



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

ANÁLISIS DE CORROSIÓN DE ELEMENTOS FINITOS EN UN TORNILLO DENTAL

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:
Ingeniera Biomédica.

AUTOR: SAMANTHA NAYELI ULQUIANGO CAZA

TUTOR: NORMA SUSANA TORRES MIRANDA

Quito-Ecuador

2024

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Yo, Samantha Nayeli Ulquiango Caza con documento de identificación N° 1752910867 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 22 de febrero del año 2024.

Atentamente,



Samantha Nayeli Ulquiango Caza
1752910867

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Samantha Nayeli Ulquiango Caza con documento de identificación No. 1752910867, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy la autor del Trabajo experimental: “Análisis de corrosión de elementos finitos en un tornillo dental”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Biomédica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 22 de febrero del año 2024

Atentamente,



Samantha Nayeli Ulquiango Caza
1752910867

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Norma Susana Torres Miranda con documento de identificación N° 1720075769, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “análisis de corrosión de elementos finitos en un tornillo dental”, realizado por Samantha Nayeli Ulquiango Caza con documento de identificación N° 1752910867, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Trabajo experimental que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 22 de febrero del año 2024.

Atentamente,



NORMA SUSANA TORRES
MIRANDA

Norma Susana Torres Miranda

1720075769

Dedicatoria

Dedicado a quienes con paciencia y amor se preocupaban por mi avance y desarrollo de la forjación de mi vida profesional.

Agradecida con Dios y mis padres que son los ejes fundamentales que impulsan mis sueños, a mi enamorado quien apoyo cada uno de los pasos de este proceso.

Así también a todos quienes fueron parte de mi desarrollo.

Agradecimientos

Agradecimiento a mi tutora, Dra. Susana Torres Miranda por su experiencia, comprensión, paciencia contribuyendo mis conocimientos en el complejo y gratificante camino del desarrollo del trabajo de titulación, mediante su guía constante al igual que su profesionalismo inquebrantable que han motivado a alcanzar el objetivo.

Resumen

En el trabajo de titulación se lleva a cabo un análisis mediante elementos finitos de un implante dental, para lo que se ha examinado detalladamente sus propiedades y comportamiento respecto al material aplicado de Titanio grado 5.

En este proyecto, se conlleva un minucioso análisis esto implica la simulación, se asignó propiedades y características del tornillo como de su entorno, validando el proceso degenerativo mediante el uso de software especializado como Ansys.

El modelado se llevo a cabo a través del programa llamado Solidworks y la elección del material basado en la búsqueda bibliográfica para determinar los materiales que se asignaron en el software especializado. El propósito de este enfoque es identificar y comprender los procesos mecánicos y químicos de biomateriales involucrados en el implante dental.

Palabras clave: corrosión, tornillo dental, Solidworks, Ansys, elementos finitos, titanio grado 5.

Abstract

In this degree work, a finite element analysis of a dental implant is carried out, examining in detail its properties and behavior. The properties and behavior of a dental implant have been examined in detail. behavior. In this project, a thorough analysis is carried out, which involves simulation, assigning properties and characteristics of the implant. the properties and characteristics of the screw and its environment, validating the degenerative process by using specialized software by using specialized software such as Ansys. The modeling was carried out through the program called Solidworks and the choice of the material was based on the search for the most suitable material. The modeling was carried out through the Solidworks program and the choice of the material was based on the bibliographic search to determine the materials that were assigned in the specialized software. in the specialized software. The purpose of this approach is to identify and understand the mechanical and chemical mechanical and chemical processes of biomaterials involved in the dental implant.

Keywords:corrosion, dental screw, Solidworks, Ansys, finite element, titanium.

Contenido

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
1. Introducción	1
2. Marco teórico	3
2.1. Historia de la implantología	3
2.2. Usos de un implante	6
2.3. Tipos de implantes.	8
2.3.1. Conexión externa.	8
2.3.2. Conexión cónica.	9
2.3.3. Conexión interna.	9
2.3.4. Implante de cuerpo cilíndrico	10
2.3.5. Implante de cuerpo cónico	10
2.3.6. Implantes cigomáticos	11
2.3.7. Implante pterigoideos	12
2.3.8. Implantes cortos	12
2.3.9. Implantes angulados	12
2.4. Causas y complicaciones	13
2.5. Hueso maxilar.	13
3. Materiales y propiedades biomecánicas	16
3.1. Material	16
3.1.1. Aleación de titanio grado 5 (Ti-6Al-4V)	16
3.2. Propiedades biomecánica	18
3.2.1. Densidad	18
3.2.2. Coeficiente secante isotrópico de expansión térmica	18
3.2.3. Elasticidad isotrópica	19
3.2.4. Conductividad térmica isotrópica	20
3.3. Cargas implantológicas	21
3.4. Corrosión galvánica.	24
3.4.1. Corrosión en aplicaciones biomédicas	25
3.5. Complicaciones	26

4. Metodología	28
4.1. Diseño	28
4.1.1. Modelado	28
4.2. Tratamiento de osteointegración	31
4.2.1. Procedimientos quirúrgicos	32
4.3. Análisis de elementos finitos	33
4.3.1. Propiedades.	34
4.3.2. Condiciones ambientales.	34
4.3.3. Geometría dental del tornillo	35
4.3.4. Condiciones de carga	35
4.3.5. Modelo de elementos finitos	35
5. Resultados	36
5.1. Resultados.	36
5.1.1. Contornos de temperatura estática	36
5.1.2. Contornos de la densidad de corriente faradica	37
5.1.3. Contornos de la magnitud del área de la cara	39
5.1.4. Contornos de la tasa de corrosión total de la superficie	40
6. Conclusiones y recomendaciones	42
6.1. Conclusiones	42
6.2. Recomendaciones	43
A. Anexo: Modelado del tornillo dental en Solidworks	44
Bibliografía	47

1. Introducción

A lo largo de la historia, la pérdida de dientes han sido conflictos comunes para la humanidad, llevando a la búsqueda de sustitutos provenientes de materiales naturales y artificiales para reemplazar los dientes faltantes. La creación de un implante dental que pueda integrarse en los maxilares y poseer las características físicas de un diente natural ha sido un objetivo a lo largo de la historia odontológica, y finalmente se hizo realidad a finales del siglo XX.

Según la Revista Médica Electrónica en las últimas tres décadas, la implantología bucofacial ha representado un avance significativo en el campo médico. La elevada confiabilidad de las técnicas quirúrgicas utilizadas y una buena biocompatibilidad han permitido la colocación de implantes dentales como la opción principal en la restauración dental.

Un implante dental consiste en un dispositivo fabricado con un material biológicamente compatible que se inserta quirúrgicamente en el hueso alveolar para sustituir la raíz de un diente ausente. Estos implantes, generalmente de titanio puro, se colocan en el hueso maxilar o mandibular con el objetivo de reemplazar las raíces de los dientes perdidos, permitiendo así la sustitución del diente natural por uno artificial con el objetivo de cumplir la funcionalidad y estética.

Debido a sus elevados costos en la fabricación como la calidad de estos materiales, son accesibles para toda la población, se requiere mejorar para facilitar su accesibilidad, distribución y comercialización. Además, de minimizar la pérdida ósea y evitar la aceleración del proceso de degeneración ósea en la región mandibular, estimulando al hueso a que tenga un impacto en el momento de la masticación y no se reabsorba.

Este proyecto se centra en la selección adecuada de un material biocompatible óptimo que cumpla con las condiciones para reducir y prevenir el desgaste y la corrosión. El material biocompatible en estudio es el titanio siendo este un biomaterial clasificado como una aleación de grado 5, seleccionado por su capacidad de integración efectiva con tejido orgánico, resistencia a la oxidación y corrosión, así también la resistencia mecánica.

Estas propiedades hacen que los implantes diseñados con este material tengan una durabilidad prolongada, evitando patologías como la periimplantitis, la cual es provocada por la corrosión, dando lugar a la inflamación de los tejidos alrededor del implante dental, que

podría desencadenar la pérdida del hueso circundante y del implante.

Los metales se emplean como biomateriales debido a sus óptimas propiedades mecánicas, especialmente la resistencia que presenta. Algunos de los electrones que están presentes en los metales son independientes y pueden transferir de manera veloz la carga eléctrica o energía térmica y también actúan como fuerzas de enlace que mantienen unidos los iones metálicos positivos.

Algunos metales se utilizan para la fabricación de implantes así como también prótesis que ayudan a reemplazar tejidos duros, como por ejemplo en el caso de articulaciones de cadera y rodilla, así como también dispositivos biomédicos para la reconstitución de fracturas, como placas y tornillos óseos, fijadores de vértebras e implantes dentales. Estos metales son biomateriales que ofrecen excelentes propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión.

La primera aleación metálica desarrollada para aplicaciones en el cuerpo humano fue el acero de vanadio, utilizado en la fabricación de placas para fracturas óseas y tornillos, aunque muchos metales, como hierro, cromo, cobalto, níquel, titanio, tántalo, niobio, molibdeno y wolframio, se utilizan en pequeñas cantidades para fabricar implantes debido a sus propiedades mecánicas, pero son susceptibles a la corrosión. En caso de implantes dentales el metal más idóneo por sus buenas propiedades y características son las aleaciones de titanio para mejorar las propiedades mecánicas.

