

PROTOTIPO DE IMPLANTE ODONTOLÓGICO MEDIANTE LA TÉCNICA DE PULVIMETALURGIA.

Diseño virtual del implante
y modelado computacional


*Prototype of dental implant using the powder metallurgy technique.
Implant design and computational modeling*


POR


ROGER ENRIQUE **MANFREDI**¹

RAMÓN **TOLOSA**²

RICARDO **AVENDAÑO SERRANO**³

1. Ingeniero Mecánico. manfrediroger@gmail.com
 orcid.org/009-0007-0130-7230

2. Ingeniero Mecánico. Msc. en Ciencia de los Materiales. Profesor Titular Facultad de Ingeniería, Escuela de Ingeniería Mecánica. Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela. tolosa@ula.ve
 orcid.org/0000-0002-9951-4444

3. Odontólogo. Implantólogo Bucal. Práctica privada.
climprod3@gmail.com
 orcid.org/0009-0002-3963-621X

Autor de correspondencia: Ricardo Avendaño. climprod3@gmail.com.
Teléfono: +58 414-3747624

Como citar: Manfredi RE, Tolosa R, Avendaño Serrano R. Prototipo de implante odontológico mediante la técnica de pulvimetalurgia. diseño virtual del implante y modelado computacional. ROLA, 2026; 21(2): 98-115.



Resumen

Se presenta un prototipo de implante dental virtual mediante la técnica de pulvimetalurgia exponiendo propuestas y razonamientos para el desarrollo de esta investigación. Se evaluaron y estudiaron los fundamentos teóricos necesarios para conocer las propiedades que los elementos deben poseer y desarrollar a futuro el implante dental. Se emplearon los programas computacionales Autodesk Inventor y ANSYS para realizar el dimensionamiento del sistema de implante dental, determinar los esfuerzos a los cuales puede estar sometido al cumplir su función en los tejidos bucodentales. Estas herramientas lograron validar los esfuerzos máximos y mínimos al aplicar cargas variables de tracción, cizallamiento y torque; se pudo corroborar mediante las teorías de falla y fatiga los ciclos de vida del sistema de implante, obteniendo como resultado lo establecido en normas internacionales: 106 ciclos y un factor de seguridad de 1,43, generando confianza al observar semejanza cuando se compara con otros estudios. Se logró el objetivo principal al desarrollar un sistema de implante dental y sentar las bases para realizar la fabricación futura. Se hicieron recomendaciones y se plantearon los métodos viables para obtener el polvo de la aleación Ti-6AL-4V, que es la recomendada por autores y casas fabricantes por sus excelentes propiedades mecánicas en el desarrollo de estos elementos, y el método para la fabricación total del sistema de implante por vía metalúrgica, mediante moldeo por inyección de metales.

PALABRAS CLAVE (DeCS): implante dental, pulvimetalurgia, esfuerzos máximos y mínimos, variables de tracción, cizallamiento y torque, aleación Ti-6AL-4V.

Abstract

A prototype of a dental implant using the powder metallurgy technique is presented. Proposals and reasoning for the development of this research are presented. The theoretical foundations necessary to know the properties that the elements of the implant must possess and develop the dental implant in the future were evaluated and studied. Autodesk Inventor and ANSYS computer programs were used to size the dental implant system, determine the stresses to which it may be subjected when fulfilling its function in oral tissues. These tools were able to validate the maximum and minimum stresses when applying variable loads of traction, shear and torque; it was possible to corroborate the life cycles of the implant system through the theories of failure and fatigue, obtaining as a result what is established in international standards, 106 cycles and a safety factor of 1.43, generating confidence by observing similarity when compared with other studies. The main goal was achieved by developing a dental implant system and laying the foundation for future manufacturing. Recommendations were made and viable methods were proposed to obtain powder of the Ti-6AL-4V alloy, which is recommended by authors and manufacturers for its excellent mechanical properties in the development of these elements, and to produce the implant system by metallurgical means, metal injection molding.

KEYWORDS (MeSH): dental implant, powder metallurgy, maximum and minimum stresses, tensile variables, shear and torque, Ti-6AL-4V alloy.

Introducción

La implantología dental (ID) es una técnica quirúrgica ampliamente utilizada en odontología para restaurar dientes perdidos. La ID se ha desarrollado sobre una sólida base científico-tecnológica en la construcción de sus elementos constitutivos, que, mediante técnicas quirúrgicas especializadas, se inserta en los tejidos óseos bucales para su oseointegración y posterior rehabilitación protésica, con la ventaja de que se preserva la estética y los dientes vecinos^{1,2}.

El titanio ha sido el material “Gold Standard” para el ID, determinado por los hallazgos del Dr. Per-Ingvar Brånemark³. Es un material bioinerte biocompatible con los tejidos bucales, presenta características mecánicas adecuadas; la dureza le permite soportar cargas oclusales elevadas y su módulo de elasticidad es muy semejante al del hueso⁴. Representa el material que ha ofrecido la mejor respuesta en las aplicaciones de implantología oral, con un módulo de elasticidad de aproximadamente 110 GPA, mayor que el de los aceros y aleaciones de cromo-cobalto, lo que favorece la transmisión de cargas mecánicas al hueso^{5,6}. “Le favorece también la excelente resistencia a la corrosión, las buenas propiedades mecánicas, tanto estáticas como cíclicas, la reducida conductividad térmica, la excelente biocompatibilidad y la gran capacidad de oseointegración”⁵. El titanio al presentar características mecánicas como su dureza, le permite soportar cargas oclusales elevadas durante la actividad masticatoria⁷.

Una revisión de la literatura señala que la densidad ósea se mantiene como el factor más influyente en la estabilidad primaria, mientras que el microdiseño del ID parece ser el factor más influyente para la estabilidad secundaria; refiriéndose al diseño del ID⁸. El uso de implantes cónicos con paso ancho resulta en una mejor estabilidad del implante en hueso de densidad moderada, observada debido al valor más alto de Implant Stability Quotient (ISQ), justo después de la colocación del implante^{1,9}.

Según la FDI “La mayoría de los implantes dentales utilizados son dispositivos de rosca endoóseos, de forma cilíndrica o cónica, que se insertan en el hueso maxilar”¹⁰. Los ID convencionales de forma cilíndrica son manufacturados por prácticamente todas las casas comerciales a nivel mundial, tienen un rango proporcional a las necesidades terapéuticas exigidas, cumplen estándares quirúrgicos y protésicos; además, conservan, básicamente, el diseño que, con variantes, ha evolucionado y perfeccionado en su uso y aplicación¹¹.

Un sistema de ID debe estar compuesto por tres elementos fundamentales: 1. El cuerpo del implante puede clasificarse en: cónicos y cilíndricos, usualmente roscados, siendo maquinados en función de una rosca continua a lo largo de su superficie externa. 2. El tornillo de fijación está diseñado en función de una forma que permita cumplir con la función de sujeción y esta-

bilización de dos cuerpos (implante y aditamento protésico). 3. El aditamento protésico puede ser recto o angulado con variadas alturas y geometrías de diseño, es la parte del sistema que va a recibir directamente la rehabilitación protésica^{3,12}.

