



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

“ANÁLISIS DE TENSIONES EN
ELEMENTOS FINITOS DE UNA
CONEXIÓN TRIANGULAR CÓNICA EN
IMPLANTES: UNA NUEVA
PROPUESTA”

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE
DOCTOR EN ESTOMATOLOGÍA

ROMY JANET ANGELES MASLUCAN

LIMA – PERÚ

2021

ASESOR

PhD. John Alexis Domínguez

Departamento Académico de Odontología Social

JURADO DE TESIS

DR. JUVENAL CASTROMONTE SALINAS

PRESIDENTE

DRA. LUZ AURORA CARBAJAL ARROYO

VOCAL

DR. JOÃO CARLOS GOMES

VOCAL

DR. EDINSON ANTONIO DÍAZ SARABIA

SECRETARIO

DEDICATORIA.

A mis padres Manuel y Dora, quienes me iniciaron en el camino de la
perseverancia a mis hermanos por su apoyo constante

AGRADECIMIENTOS.

Al Dr. John Alexis Domínguez por su paciencia y el apoyo constante

A la Dra. Marisol Castilla quien me ayudó al inicio de este proyecto

FUENTES DE FINANCIAMIENTO.

Tesis Autofinanciada.

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN	
ABSTRACT	
I. INTRODUCCIÓN	1
I.1. Planteamiento del Problema	3
II. MARCO TEÓRICO	6
II.1. Tipos de conexiones	6
II.2. Biomecánica en implantes	8
II.2.1. Fuerzas	10
II.2.2. Tensión	11
II.3. Oseointegración y saucerización	12
II.4. Elementos finitos aplicados a la odontología	12
II.5. Antecedentes	15
III. HIPÓTESIS	20
IV. OBJETIVOS	21
IV.1.1. Objetivo general	21
IV.1.2. Objetivos específicos	21
V. MATERIALES Y MÉTODOS	22
V.1. VI.1. Diseño del estudio	22
V.2. VI.2. Grupo de Estudio	22
V.3. VI.3. Criterios de selección	22
V.4. VI.4. Variables	23
V.5. VI.5. Técnicas y procedimientos	24
V.6. VI.6. Plan de análisis	27

V.7.VI.7. Consideraciones éticas	27
VI. RESULTADOS	28
VII. DISCUSIÓN	53
VIII. CONCLUSIONES	59
IX. RECOMENDACIONES	60
X. REFERENCIAS	62
XI. ANEXOS	

LISTA DE ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS

MEF	:	Método de elementos finitos
AEF	:	Análisis de elementos finitos
Mpa	:	Megapascales
N	:	Newtons
UCLA:	:	Castable long abutmen (pilar calcinable-3i)
CAD/CAM:	:	Computer aided design (diseño asistido por ordenador). /computer aided manufacturing (fabricación asistida por ordenador).
ICT	:	Implante de conexión triangular cónica
IC	:	Implante de conexión cónica
IT	:	Implante de conexión triangular
IHE	:	Implante de conexión hexágono externo
IHI	:	Implante de conexión hexágono interno

ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICOS	PÁGINA
Gráfico 1: Análisis de von Mises para la tensión en las coronas con 150N	30
Gráfico 2: Análisis de von Mises para la tensión del pilar con 150N	32
Gráfico 3: Análisis de von Mises para la tensión del implante con 150N	34
Gráfico 4: Análisis de von Mises para la tensión del hueso con 150N	36
Gráfico 5: Análisis de von Mises para la tensión en las coronas con 250N	38
Gráfico 6: Análisis de von Mises para la tensión del pilar con 250N	40
Gráfico 7: Análisis de von Mises para la tensión del implante con 250N	42
Gráfico 8: Análisis de von Mises para la tensión del hueso con 250N	44
Gráfico 9: Análisis de von Mises para la tensión en las coronas con 350N	46
Gráfico 10: Análisis de von Mises para la tensión del pilar con 350N	48
Gráfico 11: Análisis de von Mises para la tensión del implante con 350N	50
Gráfico 12: Análisis de von Mises para la tensión del hueso con 350N	52

ÍNDICE DE TABLAS

TABLAS	PÁGINA
Tabla 1: Tensión compresiva en la corona con 150N de carga	29
Tabla 2: Tensión compresiva en el pilar con 150N de carga	31
Tabla 3: Tensión compresiva en el Implante con 150N de carga	33
Tabla 4: Tensión compresiva en el hueso con 150N de carga	35
Tabla 5: Tensión compresiva en la corona con 250N de carga	37
Tabla 6: Tensión compresiva en el pilar con 250N de carga	39
Tabla 7: Tensión compresiva en el Implante con 250N de carga	41
Tabla 8: Tensión compresiva en el hueso con 250N de carga	43
Tabla 9: Tensión compresiva en la corona con 350N de carga	45
Tabla 10: Tensión compresiva en el pilar con 350N de carga	47
Tabla 11: Tensión compresiva en el Implante con 350N de carga	49
Tabla 12: Tensión compresiva en el hueso con 350N de carga	51

RESUMEN

Propósito: analizar y comparar las tensiones en elementos finitos de una nueva propuesta conexión triangular cónica en implantes, con conexiones hexagonales y cónicas.

Materiales y métodos: se utilizó el programa solidworks 2017 ® para el análisis en elementos finitos, se consideró una corona de premolar sobre implantes(3.8x12mm) con conexión hexágono externo, interno, cono morse, cónica y la nueva propuesta cónico triangular. Se aplicaron fuerzas de 150N, 250N y 350N en la premolar. Los implantes fueron analizados utilizando el criterio de tensión de von Mises.

Resultados: A nivel del implante, pilar y corona la máxima tensión compresiva se encontró en la conexión hexágono externo. A nivel del pilar con fuerzas de 350N la menor tensión se obtuvo en la nueva propuesta y la cónica(10Mpa).

Conclusiones: en los 5 diseños la máxima tensión se concentra a nivel del cuello implante, a excepción de cono morse. La nueva propuesta de conexión triangular cónica obtuvo la menor tensión en la corona y el pilar; y la segunda menor tensión y en el implante (0.63Mpa), Ello sugiere que puede ser una opción que genera menor tensión en el implante y por ende el hueso; añadiendo una ventaja de tener tres puntos de retención.

PALABRAS CLAVE:

MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, IMPLANTES, CONEXIÓN

ABSTRACT

Purpose: to analyze and compare the stresses in finite elements of a proposed triangular conical connection in implants, with hexagonal and conical connections.

Materials and methods: the solidworks 2017 ® software was used for finite element analysis, a premolar crown on implants (3.8x12mm) with external and internal hexagon, morse cone, conical connection and the new triangular conical proposal were considered. Forces of 150N, 250N and 350N were applied to the premolar. The implants were analyzed using the von Mises stress criterion.

Results: At the implant, abutment and crown level, the maximum compressive stress was found in the external hexagon connection. At the level of the abutment with forces of 350N, the lowest tension occurred in the new proposal and the conical (10Mpa).

Conclusions: in the 5 designs the maximum stress is concentrated at the level of the neck of the abutment, implant and bone, except for the morse cone. The new triangular conical connection proposal obtained the second lowest stress in the implant; in the bone the stress was less than 0.8Mpa. This suggests that it may be an option that generates less stress in the bone, adding an advantage of having three retention points.

KEY WORDS:

FINITE ELEMENT METHOD, IMPLANT, CONNECTION

I. INTRODUCCIÓN

Uno de los tratamientos más buscados para pacientes edéntulos, es la rehabilitación con implantes dentales, siendo este, uno de los tratamientos que ha constituido uno de los mayores aportes para pacientes parcial y totalmente edéntulos. La saucerización es un fenómeno que ocurre una vez colocado los implantes, este fenómeno es uno de los factores que más influyen en la pérdida de hueso alrededor del implante.¹⁻⁸

Los estudios mediante el método de elementos finitos (MEF) determinan mediante simulaciones la respuesta de un cuerpo ante situaciones límite (de carga muscular, articular y oclusal), su aplicación en el campo odontológico inició hace más de una década; actualmente están siendo aplicados en estudios de implantología, generando un aporte en la base de datos de las propiedades físicas (módulos de elasticidad y coeficiente de Poisson) de los implantes, componentes, huesos maxilares, así como en la interfase hueso-implante. En 1976, Weinstein y cols.⁶ fueron los primeros en usar MEF en implantología. Desde entonces, varios estudios han utilizado este método para evaluar componentes, conexiones, formas, etc.⁷⁻¹⁰. Estas simulaciones se asemejan a la realidad, de tal manera que muestra gran nivel de confiabilidad en sus resultados.⁶⁻¹⁰

Diversos análisis (in vitro y elementos finitos) han comprobado que tanto el diseño como el tipo de conexión del implante pueden influir en la transmisión de fuerzas al hueso que rodea al implante. Numerosas investigaciones demuestran que el diseño de conexión cónica disminuye la transmisión de tensiones generada por fuerzas oclusales, logrando con ello disminuir la saucerización (pérdida ósea marginal de 1,5 mm durante el primer año y de 0,2mm anualmente luego de la inserción de la prótesis)^{8-10,12}

Han aparecido diversos diseños y conexiones internas dentro de las cuales está el diseño y conexiones con tres puntos de apoyo como la tricanal; que generan mejor distribución de

tensiones; sin embargo no se han encontrado muchos estudios en referencia a estas.⁹⁻²² Los estudios realizados por: Coppede y cols.⁸, Raoofi y cols.⁹; y de Carvalho y cols.¹⁰ entre otros, sugieren que las conexiones cónicas y con tres puntos de apoyo como la tricanal, distribuyen mejor las tensiones en el implante, por lo que este estudio desea evaluar una nueva propuesta conexión interna de diseño cónico triangular, lo cual podría generar una reducción de tensiones alrededor del tejido óseo que rodea el cuello del implante⁸⁻¹⁰.

El objetivo del estudio fue analizar y comparar la máxima tensión en MEF de una nueva propuesta de conexión triangular cónica (TC) a nivel del implante, componentes y hueso; versus conexiones hexagonales, cono morse y cónica, frente a diferentes fuerzas axiales.

I.1. Planteamiento del Problema

El éxito de las prótesis implanto soportadas se basa en la integración de los implantes con el nuevo hueso, (oseointegración)^{1,2}, se han realizado estudios sobre la influencia de fuerzas masticatorias en implantes oseointegrados desde los años 70 con investigadores como Haraldson y cols.³, donde evaluaron la capacidad funcional masticatoria en 165 pacientes con implantes , encontrando valores muchos más altos que cuando utilizaban una prótesis removible, hasta los realizados por Po-Chun y cols.^{4,5} en el 2010 y el 2012 sobre la relación de la estructura perimplantar con la biomecánica en la oseointegración ¹⁻⁵. La Biomecánica de las rehabilitaciones sobre implantes han sido bien estudiadas por medio de estudios experimentales, de fotoelasticidad y de MEF. Estas conexiones (entre el implante y el pilar), son afectadas por las fuerzas oclusales; teniendo en cuenta que, al colocar implantes, debido a la carencia de ligamento periodontal, las fuerzas se transmitan a través del implante y sus componentes como tensiones que provocarán finalmente una reabsorción ósea¹⁰.

El informe de consenso del primer Taller Europeo de Periodontología sugirió que "los criterios de éxito contemplan una pérdida ósea marginal de 1,5 mm durante el primer año y de 0,2mm anualmente luego de la inserción de la prótesis. También llamada saucerización esta pérdida de hueso es considerada como una adaptación morfológica y funcional de los tejidos peri implantarios a nivel cervical. ^{1,11-13}

Sakka y cols. ¹ realizaron una revisión de literatura sobre los factores asociados a los fracasos de los implantes, dentro de ellos están: la pérdida progresiva del hueso marginal y la sobre fuerza oclusal; lo cual podría generar alteraciones a nivel de la conexión implante pilar. Así mismo Gehrke y cols. ¹² y de Carvalho Formiga y cols. ¹⁰ estudiaron en MEF conexiones de tipo: cónicas, hexágono interno y externo, donde se sometió los implantes a fuerzas axiales y oblicuas de 100N, como resultado, encontraron que las sobre fuerzas se

producen entre la conexión del implante con el pilar, lo que sugiere que el diseño de la conexión puede asociarse con la reabsorción ósea¹⁰⁻¹².

Existen varios tipos de conexiones (triangulares, hexágonos, octágonos, etc.), dentro de las cuales las conexiones internas presentan menor tensión que las externas¹⁵. Dentro de las internas, las de tipo “Cónica” presenta mejores resultados debido a que generan menor tensión en comparación con otras conexiones, ello está asociado a una menor reabsorción ósea a nivel del implante; como lo indican estudios realizados por Coelho y cols.¹⁶, y Sung Yong y cols.¹⁷ donde evaluaron conexiones de tipo hexágono interno y cónica, aplicándole 200N encontrando menor tensión en la conexión cónica frente a la hexagonal al someterla a fuerzas verticales; sin embargo frente a fuerzas oblicuas o fuera del eje axial las tensiones fueron más elevadas en la conexión cónica, sobre todo a nivel del tornillo protético.¹⁵⁻¹⁹

Actualmente no hay estudios en referencia a la conexión triangular cónica: sin embargo, Roofi y cols.⁹, realizaron estudios de MEF en diferentes tipos de conexiones (hexágono, tricanal y cónica), encontrando que la conexión interna tipo tricanal generó menor tensión al aplicarle fuerzas axiales de 300N²².

Esta investigación propone realizar un análisis de tensiones en elementos finitos de una conexión triangular cónica: una nueva propuesta de conexión de implante, para disminuir las tensiones transmitidas al implante.

Una de las ventajas más importantes del MEF, es que no requiere una población y por ende no comprometer estructuras biológicas. Presenta importancia teórica, ya que evalúa la influencia del diseño de la conexión del implante dental y la distribución de la tensión en el implante y el

hueso circundante generada; determinado la opción de tratamiento más conservadora para el paciente.

Estudios relacionados a la biomecánica del comportamiento, la adaptación y ajuste de los componentes o la microfiltración bacteriana han comprobado que los implantes de diseño de conexión interna tipo cónica distribuyen de manera más eficiente las fuerzas y por tanto; se propone una nueva conexión triangular cónica, la cual adiciona un diseño triangular que lograría conseguir los mejores resultados en la reducción del tensión a nivel del hueso que rodea el implante, en comparación con los implantes de diseño triangular, conexión hexágono externo, interno y cónica.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿La nueva propuesta de implantes con conexión triangular cónica genera menor tensión al aplicar diferentes fuerzas axiales en comparación con las conexiones hexágono externo (IHE), hexágono interno (IHI), cono morse (ICM) y cónica (IC)?

II. MARCO TEÓRICO:

II.1. Tipos de Conexión: En referencia al concepto de conexión en implantología debemos tener en cuenta que el término conexión; está definida como: la unión del implante con el aditamento protético³⁰. Uno de los principales desafíos de la implantología actual es obtener un sistema de conexión que satisfaga las necesidades biomecánicas y estéticas, que sea fácil de manejar, resista cargas funcionales masticatorias y tenga un desempeño clínico aceptable²⁹.

De acuerdo con su tipo de conexión se clasifican en: conexión externa y conexión interna; siendo esta última la más estable¹⁹.

Conexiones internas: se caracterizan por la presencia del mecanismo de conexión dentro del cuerpo del implante. Existen diferentes conexiones internas con y sin mecanismos antirrotación y un “gold standard” no es fácil de identificar, aunque se podría decir que un clásico es el cono morse²⁹⁻³⁰.

Conexión Cono Morse: consta de un mecanismo de encaje, en el cual dos elementos entran en contacto íntimo mediante fricción, cuando una de sus partes en este caso el cónico "macho" es colocado en una "hembra" también cónica³¹. Son conocidos como conexión de soldado al frío porque utilizan exclusivamente retención por fricción para dar estabilidad y retención al pilar. Dentro de las marcas más representativas que poseen este sistema están Neodent ® y Bicon Dental Implants System™, con una conicidad aproximada de 3° entre sus paredes y el cono interno de 3 mm de longitud ²⁹.

En el 2008, Quaresma y cols.³² evaluaron dos diseños de implantes: cilíndricos y cónicos, ambos con dos conexiones internas diferentes (hexágono y forma cónica), siendo los pilares los que generaron la máxima tensión en fuerzas axiales a nivel del tercio superior

del pilar, encontrando menor tensión en el implante de conexión cónica³². Los implantes, tipo cono Morse, a diferencia de las conexiones hexágono interno, presentan una menor pérdida de la cresta ósea, dada por la dirección del desplazamiento hacia una zona más centralizada al largo del eje del implante²¹. Esta menor reabsorción ósea, también es evidenciada en los diseños de implantes con plataforma invertida, siendo más favorable para regiones estéticas, ello dado por la preservación de la cresta ósea, dando como consecuencia la preservación de los tejidos blandos beneficiando así la estética^{21,33}. A esta conexión se suma una plataforma invertida, que, investigaciones como Coopede, Raoffi, de Carvalho, Cimen, Tabata, entre otros, encontraron como la principal ventaja biomecánica de los implantes con plataforma invertida: la reducción de tensiones en el nivel cervical del implante, logrando una mejor distribución de las fuerzas masticatorias al tejido óseo^{8-10, 13,14}.