2. Marco teórico

La evidencia más antigua de una prótesis conocida proviene de la era Neolítica, hace aproximadamente 9,000 años, en Suarda, se descubrió un cráneo de una persona con un fragmento de falange de un dedo implantado en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.(21)

En el periodo de la Primera Guerra Mundial, se intentaron insertar tornillos, clavos y placas en hospitales militares, pero la mayoría de estos no fueron exitosos. En 1937, Venable y Strock publicaron un estudio acerca del tratamiento de fracturas mediante prótesis e implantes fabricados con un nuevo material. A partir de ese año, se llegó a la conclusión que los metales tienen diferentes potenciales eléctricos en el cuerpo humano, demostrando que las aleaciones mejor toleradas eran el Vitallium, Tantalio y Titanio, presentando pocos efectos secundarios perjudiciales.(21)

A lo largo de la historia, se llevaron a cabo diversos procedimientos en la odontología implantológica, como por ejemplo en la Edad Antigua, se desarrollaron trasplantes de dientes humanos y animales, así como la implantación de piedras y metales preciosos. A comparación de su evolución en la Edad Media, se utilizó otra técnica de reimplante que consistía en colocar el diente en su alvéolo y fijarlo con hilo de oro. Siguió avanzando transformando así hasta la Edad Moderna donde se innovaron los primeros implantes metálicos intralveolares, y en la Edad Contemporánea, se definió por primera vez el concepto de implante dental. (21)

2.1. Historia de la implantología

La Implantología es la ciencia que se encarga de colocar implantes dentales para restaurar la función y estética bucal, es proveniente de una terminología evocada en la modernidad, tiene un origen ancestral que ha venido desarrollando grandes y notables avances gracias a la tecnología. (25)

La evolución de los implantes dentales a lo largo del tiempo, mediante avances de técnicas y soluciones para abordar la ausencia de dientes. Encontrándose desde los inicios de las civilizaciones romanas, egipcias y griegas por lo tanto revelaron que se reemplazó dientes a través del uso de hilos y bandas, colocando dientes de otras especies animales o incluso fabricados

artificialmente. (35)

Como antecedente antes del siglo XX se desarrolló la idea de realizar un implante en tejido óseo, sin el uso de fármacos debido a la limitada tecnología, sin embargo, a partir del siglo X ya se registran hechos de reimplantación en el alveolo correspondiente con una complicación de inmovilización en dientes adosados. (30)

En el siglo XVII, el cirujano francés Ambrosie Paré instruía la reubicación de un diente ausente, esta técnica siguió desarrollándose con otros cirujanos. El cirujano Duvan realizaba una técnica diferente, previamente realizaba un proceso de extirpación de la pulpa del diente y después procedía a la restauración dental con metales como el oro o plomo. (35)

La idea original radicaba en crear una estructura metálica diseñada para artificialmente reemplazar la raíz del diente perdido, fijándose en el tejido óseo, para después añadir un nuevo diente artificial con el objetivo de restaurar el espacio dejado por el diente ausente. Desde entonces, se han buscado modificaciones y variaciones sin dejar de lado el concepto inicial con el que fue creado para lograr una solución más predecible y estable. (25)

En 1809, Maggiolo trabajó en la creación del primer implante metálico, compuesto principalmente de oro y diseñado para que se inserte de manera individual. A finales del siglo XIX, se desarrolló un implante de porcelana recubierto de platino por Hillcher. (30)

En los primeros años del siglo XX, Greendfield diseñó una estructura de rejilla con una forma similar a la raíz de un diente elaborada en platino, se planteó su colocación de manera endoósea, y mediante un sistema de fijación, se conectaría con un diente artificial para reemplazar el diente perdido. Posteriormente, el mismo autor evolucionó el tratamiento rehabilitador al proponer una serie de técnicas que evidenciaron gran éxito. (38)

En años subsiguientes, Lenger-Dorez creó un implante dental elaborado con oro platinado y un sistema de conexiones que permitía una rehabilitación protésica. En 1931, Fhlor propuso la fabricación de un implante con características bastante similares a los diseños actuales, elaborado en resina y con forma de tornillo. Este diseño fue modificado posteriormente por Strok, utilizando acero en lugar de resina. (38)

En 1938, Marziani introdujo una idea completamente diferente, diseñando implantes que no tenían forma de raíz, sino una estructura con cavidades. El planteamiento era promover la cicatrización ósea interna y mejorar la retención del implante. (35)

Durante la Segunda Guerra Mundial, en 1943, Formiggini desarrolló un implante dental compuesto por acero torsionado. Por otro lado, Schroeder, considerado como uno de los pioneros

de la implantología, estableció el concepto biológico de la adhesión del hueso al implante, denominándolo anquilosis funcional, término que hoy conocemos como osteointegración. (35)

En la década de 1950, Linckow desarrolló un tipo de implante autorroscante, buscando establecer una estructura intermedia entre el concepto de implante hueco que forma un puente óseo y uno macizo. Este acontecimiento se debatía científicamente sobre el diseño más apropiado para los implantes dentales. (30)

Branemark realizó uno de los descubrimientos más significativos en el campo de la implantología. En su búsqueda del conocimiento sobre la vascularización y la cicatrización ósea después de traumatismos, además introdujo microcámaras de titanio en hueso de conejos después de una intervención. El descubrimiento ocurrió cuando intentó retirar las microcámaras después de un tiempo y se dio cuenta de que se habían adherido al hueso de tal manera que incluso este se había mineralizado sobre la superficie del metal. (35)

Este hallazgo marcó el inicio del término “osteointegración” y abrió el camino a numerosas investigaciones futuras en busca de crear estructuras capaces de reponer de manera predecible y duradera los dientes perdidos. En las décadas de 1960 y 1970, el profesor Branemark proporcionó evidencia de la osteointegración del titanio en el hueso, basándose en sus investigaciones previas.

Aunque inicialmente esta idea no fue universalmente aceptada por la comunidad científica, con el tiempo se confirmó de manera contundente, otros autores como Perrón publicaron obras importantes y desarrolló implantes de cerámica con características roscantes. Hacia finales de la década de 1960, se introdujeron implantes laminados de titanio y llegaron a comercializarse. (30)

En la década de 1970, Salomó diseñó esferas con un vástago cilíndrico para su uso como implantes dentales. Poco después, Kirsch comenzó a utilizar el sistema IMZ, que consiste en implantes impactados en el hueso mediante un martillo, después de preparar previamente un lecho en el tejido óseo con una fresa. (38)

Desde finales del siglo XX hasta hoy, la implantología ha experimentado un crecimiento extraordinario, respaldado por numerosas investigaciones científicas con el objetivo de avanzar y desarrollar soluciones terapéuticas planificadas para diversas situaciones clínicas en la práctica odontológica diaria. En la actualidad, la implantología se ha integrado profundamente en la odontoestomatología, convirtiéndose en una opción terapéutica de elección para situaciones clínicas específicas. La colocación de implantes es ahora una intervención indispensable en las clínicas dentales, jugando un papel esencial en la salud y rehabilitación bucodental. (35)

Es importante destacar que la evolución de la implantología no ha ocurrido de forma aislada, sino que ha ido de la mano de otras disciplinas como la cirugía bucal, la periodoncia y la prostodoncia. En los últimos años, la investigación en implantología ha proliferado de manera significativa, desafiando dogmas y teorías previamente considerados inamovibles. Los pilares sobre los cuales se basaban investigaciones anteriores se han visto alterados, abriendo nuevos horizontes que antes parecían inimaginables. (30)

A lo largo de la historia, el diseño adecuado de los implantes dentales ha sido un desafío, aunque se han explorado diversas formas geométricas y protocolos quirúrgicos para su inserción. Se ha llegado a un consenso en torno a una morfología de implante similar a la raíz dental y que se inserta de manera endoósea. A pesar de las mejoras en la capacidad de osteointegración, tiempos de cicatrización, características biomecánicas y protésicas, los implantes actuales no están exentos de complicaciones. (38)

Los implantes dentales actuales han sido diseñados con una conexión externa, caracterizada por un hexágono externo en la zona más coronal del implante. El aditamento protésico se ajusta a esta conexión mediante una estructura que abraza el hexágono. (38)

2.2. Usos de un implante

La pérdida dental ha sido una condición muy común entre las personas de edad avanzada, siendo el edentulismo considerado incluso como un signo natural del envejecimiento por profesionales de la medicina, la geriatría y la odontología. A lo largo de los últimos cien años, el tratamiento predominante para los adultos mayores ha consistido principalmente en la extracción de dientes naturales afectados y su reemplazo por prótesis dentales.(31)

En las últimas décadas, los implantes dentales han adquirido una importancia cada vez mayor en la práctica clínica de la odontología geriátrica. Estos implantes ofrecen la posibilidad de sustituir uno, varios o todos los dientes en pacientes de edad avanzada. Sin embargo, el verdadero avance en el tratamiento de pacientes totalmente desdentados ha sido la capacidad de reemplazar los dientes perdidos con estructuras protésicas respaldadas por implantes. La rehabilitación oral de maxilares sin dientes ha demostrado un éxito sostenido a largo plazo mediante prótesis sobre implantes dentales.(45)

La implantología oral ha experimentado un progreso significativo, permitiendo la reposición de dientes perdidos con altos niveles de satisfacción tanto en términos funcionales como estéticos. La pérdida parcial o total de dientes no solo impacta la estética facial, sino que también afecta funciones vitales como la masticación y el habla. En el caso de estos pacientes, las rehabilitaciones prostodóncicas han alcanzado un alto índice de éxito, ofreciendo una

alternativa superior a las prótesis completas removibles convencionales, que ofrecían beneficios limitados.(13)

El manejo de implantes dentales en pacientes de edad avanzada requiere un diagnóstico exhaustivo y una cuidadosa planificación del tratamiento para lograr resultados funcionales y estéticos satisfactorios. Los aspectos médicos desempeñan un papel crucial en la implantología en pacientes geriátricos, ya que los procesos biológicos de oseointegración están estrechamente vinculados a la salud general del individuo. Aunque existen contraindicaciones generales clásicas para el tratamiento con implantes, estas están cada vez más sujetas a revisión, dado que los avances en tratamientos médicos han mejorado la evolución clínica de diversas condiciones sistémicas.(31) (45)

El éxito del tratamiento con implantes puede mantenerse a lo largo de toda la vida en pacientes de edad avanzada. Como por ejemplo en un estudio realizado en Canadá, se compararon los resultados clínicos de 39 adultos mayores de 60 años con una edad media de 66 años, que recibieron un total de 190 implantes para soportar 45 prótesis, con 43 adultos de edad media de 41 años que recibieron 184 implantes para soportar 45 prótesis.(4)

Los pacientes fueron seguidos durante un periodo de 4 a 16 años. Las indicaciones protodóncicas más comunes fueron la rehabilitación fija 51 % y las sobredentaduras 27 % . Aunque el éxito acumulativo mostró una diferencia no significativa del 92 % en el grupo de mayor edad y del 86,5 % en el grupo más joven, la mayoría de los fracasos ocurrieron antes o durante el primer año después. A pesar de que los pacientes mayores tenían trastornos médicos, la oseointegración no se vio afectada por su estado sistémico, lo que sugiere que las enfermedades comunes asociadas al envejecimiento pueden no influir en el éxito del tratamiento con implantes. Este estudio canadiense no solo respalda la idea de que no hay diferencias significativas en el éxito de la oseointegración entre adultos mayores y jóvenes, sino que también sugiere una tendencia hacia un mayor éxito en pacientes de edad avanzada.(4)

El uso de implantes dentales cuando se presenten las siguientes condiciones:

- Sustitución de dientes: Los implantes dentales son empleados para reemplazar los dientes que se han perdido a causa de periodontitis, caries o lesiones.(17)
- Proporciona soporte para puentes dentales al ofrecer una estructura que sustituye la función de anclar y conectar los dientes entre sí.(22)
- Proporcionan estabilidad y retención a las dentaduras, sirviendo como anclajes estabilizadores en prótesis removibles, ya sea en la mandíbula o en prótesis móviles.(1)

- Rehabilitación de personas con pérdida total de dientes en la mandíbula mediante la utilización de implantes dentales.(36)
- Tratamiento de implantes dentales para la recuperación de lesiones o la reconstrucción de defectos óseos en la región del cráneo y la cara.(36)
- Reconstrucción post-resección: implantes colocados después de cirugías de resección tumoral ayudan a restaurar funciones de habla y masticación.(17)

2.3. Tipos de implantes.

-Implantes dentales según su interfaz prostética.



