



Facultad Ciencias de Salud

Tema:

Evaluación del efecto de la geometría del implante, y el tipo de conexión en la distribución de tensiones

Trabajo de titulación para la obtención del Título de Especialista en Rehabilitación Oral y Implanto Asistida”

Presentado por:

Dra. Karen Johanna Espinal Jara

Tutor:

Dra. Valeria Castro

Quito, diciembre del 2025

Resumen

Evaluar el efecto de la geometría y el tipo de conexión en la distribución de tensiones periimplantarias mediante el método de elementos finitos. El uso de los implantes disminuye el riesgo de caries y mejora el mantenimiento del hueso en zonas edéntulas. La muestra se modeló y analizó un sistema implante–pilar–corona alojado en un bloque mandibular bicapa (cortical + esponjosa) para evaluar la influencia de la geometría del implante en la distribución de tensiones bajo cargas oclusales estándar. El análisis se realizó en Autodesk Inventor (estático lineal) con cargas equivalentes a la norma de referencia (vector de 150 N a 30°) y un caso de sensibilidad de mayor magnitud. Los resultados que se hallaron bajo el material del implante (Titanio) con una carga de fuerza aplicada a 150 N con componentes de $-129,9$ N en Y, $+75,0$ N para Z), dos restricciones fijas, malla con tamaño relativo de 0,1 del diámetro. La $\sigma_{\text{von Mises}}$ con conexión cono Morse máximo alcanzó 991,9 MPa, σ_1 von Mises con conexión hexágono interno máximo de 977,7 MPa, σ_3 von Mises con conexión hexágono externo máximo 313 MPa, un desplazamiento máximo de 0,00515 mm, coeficiente de seguridad máxima 15 su. Se observó que a mayor diámetro del implante menos son las tensiones en el hueso, sobre todo en la cortical del cuello. El cambio de diámetro reduce más las tensiones en comparación de la longitud y la geometría.

Palabras clave: Implantes, Tensión de von Mises, Elementos Finitos, Geometría, Fuerza.

Declaración de aceptación de norma ética y derechos

El presente documento se ciñe a las normas éticas y reglamentarias de la Universidad Hemisferios. Así, declaro que lo contenido en este ha sido redactado con entera sujeción al respeto de los derechos de autor, citando adecuadamente las fuentes. Por tal motivo, autorizo a la Biblioteca a que haga pública su disponibilidad para lectura dentro de la institución, a la vez que autorizo el uso comercial de mi obra a la Universidad Hemisferios, siempre y cuando se me reconozca el cuarenta por ciento (40%) de los beneficios económicos resultantes de esta explotación.

Además, me comprometo a hacer constar, por todos los medios de publicación, difusión y distribución, que mi obra fue producida en el ámbito académico de la Universidad Hemisferios.

De comprobarse que no cumplí con las estipulaciones éticas, incurriendo en caso de plagio, me someto a las determinaciones que la propia Universidad plantee.

Karen Johanna Espinal Jara

CI: 171861894-3

Dedicatoria

A Dios, primero y por siempre, por ser la luz que guía mis pasos, mi refugio en los momentos difíciles y quien ha trazado cada parte de este camino. Gracias, Señor, por no soltarme cuando sentí que ya no podía más, por regalarme fuerzas cuando me faltaban y por mostrarme que todo esfuerzo tiene su recompensa cuando el corazón se mantiene firme en la fe.

A mi hijo, mi razón más grande para levantarme cada día. Eres mi impulso, mi equilibrio, mi complemento perfecto. Tu existencia le dio sentido a todo lo que parecía vacío. Tú llegaste a mi vida cuando más lo necesitaba y desde entonces has sido mi mayor motivación, mi alegría más pura y mi amor más profundo. Gracias por existir, por ser mi compañía en los días difíciles, y por enseñarme lo que significa amar de verdad. A mi madre y a mi hermana, mis pilares eternos, las mujeres más valientes y hermosas que conozco. Gracias por estar, por no soltarme, por secar mis lágrimas en silencio y por celebrar mis pequeñas y grandes victorias como si fueran propias. Sin ustedes, nada de esto tendría sentido. Ustedes son mi motor, mi casa, mi fuerza. Las amo con el alma, y este logro también es de ustedes. A mi padre, por enseñarme con su ejemplo que los sueños no se esperan sentados, se trabajan, se construyen y se luchan. Gracias por cada palabra, cada consejo, cada enseñanza que hoy valoro con el corazón lleno de gratitud. Gracias por mostrarme que todo lo que uno quiere debe buscarlo con pasión y entrega. Te amo infinitamente, y cada paso que doy está lleno de lo que me enseñaste. Y a mis profesores, gracias. Gracias por haberme comprendido, por haberse quedado un momento más cuando lo necesitaba, por sus palabras, su paciencia, y su apoyo en una de las etapas más duras de mi vida. No fue fácil, pero cada uno de ustedes dejó huella en mi proceso. Su empatía y compromiso marcaron una diferencia inmensa. A mis compañeros, gracias por compartir este viaje lleno de desafíos, aprendizajes y emociones. No solo fuimos colegas, fuimos equipo, apoyo mutuo,

consuelo en los días difíciles y celebración en los días de victoria. Compartimos risas, lágrimas, desvelos y metas, y eso nos unió más allá de lo académico. Gracias por estar, por acompañarme, por enseñarme también desde su experiencia. Cada uno dejó una huella imborrable en este capítulo de mi vida. Este título no solo es mío. Es de todos ustedes. Y en cada letra de mi nombre escrito en él, va impreso el amor, el esfuerzo, las lágrimas y los abrazos que me acompañaron en este viaje.

Con todo mi corazón, gracias.

Tabla de contenidos

Declaración de aceptación de norma ética y derechos.....	3
Dedicatoria.....	4
Tabla de contenidos	6
Índice de figuras.....	7
Índice de tablas	8
Resumen.....	9
Abstract.....	10
Introducción	11
Capítulo 1. Marco Referencial.....	13
Capítulo 2. Investigación	17
Resultados.....	24
Capítulo 3. Diseño De Los Datos	32
Conclusiones.....	37
Referencias.....	38

Índice de figuras

Figura 1. <i>Aplicación de la fuerza</i>	21
Figura 2. <i>Aplicación de la fuerza bajo la restricción fija 1</i>	22
<i>Figura 3.</i> <i>Aplicación de la fuerza bajo la restricción fija 2</i>	22
Figura 4. <i>Tensión de von Mises</i>	24
Figura 5. <i>Primera restricción de la tensión.</i>	25
Figura 6. <i>Tercera restricción de la tensión</i>	25
Figura 7. <i>Presentación de resultados de la modelación en MPa</i>	26
Figura 8. <i>Modelación para el desplazamiento</i>	27
Figura 9. <i>Gráfica del desplazamiento mm</i>	27
Figura 10. <i>Coeficiente de seguridad</i>	28
Figura 11. <i>Presentación de seguridad</i>	28
Figura 12. <i>Gráfica de resultados de la fuerza</i>	30
Figura 13. <i>Resultado entre fuerza y desplazamiento</i>	31

Índice de tablas

Tabla 1. <i>Asignación de materiales</i>	17
Tabla 2. <i>Propiedades físicas del implante</i>	19
Tabla 3. <i>Configuración de la malla</i>	20
Tabla 4. <i>Datos de la fuerza</i>	20
Tabla 5. <i>Resultados de la modelación</i>	29
Tabla 6. <i>Resumen de los resultados finales</i>	29

