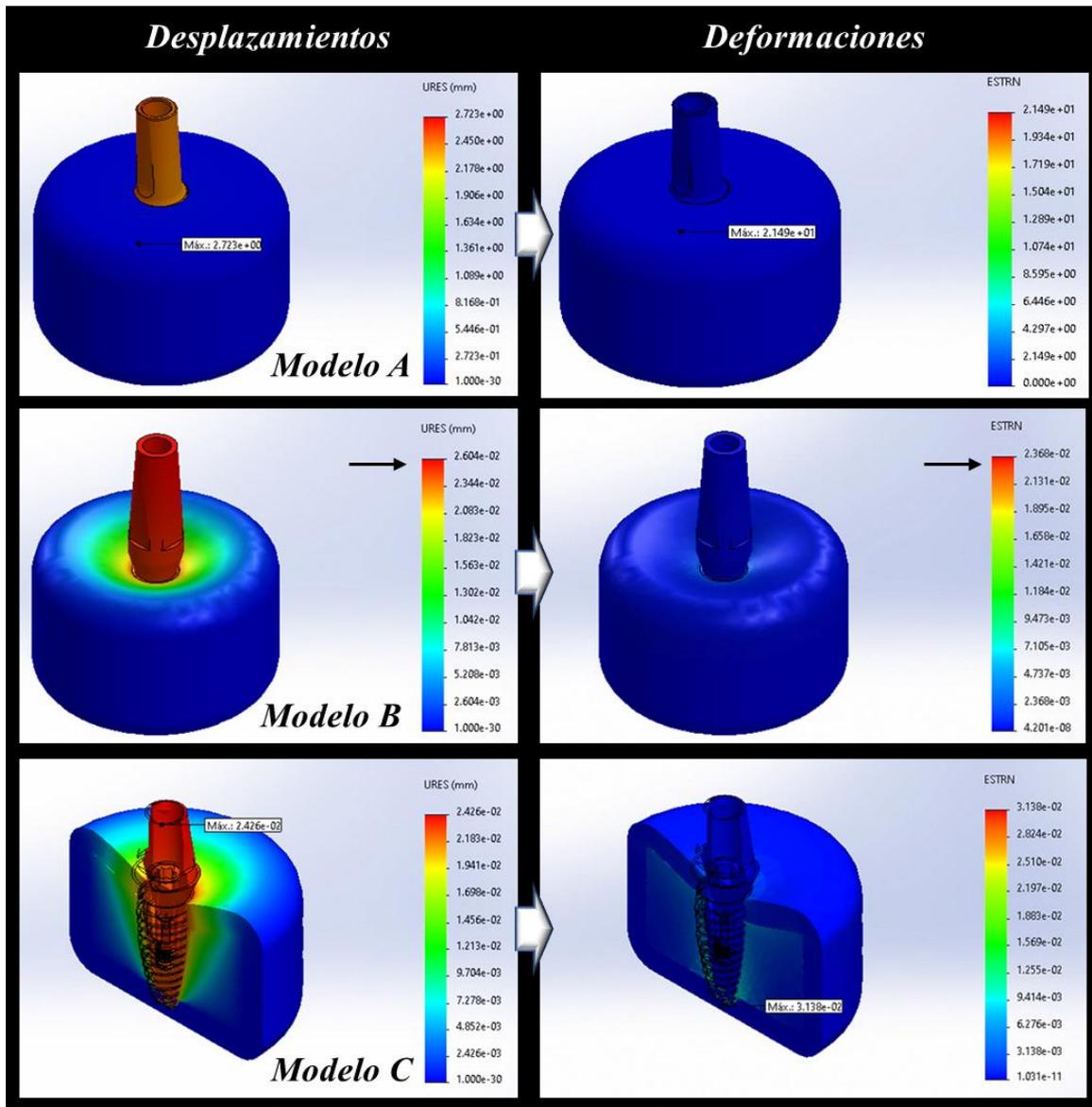
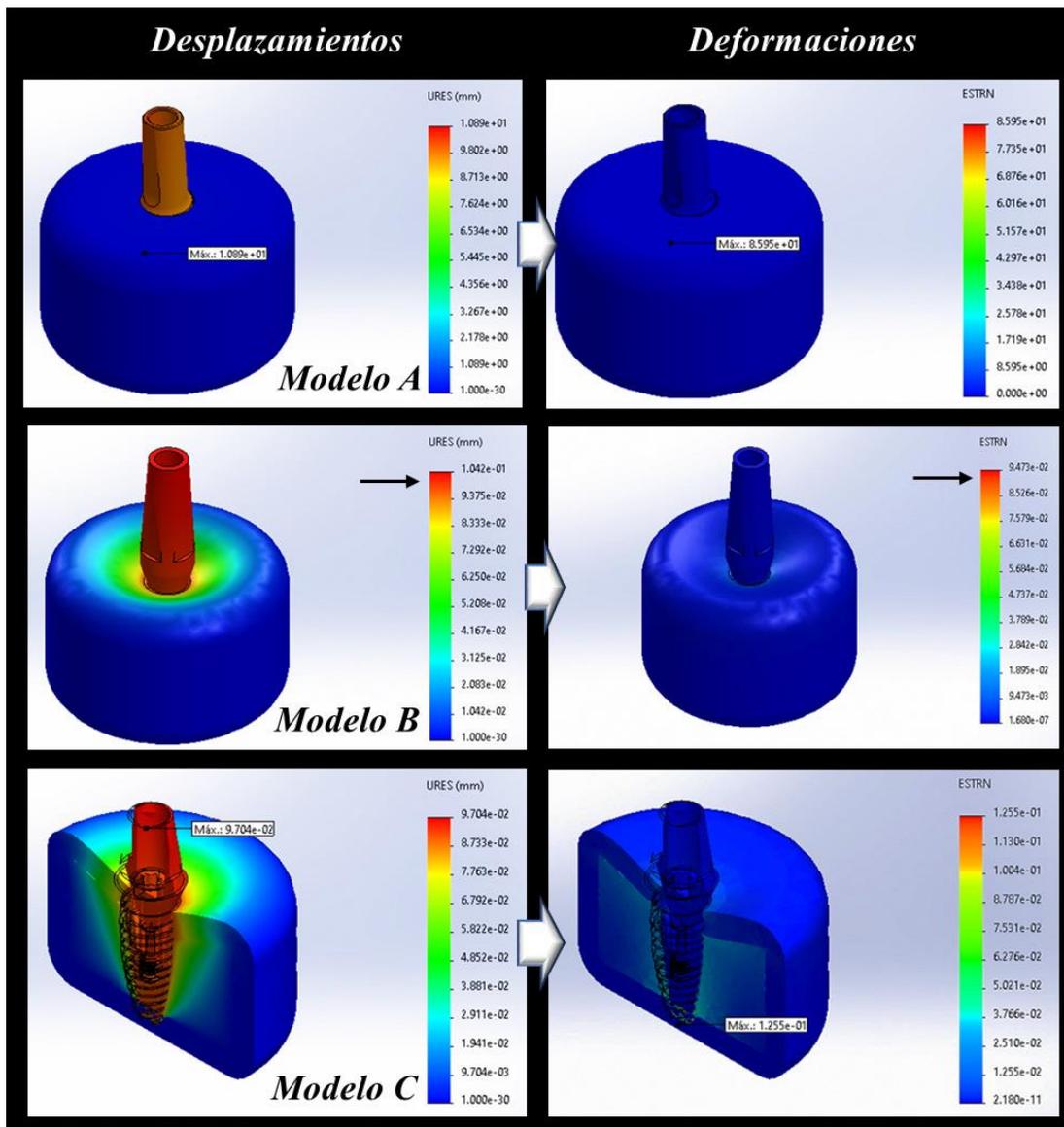