Figura 2-1.: Nota. Implante dental hexágono externo y hexágono interno. (10).

2.3.1. Conexión externa.

La era moderna de la implantología dental tuvo sus inicios en la década de los 60, cuando el Dr. Branemark hizo un descubrimiento fortuito sobre la capacidad del titanio para adherirse al hueso, un proceso que él denominó osteointegración. En 1965, llevó a cabo la primera colocación de un implante dental en un ser humano.(3)

En los años 80, surgieron los primeros implantes modernos con forma cilíndrica, similares a la raíz de un diente natural, conocidos como implantes de conexión externa para rehabilitaciones múltiples, ya que su morfología permite la colocación de varias piezas adyacentes y facilita la recuperación del paciente, su diseño cónico se destaca por su simplicidad y versatilidad, el canal de tornillo con guía superior simplifica la inserción de los tornillos,

proporcionando una solución eficiente y efectiva.(3)

La conexión externa tiende a exhibir una mayor resistencia mecánica en situaciones de compresión-flexión en comparación con la conexión interna, que carece de propiedades mecánicas favorables. En el diseño de este tipos de implantes dentales, el tornillo protésico es el único elemento que mantiene el pilar y el implante ensamblados.(3)

2.3.2. Conexión cónica.

Este diseño fue elaborado con el fin de evitar las complicaciones mecánicas derivadas del aflojamiento entre componentes y la rotura de tornillos de fijación, que son comunes en las conexiones convencionales, la evolución de la implantología ha introducido los implantes de conexión cónica.(3)

Las ventajas clave de la conexión cónica incluyen una mejor respuesta a las demandas biomecánicas, un sellado más efectivo entre componentes, una mayor eficiencia en los procedimientos quirúrgicos, una resistencia elevada que reduce al mínimo el riesgo de aflojamiento entre componentes y una disminución del microespacio entre implantes, lo que evita la reabsorción ósea externa.(3)

2.3.3. Conexión interna.

Esta forma de conexión proporciona una notable estabilidad, un sellado bacteriano excepcional y reduce al mínimo el espacio en los tratamientos. Una de las principales ventajas de este tipo de implante radica en su capacidad para transmitir directamente las fuerzas desde el pilar hacia el hexágono interno y su área estabilizadora. Esto se debe a que el tornillo que asegura el pilar al implante experimenta un menor estrés horizontal.(3)

Entre sus características distintivas se incluyen la absorción efectiva de fuerzas, la minimización de micromovimientos, una menor reabsorción de la cresta marginal y un alto factor estético. Tiene propensión a exhibir un límite de carga elástica más elevado. Además, las áreas de fractura presentan una apariencia distinta, sugiriendo que los sistemas reaccionan de manera desigual ante las cargas, estas desigualdades deben influir en el comportamiento de los sistemas en otras condiciones, como el aflojamiento y las cargas cíclicas.(27)

Ofrecen una plataforma con una altura vertical reducida para los componentes protésicos, distribuyendo las cargas laterales de manera profunda dentro del implante. Además, cuentan con un tornillo protésico protegido, un enganche con paredes internas extensas que generan

un cuerpo rígido y unificado, capaz de resistir el desplazamiento. La conexión con las paredes del implante minimiza las vibraciones, posibilitando un sellado microbiano y llevando la interfaz restauradora a un nivel estético, ubicado más allá del margen.(27)

- Clasificación de implantes de acuerdo a su cuerpo.



Figura 2-2.: Nota. Tipos de implantes dentales según su cuerpo cónico y cilíndrico(30).

2.3.4. Implante de cuerpo cilíndrico

El implante dental cilíndrico, es un dispositivo que reemplaza una raíz ausente, proporciona estabilidad y apoyo, mientras que la superficie, que puede ser rugosa facilitando la unión del hueso al implante. La presencia de roscas mejora su inserción y estabilidad inicial. Además, la conexión en la parte superior permite la fijación de pilares protésicos para asegurar el implante. Son elaborados de variadas longitudes adaptadas a diversas situaciones clínicas y anatomías, estos implantes son versátiles y aptos para su aplicación en distintas ubicaciones de la boca. Fabricados comúnmente en titanio u otros materiales biocompatibles, garantizan la tolerancia del organismo. (14)

Su adaptabilidad desde la rehabilitación de dientes individuales hasta la retención de prótesis fijas o removibles, subraya su versatilidad. Todo ello se combina con un diseño que busca la armonía estética y funcional con la dentición circundante, consolidando los implantes cilíndricos como una opción común y efectiva en la implantología dental.(14)

2.3.5. Implante de cuerpo cónico

Un implante dental de configuración cónica cuenta con particulares como su morfología que presenta una estructura gradualmente decreciente en diámetro desde la parte superior hasta la base. Esta forma cónica proporciona una extensa área de contacto con el hueso circundante, promoviendo una mayor estabilidad y facilitando la osteointegración. La distribución

eficaz de las cargas biomecánicas se ve favorecida por la configuración cónica, reduciendo las tensiones tanto en el implante como en el tejido óseo adyacente. Asimismo, la forma cónica contribuye a una resistencia notable a la compresión, disminuyendo el riesgo de aflojamiento y posibles fallos del implante.(14)

La conexión cónica entre componentes garantiza un sellado mejorado, minimizando las posibilidades de filtración bacteriana y sus complicaciones asociadas. Además, la naturaleza cónica del implante agiliza los procedimientos quirúrgicos al permitir una inserción más sencilla y precisa. Esta configuración también contribuye a la reducción del espacio entre implantes, lo que puede prevenir la reabsorción ósea externa.(14)

Estas características hacen de los implantes dentales de cuerpo cónico una opción valiosa en odontología, brindando beneficios específicos tanto biomecánicos como clínicos.(14)

2.3.6. Implantes cigomáticos

Los implantes cigomáticos, presentan una longitud de 30 a 55 mm, fueron desarrollados por primera vez por Branemark en 1989, para tratamientos protésico-rehabilitadores en pacientes con atrofia en el maxilar superior. En estos casos, donde la realización de injertos óseos es compleja. Las técnicas de carga con implantes alveolares, presentan una alta previsibilidad y permiten una rehabilitación inmediata después de la cirugía, facilitando una pronta recuperación funcional.(37)

Los implantes cigomáticos se recomiendan para pacientes con deficiencia ósea en la región posterior del maxilar, que al mismo tiempo presentan un volumen óseo suficiente en la zona anterior para permitir la colocación de dos implantes convencionales o cuentan con la presencia de dientes en el sector anterior. Además, son apropiados en casos de deficiencia ósea severa tanto en el sector anterior como en el posterior de maxilares totalmente desdentados, donde el grosor y la altura del hueso son insuficientes para la inserción de implantes convencionales.(32)

La fijación cigomática puede ser aplicada en procedimientos reconstructivos con injertos óseos y elevación de seno maxilar, o en casos de fracaso de dichos procedimientos. De acuerdo a estudios se han registrado complicaciones en pacientes con maxilectomías debido a cáncer o pérdidas significativas de maxilar por traumas graves. Además, existe la posibilidad de emplear dos implantes cigomáticos en cada lado de acuerdo a las condiciones que se presenten.(32)

2.3.7. Implante pterigoideos

Los implantes pterigoideos son dispositivos de 13 a 20 mm de longitud que se colocan a nivel de la apófisis pterigoides, permitiendo la rehabilitación protésica en el sector posterior sin la necesidad de utilizar injertos. Para llevar a cabo esta técnica, se requiere un pilar mesial que generalmente se posiciona a nivel premolar. El fundamento de esta técnica radica en la utilización de hueso compacto adyacente que es el apófisis pterigoides-hueso palatino como base para la fijación.(41)

Con la ayuda de esta metodología, el hueso compacto no necesita ser transferido de la zona donante a la receptora, y sirve como soporte para las fijaciones que transmiten la fuerza aplicada sobre la prótesis hasta el arbotante pterigomaxilar. El primer implante pterigoideo fue colocado por Tulasne en mayo de 1985, como un implante de rescate para un paciente cuyo injerto en bloque de cresta ilíaca había fallado. Los implantes pterigoideos forman parte de las técnicas que no requieren injerto óseo y poseen características que los posicionan como la mejor opción para los pacientes. El índice de osteointegración de los implantes pterigoideos es notablemente alto en el maxilar atrófico, con una media del 95 % según diversas series.(41)

2.3.8. Implantes cortos

Los implantes dentales cortos representan una opción atractiva para abordar situaciones clínicas complejas. Para tratar de eliminar la necesidad de realizar procedimientos quirúrgicos complicados, los implantes cortos radica en su longitud, ya que estos son iguales o inferiores a 8 mm. La atrofia vertical es un problema frecuente para la inserción de implantes debido a la reabsorción de la cresta alveolar. En algunas situaciones, esta atrofia se combina con un aumento en la neumatización del seno maxilar, reduciendo efectivamente la disponibilidad y el volumen óseo vertical.(24)

2.3.9. Implantes angulados

La orientación de los implantes puede representarse en direcciones disto-mesial. Los implantes angulados varían en función del grado de inclinación, donde se considera un implante angulado aquel que supera los 15 grados respecto al plano oclusal. Aunque existe variabilidad, y establece rangos de 25 a 45 grados para definir implantes angulados.(5)

2.4. Causas y complicaciones

Un tratamiento incorrecto produce el fracaso del procedimiento, el método de fabricación de las piezas o su colocación en la dentadura puede llevar a resultados no deseados, así también, como la información sobre el laboratorio protésico responsable de preparar las piezas. Las variaciones en la composición y calidad de los materiales pueden afectar la durabilidad de los implantes y dar lugar a complicaciones, como infecciones bacterianas como por ejemplo: mucositis periimplantaria, perimplantitis, fístulas y abscesos.(35)