La fabricación de los implantes dentales es realizada mediante el corte o maquinado de barras cilíndricas de titanio con controles de precisión para lograr diámetros, longitudes y características propias del diseño previamente establecido¹³⁻¹⁴.

La pulvimetalurgia es una técnica de fabricación de objetos metálicos que parte de polvos finos y su posterior compactación, para lograr una forma determinada y obtener una pieza mediante calor en una atmósfera controlada¹⁵. En un análisis comparativo entre dos metodologías de fabricación que emplean métodos pulvimetalúrgicos (obtener piezas sinterizadas a base de titanio, con agregado de hidroxiapatita como material bioactivo), el primer método utiliza técnicas tradicionales de obtención de muestras mediante la compactación de polvos en prensas y en matricería metálica y el segundo método emplea la técnica de gel-casting combinada con la tecnología de impresión 3D para la fabricación de moldes. “Ambas metodologías analizan los métodos de manufactura, la tecnología empleada en el desarrollo de moldes, las variables de sinterización y las propiedades mecánicas, tales como el módulo de elasticidad, resistencia mecánica, límite de fluencia, elongación y dureza de los materiales de titanio e hidroxiapatita obtenidos”¹⁵. Se concluye que el método pulvimetalúrgico que utiliza la técnica de preparación por gel-casting y la obtención de muestras en moldes fabricados por impresión 3D en polímeros, produce un material compuesto con valores del módulo elástico y del límite de fluencia próximos a los recomendados para los huesos trabeculares de menor densidad ósea¹⁵.

La pulvimetalurgia mediante moldeo por inyección de metales da la posibilidad de fabricar piezas de formas complejas con excelentes tolerancias y alta calidad a un costo relativamente bajo. Los pasos clave de esta técnica son la compactación del polvo y la subsiguiente unión térmica de las partículas por medio de la sinterización, que es un tratamiento térmico utilizado para el desarrollo de uniones entre partículas, con el objetivo de formar un objeto sólido, continuo y de densidad controlada por presión, sin llegar a la fusión, además, este método de consolidación en estado sólido como la pulvimetalurgia no es necesario alcanzar temperaturas tan elevadas¹⁶.

Un implante dental puede ser diseñado y estudiado en un ambiente computacional, antes de ser probado en seres vivos, ahorrando tiempo y posibles tratamientos iatrogénicos^{2,5}.

Por lo anteriormente expuesto, se propone un proyecto cuyo objetivo es ejecutar un prototipo de implante dental virtual, evaluar virtualmente las

propiedades mecánicas y físicas a las que pueda estar sometido este prototipo de implante dental virtual, mediante la premisa de simulación de cargas y fuerzas virtuales e iguales a las que son sometidos los implantes dentales comerciales en el medio bucal, la fabricación de este prototipo de implante virtual se apoya en la técnica de pulvimetalurgia. El análisis de esta premisa es fundamental y necesario en la confección de un prototipo de implante dental que pueda competir a futuro en costos y calidad con otros sistemas de implantes dentales comerciales existentes en el mercado; y que, en su elaboración, distribución y aplicación terapéutica en el área odontológica, logre influir notablemente en el descenso de costos en la comercialización final.

Metodología

Se realizó un estudio de tipo descriptivo, de modelado computacional y análisis de elementos finitos (FEA), de alcance exploratorio y explicativo. El diseño del prototipo del implante virtual se rigió por el modelo mecánico-metalúrgico de un ID convencional del tipo roscado, empleando como modelo el implante TAPERED SCREW VENT® de ZIMVIE DENTAL¹⁷, utilizando los principios teóricos de la ingeniería y las herramientas computacionales necesarias.

Se elaboró la descripción exhaustiva de cada uno de los componentes de un sistema de ID para la rehabilitación dentaria unitaria. Se representaron las geometrías y medidas de los componentes del sistema de implante dental seleccionado. Se ejecutó un análisis de cargas y fuerzas a las que están sometidos todos los componentes de un implante dental. Se diseñó el implante previa definición de los parámetros o requerimientos que debe cumplir, y el resultado final una vez aplicado un modelado 3D del mismo.

Se usó el programa computacional Autodesk Inventor®, tomando como referencia un modelo de implante reconocido y comercializado a nivel mundial, definiendo el dimensionamiento del sistema de implante: (cuerpo del implante, tornillo de fijación y el aditamento protésico).

Fundamento científico para el diseño de un sistema de implante dental, convencional. Dimensionamiento y características de los elementos que conforman el sistema de implante dental

Se tomó el modelo de implante “Tapered Screw Vent” de la casa comercial ZIMVIE DENTAL¹⁷ para la ejecución del prototipo virtual. Se siguieron los parámetros de diseño para el modelado del cuerpo del implante, representados en la TABLA 1. LA TABLA 2 muestra las características de los parámetros de diseño para el modelado de la cámara interna del cuerpo del implante. En la TABLA 3 se leen los parámetros de diseño para el modelado del tornillo de fijación.

TABLA 1. Parámetros de diseño para el modelado del cuerpo del implante.

Cuerpo del Implante	Medida	Observaciones
Longitud total (Forma cónica)	13 mm	Ubicado desde el ápice (parte inferior) hasta el cuello del implante (parte superior)
Diámetro de la plataforma	3.5 mm	Ubicado en el tercio cervical (reducción del diámetro del cuello)
Diámetro del cuello	3.7 mm	Ubicado en el tercio cervical
Diámetro apical	3.1 mm	Ubicado en el tercio apical (parte inferior del implante).
Ojal	1 mm ancho x 2 mm longitud	Ubicado en el tercio apical
Paso de Rosca de	1.8 mm	Ubicada desde el tercio apical hasta el tercio cervical
Profundidad de la rosca	0.36 mm	Ubicados desde el tercio apical hasta el tercio cervical

TABLA 2. Parámetros de diseño para el modelado de la cámara interna del cuerpo del implante.

Cámara interna	Medida	Observaciones
Longitud total	6 mm	
Sección Hexagonal	2.5 mm de ancho x 1.5 mm de longitud	
Zona roscada	3 mm de longitud	Rosca tipo- 1-72UNF
Angulación de los 3 biseles	44°, 59° y 45° respectivamente	

TABLA 3. Parámetros de diseño para el modelado del tornillo de fijación.

Tornillo de fijación o tornillo pasante	Medidas	Observaciones
Longitud total	8.5mm	
Cabeza del tornillo	2.3 mm de diámetro y 2.5 mm de longitud	
Zona roscada	1.7 mm de diámetro y 3 mm de longitud	Tipo de rosca 1-72UNF
Parte media del tornillo (zona no roscada)	1.4 mm de diámetro y 3 mm de longitud	
Cámara interna del tornillo de fijación	Sección hexagonal de 1.25 mm de diámetro y profundidad de 2 mm	

Las medidas de la cámara interna del cuerpo del implante, la cámara interna del tornillo de fijación y el tornillo de fijación se tomaron utilizando un microscopio óptico modelo Relife RL-M3T® a un cuadro de 50x e instrumentos de medición de alta precisión (vernier, calibrador de metales, rayos X, regla de precisión y sensor para toma de imágenes y mediciones radiográficas (radiovisiógrafo sidexis SIRONA®). En la **TABLA 4** se muestran los parámetros de diseño para el modelado del aditamento protésico.