Gráfico 15. Valor máximo de los tres modelos al aplicarse una fuerza vertical de 800 N



En la tabla 6 se observa que los desplazamientos del modelo A en la aplicación de una fuerza vertical de 200 N y 800N fueron mayores comparados a los otros modelos, resultando de 2,723 y 10,89 mm respectivamente, aunque en el gráfico 14 y 15 no se aprecia ya que la escala de deformación se mantuvo inferior a 10; de tal manera sus deformaciones unitarias también fueron mayores de 21,49 y 85,95 (Tabla7), ambas variables afectaron al bloque de hueso. Mientras que en los otros modelos los resultados se mantuvieron inferior a 1 en ambas variables y fuerzas, pero en los gráficos se representaron a una escala de deformación de 90 por tal motivo se visualizaron de manera

exorbitante. En el caso de los desplazamientos afecto levemente solo al sistema del implante y en las deformaciones solo al hueso a nivel cervical.

Gráfico 16. Valor máximo de los tres modelos al aplicarse una fuerza tangencial (30°) de 200 N

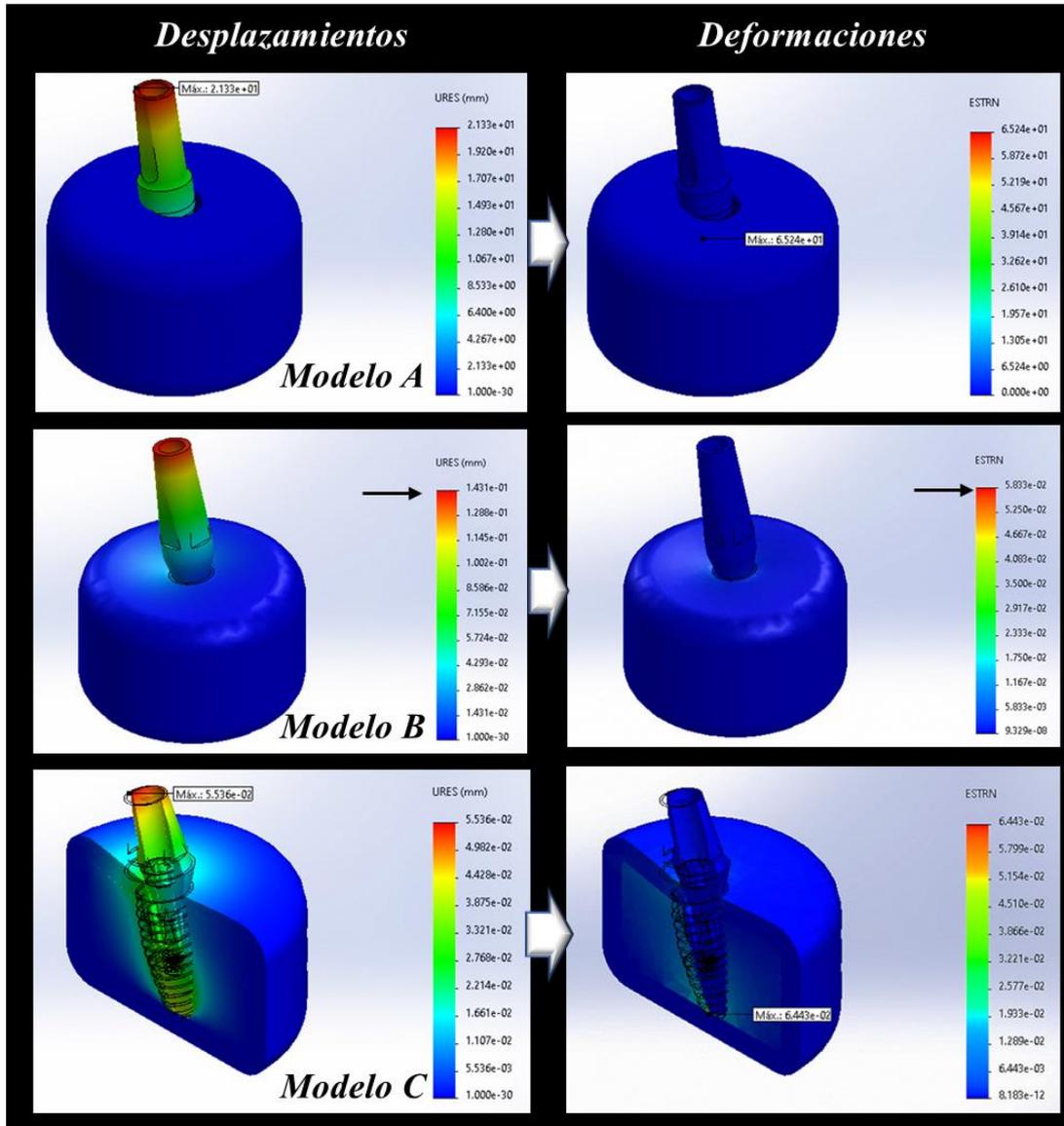
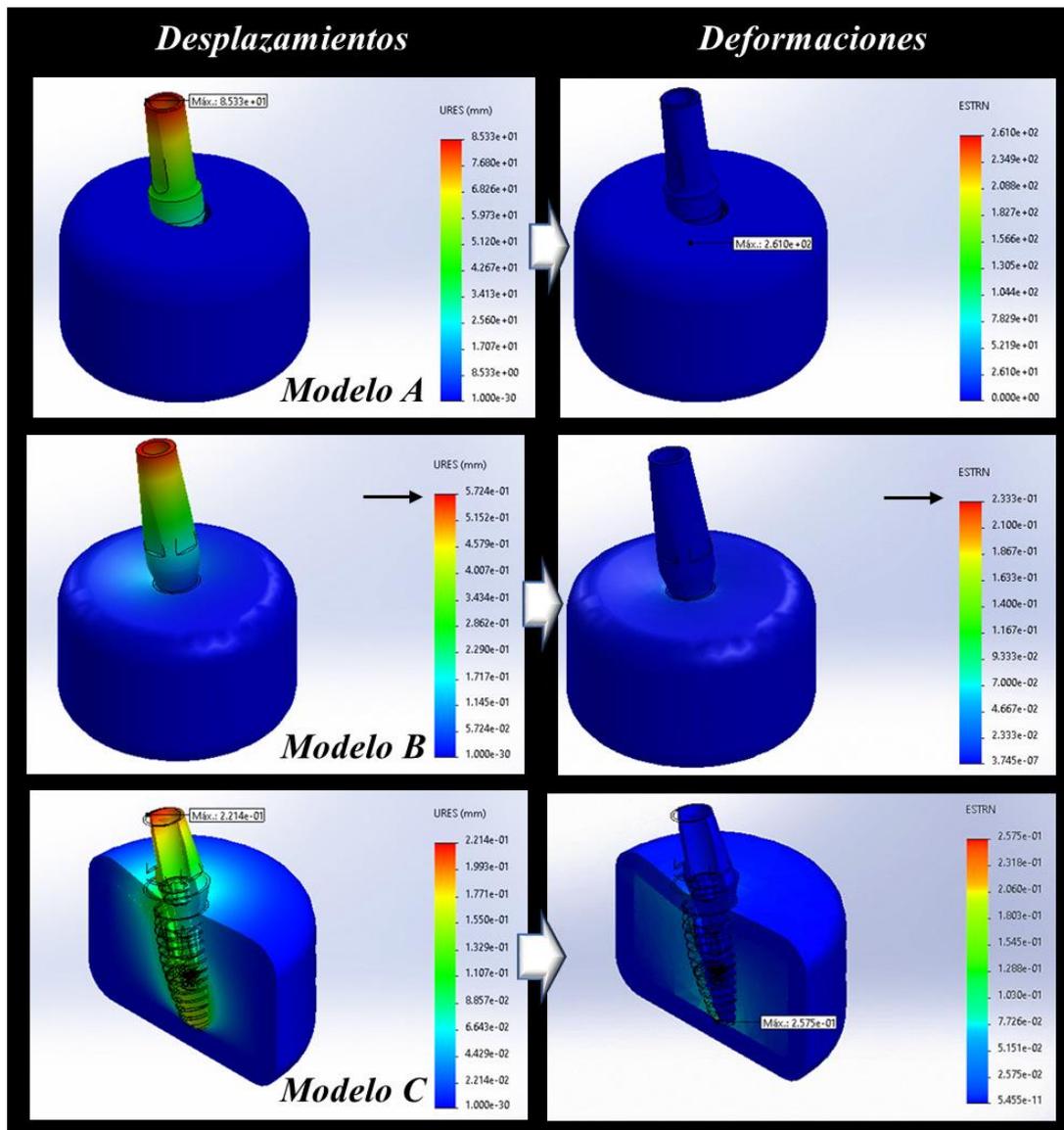


