

RECIBIDO: 14/02/2025, ACEPTADO: 27/05/2025. págs. 80-97
<https://doi.org/10.53766/ROLA/2025.20.00.09>

ARTÍCULO DE REVISIÓN

IMPLANTES DENTALES, PROPIEDADES, CARACTERÍSTICAS, DISEÑOS, MATERIALES UTILIZADOS, FUERZAS APLICADAS.

Revisión narrativa

*Dental implants, properties, characteristics, designs,
materials used, applied forces. Narrative review*

POR

ROGER ENRIQUE **MANFREDI**¹

RAMON **TOLOSA**²

RICARDO **AVENDAÑO SERRANO**³

1. Ingeniero Mecánico. manfrediroger@gmail.com.

 orcid.org/0009-0007-0130-7230

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. Implantólogo Bucal. Practica privada. climprod3@gmail.com.

 orcid.org/0009-0002-3963-621X

Autor de correspondencia: Ricardo Avendaño. CC Plaza Mayor, Nivel profesional. LPR3 (CLIMPROD). Telf. 58 4143747624. climprod3@gmail.com.

Como citar: Manfredi RE, Tolosa R, Avendaño Serrano R. Implantes dentales, propiedades, características, diseños, materiales utilizados, fuerzas aplicadas. Revisión narrativa. ROLA; 2025, No Esp. 80-97.



Resumen

La implantología es una solución bastante completa para aquellas personas que por distintos motivos han perdido uno o más dientes. Se realizó una revisión bibliográfica narrativa con el objetivo de actualizar información sobre algunos aspectos fundamentales como conceptos de oseointegración, metales usados en la implantología dental, clasificación de los implantes dentales, componentes del sistema de implante dental, densidad ósea, fuerzas aplicadas al implante dental. La función del implante dental es soportar las prótesis que imitan a los dientes naturales; siendo una de sus aplicaciones clínicas, soportar en forma repetida, la carga masticatoria. Esta fuerza medida en Newtons por centímetro cuadrado, que se hace al triturar los alimentos varias veces cada día, o en situaciones de estrés, se transmite al implante y a través de él al hueso circundante. **PALABRAS CLAVE:** oseointegración, conceptos, metales, clasificación, densidad ósea, fuerzas aplicadas.

Abstract

Implantology is a fairly complete solution for people who have lost one or more teeth for different reasons. A narrative literature review was carried out to update information on some fundamental aspects, such as osseointegration concepts, metals in dental implantology, classification of dental implants, components of the dental implant system, bone density, and forces applied to the dental implant. The application of the dental implant is to support prostheses that imitate natural teeth, their functions being to support the chewing load repeatedly. This force, measured in Newtons per square centimeter, that is made by crushing food several times each day, or in stressful situations, is transmitted to the implant and through it to the surrounding bone.

KEYWORDS: osseointegration, concepts, metals, classification, bone density, applied forces.

Introducción

Maggiolo J, un destacado odontólogo francés de la época, introdujo en 1809 un implante de oro en el alveolo de un diente recién extraído, permitió que este sitio sanara y luego le añadió una corona; desafortunadamente, una extensa inflamación de la encía paró el procedimiento^{1,2}.

Posteriormente en la edad contemporánea se realizaron diversas pruebas de implantes no naturales, Harris en 1887 implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alveolo creado artificialmente. En 1900, Lambotte fabricó implantes de aluminio, plata, latón, cobre rojo, magnesio, oro, y acero blando chapado en oro y níquel. Identificó la corrosión de varios de estos metales en los tejidos corporales en relación con la acción electrolítica^{2,3}. En 1901 R. Payne implantó una cápsula de plata colocada en el alveolo de una raíz. Algrave, en 1909 demostró el fracaso de esta técnica con plata, por la toxicidad de este metal en el hueso^{2,3}. Greenfield en 1910 utilizó una cesta de iridio y oro de 24 quilates, y la introdujo en un alveolo, éste se considera como el científico que documentó las bases de la implantología moderna, en 1915, introdujo conceptos tan innovadores y actuales como la relevancia de la íntima relación entre el hueso y el implante^{2,3,4}. En 1946, Strock diseñó el primer implante de dos piezas con rosca de titanio, que se insertaba inicialmente sin el pilar transmucoso; el pilar y la corona individual se añadían después de la cicatrización completa^{2,5,6}. La deseada interfase implantológica descrita por Strock, era una conexión directa hueso-implante, denominada anquilosis, el primer implante sumergido colocado por Strock siguió funcionando 40 años después^{2,5,6}.

En 1952, el cirujano ortopédico e investigador sueco Per-Ingvar Brånemark considerado como el padre de la implantología moderna comenzó a realizar una investigación con estudios microscópicos in vitro de la médula ósea en el peroné de un conejo para conocer mejor la vascularización tras practicar traumatismos óseos⁷. El estudio se llevó a cabo introduciendo una cámara óptica de titanio en el hueso de conejo y al retirar ésta, se comprobó que era muy complicado, ya que la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso y el tejido mineralizado era totalmente congruente con las micro irregularidades de la superficie de titanio. De ahí surgió el concepto de oseointegración; el profesor Brånemark al comprobar este descubrimiento, pensó que podía ser una excelente manera de fijar estructuras en forma estable al hueso^{3,7}. Los implantes dentales tradicionalmente se han realizado con titanio o aleaciones de titanio debido a que este material presenta una gran biocompatibilidad y permite que se produzca una buena oseointegración con los tejidos bucales.

Lo importante del trabajo de Brånemark es que resaltó la necesidad de comprender los aspectos biológicos de los procesos de cicatrización natural del organismo al introducir un cuerpo extraño en el hueso. El sitio preparado

quirúrgicamente para recibir el implante fue concebido como un habitáculo o preparación cavitaria con el tamaño adecuado para recibir el implante dental en la posición planificada en el tejido⁸.