TABLA 4. Parámetros de diseño para el modelado del aditamento protésico.

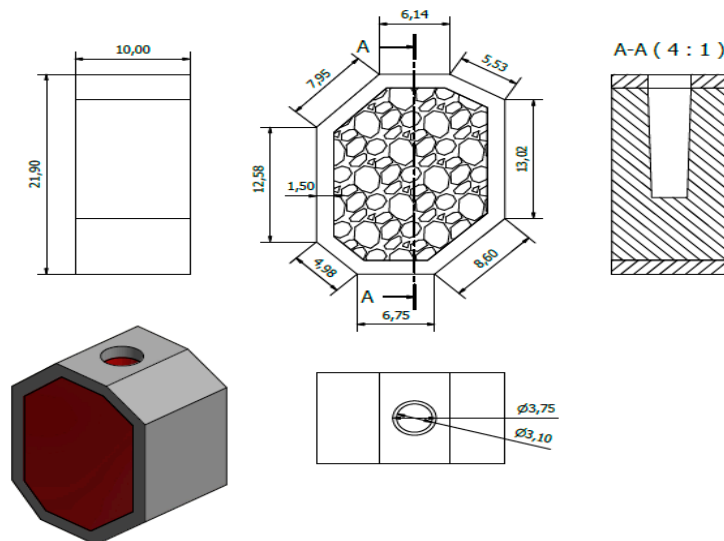
Aditamento Protésico	Medidas	Observaciones
Longitud total	9,25 mm	
Ranuras de la vista proximal	2 mm ancho x 0.25 mm de largo	Ubicada en las 2 caras de la vista proximal
Ranuras de la vista palatina	2.5 mm de longitud x 0.5 mm de ancho	Ubicada solo en la vista proximal (posterior)
Diámetro de la cámara interna	2.3 mm de diámetro y 9,25 mm de longitud	Atraviesa todo el aditamento protésico
Bisel	1.5 mm de longitud y 0.90 mm de radio	
Sección hexagonal	2.5 mm de radio y 1.5 mm de longitud	Calza en la sección hexagonal del cuerpo del implante
Angulo de la base	44°	Calza con el primer ángulo del cuerpo del implante
Hombro de la cámara interna del aditamento protésico	3 mm de longitud medidos desde la base del aditamento y 0.5 mm de espesor	Ubicado en la cámara interna del aditamento protésico ver figura 18

Configuración de la geometría ósea

Se modeló mediante simplificación poligonal irregular (octágono en corte transversal) basada en la reconstrucción de una tomografía axial computarizada de haz cónico (CBCT); se calculó el módulo de Young y el coeficiente de Poisson referidas a la calidad óseas descritos por Misch¹¹, se ejercieron cargas con una amplitud de 400 N en dos direcciones: compresiva y oblicua de 15° a 5 mm, siguiendo aproximaciones similares a las de Azcárate²², con las cuales se logra obtener la medida y geometría de la mandíbula por medio de CBCT.

El dimensionamiento de una sección del hueso de la mandíbula se logró por medio de FEA, dando como resultado un octágono irregular en el corte transversal bidimensional. En la FIGURA 1 se puede observar la vista tridimensional y vista de perfil de las dimensiones de la estructura ósea.

FIGURA 1. Vista tridimensional y vista de perfil de las dimensiones de la estructura ósea.



Análisis de cargas y condiciones de contorno óseo aplicados al implante

El modelo de implante dental seleccionado se consideró completamente osteointegrado al hueso; por ello, fue necesario conocer las propiedades mecánicas tanto del hueso cortical como del hueso trabecular (FIGURA 2), y las propiedades del material que se utilizó en este caso, la aleación de titanio Ti-6Al-4V. La interfase, cuerpo del implante-aditamento-protésico y tornillo de fijación, se consideró totalmente ensamblada. La parte modelada de la mandíbula se consideró fija (TABLA 5).

FIGURA 2. Vista Tridimensional de la Interfase Implante – Hueso.

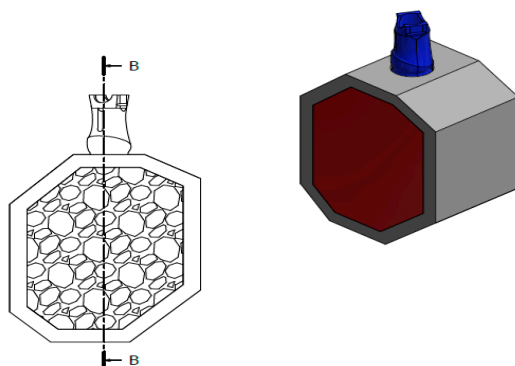


TABLA 5. Propiedades Mecánicas de los Materiales Utilizados en el Modelado. (Misch¹¹; Stegaroiu, *et al.*¹⁹, Rincón *et al.*²⁰).

Material	Módulo de elasticidad GPa	Resistencia a la tracción MPa	Resistencia a la compresión MPa	Resistencia a la fluencia MPa	Coefficiente de Poisson	Espesor (mm)
Ti-6Al-4V	117	1050	-	880	0.35	-
Hueso Cortical D3	15	49	133	130	0.3	1.5
Hueso Trabecular D3	1.5	3	10	38	0.3	Esponjoso

La simulación se realizó aplicando diferentes tipos de cargas. Una primera carga de compresión actuando a lo largo del eje del implante de 200 N, igual a la utilizada por Danza *et al.*²¹, en un estudio de concentración de esfuerzos. Una carga oblicua resultante de la componente en el eje Y de 200 N y una componente en el eje Z de 140 N igual a la utilizada por Danza *et al.* 2009²¹; Muñoz *et al.*²², ubicada a 15° con respecto al eje del implante en un estudio de concentración de esfuerzos y por último una carga torsional de 40 N·cm que es lo recomendado por Villa *et al.*²³, en un rango promedio entre 20 y 40 N·cm para evitar deformaciones: en caras internas de la sección hexagonal del cuerpo del implante, desgaste de los ángulos externos de la sección hexagonal del aditamento protésico, en los filetes de las roscas del cuerpo del implante y/o los filetes del tornillo de fijación. En relación al tipo de hueso, se modeló una sección de la mandíbula²¹, con un espesor de hueso cortical de 1.5 mm de tipo D3 en la clasificación de Misch¹¹, y con una sección de laminillas de hueso trabecular y amplios espacios medulares.

Resultados y discusión

Análisis de esfuerzos producidos por las cargas

Se representan los obtenidos del programa Autodesk Inventor® en los cuales se observaron las distribuciones de esfuerzos que se producen en cada elemento del sistema de implante dental y el programa de elementos finitos ANSYS de tal manera que se obtuviera un criterio de falla apropiado, para que dicho material cumpla un ciclo de vida establecido bajo normas internacionales. Se analizaron y se discutieron los resultados obtenidos con otros estudios.