Gráfico 17. Valor máximo d de los tres modelos al aplicarse una fuerza tangencial (30°) de 800 N



En el caso de las fuerzas tangenciales en ambas variables el resultado fue igual, el modelo A fue el más afectado en ambas variables mostrando desplazamientos de 21,33 y 35,33 mm (Tabla 6), de tal modo deformaciones de 65,24 y 261 (Tabla 7), estos resultados se apreciaron en los gráficos 16 y 17 donde los desplazamientos afectaron al sistema del implante, principalmente al pilar y las deformaciones al bloque de hueso a nivel cervical. Mientras que los otros modelos se mantuvieron inferiores a 1 en ambas variables, pero de igual manera estos leves desplazamiento e deformaciones se representaron como en el modelo A. En estos últimos gráficos se trabajaron los modelos con una escala de

deformación inferior a 20 excepto en el modelo C a una fuerza de 200 N que se trabajó a una escala de 50, por tal razón el programa exagero levemente la imagen.

## V. DISCUSIÓN

La presente investigación tuvo con objetivo determinar las tensiones máximas, factor de seguridad y deformación de tres sistemas de implantes dentales (pilar, tornillo del pilar e implante dental) mediante el método de los elementos finitos.

El estudio fue de tipo experimental se diseñaron y construyeron tres sistemas de implantes a través del programa SolidWorks® 2020. Todos los sistemas fueron creados en base a modelos ya existentes y de titanio grado V (Ti-6Al-4V); el modelo A en base al modelo Global de Sweden&Martina con conexión interna doble octagonal, el modelo B en base al modelo SuperLine de Dentium con conexión hexágono interna y el modelo C en base al modelo Straumann con conexión interna cónico-cilíndrica de 15°; los dos últimos modelos presentaron plataforma switching. Todos los modelos se osteointegraron al ras de un bloque de hueso; se aplicaron fuerzas verticales y tangenciales (30°) en el pilar, ambas de 200 y 800 N. Se encontraron diferencias entre las tensiones máximas de los 03 sistemas de implantes dentales.

El análisis de los tres modelos manifestó que en el bloque de hueso que rodea al implante, la tensión máxima de Von Mises se concentró a nivel cervical de estos, en el hueso cortical. El resultado mostró concordancia con estudios previos. Oliveira y col<sup>18</sup> determinaron que la distribución de la tensión sobre el implante se concentró, en los 3 sistemas, al nivel de la porción más coronal del hueso cortical de los implantes. Otro estudio concuerda que, en los implantes bajo carga axial de 200 N, los mayores esfuerzos se registraron y concentraron en la cortical ósea a nivel de la cercanía del contacto con el implante.<sup>19-20-21</sup> Según Danza y col.<sup>22</sup> la disipación de las tensiones en

el hueso cortical se restringe al área inmediata que rodea el implante debido a su superior resistencia a la deformación, con respecto al hueso trabecular.

En dos sistemas de implantes dentales, las mayores tensiones a una carga axial se presentaron en el cuerpo del implante a nivel de la conexión, coincidiendo con la conclusión del estudio de Pellizer y col.<sup>23</sup> en donde reportaron que, luego de ser sometida a cargas tangenciales, las tensiones se mostraban en el pilar, la interfaz implante-pilar y las primeras roscas del implante con baja intensidad en el tercio apical. Sin embargo, estos resultados sólo se manifestaron en los dos últimos modelos, en el modelo A fue, al contrario, tanto a una carga axial como tangencial el pilar mostró las mayores tensiones con amplias diferencias entre los modelos, por ejemplo, a una fuerza axial de 200 N fue de 282,3 Mpa mientras que en el modelo C fue de 41,98 Mpa. Una posible explicación del resultado anterior se relaciona con la tensión que presentó su tornillo, el cual fue de cero. El peculiar diseño del sistema del implante, evita que el tornillo se estrese, por lo cual al no haber un trabajo en conjunto provoca que el pilar reciba toda la carga. Este resultado se manifestó en ambas direcciones de fuerza y cargas.