Ventajas: Reduce tensión a nivel cervical del implante, presenta un componente protésico (pilar) que puede ser personalizado y preparado como si fuera un diente listo para recibir una prótesis cimentada convencional o un material estético, El perfil cervical del componente protésico es más pequeño que la plataforma de implante (plataforma invertida), lo que permite adaptar el perfil de emergencia protésica de manera similar al elemento dental, proporcionando así una mejor estética gingival en el perfil de emergencia de la prótesis.

Desventajas: el principal problema que presentó este sistema fue que, al ser un cono, no presenta ningún mecanismo de reposicionamiento, lo que puede ocasionar dificultades a la hora de confeccionar la prótesis implanto soportada³¹.

La conexión Hexagonal: Los hexágonos internos tienen seis posiciones, está es su mayor desventaja; debido a que le da la posibilidad de variar su posición cada 60 grados, la anti rotacional está dada por los ángulos que se forman entre las diferentes facetas o arcos. Esto

ayuda a un correcto posicionamiento de los pilares estándar³⁰. La profundidad de estas conexiones es de 1.5mm como mínimo, lo que contribuye a la estabilidad del pilar, disminuyendo el aflojamiento del tornillo^{19,23,30-34}.

Ventajas: Mejor anclaje protético, mejor distribución de fuerzas oclusales hacia el centro del implante, disponibilidad de espacio para el desarrollo estético³⁰.

Conexión Tricanal:

Este tipo de conexiones han sido poco estudiadas debido a que se presentan pocos diseños: sin embargo; Roofi y cols. en estudio realizado en MEF, la conexión tricanal frente a cargas de 100N, 200N y 300N distribuye de manera uniforme las tensiones, siempre y cuando estas sean axiales al eje del implante. Dentro de las desventajas, dicho diseño no soporta bien las cargas de 300N oblicuas o tangenciales⁹.

II.2. Biomecánica en implantes

La biomecánica en implantes es definida como una disciplina que estudia la manera en cómo interactúa el implante oseointegrado y sus diferentes componentes en un entorno rodeado por tejido biológico (los tejidos periimplantarios).⁴⁰

Los implantes dentales tienen un comportamiento biomecánico diferente al del diente natural, la interfase implante – hueso es mucho menos resiliente en comparación con la interfase diente – hueso. Adicionalmente a ello el diente posee un micro movimiento de alrededor de 100µm cuando es sometido a cargas. Por lo tanto, la tensión que se genera en una prótesis implanto soportada en la función masticatoria puede ser transmitida más directamente al hueso⁷.

Una vez oseointegrado el implante y cargado mediante una rehabilitación temporal o definitiva, se encuentra continuamente sometido a fuerzas de compresión, tracción y cizalla, las cuales podrían afectar su integridad y por lo tanto al éxito del tratamiento⁴¹⁻⁴².

A pesar de los reportes de éxito que se pueden encontrar en estudios experimentales y clínicos, incluso de cargas inmediatas de implantes, se pueden producir fracasos debido a factores biomecánicos como son las fuerzas adversas, que podrían inducir a micro movimientos de hasta 150 μm durante la cicatrización, lo que resultaría en la potencial encapsulación fibrosa de los implantes⁴².

Resende y cols.⁴³ compararon la integridad de la conexión hexagonal de los implantes tras ser rehabilitados y posteriormente someterlos a fuerzas diferentes semejantes a las realizadas en la masticación.⁹ Empleando para ello 60 implantes (4.1mm de diámetro (30 de conexión interna, y 30 de conexión externa). Aplicaron fuerzas de 45, 60 y 80 N/cm^2 . Los resultados mostraron que, al aumentar la fuerza, 60 N/cm^2 y 80 N, las conexiones externas comenzaban a deformarse en las zonas angulares. Concluyendo que el sistema de conexión interna es más recomendable para aquellos casos donde los implantes reciban fuerzas mayores a 60N⁴³.

Chun -Ming y cols. aplicaron estudios de análisis de elementos finitos para estudiar modelos tres tipos de implantes (implante monobloque, conexión interna y conexión externa) encontrando que las fuerzas aplicadas sobre los implantes generan tensiones diferentes, si se varía el tipo o diseño del implante⁴⁴.

Una buena comprensión de la biomecánica de los tratamientos con implantes dentales permite optimizar el plan de tratamiento de cada paciente, para reducir el riesgo de complicaciones funcionales y de fracasos. Dentro de las causas Asociadas a Fracasos en Implantes se encuentran: pobre calidad o cantidad de hueso, condiciones médicas del paciente: inmune deficiencia, diabetes no controlada, etc., Infección, Falta de estabilidad primaria, cirugía y/o

rehabilitación inadecuada, Fuerzas excesivas, peri-implantitis, rehabilitación implanto protética inadecuada¹.

II.2.1. Fuerzas:

En el 2004 Karl y cols⁴⁵. determinaron que las fuerzas de tracción, flexión o fuerzas de compresión son potencialmente perjudiciales en la rehabilitación implanto soportadas. Las fuerzas compresivas mantienen la integridad de la interfase hueso-implante, a diferencia de las fuerzas traccionales y de cizalla, las cuales tienden a separar o interrumpir esta interfase. De todas las mencionadas la fuerza de cizalla la más destructiva para el hueso y el implante; teniendo en cuenta que el hueso cortical es más fuerte ante la compresión y más débil ante las fuerzas de cizalla. Por ejemplo, mientras que la fuerza de compresión que actúa sobre el cemento de fosfato de zinc es de 83 a 103 Mpa, la resistencia a la tracción y la cizalla es significativamente menor. El cuerpo del implante transmite la fuerza generada por las cargas oclusales directamente al hueso, los diseños que poseen aletas o roscas producen una combinación de tres tipos de fuerzas en la unión hueso implante, la cual es ejercida por una única fuerza, que está controlada por la forma geométrica del implante.⁴⁵⁻⁴⁶

La transferencia de estas fuerzas dependerá de varios factores, dentro de ellos se pueden incluir los siguientes:

- 1)Tipo de fuerza que recibe.
- 2)El material y/o la aleación
- 4)La cantidad y calidad de hueso.
- 5)Diseño geométrico del implante
- 6)Superficie del implante

Considerar estos factores es de suma importancia para la oseointegración y así garantizar el éxito de la prótesis, ello determinará la transmisión de fuerzas tanto al implante, como al hueso que lo rodea^{37,47}.

Debemos tener en cuenta también la fuerza soportada por las piezas dentarias, Charles McNeill, describe en su libro “Fundamentos Científicos y Aplicaciones Prácticas de la Oclusión” que los incisivos reciben una fuerza de 100N a 150N y la primera molar entre 300N y 400N⁴⁶.

II.2.2. Tensión:

Es el estado de un cuerpo al ser sometido a la acción de fuerzas normalmente opuestas que lo atraen. Este concepto dado por la RAE (Real Academia de la Lengua Española). Si aplicamos este concepto a los implantes podemos decir que se refiere a la es un término cantidad de fuerza por unidad de área (término usado también en ingeniería).

$$\text{Tensión} = \text{Fuerza (F)} / \text{Área (A)}$$

Dentro de los términos relacionados con la tensión está la distribución de fuerzas, estas fuerzas van a determinar la distribución de la tensión en una estructura⁴⁶. Estas fuerzas pueden ser clasificadas como:

- 1. Tensión compresiva:** Las fuerzas compresivas tienden a mantener la integridad entre el hueso y el implante.
- 2. Tensión traccional:** Son las fuerzas que separan o alteran dos interfases como el hueso e implante.
- 3. Tensión de cizalla:** Son las fuerzas más dañinas, estas son tangentes a la superficie y casi siempre alteran la interfase hueso-implante⁴⁸.

II.3. Oseointegración y saucerización:

La saucerización presenta una reabsorción tipo vertical, ello analizado a nivel bidimensional en radiografías o tomografías.² La estabilidad biomecánica de los implantes dentales es uno de los puntos críticos, sobre todo porque está directamente relacionado a la tensión peri-implantar. Uno de los factores asociados a la pérdida de implantes es el tipo de hueso; para ello nos remitimos a la clasificación de Lekholm and Zarb : tipo 1: casi toda la mandíbula se compone de hueso compacto homogéneo; tipo 2: una capa gruesa de hueso compacto rodea un núcleo de hueso trabecular denso; tipo 3: una capa delgada de hueso cortical rodea un núcleo de denso de hueso trabecular de resistencia favorable; y tipo 4: una capa delgada de hueso cortical rodea un núcleo de baja densidad de hueso trabecular⁴⁹.

Por tanto, la saucerización ósea afecta la supervivencia del implante. Dicha pérdida de hueso genera alteración de la estabilidad e influye en la cascada de eventos biológicos que ocurren en el tejido óseo, y su relación con la cicatrización de la interfase del hueso que rodea el implante; produciendo de manera directa la alteración en la correlación entre las tensiones.^{37,42,44}

II.4. Elementos finitos aplicados a la odontología:

El método de elementos finitos (MEF) tienen su origen tanto en la ingeniería mecánica como en la energía eléctrica; dicho método se usaba para resolver ecuaciones complejas, así como el efecto de fuerzas como son: la deformación, desplazamiento y la tensión. El análisis con el MEF fue desarrollado a comienzos de 1966, siendo extendido su uso actualmente para resolver problemas biomecánicos aplicados a las ciencias de la salud.^{46,52-53} En 1976 Weinstein y cols.⁶ fueron los primeros en usar método de modelos en elementos finitos (MEF) en implantes dentales. Los MEF, son utilizados para determinar la respuesta frente a fuerzas de una estructura, como los implantes, ante un conjunto de situaciones límite (de fuerza muscular,

articular y oclusal). Para ello las simulaciones se subdividen en un número finito de elementos más pequeños; ello determina el concepto de método de elementos finitos), formado mallas. Al aplicar las fuerzas en las simulaciones, este método permite resolver ecuaciones complejas para obtener resultados de las tensiones, deformaciones y desplazamientos del cuerpo sobre cada uno de los elementos, mostrando los resultados como áreas coloreadas para ayudar a su comprensión⁴⁶. Los estudios realizados con MEF valoran de qué manera el cuerpo (tejido óseo e implantes en este caso) soporta la carga.⁵³ en el caso específico de los implantes los datos de los diseños de las simulaciones de implantes son llevados al computador mediante un programa para calcular fuerzas, tensiones, a través de relaciones cinemáticas y constitutivas.⁵³ Este método ha hecho posible modelar adecuadamente el diente y sus estructuras de soporte para el control científico y la validación de los supuestos clínicos⁴⁶⁻⁵⁰⁻⁵⁴.

El resultado de los estudios realizados con modelos de elementos finitos, nos dan una perspectiva de cómo se distribuyen las cargas que recibe la superficie ósea al interior del tejido duro y una apreciación de como los cambios que experimentan estas cargas pueden afectar el patrón de distribución de estas.

El análisis de elementos finitos para un problema físico como la tensión puede describirse de la siguiente forma:

- 1) El sistema físico se divide en varios elementos que están conectados por un número discreto de puntos nodales (nodos); este proceso se denomina "discretización" (realización del mallado).
- 2) Una malla se desarrolla para relacionar las variables nodales de cada elemento. La matriz o malla resultante se conoce comúnmente como matriz elemental. Para un problema discreto, la matriz elemental puede ser generada a partir de un análisis físico simple. Para problemas continuos, la matriz elemental se obtiene mediante un proceso matemático.

3) Las matrices elementales se "ensamblan" para formar un conjunto de ecuaciones algebraicas complejas que describen el sistema global. El procedimiento de ensamble se realiza para cumplir condiciones de compatibilidad en la unión de elementos.

4) El conjunto de ecuaciones algebraicas se resuelve mediante el análisis de von Mises.

El MEF, por lo tanto, se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se llama discretización del modelo. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo aproximado, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos. El análisis del MEF se basa en el principio de los trabajos virtuales que imitan exactamente a los de un cuerpo real; es decir es la simulación de una estructura por un ensamble de subdivisiones llamadas elementos. Estos elementos se interconectan a través de puntos llamados nodos; estos nodos son un conjunto de puntos que se ubican entre un elemento y otro, desplazándose de un lugar a otro cuando se aplica una fuerza y retornando a su lugar de origen al suspender esta fuerza⁵⁵.

En los últimos años, la odontología ha sido testigo de la introducción y posterior retirada de numerosos productos y técnicas no satisfactorias del mercado. Los métodos clásicos de análisis de tensiones a nivel matemático son muy limitados e inapropiados para estructuras dentales que tienen una forma estructural irregular^{53,54}. El MEF es una técnica moderna de análisis de estrés numérico, que tiene la gran ventaja de ser aplicable a los sólidos de irregular geometría y materiales con propiedades heterogéneas como en la cavidad oral⁴⁶.

El MEF puede simular la interacción entre el implante y tejidos adyacentes. Este análisis es facilitado mediante la aplicación de varias cargas. Los diseños de moldeos realizados en MEF son simulaciones, las cuales gracias al avance tecnológico se han vuelto cada vez más reales, logrando obtener una mayor confiabilidad en sus resultados.

Los MEF pueden acercarse bastante más al diseño óptimo, ya que realiza un modelo matemático más real, fácil y económico de modificar que un prototipo^{32,54}.

Otro factor de este tipo de estudios es que no requiere un análisis estadístico ya que al ser simulaciones no presenta un grupo o muestra de estudio. Los estudios en MEF presentan gran importancia, ya que favorece a las investigaciones sin vulnerar la ética, ya que no requiere estructuras biológicas, más aún no es necesario una gran cantidad de población o muestras.

El propósito de este estudio fue analizar y comparar las tensiones con elementos finitos de una nueva propuesta conexión triangular cónica en implantes, con conexiones hexagonales y cónicas a nivel del hueso, implante, pilar y corona

II.5. Antecedentes

De Carvalho y cols.¹⁰ estudiaron en MEF conexiones de tipo: cónicas, hexágono interno y externo, donde sometieron a los implantes a fuerzas axiales y oblicuas de 100N, siendo las oblicuas las que generaron más tensión en la conexión hexágono externo y el hueso. Así mismo encontraron que la máxima tensión se concentró en el cuello del implante y en el hueso que lo rodea, concluyendo que las sobre fuerzas que se producen entre la conexión del implante y el pilar, pueden asociarse con la reabsorción ósea.

En el 2013 Raoofi y cols.⁹ evaluaron un estudio donde comparó el efecto de la distribución de tensiones en diferentes conexiones del implante mediante análisis de elementos finitos (MEF). Para ello se diseñaron dos modelos, Modelo 1: conexión hexágono interno de 1.5mm de profundidad. Modelo 2: conexión tricanal, Modelo 3: conexión cono morse de 110°; a los cuáles le aplicaron fuerzas verticales y oblicuas de 15° con relación al eje del implante. Determinó que la máxima concentración de tensión se localizó en el hueso en todos los diseños. La conexión tricanal presentó menor tensión en comparación con el hexágono interno y cono morse; el

modelo de cono morse, al que se le aplicó 300N con 15° presentó mayor tensión en comparación con el resto de los modelos. Concluyeron que la concentración de tensión disminuyó cuando la superficie interna aumentó, ello dado por la creación de tres o seis toques en la superficie interna de la conexión tricanal.

Sung-Yong C y cols.¹⁷ en el 2016 investigó la distribución de tensión en cuatro diferentes sistemas de implantes de conexión cónica interna. Se simuló cuatro diámetros diferentes de implante (3,5 mm, 4,0 mm, 4,5 mm y 5,0 mm) y dos tipos de pilares (hexagonal y cónico). Se asumieron cuatro condiciones únicas de interfase del implante: basadas en el espesor de la pared, la longitud de la superficie de acoplamiento, la distancia al tope vertical y la forma del pilar. Se aplicó carga axial y oblicua de 200N. La tensión en la interfase implante-pilar disminuyó a medida que aumentó el espesor de la pared. A medida que aumentaba la superficie de acoplamiento, la distribución de tensiones disminuía, y cuando la distancia al tope vertical del implante era de 0µm, la tensión de Von Mises era extremadamente alta en el tope vertical. Sin embargo, la tensión máxima de Von Mises fue mayor en la conexión cónica que en la conexión hexagonal.

En el 2016 Borie y cols.¹⁸ evaluaron el comportamiento biomecánico en prótesis implanto soportadas con diferentes longitudes, conexiones, localizaciones y material restaurador mediante MEF. Para ello se modeló un maxilar con ayuda de una tomografía donde se basaron en los siguientes planes de tratamiento: 1) dos implantes de 4mm de diámetro en lugar de los incisivos centrales con pónicos cantilever en los laterales 2) dos implantes de 4mm de diámetro en lugar de los incisivos laterales con pónicos en los centrales. Se les aplicó una carga total de 150N oblicua sobre el cíngulo y a 45° del eje axial. Borie encontró que Independientemente del diámetro del implante y el tipo de tratamiento, los implantes de 8,5mm de largo mostraron la

menor tensión de tracción y compresión. Los valores más bajos de von Mises (máxima tensión) fueron identificados en las prótesis de metal cerámica, con excepción del modelo de prótesis con cantilever (prótesis fija de dos o más pilares donde el pónico está en un extremo mesial o distal sin apoyos, es decir en el aire) con conexión hexágono externo. Concluyeron que la menor tensión en el hueso periimplantario fue observada en implantes con conexión cónica y 8,5 mm de longitud. Además, en la mayoría de los casos, los modelos con restauraciones metal cerámicas presentaron mejores distribuciones de tensiones.