Una vez obtenidos los análisis de cargas, se observaron los resultados de distribución de esfuerzos derivados en el programa, en el hueso simulado y en cada elemento del sistema de implante (cuerpo del implante, tornillo de fijación, aditamento protésico) cuando se aplicaron cargas variables.

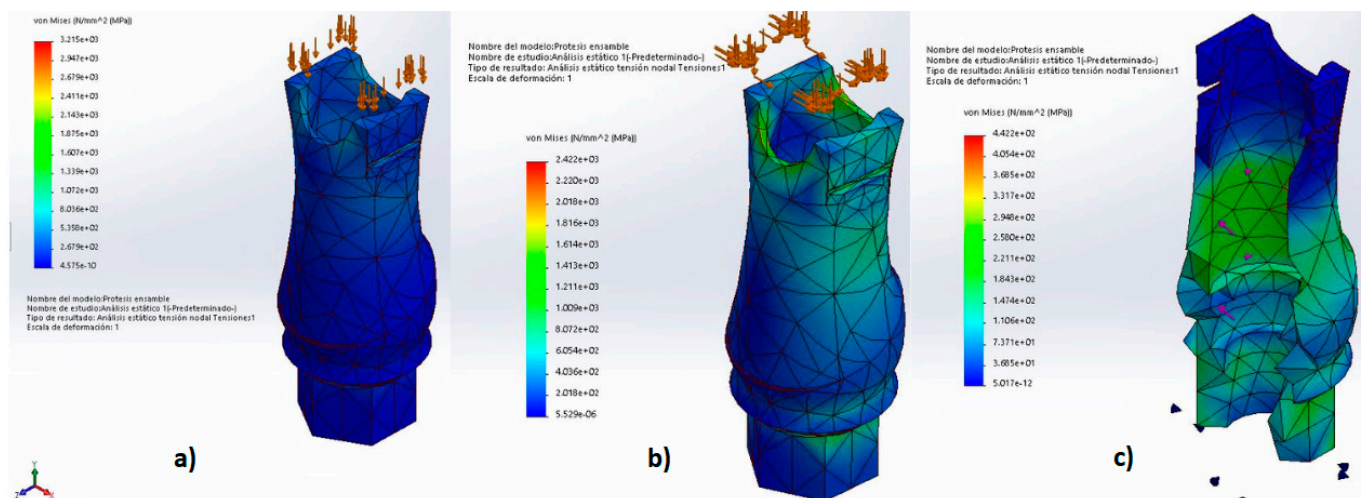
1. Análisis de esfuerzos en el aditamento protésico

Se observa la distribución de esfuerzos máximos y mínimos en el aditamento protésico cuando se sometió a cargas de compresión, oblicua y torsional, respectivamente, dando como resultado que la carga torsional generó los mayores esfuerzos en el material (TABLA 6). En la FIGURA 3 se puede observar la distribución de esfuerzos en el aditamento protésico cuando se le aplican cargas de: a) compresión, b) oblicua y c) torsional.

TABLA 6. Esfuerzos máximos y mínimos en el aditamento protésico cuando se aplican cargas de compresión, oblicua y torsional obtenidas del estudio bajo elementos finitos.

Carga	σ Máx (MPa)	σ Min (MPa)
Compresión	1,072x10 ³	4,575x10 ⁻¹⁰
Oblicua	1,614x10 ³	5,529x10 ⁻⁶
Torsional	2,948x10 ²	5,072x10 ⁻¹²

FIGURA 3. Distribución de esfuerzos en el aditamento protésico cuando se le aplican cargas de: a) compresión, b) oblicua y c) torsional.



2. Análisis de esfuerzos en el cuerpo del implante

Se aprecia en la FIGURA 4 una distribución de esfuerzos en el cuerpo del implante, siendo mayor cuando se aplica la carga torsional respecto a las cargas de compresión y oblicuas.

Es útil aclarar que la distribución de esfuerzos es producida por la carga torsional aplicada únicamente en el cuerpo del implante mientras es introducido en el hueso alveolar. En la TABLA 7 se resumen los resultados obtenidos de los esfuerzos máximos y mínimos en el cuerpo del implante cuando se aplican cargas de compresión, oblicua y torsional (en el cuerpo del implante y en el tornillo de fijación).

FIGURA 4. Distribución de Esfuerzos en el Cuerpo del Implante Cuando se le Aplican Cargas de: a) compresión, b) oblicua, c) torsional en el Cuerpo del Implante y d) torsional en el Tornillo de Fijación.

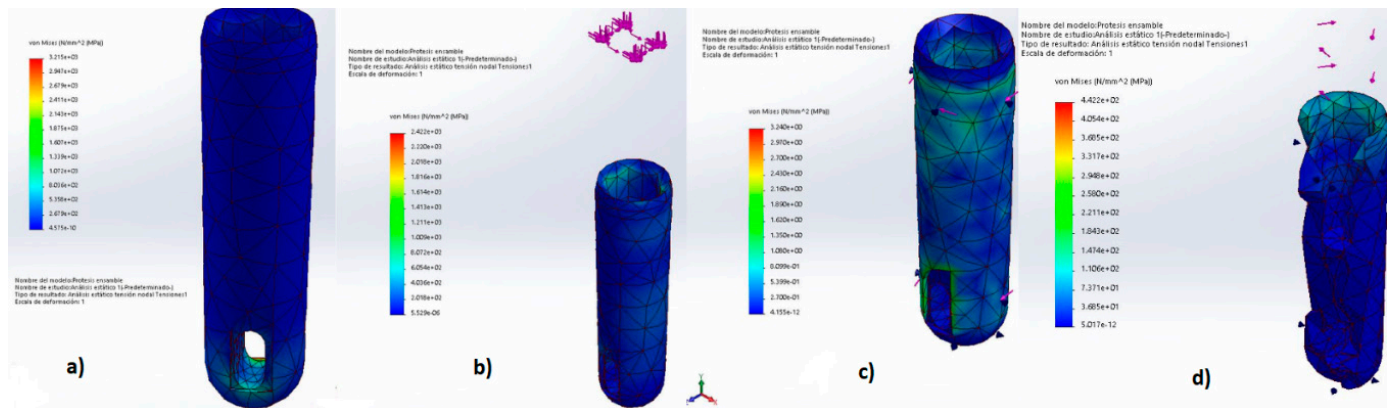


TABLE 7. Esfuerzos Máximos y Mínimos en el Cuerpo del Implante cuando se aplican cargas de compresión, oblicua y torsional (en el cuerpo del implante y en el tornillo de fijación) Obtenidos del Estudio bajo Elementos Finitos.