Evaluación del efecto de la geometría del implante, y el tipo de conexión en la distribución de tensiones

Karen Johanna Espinal Jara

karen@estudiantes.uhemisferios.edu.ec

Resumen

Evaluar el efecto de la geometría y el tipo de conexión en la distribución de tensiones periimplantarias mediante el método de elementos finitos. El uso de los implantes disminuye el riesgo de caries y mejora el mantenimiento del hueso en zonas edéntulas. La muestra se modeló y analizó un sistema implante–pilar–corona alojado en un bloque mandibular bicapa (cortical + esponjosa) para evaluar la influencia de la geometría del implante en la distribución de tensiones bajo cargas oclusales estándar. El análisis se realizó en Autodesk Inventor (estático lineal) con cargas equivalentes a la norma de referencia (vector de 150 N a 30°) y un caso de sensibilidad de mayor magnitud. Los resultados que se hallaron bajo el material del implante (Titanio) con una carga de fuerza aplicada a 150 N con componentes de $-129,9$ N en Y, $+75,0$ N para Z), dos restricciones fijas, malla con tamaño relativo de 0,1 del diámetro. La $\sigma_{\text{von Mises}}$ con conexión cono Morse máximo alcanzó 991,9 MPa, σ_1 von Mises con conexión hexágono interno máximo de 977,7 MPa, σ_3 von Mises con conexión hexágono externo máximo 313 MPa, un desplazamiento máximo de 0,00515 mm, coeficiente de seguridad máxima 15 su. Se observó que a mayor diámetro del implante menos son las tensiones en el hueso, sobre todo en la cortical del cuello. El cambio de diámetro reduce más las tensiones en comparación de la longitud y la geometría.

Palabras clave: Implantes, Tensión de von Mises, Elementos Finitos, Geometría, Fuerza.

Abstract

To evaluate the effect of implant geometry and connection type on peri-implant stress distribution using the finite element method. Implant use reduces the risk of caries and improves bone preservation in edentulous areas. An implant-abutment-crown system housed in a two-layer mandibular block (cortical + cancellous) was modeled and analyzed to assess the influence of implant geometry on stress distribution under standard occlusal loads. The analysis was performed in Autodesk Inventor (linear static) with loads equivalent to the reference standard (150 N vector at 30°) and a high-sensitivity case. Results were obtained for the implant material (titanium) with a load of 150 N (components -129.9 N in Y, +75.0 N in Z), two fixed constraints, and a mesh size of 0.1 times the diameter. The maximum von Mises stress (σ_1) with a Morse taper connection reached 991.9 MPa, with an internal hexagonal connection 977.7 MPa, and with an external hexagonal connection 313 MPa, with a maximum displacement of 0.00515 mm and a maximum safety factor of 15. It was observed that a larger external implant diameter reduced stresses in the bone, especially in the cortical bone of the implant neck. Variations in diameter reduced stresses to a greater extent than variations in length and geometry.

Keywords: Implants, von Mises stress, finite elements, geometry, force.

Introducción

La tecnología en los implantes dentales se ha desarrollado en forma cualitativa en el campo de la odontología restauradora, no es una simple restauración de dientes, sino de una implantación natural mediante la combinación de tejidos y compuesto óseo mandibular. (Ogaili et al., 2024, p. 2) Los tratamientos con implantes dentales tienen un éxito de supervivencia acumulativo del 83.4% y alcanzan hasta el 95.6% (Setzer & Kim, 2014, p. 20). La longevidad de un implante va de 16 años en adelante. (Setzer & Kim, 2014, p. 21).

Los implantes dentales han experimentado una transformación exitosa y permite proporcionar restauraciones permanentes en los dientes. Sin embargo, las tasas de fracaso de los implantes están entre el 1% y 19% (Rana et al., 2024, p. 209); las complicaciones se minimizan mediante una evaluación de los factores y la geometría del implante.

Al mismo tiempo, se atribuye como problema la colocación del implante en un ángulo o posición inadecuada en el hueso, eso genera pérdida de la estabilidad del implante, exista una carga inadecuada con el hueso, mayor pérdida del tejido ; y, el fracaso del implante(Rana et al., 2024, p. 209);

Además, con mayor diámetro y longitud presentan más contacto entre el hueso e implante; aunque, en zonas del hueso con más reabsorción, es más útil los implantes más cortos y estrechos. Igualmente, el diseño de la rosca está compuesto por la forma, el paso y la profundidad que influyen en la estabilidad inicial y en la distribución de las tenciones. (Falcón et al., 2021, p. 4).

La geometría de implante dental crea un efecto significativo en la distribución de las tensiones en el hueso circulante que afecta en la estabilidad primaria y su longevidad. Las

características a analizar son: la longitud, el diámetro, el diseño de las roscas y el tipo de conexión hexagonal interno, externo y cónica (Łosiewicz et al., 2025, p. 5). Un diseño inadecuado no distribuye las fuerzas correctamente, eso incrementa y concentra más estrés en áreas críticas como el cuello del implante y el hueso cortical adyacente. (Qiu et al., 2024, p. 2)

Las tensiones periimplantarias son las fuerzas mecánicas que se generan por el movimiento esquelético y muscular que actúa sobre el sistema de implante dental (corona, pilar, tornillo y estructuras de fijación). (Hong y Choi, 2024, p. 2).

La fuerza mecánica de las tensiones se genera por la masticación y movimientos en el sistema de implantes (corona, pilar y tornillo); el diseño de la rosca y el diámetro influyen en la concentración de tensiones en el hueso circulante (Hong y Choi, 2024, p. 2). Por su parte, las cargas oclusales son fuerzas que llegan al hueso de soporte y son mayores en la periferia cercana a la plataforma del implante. Los problemas que se derivan de las tensiones excesivas son: la periimplantitis, pérdida ósea, presencia de micro fracturas y fracturas y movilidad del implante.

Los elementos finitos es una técnica de modelado computacional que ejecuta la simulación y análisis de las diversas condiciones de carga, propiedades de los materiales y configuraciones geométricas para la comprensión de la influencia de los factores en el rendimiento y las interacciones hueso – implante. Incluso, se utiliza para la evaluación de las distribuciones de tensión y el comportamiento biomecánico de los implantes (Ibrahim et al., 2024, p. 2).

El objetivo de la investigación será evaluar el efecto de la geometría y el tipo de conexión en la distribución de tensiones periimplantarias mediante el método de elementos finitos.

Capítulo 1. Marco Referencial

Geometría de los implantes

El implante dental se define como un recurso médico que se desarrolla en función de uno o más biomateriales que son colocados de forma intencional a nivel total o parcial en la superficie epitelial. La estabilidad primaria de los implantes dentales presenta un criterio básico para alcanzar el éxito, y es la geometría (Vinod et al., 2022, p. 5379). Los elementos de la forma cónica del cuerpo, la forma de la rosca y el tratamiento de la superficie influyen en la estabilidad del tejido circundante. El diseño óptimo a nivel geométrico mejora la conexión del implante y el hueso.