En los tres sistemas de implantes, el modelo C presentó las menores tensiones en todas las simulaciones, excepto en las cargas verticales a nivel del implante. En relación al pilar presento su mayor tensión en la porción protésica en comparación de los otros dos modelos que la presentaron en la porción transmucosa. El resultado se puede asociar al mismo diseño del pilar, el cual presentaba un elemento convergente.

Estudios previos han demostrado la influencia de la presencia de la plataforma switching en los sistemas de implantes en relación a la reducción de tensión en el hueso. En los resultados obtenidos se encontró una menor tensión de Von Misses a nivel del hueso en los modelos B y C en comparación al modelo A que presentaba una plataforma matching. Este último se comparó con el estudio de Canullo y col.<sup>24</sup> que investigó el

sistema Global de Sweden&Martina con plataforma switching, donde encontró una tensión máxima de 42 Mpa a una fuerza axial, la cual fue inferior al modelo A (75 Mpa) a una fuerza de 200 N. Asimismo otro estudio previo de Canullo, recomendó que una distancia de 0.25 mm del mismatching presenta mejores resultados en la reducción de estrés<sup>25</sup>, esto se podría asociar a la distancia del modelo C que fue de 0.24 mm.

Para el resultado obtenido también se encontró concordancia con el estudio de Bouazza y col<sup>26</sup> que comparó dos implantes de diámetro 4,1 mm con y sin cambio de plataforma, a una fuerza vertical y tangencial, donde el estrés de Von Mises se redujo significativamente en casi un 36% y 40% respectivamente en el implante con plataforma switching a nivel del hueso. En otro estudio se concluyó que las tensiones de compresión se reducían hasta un 19,4% en el hueso periimplantario bajo una carga axial.<sup>27</sup> En el estudio más reciente que trabajo con fuerzas axiales de 200 N y 800 N encontró que el cambio de plataforma disminuyó la tensión dentro del hueso periimplantario y puede ayudar a limitar la resorción del hueso marginal.<sup>28</sup>

Desde el punto de vista biomecánico, esta reducción de los niveles de estrés del hueso puede ser una de las razones para explicar por qué el cambio de plataforma conduciría a una reducción en la cantidad de microdaños en el hueso inducidos por las cargas masticatorias después de la colocación de una estructura protésica. Asimismo, la literatura mencionó que clínicamente la presencia de la plataforma switching puede aumentar la distancia entre el infiltrado de células inflamatorias asociado al pilar y el nivel del hueso marginal y, por lo tanto, disminuir su efecto de reabsorción ósea inicial.

La conexión implante-pilar juega un rol fundamental en la modificación de cargas, según los resultados obtenidos la conexión cónica del modelo C demostró mejores resultados en comparación de la conexión hexágono interno y doble octagonal, mostrando concordancia con el estudio de Coppede y col.<sup>29</sup> quienes encontraron que los

implantes de diseño de conexión cónica presentan menor estrés que los de diseño de conexión hexágono interno. Aun así, la conexión hexágono interno se considera una opción adecuada, un estudio determinó que los diseños de conexión implante-pilar cónico, hexagonal interno y atornillado proporcionan opciones protésicas más adecuadas desde el punto de vista biomecánico que otros sistemas, especialmente en los casos con una dimensión vertical aumentada en las regiones posteriores.<sup>30</sup> En uno de los estudios más recientes la carga se distribuyó principalmente en el área de conexión del implante para los tres modelos. Las fuerzas estaban más distribuidas en una superficie más amplia y el tornillo interno parecía menos afectado por tensiones mecánicas.<sup>15</sup> Este último se comprueba también en la presente investigación.

En relación al FDS, los tres sistemas de implantes a las cargas verticales presentaron un  $FDS \geq 1$ , donde destacó el modelo A por presentar los valores más altos, de la misma manera a la fuerza tangencial de 200 N, donde el modelo C destacó más. La zona donde se presentaron fue a nivel de la conexión implante-pilar. Esto también se manifestó en el estudio de Zhang y col.<sup>31</sup> quienes trabajaron con una fuerza tangencial de 200 N. Sin embargo, en la fuerza tangencial de 800 N presentó zonas críticas en el cuello del implante. Esto concordó con otro estudio que determinó que las zonas más críticas se presentaban en la parte más coronal de la interfaz implante-pilar y en el cuello del implante.<sup>15</sup>

La estructura que sufrió más daño fue el hueso, principalmente en la zona más cervical, a fuerzas verticales y tangenciales de 800 N. Asimismo solo el bloque de hueso del modelo A, a una fuerza axial de 200 N presentó pérdida de sus propiedades.

En relación a las deformaciones, estas se mostraron en la misma zona que en el estudio de Farronato y col.<sup>15</sup> en la zona de la unión coronal entre pilar e implante; a excepción del modelo C que lo mostró en el implante. Aun así, el último modelo mostró las menores

deformaciones. Coppede y col.<sup>32</sup> demostraron que la mecánica de bloqueo por fricción de las conexiones cónicas internas proporcionaba una mayor resistencia a la deformación y la fractura bajo carga de compresión oblicua en comparación con las conexiones hexagonales internas. Asimismo, Balik y col.<sup>33</sup> mostró que una conexión interna cónica en comparación con una conexión externa y una conexión de cono Morse revelaron los valores de deformación más bajos.

La aplicación del método de elementos finitos en el área de Implantología se dio con la finalidad de prevenir fallas y complicaciones en los implantes dentales, donde los factores causantes deben evaluarse con anticipación. Como resultado, su uso podría aumentar la tasa de supervivencia de las restauraciones implantosportadas.<sup>34</sup> Actualmente los implantes se caracterizan por su alta tasa de éxito, pero aún existe la posibilidad que estos presenten futuras fallas tardías, muy aparte de los fracasos tempranos por una inadecuada osteointegración y mantenimiento de los tejidos blandos periimplantarios. Según un estudio se menciona que en condiciones de una carga funcional fisiológicamente se manifiesta una pérdida ósea de 1 a 1,5 mm durante el primer año y <0,2 mm cada año siguiente, la cual puede acelerarse por factores biomecánicos.<sup>35</sup>