Carga	$\sigma_{\text{Máx}}$ (MPa)	σ_{Min} (MPa)
Compresión	$1,875 \times 10^3$	$4,575 \times 10^{-10}$
Oblicua	$1,614 \times 10^3$	$5,529 \times 10^{-6}$
Torsional Cuerpo	$2,160 \times 10^3$	$4,155 \times 10^{-12}$
Torsional Tornillo	$2,948 \times 10^2$	$5,017 \times 10^{-12}$

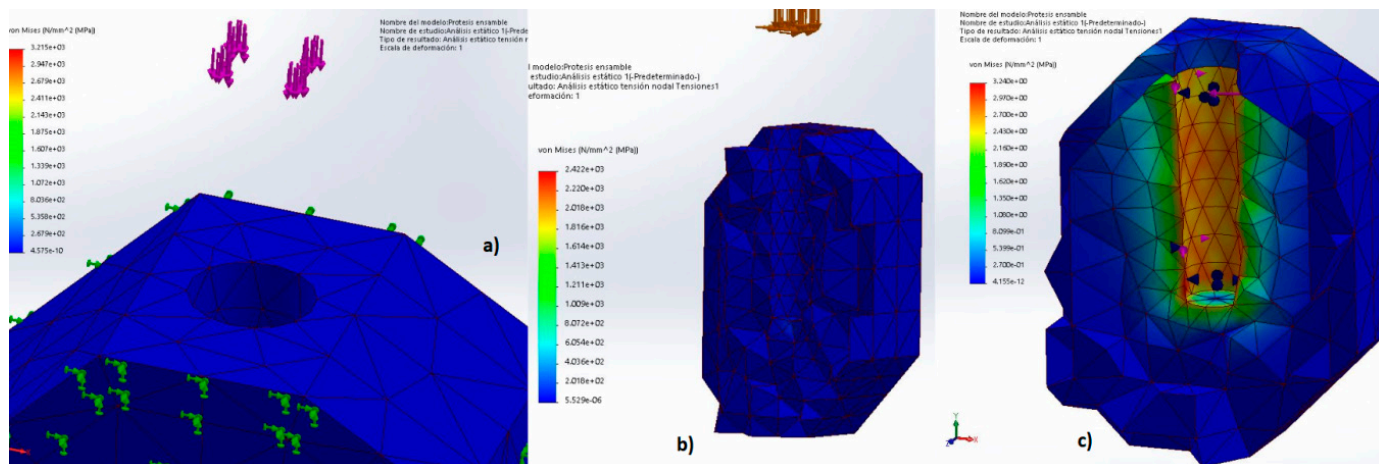
3. Análisis de esfuerzos en el hueso cortical y trabecular

Se puede observar la distribución de esfuerzos en el hueso cortical y el hueso trabecular, dando como resultado que las zonas de hueso trabecular poseen menos concentraciones de esfuerzos que en el hueso cortical. Esto se entiende, ya que la densidad de masa y de volumen es diferente, incrementándose considerablemente el valor de los esfuerzos en esa zona de estructura más densa (TABLA 8). En la FIGURA 5, se puede observar la distribución de esfuerzos en el hueso trabecular y cortical cuando se le aplican cargas de a) compresión, b) oblicua y c) torsional.

TABLA 8. Esfuerzos máximos y mínimos en el hueso cortical y trabecular cuando se aplican cargas de compresión, oblicua y torsional obtenidos del estudio bajo elementos finitos.

Carga	$\sigma_{\text{Máx}}$ (MPa)	σ_{Min} (MPa)
Compresión	2,679x10 ²	4,575x10 ⁻¹⁰
Oblicua	2,018x10 ²	5,529x10 ⁻⁶
Torsional	2,430x10 ⁰	4,155x10 ⁻¹²

FIGURA 5. Distribución de esfuerzos en el hueso trabecular y cortical cuando se le aplican cargas de a) compresión, b) oblicua y c) torsional.



4. Análisis de Esfuerzos en el Tornillo de Fijación

Se puede observar la distribución de esfuerzos en el tornillo de fijación cuando se somete a cargas de compresión, oblicua y torsional, dando como resultado que la última generó los mayores esfuerzos al material debido a que este elemento por estar dentro del aditamento protésico y el cuerpo del implante le impide estar expuesto directamente a las cargas de compresión y oblicua, caso contrario de la carga torsional que se le aplica directamente a este elemento en el momento de asentamiento y ajuste del aditamento protésico (TABLA 9).

TABLA 9. Esfuerzos Máximos y Mínimos en el Tornillo de Fijación Cuando se Aplican Cargas de Compresión, Oblicua y Torsional Obtenidos del Estudio bajo Elementos Finitos.

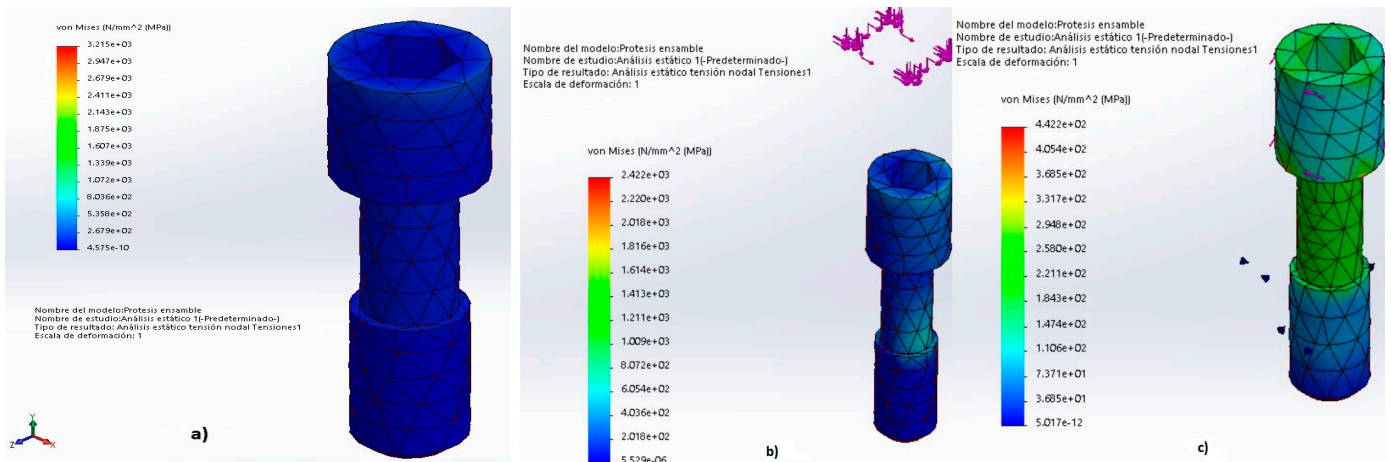
Carga	$\sigma_{\text{Máx}}$ (MPa)	σ_{Min} (MPa)
Compresión	4,575x10 ⁻¹⁰	4,575x10 ⁻¹⁰
Oblicua	8,072x10 ²	5,529x10 ⁻⁶
Torsional	2,948x10 ²	5,017x10 ⁻¹²

Distribución de esfuerzos en el tornillo de fijación cuando se le aplican cargas de: a) compresión, b) oblicua y c) torsional (FIGURA 6).