La macrogeometría hace referencia al diseño general del implante y analiza la forma del cuerpo (cónica) que simula la raíz del diente, mejora la estabilidad primaria y la conexión del hueso – implante. Los parámetros de implante son; el diámetro y la longitud que deben ser analizados porque a menor longitud y diámetro reducido de los implantes estrechos pueden ocurrir pérdida ósea (Qiu et al., 2024, p. 2).

Un mayor diámetro y longitud incrementan el área de contacto con el hueso, eso mejora la estabilidad del implante. Por su parte, el patrón de rosca incluye la forma, el ancho y la profundidad que son claves para la distribución de las tensiones mecánicas de forma uniforme. Los efectos de la geometría del implante se presenta en el diámetro, al ser mayor es más efectivo para la reducción de la tensión ósea, y mejora la estabilidad ante un implante largo y estrecho (Qiu et al., 2024, p. 2)..

El macrodiseño integra la forma del cuerpo y las roscas, pero el microdiseño hace referencia a la superficie del implante y el material. Se recalca que ambos factores influyen en la

estabilidad y la osteointegración. Igualmente, los efectos del tipo de conexión externa e interna junta al pilar y al cuerpo del implante. La conexión interna realiza una distribución de presión más equilibrada para la prolongación de la vida útil del implante. La composición del cuerpo del implante está dada por: una plataforma, collar implantario, cuerpo y ápice.

El ajuste pasivo transepitelial de los aditamentos protésicos bajo el sistema de dos piezas se fijan por tornillos al interior del implante. La plataforma del implante se caracteriza por ser la región donde se concentran las tensiones mecánicas; y ofrece resistencia física a las cargas oclusales axiales.

La geometría dental con elementos finitos

Los elementos de diseño de los implantes dentales incluyen parámetros de longitud, diámetro, conicidad y rosca. La longitud, el diámetro y la conicidad de los implantes dentales se han estudiado en profundidad. Cuanto más largo y ancho sea el implante, menor será la tensión generada en el hueso periimplantario. Por otro lado, los implantes cónicos conducen a una mejor distribución de la tensión y estabilidad primaria en comparación con los implantes cilíndricos. (Zhong et al., 2025, p. 2)

Con respecto a la geometría de implantes dentales se enfocan en la forma, tamaño y características de la superficie que influyen en la estabilidad primaria y la superficie cuando se integran con el hueso. La geometría dental con elementos finitos busca la división de la estructura dental en elementos más pequeños y el análisis como responden a cargas y fuerzas para la predicción del efecto de la tensión, deformación y posibilidad de los fallos estructurales en implantes. Muchos estudios han profundizado el análisis de factores biomecánicos complejos

que tienen un papel influyente en la durabilidad y eficiencia de los implantes dentales (Zhong, et al., 2025, p. 3).

Tipos de conexiones en la distribución de tensiones en los implantes

Hexágono externo, está caracterizado por la geometría y el tipo de conexión del implante-pilar, es una variable que se considera en la ejecución y mantenimiento de la oseointegración de implantes; y, su diseño determina la transmisión de cargas del implante al hueso. Los implantes de conexión de hexágono interno y externo ocasionan mayor tensión de von Mises frente al hexágono interno (Didier et al., 2020).

Hexágono interno, se caracteriza en el diseño con el propósito de incrementar la superficie del contacto del implante con el pilar. Se ha comparado que la conexión interna permite una mejor distribución de las fuerzas en comparación del externo. Además, se ha demostrado que pilar influye significativamente en la distribución de estrés en el hueso. (Dam et al., 2021).

La conexión cone Morse influye en la saucerización de la resistencia de fractura del implante y sus componentes. Los estudios han demostrado que la pérdida de los pilares con conexión cone Morse se genera por debajo del 0.66% en comparación del hexágono interno (Didier et al., 2020).

Elementos finitos

El método de elementos finitos es una técnica numérica que aplica para el análisis y simulaciones. Comúnmente se usa para el diseño de productos y reducción de la necesidad de prototipos físicos y experimentos (Jafarian, et al, 2019, p. 28) La utilización de los elementos

finitos busca el estudio del comportamiento estático, dinámico y fatiga de los implantes dentales.

El análisis de los elementos finitos permite a los investigadores la predicción de patrones de distribución de tensión o deformación del hueso periimplantario.

Capítulo 2. Investigación

El estudio se enfocó en la evaluación del efecto de la geometría del implante mediante la modelación de elementos finitos y se utilizó para la simulación de la distribución de tensiones en el hueso y predicción a la respuesta biomecánica del implante a las cargas de fuerzas.

Se incluyó una muestra virtual, el muestreo no probabilístico y se realizó la evaluación de la geometría del implante dental de forma cilíndrica auto roscante. La optimización del diseño se caracterizó en el diámetro, forma y superficie rugosa.

Inclusive se asignó el implante con las siguientes características: Titanio Ti-6Al-4V; hueso cortical: $E \approx 17$ GPa, $\nu \approx 0.30$; hueso esponjoso: $E \approx 1.37$ GPa, $\nu \approx 0.30$; y una corona rígida para aplicar la carga.

Tabla 1.

Asignación de materiales

Nombre	Titanio	
General	Densidad de masa	4,51 g/cm ³
	Límite de elasticidad	275,6 MPa
Tensión	Resistencia máxima a tracción	344,5 MPa
	Módulo de Young	102,81 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,361 su
	Módulo cortante	37,77 GPa

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 1, se presentó la densidad de la masa, límite de elasticidad, la resistencia máxima a la tracción entre los principales parámetros del implante.

Modelación y simulación por elementos finitos

Cabe destacar que se modeló el implante dental en Autodesk Inventor y se realizó un conjunto con el pilar y un bloque mandibular formado por dos materiales: hueso cortical (capa dura) y hueso esponjoso (interior). Se utilizó piezas normalizadas y parametrizadas para variar el diámetro como la longitud. Las dimensiones del implante de titanio con rosca trapezoidal y cuerpo cónico se verificaron al comparar con las dimensiones de los implantes disponibles en el mercado. La profundidad y el paso de la rosca se seleccionó cuidadosamente según un procedimiento estandarizado.

De igual manera, las formulaciones del implante están diseñados como aleaciones de titanio homogéneas e isotrópicas, estos implantes se utilizan por su biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y mecánica, eso hace que la representación en el modelo de elementos finitos sea imprescindible

Geometría y preparación del modelo

La precisión y credibilidad de los materiales permitieron evaluar el comportamiento mecánico del hueso circundante que afecta a la distribución de tensiones y el riesgo de falla del sistema del implante. El hueso cortical se diseñó con un material ortotrópico que captura el módulo de elasticidad que depende de la dirección y el coeficiente de Poisson.

Sobre todo, el eje x se definió como la dirección bucolingual, el eje y como la dirección mesiodistal y el eje z como la dirección inferosuperior. Estas orientaciones permiten que las propiedades direccionales del hueso cortical sean representando con precisión en el modelo

Algo semejante, el implante fue un cuerpo cónico roscado de 0,8 mm, con una profundidad de 0,25 mm, y con especial refinamiento en el cuello que contiene 6 roscas

denominada zona crítica. El pilar fue empleado como superficie ante la aplicación de carga (contacto rígido/bonded frente al implante).

Por su parte, el hueso formado en un bloque cortical de 1–2 mm y esponjosa (núcleo). El ensamble y las marcas coaxiales tuvieron una correcta posición y apoyo cervical.

Tabla 2.