En la presente investigación, las características externas de los implantes dentales se mantuvieron en rangos iguales o con leves diferencias, todos los implantes tuvieron una longitud de 10 mm y diámetros de 4, 4,1 y 4,3 mm. Su longitud no se consideró como un factor determinante en los resultados obtenidos, según una revisión sistemática reciente menciono que las concentraciones de tensión más altas se encontraron en el hueso cortical alrededor de la parte superior del implante, sin importar la longitud o el ancho del implante<sup>36</sup>, concordando con nuestro estudio. Asimismo, que la longitud juega un rol menor en las concentraciones de estrés específicamente en la interfaz implante-pilar.<sup>37</sup> En el estudio, los implantes se osteointegraron en un bloque de hueso tipo IV; en un

antecedente previo se informó que el implante debe ser mayor a 9 mm en este tipo de hueso debido a que presentan una mayor ventaja biomecánica.<sup>36</sup> Otro factor que se omitió en la investigación fue la ausencia de una estructura protésica, por el motivo principal que nuestro objetivo fue evaluar el sistema de implante dental propiamente dicho; aun así algunos autores consideran la relación corona-implante, un factor biomecánico influyente en cargas tangenciales en el aumento de tensiones en el implante.<sup>38</sup> Aunque el estudio de Sotto-Maior y col. (2012) concluyó que solo el 22,47% del estrés óseo cortical dependió de la relación.<sup>39</sup> Otro estudio que comparó el ancho de la corona y pérdida ósea periimplantaria no encontró una influencia entre ambos.<sup>40</sup>

Una de las limitaciones de los estudios de diseño virtual es la simulación de situaciones clínicas reales, en la presente investigación para recrearlas manteniendo el enfoque principal del estudio, para la construcción de los modelos se utilizaron planos pre-existentes en los primeros dos modelos, mientras que para el modelo C por la falta de ellos, se hizo la adquisición del sistema de interés y se obtuvieron las medidas mediante uso de fotografías e instrumentos calibradores como vernier y probador de roscas, proporcionados y ejecutados por el profesional capacitado. Mientras que las condiciones de contorno del bloque de hueso se establecieron como fijas; asimismo durante la aplicación de fuerzas, dada la ausencia de una estructura protésica, estas se aplicaron en toda área del pilar que tendría contacto con la futura estructura. Estos aspectos le dieron al modelo una representación más realista de la situación clínica.

Las relevancias clínicas que se obtuvieron en el estudio fueron, que un trabajo en conjunto entre los componentes del sistema del implante, como el modelo B y C, otorgan un mejor manejo de la distribución de estrés, asimismo la presencia de una plataforma switching. La consideración como una alternativa para la colocación de implantes dentales en pacientes bruxómanos controlados, es el modelo C. De igual modo, se necesitan más

estudios. Por último, ubicar las zonas críticas de los diseños nos permite una optimización de ellos, mientras que determinar los valores mínimos del factor de seguridad del hueso nos ofrece el momento de la pérdida de sus propiedades, la cual si es inferior a 1 se interpreta como una futura reabsorción ósea marginal.

## VI. CONCLUSIONES

Al comparar los tres sistemas de implantes dentales con diferentes conexiones internas, se concluyó que el máximo estrés de Von Mises se concentró a nivel cervical de los tres modelos, donde el modelo C mostró los mejores resultados, tanto en las fuerzas de 200 y 800 N. Asimismo, las mayores tensiones se observaron en la aplicación de la carga tangencial en todos los modelos de estudio.

Basado en el análisis del factor de seguridad, se determinó que el hueso fue el mayor afectado, en fuerzas verticales y tangenciales a una carga de 800N, lo cual se interpretaría clínicamente como una consiguiente reabsorción ósea marginal. De igual manera es importante considerar esta variable interviniente, dada de manera automática por el mismo programa, para optimizar el diseño del sistema y ubicar las zonas que necesitan mayor atención.

## VII. RECOMENDACIONES

Con la finalidad de una mejora continua de la presente y de futuras investigaciones empleando el método de elementos finitos, se enumeró las siguientes recomendaciones:

1. Construir los modelos de estudio de interés con un profesional capacitado en el diseño y simulación del programa de elección, asimismo con conocimiento o experiencia previa en trabajos relacionados al área Odontológica.
2. Dar la mayor cantidad de aspectos realistas a la investigación, por ejemplo, la construcción completa de una maxila o mandíbula.
3. Para la aplicación de fuerzas en los modelos de estudio, donde la investigación este centrada solo en sistemas de implantes dentales, estas cargas deben ser aplicadas en toda área del pilar que tendría contacto íntimo con la futura estructura protésica.
4. Se sugieren más estudios en el futuro con otras variables a tener en cuenta como el tipo de hueso, el tipo de antagonista y el tipo de material del implante, en particular los implantes dentales de zirconio.
5. Tener en consideración otras variables aparte de la distribución de estrés, un claro ejemplo seria la evaluación del factor de seguridad, determinando sus valores mínimos y máximos.
6. Por último y especialmente dirigido a los estudiantes primerizos que desean realizar proyectos de investigación donde se emplee el MEF, prestar atención a las escalas de deformación que presenten los gráficos de los resultados, siendo estas muy variables y visualmente puede dar una errada interpretación. Es importante centrarse en los resultados numéricos.

## VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Darcey J, Eldridge D. Fifty Years of Dental Implant Development: A Continuous Evolution. *Dent. Hist.* 2016; 61:75–92.
2. Charyeva O, Altynbekov K, Zhartybaev R, Sabdanaliev A. Long-term dental implant success and survival--a clinical study after an observation period up to 6 years. *Swed Dent J.* 2012; 36(1):1-6.
3. Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent.* 2012;3(4):258-61.
4. Shamsuddeen S, Kurien V. Implant failures: An overview. *JIDA.* 2020; 14(3):31-38.
5. Raoofi S, Khademi M, Amid R, Kadkhodazadeh M, Movahhedi MR. Comparison of the Effect of Three Abutment-implant Connections on Stress Distribution at the Internal Surface of Dental Implants: A Finite Element Analysis. *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects.* 2013; 7(3):132–9.
6. Jingade RK, Rudraprasad IV, Sangur R. Biomechanics of dental implants: A FEM study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2005; 5(1):18–22.
7. Kayabasi O, Yüzbasıoğlu E, Erzincanlı, F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software.* 2006; 37(10):649-58.
8. Figueroa J. El Método de Elementos Finitos en los Implantes Dentales [tesis de Maestría]. Lima: Universidad César Vallejo, Facultad de Odontología. 2017.