A partir de estos nuevos conceptos se hicieron diferentes estudios en perros, previamente desdentados y se desarrolló una fijación en forma de tornillo. En 1982, en Toronto (Canadá), Brånemark presentó al mundo odontológico la oseointegración y su implante de titanio en forma de tornillo, avalado por un seguimiento clínico y una casuística irrefutable de más de 10 años. Así comienza la Era científica o Era de la Implantología moderna⁹; por lo que, el objetivo de esta revisión narrativa es ofrecer una visión general sobre la importancia de manejar conceptos fundamentales, seguir estrictamente los protocolos clínicos en los tratamientos rehabilitadores utilizando implantes dentales y lograr resultados óptimos. Todo como consecuencia de la investigación continua, que no cesa en la era científica de la implantología moderna.

Metodología

Se efectuó una búsqueda de la literatura en diversas bases de datos académicas y repositorios digitales, como son Google Scholar, PubMed y SciELO. Para la selección de los estudios destacados, se establecieron criterios de inclusión, entre los que se consideraron únicamente artículos publicados en inglés y español durante los últimos 15 años, se estableció como fecha límite de selección diciembre de 2024. Como estrategia de búsqueda, se utilizaron los siguientes términos MeSH y otros términos relacionados: oseointegración, metales en la implantología dental, clasificación de los implantes dentales, componentes de un sistema de implante dental, densidad ósea, fuerzas aplicadas al implante dental. Los artículos seleccionados se analizaron en función de su precisión metodológica y la relevancia del tópico en estudio, que abarca la oseointegración, características, sistemas de implantes dentales, tipos de tejidos óseos, densidad ósea, fuerzas masticatorias sobre el implante, tensión. La información compilada se presenta en forma de texto narrativo para facilitar su análisis crítico.

Uso de los metales en la implantología siguiendo el concepto de oseointegración

El uso del titanio como material implantable, tiene excelente compatibilidad con los tejidos bucodentales, es muy resistente a la corrosión y no es tóxico, biológicamente compatible con huesos y tejidos blandos^{12,13}. Además, posee otras características que facilitan la interacción con el cuerpo humano ya que tiene la versatilidad de ligereza, excelente relación resistencia mecánica y densidad, reducido calor específico y coeficiente de dilatación térmica^{12,14,15}. Un aspecto importante es su gran reactividad puesto que este material obtie-

ne una rápida reacción con elementos como el oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro o carbono¹⁵.

Definición de los implantes dentales

El implante dental es un sustituto artificial de la raíz de un diente perdido. Normalmente posee una forma cónica o cilíndrica y está fabricado con materiales biocompatibles que no producen reacción de rechazo y permiten la unión al hueso. La superficie del implante puede tener diferentes texturas (roscas, concavidades, ranuras y ojales), también pueden tener recubrimientos que son utilizados habitualmente para favorecer el proceso de unión al hueso (oseointegración)¹⁶.

La oseointegración

Se define como “una conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional”⁷, el uso de la técnica de Brnemark permite al paciente que ha sufrido una pérdida dental, una correcta recuperación en la función masticatoria y satisfacción en la estética bucal.

Clasificación de los implantes dentales

1. Implantes Endo-óseos

Estos implantes tienen el principio fundamental de penetrar en el espesor del hueso y lograr una fijación que se corresponda con los estándares de estabilización de una estructura, capaz de soportar una carga protésica ideada para suplantar una pieza dentaria perdida. Se clasifican de acuerdo con su diseño: (cilíndricos y cónicos), tipos de material (metálicos y cerámicos), forma de colocación (roscados e impactados)^{17,18}.

2. Implantes Yuxta-óseos.

Son implantes que no están insertados dentro del hueso, se diseñan a partir, de una impresión al hueso maxilar o mandibular para su confección, su colocación consiste en una apertura del tejido perióstico que recubre al hueso, para estabilizarlo mediante suturas al hueso remanente. Su uso y aplicación es obsoleto por su nula fijación a la estructura ósea^{17,18,19}.

Colocación quirúrgica de los implantes osteointegrados

Los implantes dentales son colocados mediante técnica quirúrgica con fresado del hueso alveolar y su posterior asentamiento aplicando protocolos de roscado y fricción, las fuerzas o torques se realizan con herramientas específicas que ejecutan dicha acción hasta lograr la profundización adecuada del mismo para lograr una fijación primaria en el tejido receptor (hueso)²⁰.

Fases terapéuticas del implante dental

- **Fase quirúrgica.** Es la colocación del cuerpo o implante dental propiamente dicho dentro de la estructura del hueso²¹.
- **Fase protésica.** Consiste en el ensamblaje del aditamento protésico unido mediante un tornillo de fijación que une ambos componentes para la posterior colocación de la prótesis²².

Componentes de un sistema de implante dental

- **Cuerpo del implante dental.** Es la parte del sistema que está diseñada para entrar en el hueso de tal manera que se comporte como una raíz dentaria artificial con el fin de retener al aditamento protésico posteriormente (FIGURA 1)¹⁶.
- **Aditamento protésico.** Es la parte del sistema ensamblado al implante, que se encarga de sostener la futura prótesis durante la fase de rehabilitación (FIGURA 1)¹⁶.
- **Tornillo de fijación.** Es el tornillo pasante que une el aditamento protésico con el cuerpo del implante (FIGURA 1)¹⁶.

FIGURA 1. Componentes de un sistema de implante dental: cuerpo del implante, aditamento protésico y tornillo de fijación (Uzcátegui *et al.* 2018).



Clasificación de Misch para la densidad ósea y fuerzas aplicadas en un implante dental durante la fase quirúrgica

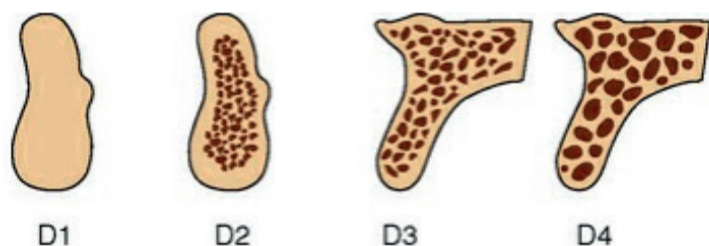
Para hacer una valoración precisa de las fuerzas aplicadas a un implante dental, es necesario conocer el tipo de tejido óseo y su condición de densidad o dureza.