Propiedades físicas del implante

Material	Titanio
Densidad	4,51 g/cm ³
Masa	0,0223846 kg
Área	1761,65 mm ²
Volumen	4963,32 mm ³
Centro de gravedad	x=15,208 mm y=8,74154 mm z=41,1723 mm

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 2, se presentó las propiedades del implante como la densidad, masa, área, volumen y centro de gravedad.

El mallado y la convergencia

La malla tetra estuvo compuesta con refinamiento local en cuello y las primeras 6 roscas y se verificaron la estabilidad de los resultados (variación <3 % entre refinamientos locales). Para asegurar la convergencia de las soluciones de presión se utilizaron modelos de detalle finito mediante elementos tetraédricos lineales y el estudio de refinamiento de malla; y, las densidades de malla fueron superiores a 21.000 para el implante y 93.000 para el hueso. Esta densidad de la malla fue suficiente para capturar los intrincados gradientes de tensión y patrones de deformación del implante.

Tabla 3.*Configuración de la malla*

Detalle	Valoración
Tamaño medio de elemento (fracción del diámetro del modelo)	0,1
Tamaño mínimo de elemento (fracción del tamaño medio)	0,2
Factor de modificación	1,5
Ángulo máximo de giro	60 gr
Crear elementos de malla curva	Sí

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 3, se presenta la configuración de la malla en función de la fracción del diámetro, tamaño, factor de modificación, ángulo de máximo y la creación de elementos de malla.

Modelación y condiciones de funcionamiento

La simulación de los elementos finitos permitió observar el funcionamiento mecánico del sistema de los implantes dentales y presentan una variación al someterse a las cargas fisiológicas.

Tabla 4.*Datos de la fuerza*

Tipo carga	Fuerza
Magnitud	149,997 N
Vector X	0,000 N
Vector Y	-129,900 N
Vector Z	75,000 N

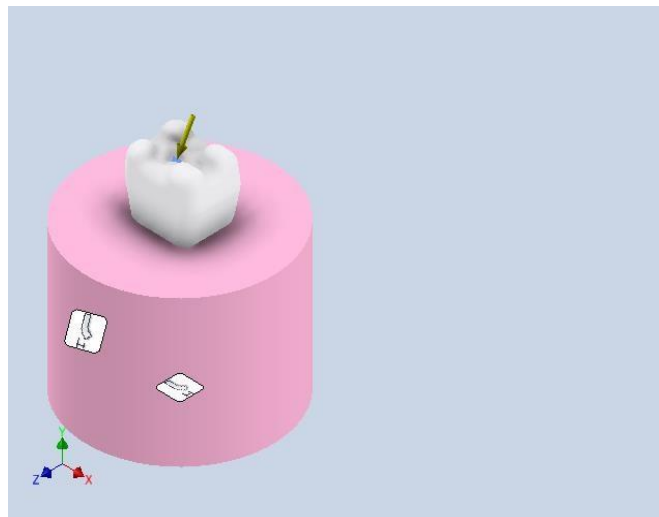
Fuente: Elaboración propia

En la tabla 4, se presenta las cargas aplicadas y los puntos de aplicación de las fuerzas según el tipo de conexiones.

La optimización en el diseño de roscas y la geometría de los implantes tiene como fin la minimización de la concentración de tensiones localizadas a causa de las condiciones de carga complejas y discontinuas en la interfaz hueso – implante.

Figura 1.

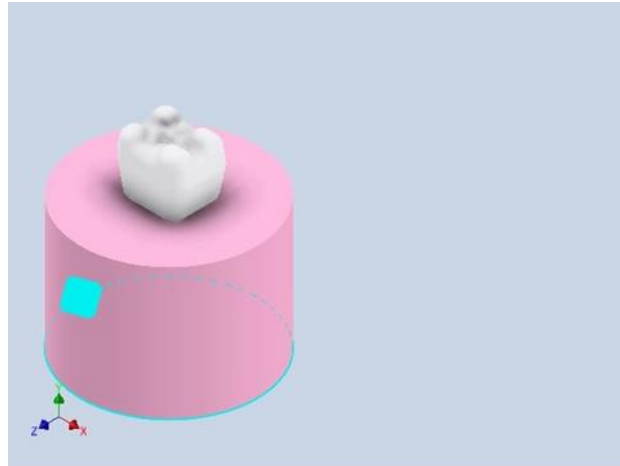
Aplicación de la fuerza von Mises con conexión como Morse



Fuente: Elaboración propia

Figura 2.

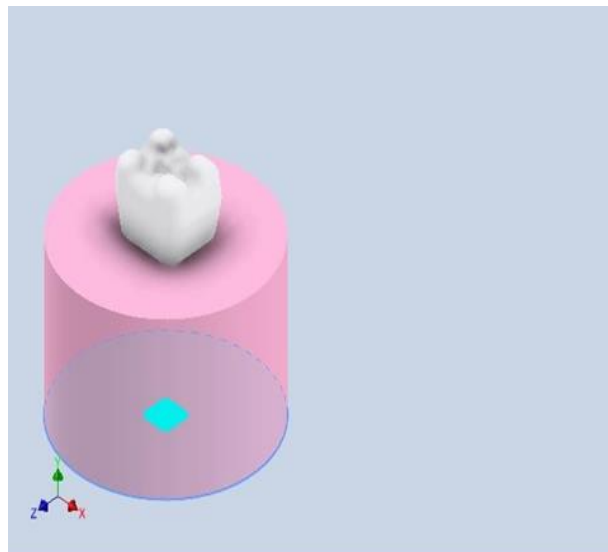
Aplicación de la fuerza von Mises con conexión hexágono interno



Fuente: Elaboración propia

Figura 3.

Aplicación de la fuerza von Mises con conexión hexágono externo



Fuente: Elaboración propia

Análisis estadístico

En los reportes se encontraron el número de elementos y nodos, características, propiedades que se fueron digitalizados en el programa Excel. Se utilizó datos de las simulaciones biomecánicas bajo condiciones preestablecidos para lograr una efectividad de la concentración y distribución de esfuerzos máximos y mínimos en las diferentes zonas del sistema del implante. Se consideró la fuerza y el desplazamiento.

Resultados

La aplicación del método de elementos finitos permitió el análisis del sistema implante– pilar–corona alojado en un bloque mandibular bicapa (cortical + esponjosa), el objetivo es la evaluación de la influencia de la geometría del implante y el tipo de conexión en la distribución de tensiones bajo cargas oclusales estándar. El análisis se ejecutó en Autodesk Inventor (estático lineal) con cargas equivalentes a la norma de referencia (vector de 150 N a 30°), y un caso de sensibilidad de mayor magnitud. Los resultados se reportan en MPa (tensiones) y N (reacciones).

Figura 4.