Anami y cols.¹⁹ evaluaron la distribución de las tensiones generadas alrededor de los implantes de diferentes conexiones mediante análisis foto elástico (AF) y MEF. Para MEF, se escanearon implantes y pilares con diferentes conexiones cónicas (FI-hexagonal y S-sólido), se modelaron los implantes y el hueso en 3D en un software. Para el estudio foto elástico se realizó con bloques de resina foto elástica donde se incluyeron implantes y se atornillaron diferentes pilares. Los especímenes se observaron en el polariscopio circular, donde las cargas se aplicaron en las mismas condiciones que en MEF. Las imágenes en MEF mostraron una distribución de tensiones es muy similar en los dos modelos. Se observó que el pilar S distribuye las cargas más uniformemente en el hueso adyacente al implante en comparación con el pilar FI. Se observó que la AF ha generado resultados muy similares a los obtenidos en FEA con el bloque de resina.

En el 2013 Schmit y cols.²³, realizaron una revisión sistemática, se intentó comparar los sistemas de conexión implante-pilar cónico frente a no cónicos. En estudios in vitro indicaron que pilares cónicos y no cónicos mostraron resistencia suficiente a las fuerzas de flexión máxima y la carga de fatiga. Sin embargo, los pilares cónicos mostraron superioridad en

términos de rendimiento del sellado, la formación microespacio, mantenimiento de torque y la estabilidad del pilar. En estudios in vivo (humano y animal) se indica que los sistemas cónicos y no cónicos son comparables en términos de éxito del implante y las tasas de supervivencia con menos pérdida de hueso que rodea los implantes cónicos en la mayoría de los casos. Estas características de diseño podrían conducir a mejoras en el tiempo en comparación con los sistemas de conexión.

Cimen y cols.¹⁴ En el 2012 realizó un estudio de elemento finitos para evaluar la distribución de tensiones en dos conexiones de implante, el hueso peri-implantar y componentes. En este estudio se simularon implantes cilíndricos de 4x11 mm a los cuales se les colocó un pilar de diámetro de 4mm y 3.5mm (plataforma invertida) respectivamente. Los resultados de este estudio mostraron que el diseño con plataforma invertida tiene la ventaja biomecánica de desplazar el área de concentración de tensión lejos de la interfaz hueso-implante cervical. La desventaja de la configuración es el aumento de la tensión en el pilar y la unión implante-pilar

En el 2009 Coppedê y cols.²⁴ compararon las conexiones hexágono interno y cono morse, concluyendo que: la conexión cónica y los diseños de una sola pieza del pilar de conexión cónica presentan una alta resistencia a la fractura cuando las someten a fuerzas oblicuas, si se compara con el hexágono interno.

En el 2008 Resende y cols.²⁵ compararon la integridad de la conexión hexagonal luego de la rehabilitación oral (prótesis) al someterla a diferentes fuerzas. Sesenta implantes de diseño hexagonal fueron utilizados: 30 internos y 30 externos, a estos se les aplicaron fuerzas de 45, 60 y 80 N/cm². No se encontraron diferencias significativas al aplicar 45 N/cm² fueron, sin

embargo, al aumentar la fuerza a 60 y 80 N/cm² la conexión hexagonal externa presentaba deformaciones en los ángulos.

En 2008 Vigolo y cols.²⁶ comprobaron la precisión en el ajuste de la conexión entre el pilar y el implante con pilares UCLA de dos tipos: diseñados con base de oro y CAD/CAM colocados en conexiones externa e interna (3i). Realizaron 30 muestras de Pilar UCLA: 15 colocadas en una conexión interna y 15 en una conexión externa; así mismo de los 30 pilares CAD/CAM, 15 fueron colocados en una conexión interna y 15 en una externa. Los resultados no mostraban diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los cuatro grupos. Los pilares mecanizados mejoran el ajuste pasivo y reduce al máximo las discrepancias.

En el 2006 Chun y cols.²⁷, mediante análisis de elementos finitos simularon tres diseños: monobloque, conexión interna y externa; encontraron que, al aplicar las fuerzas en las conexiones de hexágono externo, estas se distribuyen peor y producen más tensión en comparación a la conexión de hexágono interno, logrando crear una mejor distribución de fuerzas. De tal manera que el tornillo y el pilar también se encargarán de soportar y distribuir esas fuerzas, ya que hay un área mayor absorbiendo el total de la carga. Por otra parte, también se debe tener en cuenta que el hueso de soporte también sirve como amortiguador.

III. HIPÓTESIS

Al analizar la máxima tensión en modelos en elementos finitos, la nueva propuesta de implantes con conexión triangular cónica genera menor tensión al aplicar diferentes fuerzas axiales en comparación con las conexiones con conexión cónica (IC), cono morse (ICM), hexágono interno (IHI) y hexágono externo (IHE).

IV. OBJETIVOS

IV.1. Objetivo General

Comparar las máximas tensiones en elementos finitos de una nueva propuesta conexión triangular cónica en implantes, con cuatro conexiones a nivel del hueso, implante, pilar y corona, frente a fuerzas verticales.

IV.2. Objetivos específicos:

- 1.** Analizar y comparar la máxima tensión en elementos finitos del diseño de la conexión hexágono externo (IHE), aplicando fuerzas verticales de 150N, 250N y 350N.
- 2.** Analizar y comparar la máxima tensión en elementos finitos del diseño de la conexión hexágono interno (IHI), aplicando fuerzas verticales de 150N, 250N y 350N.
- 3.** Analizar y comparar la máxima tensión en elementos finitos del diseño de la conexión cono morse (ICM), aplicando fuerzas verticales de 150N, 250N y 350N.
- 4.** Analizar y comparar la máxima tensión en elementos finitos del diseño de la conexión cónica (IC), aplicando fuerzas verticales de 150N, 250N y 350N.
- 5.** Analizar y comparar la máxima tensión en elementos finitos del diseño de una nueva propuesta de conexión cónica (ITC), aplicando fuerzas verticales de 150N, 250N y 350N.

V. MATERIALES Y MÉTODOS

V.1. Diseño del Estudio

El presente estudio experimental se realizó por medio simulaciones mediante el método de elementos finitos (MEF).

V.2. Grupo de Estudio

El grupo de estudio está conformado por 15 modelos (simulaciones) en MEF de implantes de titanio grado 5 (Ti-6Al-4V) con cinco diferentes diseños de conexiones: hexágono interno, externo, cono morse, cónico y triangular cónico, a los cuales se le aplicaron a nivel de la cara oclusal palatina de la premolar tres momentos de fuerzas: 150N, 250N y 350N.

V.2.1. Grupos experimentales:

FUERZAS VERTICALES	150N	250N	350N
MODELO 1:	hexágono externo	hexágono externo	hexágono externo
MODELO 2:	hexágono interno	hexágono interno	hexágono interno
MODELO 3:	cono morse	cono morse	cono morse
MODELO 4:	cónico	cónico	cónico
MODELO 5:	cónico triangular	cónico triangular	cónico triangular
Nueva propuesta			

V.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN

Se tuvieron en cuenta aquellos modelos que hayan sido ensamblados y mallados

V.4. VARIABLES

Variable	Covariables	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo	Indicadores	Escala de medición	Valores
Tensión compresiva (dependiente)	N.A.	Magnitud de fuerza aplicada sobre unidad de área. La tensión es una unidad de medida efectiva para conocer la intensidad de la fuerza que soporta un objeto.	Definida como el valor máximo numérico en megapascuales de la intensidad de la fuerza que soporta el hueso, implantes y componentes.	Cuantitativa Continua	Valores de escala de von Misses	Razón	Megapascuales Mpa
Magnitudes de Fuerza (independiente)		Causa capaz de modificar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo, o de deformarlo.	Definida como el valor en newtons de un vector aplicado sobre la corona de la prótesis unitaria implanto soportada	Catógica	Numérica en newtons	Ordinal	150Newtons 250Newtons 350Newtons
Tipos de conexión (independiente)	1) corona 2) pilar 3) implante 4) hueso	Características estructurales del implante, forma sistema para la retención de la prótesis.	Parte morfológica del implante la unión con el pilar o abutment	Cualitativa politémica	estructura del implante	Nominal	Implantes con conexión 1) hexágono externo 2) hexágono interno 3) cono morse 4) conexión cónica 5) Nueva propuesta cónica triangular

V.5. TÉCNICAS Y/O PROCEDIMIENTOS

Para este estudio se diseñaron las simulaciones por separado de:

- 1) 5 implantes dentales de conexiones
 - a. Hexágono externo
 - b. Hexágono interno
 - c. Cono morse
 - d. Cónico
 - e. Nueva propuesta triangular cónica

Los modelos fueron construidos usando el software Solidworks y Cosmoworks 2017®, para lo cual me he venido capacitando en la universidad católica desde el 2010, y en 2021, en la universidad Nacional de ingeniería (ver certificados en anexos). Así mismo estuve siendo asesorada por el Ing. David Pumayalli quien revisó las simulaciones en elementos finitos de los diseños.

Se modelaron los siguientes componentes: hueso, Implantes (basados en los diseños de titamax CM de Neodent ® y el diseño V3 de Mis®), pilares y una corona de zirconio monolítica (una sola estructura de zirconio premolar superior).

Todos los implantes fueron diseñados con un diámetro de 3.8mm de diámetro por 12mm de longitud, la estructura protética fue diseñada con las propiedades físicas de una corona de zirconio, representando un primer premolar superior. Se modeló un hueso tipo II, de acuerdo con lo establecido por la clasificación de Lekholm and Zarb.¹⁻²

Las propiedades físicas como el módulo de elasticidad de cada material (hueso, titanio, zirconio) fueron introducidas como datos al software para ser representadas como simulaciones teniendo en cuenta las propiedades ya atribuciones mecánicas

del hueso, implantes, componentes y la corona protética. Así mismo para el estudio se tomará en cuenta que el implante se encuentra totalmente oseointegrado, el pilar fijo al implante y la corona cementada y fija al pilar. Para el análisis de tensiones en modelos en elementos finitos se siguieron los siguientes pasos:

Modelado de elementos finitos:

Consiste en realizar los diseños gráficos en 3D del hueso, corona, implante y componentes mediante el uso del software Solidworks 2017®. Una vez realizado los diseños y colocados los datos de las propiedades físicas de los materiales en el software; cada componente diseñado se ensamblará dentro del hueso, (se realiza un orificio del diámetro del implante y se coloca el implante, el pilar y la corona con un acople perfecto).

Pre-procesamiento de AEF:

Para analizar la máxima tensión se aplicaron a nivel de la cúspide palatina de la corona fuerzas de 150N, 250N y 350N, (según C. McNeill, refiere que a nivel de la primera molar las fuerzas se dan entre 300N y 400N sobre la corona) ⁴⁶.

Los diseños fueron estáticos de tres dimensiones (3D), teniendo en cuenta las propiedades físicas de cada material indicando en la tabla 1.

Mallado: el mallado se refiere a la división de cada uno de los 15 modelos ya ensamblado en pequeñas áreas piramidales (tetraedro), a cada una de estas áreas le llamamos “elemento”. Estos elementos pueden ser de tamaño grueso, medio o fino. Para este estudio se consideró una malla media a fina. Los elementos se unen entre sí por puntos, estos puntos se llaman nodos.

Solución: Para obtener los resultados el software solidworks junto con el Cosmoworks 2017®, se usaron para la simulación del resultado de las máximas y mínimas tensiones en cada una de las diferentes conexiones de implantes luego de aplicar las fuerzas. Este resultado de máxima tensión se obtiene por el análisis de von Mises, que es acompañada de una escala visual de colores donde se podrá apreciar la distribución de tensiones.

Post - procesamiento: Análisis de comparación de los resultados de cada modelo en los tres momentos de fuerza: 150N, 250N y 350N en los cinco diseños de conexión de implante.

V.6. PLAN DE ANÁLISIS

El análisis de tensiones se realizó mediante el análisis de von Mises.

El programa arroja resultados con gráficas que muestra la tensiones máximas y mínimas mediante una escala de colores que van desde el color rojo, que representa la tensión máxima y el color azul que representa la mínima tensión.

Este análisis nos permite determinar el lugar donde se concentra la máxima tensión, adicionalmente, muestra una escala de colores que ayuda a visualizar como se distribuye dicha tensión a lo largo del implante y componentes.

V.7. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Se solicitó una exoneración al comité de ética, ya que el trabajo se realizó en base a simulaciones en un programa computarizado. (CAREG-ORVEI-008019)

VI. RESULTADOS

Los modelos de elementos finitos presentaron similar número de nodos y elementos: entre 61000 a 127650 nodos y de 4200 a 87618 elementos.

Los datos obtenidos en MEF están asociadas a la tensión de von Mises, los cuales proveen el valor de la máxima tensión para cada modelo (Tablas: 1-12).

Al analizar las tensiones compresivas al aplicar 150N, 250N y 350N de fuerza vertical en los cinco diseños se encontró que la máxima tensión se concentró en la conexión hexágono externo, tanto a nivel del hueso (75Mpa. a 175Mpa) como del implante (75Mpa. a 175Mpa) y sus componentes (pilar 525N – 25N).

Solo en el caso del diseño de conexión hexágono externo se observó que las tensiones concentradas a nivel cervical del implante repercutían de manera directa, generando la misma cantidad de tensión en el hueso a nivel cervical. (tablas 1-12)

Resultados con fuerza de 150N

Al aplicar una fuerza vertical de 150N a nivel oclusal de la corona premolar se observó lo siguiente:

A nivel de la corona en los 5 diseños aplicando 150N de fuerza, la menor tensión fue de 18.7Mpa. (Tabla 1) y se dio en el diseño cónico (IC) y en la nueva propuesta (ITC).

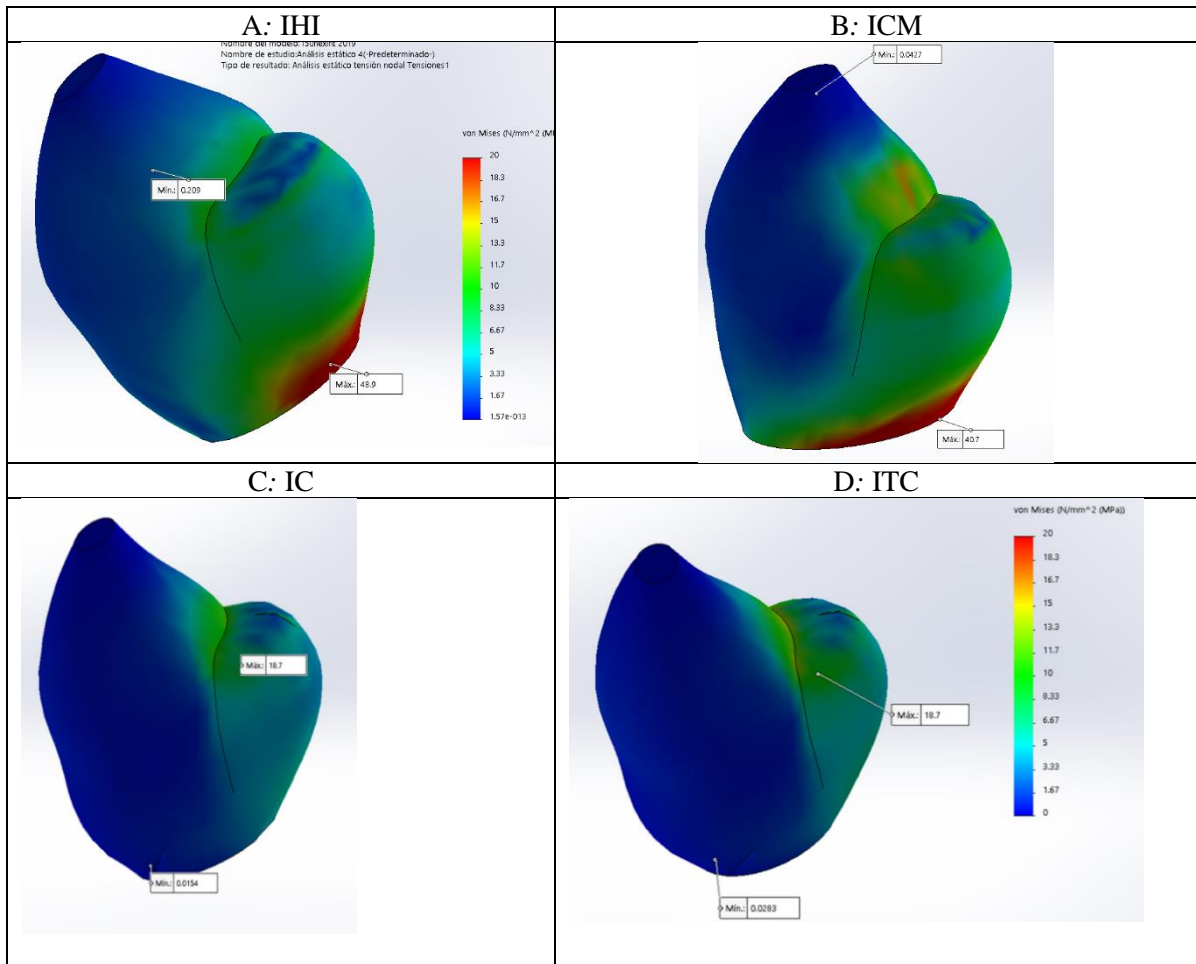
Tabla1: Tensión compresiva (Mpa) en la corona con 150N de carga

Valores	TENSIONES COMPRESIVAS EN LA CORONA				
	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta: triangular cónica
Máximo	173	48.9	40.7	18.7	18.7
Mínimo	0.43	0.2	0.04	0.01	0.02

En la tabla 1; Al comparar las tensiones a nivel de la corona implanto soportada en los cinco diseños tanto el diseño de conexión cónica como la nueva propuesta obtuvieron menor tensión al aplicar 150N de fuerza.