Carl E. Misch²³ propuso cuatro grupos de densidades óseas independientemente de la región de los maxilares, basándose en características macroscópicas del hueso cortical y trabecular (FIGURA 2).

1. Densidad ósea D₁

Este tipo de hueso está caracterizado por la mayor presencia de hueso cortical (mayor dureza) y un mínimo porcentaje de hueso medular o hueso esponjoso (FIGURA 2).

FIGURA 2. Las cuatro densidades óseas encontradas en las regiones edéntulas del maxilar y la mandíbula. El hueso D1 es principalmente denso; el hueso D2 presenta hueso cortical de denso a poroso y espeso en la cresta y trabecular denso; el hueso D3 tiene una cortical fina porosa en la cresta y un hueso trabecular fino y el hueso trabecular D4 casi no presenta hueso cortical, componiendo el hueso fino trabecular la mayor parte del volumen óseo (Misch 2009).



La fuerza aplicada a los implantes dentales en este tipo de tejido requiere de un componente de torque mayor, con lo cual las fuerzas ejercidas sobre las paredes del implante inciden en la estructura del metal con mayor presión para lograr el asentamiento total del implante en la profundidad predeterminada en el hueso. Se considera que un implante está correctamente fijado tomando en cuenta la fuerza con la que fue colocado si supera los 30N (Newton) de torque²⁴.

2. Densidad ósea D₂

La característica fundamental de este tejido es la presencia aproximada de un 50% de hueso cortical y un 50% de hueso trabecular o hueso esponjoso de laminillas gruesas (FIGURA 2). Con lo cual las fuerzas de torque de inserción del implante son menos agresivas y el metal del implante está sometido a una menor fatiga durante los movimientos de roscado; siempre buscando establecer un torque entre 25 y 30N (Newton)²³.

3. Densidad ósea D₃

Este es un hueso de baja resistencia por estar constituido por una delgada capa de hueso cortical y laminillas débiles de hueso trabecular o esponjoso, con amplios espacios medulares (FIGURA 2), con los cuales la inserción del implante y el torque aplicado se hace de manera rápida y con baja resistencia, hasta lograr su profundización y ubicación tratando de comprimir las laminillas óseas medulares hasta producir su compactación para aumentar la posibilidad de fijación primaria, aplicando un torque de 25 a 30N (Newton) sin afectar la estructura molecular del implante²³.

4. Densidad ósea D₄

Este tiene muy poca densidad caracterizada por escaso hueso cortical y abundante hueso medular. Es un tipo de hueso con bajas condiciones para la colocación de un implante dental (FIGURA 2), por lo que este tipo de tejidos debe

estar acondicionado previamente con injertos óseos que mejoren su calidad y comportamiento antes de una cirugía de implantes dentales; sin embargo, la colocación de un implante en este tipo de estructura no requiere de mayor esfuerzo o torque para lograr una estabilidad, donde el implante no sufre ningún tipo de fatiga estructural. El torque mínimo requerido entre 25 y 30N (Newton) difícilmente es logrado por la baja condición de dureza del hueso²³.

Fuerzas aplicadas al implante durante la fase protésica

El ensamblaje o unión del aditamento protésico al implante propiamente dicho es el inicio de lo que se considera la fase protésica o rehabilitación protésica de la terapia de implantes dentales. La ejecución de este paso es el montaje del aditamento protésico con sus características de conexión hexagonal externa en íntima relación y fricción con la superficie en forma hexagonal interna, ubicada en la plataforma del implante, originándose un asentamiento y acople anti rotacional. Una vez realizado este paso se debe utilizar un tornillo de fijación, el cual hará el ajuste entre ambas piezas (implante y aditamento protésico). La unión de estos dos elementos mediante el tornillo de fijación pasante se hace con un torque que no debe superar los 30N (Newton), ya que al superar dicha fuerza puede ocasionar la deformación del tornillo pasante o en caso extremo su fractura. Para efectos de precisión de ajuste se utilizan torquímetros calibrados en Newton²⁴.

Fuerzas aplicadas al implante durante el proceso de masticación

Las fuerzas masticatorias son un factor muy importante para el diseño de los implantes dentales, generándose éstas entre ambas arcadas dentarias, producto de la acción de los grupos musculares involucrados en este proceso^{25,26,27}.

Fuerza masticatoria máxima anatómica

Llamada también FMMA, es la potencia contráctil máxima ejercida por los músculos elevadores mandibulares, y se puede calcular por la suma de las fuerzas teóricas máximas que pueden desarrollar cada uno de los músculos²⁵. Gysi y Fick, encontraron en base a datos fisiológicos que sobre 1 cm de área transversal muscular se desarrollan entre 5 y 12 kg de fuerza, concluyendo que la fuerza masticatoria máxima anatómica oscila entre 210 y 400 kg²⁵.

Fuerza masticatoria máxima funcional

Llamada también FMMF, es la fuerza generada entre ambas arcadas dentarias cuantificada mediante un transductor de tensión conocido como gnato-dinamómetro²⁵. Durante la contracción máxima voluntaria de los músculos elevadores mandibulares, se calcula una fuerza que oscila entre 60-70 Kgf, observando que la FMMF representa una fracción de la FMMA^{24,26}.

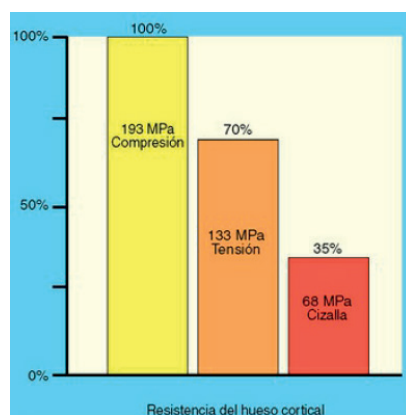
Fuerza habitual de masticación

Llamada también FHM, es la fuerza interoclusal ejercida durante el proceso masticatorio normal, cuyo rango de valores fluctúan entre 15 y 25 Kgf, observando que la FHM corresponde a un 25 al 35% de la FMMF^{25,26}.