Tensión de von Mises con conexión como Morses



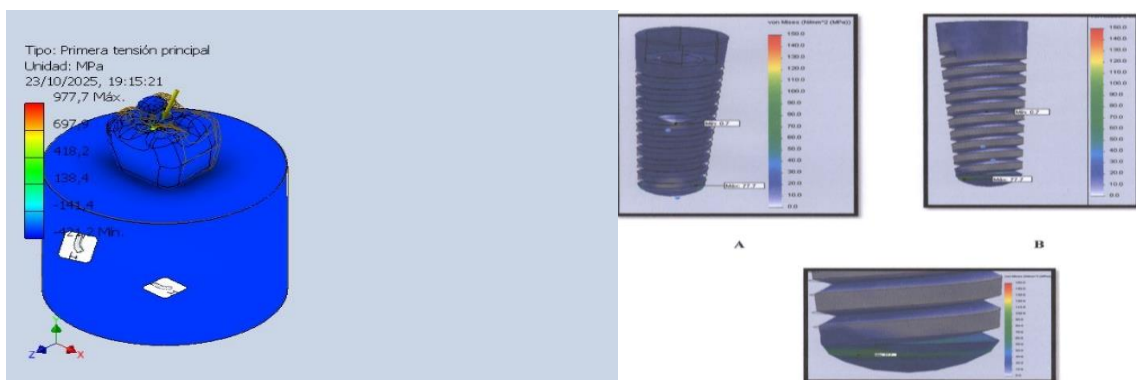
Nota. A: vista interna, B: vista externa

En la figura 4, se presenta el criterio de von Mises establece si la tensión cuantificada excede el límite de influencia de la carga (N) en el implante, ese proceso permite el análisis de la deformación. La medición de la máxima tensión equivalente y sirve como indicador para la verificación de la resistencia frente a la carga aplicada. El resultado determina una tensión máxima de 991, 9 MPa y un valor mínimo de 0.0259 MPa.

La conexión como Morse en el método de los elementos finitos son las condiciones en cuanto a las cargas en referencia a la dirección de las fuerzas que actúan sobre el implante. Sin embargo, en el estudio se consideró la elasticidad (módulo Young y coeficiente de Poisson).

Figura 5.

Tensión von Mises con conexión hexágono interno



Nota. A: vista interna, B: vista externa, C: vista apical ampliada

En la figura 5, se observó un valor máximo de 977,72 MPa y un mínimo de -421,16 MPa.

Figura 6.

Tensión von Mises con conexión hexágono externo

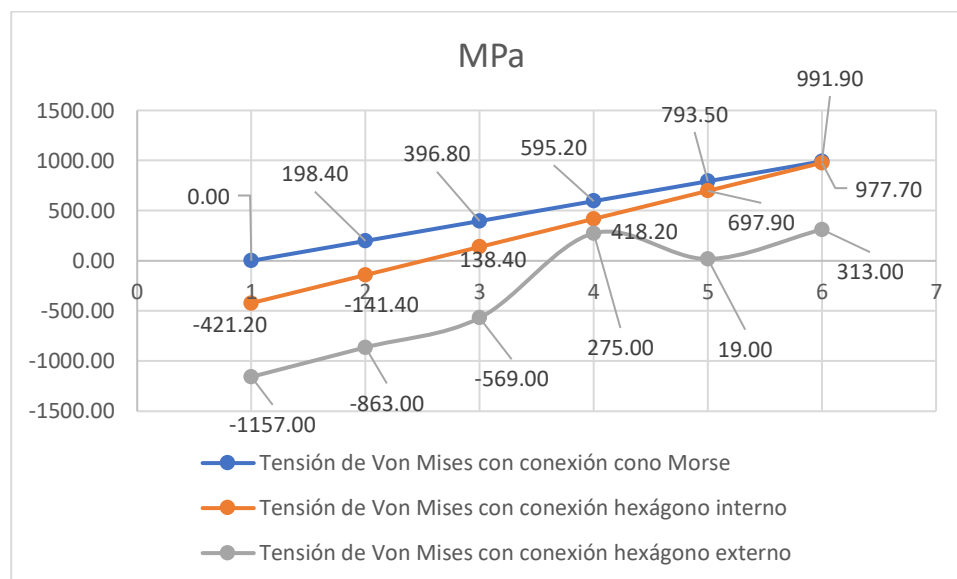


Nota. A: vista interna, B: vista externa

En la figura 6, se observó un valor máximo de 313,005 MPa y un mínimo de -1157,04 MPa.

Figura 7.

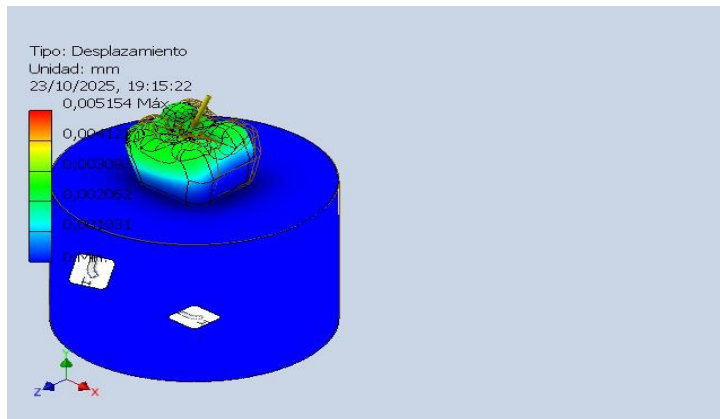
Presentación de resultados de la modelación en MPa



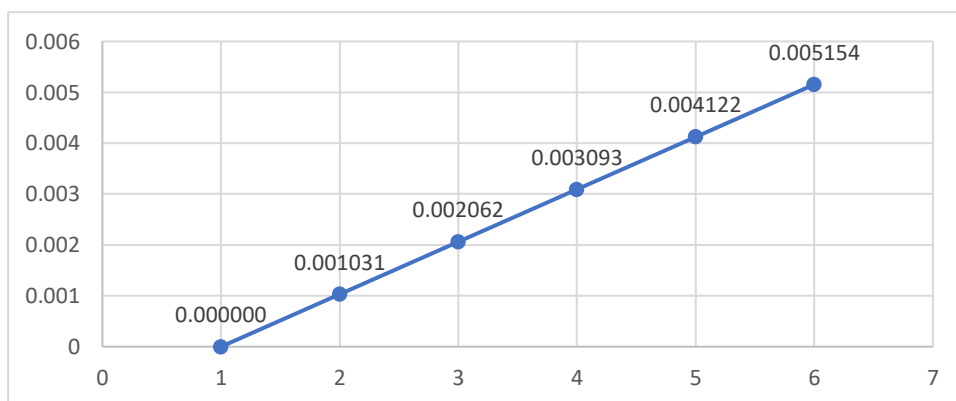
Fuente: Elaboración propia

En la figura 6, se analiza el comportamiento de la tensión von Mises y los tipos de conexiones de las propiedades del implante. La conexión como Morse presentó mayor variación que los otros tipos de conexiones.

El análisis del desplazamiento es una técnica que simula al implante y su reacción a las fuerzas y determina las deformaciones o más conocida como desplazamiento. El primer paso que se dio para generar el modelo de elementos finitos fue la representación geométrica.

Figura 8.*Modelación para el desplazamiento*

Fuente: Elaboración propia

Figura 9.*Gráfica del desplazamiento mm*

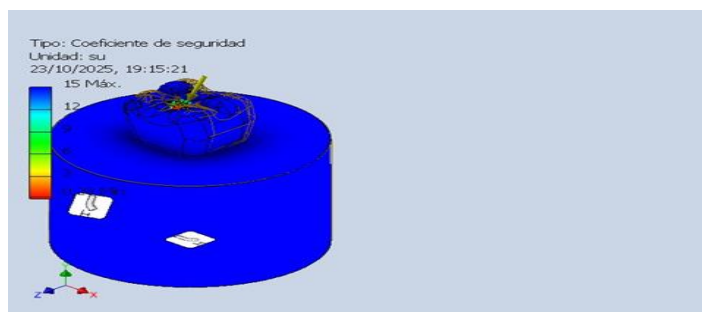
Fuente: Elaboración propia

En la figura 8 y 9, se determinó que la deformación máxima que se obtuvo fue de 0.00515 a una carga de fuerza de 991.90 MPa de von Mises.