En ambos modelos la máxima tensión se localizó en la cara oclusal (grafico1), a diferencia de IHI, IHE y ICM, donde la tensión fue mayor y se concentró a nivel del cuello de la corona.

Gráfico 1: Análisis de von Mises para las tensiones en las coronas con 150N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

Así mismo tanto el pilar de IC como la conexión de la nueva propuesta se encontró una menor tensión al aplicar 150N; ambos presentaron los mismos resultados: 4.3Mpa. (tabla 2), se observa una gran diferencia al comparar los resultados de IHI que presentó una máxima tensión de 58.2Mpa y ICM con 94Mpa.

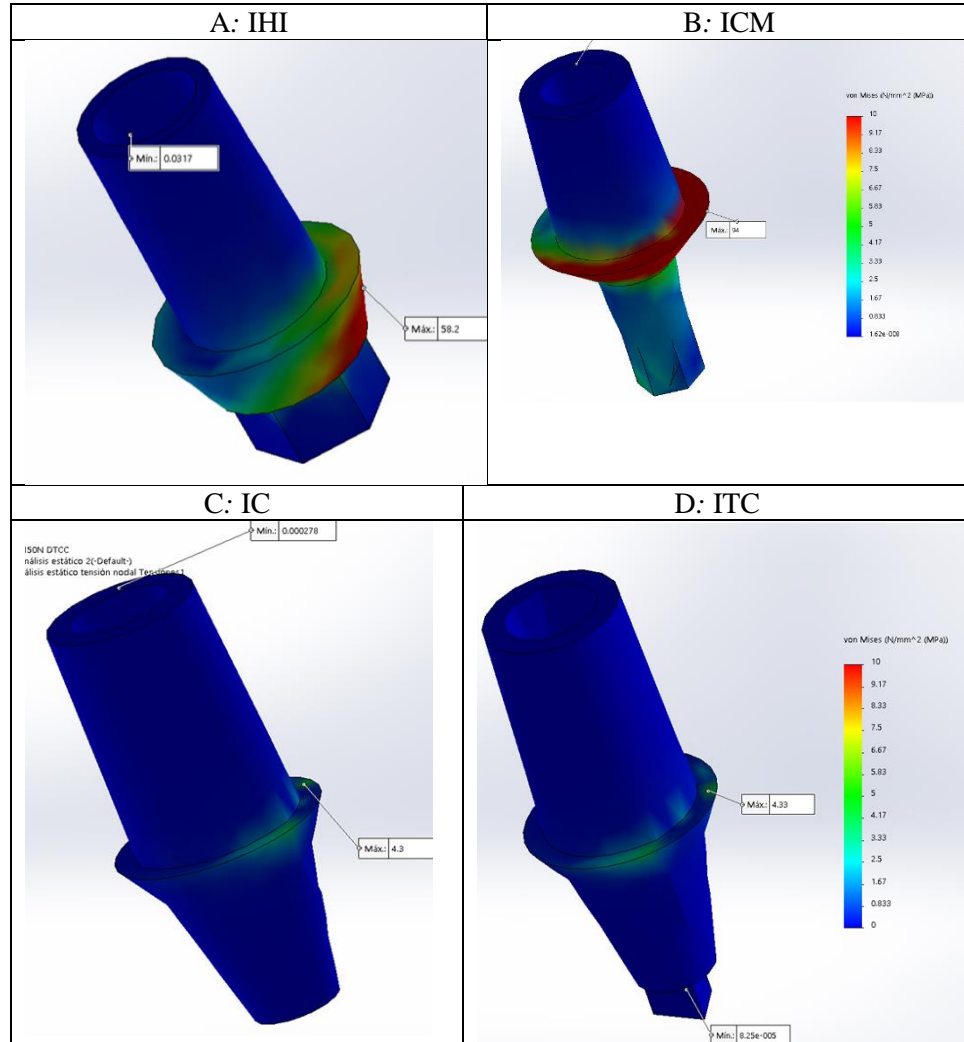
Tabla 2: Tensión compresiva (Mpa) en el pilar con 150N de carga

Valores	TENSIONES COMPRESIVAS EN EL PILAR				
	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta: triangular cónica
Máximo	255	58.2	94	4.3	4.3
Mínimo	0.33	0.03	0.0006	0.0002	8.25×10^{-5}

En la tabla 2: Al comparar las tensiones a nivel del pilar en los cinco diseños tanto el diseño de conexión cónica como la nueva propuesta obtuvieron menor tensión al aplicar 150N de fuerza.

Al análisis de von Mises en el pilar se observa que la máxima tensión en los diseños de conexión cónica (IC), cono morse (ICM) y la nueva propuesta cónica triangular (ITC) se concentra a nivel de la base de pilar que soporta la base de la corona; a diferencia del hexágono interno donde la máxima tensión se centra hacia el cuello del pilar. (gráfico 2)

Gráfico 2: Análisis de von Mises para las tensiones de los pilares con 150N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

A nivel del implante la menor tensión se obtuvo en el diseño de conexión IC (0.19Mpa.), seguida de la nueva propuesta cónico triangular con (0.63Mpa). (tabla 3).

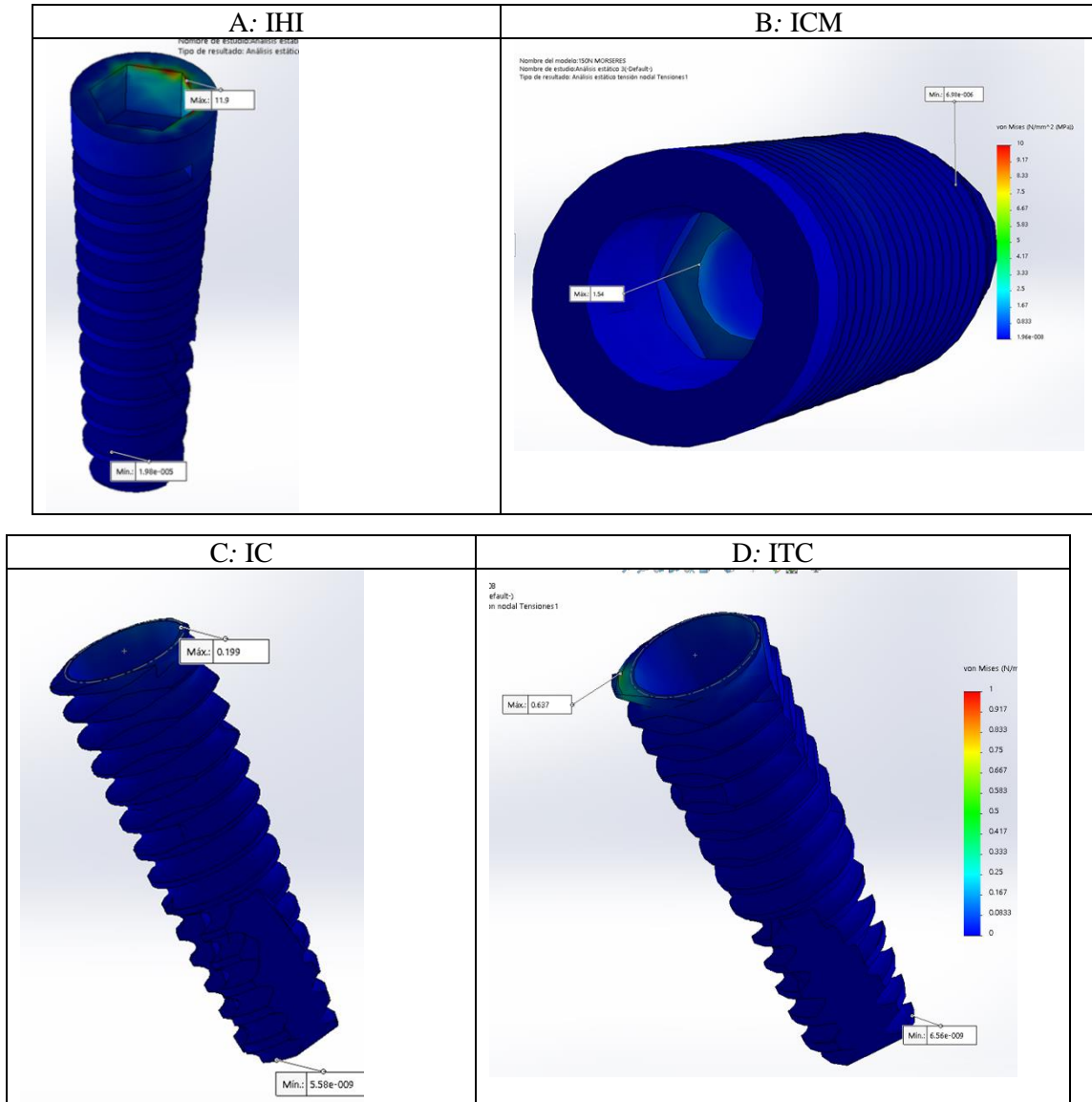
Tabla 3: Tensión compresiva (Mpa) en el Implante con 150N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL IMPLANTE					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta: triangular cónica
Máximo	75	11.9	1.54	0.19	0.63
Mínimo	0.003	1.98×10^{-5}	6.98×10^{-6}	5.58×10^{-9}	6.56×10^{-9}

En la tabla 3: Al comparar las tensiones a nivel del implante el diseño de conexión cónica como la nueva propuesta obtuvieron menor tensión al aplicar 150N de fuerza.

Al análisis de von Mises en el implante se observa que la máxima tensión en todos los diseños a excepción del cono morse, se concentra a nivel cervical del implante. Al observar la distribución de tensiones en el cono morse, esta se concentra a nivel medio del implante. (Gráfico 3).

Gráfico 3: Análisis de von Mises para la tensión del implante con 150N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 70Mpa

Al igual que en el implante al aplicar 150N de fuerza, a nivel del hueso encontramos que: la menor tensión se dio en la conexión cónica (0.002Mpa), seguida de la conexión IHI (0.26Mpa) y la nueva propuesta ITC(0.3Mpa). (tabla 4).

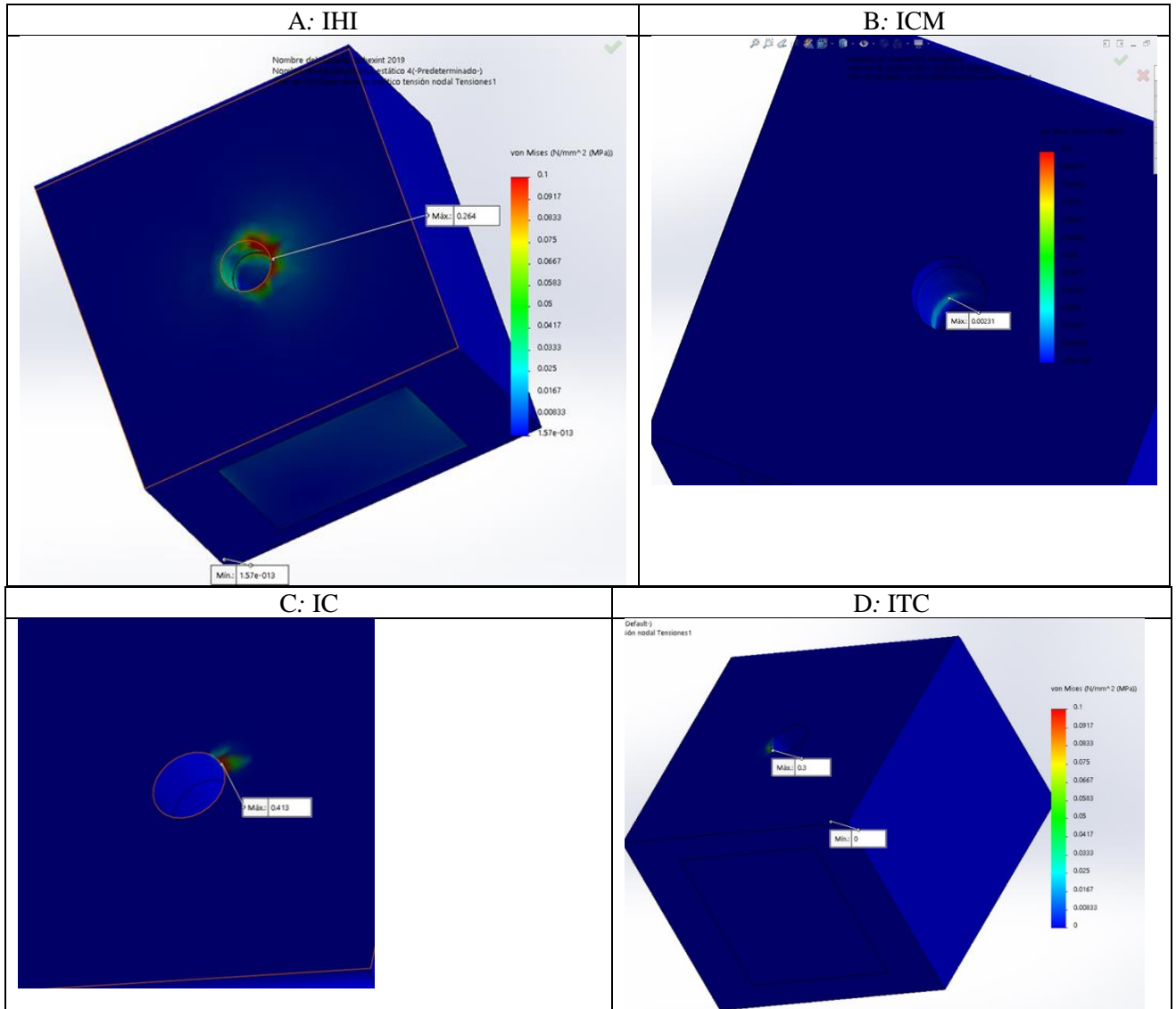
Tabla 4: Tensión compresiva (Mpa) en el hueso con 150N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL HUESO					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta: triangular cónica
Máximo	75.1	0.26	0.002	0.41	0.3
Mínimo	7.49×10^{-12}	1.57×10^{-13}	1.59×10^{-8}	0	0

En la tabla 4: Al comparar las tensiones a nivel del hueso la nueva propuesta obtuvo segunda menor tensión al aplicar 150N de fuerza.

Al realizar el análisis de von Mises en el hueso se observa que la máxima tensión en todos los diseños a excepción del cono morse, se concentra a nivel cervical del hueso. En la conexión cono morse (IC), la distribución de tensiones se concentra a nivel medio del bloque de hueso, siendo esta la misma zona de máxima concentración de tensión coincidente con el implante IC. Gráfico 4.

Gráfico 4: Análisis de von Mises para la tensión del hueso con 150N



IHI: Implante hexágono interno
ICM: Implante Cono Morse
IC: Implante Cónico
ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

Resultados con 250N de fuerza

Al aplicar una fuerza vertical de 250N a nivel oclusal de la corona premolar se observó lo siguiente:

A nivel de la corona en los 5 diseños, la menor concentración de tensión se dio en la conexión cónica (IC) y en la nueva propuesta (ITC), ambas fueron de 31.1Mpa.