Otras fuerzas aplicadas al implante

Adicional a las fuerzas antes definidas, existen tres tipos de fuerza se pueden imponer a los implantes dentales en el entorno oral: compresión, tensión y cizallamiento²⁷. Las fuerzas de compresión tienden a mantener la integridad de la interfase hueso-implante, mientras que las fuerzas de tracción y cizallamiento tienden a separar o interrumpir esa interfase³. Si se habla del hueso, éste es más resistente cuando la fuerza es de compresión, un 30% más débil cuando está sometido a fuerzas de tracción y un 65% más débil cuando la fuerza es de cizallamiento (FIGURA 3). Por tanto, se debería intentar limitar estas últimas por su perjuicio al hueso, ya que este tejido es menos resistente a las fracturas y reabsorciones en estas condiciones de carga. El daño es más importante en regiones con densidad ósea disminuida, ya que la resistencia está directamente relacionada con su densidad³. Un diámetro mayor del implante puede disminuir las cargas compensadoras e incrementar la cantidad de interfase hueso-implante sometida a cargas compresivas que se distribuyen uniformemente.

FIGURA 3. Tipos de fuerzas aplicadas al implante vs resistencia del hueso cortical (Misch, 2009).

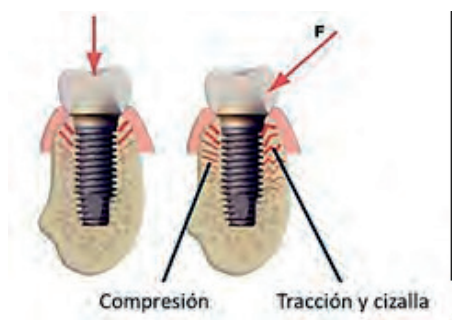


Los implantes roscados, ejercen una combinación de los tres tipos de fuerza sobre la interfase bajo la acción de una carga oclusal. Esta conversión de una fuerza en tres tipos de fuerza diferentes está totalmente controlada por la geometría del implante¹⁶.

Los implantes cilíndricos y cónicos corren un alto riesgo de verse afectados por fuerzas de cizallamiento que actúan en la interfase implante-hueso, cuando se reciben cargas oclusales, los implantes requieren de un encofrado de tejido óseo que les permita soportar la fuerza de cizallamiento en la inter-

fase, es por ello que la unión íntima del implante al hueso garantiza la disipación de estas cargas uniformemente (FIGURA 4)¹⁶.

FIGURA 4. Cargas de tracción, compresión y cizalla aplicadas al cuerpo del implante (Uzcátegui *et al.* 2018).



Esfuerzos

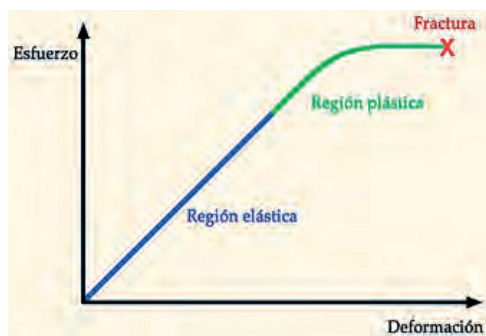
La forma en la cual una fuerza es distribuida sobre una superficie es conocida como esfuerzo mecánico. El esfuerzo interno que puede desarrollar un sistema de implante dental en los tejidos biológicos circundantes bajo el efecto de una carga, puede tener influencia significativa en la longevidad del tratamiento. Como regla general, el objetivo de la planificación de un tratamiento con implantes es distribuir el esfuerzo mecánico en el sistema de implante y en el hueso de soporte¹⁶.

Los componentes de esfuerzo se describen como normal (perpendicular a la superficie longitudinal) y de cizallamiento (paralelos a la superficie longitudinal). El máximo esfuerzo ocurre cuando este elemento se localiza en una orientación particular (o en una configuración geométrica) en la cual todas las componentes tipo cizalla son cero¹⁶.

Tensión-Deformación

Una carga muy elevada aplicada a un implante dental puede inducir a deformación en el implante y en los tejidos circundantes, los cuales pueden a su vez iniciar una actividad de remodelado. La tensión relacionada a la deformación es un factor decisivo en la actividad ósea. Todos los materiales se caracterizan por tener un máximo de elongación o elasticidad, antes de alcanzar la deformación plástica o la fractura (FIGURA 5)¹⁶.

FIGURA 5. Diagrama esfuerzo-deformación (Uzcátegui, y col. 2018).



Fuerzas por impacto

Cuando dos cuerpos colisionan en un espacio de tiempo muy pequeño (fracciones de segundos), se generan grandes fuerzas de reacción. Este tipo de colisión se denomina impacto. En los sistemas de implantes dentales sujetos a cargas oclusales, se puede producir una deformación en los componentes del sistema de implante o en el hueso. La naturaleza de la rigidez relativa de todos los componentes del sistema de implante controla en gran medida la respuesta frente a las cargas por impacto. Cuanto mayor sea esta, habrá más riesgo de fracaso para el implante, para la prótesis y para el hueso¹⁶.

En los implantes se generan mayores fuerzas de impacto, durante la oclusión dentaria (mordida) y en su interfase con el hueso, a diferencia en los dientes naturales, dichas fuerzas son absorbidas y disipadas por el ligamento periodontal (fibras de colágeno) que actúan como un sistema de amortiguación entre el diente y el hueso¹⁶.