9. Gladys M, Uzcátegui, J, Cedeño, Miguel E, Cerrolaza, A. Distribución de esfuerzos en un modelo de implante dental por elementos finitos. *Mecánica Computacional*. 2010; 29: 6653-663.
10. Cehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implants supported fixed partial dentures. *Implant Dentistry* 2002; 11: 286-90.
11. Garcés D, Godoy L, Palacio A, Naranjo M. Acción e influencia del bruxismo sobre el sistema masticatorio: Revisión de literatura. *Rev CES Odonto*. 2008; 21(1): 61-70
12. Kharsan V, Bandgar V, Mirza A, Jagtiani K, Dhariwal N, Kore R. Comparative Evaluation of Three Abutment-Implant Interfaces on Stress Distribution in and Around Different Implant Systems: A Finite Element Analysis. *Contemp Clin Dent*. 2019;10(4): 590-94.
13. Balik A, Ozdemir M, Keskin H. Effects of Different Abutment Connection Designs on the Stress Distribution Around Five Different Implants: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Implantol*. 2012; 38(1): 491–96.
14. Sung-Yong C, Yoon-Hyuk H, Chan-Jin P, Lee-Ra C. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016; 36(3): 49–58.
15. Farronato D, Manfredini M, Stevanello A, Campana V, et al. A Comparative 3D Finite Element Computational Study of Three Connections. *Materials (Basel)*. 2019; 12(19): 31-5.
16. Angeles Maslucán R. Análisis de tensiones en elementos finitos en el hueso, implante y componentes en: hexágono externo, interno y cono morse [tesis doctoral]. Lima: Universidad Científica del Sur, Facultad de Estomatología; 2012.

17. Aslam A, Hassan S.H, Aslam H.M, Khan D.A. Effect of platform switching on peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(1): 935-40.
18. Oliveira H, Brizuela Velasco A, Ríos-Santos JV, Sánchez Lasheras F, Lemos BF, Gil FJ, Carvalho A, Herrero-Climent M. Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution under Non-Axial Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(13): 4738.
19. Uzcátegui G, Cedeño J, Cerrolaza M, Salvadori A. Distribución de esfuerzos en un modelo de implante dental por elementos finitos. *Mecánica Computacional.* 2010; 29: 6653-663.
20. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Effects of the implant design on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis of original computer-aided design models. *J Periodontol.* 2014;85(9): 333-8.
21. Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013;39(4): 425-31.
22. Danza M, Palmieri A, Farinella F, et al. Three dimensional finite element analysis to detect stress distribution in spiral implants and surrounding bone. *Dent Res J (Isfahan).* 2009; 6(2): 59-64.
23. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol.* 2012; 38(5): 587-94.

24. Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Vozza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011; 16(6): 852-6.
25. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21(1): 115-21.
26. Bouazza-Juanes K, Martínez-González A, Peiró G, Ródenas JJ, López-Mollá MV. Effect of platform switching on the peri-implant bone: A finite element study. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(4):483-88.
27. Tabata LF, Rocha EP, Barao VA, Assuncao WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26: 482-91.
28. Aslam A, Hassan SH, Aslam HM, Khan DA. Effect of platform switching on peri-implant bone: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):935-40.
29. Coppedê A, Bersani E, de Mattos M, Rodrigues R, de Mattias Sartori I, Ribeiro R. Fracture Resistance of the Implant-Abutment Connection in Implants with Internal Hex and Internal Conical Connections Under Oblique Compressive Loading: An In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics*. 2009; 22(3): 283-86.
30. Schmitt C, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Hendrik D, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Materials Res Part A* 2014;102: 552-74.

31. Zhang X, Liu L, Wang Y, Chen X. Effects of Dental Implant-abutment Interfaces on the Reliability of Implant Systems. *MATEC Web of Conferences. EDP Sciences*. 2016; 77.
32. Coppedê A.R., Bersani E., de Mattos M.D.G.C., Rodrigues R.C., Sartori I.A., Ribeiro R.F. Fracture resistance of the implant–abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study. *Int. J. Prosthodont*. 2009; 22: 283–86.
33. Balik A., Karatas M.O., Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J. Oral Implantol*. 2012; 38: 491–96.
34. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci*. 2019;11(2): 85-91
35. Dalago HR, Schuldt Filho G, Rodrigues MA, Renvert S, Bianchini MA. Risk indicators for Peri-implantitis. A cross-sectional study with 916 implants. *Clin Oral Implants Res*. 2017; 28(2): 144-50.
36. Hingsammer L, Pommer B, Hunger S, Stehrer R, Watzek G, Insua A. Influence of Implant Length and Associated Parameters Upon Biomechanical Forces in Finite Element Analyses: A Systematic Review. *Implant Dent*. 2019;28(3): 296-305.
37. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, et al. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2010; 30: 89–95.

38. Maminkas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016; 7(3): 4.
39. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(3): 13-8.
40. Lee DW, Lee DW, Park KH, Moon IS. The effects of off-axial loading on periimplant marginal bone loss in a single implant. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(3):501-7.

**VIII. ANEXOS**

**ANEXO 1.**

**PROGRAMA SOLIDWORKS 2020: CERTIFICADO DEL PROFESIONAL  
ENCARGADO DE LOS DISEÑOS Y SIMULACIONES**



**ANEXO 2.**

**RECOLECCIÓN DE DATOS: PROPIEDADES DE LOS MATERIALES  
UTILIZADOS EN LOS MODELOS DE ESTUDIO**

*Tabla 1. Propiedades de los materiales de los modelos creados mediante el programa SolidWorks 2020*

<b>Material</b>	<b>Densidad Kg/m<sup>3</sup></b>	<b>Límite de elasticidad (Mpa)</b>	<b>Módulo de Young (Mpa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>TITANIO GRADO 5</b>	<b>4500</b>	<b>870</b>	<b>110.000</b>	<b>0.35</b>
<b>HUESO CORTICAL</b>	<b>1500</b>	<b>150</b>	<b>13.700</b>	<b>0.3</b>
<b>HUESO TRABECULAR</b>	<b>50</b>	<b>130</b>	<b>1.370</b>	<b>0.3</b>