(Tabla 5)

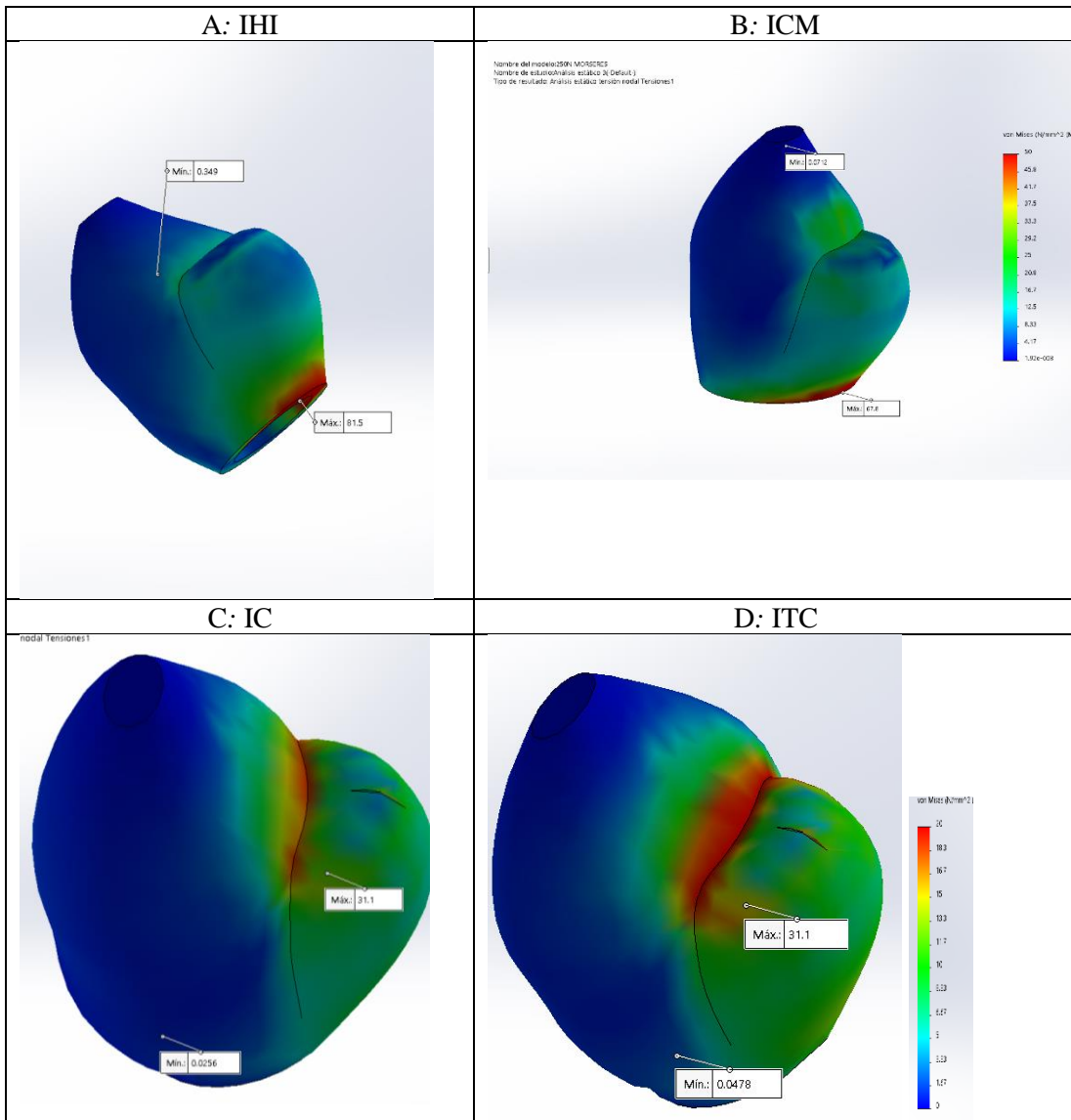
Tabla 5: Tensión compresiva (Mpa) en la corona con 250N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN LA CORONA					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta: triangular cónica
Máximo	288	81.5	67.8	31.1	31.1
Mínimo	0.73	0.34	0.07	0.02	0.04

En la tabla 5: Al comparar las tensiones a nivel de *la corona*, el diseño de conexión cónica como la nueva propuesta obtuvieron menor tensión al aplicar 250N de fuerza.

Tanto en la Nueva propuesta de conexión como en la cónica, la máxima tensión se localizó en la cara oclusal (grafico 5), a diferencia de IHI, IHE y ICM, donde la tensión fue mayor y se concentró a nivel del cuello de la corona, siendo la mayor tensión la del IHE.

Gráfico 5: Análisis de von Mises para la tensión en las coronas con 250N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico Triangular (Diseño Triangular)

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 280Mpa

Al analizar el pilar de IC, este obtuvo la menor tensión (7.17Mpa), seguida de la conexión de la nueva propuesta con una tensión de: 7.21Mpa., ambas muy similares.

Se observa que al compáralos con los otros diseños la diferencia de tensiones incrementa de 90Mpa hasta más de 300Mpa. (tabla 6).

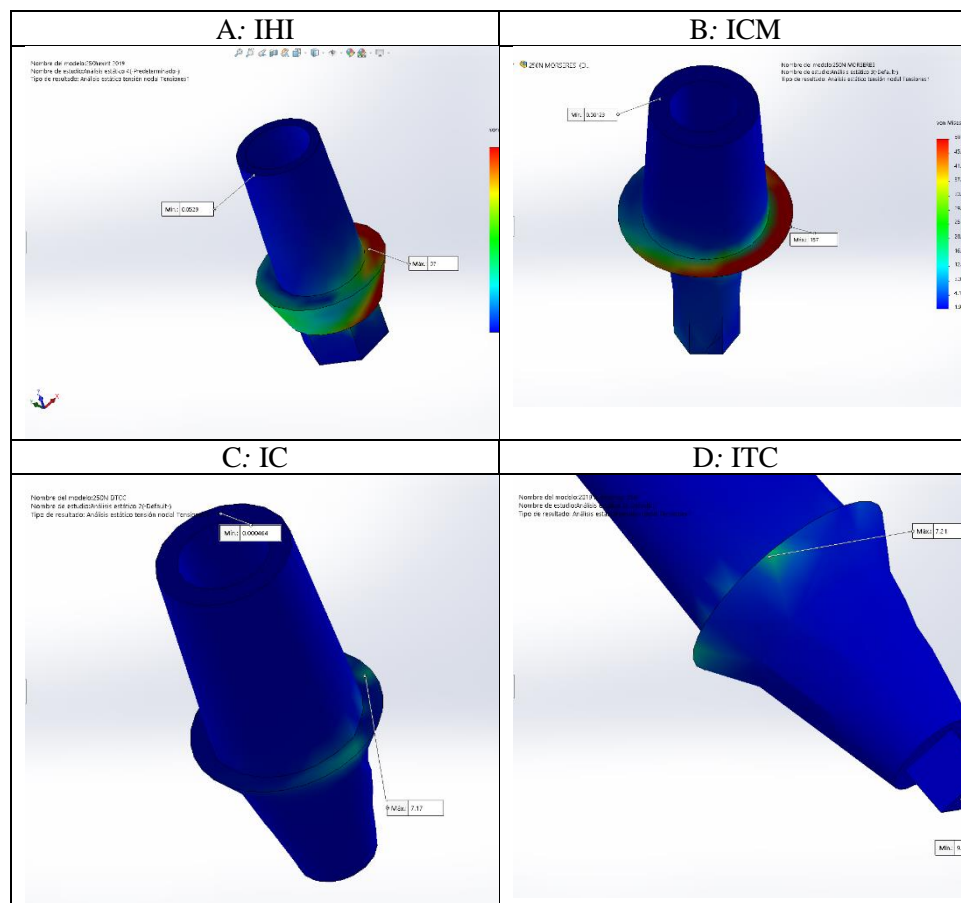
Tabla 6: Tensión compresiva (Mpa) en el pilar con 250N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL PILAR					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta: triangular cónica
Máximo	375	97	157	7.17	7.21
Mínimo	0.55	0.05	0.001	0.0004	9.24×10^{-5}

En la tabla 6: Al comparar las tensiones a nivel del pilar, aplicando 250N de fuerza, el diseño de conexión cónica y la nueva propuesta obtuvieron los mejores resultados con una tensión de 7Mpa aproximadamente, siendo la segunda menor tensión la nueva propuesta.

Al análisis de von Mises en el pilar se observa que la máxima tensión en todos los diseños se concentra a nivel de la base de pilar que soporta la base de la corona; sin embargo, en el hexágono interno, esta tensión además se extiende hacia el cuello del pilar. (gráfico 6)

Gráfico 6: Análisis de von Mises para la tensión del pilar con 250N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 280Mpa

A nivel del implante la menor tensión se obtuvo en el diseño de conexión IC, la cual fue de: 0.33Mpa., seguida de la nueva propuesta cónico triangular con 1.06Mpa. (tabla 7).

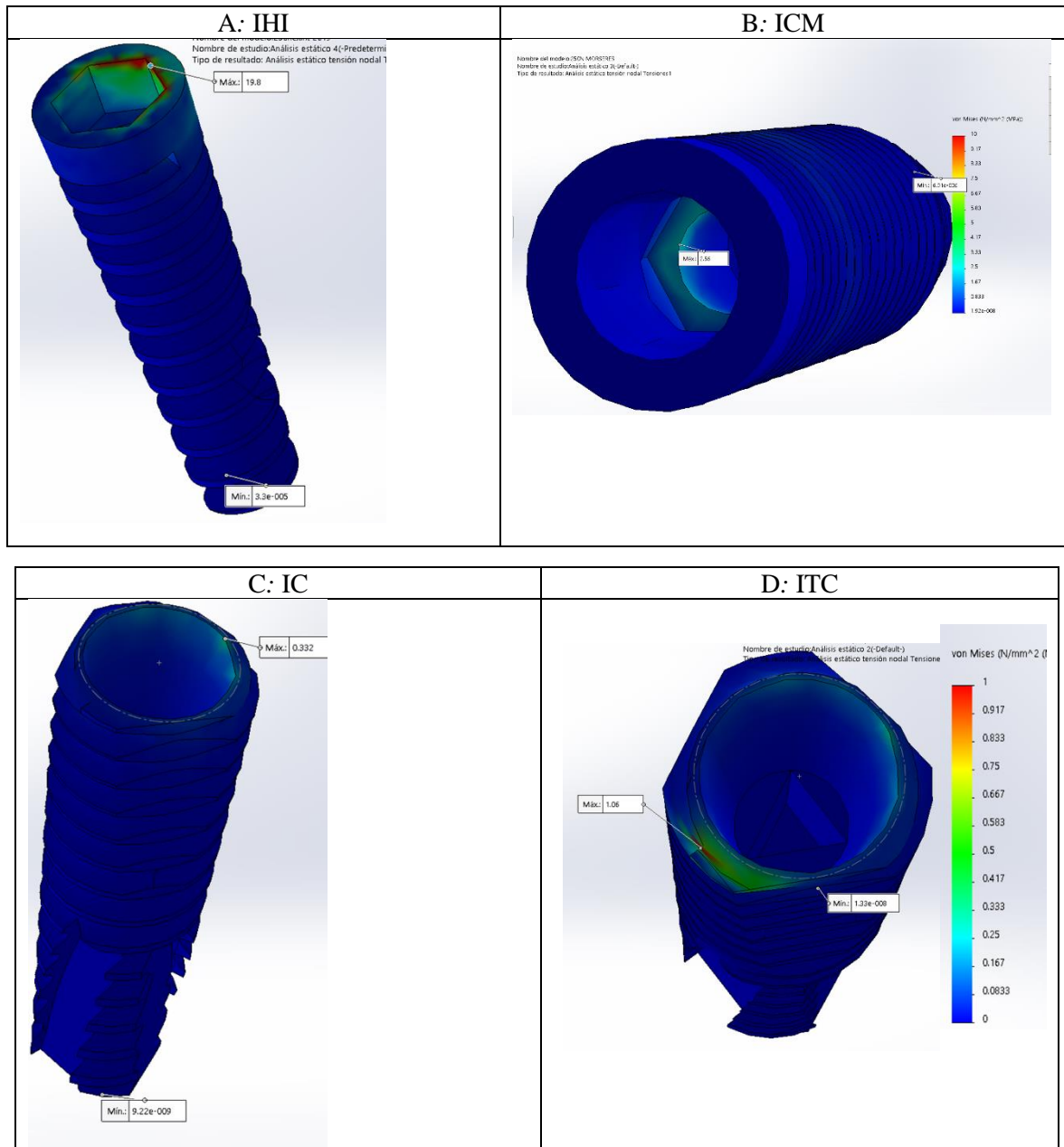
Tabla 7: Tensión compresiva (Mpa) en el Implante con 250N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL IMPLANTE					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta de conexión triangular cónica
Máximo	125	19.8	2.56	0.33	1.06
Mínimo	0.005	3.3×10^{-5}	6.91×10^{-6}	9.22×10^{-9}	1.33×10^{-8}

En la tabla 7: Al comparar las tensiones a nivel del implante la nueva propuesta obtuvo la segunda menor tensión al aplicar 250N de fuerza.

Al análisis de von Mises en los diseños de implante se observa que la máxima tensión se concentra a nivel cervical del implante. No siendo así con la conexión cono morse, cuya máxima tensión se concentra a nivel medio del implante. (Gráfico 7)

Gráfico 7: Análisis de von Mises para la tensión del implante con 250N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

A nivel del hueso que rodea al implante, al aplicar 150N y 250N de fuerza, encontramos que la menor tensión fue obtenida por la conexión cónica.

Cuando se aplicó 250N la máxima tensión en la conexión cono morse fue de 0.003Mpa. Esta fue seguida por la conexión IHI (0.44Mpa) y la nueva propuesta ITC(0.35Mpa). (tabla 8). Siendo estas tres menores que la conexión hexágono externo y cónica.

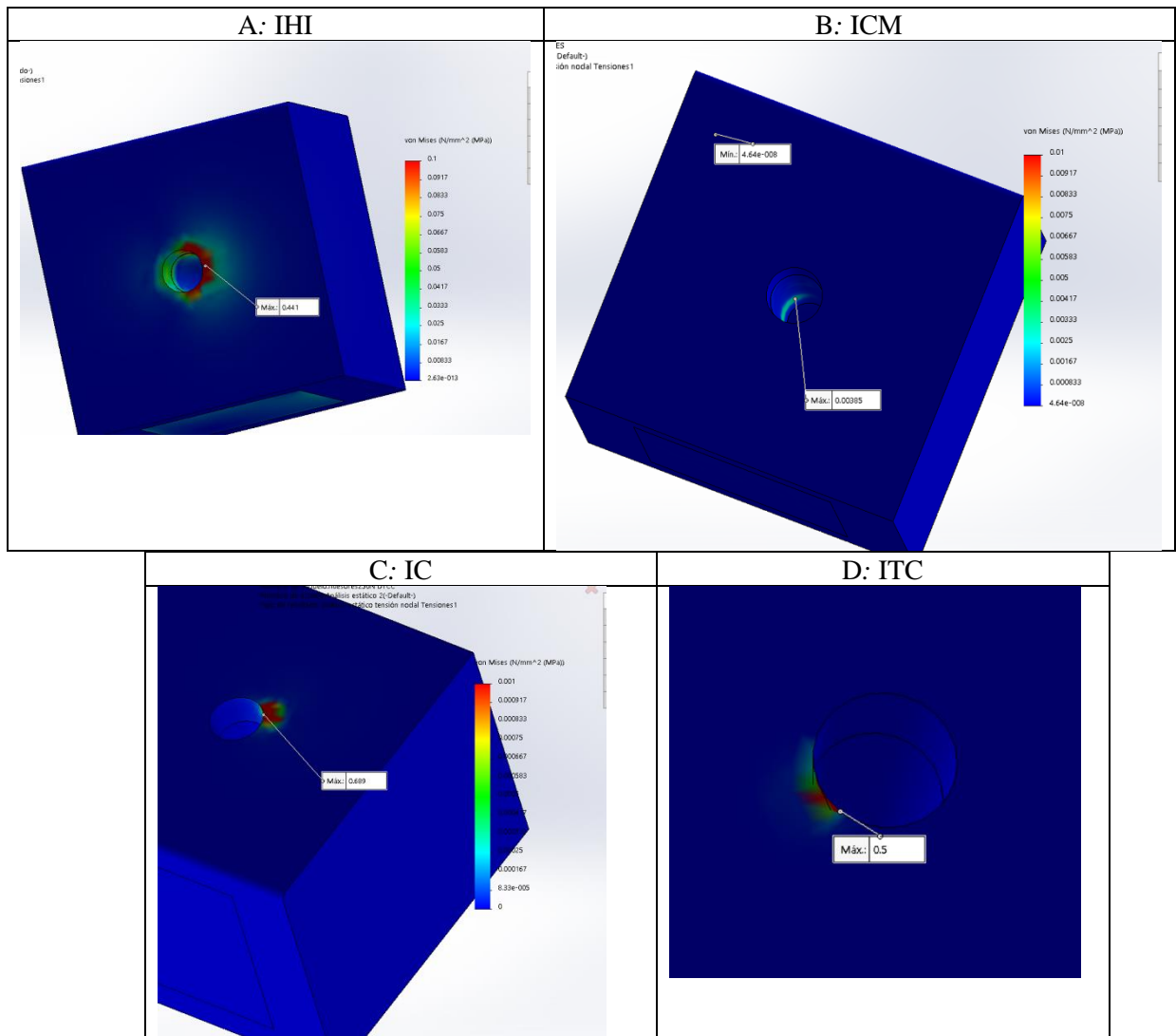
Tabla 8: Tensión compresiva (Mpa) en el hueso con 250N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL HUESO					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta de conexión triangular cónica
Máximo	125	0.44	0.003	0.68	0.5
Mínimo	1.25×10^{-11}	2.63×10^{-13}	4.64×10^{-8}	0	0

En la tabla 8: Al comparar las tensiones a nivel del hueso la nueva propuesta obtuvo segunda menor tensión al aplicar 150N de fuerza.