Metales utilizados para la fabricación de implantes dentales

El titanio y sus aleaciones son los que mejor respuesta ofrecen en las aplicaciones de implantología oral. Estos metales tienen un módulo de elasticidad de aproximadamente 110 GPa, mayor que el de los aceros o aleaciones de cromo-cobalto, lo que favorece la transmisión de cargas mecánicas al hueso. Asimismo, la excelente resistencia a la corrosión, las buenas propiedades mecánicas estáticas y cíclicas, la reducida conductividad térmica, la excelente biocompatibilidad y la gran capacidad de oseointegración lo hacen el mejor material para la elaboración de implantes dentales²⁸.

La elección del titanio para los implantes dentales también se debe a que es un metal que al entrar en contacto con la atmósfera tiene un proceso de oxidación de nanosegundos transformándose este en óxido de titanio, esto lo hace un material bio-inerte, es decir, no produce ningún rechazo, esto permite que se comporte como un material biocompatible dentro de la boca. Además, el titanio presenta unas características mecánicas que son adecuadas, ya que la dureza que este posee le permite soportar cargas oclusales elevadas (mordidas) y su módulo de elasticidad es muy semejante al del hueso³. En la **TABLA 1** se resumen las propiedades técnicas de los metales y las aleaciones utilizadas para fabricar implantes³.

Otros materiales y aleaciones utilizados para la fabricación implantes dentales

Se han empleado otros muchos metales y aleaciones para la fabricación de dispositivos de implante dental. Los primeros incluían tantalio, platino, iridio, oro, paladio y aleaciones de otros metales. Con el transcurrir de los años se han evaluado los dispositivos hechos de zirconio, hafnio y tungsteno^{30,31}.

TABLA 1. Propiedades de Ingeniería de Metales y Aleaciones Utilizadas en los Implantes Quirúrgicos (Misch, 1999).

Material	Análisis nominal (p/o)	Módulo de elasticidad GN/m ² (psi x 10 ⁶)	Resistencia máxima a la tracción MN/m ² (ksi)	Elongación hasta la fractura (%)	Superficie
Titanio	99•Ti	97 (14)	240-550 (25-70)	>15	Ti óxido
Titanio-aluminio-vanadio	90Ti-6Al-4V	117 (17)	869-896 (125-130)	>12	Ti óxido
Cobalto-cromo-molibdeno (colado)	66Co-27Cr-7Mo	235 (34)	655 (95)	>8	Cr óxido
Acero inoxidable (316L)	70Fe-18Cr-12Ni	193 (28)	480-1100 (70-145)	>30	Cr óxido
Zirconio	99•Zr	97 (14)	552 (80)	20	Zr óxido
Tántalo	99•Tz	–	690 (100)	11	Ta óxido
Oro	99•Au	97 (14)	207-310 (30-45)	>30	Au
Platino	99•Pt	166 (24)	131 (19)	40	Pt

Los implantes de zirconio poseen una gran ventaja de biocompatibilidad porque no son rechazados por el cuerpo humano, además se adaptan estéticamente a las prótesis por poseer una tonalidad similar. Este tipo de implantes tienen una capacidad de oseointegración igual al del titanio y no produce alergias a personas intolerantes al metal³¹.

Las fuerzas de compresión, tracción y de flexión en este material sobrepasan entre tres y cinco veces la resistencia del hueso compacto. Estas propiedades, sumadas a los módulos altos de elasticidad y las resistencias altas a la fatiga y la fractura, han dado lugar a requisitos de diseño especializados para esta clase de biomateriales según la American Society for Testing and Materials (ASTM)²⁹.

El tántalo o tantanio es un metal que se utiliza para crear implantes dentales con la ventaja que incluye en su diseño la forma de metal trabecular, es decir, emula el hueso esponjoso humano. Este metal es más fuerte y más flexible que el titanio (ya que su módulo de elasticidad es similar a la del hueso esponjoso), la estructura trabecular tiene hasta 80% de porosidad permitiendo aproximadamente 2 a 3 veces mayor crecimiento óseo, en comparación con revestimientos porosos convencionales, y el doble de resistencia de cizallamiento. El tamaño y la alta porosidad favorecen la vascularización y la oseointegración³².

Criterios de fallas mecánicas en los sistemas de implantes dentales

Para conocer la respuesta de un elemento o una pieza mecánica a fenómenos físicos externos como por ejemplo una carga externa, es necesario conocer los criterios de falla del material del cual está fabricada esa pieza y las dimensiones que esta posee, esto permitirá estimar los estados de esfuerzo en ese material. Hay una teoría conocida como el Criterio de Von Mises en el cual se toman en cuenta esfuerzos cortantes y alternantes cuando ocurre un estado

de carga multiaxial, es por ello que muchos investigadores usan dicho criterio en la implantología oral, debido a que los dispositivos protésicos pueden estar sometidos a distintos tipos de cargas³³.

Criterio de Von Mises

Este criterio se basa en el cálculo de la energía de deformación en un material sometido a esfuerzos, es decir, asociada a los cambios de forma de dicho material. Este criterio establece que un elemento estructural no fallará, siempre que el máximo valor de la energía de deformación por unidad de volumen en dicho material, sea menor que la energía de deformación por unidad de volumen requerida, para hacer fluir una probeta del mismo material sometida a tensión (esfuerzo de fluencia del material³³. En el caso de un estado general de esfuerzos, el Criterio de Von Mises, se expresa por la condición:

$$2\sigma_y^2 > (\sigma_a - \sigma_b)^2 + (\sigma_b - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_a)^2 \quad (1)$$

Esta expresión indica que un estado de esfuerzo dado es seguro, si el punto de coordenadas definido por los esfuerzos principales σ_a , σ_b , σ_c , se localiza dentro de la superficie definida por la ecuación:

$$(\sigma_a - \sigma_b)^2 + (\sigma_b - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_a)^2 = 2\sigma_y^2 \quad (2)$$