El coeficiente de seguridad (su) se obtuvo de la división entre el límite de fluencia del implante y la tensión de von Mises en un punto. Un valor máximo que es mayor a 1, indica que el implante es seguro.

Figura 10.

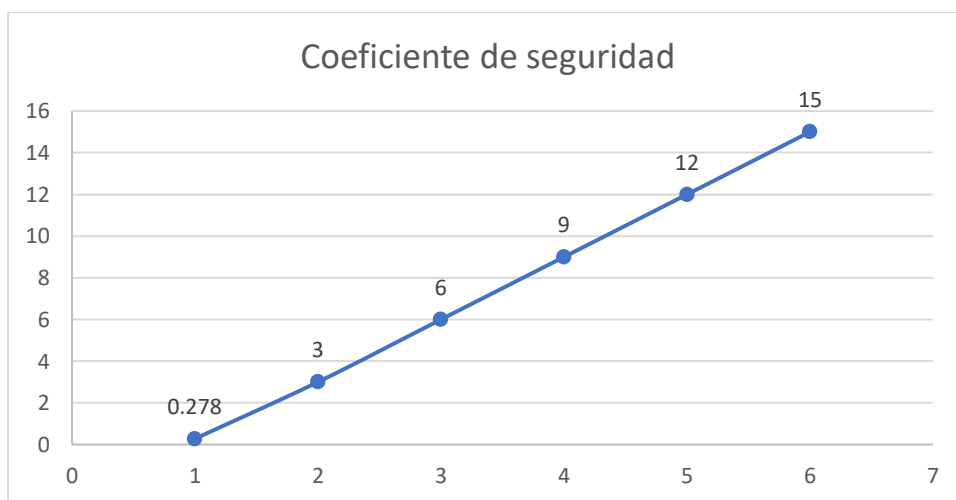
Coeficiente de seguridad



Fuente: Elaboración propia

Figura 11.

Presentación de seguridad



Fuente: Elaboración propia

En la figura 10 y 11, se observó que el coeficiente de seguridad alcanzó un valor máximo de 15. Este valor es mayor a 1.

Tabla 5.

Resultados de la modelación

Nombre de la restricción	Tensiones		Reacción	
	Magnitud	Componente	Magnitud	Componentes
Tipo de conexión 1	10,3177 N	-0,120591 N (X)	0,135784 Nm	-0,135778 Nm (X)
		6,47789 N (Y)		0 N m (Y)
		-8,02983 N (Z)		0,00128228 Nm (Z)
Tipo de conexión 2	140,364 N	0,155806 N (X)	1,46682 Nm	-1,46673 Nm (X)
		123,401 N (Y)		0,00882449 Nm (Y)
		-66,8883 N (Z)		0,014044 Nm (Z)

Fuente: Elaboración propia

En la tabla 5, se presenta los resultados de tipos de conexión previo a las condiciones en las direcciones de los componentes de los ejes x, y, z.

Tabla 6.

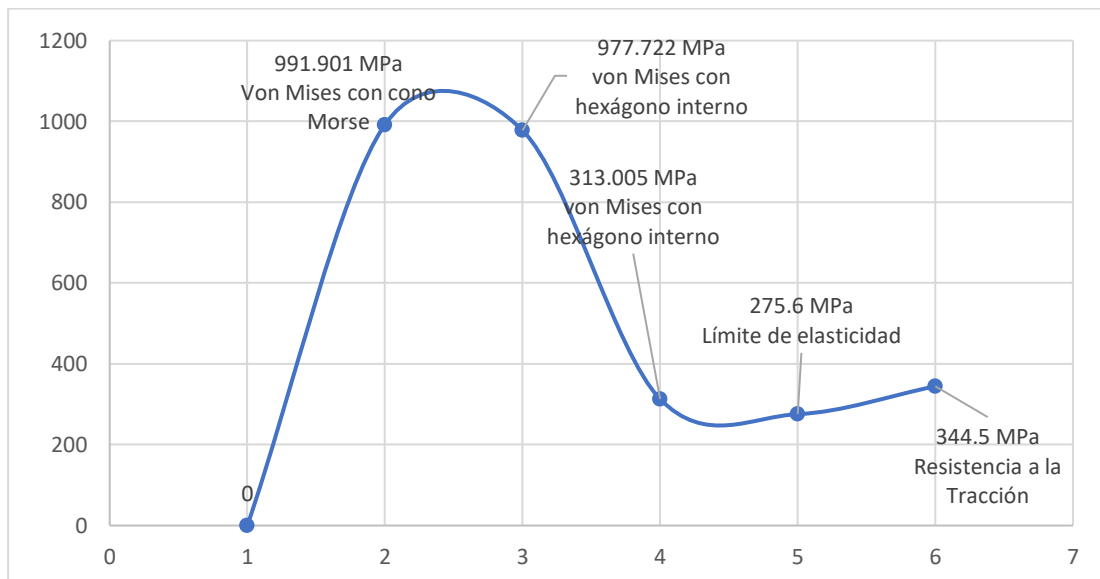
Resumen de los resultados finales

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	4963,32 mm ³	
Masa	0,0223846 kg	
Tensión de Von Mises con conexión cono Morse	0,0259574	991,901 MPa
Tensión de Von Mises con conexión hexágono interno	-421,163	977,722 MPa
Tensión de Von Mises con conexión hexágono externo	-1157,04	313,005 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00515429 mm
Coefficiente de seguridad	0,27785	15 su

Fuente: Elaboración propia

Figura 12.

Gráfica de resultados de la fuerza



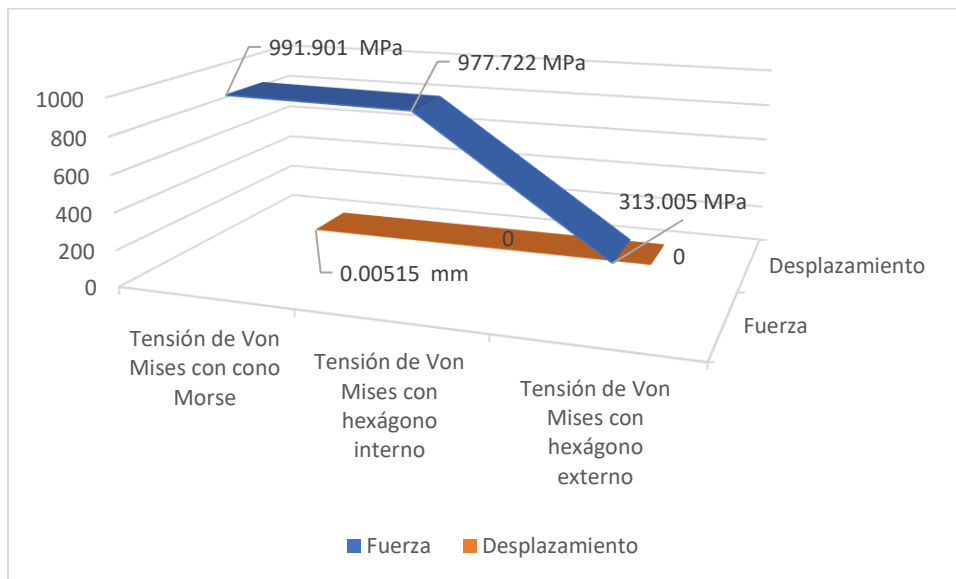
Fuente: Elaboración propia

En la tabla 6 y figura 12, se observa una carga máxima de von Mises con conexión cono Morse de 991,90 MPa, von Mises con conexión hexágono interno de 977.72 MPa y von Mises con conexión hexágono externo con 313,005 MPa y un coeficiente de seguridad del 15 su.