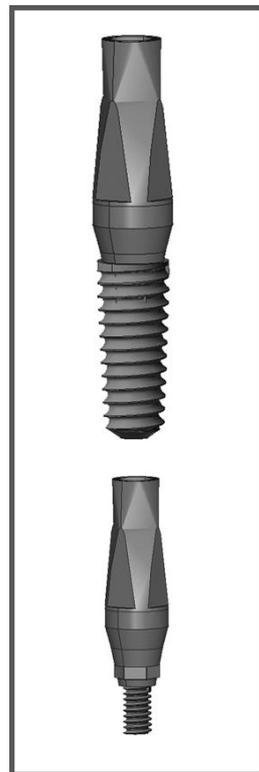
**ANEXO 3.**

**REPRESENTACIÓN GRAFICA DE LOS MODELOS DE ESTUDIO CREADOS  
EN SOLIDWORKS 2020 Y VISUALIZADOS A TRAVES DEL PROGRAMA**

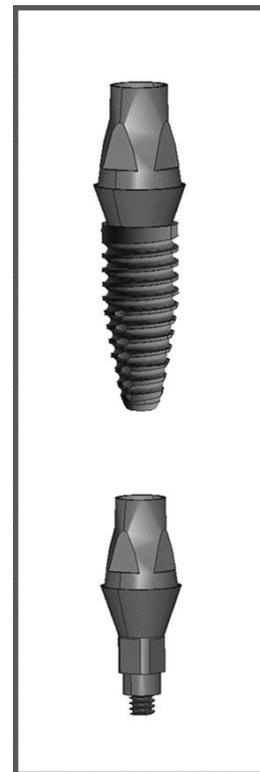
**ABVIEWER**



*Modelo A*



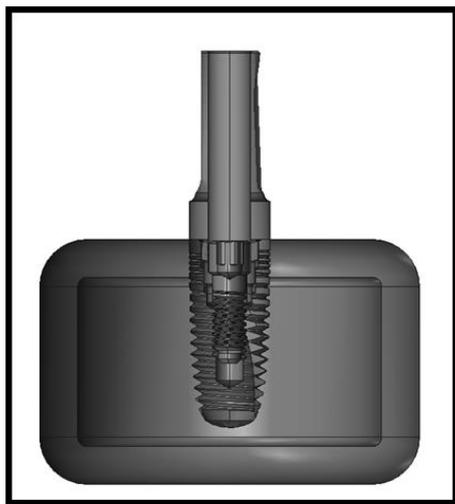
*Modelo B*



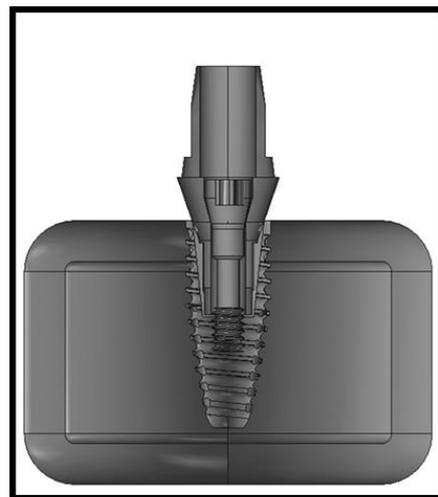
*Modelo C*

**ANEXO 4.**

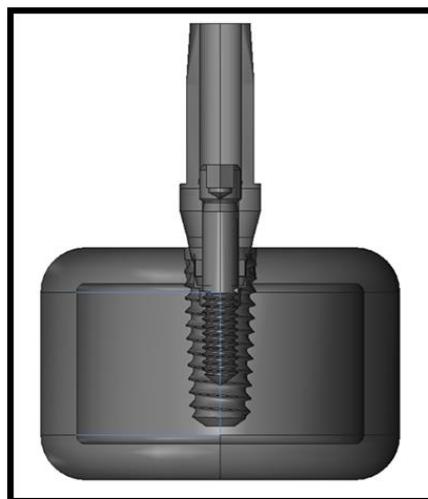
**REPRESENTACIÓN GRAFICA DE LOS MODELOS DE ESTUDIO EN UNA VISTA SAGITAL CREADOS EN SOLIDWORKS 2020 Y VISUALIZADOS A TRAVES DEL PROGRAMA ABVIEWER**



*Modelo A*



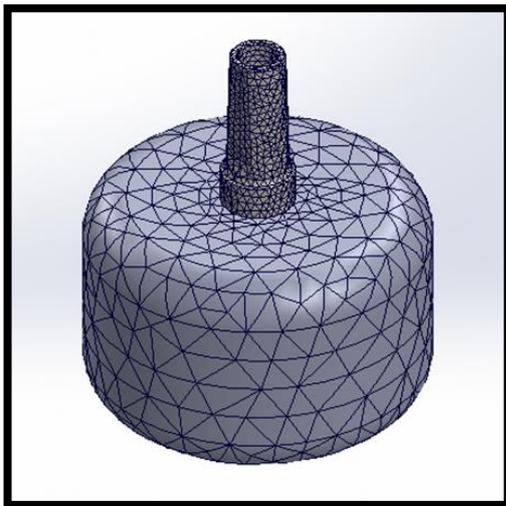
*Modelo C*



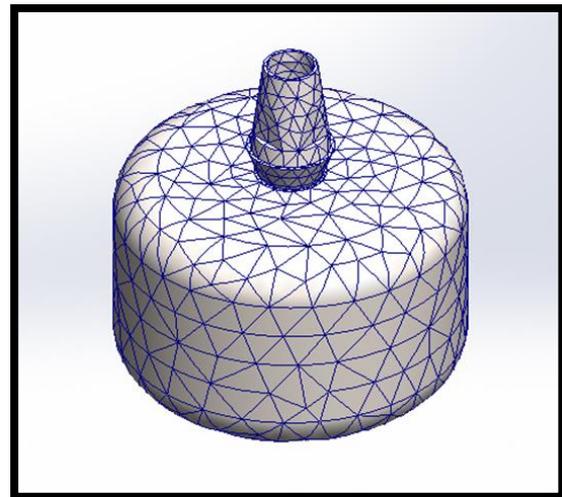
*Modelo B*

**ANEXO 5.**

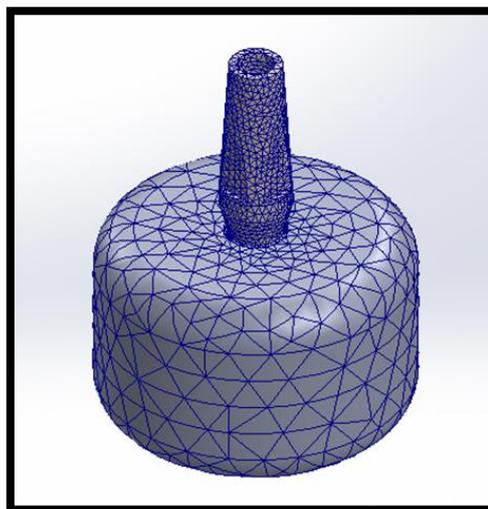
**REPRESENTACIÓN GRAFICA DE LOS ENMALLADOS DE CADA MODELO  
DE ESTUDIO CREADOS EN SOLIDWORKS 2020  
(MALLADO BASADO EN CURVATURA)**



*Modelo A*



*Modelo C*



*Modelo B*

## ANEXO 6.

### FACTOR DE SEGURIDAD: TABLAS DE LOS TRES MODELOS DE ESTUDIO

*Tabla 5. Valor mínimo de los modelos de estudios a una fuerza axial*

	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>MODELO DE ESTUDIO</b>	2	0.52	2.6	0.64	2.7	0.68
<b>SISTEMA DE IMPLANTE</b>	5.4	1,4	4.7	1.2	4	1
<b>PILAR Y TORNILLO</b>	3.1	0.77	10	3.4	10	5.2