5. Metodología aplicada en el estudio de fatiga

Habiendo obtenido los esfuerzos que se ejercen en cada uno de los componentes del sistema de implante y comparándolos con los esfuerzos de fluencia de cada material, se comprobó el correcto dimensionamiento del sistema

FIGURA 6. Distribución de esfuerzos en el tornillo de fijación cuando se le aplican cargas de: a) compresión, b) oblicua y c) torsional.

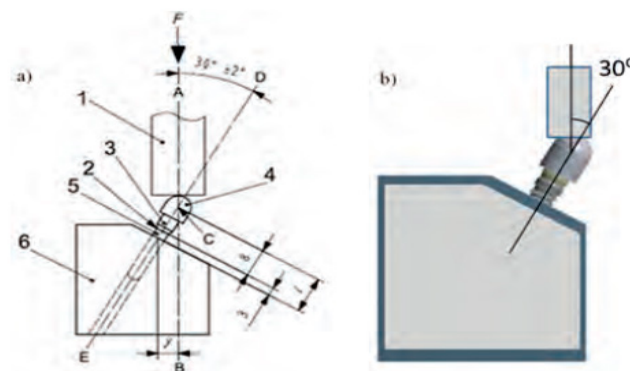


con base en las normas estandarizadas. Posteriormente se realizó un estudio de fatiga por el método de elementos finitos, tomando en cuenta siempre que las cargas a las que se sometió el sistema podrían haberlo hecho fallar incluso cuando ocurrían valores máximos de esfuerzo.

Para realizar el ensayo experimental se utilizó el programa ANSYS y se hizo una simulación del diagrama esfuerzo-vida del implante en 3D, como lo rige la norma ISO 14801²⁴, de tal manera que se pudiera corroborar que el sistema de implante lograra soportar una vida mayor o igual a 10^6 ciclos.

El modelado del ensayo se ejecutó fijando primero el implante a una base, como lo establece la norma ISO²⁴, y tomando como dato que dicha base debe poseer un límite de elasticidad mayor a 3 GPa, debe haber una distancia de $3,00 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ entre el cuello del implante y el hueso, una angulación entre la base y el implante de $30^\circ \pm 2^\circ$ con respecto al sistema de carga. Dicha norma establece también que la simulación se debe realizar aplicando una carga que varía de forma sinusoidal, en una sola dirección y a una frecuencia de 14 Hz (FIGURA 7).

FIGURA 7. Montaje del ensayo de fatiga: a) Diagrama del ensayo experimental según la norma ISO 14801²⁴. b) Diagrama del modelado en 3D del implante en el programa ANSYS.



Las simulaciones del ensayo de fatiga de este proyecto se realizaron al diseñar un implante y comprobarlo según la norma ISO 14801²⁴; el estudio de vida de ciclos del implante BAM (sistema implantológico BAM de Hyung-Seop Han *et al.*²⁵) quienes, por medio del software ANSYS Workbench, aplicaron cargas unidireccionales de 150 N, 300 N, 400 N y 500 N con un montaje del ensayo como lo establece la norma ya mencionada. Los resultados obtenidos se reproducen en la TABLA 10 y fueron los siguientes:

TABLA 10. Vida del Implante BAM aplicando cargas unidireccionales¹⁶.

Fuerza Máx (N)	Fuerza Min (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (ciclos)
500	50	14	0
400	40	14	5460
300	30	14	344000
150	15	14	5x10 ⁶

5. Factor de seguridad

Se utilizó el criterio de Soderberg²⁶ para determinar el factor de seguridad, ya que este es el más conservador en comparación con todos los demás. Por lo tanto, si se garantiza que el prototipo no falle usando este criterio, no lo hará aplicando los demás criterios por lo antes expuesto. La teoría de Soderberg está determinada por la ecuación, que describe una recta compuesta por el esfuerzo alternante vs el esfuerzo medio del elemento estudiado (sistema de implante dental).

6. Resultados del estudio de Fatiga

Una vez realizado el montaje del implante en el programa ANSYS, se obtuvieron los siguientes resultados aplicando el mismo patrón de cargas que en el modelo del implante BAM, con cargas unidireccionales paralelas al eje longitudinal del implante de 40 N, 50 N, 150 N, 200 N, 300 N, 400 N y 500 N a una frecuencia de 14 Hz. Los valores de la TABLA 11 reflejan que para fuerzas mayores a 200 N el material fallará por fractura con el tiempo debido a que se obtuvieron ciclos de vida cortos, mientras que para fuerzas menores o iguales a 150 N el implante va a tener una vida útil mayor o igual a 1x10⁶ ciclos (tiempo mínimo que establece la norma ISO: 14801²⁴).

TABLA 11. Resultado de la vida, en ciclos del modelo propuesto en el proyecto.

Fuerza (N)	Frecuencia (Hz)	Vida (ciclos)
500	14	531
400	14	1090
300	14	3030
200	14	16448
150	14	1x10 ⁶
50	14	1x10 ⁶
40	14	1x10 ⁶

Las FIGURAS 8 y 9 muestran los resultados obtenidos para el ciclo de vida del implante dental y del hueso aplicando una carga de 500 N y de 40 N.

FIGURA 8. Ciclo de vida del implante dental y el hueso aplicando una carga de 500 N.

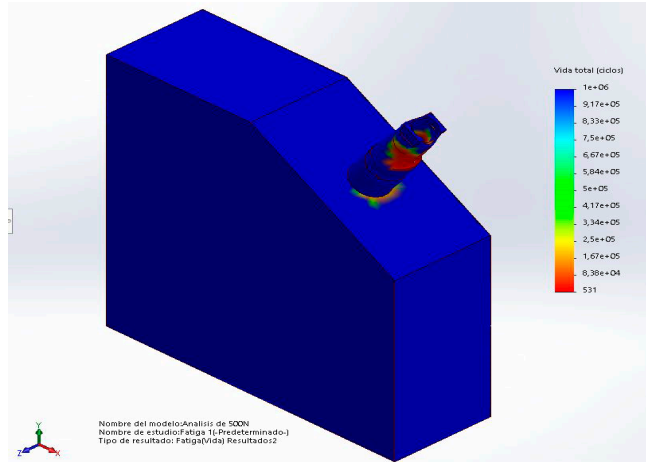
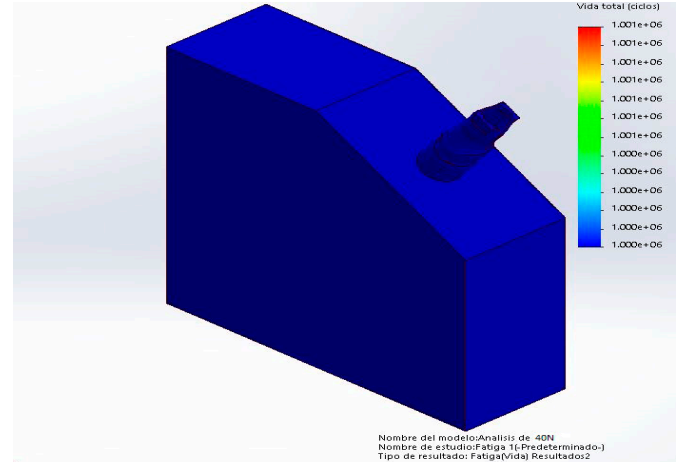


FIGURA 9. Ciclo de vida del implante dental y del hueso aplicando una carga de 40 N.