El análisis de la fuerza deformación en implantes con elementos finitos bajo el criterio de tensión de von Mises para la predicción de distribución de estrés y deformación bajo carga. Para la obtención de resultados se consideró una carga de 150 N a 30° (componentes: $F_y=129,9$ N, $F_z=75,0$ N). Las reacciones estuvieron equilibradas las cargas en las caras fijadas (magnitud principal 140 N en una de las restricciones y complementada por 10 N en otra), con pares asociados pequeños, coherentes con el brazo de carga.

Figura 13.

Resultado entre fuerza y desplazamiento



Fuente: Elaboración propia

En la figura 13, se evidencia que el desplazamiento máximo fue 0,00515 mm (5,15 μm) y la tensión de von Mises de cono Morse.

Capítulo 3. Diseño De Los Datos

El análisis de los resultados con elementos finitos se realizó porque no está disponible un método para determinar la deformación y distribución de las fuerzas en el ámbito del hueso adyacente en los implantes. En la investigación se consideró un implante osteointegrados en el hueso, 100% de interfase entre implante – hueso; y, se evaluó el efecto de la geometría del implante, el tipo de conexión en la distribución de tensiones.

Los resultados que se hallaron fueron bajo el material del implante (Titanio) con carga de fuerza aplicada a 150 N con componentes $-129,9$ N en Y, $+75,0$ N en Z), con tres tipos de conexiones, malla con tamaño relativo de 0,1 mm del diámetro. La σ von Mises con conexión cono Morse máximo alcanzó 991,9 MPa, σ von Mises con conexión hexágono interno máximo 977,7 MPa, σ von Mises con conexión hexágono externo máximo 313 MPa, un desplazamiento máximo de 0,00515 mm y coeficiente de seguridad máxima 15 su.

Este hallazgo es consistente con el estudio realizado por Farhan et al, (2024) emitiendo información válida sobre la distribución de la tensión y los patrones de deformación dentro del implante cuando se somete a una carga oclusal. Las regiones de alta concentración de tensiones fue en la interfaz implante-hueso, se correlaciona un alto riesgo de desprendimiento interfacial, aflojamiento del implante del hueso circundante y con el tiempo ocasionan una reabsorción ósea.

La comparación de los resultados de nuestra investigación con Anitua et al (2010), bajo el análisis matemático con elementos finitos en 3D determinó que las fuerzas se distribuyeron en diferentes maneras sobre el hueso. La fuerza máxima que se aplicó fue de 150 N con ángulo de 30° según la normativa ISO 14801:2003.

Como consecuencia la aplicación de una fuerza máxima equivalente de von Mises sobre la interfase implante - hueso para la geometría. El valor de tensión para el implante Tiny alcanzó 122,9 MPa. Este fuerza máxima difiere con nuestro estudio que alcanzó 991,91 MPa. Un hecho interesante de análisis fue la reducción de tensiones por el incremento del diámetro del implante, al mismo tiempo fue menos marcada para los implantes con más longitud. Por esta razón, la reducción de la distribución de tensiones sobre el hueso se consideró que el diámetro es más importante que la longitud o la geometría del implante.

Es importante agregar que las propiedades mecánicas del implante de titanio referente a pilares el módulo de Young es de 113.8 GPa y el coeficiente de Poisson 0.34 (Dam et al., 2021). En la investigación se consideró el módulo de Young de 102,81 GPa y coeficiente de Poisson 0.36. Generalmente, los factores que afectan la distribución de la tensión alrededor del implante se considera la aplicación de la carga después que alcance una estabilidad adecuada pero al mismo tiempo evitar los excesos. El diámetro, la longitud, el ángulo de la carga y la profundidad de la inserción influyen la distribución de las tensiones.

Según Didier et al, (2020) la utilización del modelo de elementos finitos permite la evaluación de la influencia de los parámetros de diámetro, longitud, ángulo de inclinación, conicidad, módulo de Young, espesor del hueso cortical y módulo de Young del hueso esponjoso en la distribución de tensiones y la transferencia de carga entre el implante dental y el hueso. Los autores determinaron que el diámetro bajo el módulo Young y el espesor cortical son los más influyentes en la distribución de las tensiones.

Por otra parte, el estudio realizado por Didier et al, (2020) determinó que un módulo Young menor reduce significativamente el salto de tensión entre el implante y hueso cortical.

Este parámetro caracteriza la geometría del implante que, al evaluar las interacciones o tipo de conexiones para verificar la influencia en la distribución de las tensiones. Se puede señalar que, cuando es menor el grosor del hueso cortical, mayor es la influencia del diámetro del implante sobre la tensión.

De la misma forma se observó que la fuerza oblicua a la fuerza vertical generó tensiones y deformación excesivas en el implante y hueso. El incremento del diámetro y la longitud del implante reduce la tensión y la deformación en el hueso. Se observó que el diámetro tuvo mayor efecto en la reducción de la tensión y la deformación que la geometría (Qian et al., 2009).

La aplicación de carga máxima varía según el estudio, las mismas van de 50 a 200 N con varios ángulos que van de 0 a 85° en sentido bucolingual, con estas referencias se observó que la tensión máxima se ubicó en el hueso cortical del lado lingual adyacente al implante. Igualmente, un incremento del diámetro y profundidad de inserción mejoró sustancialmente la distribución de la tensión y de la deformación.

De modo idéntico, el estudio realizado por Moraes et al, (2018), evaluaron el diámetro, la carga del implante y el tipo de patrones de conexión sobre los patrones de tensión en el hueso con una relación corona -implante, aplicando una fuerza axial de 200 N o una fuerza oblicua de 100 N a los implantes dentales de 8.5 mm de longitud y 5 mm de diámetro. De acuerdo con el resultado, los implantes con mayor diámetro presentaron una distribución de tensión favorable, independientemente del tipo de conexión (cono Morse, hexágono interno y externo). Por ejemplo, los implantes de 10 mm de longitud deben tener un diámetro mínimo de 4.1 mm para la minimización de la tensión en el hueso.

Sobre todo los tipos de conexiones que se analizaron con los valores máximos de von Mises con cono Morse generó menos estrés a nivel apical del hueso y se considera una alternativa idónea para la disminución de tensiones

Las limitaciones que se dan para la evaluación de las distribuciones de las tensiones en los implantes dentales mediante el método de los elementos finitos son: aunque genera precisión no se observaron micro movimientos en la interfaz implante – hueso cuando se aplicó la carga, y eso limitó el análisis de la situación real. Al mismo tiempo, se consideró un hueso cortical y esponjoso, implante isotrópicos y homogéneo, pero la realidad fue que el hueso era anisotrópico y el implante no fue homogéneo.