*Tabla 6. Valor mínimo de los modelos de estudios a una fuerza tangencial de 30°*

	MODELO A		MODELO B		MODELO C	
	200 N	800 N	200 N	800 N	200 N	800 N
<b>MODELO DE ESTUDIO</b>	0.52	0.13	1.1	0.26	1.4	0.35
<b>SISTEMA DE IMPLANTE</b>	1.4	0.36	1.5	0.38	2.3	0.58
<b>PILAR Y TORNILLO</b>	0.66	0.17	2.8	0.7	4.6	1.2

## IX. ANEXO DE DOCUMENTOS



### FORMATO DE DEFENSA DE PROYECTO DE TESIS O REVISIÓN ACADÉMICA PARA ARTÍCULO ORIGINAL O REVISIÓN SISTEMÁTICA

Lima 27 de agosto del 2020

Nº de Registro : N° 382-2020-PRE99

<b>Título:</b> "ANÁLISIS DE LA TENSIONES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS DE TRES TIPOS DE CONEXIÓN INTERNA DE IMPLANTES DENTALES"				
<b>Alumno/a:</b> ELIZABETH ROSARIO MENACHO MENDOZA				
Secciones del Protocolo:	Presenta y está correcto	Presenta y esta incorrecto	No Presenta	Observaciones
1. Carátula.		X		Se recomienda título: ANÁLISIS DE TENSIONES EN CUATRO TIPOS DE CONEXIÓN INTERNA DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS
2. Pregunta de investigación.		X		Ajustar a recomendación según título sugerido
3. Introducción.	X			
4. Justificación.	X			
5. Objetivos e hipótesis de la investigación (Si aplica).		X		Ajustar a recomendación según título sugerido
6. Materiales y métodos*		X		Revisar apreciaciones en el manuscrito
7. Limitaciones del estudio.	X			
8. Cronograma de trabajo.	X			
9. Presupuesto.	X			
10. Referencias bibliográficas.	X			
11. Anexos.	X			

\*Para el proyecto de tesis con formato revisión sistemática, la metodología deberá seguir las pautas de "The Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions (<http://www.cochrane-handbook.org>).

Sugerencias:

Observaciones:

Informe concluye:

a) Aprobado con pase a Comité de Ética	c) Aprobado y Requiere solucionar observaciones	b) Desaprobado
	X	



**Presidente**

NOMBRES Y APELLIDOS: Pedro Luis Tinedo López  
DNI. 45159119



**Miembro**

NOMBRES Y APELLIDOS: Cinthya Ruth Chipana Herquíño  
DNI. 42400735

**COMITÉ INSTITUCIONAL DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN**



**CONSTANCIA N° 261-CIEI-CIENTÍFICA-2020**

El presidente del Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Científica del Sur (CIEI-CIENTÍFICA) da constancia que el proyecto de investigación, cuyos datos se registran a continuación, ha sido **aprobado** por el CIEI-CIENTÍFICA.

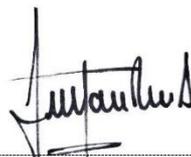
Código de registro: **382-2020-PRE99**  
 Título: **Análisis de tensiones en tres tipos de conexión interna de implantes dentales mediante el método de elementos finitos**  
 Investigador(a): **Elizabeth Rosario Menacho Mendoza**

La aprobación del proyecto de investigación implica que el documento presentado a evaluación cumple con los lineamientos de Universidad en materia de investigación y ética, los cuales se sustentan en la normativa internacional vigente. Adicionalmente, en el contexto de la pandemia de enfermedad por COVID-19, le recomendamos cumplir con las normas publicadas por el estado peruano (accesos, medidas de bioseguridad, etc.) y tener los permisos de las instituciones en las que realizará el estudio antes de ejecutarlo.

En tal sentido, esta aprobación carecerá de valor si es que el proyecto de investigación arriba indicado es modificado de cualquier forma. Toda enmienda, añadido, eliminación o eventualidad (eventos adversos, etc.) posterior a la fecha de aprobación debe ser reportado al CIEI-CIENTÍFICA.

La vigencia de la aprobación de este documento es de dieciocho (18) meses (**hasta el 09 de marzo del 2022**), periodo en el que puede desarrollarse el proyecto. Cualquier trámite para su renovación deberá ser enviado antes del término de la vigencia de este documento, debiendo suspenderse todo desarrollo hasta que la renovación sea aprobada.

Villa El Salvador, 10 de setiembre de 2020




Mg. Fulton Paul Rivera Albinagorta  
 Presidente  
 Comité Institucional de Ética en Investigación

Asesoría al postulante  
 T // (51) 610 6738 | Campus Villa 2 - Panamericana Sur km 19  
 informes@cientifica.edu.pe | Calle Cantuarias 398, Miraflores

**RESOLUCIÓN DIRECTORAL DE ACEPTACIÓN DEL PROYECTO DE TESIS  
Y NOMBRAMIENTO DEL ASESOR**

**RESOLUCIÓN DIRECTORAL DE LA CARRERA DE ESTOMATOLOGÍA**

**N° 017-DACE-DAFCS-U. CIENTÍFICA-2021**

Lima, 07 de junio del 2021

**VISTO:**

El informe técnico del Comité Institucional de Ética en Investigación de la Universidad Científica del Sur con código N° **382-2020-PRE99**, se aprueba el proyecto de Tesis Titulado: **“ANÁLISIS DE TENSIONES EN TRES SISTEMAS DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”** presentado por **ELIZABETH ROSARIO MENACHO MENDOZA**.

**CONSIDERANDO:**

Que, de acuerdo al Reglamento General de la Universidad Científica del Sur y los reglamentos de pre/posgrado para obtener el Título de **CIRUJANO DENTISTA** en la Carrera de Estomatología de la Universidad Científica del Sur, se debe desarrollar un trabajo de investigación.

Que, de acuerdo con la normativa vigente de la Universidad Científica del Sur, en uso de las atribuciones conferidas al Director Académico de Carrera.

**SE RESUELVE:**

**ART. 1°: APROBAR E INSCRIBIR** el Proyecto de Tesis titulado: **“ANÁLISIS DE TENSIONES EN TRES SISTEMAS DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE EL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS”** de **ELIZABETH ROSARIO MENACHO MENDOZA**, con registro: N° **382-2020-PRE99** y establecer el inicio de periodo de ejecución del mencionado proyecto 10 de setiembre de 2020.

**ART. 2°: NOMBRAR** Asesor/a del trabajo de tesis señalado, a al/la **Mg. JUAN ANTONIO DIAZ SUYO**.

Regístrese, comuníquese y archívese.



**Mg. Claudio Peña Soto**  
Director Académico de la Carrera de Estomatología



T// (51) 610 6738  
informes@cientifica.edu.pe  
cientifica.edu.pe