Representación del diagrama de esfuerzos máximos según el número de ciclos, lo que permite estimar la vida útil del implante (FIGURA 10).

Considerando la FIGURA 10 y sabiendo que el esfuerzo máximo ocurre en el aditamento protésico con un valor de 358,5 MPa (cuando se aplica una carga unidireccional de 500 N). En la FIGURA 11, se observa que el tiempo de vida útil estimado en la pieza es de al menos 1×10^6 ciclos.

FIGURA 10. Diagrama del Esfuerzo Máximo en la Zona Crítica del Implante Presente en el Sistema Implantológico Propuesto, en Función del Número de Ciclos.

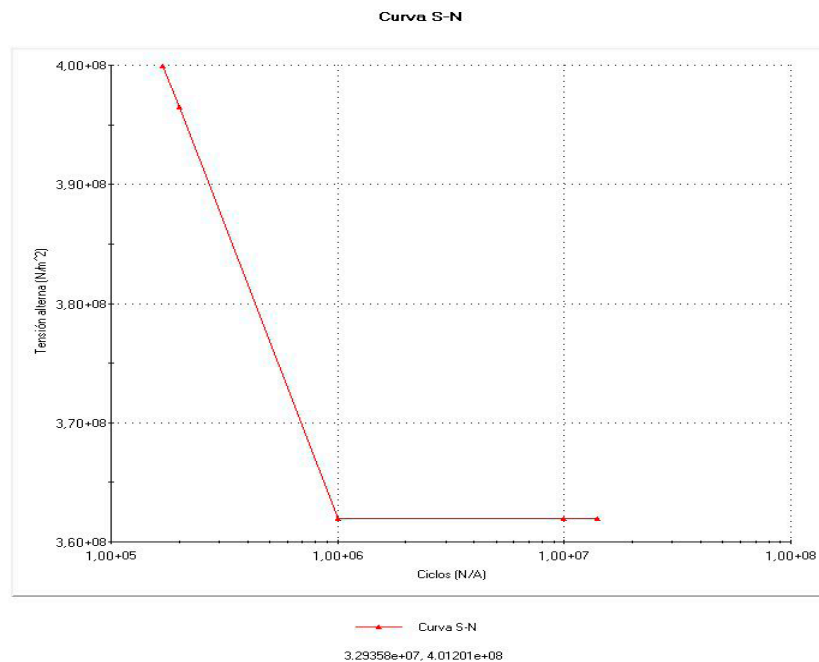
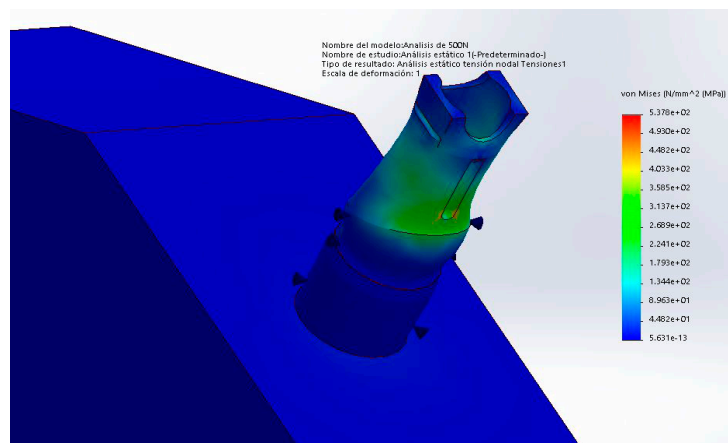


FIGURA 11. Esfuerzo máximo de Von Mises en el implante cuando se aplica una carga de 500 N para un ciclo de vida de 10^6 en el ensayo de fatiga ISO.



Criterio de Soderberg en el sistema implantológico

Considerando que la resistencia a la fatiga (S_e) del implante es aproximadamente 362 MPa y el esfuerzo de fluencia (S_y) de la aleación Ti-6Al-4V es de 880 MPa, se calculó el esfuerzo alternante y el esfuerzo medio más crítico del sistema:

$$\sigma_a = \sigma_m = \frac{\sigma_{\max}}{2} = \frac{358,5\text{MPa}}{2} = 179,25\text{MPa}$$

De la ecuación se obtiene el factor de seguridad de la manera siguiente:

$$\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_y} = \frac{1}{N}$$

$$\frac{179,25\text{MPa}}{362\text{Mpa}} + \frac{179,25\text{Mpa}}{880\text{MPa}} = \frac{1}{N}$$

$$N = 1,43$$

En el estudio realizado por Uzcátegui *et al.*²⁷, se calculó la vida útil o de fatiga de un implante dental, utilizando una técnica de elementos finitos y la norma ISO: 14801²⁴, obteniendo como resultado final y exitoso un factor de seguridad de 1,5, un valor muy semejante al obtenido en el sistema propuesto en este proyecto.

Es necesario aclarar que los resultados obtenidos del ensayo de fatiga se obtuvieron sometiendo al implante dental a cargas muy elevadas de hasta 500 N para conocer el ciclo de vida y corroborar en qué condiciones de carga el material podía fallar. En lo que respecta a los protocolos clínicos y terapéuticos, los expertos establecen que las cargas de inserción de un implante en el hueso no deben estar por debajo de los 30 N·cm, por el contrario, los torques exagerados condicionan aplastamiento y nula irrigación sanguínea en el hueso receptor, propiciando necrosis por recalentamiento y daños histológicos severos al tejido.

Conclusiones

- Los programas de computación Autodesk Inventor y ANSYS, para realizar el modelado y estudio de esfuerzos, respectivamente, permitieron desarrollar completamente el diseño del implante.
- El diseño del prototipo virtual de implante dental propuesto consideró los factores externos como las cargas de tracción, la compresión, el cizallamiento y el torque que inciden en un sistema de implante dental, el prototipo virtual soportó todas las pruebas aplicadas a cada uno de los componentes.

Recomendaciones

- Establecer este proyecto como base para futuros estudios en diseño de sistemas biomecánicos en el área de la salud.
- Fabricar un prototipo físico del implante diseñado en este proyecto para realizar futuras pruebas in vivo.
- Contar con un laboratorio de pulvimetalurgia equipado en la escuela de Ingeniería mecánica de la Universidad de Los Andes para la construcción física del sistema de implante dental.
- Ampliar el diseño de prototipos en longitudes y diámetros de los sistemas de implantes dentales de acuerdo a las variaciones anatómicas de los pacientes y compararlo con el realizado en este proyecto.
- Utilizar otros tipos de aleaciones metálicas para la fabricación de dispositivos implantológicos y compararlos con los métodos y materiales aplicados en este proyecto.
- Enriquecer la interdisciplinariedad académica entre la facultad de Odontología y la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Los Andes.