Las complicaciones postoperatorias, como infecciones bacterianas que dificultan la adaptación del implante o problemas en la integración ósea. Existen también factores mecánicos, como patrones oclusales adversos o bruxismo, pueden influir en la supervivencia de los implantes a lo largo del tiempo. La falta de higiene bucal, junto con enfermedades periodontales, puede acelerar el fracaso de los implantes, ya que las patologías de las encías puede afectar el área alrededor del implante.(35)

Los fumadores tienen un mayor riesgo de mucositis y perimplantitis, así como complicaciones en el tratamiento con implantes. Por lo general los fracasos de implantes dentales no suelen atribuirse al llamado rechazo del dispositivo y el tamaño proporcional a la carga que deben soportar.(35)

Se pueden presentar complicaciones con las siguientes condiciones: No evaluar limitaciones en la apertura oral, especialmente en pacientes con problemas en la articulación temporo-mandibular, también, se debe garantizar una apertura de al menos 30 mm. Así como complicaciones postoperatorias de los implantes dentales como lesiones del nervio dentario inferior e infecciones posteriores a la colocación del implante de titanio.(35)

Las complicaciones intraoperatorias de los implantes dentales como: hemorragia y daño neural pueden surgir debido a la existencia de anomalías anatómicas, falta de conocimiento de la anatomía bucofacial, las fracturas mandibulares son más propensas en mandíbulas atróficas. Es recomendable aprovechar la mayor cantidad de hueso disponible para implantes de longitud adecuada, mejorando el contacto hueso-implante y facilitando la osteointegración.(35)

2.5. Hueso maxilar.

El hueso maxilar es un componente esencial del macizo óseo facial fijo y sirve como el núcleo funcional de esta estructura. Actúa como punto de articulación para los demás huesos del macizo y se une con el maxilar opuesto en la línea media. Su configuración comprende un cuerpo de forma piramidal, con una base nasal, un vértice maxilomalar, y tres paredes

identificadas como la superior, que limita con la órbita ocular; la anterior o yugal; y la posterior, también conocida como tuberosal o cigomática. En el interior del hueso maxilar se encuentra el seno maxilar, una cavidad neumática asociada a las fosas nasales. (2)

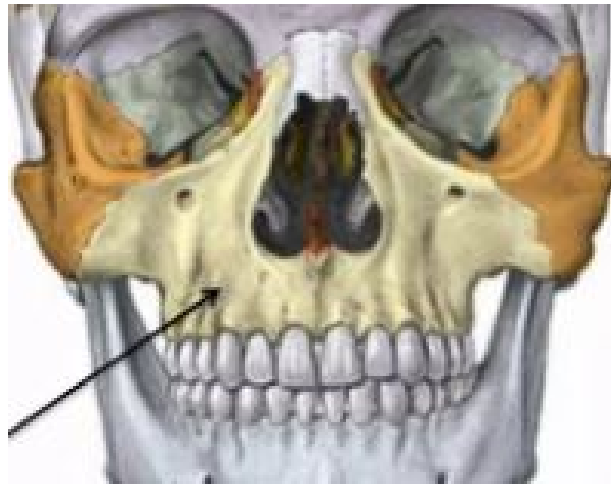


Figura 2-3.: Nota. Hueso maxilar, forma parte de las fosas nasales de forma cuadrilatera.

Se desprenden tres proyecciones del hueso maxilar: una hacia abajo conocida como proceso alveolar, otra hacia adentro llamada apófisis palatina, y finalmente, la proyección ascendente denominada apófisis frontal. Este hueso forma parte de varias cavidades, incluyendo la cavidad bucal a través de su proceso alveolar, las fosas nasales a través de su región interna, la cavidad orbitaria debido a su pared superior, trasfondo, y la fosa cigomática o infratemporal.(16)

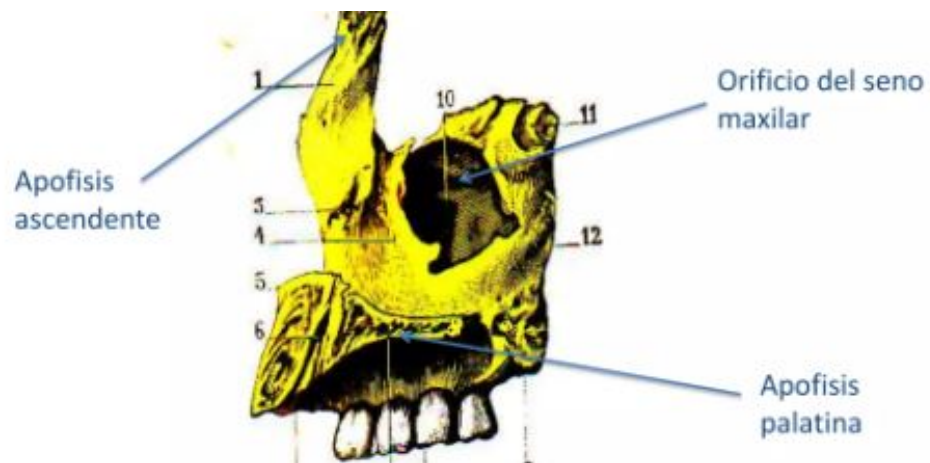


Figura 2-4.: Nota. Hueso maxilar, cara interna apófisis ascendente, apófisi palatina y orificio del seno maxilar.

- Pemaxilar.

En esta área anatómica, se requiere examinar diversas estructuras, como los incisivos centrales y laterales junto con su proceso alveolar, la espina nasal anterior, la cresta incisiva, el suelo de las fosas nasales, la fosita mirtiforme, el conducto nasopalatino o palatino anterior, la sutura intermaxilar, el tabique nasal y la pirámide nasal, también se encuentran los dientes supernumerarios conocidos como mesiodens.(19)

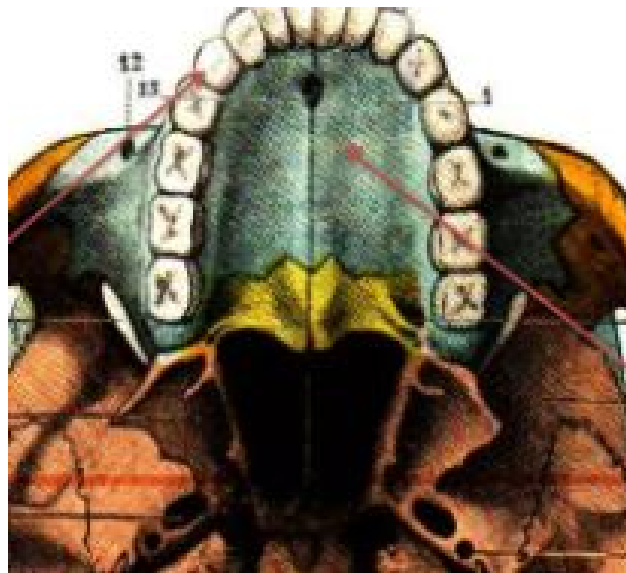


Figura 2-5.: Nota. Hueso premaxilar, borde alveolar donde están los dientes y forma parte del paladar duro.

3. Materiales y propiedades biomecánicas

La biomecánica de los implantes dentales se centra en examinar las fuerzas y movimientos que afectan tanto al implante como a los tejidos circundantes en la cavidad oral, un implante dental, compuesto de titanio se coloca de manera quirúrgica en el hueso maxilar o mandibular para reemplazar la raíz de un diente perdido. Las fuerzas biomecánicas, son generadas por actividades cotidianas como: masticar, tragar y hablar. Es importante considerar la distribución equilibrada de estas cargas funcionales a través del implante y el hueso circundante.

Las diferentes formas de los tipos de implantes tienden a redistribuir las cargas. Además, las dimensiones influyen su capacidad para soportar cargas, y factores como la calidad ósea y el tipo de tratamiento, incluso la torsión precisa de los tornillos es esencial para la estabilidad a largo plazo. Para llevar a cabo el proceso se requiere tomar en cuenta los siguientes aspectos: una comprensión profunda de los materiales, diseño de implantes, procedimientos quirúrgicos y los aspectos biológicos del paciente.

3.1. Material

3.1.1. Aleación de titanio grado 5 (Ti-6Al-4V)

La aleación Ti6Al4V, llamada también como titanio Grado 5, representa actualmente más del 50% del consumo global de titanio. Se destaca por su composición única de alta resistencia, peso ligero, conformabilidad y resistencia a la corrosión. Esta aleación tratada de manera adecuada se vuelve altamente biocompatible, superando en cualidades biomédicas a las aleaciones de titanio grado 1 al 4.(12)

El Ti6Al4V (grado 5) es una aleación de titanio que incorpora aluminio y vanadio, ofreciendo un equilibrio entre resistencia mecánica, tenacidad y ductilidad. Además de su facilidad para el mecanizado, presentando buenas propiedades de soldabilidad.(12)(33)

Esta aleación de titanio presenta propiedades mecánicas destacadas, con una resistencia a la tracción que oscila entre 900 y 1100 (MPa). Su bajo peso es, aproximadamente la mitad de

la densidad del acero, resistencia a la corrosión en diversos entornos, incluyendo ambientes marinos y ácidos, biocompatibilidad en implantes dentales y dispositivos médicos, puede operar a temperaturas elevadas sin perder sus propiedades mecánicas.(33)

Demuestra una destacada estabilidad térmica, conservando sus propiedades mecánicas incluso a elevadas temperaturas, lo que la hace idónea para entornos de alta temperatura. Además, exhibe una notable resistencia a la fatiga, siendo una elección ideal para aplicaciones sometidas a cargas cíclicas. Su aptitud para el proceso de anodización permite mejorar la resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad mediante el control del espesor de la capa de óxido en la superficie. Cumple con rigurosas normativas y estándares industriales, como: ASTM F1472, ASTM B348-13 GR5, NF-EN-ISO 22674, ISO 5832.3 y ASTM F2924, asegurando su calidad y conformidad como es el caso de la aleación Ti-6Al-4V para aplicaciones médicas específicas.(33)(39)

La anodización es un proceso electroquímico realizado en una solución que contiene sulfato amónico, sulfato magnésico, ácido sulfúrico y ortofosfato sódico. Se lleva a cabo mediante electrólisis con un tiempo constante de aproximadamente 10 segundos y una tensión máxima de 100 voltios. Durante este proceso, se forma una capa de óxido en la superficie del titanio, y las variaciones en el grosor de esta capa pueden influir en el color resultante. Es importante tomar en cuenta que la tensión por encima de 100 voltios no conlleva una mejora en el espesor ni en la calidad de la capa externa del titanio.(39)

Tabla 3-1.: Nota. Propiedades físicas(7)