Fatiga en implantes dentales

Si se aplican cargas de magnitudes bajas de manera variable o alternante en un período de tiempo largo, puede ocurrir falla por fatiga en un implante dental, sin importar que dichas cargas cíclicas sean de cualquier tipo, axial (tracción o compresión), cizallamiento o torsional³⁶. En la FIGURA 6 se puede apreciar una carga cíclica en un período de tiempo, lo que conduce a esfuerzos cíclicos, de ese estudio se produce³⁴:

- **Esfuerzo máximo:** $\sigma_{\max}$
- **Esfuerzo mínimo:** $\sigma_{\min}$

Y a partir de ellos se obtiene:

- **Esfuerzo medio:** $\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (3)$

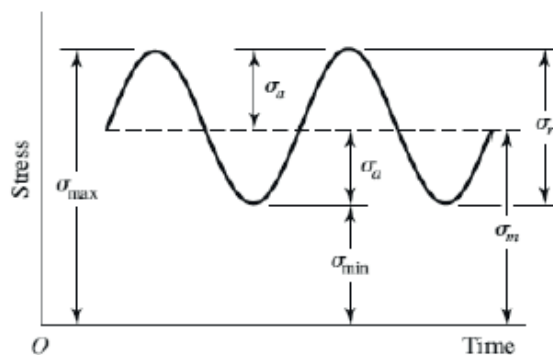
- **Esfuerzo alternante:** $\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (4)$

- **Rango de esfuerzos:** $\sigma_R = \sigma_{\max} - \sigma_{\min} \quad (5)$

- **Razón:** $R = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}} \quad (6)$

- **Relación de amplitud:** $A = \frac{\sigma_a}{\sigma_m} \quad (7)$

FIGURA 6. Configuración de una carga cíclica o periódica (Herrera, 2022).

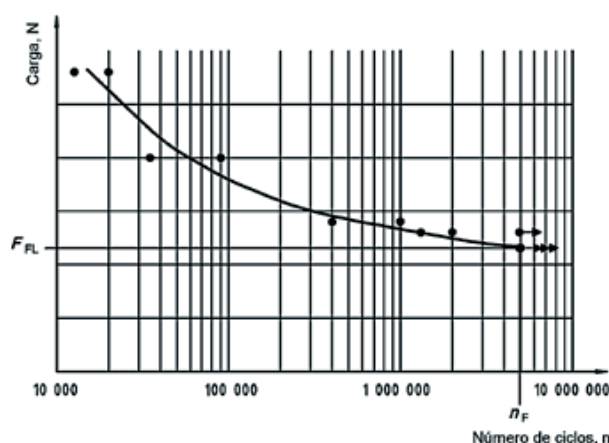


En la implantología existe la norma ISO: 14801 (2007), el cual establece un método para realizar un ensayo de fatiga a un sistema de implante dental (cuerpo del implante, tornillo de fijación y aditamento protésico). Esta norma se establece principalmente para reproducir el comportamiento in vitro del implante cuando este es sometido a cargas extremas. La norma establece que un sistema de implante debe resistir al menos 106 ciclos con cargas menores a 15 Hz.

Los resultados de fatiga que se obtienen del sistema de implante se establecen usando una carga cíclica y amplitud constante.

A diferencia de un diagrama S-N (resistencia a la fatiga-número de ciclos), se muestra un diagrama donde la fuerza alternante, está en función del número de ciclos de falla en el sistema como se ve en la FIGURA 7. Si un implante es sometido a una carga excesivamente elevada, solo soportará algunos ciclos de carga antes de fracturarse. El nivel de esfuerzos al cual el implante puede ser sometido indefinidamente a ciclos de carga se denomina límite de resistencia²³.

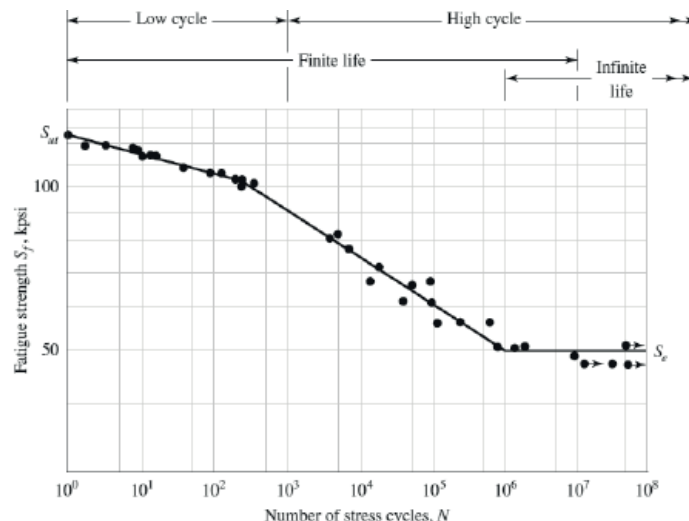
FIGURA 7. Ejemplo de un diagrama de carga cíclica para ensayos (ISO 14801, 2007)



Desde mediados del siglo XIX se ha empleado un sistema de análisis del diseño a la ruptura en el tiempo, conocido como “vida a fatiga”, curva de Wöhler o curva S-N, caracterizándose porque la tensión alternante es el parámetro principal de la vida a fatiga y por darse bajo condiciones en alto nú-

mero de ciclos (alto número de ciclos antes del fallo y pequeña deformación plástica debida a la carga cíclica). En la FIGURA 8, se puede observar la vida de una probeta de acero normalizado UNS G41300 para bajos y altos números de ciclos²³.

FIGURA 8. Diagrama S-N graficado de una probeta de acero normalizado UNS G41300 (Herrera, 2022).