Al realizar el análisis de von Mises en el hueso se observa que la máxima tensión en todos los diseños a excepción del cono morse (ICM), se concentra a nivel cervical del hueso. En la conexión cono morse (ICM), la distribución de tensiones se concentra a nivel medio del bloque de hueso, siendo esta la misma zona de máxima concentración de tensión coincidente con el implante ICM. Gráfico 8.

Gráfico 8: Análisis de von Mises para la tensión del hueso con 250N



IHI: Implante hexágono interno
ICM: Implante Cono Morse
IC: Implante Cónico
ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

Resultados con fuerza de 350N

Al aplicar una fuerza vertical de 350N a nivel oclusal de la corona premolar se observó lo siguiente:

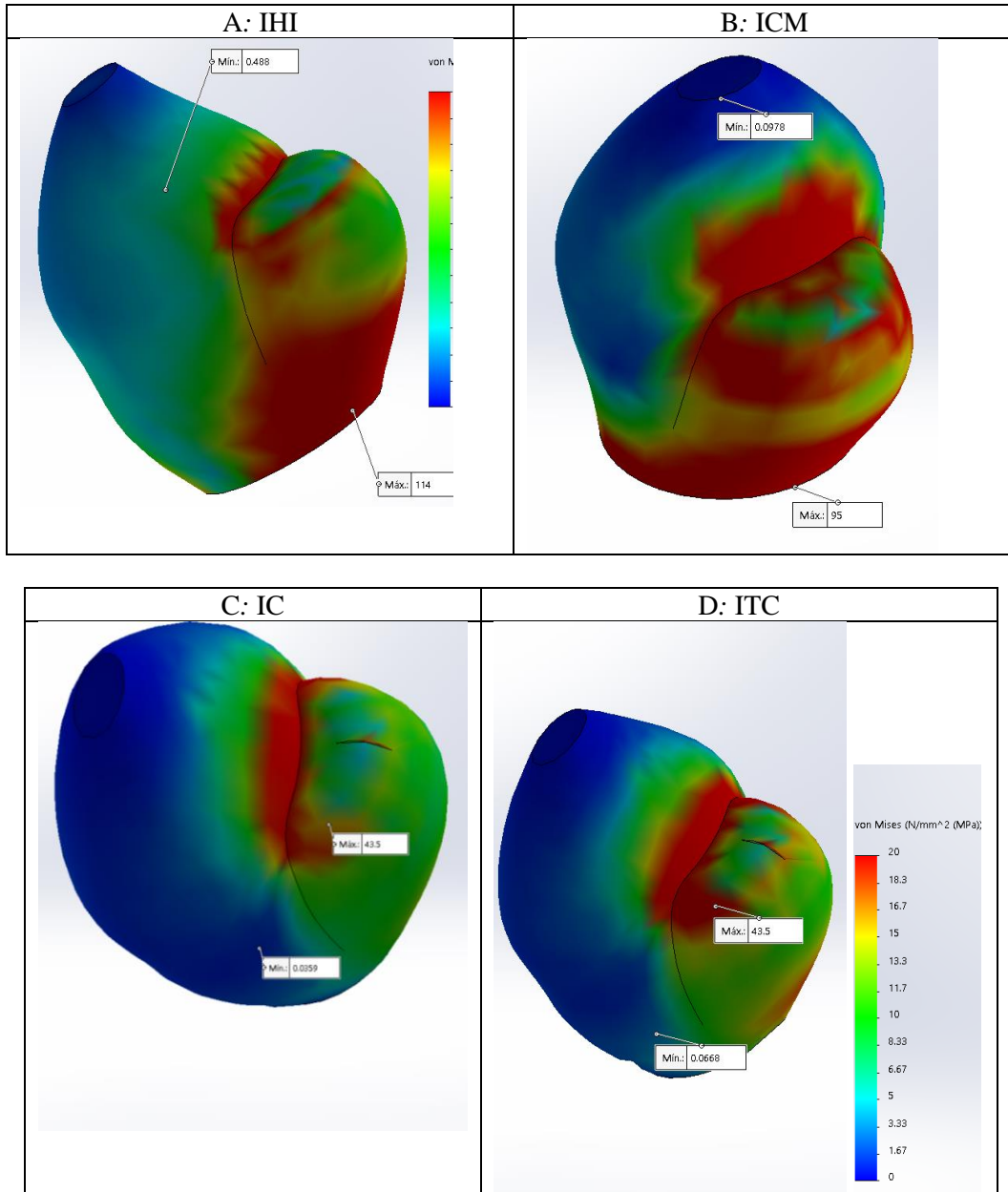
Al igual que se observó con las cargas de 150N y 250N; al aplicar 350N, la menor tensión se presentó en el diseño triangular de conexión cónica (IC) y en la nueva propuesta (ITC), en ambos modelos el valor fue de 43.5Mpa. (tabla 9)

Tabla 9: Tensión compresiva (Mpa) en la corona con 350N de carga

Valores	TENSIONES COMPRESIVAS EN LA CORONA				
	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta de conexión triangular cónica
Máximo	404	114	95	43.5	43.5
Mínimo	1.03	0.48	0.09	0.03	0.06

Al analizar las tensiones de von Mises se observó que la máxima tensión se localizó en la cara oclusal (grafico 9), a diferencia de IHI, IHE y ICM, donde la tensión fue mayor y se concentró a nivel del cuello de la corona.

Gráfico 9: Análisis de von Mises para la tensión en las coronas con 350N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico Triangular (Diseño Triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 400Mpa

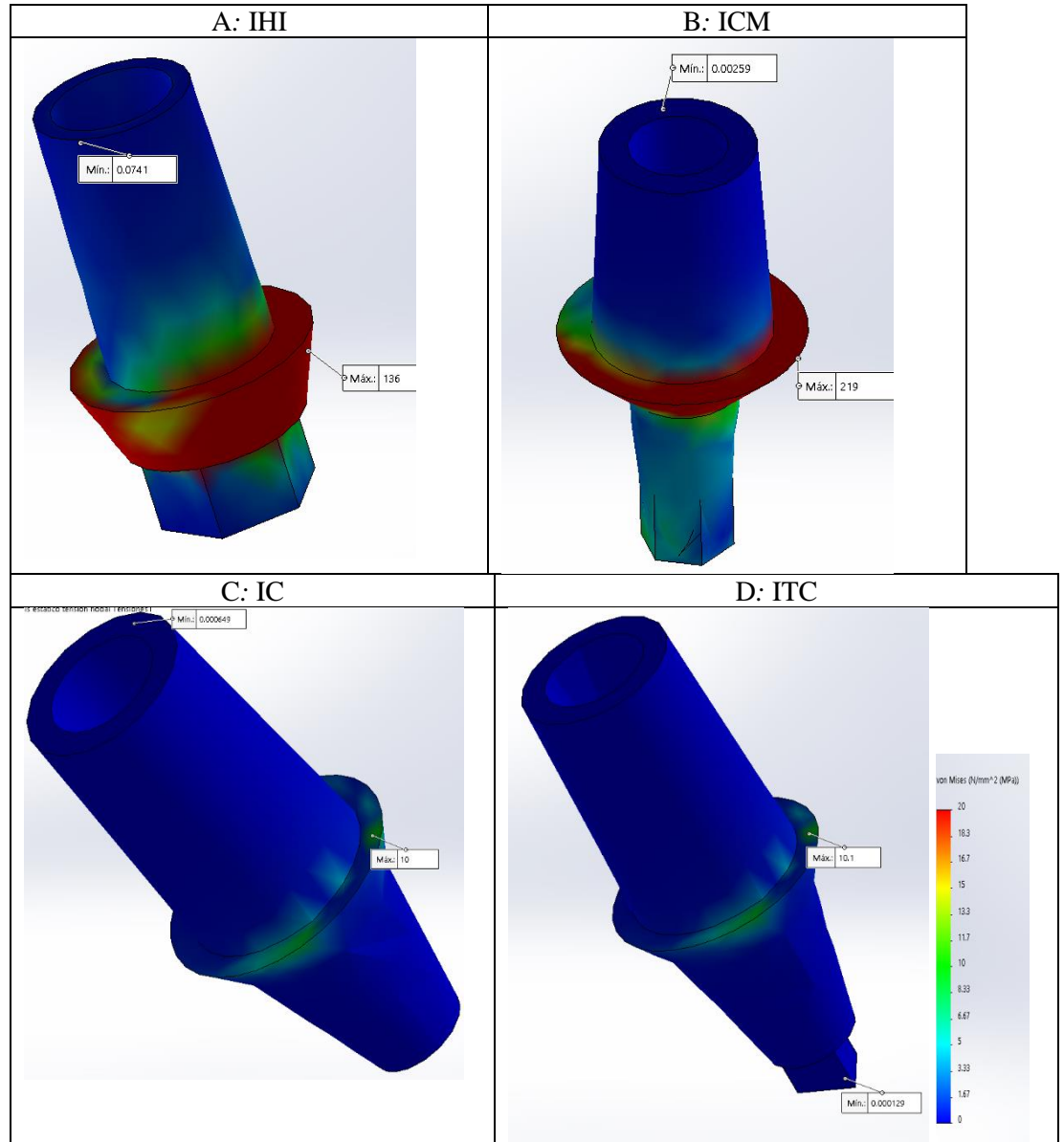
Así mismo tanto el pilar de IC como la conexión de la nueva propuesta se encontró una menor tensión al aplicar 350N; siendo los valores muy similares de 10Mpa y 10.1Mpa respectivamente. Tabla 10

Tabla 10: Tensión compresiva (Mpa) en el pilar con 350N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL PILAR					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta de conexión triangular cónica
Máximo	525	136	219	10	10.1
Mínimo	0.78	0.07	0.001	0.0006	0.0001

Al análisis de von Mises en el pilar se observa que la máxima tensión en los diseños de conexión cónica (IC), cono morse (ICM) y la nueva propuesta cónica triangular (ITC) se concentra a nivel de la base de pilar que soporta la base de la corona; a diferencia del hexágono interno donde la máxima tensión se centra hacia el cuello del pilar. (gráfico 10)

Gráfico 10: Análisis de von Mises para la tensión del pilar con 350N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 400Mpa

A nivel del implante la menor tensión se dio en el diseño de conexión IC (0.465Mpa.), seguida de la nueva propuesta cónico triangular con (01.49Mpa). (tabla 11). Los valores máximos se concentraron en el hexágono externo e interno.

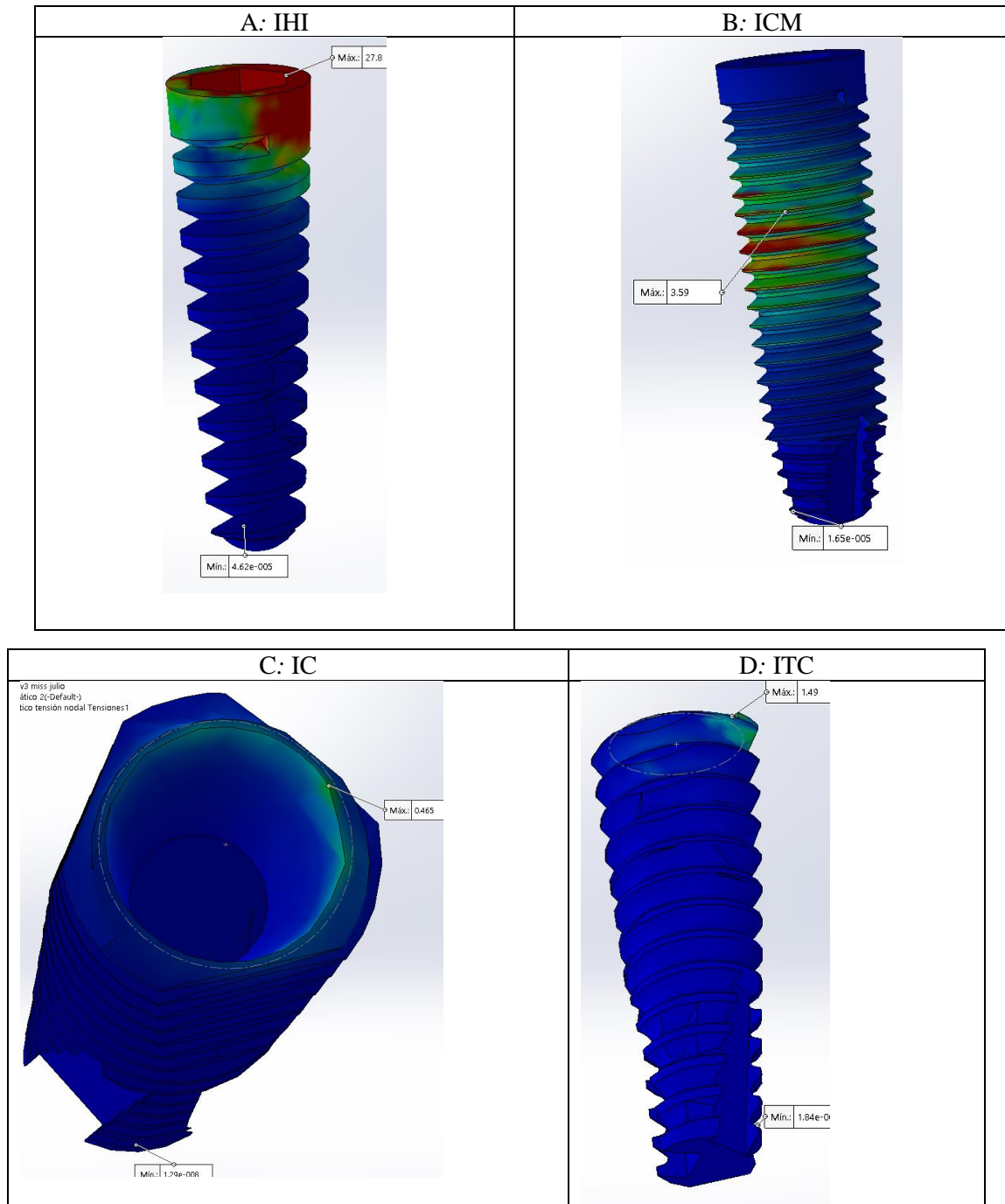
Tabla 11: Tensión compresiva (Mpa) en el Implante con 350N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL IMPLANTE					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta de conexión triangular cónica
Máximo	175	27.8	3.59	0.465	1.49
Mínimo	0.008	4.62×10^{-5}	1.56×10^{-5}	1.29×10^{-8}	1.8×10^{-8}

Al análisis de von Mises en el implante se observa que la máxima tensión en todos los diseños a excepción del cono morse, se concentra a nivel cervical del implante, localizándose en la parte interna del cuello tanto en la IC como en la ITC.

Al observar la distribución de tensiones en el cono morse (ICM), esta se concentra a nivel medio del implante. (Gráfico 11)

Gráfico 11: Análisis de von Mises para la tensión del implante con 350N



IHI: Implante hexágono interno

ICM: Implante Cono Morse

IC: Implante Cónico

ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

A nivel del hueso encontramos que: la menor tensión se dio en la conexión Cono morse (0.0053Mpa), seguida de la conexión IHI (0.617Mpa) y la nueva propuesta ITC(0.7Mpa). (tabla 12).