Módulo de elasticidad en tensión	14.9
Densidad	0,162 lb/in
Calor específico	0.124Btu
Punto de fusión	1.665Â°C
Conductividad térmicas	1.665Â°C. W/mK
Resisitividad eléctrica	56 microhm-cm a 68Â°F

Tabla 3-2.: Nota. Propiedades mecánicas(7)

0.2% offset límite elástico	120
Resistencias de tracción	138-159
Elongación	10
Dureza	334

Tabla 3-3.: Nota. Composición química(7)

C	0.08 %
Al	5.5-6.75 %
H	0.015 %
Fe	0.25 %
N	0.05 %
O	0.2 %
Ti	Balance proporcional
V	3.5-4.5 %

3.2. Propiedades biomecánica

3.2.1. Densidad

La densidad se define como la relación entre la masa y el volumen de una sustancia, siendo una propiedad intensiva. Se expresa de manera matemática, como $\rho = m / V$, donde ρ es la densidad, m es la masa y V es el volumen, en el sistema internacional, la unidad estándar de densidad es kilogramos por metro cúbico (kg/m^3), mientras que en el sistema inglés es libras de masa por pie cúbico (lbm/ft^3). (20)

La densidad de la aleación de titanio Ti-6Al-4V es de $4500 \text{ kg}/\text{m}^3$. Esta aleación, conocida como titanio Grado 5, presenta una densidad aproximada de 4.43 gramos por centímetro cúbico (g/cm^3). Esta característica, combinada con su notable resistencia y otras propiedades mecánicas, la convierte en un material óptimo para diversas aplicaciones en industrias médica en la elaboración de implantes dentales. (20)

3.2.2. Coeficiente secante isotrópico de expansión térmica

El coeficiente secante isotrópico de expansión térmica se refiere a la medida de cómo cambia la longitud de un material en respuesta a un cambio en la temperatura, considerando todas las direcciones de expansión posibles. En fórmulas matemáticas, se expresa como: (18)

$$\alpha_{\text{iso}} = \frac{1}{L} \cdot \frac{dL}{dT}$$

La expansión térmica isotrópica es importante para describir el comportamiento de materiales en los que las propiedades térmicas son las mismas en todas las direcciones. En algunos

casos, este coeficiente puede simplificarse para ciertos materiales, se utiliza para describir la expansión térmica en todas las direcciones.(18)

3.2.3. Elasticidad isotrópica

La elasticidad isotrópica de un implante fabricado con titanio grado 5 se refiere a su capacidad para volver a su forma original después de someterse a fuerzas o cargas, manteniendo esta propiedad de manera uniforme en todas las direcciones. Un implante con elasticidad isotrópica exhibe un comportamiento elástico consistente, sin mostrar preferencia por ninguna dirección en particular.(29)

La aleación de titanio grado 5, también conocida como Ti6Al4V, se caracteriza por combinar titanio, aluminio y vanadio, logrando un equilibrio entre resistencia mecánica y elasticidad, implica que el implante conservará sus propiedades en cualquier dirección, teniendo una respuesta uniforme a fuerzas y tensiones. La elasticidad isotrópica se cuantifica mediante el módulo de elasticidad, una medida de la rigidez del material para este tipo de aleación de titanio, este módulo indica una notable capacidad para recuperarse después de deformaciones temporales bajo carga.(29)

Módulo de Young.

El módulo de Young es un parámetro que describe el comportamiento de un material elástico en función de la dirección en la que se aplica una fuerza, evalúa la elasticidad de un material, tiene el mismo valor tanto para tracción como para compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo, siempre y cuando no exceda un límite máximo conocido como límite elástico son características específicas de cada material. El origen del término "módulo de Young" hace referencia al científico Thomas Young, quien estudió este concepto en el siglo XIX, aunque el método fue desarrollado por Leonhard Euler en 1727.(34)

El módulo de Young, o módulo de elasticidad longitudinal, para la aleación de titanio grado 5 (Ti6Al4V) se sitúa en torno a los 120 gigapascales (GPa) o 120,000 megapascales (MPa). Esta propiedad mecánica es indicativa de la rigidez del material y su capacidad para deformarse elásticamente ante la aplicación de fuerza. Experimentar variaciones ligeras dependiendo de condiciones específicas del material, el proceso de fabricación y otros factores. Este tipo de aleación es reconocida por su módulo de Young relativamente alto, lo que implica una rigidez que permite una eficiente recuperación después de deformaciones elásticas.(34)

El coeficiente de Poisson

El coeficiente de Poisson, simbolizado por la letra griega ν (nu), refleja la manera en que un material experimenta un cambio en su forma lateral cuando se somete a una carga en dirección longitudinal. Esta característica elástica proporciona información sobre la relación entre la contracción lateral y la elongación axial del material en respuesta a una carga aplicada, mide la magnitud de la contracción o expansión de un material en una dirección perpendicular a la fuerza ejercida.(23)

Se expresa con la siguiente fórmula: (ν) es:

$$\nu = -\frac{\Delta D/D_0}{\Delta L/L_0}$$

El coeficiente de Poisson para la aleación de titanio grado 5, generalmente tienen el valor de 0.33. Este valor indica la relación entre la contracción lateral y la elongación axial del material cuando se encuentra bajo una carga longitudinal. Puede presentar pequeñas variaciones según las condiciones específicas del material y el método de fabricación, el rango típico para esta aleación de titanio es de aproximadamente entre 0.30 y 0.35, con respecto a la capacidad elástica del material al ser sometido a fuerzas en una dirección específica.(23)

3.2.4. Conductividad térmica isotrópica

Es la capacidad de un material para transmitir el calor de manera uniforme en todas las direcciones. En un material con esta propiedad, se propaga el calor, la velocidad y eficiencia de conducción térmica son consistentes en cualquier orientación. Esta propiedad garantiza que no haya variaciones significativas en la eficiencia térmica a lo largo de diferentes direcciones.(23)(15)

Es importante tener en cuenta que no todos los materiales cuentan con conductividad térmica isotrópica, si no, es una conductividad térmica anisotrópica, lo que indica que la eficiencia para conducir el calor varía en función de la dirección de propagación. La presencia de anisotropía térmica puede deberse a la estructura cristalina, la orientación de las fibras u otras características específicas del material.(15)

Es una característica relevante en un implante dental de titanio grado 5, se evidencia una conductividad térmica isotrópica, indicando que no hay una preferencia direccional en la transferencia de calor, el valor esta propiedad es alrededor de 6.7 vatios por metro kelvin ($W/(m\hat{A}\cdot K)$). Aunque esta propiedad puede presentar variaciones no tan relevantes según las condiciones específicas del material y las características particulares del implante.(15)

La conductividad térmica isotrópica que presenta un implante dental de titanio de grado 5 facilita una distribución homogénea del calor en el implante, para evitar fluctuaciones térmicas locales que podrían afectar los tejidos circundantes durante procedimientos dentales.(42)

3.3. Cargas implantológicas

Las cargas implantológicas hacen referencia a las fuerzas o presiones que impactan sobre un implante dental una vez que ha sido insertado en la estructura ósea. Estas fuerzas pueden originarse con la masticación, el habla u otras funciones normales de la cavidad bucal. La evaluación conjuntamente con la comprensión de las cargas implantológicas resultan fundamentales en el diseño al igual que la resistencia de los implantes dentales, garantizando su capacidad para soportar y desempeñarse eficazmente frente a las tensiones asociadas con las actividades bucales habituales.

Cuando se lleva a cabo la rehabilitación protésica de un implante dental, este se ve expuesto a diversas fuerzas que afectarán tanto al implante mismo como a los aditamentos y la restauración protésica. Estas fuerzas pueden variar significativamente entre los pacientes, incluyendo diferentes niveles de fuerza de mordida, la presencia o ausencia de parafunción, características musculares y el tipo de implante dental fabricado.(40)

La elección del tipo de implante depende de los siguientes factores como: estado de reabsorción del reborde alveolar, la situación clínica correspondiente, magnitud y frecuencia de las cargas a las que se someten los implantes en la cavidad oral son muy variables que están influenciadas por factores como la edad y la ubicación del implante en el hueso mandibular.(40)(43)

Gracias a la evolución y el avance de la tecnología en el diseño de los implantes dentales, los aditamentos protésicos y el instrumental han logrado un avance en la resistencia biomecánica. Desde el momento en que se inserta el implante en los maxilares, mediante fases quirúrgicas, se presentan fuerzas como la flexión de los maxilares, el contacto con la musculatura perioral y el contacto con el tornillo de cicatrización. Cuando el implante empieza a cumplir su función principal, se evidencian fuerzas de oclusión que varían aspectos como: magnitud, frecuencia e intensidad.(43)

Las fuerzas periorales y las cargas oclusales pueden variar en intensidad y magnitud entre pacientes con situaciones clínicas diferentes. Esta variabilidad se debe a factores como hábitos parafuncionales, ajustes incorrectos en la conexión del aditamento del implante, entre otras variables diversas. Cada rehabilitación implantológica es diferente y está sujeta a fuerzas distintas.(40)

En el área de la biomecánica encontramos las siguientes fuerzas: intensidad, dirección vectorial, tipo ; para realizar un análisis considerando todos los parámetros mencionados anteriormente presentes en cada condición. La carga principal que está presente en la rehabilitación del implante proviene de la oclusión del paciente y su relación con el eje del implante que soporta la carga. (43)

A través de la oclusión, existen tres tipos principales de fuerzas que afectan. En primer lugar, se encuentran las fuerzas verticales, que siguen un eje corono-apical. En segundo lugar, se presentan las fuerzas horizontales, que inciden en un eje vestibulo-lingual y/o mesial-distal. Es importante tomar en cuenta cuando el implante soporta una carga mecánica derivada de la oclusión del paciente, esta carga no tendrá el mismo impacto negativo si existe un componente mayor en sentido vertical en comparación con una predominancia significativa en sentido horizontal. (43)

Durante la fase quirúrgica, los implantes deben colocarse en una posición que cuando se rehabilite, soporte en gran medida la carga oclusal en la dirección del eje longitudinal del implante. Esto reduce el estrés biomecánico en los implantes. Cuando los implantes se insertan en un eje diferente al que presumiblemente predominará en la carga oclusal, están más expuestos a recibir un componente mayor de fuerzas horizontales o transversales.(43)