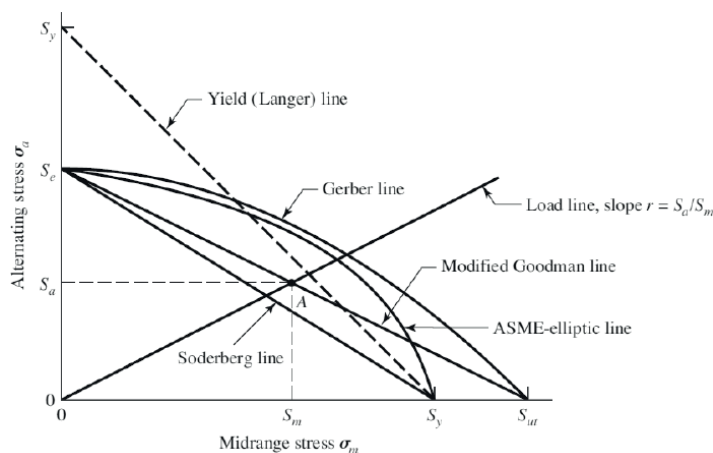
Sin embargo, lo que tiene gran importancia para obtener un correcto diagrama de Wöhler son los factores modificadores del límite de fatiga. Estos factores provocan una reducción de los valores de resistencia a la fatiga en la pieza o elemento con el cual se está trabajando. Cuando no se tienen suficientes datos se puede determinar el diagrama de Wöhler a partir de dos puntos entre N^3 y N^6 ciclos, realizando una interpolación entre ambos valores corregidos (en el elemento de trabajo).

Para obtener el correcto límite de resistencia a la fatiga en un elemento se determina a partir de los coeficientes:

- Ka: Factor de modificación de la condición superficial.
- Kb: Factor de modificación del tamaño.
- Kc: Factor de modificación de la carga.
- Kd: Factor de modificación de la temperatura.
- Ke: Factor de confiabilidad.
- Kg: Factor de modificación de efectos varios.

Luego de conocer el comportamiento de la carga en el sistema de implante y de analizar la vida del dispositivo, se procede a analizar el diseño del implante dental por medio de criterios de falla. Con el diagrama esfuerzo alternante vs esfuerzo medio también se puede construir un gráfico que contiene los criterios de: Goodman, Soderberg, Gerber y Recta de fluencia. Este diagrama permite analizar el comportamiento ante cargas, dependientes del tiempo, del elemento mecánico, como se puede ver en la FIGURA 9.

FIGURA 9. Criterios de falla por fatiga (Herrera, 2022)



Conclusiones

En el tratamiento con implantes dentales, se deben manejar con fluidez, conceptos de oseointegración, densidad ósea, metales usados en la implantología dental, clasificación de los implantes dentales, componentes del sistema de implante dental, fuerzas aplicadas al implante dental, así como un conocimiento profundo de oclusión.

Manejar perfectamente las fases quirúrgicas y protésicas del tratamiento con implantes dentales.

Saber que las fuerzas aplicadas a un implante dental dependen de la condición de densidad o dureza del hueso, por lo que la evaluación del tejido óseo debe conocerse y ser valorado con precisión.

Las fuerzas aplicadas por la masticación sobre los implantes a través de los aparatos protésicos pueden causar, esfuerzos, tensión y deformación, tensiones, fatiga, fuerzas por impacto sobre los elementos que conforman el sistema del implante; por lo que es fundamental, establecer una oclusión funcional en el paciente.

Bibliografía

1. Implantes dentales Blogspot (s.f.). Historia del implante. Obtenido de Historia del implante: <http://losimplantesdentales.blogspot.com/>
2. Pasqualini U, Pasqualini ME. Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology. Carimate (IT): Ariesdue; 2009 Oct. Chapter I, THE HISTORY OF IMPLANTOLOGY. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK409631/>
3. Misch C. Implantología contemporánea. Madrid: Mosby / Doyma Libros. 1995). Available from: <https://es.scribd.com/document/483205718/LIBRO-CARL-E-MISCH-PDF-pdf>
4. González Sánchez, R. Origen y evolución de los implantes dentales. Habana: Revista habanera de Ciencias Médicas. 2009.
5. Lemus Cruz LM, Almagro Urrutia Z, León Castel C. Origen y evolucion de los implantes dentales. Rev haban cienc méd [Internet]. 2009 Nov [citado 2025 enero 03]; 8(4): Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1729-519X2009000400030&lng=es.
6. İhsan Çağlar Çınar, B. Alper Gültekin, Alper Sağlanmak, Cem Töre. Dental Implants., General information. 2020, Biomaterials <https://doi.org/10.5772/intechopen.91377>