Bibliografía

1. Qassadi W, Alshehri, T, Alshehri A. Review on Dental Implantology. Egyptian Journal of Hospital Medicine. 2018; 71(1): 2217-2225. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/325137432_Review_on_Dental_Implantology/citation/download
2. Parithimarkalaignan, S, Padmanabhan, TV. Osseointegration: An Update. J Indian Prosthodont Soc. 13, 2-6 (2013). <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>
3. Rawat P, Saxena D, Sharma A. Dr. Per-Ingvar Branemark: The Father of Modern Dental Implantology. Cureus. 2024 Nov 18; 16(11): e73950. doi: 10.7759/cureus.73950. PMID: 39703294; PMCID: PMC11655673.
4. Elbanna L, Bokhari SA, Panjwani M, Mahrukh, Hanumanthu R, Madireddi P, Singh S. Fundamentals of Dental Implantology: A Comprehensive Review. Saudi J Oral DentRes, 10(8): 308-315. Disponible en: https://saudijournals.com/media/articles/SJODR_108_308-315c.pdf
5. Gil Mur J. Avances Tecnológicos en Implantología Oral: hacia los implantes dentales inteligentes, 2018; Barcelona: Gráficas Rey S.L.
6. Jadhav, L., Madiwal, V. & Rajwade, J.M. The dental implant surface: a review of the past, present and future. J Mater Sci: Mater Med. 37, 21(2026). <https://doi.org/10.1007/s10856-025-06997-x>
7. Villagra Abate M. Implantes de Zirconia vs Implantes de Titanio. Parámetros clínicos, radiográficos y de estabilidad. sedici.unlp.edu.ar; 2025 Disponible en: <https://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/177309>

8. Chiriboga-Malo José Antonio, Ramírez-Freire Valeria Dennis, Velazco-Dávila Jorge Andrés, Tabares-Acevedo Yancy Alejandra, Moreno-Abello Gloria Cristina. Factores que afectan la estabilidad de los implantes dentales según la medición del coeficiente de estabilidad del implante (ISQ). Una revisión sistemática de la literatura. *Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac* [Internet]. 2023 Sep [citado 2026 Mayo 09]; 45(3): 107-120. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1130-05582023000300003&Ing=es. Epub 17-Abr-2024. <https://dx.doi.org/10.20986/recom.2023.1469/2023>.
9. Wu H, Chen X, Kong L, Liu P. Mechanical and Biological Properties of Titanium and Its Alloys for Oral Implant with Preparation Techniques: A Review. *Materials* (Basel). 2023 Oct 25; 16(21): 6860. doi: 10.3390/ma16216860. PMID: 37959457; PMCID: PMC10649385.
10. FDI World Dental Federation. Dental Implants. ADOPTED by FDI General Assembly September, 2004 in New Delhi, India. REVISED by FDI General Assembly September, 2015 in Bangkok, Thailand. <https://www.fdiworlddental.org/dental-implants>
11. Carl E. Misch. *Implantología contemporánea*. Editado por: Salvador Reyes Fernández. 3era edit Disponible en: https://www.academia.edu/44129721/Implantologia_contemporanea_Carl_E_Misch
12. López M. *Fundamentos Básicos de Implantología Oral para el estudiante de Odontología*. 2022 UNAM
13. Sararois V. *Procesos de fabricación de implantes dentales con PEEK*. Cap. 3. Repositorio de la Universidad de La Plata. Disponible en: https://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/150057/Documento_completo.pdf-PDFA.pdf?sequence=1&isAllowed=y
14. Huang S, Wei H, Li D. Additive manufacturing technologies in the oral implant clinic: A review of current applications and progress. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023 Jan 20; 11: 1100155. doi: 10.3389/fbioe.2023.1100155. PMID: 36741746; PMCID: PMC9895117.
15. Roure CA, Oldani CR, Lucci RO. Estudio de dos métodos pulvimetalúrgicos empleados en la fabricación de biomateriales compuestos de titanio e hidroxiapatita. *AJEA* [Internet]. 5 de octubre de 2020 [citado 28 de enero de 2026]; (5). Disponible en: <https://rtyc.utn.edu.ar/index.php/ajea/article/view/706>
16. Velázquez Arbona, A. *Estudio de las propiedades de las aleaciones binarias de titanio-estaño obtenidas por vía pulvimetalúrgica para aplicaciones biomédicas*. Diss. Universitat Politècnica de València, 2021. Disponible en: <https://riunet.upv.es/server/api/core/bitstreams/a466e9b1-9957-44e9-b52a-0ab3c1135807/content>
17. Tapered Screw-Vent® (TSV) Dental Implant System Data on file with ZimVie Dental. <https://zimplant.com/marcas/zimvie-dental/implantes-dentales/implante-dental-tapered-screw-vent/>
18. Azcarate Velázquez, F (2020). *Influencia de la calidad Ósea en la Interacción Mecánica entre Implante u Hueso Alveolar: Análisis de Elementos finitos*. Sevilla: Universidad de Sevilla.
19. Stegaroui R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of Prosthesis Material on Stress Distribution in Bone and Implant: A 3- Dimensional Infinite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998; 188-198.
20. Rincón Rincón RA., Claramunt Alonso R, Arranz Merino F. Caracterización mecánica del material óseo. *Revista de Ciencia, Tecnología y medio Ambiente*. 2004; Vol. II,1-27.
21. Danza M, Palmieri A, Farinella F, Brunelli G, Carinci F, Girardi A, Spinelli G. Three-Dimensional Finite Element Analysis to Detect Stress Distribution in Spiral Implants and Surrounding Bone. *Dental Research Journal*, 2009; 59-64.
22. Muñoz Zapata S, Naranjo Pizano M, Diosa Peña JG, González Pareja A, Restrepo Cardona JJ, González Ariza S. Biomechanical analysis of 2,9- and 3,3-mm diameter implants in the upper lateral incisor position. 2021. Medellín: Universidad CES.
23. Villa Romero T, Ibáñez MC, Marengo H, Ibáñez JC. Resistencia de diferentes implantes y componentes sometidos a sobretorque. Estudio in- vitro. *Revista de la Asociación Odontológica Argentina*. 2021; 149-157.
24. UNE-EN ISO 14801:2008. Disponible en: <https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0040831>

25. Han, H. S. Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis. The University of Iowa, 2009. Available in: <https://www.proquest.com/openview/299f87d450ee397cb3d5397888ee85c2/1?pq-origsite=gscholar&cbl=18750>
26. Teorías de Soderberg y Goodman en Fatiga. Disponible en:<https://es.scribd.com/document/265579634/Teoria-de-Soderberg-y-Goodman>
27. Uzcátegui G, Dávila E, Brito F, Cerrolaza M. Evaluación Biomédica de Implantes Dentales Sometidos a Cargas Oblicuas: Combinación de Varias Características Geométricas G. 2015; 17(2): 55-68. Disponible en: <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://upcommons.upc.edu/server/api/core/bitstreams/a00bd160-f49e-4789-8464-6dd07e4ad90a/content?lng=es&tling=es>.