Las cargas se aplican únicamente en los puntos específicos en la mayoría de estudios, las pruebas fueron realizadas en un único punto y ángulo, a diferencia de seleccionar un lugar de un episodio de estrés como en la práctica clínica. Los estudios de elementos finitos no consideran la fatiga, el envejecimiento de las tensiones térmicas, la carga mecánica cíclica continua del implante dental.

En futuras investigaciones se deben evaluar los micro movimientos en la interfaz hueso – implante durante la carga para la simulación de situación de la clínica real. De acuerdo con Savadi et al, (2011), se debe evaluar la topografía de la superficie del implante y las condiciones de carga sobre las distribuciones de las tensiones.

Los autores observaron que el implante con superficie lisa presentó una alta tensión de punzonamiento en el ápice, pero una superficie porosa con recubrimiento presentó una distribución de tensiones más uniforme. Siempre que, centrarse en las interacciones de los parámetros geométricos del implante y el grosor del hueso cortical, independientemente de la

variable geométrica se debe considerar el nivel estrés cuando la calidad del hueso está degradada.

Conclusiones

Esta investigación se destaca por la influencia de la geometría del implante en el tipo de conexión de la distribución de las tensiones, donde los máximos valores se ubican en la zona cervical del implante y disminuyen hacia el ápice. Se observó que a mayor diámetro del implante menor es la tensión en el hueso, sobre todo en la cortical del cuello. El cambio de diámetro reduce más las tensiones en comparación de la longitud y la geometría.

El cambio en la geometría del implante mejora la distribución de las tensiones en el hueso, aunque sigue siendo poco significativa en relación a la variación del diámetro. La mayor parte de la carga se concentra en las primeras seis espiras, es importante centrarse en la evaluación del diseño de la rosca y optimización en el acabado cervical que suavice el gradiente de las tensiones.

Los valores máximos de von Mises con conexión como Morse generó menos estrés a nivel apical del hueso y eso representan una alternativa ideas para la disminución de tensiones, a diferencia de la conexión hexágono externo que la máxima tensión se encontró a nivel cervical.

El método de los elementos finitos es una técnica importante en la implantología para estudiar la distribución de las tensiones en el hueso adyacente, la biomecánica del implante y la interfaz hueso -implante. Por tal motivo, la evaluación permitió demostrar que un implante con mayor diámetro y geometría proporciona una distribución adecuada de tensiones en el hueso.

Referencias

- Anitua, E., Tapia, R., Luzuriaga, F., & Orive, G. (2010). Influencia de la longitud, diámetro y geometría del implante en la distribución de las tensiones: Un análisis con un modelo de elementos finitos. *Private Practice in Implantology and Oral Rehabilitation*, *14*(1).
- Dam, V. V., Trinh, H. A., Dung, D. T., & Hai, T. D. (2021). Aplicaciones del método de elementos finitos en implantología dental y rehabilitación oral. *ScienceDirect*, *15*, 15-392. <https://doi.org/10.2174/1874210602115010392>
- Didier, P., Piotrowski, B., Le Coz, G., Joseph, D., Bravetti, P., & Laheurte, P. (2020). Finite Element Analysis of the Stress Field in Peri-Implant Bone: A Parametric Study of Influencing Parameters and Their Interactions for Multi-Objective Optimization. *Applied Sciences*, *10*(17), 5973. <https://doi.org/10.3390/app10175973>
- Falcón, V. V., Cejas, M. N., Martínez, M. C., & Ortiz, R. C. (2021). Contabilidad creativa: Perspectivas jurídicas y empresariales a partir de los procesos de información. *Revista Venezolana de Gerencia*, *26*(5), Article 5. <https://doi.org/10.52080/rvgluz.26.e5.47>
- Farhan, A., Mahdi, Q., Al-Ameen, E., Jaber, A., & Njim, E. (2024). Finite-element investigations on the influence of material selection and geometrical parameters on dental implant performance. *Curved and Layered Structures*, *11*(1). <https://doi.org/10.1515/cls-2024-0015>
- Hong, M.-H., & Choi, H. (2024). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in Dental Implant Prosthesis and Surrounding Bone Using PEEK Abutments. *Biomimetics*, *9*(8), 472. <https://doi.org/10.3390/biomimetics9080472>

- Ibrahim, C. R. M., Sameh, A., & Askar, O. (2024). A finite element analysis study on different angle correction designs for inclined implants in All-On-Four protocol. *BMC Oral Health*, 24(1), 331. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04091-2>
- Jafarian, M., Mirhashemi, F. S., & Emadi, N. (2019). Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dental and Medical Problems*, 56(1), 27-32. <https://doi.org/10.17219/dmp/102710>
- Łosiewicz, B., Osak, P., Nowińska, D., & Maszybrocka, J. (2025). Developments in Dental Implant Surface Modification. *Coatings*, 15(1), 109. <https://doi.org/10.3390/coatings15010109>
- Moraes, S. L. D. de, Verri, F. R., Santiago, J. F., Almeida, D. A. de F., Lemos, C. A. A., Gomes, J. M. de L., & Pellizzer, E. P. (2018). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. *Brazilian Dental Journal*, 29(1), 36-42. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201801746>
- Ogaili, A. A. F., Mahdi, Q. S., Al-Ameen, E. S., Jaber, A. A., & Njim, E. K. (2024). Finite-element investigations on the influence of material selection and geometrical parameters on dental implant performance. *Curved and Layered Structures*, 11(1). <https://doi.org/10.1515/cls-2024-0015>
- Qian, L., Todo, M., Matsushita, Y., & Koyano, K. (2009). Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: Finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(5), 877-886.

- Qiu, P., Cao, R., Li, Z., & Fan, Z. (2024). A comprehensive biomechanical evaluation of length and diameter of dental implants using finite element analyses: A systematic review. *Heliyon*, *10*(5), e26876. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e26876>
- Rana, A., Srivastava, S., Chaturvedi, A., Saxena, S., & Jaiswal, H. (2024). Dental Implant Failures and its Management. *INTERNATIONAL JOURNAL OF RESEARCH AND ANALYTICAL REVIEWS*, *11*(3), 209.
- Savadi, R. C., Agarwal, J., Agarwal, R. S., & Rangarajan, V. (2011). Influence of Implant Surface Topography and Loading Condition on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Comparative 3D FEA. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, *11*(4), 221-231. <https://doi.org/10.1007/s13191-011-0105-6>
- Setzer, F. C., & Kim, S. (2014). Comparison of Long-term Survival of Implants and Endodontically Treated Teeth. *Journal of Dental Research*, *93*(1), 19-26. <https://doi.org/10.1177/0022034513504782>
- Vinod, H., Neha, I., & Rajat, A. (2022). Dental Implant Pitch Geometry. *Rama Dental College Hospital & Research Centre, Rama University, Mandhana, Kanpur, Uttar*, *20*(19), 5379-5383. <https://doi.org/Doi: 10.48047/nq.2022.20.19.nq99517>
- Zhong, Q., Zhai, Z., Wu, Z., Shen, Y., Qu, F., Wu, Y., Zhu, Z., & Xu, C. (2025). Thread design optimization of a dental implant using explicit dynamics finite element analysis. *Scientific Reports*, *15*(1), 23868. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-08858-7>