7. Centro Villanueva. Per-Ingvar Branemark: padre de la implantología Disponible en: <https://centrovillanueva.com/author/centrovlln2018/>
8. Katleen Bragança LK, Monsalve Guil L, Jiménez Guerra A, España López A, Ortiz García I, Velasco Ortega E. La biología de la oseointegración en los implantes postextracción. Av Odontoestomatol [Internet]. 2018 Jun [citado 2025 enero 23]; 34(3): 131-139. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852018000300004&Ing=es.
9. Del Río J, & Cols. (2003). Planificación en implanto-prótesis. Revista internacional de Prótesis Estomatológica. 2003. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4570402>
10. Tarín R P. (1999). El titanio y sus aleaciones. Aleaciones para Estructuras Aeroespaciales. Materiales Estructurales para Sistemas Propulsivos. Cuarto curso – Intensificaciones A y B. Segundo semestre”. Sección de publicaciones de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Aeronáuticos de la UPM. Madrid. Ed. Febrero 1999.
11. Kostov A, Bernd F. Predicting thermodynamic stability of crucible oxides in molten titanium alloys and titanium alloys. Computational Materials Science. <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2006.03.006>
12. Vallet R M, Munuera L. Biomateriales aquí y ahora. 2000. Disponible en: <https://www.iberlibro.com/9788481556759/BIOMATERIALES-AQUC38D-AHORA-VALLET-REGI-8481556750/plp>
13. Keating, J F, & McQueen, M M. (2001). Substitutes for autologous bone graft in orthopedic trauma. the journal of bone and joint surgery. British vol. 83,1 (2001): 3-8. doi:10.1302/0301-620x.83b1.11952
14. ASM International. (1994). Heat treating (Vol. 4). Available from: ASM. <https://www.asminternational.org/wp-content/uploads/files/05344G/05344G->
15. ASM, International. (1993). Powder metallurgy (Vol. 7). Available in: ASM. https://www.asminternational.org/results/-/journal_content/56/23412238/PUBLICATION/
16. Uzcátegui G, Brito F, Cerrolaza M. Biomecánica de implantes dentales. Caracas: Universidad Central de Venezuela Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico. 2018. Disponible en: <http://saber.ucv.ve/omp/index.php/editorialucv/catalog/book/20>
17. Navarro Botto G, Valdez Navarro J. Disponible en: <https://www.dentalnavarro.com/wp-content/uploads/2023/07/logo-clinica-dental-navarro-madrid-implantes-estetica-2.jpg.webp>
18. Tunkiwala A, Kher U, Vaidya N. 2020/01/07. The “ABCD” Implant Classification - A Comprehensive Philosophy for Treatment Planning in Completely Edentulous Arches. Journal of Oral Implantology. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/338438164>.
19. Losa PM. ¿Qué es un implante osteointegrado?. 25/04/2023. Disponible en: <https://beoneface.com/blog/que-es-un-implante-osteointegrado/>
20. Altuna X, Navarro JJ, Palicio I, Álvarez L. Cirugía del implante osteointegrado: estudio prospectivo empleando incisión lineal sin reducción de tejido subcutáneo. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-acta-otorrinolaringologica-espanola-102-articulo-cirugia-del-implante-osteointegrado-estudio-S000165191400199X>
21. Pérez Oviedo P, Velasco Ortega E, Rodríguez O, González Olivares LI. Results of the treatment with osseointegrated dental implants in surgery†. Rev Cubana Estomatol [Internet]. 2013 Dic [citado 2025 Jun 03]; 50(4): 351-363. Available from: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75072013000400003&Ing=es.
22. Carrillo T, Giulio DI. Fase protésica de un implante dental osteointegrado en el sector anterior. Disponible en: <http://saber.ucv.ve/browse?type=author&value=Carrillo+Tacconi%2C+Giulio+Daniel>
23. Misch C E, Steigenga J, Barboza E, et al. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. Filadelfia: J Periodontol. 2006 Available from: https://www.academia.edu/44129721/Implantologia_contemporanea_Carl_E_Misch
24. K Nishigawa, E Bando, M Nakano et al. Quantitative study of bite force during sleep-associated bruxism. Journal of Oral Rehabilitation, 2001, 28: 485-491. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00692.x>

25. Díaz Rivas R. Universidad de San Carlos de Guatemala. Facultad de Odontología. Disciplina de Oclusión. Curso Oclusión I. Obtenido de Universidad de San Carlos de Guatemala. Facultad de Odontología. Disciplina de Oclusión. Curso Oclusión. 2011 I: https://odonto42012.files.wordpress.com/2011/01/funcion_masticatoria.pdf
26. Alfaro Moctezuma P E, Núñez Martínez J M, Ángeles Medina F, Romero E G. Force: Its importance in chewing, its measurement and its clinical determinants. Part I. Revista ADM. 2012, LXIX NO. 2., 53-57.
27. Curiqueo A, Salamanca C, Borie E, Navarro P, Fuentes R. Evaluación de la Fuerza Masticatoria Máxima Funcional en Adultos Jóvenes Chilenos. Int. J. Odontostoma. 2015; 9(3): 443-447. Disponible en: <https://scielo.conicyt.cl/pdf/ijodo>
28. Hira P, Unnati O, Shilpa D, Charu A. Dental Implant Biomaterials: A Comprehensive Review. International Journal of Dentistry. 5. 87-92. 10.31254/dentistry.2020.5212. https://www.researchgate.net/publication/354860515_Dental_Implant_Biomaterials_A_Comprehensive_Review/citation/download
29. American Society for Testing and Materials. Surgical and medical devices. Vol 4. Philadelphia: American Society for Testing and Materials. 1996.
30. Zitter H, P. H. The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. J Biomed Mater Res. 1987.
31. Society for Biomaterials. Symposium on Retrieval and Analysis of Surgical Implants and Biomaterials. Utah. 1088.
32. Ignatius P, Nikhit A, Revati V De Vega. B. Tantalum as a Novel Biomaterial for Bone Implant: A Literature Review. Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering. 2021. 52: 55-65. 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.52.55.
33. Criterios de Von Mises. Available from: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/von-mises-criteria>.
34. Herrera D, Berglundh T, Schwarz F, Chapple I, Jepsen S, Sculean A, Kebschull M, et al. Prevención y tratamiento de enfermedades periimplantarias: guía de práctica clínica de nivel S3 de la EFP. Available from: <https://doi.org/10.1111/jcpe.13823>
35. Hosseini-Faradonbeh SA, Katoozian HR. Biomechanical evaluations of the long-term stability of dental implants using finite element modeling method: a systematic review. J Adv Prosthodont. 2022 Jun; 14(3): 182-202. doi: 10.4047/jap.2022.14.3.182. Epub 2022 Jun 27. PMID: 35855319; PMCID: PMC9259347.
36. Zahrae A, Bijan M, Hamid R K. On the fatigue life of dental implants: Numerical and experimental investigation on configuration effect, Medical Engineering & Physics, Vol 123, 2024, 104078. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2023.104078>.
37. Bidez M W, Misch C E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implant. 1992.
39. Gil M J. Avances Tecnológicos en Implantología Oral: hacia los implantes dentales inteligentes.2018. Barcelona: Gráficas Rey S.L.
40. Azcárate Velázquez, F. Influencia de la calidad ósea en la interacción mecánica entre implante y hueso alveolar: análisis de elementos finitos. 2020. Sevilla: Universidad de Sevilla.
41. Facultad de Medicina Universidad de La Frontera. (2009). Fisiología oral y fuerza masticatoria. Obtenido de Fisiología oral y fuerza masticatoria: http://www.med.ufro.cl/clases_apuntes/odontologia/fisiologia-oral/documentos/fisiologia-oral-v-fuerza-masticatoria.pdf