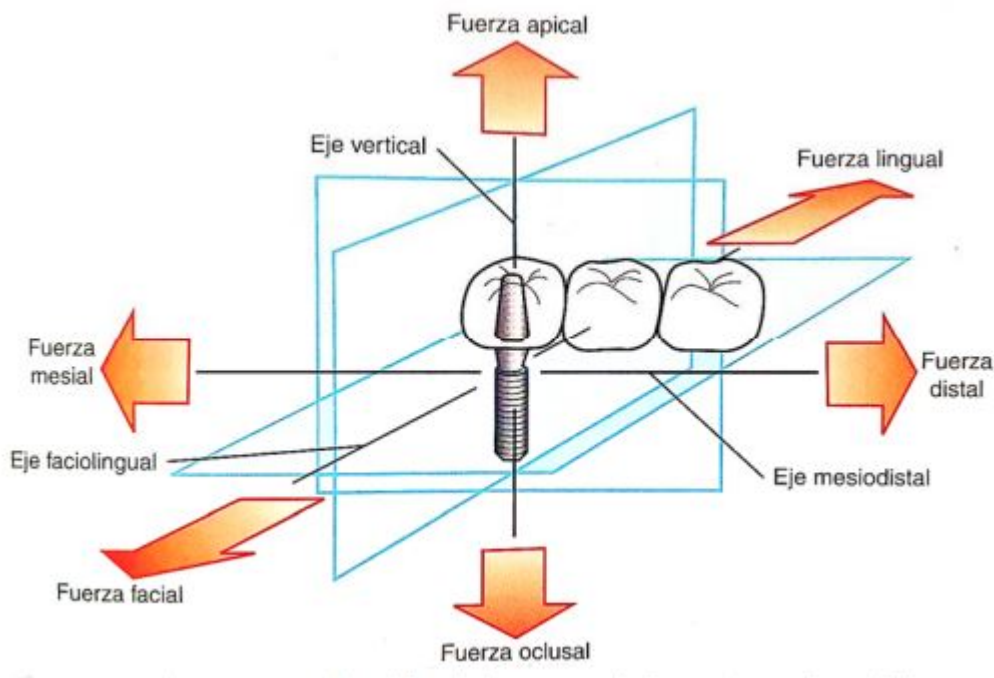


Figura 3-1.: Nota. Diagrama de ejes de fuerzas (43).

Los tipos de fuerzas que impactan el implante-aditamento-corona, las fuerzas de compresión, las cuales son menos perjudiciales para la rehabilitación en comparación con otras como las de tracción y cizalla. Las fuerzas de compresión actúan con vectores opuestos que convergen en un mismo punto, mostrando una tendencia a unir dos cuerpos. Las fuerzas de tracción buscan la separación de dos cuerpos con vectores de fuerza en direcciones opuestas. (43)

Las fuerzas de cizallamiento o corte, que buscan el deslizamiento de un cuerpo sobre otro, las fuerzas más perjudiciales para las rehabilitaciones implantológicas son las de tracción y cizalla, siendo destructivas al incidir en los implantes dentales.(43)

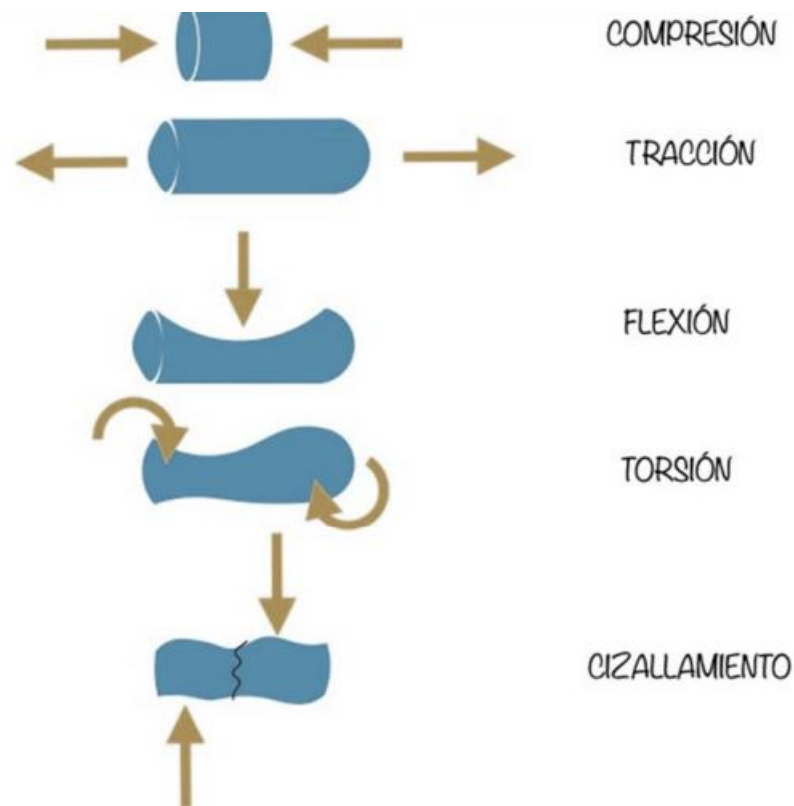


Figura 3-2.: Nota. Tipos de fuerzas (43).

Existen diversos tipos de esfuerzos dependiendo del vector de fuerza predominante que actúa sobre el implante y que genera un tipo específico de deformación en el material del implante. El esfuerzo de tracción, que ocurre cuando el material es sometido a estiramiento; el esfuerzo de corte, que se presenta cuando el material experimenta fuerzas transversales opuestas; y el esfuerzo de compresión, que se da cuando el material es comprimido.(43)

La magnitud con la que se ejerce un esfuerzo sobre una rehabilitación está determinada por las fuerzas externas que actúan sobre ella, la cantidad de implantes, su morfología, el diseño protésico, entre otros factores. Es importante destacar que cuando una fuerza incide sobre

un cuerpo, este se deforma en cierta medida debido a la elasticidad del material. Aunque esta deformación pueda ser reversible, si la fuerza aplicada supera cierto umbral, puede generar una deformación irreversible que si aumenta aún más, podrá provocar la fractura irreversible del material.(43)

3.4. Corrosión galvánica.

La corrosión galvánica es un fenómeno electroquímico que se desencadena cuando dos metales diferentes entran en contacto, ya sea directamente o a través de un conductor eléctrico, en ambientes conductores como líquidos o entornos húmedos. Este proceso se origina debido a las disparidades en los potenciales electroquímicos de los metales involucrados.(9)

Cuando se establece el contacto eléctrico entre dos metales distintos en presencia de un electrólito, como agua salina o humedad atmosférica, se crea una celda galvánica que comprende un ánodo y un cátodo. El metal con el potencial electroquímico más bajo actúa como ánodo, experimentando oxidación, mientras que el metal con el potencial más alto sirve como cátodo, donde tiene lugar la reducción.(9)

Las reacciones redox asociadas implican la disolución del metal en el ánodo, liberando iones metálicos al perder electrones, fluyen a través de un conductor eléctrico hacia el cátodo, donde ocurre una reacción de reducción y se depositan los iones metálicos.(46)

La corrosión galvánica afecta principalmente al ánodo, debilitando y deteriorando progresivamente su estructura con el tiempo. Diversos factores influyen en este fenómeno, como la diferencia de potencial entre los metales, el área superficial del metal más activo, la conductividad del electrólito y la temperatura, siendo esta última un factor que puede incrementar la velocidad de corrosión.(46)

Para prevenir la corrosión galvánica, se aplican diversas estrategias, como la selección cuidadosa de materiales, el aislamiento eléctrico entre metales, el uso de recubrimientos protectores y consideraciones de diseño que evitan la acumulación de agua y reducen la susceptibilidad a la corrosión.(9)

La corrosión galvánica es un mecanismo que acelera otros tipos de corrosión como: por picaduras, bajo tensión y/o por fatiga. En ciertos escenarios, la cavidad oral puede actuar como una celda electroquímica. Al conectar una estructura de aleación metálica sobre los implantes, se forma una celda electroquímica in vivo, donde la estructura metálica menos noble actúa como el ánodo, mientras que el implante de titanio de la aleación Ti-6Al-4V, más noble, actúa como el cátodo. La transferencia de electrones se realiza a través del contacto

metálico, y la superficie del ánodo es donde se generan los iones positivos. Esta superficie metálica experimentará una reacción de oxidación y corrosión, dando lugar a la producción de electrones libres.(26)

La corrosión galvánica puede ser acelerada por factores como la diferencia de potencial, el área superficial, la conductividad del electrolito y la temperatura. Para prevenir este tipo de corrosión, se pueden tomar medidas como la buena selección de materiales, el aislamiento eléctrico, la aplicación de recubrimientos protectores y consideraciones de diseño. Este fenómeno se manifiesta en entornos biomédicos, como en implantes dentales, donde la interacción de diferentes metales puede generar una celda electroquímica, provocando corrosión en el metal menos noble, mediante estos procesos se puede garantizar la durabilidad y la integridad de las estructuras metálicas en diversas aplicaciones.(44)

La conexión eléctrica entre un área de ánodo más pequeña y un área de cátodo más grande puede dar lugar a una rápida disolución anódica debido a la alta densidad de corriente anódica. Por lo tanto, al establecer conexiones entre metales diferentes, la relación de áreas favorezca al ánodo. La forma de unir un par galvánico también influye, ya que la soldadura, con una transición gradual entre materiales, puede tener características de corrosión distintas en comparación con un sistema aislado eléctricamente.(44)

Prevenir la corrosión galvánica implica considerar estos factores para determinar si ocurrirá y a que velocidad. Las medidas preventivas están relacionadas con el comportamiento frente a la corrosión de la combinación material-electrolito y con el mecanismo y la cinética de las reacciones electroquímicas responsables.(44)

En un sistema galvánico, es crucial que todos los materiales estén a un mismo potencial, especialmente en disoluciones de baja resistividad como la saliva. Esto asegura que la suma de las corrientes entre los materiales sea cero, lo que permite determinar el potencial del sistema en su conjunto. La velocidad de corrosión puede evaluarse en función de la intensidad de corriente.(44)

3.4.1. Corrosión en aplicaciones biomédicas

Los diagramas de Pourbaix, basados en datos termodinámicos, y los ensayos potenciodinámicos, que abordan tanto la termodinámica como la cinética, respaldan la idea de que la capa protectora, principalmente compuesta de TiO_2 (dióxido de titanio), es químicamente resis-

tente en ambientes fisiológicos. Esta capa se renueva espontáneamente si se desprende debido a acciones mecánicas. Aunque el rango de pasividad electroquímica es amplio, abarcando regiones más extensas que las condiciones fisiológicas, hay situaciones específicas, como medios altamente acidificados o con falta de oxígeno, donde pueden surgir condiciones reductoras severas.(38)

A pesar de las destacadas propiedades electroquímicas y la resistencia a la corrosión del titanio, se han observado problemas asociados con procesos degradativos. Entre estos problemas se encuentran la formación de celdas galvánicas cuando los implantes dentales de titanio entran en contacto eléctrico con superestructuras de otros materiales, el aflojamiento de prótesis articulares cementadas debido a la corrosión por aireación diferencial asistida por desgaste y fretting, citotoxicidad causada por la liberación de iones del implante al tejido circundante, interferencia en los procesos regenerativos debido a la presencia de partículas metálicas y/o de óxido en el huésped, y corrosión localizada en condiciones bioquímicas específicas generadas por compuestos oxigenados provenientes de los macrófagos.(38)

Las aleaciones de titanio desarrollan de manera espontánea una capa pasiva de óxido de titanio, contribuyendo significativamente a su excelente resistencia a la corrosión. Esta capa, compuesta principalmente por óxidos amorfos de titanio que tiene un espesor variable entre 5 y 10 nm, dependiendo de factores como el tratamiento, acabado superficial y entorno. La formación de esta capa sucede cuando el titanio entra en contacto con un medio que contiene oxígeno. Además, es posible aumentar su espesor mediante tratamientos químicos y electroquímicos.(38)

3.5. Complicaciones

Los implantes dentales, reconocidos por su eficacia y resultados estéticos exitosos a largo plazo gracias al avance de la tecnología, en ocasiones, surgen complicaciones que pueden llevar al fracaso del implante dental.