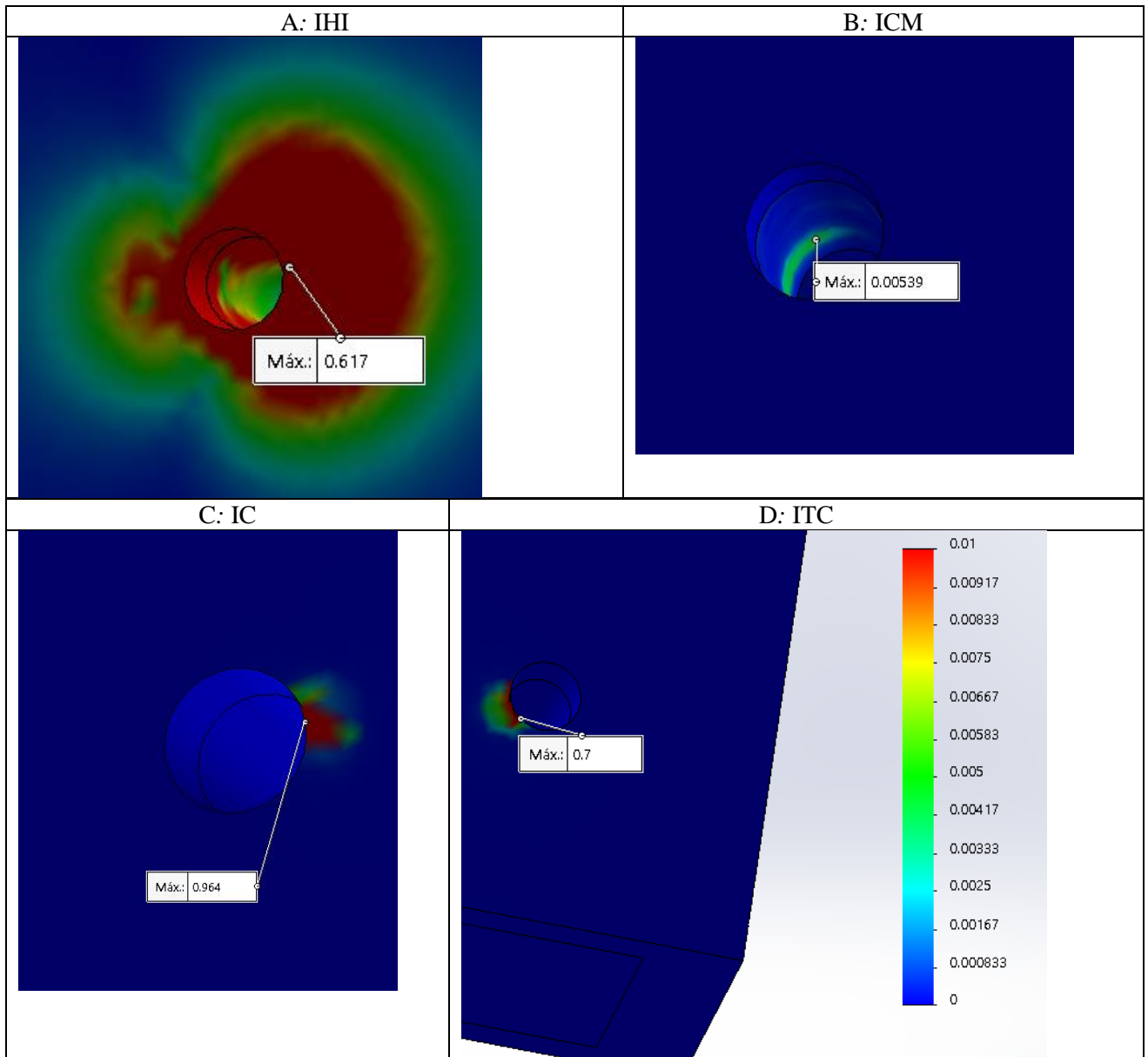
Tabla 12: Tensión compresiva (Mpa) en el hueso con 350N de carga

TENSIONES COMPRESIVAS EN EL HUESO					
Valores	Conexión hexágono externo	Conexión hexágono interno	Conexión cono morse	Conexión cónica	Nueva propuesta de conexión triangular cónica
Máximo	175	0.617	0.0053	0.964	0.7
Mínimo	1.75×10^{-11}	3.68×10^{-13}	5.53×10^{-8}	0	0

Al realizar el análisis de von Mises en el hueso se observa que la máxima tensión en todos los diseños a excepción del cono morse, se concentra a nivel cervical del hueso.

En la conexión cono morse (IC), la distribución de tensiones se concentra a nivel medio del bloque de hueso, siendo esta la misma zona de máxima concentración de tensión coincidente con el implante ICM. (Gráfico 12)

Gráfico 12: Análisis de von Mises para la tensión del hueso con 350N



IHI: Implante hexágono interno
ICM: Implante Cono Morse
IC: Implante Cónico
ITC: Implante Cónico triangular

- No se consideró en los gráficos la máxima tensión del hexágono externo debido a que los valores superan los 100Mpa

VII.DISCUSIÓN

El propósito de este estudio fue analizar las tensiones en elementos finitos de una nueva propuesta conexión triangular cónica en implantes, y compararla con cuatro conexiones a nivel del hueso, implante, pilar y corona, frente a fuerzas axiales.

Retire texto de elementos finitos

Los estudios en MEF son simulaciones que ayudan a evaluar el efecto de las fuerzas axiales sobre los implantes dentales y estructuras adyacentes, como lo sugieren Raoofi y cols.⁹, Tabata y cols.¹³; Sung-Young y cols.¹⁷; Borje y cols.¹⁸; Anami y cols.¹⁹; Chun y cols.²⁷; Baggi y cols.³¹; Quaresma y cols.³²; Pessoa y cols.⁴¹; Eskitascioglu y cols.⁴⁷; Siadat y cols.⁵⁶; Fiorillo y cols.⁵⁷; entre otros investigadores, quienes realizaron modelos en elementos finitos en el cual simulaban la colocación de implantes para observar las reacciones biomecánicas y la de sus estructuras adyacentes.

Todos los diseños realizados en nuestra investigación (Implante de conexión hexágono externo, interno, cono morse, triangular cónico y la nueva propuesta: cónico triangular) se modelaron teniendo en cuenta que los implantes se encuentran osteointegrados; así mismo fueron cónicos, roscados; se colocaron los implantes a nivel del hueso para ser sometidos a las mismas condiciones: se aplicaron fuerzas verticales de 150N, 250N y 350N, en la cúspide palatina de una corona de zirconio en la primera premolar implanto soportada.

En todos los diseños a excepción del cono morse se encontró que la máxima tensión se concentró a nivel del cuello del implante y del hueso; lo cual se reflejó

también en los pilares del implante. La máxima tensión al aplicar 150N, 250N y 350N se concentró a nivel cervical de los implantes y del hueso que rodea al implante siendo mayor la tensión al aplicar 350N en el diseño de conexión hexágono externo con un valor de 175Mpa tanto en el implante como en el hueso; la menor tensión resultó al aplicar 150N, en el implante de conexión cónica con 0.19Mpa, seguido de la nueva propuesta de conexión (triangular cónico) con 0.63MPa. Sin embargo, al analizar la menor tensión en el hueso con 150N, la conexión como morse generó menor tensión con 0.002Mpa; esto es compatible con los estudios realizados por Pereira y cols.⁶⁵.

En este estudio la nueva propuesta de conexión estuvo dentro de los dos diseños que generaron menor tensión en el hueso e implante; independientemente de la cantidad de fuerza aplicada sobre el pilar.

Teniendo en cuenta que los resultados de las máximas tensiones fueron menores a 33MPa en el implante; este estudio es comparable a estudios realizados por Sutpideler y cols.⁶⁶ en el 2004; donde encontraron que la máxima tensión se localizaba en la cortical ósea que rodea la superficie superior de la plataforma del implante. Así mismo Kitamura y cols.⁶⁷ (2005) presentó un estudio en el cual evalúan la tensión a nivel cervical en el hueso frente a fuerzas axiales encontrando mayor tensión a nivel cervical de hueso. Resultados similares de la concentración del estrés a nivel cervical hueso y del implante lo muestran numerosos estudios como son lo de Weinstein y cols., Alvs y cols., Raoofi, de Carvahlo y cols. Cimen y cols. Anami y cols. Chun, Masuomi y cols. Entre otros^{4,5,7,9, 10, 14, 16, 17, 19-22, 32,47,52,58}.

En los pilares, el máximo estrés de von Mises se concentró a nivel del cuello. Los valores máximos, se encontraron en el diseño de conexión hexágono externo. (150N: 255MPa, 250N: 375MPa y 350N: 525MPa); esto puede deberse a la forma cónica ya que a diferencia del estudio realizado por Quaresma y cols.³² (2008), realizaron el estudio con un implante dental cilíndrico, en la presente investigación se usaron implantes cónicos de conexión cónica.

Con respecto al diseño de conexión de los implantes: la conexión que generó la mayor tensión fue el hexágono externo. Esto es corroborado tanto por este estudio como los estudios realizados por tanto Gehrke¹² y Siadat y cols.⁵⁷ como Heoung-Jae y cols. (2006), evaluaron diferentes tipos de conexiones, encontraron en sus estudios que la conexión tipo hexágono externo genera mayor torque y tensión, lo cual es comparable con lo encontrado en nuestro estudio, ya que el diseño de conexión hexágono externo presentó mayor tensión tanto en el hueso, implante, pilar y corona en comparación a las conexiones internas realizadas en este estudio^{12,54}.

Así mismo el estudio de Lee y cols.²² (2006), los investigadores al comparar las conexiones hexagonales interna y externa y tipo cono morse, determinaron que la conexión hexágono externa obtuvo valor más alto de la tensión de Von mises en el hueso, implantes, pilar y componentes. En el 2008 Resende y cols.²⁵ compararon la integridad de la conexión hexagonal luego de la colocación de la prótesis ante la aplicación de diferentes fuerzas. El diseño del hexágono externo comenzaba a tener deformaciones en los ángulos del hexágono; esto podría deberse como se encontró en este estudio, que las concentraciones de la máxima tensión se ven reflejada en el hexágono.

Nuestros resultados son similares a los estudios realizados por Siadat et. ⁵⁷: y Chun y cols. ²⁷ donde evaluaron la microfiltración, y el torque, donde encontraron una mejor resistencia al torque la conexión hexágono interno.⁵⁴ Aunque este diseño en la mayoría de los estudios resulta ser una mejor opción que el hexágono externo, no deja de generar una máxima tensión a nivel del hueso que rodea el implante lo cual es traducido como saucerización (pérdida de hueso a nivel cervical del implante).

La menor tensión a nivel de los implantes se dio en los diseños de conexión cónica y en la nueva propuesta cónica triangular (CT). Como se muestra en las tablas 3, 7, 11 y 11. La nueva propuesta tiene una diferencia que va de 0.5 a 1.3Mpa, por lo que, aunque es mayor no genera una tensión que afecte significativamente al implante. Esto concuerda con estudios realizados por Coppedê y cols. ²⁶ (2009), donde, los implantes dentales de conexión cónica presentan una menor tensión que el hexágono interno.²⁵

La máxima tensión de Von Mises que se encontró en el hueso fue menor a 0.01MPa. Esto es comparable a los estudios realizados por Krennmair y cols.⁶⁴ (2010) y Heoung-Jae y cols. (2006) donde concluyeron que el diseño roscado y cónico fue el que obtuvo menor tensión. Esto es comparable con el diseño cono morse ya que se consideró cónico y roscado⁵⁷⁻⁶⁴.

Al analizar las tensiones a nivel del hueso la conexión tipo cono morse fue menor. Esto es comparable a los estudios realizados por Devaraju y cols. en el 2018 y Fiorillo y cols. ⁵⁷. (2020), donde analizaron la distribución de tensiones con 800N. Los resultados obtenidos con la conexión cono morse al igual que este estudio, generó menos tensión por lo que este tipo de conexiones garantizan

una correcta distribución de fuerzas tanto en los componentes del implante como en los tejidos periimplantarios⁵⁷⁻⁶⁰.

Este estudio es comparable a los resultados encontrados en el MEF 3 (conomorse), donde, al aplicar fuerzas de: 150N, 250N y 350N, se encontró una máxima tensión de, 0.002Mpa, 0.003MPa y 0.0053MPa respectivamente a nivel del hueso. (tabla 4, 8 y 12)

Con respecto a la nueva propuesta de conexión triangular cónica:

Dentro de las conexiones analizadas en este estudio, se encontró que la nueva propuesta (cónico triangular) estaba dentro de las dos mejores conexiones al obtener menor tensión en el pilar frente a las fuerzas de 150N, 250N y 350N (tablas 2, 6 y 10) sobre la corona de zirconio³².

Los estudios realizados por Coppede y cols., Raoofi y cols., de Carvalho y cols, entre otros, sugieren que las conexiones cónicas y con tres puntos de apoyo como la nueva propuesta cónica triangular, distribuyen mejor las tensiones en el implante, es por ello que el grupo de estudio generó una nueva propuesta conexión interna de diseño cónico triangular, este diseño produce menor tensión a nivel cervical del hueso y del implante generando valores menores a 2MPa,(tablas 3, 4, 7, 8, 11 y 12) una reducción de tensiones alrededor del tejido óseo que rodea el cuello del implante⁸⁻¹⁰.

Los resultados de este estudio pueden aplicarse en escenarios clínicos similares, es por ello por lo que la selección de una adecuada conexión del implante dental de acuerdo con el caso clínico influirá en el éxito del tratamiento de rehabilitación oral.

Aunque la Oseointegración es considerada sinónimo de éxito en lo que se refiere a la rehabilitación implanto soportada; la respuesta del hueso al ser sometido a las fuerzas masticatorias como lo sugiere Albrektson y cols.⁶ (2007) es la saucerización (perdida de hueso alrededor del cuello del implante) lo cual implica un posible fracaso de la rehabilitación oral y los implantes dentales. Esto es de suma importancia, ya que teniendo en cuenta los tipos de conexión de implantes dentales que generan menor tensión el hueso, podemos asegurar un éxito no solo en el tratamiento de implantes, sino también, en la futura prótesis que realizará el especialista rehabilitador oral.

Los resultados obtenidos en este estudio muestran información que ayuda en la toma de decisiones a la hora de evaluar un tipo de conexión de implante dental para nuestros pacientes⁵⁷.

Por lo tanto, se ha propuesto una nueva conexión triangular cónica con tres puntos de anclaje, tomando de base la conexión tipo tricanal, que la literatura indica tiene menos potencial para fracturas de componentes y, como resultado de su geometría. Esto justifica, desde un punto de vista de ingeniería, la posibilidad de baja tensión y deformación en el diseño de tres canales debido a la distribución de la carga en un área más grande que el diseño hexagonal ⁹.

VIII. CONCLUSIONES

1. Al analizar y comparar la máxima tensión en el diseño de conexión hexágono externo (IHE); esta obtuvo los valores más altos de máxima tensión frente a todas las fuerzas en el implante, componentes y el hueso.
2. Al analizar y comparar la máxima tensión en el diseño de conexión hexágono interno (IHI), esta conexión obtuvo menores tensiones que el hexágono externo, sin embargo; a nivel del implante, pilar y hueso tenía valores más altos que las conexiones: cónica, triangular cónica y cono morse.
3. Al analizar y comparar la máxima tensión en el diseño de conexión cono morse (ICM) aplicando fuerzas de verticales de 150N, 250N y 350N; obtuvo de las tensiones más altas tanto a nivel de la corona como del pilar; sin embargo, fue la menor a nivel del hueso.
4. Al analizar y comparar la máxima tensión en el diseño de conexión cónica (IC) obtuvo las menores tensiones a nivel del implante, pilar y corona: sin embargo, a nivel del hueso obtuvo mayor tensión en comparación con la nueva propuesta.
5. Al analizar la máxima tensión en la nueva propuesta de conexión, a nivel de la corona y el pilar obtuvo las menores tensiones en comparación a los otros diseños y fue la segunda menor a nivel del implante.
6. La nueva propuesta de conexión generó la segunda menor tensión en el implante (menor a 2Mpa) y en el hueso (menor a 1Mpa) por lo que es una opción ideal para lograr un éxito en el tratamiento de rehabilitación implanto soportada.

IX. RECOMENDACIONES

Dada que la máxima tensión se concentra en el diseño de hexágono externo, y esté a su vez presenta mayor tensión en el hexágono del implante, se sugiere dentro de lo posible evitar este tipo de diseños sobre todo en pacientes con parafunciones o que presente cargas oclusales fuertes.

Pereira y cols.²⁴ (2010) asociaron un implante de plataforma invertida con la conexión tipo cono morse, logrando así una mejor distribución de las fuerzas y una menor reabsorción a nivel cervical conllevando así, a una óptima salud de los tejidos (menor interfaz implante – pilar). Según Prasad y cols.²⁵ (2011), al comparar implantes con y sin “switched platform”, encontraron que la media de pérdida ósea fue de 0.22mm en implantes con “switched platform”, y de 2.02 en aquellos sin “switched platform”, demostrando así que los implantes con plataforma invertida o “switched platform” disminuyen la tensión a nivel del hueso. Se recomienda realizar un estudio con la nueva propuesta de implante añadiendo una plataforma invertida.

Dado que la tensión soportada por el hueso es mayor a 1000MPa, la tensión encontrada en los modelos no generó una fractura ósea; sin embargo, cabe señalar que este estudio fue estático, por lo que se recomienda para futuros estudios similares se aplicar un estudio en dinámica para evaluar la fatiga y así observar cómo se comportan los diseños de implantes estudiados bajo cargas cíclicas.

El presente estudio se limitó a analizar las fuerzas axiales a nivel de la cúspide de trabajo de la premolar, se sugiere un estudio aplicando cargas horizontales y/u oblicuas.

El presente estudio ha demostrado que la nueva propuesta de conexión de implante dental ICT: cónico triangular genera bajas tensiones tanto en el implante como en los componentes similares a las conexiones cónicas, mejorándola a nivel del hueso ya que produjo mejor tensión. Esta conexión es viable ya que presentó menores tensiones en el implante que las conexiones convencionales; siendo una alternativa tanto para el especialista en implantología, como para el rehabilitador oral.

Esta nueva propuesta de conexión siendo una alternativa que compite con implantes similares extranjeros, ofreciendo un tratamiento más conservador con un producto nuestro peruano e innovador.