Las complicaciones tempranas en implantes dentales surgen antes de que se logre la unión del implante con el hueso durante el proceso de osteointegración. La principal limitación para llevar a cabo la inserción de la raíz artificial, debido a la insuficiencia de hueso o tejido óseo necesario para el tratamiento con implantes.

Antes de proceder con la colocación de un implante, es esencial que el especialista realice una evaluación previa del estado de las encías y los tejidos óseos para determinar si el paciente posee las medidas adecuadas para una colocación estable del implante dental sin riesgo de movimientos. La pérdida de parte de este tejido puede deberse a diversas razones, como

impactos fuertes que afectan directamente a la encía y el diente, o la permanencia prolongada de la encía sin la raíz del diente después de su extracción, lo cual puede provocar una reducción en el volumen del tejido óseo circundante.

La colocación de implantes dentales es un proceso quirúrgico que conlleva riesgos específicos durante su ejecución. Durante este procedimiento, pueden surgir diversas dificultades, entre las cuales se incluyen: pérdida del injerto, infección en los sitios donantes, inflamación y/o dolor, fractura de la cresta ilíaca, hematomas, alteraciones neurosensoriales, laceraciones en la parte superior del seno maxilar.

Después de la colocación del implante dental, pueden surgir complicaciones en el proceso de osteointegración, que abarca desde la inserción hasta la fijación final al hueso, que generalmente lleva aproximadamente 3 meses. Es importante seguir todas las recomendaciones posoperatorias y asistir a las revisiones planificadas para prevenir posibles problemas como:

Infecciones con presencia de bacterias durante o después de la cirugía puede llevar a la peri-implantitis si no se toman antibióticos adecuados o si la higiene oral es deficiente, la acumulación de sarro y bacterias en el implante puede afectar directamente al hueso. Existe un mínimo porcentaje de fallo en la unión con el hueso del implante no se osteointegran completamente con el hueso.

Fracturas debido a comportamientos dentales inconscientes como el bruxismo que pueden provocar fracturas en el implante, también, si el implante se coloca incorrectamente, puede estar expuesto a presiones excesivas, generando estrés y posibles fracturas. Daño nervioso o insular presentando dolor o extrema sensibilidad.

4. Metodología

4.1. Diseño

El tornillo dental, esencial en implantología, consta de un eje central, ya sea cónico o cilíndrico, que se inserta en el hueso para otorgar estabilidad al implante. Su rosca, diseñada con precisión, facilita la firme inserción en el hueso, variando en forma según el fabricante y tipo de implante. La cabeza del tornillo, ubicada sobre la encía, puede ser plana, redonda o hexagonal, actuando como punto de conexión para la futura prótesis dental. Los tornillos cuentan con superficies tratadas, como revestimientos de titanio, para favorecer la integración ósea mediante osteointegración.

4.1.1. Modelado

En el ámbito del modelado tridimensional, se ha diseñado el tornillo del implante dental con las siguientes configuraciones como: hexágono interno, cónico y nivel tisular. Se buscó recrear estos diseños en un entorno computacional mediante el empleo del software SolidWorks.

- Cuerpo del Tornillo: forma cónica, sección roscada para facilitar la inserción en el hueso.
- Rosca: diseño preciso para garantizar una inserción firme en el hueso.
- Cabeza del Tornillo: parte superior del implante es plana redonda, hexágono interno y es el punto de conexión para la prótesis dental.

Este tornillo cuenta con una superficie de una aleación de titanio grado 5 para mejorar la integración con el hueso. Para recrear este modelo en SolidWorks, se utilizó las herramientas de creación de formas 3D, operaciones de extrusión para el cuerpo y la rosca, definir las conexiones y detalles de la cabeza y la plataforma.

Para obtener una comprensión más clara y visual de como responde un implante dental las diferentes fuerzas biomecánicas aplicadas, se llevó a cabo una simulación utilizando el método de elementos finitos. Esta representación computacional se realizó mediante el uso de un software especializado Ansys Workbench.



Figura 4-1.: Nota. Modelado del cuerpo del implante dental en Solidworks

-Se establecieron las siguientes propiedades del material titanio Ti6Al4V:

Tabla 4-1.: Nota. Composición química(7)

Corrosión.	
Densidad	4,429 (g/cm^3)
Coefficiente secante isotrópico de expansión térmica	8,789 E-06 (C)
Elasticidad isotrópica	
Conductividad térmica isotrópica	7,187 ($W m^{-1} C^{-1}$)
Modulo de compresión	1,149R+11 (Pa)
Modulo de cizalladura	4,1533E+10 (Pa)
Modulo de Young	111,2 (GPa)

Es importante también considerar la evaluación de la fatiga del implante, dado que estará expuesto a esfuerzos cíclicos generados durante el proceso de masticación. En el diseño del implante dental y en el cálculo correspondiente del factor de seguridad para la fatiga, se emplearon los valores máximos y mínimos de los esfuerzos de Young obtenidos a partir de la simulación.

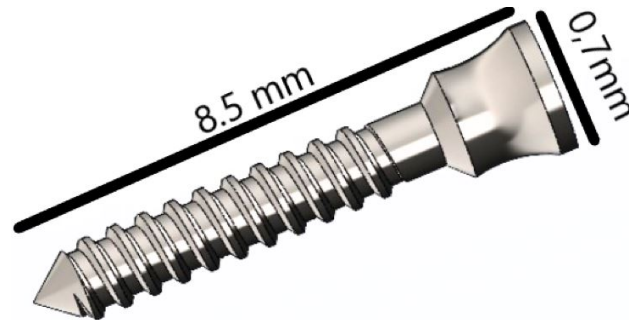


Figura 4-2.: Nota. Dimensiones del tornillo dental modelado en Solidworks

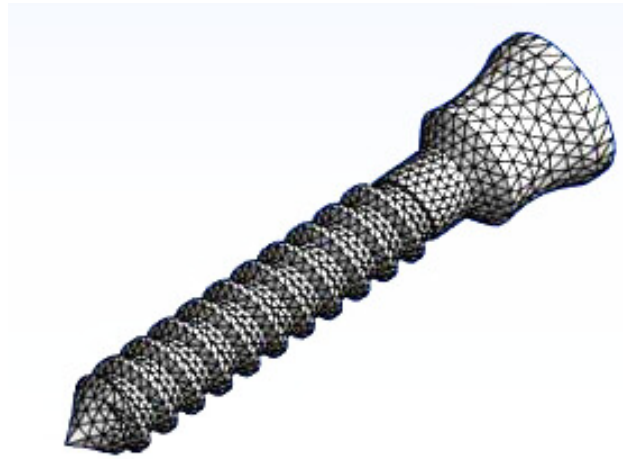


Figura 4-3.: Nota. Mallado

El análisis de elementos finitos se centra en la corrosión, la cual se simulará en ANSYS Fluent implica la incorporación de modelos adecuados que describan los procesos químicos y electroquímicos asociados con la corrosión. ANSYS Fluent ofrece funcionalidades avanzadas para simular fenómenos corrosivos utilizando modelos de corrosión. Aplicando el modulo de la siguiente manera:

Definición del Dominio.

Creación de geometría en modelado 3D en el software Solidworks, para posteriormente importa la geometría en ANSYS Fluent. Selección del modelo de corrosión: Selección del modelo de corrosión apropiado, de acuerdo al medio bucal y las propiedades procede a elegir la corrosión electroquímica. Propiedades del material: Definición de propiedades electroquímicas y termodinámicas del material, incluyendo las constantes de polarización, potenciales de corrosión, concentraciones de especies químicas relevantes, etc. Condiciones de contorno: Potenciales eléctricos o las corrientes aplicadas en las interfaces entre diferentes materiales. Selección del modelo de transporte:

Configuración de reacciones químicas:

Definir las reacciones químicas asociadas con los procesos de corrosión. Configuración del solver:

Configura los parámetros del solver y el tipo de análisis a realizar. Iniciar la simulación:

Inicia la simulación y monitorea los resultados, como la distribución de potenciales eléctricos, velocidades de corrosión, concentraciones de especies químicas, etc.

4.2. Tratamiento de osteointegración

Existen diversas definiciones que describen el fenómeno celular generativo que tiene lugar en el hueso cuando se introduce un implante biocompatible, la osteointegración se caracteriza como una conexión estructural y funcional directa entre el hueso con la superficie de un implante que está sujeto a carga funcional. La formación y el mantenimiento de esta conexión dependen del proceso de reparación y remodelación del tejido cicatrizado en la superficie del implante dental.(28)

La osteointegración de un implante dental es un proceso biológico que involucra la conexión directa y estructural entre el hueso circundante con la superficie del implante dental.