X. REFERENCIAS

1. Sakka S, Baroudi K, Nassani M. Factors associated with early and late failure of dental implants. *Journal Of Investigative & Clinical Dentistry*. (2012, Nov); 3(4): 258-61.
2. Consolaro A. Saucerização: um mecanismo natural de adaptação peri-implantar cervical. *Dental Press Implantology*. (2014, Oct); 8(4): 8-15
3. Haraldson T, Carlsson G. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scandinavian Journal of Dental Research*. (1977, Mar); 85(3): 200-8.
4. Po-Chun C, Lang N, Giannobile W. Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants. *Clinical Oral Implants Research*. (2010, Jan); 21(1): 1-12.
5. Chang PC, Seol YJ, Kikuchi N, Goldstein SA, Giannobile WV. Functional apparent moduli as predictors of oral implant osseointegration dynamics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010 Jul.;94(1):118-26.
6. Weinstein A, Klawitter J, Anand S, Schuessler R. Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. *Journal Of Dental Research*. (1976, Sep); 55(5): 772-777. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
7. Alves Pesqueira A, Coelho Goiato M, Gennari Filho H, Monteiro D, dos Santos D, Piza Pellizzer E, y cols. Use of Stress Analysis Methods to

- Evaluate the Biomechanics of Oral Rehabilitation With Implants. *Journal Of Oral Implantology*. (2014, Apr); 40(2): 217-28.
8. Coppedê A, Faria A, Mattos M, Rodrigues R, Jamil Awad S, Ribeiro R. Mechanical Comparison of Experimental Conical-Head Abutment Screws with Conventional Flat-Head Abutment Screws for External-Hex and Internal Tri-Channel Implant Connections: An In Vitro Evaluation of Loosening Torque. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. (2013, Dec); 28(6): e321-e329.
 9. Raofi S, Khademi M, Amid R, Kadkhodazadeh M, Movahhedi M. Comparison of the Effect of Three Abutment-implant Connections on Stress Distribution at the Internal Surface of Dental Implants: A Finite Element Analysis. *Journal Of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. (2013, Summer2013); 7(3): 132-9
 10. de Carvalho Formiga M, Inoue R, Zanetti R, Zanetti A, Teixeira M, Takamatsu F. Evaluation using FEM on the stress distribution on the implant, prosthetic components and crown, with Cone Morse, external and internal hexagon connections. *Dental Press Implantology*. (2013, July); 7(3): 67-75.
 11. Bechelli A. *Carga inmediata en Implantología Oral*. 1ra. ed. Buenos Aires: Editorial Providence; 2003.
 12. Gehrke S, Aramburú J, Dedavid B, Shibli J. Analysis of Implant Strength After Implantoplasty in Three Implant-Abutment Connection Designs: An

- In Vitro Study. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. (2016, May); 31(3): 65-70.
13. Tabata L, Rocha E, Barão V, Assunção W. Platform Switching: Biomechanical Evaluation Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. (2011, June); 26(3): 482-91
14. Çimen H, Yengin E. Analyzing the Effects of the Platform-Switching Procedure on Stresses in the Bone and Implant-Abutment Complex by 3-Dimensional Fem Analysis. *Journal Of Oral Implantology*. (2012, Feb); 38(1): 20-6.
15. Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin M, Sang Taek L, Gualini F, y cols. Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. *European Journal Of Oral Implantology*. (2016, June); 9(2): 129-41.
16. Coelho Goiato M, Pesqueira A, Falcón-Antenucci R, dos Santos D, Haddad M, Moreno A, y cols. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontológica Scandinavica*. (2013, Mar); 71(2): 283-8.
17. 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. *International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry*. (2016, May); 36(3): 49-58.

18. Borie E, Orsi I, Yoshito Noritomi P, Takanori Kemmoku D. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. (2016, Jan); 31(1): 101-110. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
19. Anami L, da Costa Lima J, Takahashi F, Neisser M, Noritomi P, Bottino M. Stress Distribution Around Osseointegrated Implants with Different Internal-Cone Connections: Photoelastic and Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*. (2015, Apr);41(2): 155-162. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
20. Flanagan D, Phillips J, Connor M, Dyer T, Kazerounian K. Hoop Stress and the Conical Connection. *Journal of Oral Implantology*. (2015, Feb); 41(1): 36-44.
21. Ilan Kallai,. Biologic of The V3 Implant Design “If oral surgeons, periodontists and prosthodontists could define the ultimate implant design achievement, it would probably be one that allows the significant gain of bone and soft tissue volume where it matters most.” *MNEWS* 2nd Quarter, 2015
22. Lee J, Kim D, Park C, Cho L. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clinical Oral Implants Research* . (2014, Feb), [cited August 3, 2016]; 25(2): 83-9.

23. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. J Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *Biomed Mater Res A*. 2013.
24. 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, May); 22(3): 283-286.
25. Resende L, Ruiz A, Rocha S, Amaral de Araujo C, Domingues F. In vitro integrity of implant hexternal hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res* 2008; 22(2): 125-31.
26. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of Gold Machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with a hexagonal external connection and with a internal connection. *Int J Oral Max Impl* 2008; 23: 247-252.
27. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Max Impl* 2006; 21: 195-202.
28. Lemus Cruz Leticia María, Almagro Urrutia Zoraya, Claudia León Castell Alumna. Origen y evolución de los implantes dentales. *Rev haban cienc méd*. 2009 Nov; 8(4)

29. Dos Santos A. Biomechanical study of prosthetic interfaces: A literature review. *Dental Press Implantology*. (2013, Oct), [cited November 22, 2016]; 7(4): 90-97. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
30. Gazzotti P. *La Rehabilitación Implanto Protésica*. 1ra. Ed. Buenos Aires: Editorial Providence; 2008.
31. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthetic Dentistry*. 2008;100: 422-31.18)
32. Quaresma S, Cury P, Sendyk W, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *International Journal of Implantology*. 2008; 24(1): 1-6.
33. Gardner DM. Platform Switching as a means to achieving implant esthetics. *NY State Dent J*. 2005; 71:34-7.
34. Mangano C, Bartolucci EC. Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(5):675-80.)
35. Gil F, Aparicio C, Manero J, Padrós A. Influence of the Height of the External Hexagon and Surface Treatment on Fatigue Life of Commercially Pure Titanium Dental Implants. *International Journal Of Oral &*

- Maxillofacial Implants. (2009, Aug); 24(4): 583-590. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
36. Shi L, Li H, Fok A, Ucer C, Devlin H, Homer K. Shape Optimization of Dental Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.2011;22(6): 911-20.
37. Abu-Hammad O, Harrison A, Williams D. The Effect of a Hydroxyapatite-Reinforced Polyethylene Stress Distributor in a Dental Implant on Compressive Stress Levels in Surrounding Bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.2000; 15(4): 559-64.
38. Sakoh J, Wahlmann U y col. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw – type implant in vitro. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006; 21(4): 560-6.
39. Mandano C, Mangano F,Lezzi G. Prospective Clinical Evaluation of 307 Single-Tooth Morse Taper–Connection Implants: A Multicenter Study.2010;25(2):394-400.
40. Gonzales R, Zambrano T, Casareto E, Gimenez D, Cabello D. *Biomecánica en Implantología*. 5° ed. Madrid: Masson; 2005. P. 131-90.
41. Pessoa L, Muraru D, Vaz D, Sloten F, Duyck B, Siegfried C. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants – CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2010; 5(9) 21-9.

42. Pessoa R, Coelho P, Muraru L, Marcantonio Jr E, Geraldo Vaz L, Jaecques S, y cols. Influence of Implant Design on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants: Computed Tomography-Based Nonlinear Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. (2011, Dec); 26(6): 1279-87
43. Resende G, Golin F, Domingues, Rocha S, Araújo L. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res*. 2008;22(2):125-31.
44. Chun-Ming C, Heng-Li H, Jui-Ting H, Lif-Jyh F. Influences of Internal Tapered Abutment Designs on Bone Stresses Around A Dental Implant: Three-Dimensional Finite Element Method with Statistical Evaluation. *Journal of Periodontology*. 2011; 3(4): 34 – 41.
45. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In Vitro Study on Passive Fit in Implant-Supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19:30–7.
46. McNeill C. *Fundamentos científicos y aplicaciones prácticas de la oclusión*. Barcelona: Editorial Quintessence; 2005.
47. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, soykan E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant – supported prostheses and supporting bone; A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004; 91(2): 144-50.
48. Misch C. *Implantología Contemporánea*. Madrid: Editorial Mosby; 1995.

49. Linck GKSB, Ferreira GM, De Oliveira RCG, Lindh C, Leles CR, Ribeiro-Rotta RF. The Influence of Tactile Perception on Classification of Bone Tissue at Dental Implant Insertion. *Clinical implant dentistry and related research*;18(3):601–8
50. Dinato J C, Polido D. *Implantología Oseointegrada: cirugía y prótesis*. 1ra ed. Sao Paulo: Editora artes médicas; 2003.
51. Clavijo V, Pinto F, Ramos G, Ciotti D, Buso L. Switching platform on esthetic area: Case report. *Dental Press Implantology*. (2012, Oct);6(4): 93-103. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
52. Pellizzer E, Verri F, Falcón-Antenucci R, Santiago Jr. J, Perri de Carvalho P, Noritomi P, y cols. Stress Analysis in Platform-Switching Implants: A 3-Dimensional Finite Element Study. *Journal Of Oral Implantology*. (2012, Oct);38(5): 587-594. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
53. Hae Ryong H, Ahran P, Yooseok K, Janghyun P, Hyeong-Seob K, Kung-Rock K. Effect of Implant Position, Angulation, and Attachment Height on Peri-Implant Bone Stress Associated with Mandibular Two-Implant Overdentures: A Finite Element Analysis. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*. (2012, Oct);27(5): e69-e76. Available from: Dentistry & Oral Sciences Source.
54. Huikes R, Chao E. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *Journal of Biomechanics*. 1983; 16(6): 385-409

55. Hurtado J. Análisis de elementos finitos estocásticos por estimaciones puntuales y expansión espectral. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño de ingeniería*. 2001; 17(3): 305-16
56. Siadat H, Najafi H, Alikhasi M, Falahi B, Beyabanaki E, Zayeri F. Effect of lateral oblique cyclic loading on microleakage and screw loosening of implants with different connections. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2018;12(3):183–9
57. Fiorillo L, Cicciù M, D’Amico C, Mauceri R, Oteri G, Cervino G. Finite Element Method and Von Mises Investigation on Bone Response to Dynamic Stress with a Novel Conical Dental Implant Connection. *BioMed research international [Internet]*. 2020 Oct 7; 2976067.
58. Prados-Privado M., Gehrke S.; Rojo R.; Prados-Frutos J. Complete mechanical characterization of an external hexagonal implant connection: in vitro study, 3D FEM, and probabilistic fatigue. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2018 Dec; 2233–44.
59. Hsu P-F, Yao K-T, Kao H-C, Hsu M-L. Effects of Axial Loading on the Pull-out Force of Conical Connection Abutments in Ankylos Implant. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2018 Jul; 33(4):788–94
60. Devaraju K, Rao SJ, Joseph JK, Raju Kurapati SK. Comparison of Biomechanical Properties of Different Implant-Abutment Connections. *Indian Journal of Dental Sciences [Internet]*. 2018 Jul; 10(3):180–3.

61. Kanneganti KC, Vinnakota DN, Pottem SR, Pulagam M. Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using threedimensional finite element analysis: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2018;18:161-7.
62. Massoumi F, Taheri M, Mohammadi A, Amelirad O. Evaluation of the Effect of Buccolingual and Apicocoronal Positions of Dental Implants on Stress and Strain in Alveolar Bone by Finite Element Analysis. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* . 2018 Jan;1 5(1):10–9.
63. Lehmann Rb, Elias Cn, Zucareli Ma. Influence of external geometry of Morse dental implant on stress distribution. *Dental Press Implantology*. 2012 Apr; 6(2):35–43.
64. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical Outcome of Root-Shaped Dental Implants of Various Diameters: 5-Year Results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010 Apr; 25(2):367–366.
65. Pereira J, Morsch CS, Henriques B, Nascimento RM, Benfatti CA, Silva FS, y cols. Removal Torque and Biofilm Accumulation at Two Dental Implant-Abutment Joints After Fatigue. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2016 Jul; 31(4):813–9
66. Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An K-N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants* [Internet]. 2004 Nov; 19(6):819–25.

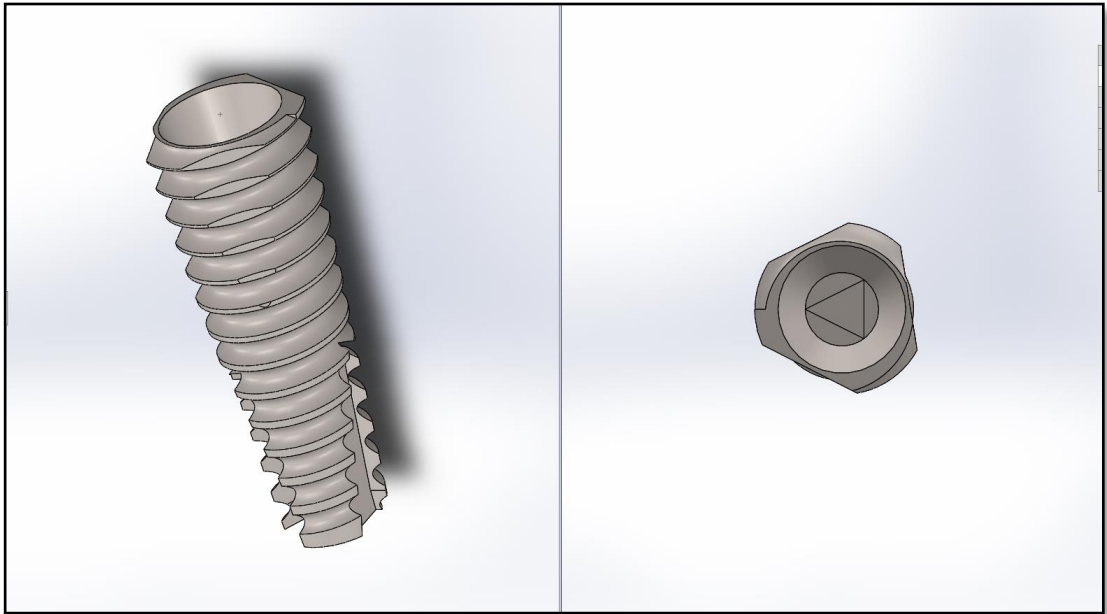
67. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* [Internet]. 2005 Apr; 32(4):279–86

XI. ANEXOS

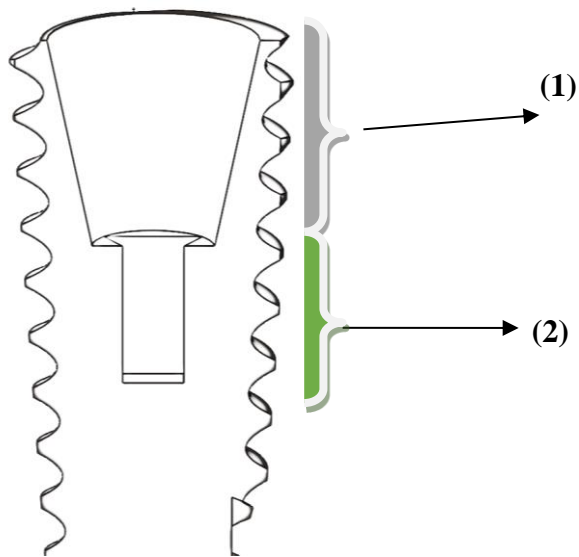
Tabla de propiedades mecánicas de los materiales simulados

COMPONENTES	MÓDULO DE ELASTICIDAD (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON
ZIRCONIO	68.9	0.28
PILAR DE TITANIO	110	0.28
IMPLANTE TITANIO	110	0.28
HUESO TRABECULAR	1.37	0.30
HUESO CORTICAL	13.7	0.30

FUENTE: * de Carvalho FORMIGA M, INOUE R, ZANETTI R, ZANETTI A, TEIXEIRA M, TAKAMATSU F. Evaluation using FEM on the stress distribution on the implant, prosthetic components and crown, with Cone Morse, external and internal hexagon connections. Dental Press Implantology



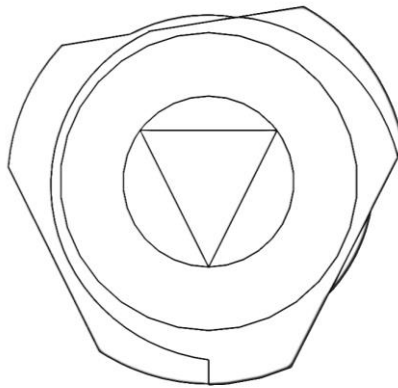
Vista lateral de corte frontal de la conexión



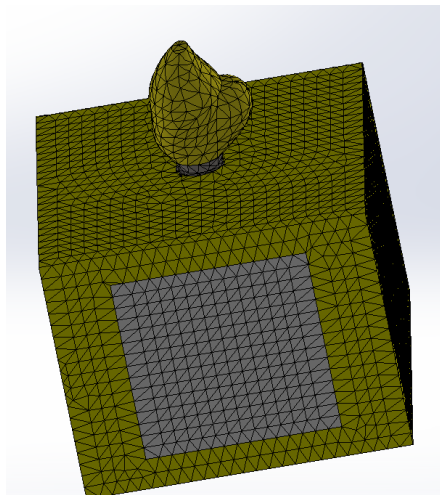
(1) Conexión cónica

(2) conexión triangular

Vista sagital superior del implante



Diseño completamente ensamblado y mallado



PROGRAMA SOLIDWORKS PREMIUM 2017



INSTALACIÓN Y ADMINISTRACIÓN SOLIDWORKS 2017



FUENTE:

https://files.solidworks.com/Supportfiles/SW_Installation_Guide/2017/Spanish/install_guide.pdf