En el proceso de la colocación del implante comienza con la colocación quirúrgica del implante dental en el hueso maxilar o mandibular elaborado de algún tipo de aleación de titanio o algún material biocompatible. Después de la cirugía, se produce una fase inicial de cicatrización donde se forma un coágulo de sangre alrededor del implante, en esta fase las células sanguíneas y de tejido circundante se mueven hacia el sitio de la herida.(11)

El coágulo de sangre se convierte en tejido de fibrina, proporcionando una matriz provisional para la migración celular y la formación de nuevos vasos sanguíneos. Los osteoblastos, son células especializadas en la formación ósea, comienzan a adherirse a la superficie del implante estas células secretan matriz ósea alrededor del implante, lo que lleva al proceso llamado osificación.(11)

A medida que la matriz ósea se mineraliza, se forma nuevo hueso alrededor del implante, este proceso de formación ósea continua contribuye a la estabilización del implante dentro del hueso. Conforme pase el tiempo la formación ósea alrededor del implante se

consolida, logrando la oseointegración. El implante se vuelve funcionalmente parte del sistema óseo, proporcionando una base sólida para la colocación de una prótesis dental. Cuando la fase de osteointegración finaliza, el implante dental presenta estabilidad a largo plazo y puede soportar fuerzas como la masticación.(11)

El éxito de la osteointegración depende de varios factores como: calidad del hueso, diseño del implante, técnica quirúrgica y la salud general del paciente.



Figura 4-4.: Nota. Osteointegración de un implante .(11)

4.2.1. Procedimientos quirúrgicos

Existen procedimientos quirúrgicos específicos para facilitar la cicatrización y la recuperación de pacientes sometidos a tratamientos con implantes dentales, para introducir los implantes en el hueso de manera que no cause daño al tejido circundante. En el área implantológica existen dos modalidades quirúrgicas significativas para la inserción de implantes en el hueso: la técnica de implantes sumergidos que consta de dos etapas y la técnica de implantes no sumergidos conformada de una etapa.(8)

En la técnica de implantes sumergidos, el implante dental se coloca y se cubre con tejido mucoperióstico, que es el tejido blanco circundante, con el fin de minimizar los desplazamientos y reducir el riesgo de infección durante el proceso de osteointegración. Sin embargo, implica una segunda cirugía, donde se instala el aditamento protésico al implante dental.(8)

En la técnica de implantes no sumergidos, el implante dental recién colocado es visible a través de la mucosa durante la primera intervención. Por lo tanto, no se aplica carga sobre el implante hasta que el tejido haya cicatrizado adecuadamente.(8)

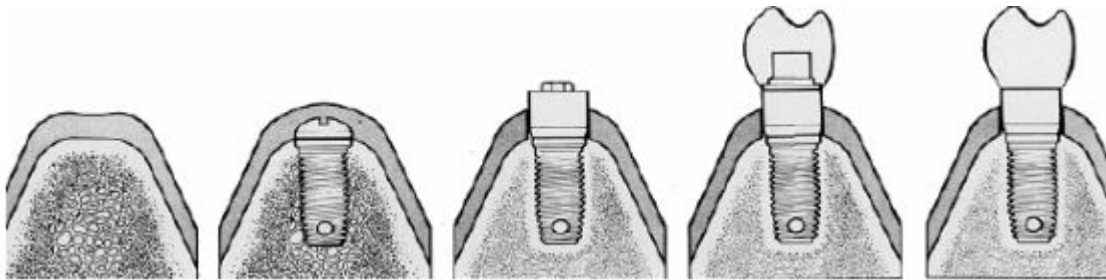


Figura 4-5.: Nota. Fases quirúrgicas para la implantación mediante la tecnica sumergida .(8)

4.3. Análisis de elementos finitos

El análisis de corrosión mediante elementos finitos se convierte en una herramienta crucial para evaluar la durabilidad y el rendimiento a lo largo del tiempo. Realizando un modelado geométrico define la geometría del implante, en este caso es: cónico, dimensiones de 8,5mm y una aleación de titanio grado 5 .

Análisis de la interfaz entre el implante y el hueso, considerando como la corrosión puede afectar esta unión. Identificación de las cargas aplicadas durante las actividades diarias de masticación y habla para evaluar como estas cargas afectan la integridad del implante y su unión con el hueso. Tomar en cuenta los siguientes aspectos: presencia de fluidos orales, variación de pH y la probabilidad de que exista presencia de sustancias corrosivas en la boca.(6)

Análisis electroquímico adaptado a las condiciones orales para simular la corrosión del implante dental. Evaluación de potenciales y corrientes para analiza la distribución de potenciales y corrientes a lo largo del implante para prever áreas propensas a la corrosión. Acoplamiento biomecánico y electroquímico para evaluar como la corrosión afecta la unión entre el implante y el hueso, considerando cambios en la rugosidad y la resistencia mecánica.(6)

Examinar la corrosión puede contribuir a la fatiga del material del implante bajo condiciones cíclicas de carga. Evaluar la integridad estructural del implante a lo largo

del tiempo, identificando posibles áreas de debilidad debido a la corrosión, con los resultados obtenidos se puede evaluar la vida útil del implante dental en condiciones específicas de un paciente.(6)

Finalmente se compara los resultados del análisis con datos clínicos y estudios a largo plazo de implantes similares para validar la precisión del modelo.(6)

4.3.1. Propiedades.

- Los resultado obtenidos de la densidad de un tornillo dental de aleación de titanio grado 5, también conocida como Ti-6Al-4V, es una propiedad específica del material. Esta conformada por el 90 % de titanio, un 6 % de aluminio y un 4 % de vanadio. La densidad obtenida en la simulación de este tipo de aleación es de $4.429e-6 \text{ kg/mm}^3$.

- El módulo de Young o módulo de elasticidad es una propiedad material que describe la rigidez de un material, para este caso el valor es de $1.112e+05$ gigapascales (MPa).

- El coeficiente de Poisson es una medida de la relación entre las deformaciones laterales y longitudinales de un material cuando se somete a una carga, el valor es de 0.33870.

- El módulo de elasticidad volumétrica describe la respuesta de un material a cambios en la presión = $1.149e+05$ (MPa).

4.3.2. Condiciones ambientales.

Las condiciones ambientales para un tornillo dental:

- Ambiente bucal: La saliva en la boca contiene: agua, varios componentes químicos que pueden afectar el material del tornillo dental, la cantidad de saliva pueden influir en la corrosión y en la lubricación del tornillo.

- Temperatura y humedad: La boca experimenta cambios en la temperatura y la humedad, lo que puede influir en las propiedades físicas y mecánicas del tornillo dental.

- Presencia de ácidos: Contribuyen al proceso de corrosión del material del tornillo dental.

- Presencia de bacterias: Provocan la formación de biofilm o placa.

- Fuerzas de Masticación: Está sujeto a fuerzas de masticación, que pueden variar según los hábitos alimenticios del paciente. Estas fuerzas mecánicas pueden influir en la fatiga del material y en la estabilidad del tornillo.

- Compatibilidad Biológica: Compatibilidad biológica del material con los tejidos circundantes y el sistema inmunológico del paciente es crucial para prevenir reacciones adversas.

- Presencia de Enfermedades: Como la periodontitis o enfermedades sistémicas pueden afectar el entorno bucal y la respuesta del cuerpo al tornillo dental.

- Ciclos de Carga y Descarga: Los tornillos son sometidos a ciclos de carga y descarga durante las actividades diarias, lo que puede contribuir a la fatiga del material.

4.3.3. Geometría dental del tornillo

- Dimensiones: 8,5(mm), cónico, hexágono interno.

4.3.4. Condiciones de carga

- Cargas estáticas.

4.3.5. Modelo de elementos finitos

- Malla de elementos finitos que representa el tornillo dental y las estructuras circundantes, condiciones de contorno que reflejan las condiciones reales de sujeción y restricción.

- Modelo de corrosión para simular los efectos corrosivos.

- Analizar: tensiones, deformaciones, y la progresión de la corrosión.

5. Resultados

5.1. Resultados.

Es importante destacar que la eficacia del Método de Elementos Finitos está intrínsecamente vinculada a diversos factores que inciden en la precisión de los resultados. Estos factores incluyen las condiciones de contorno, propiedades de los materiales, definición de la interfaz hueso-implante y sobre todo, las simplificaciones realizadas en el modelo con el fin de facilitar el estudio. A pesar de estas idealizaciones, el análisis mediante elementos finitos se aproxima a condiciones o situaciones clínicas, especialmente cuando se centra en la corrosión. Los resultados obtenidos a través de este enfoque brindan valiosa información sobre el comportamiento del sistema.

5.1.1. Contornos de temperatura estática

Los contornos de temperatura estática del implante dental es la distribución de temperaturas en la interfaz entre el implante dental y los tejidos circundantes. Cuando se aplica calor a través de los componentes protésicos, se generan gradientes de temperatura en el área del implante dental. Estos gradientes térmicos afectan los tejidos circundantes y también la salud del implante.

Los contornos de temperatura estática proporcionan información sobre como se distribuye el calor en la interfaz hueso-implante y las variaciones térmicas en la respuesta biológica y la estabilidad del implante dental, para analizar los contornos las temperaturas generadas durante los procedimientos no deben superar los límites tolerables, para evitar daños a los tejidos circundantes y promover una adecuada cicatrización y osteointegración del implante, para mejorar la seguridad y la eficacia de los procedimientos dentales relacionados con implantes.

Debido a que está expuesto a temperaturas muy elevadas, el material del tornillo experimenta cambios significativos en sus propiedades mecánicas y térmicas, afectando la respuesta estructural y las tasas de expansión térmica de los materiales. Las temperaturas extremadamente altas pueden provocar grandes deformaciones y generar tensiones

térmicas en la estructuras.

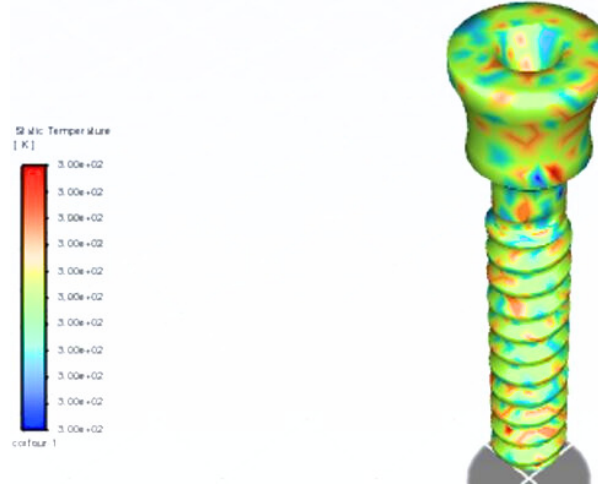


Figura 5-1.: Nota. Contornos de temperatura estática, aplicando un rango mínimo de 2999 y un máximo de 300.0001 grados Kelvin

$$\frac{dx}{dT} = \frac{L}{T_{\max} - T_{\min}} \quad (5-1)$$

$$\frac{dx}{dT} = \frac{8,5 \text{ m}}{300000,1 \text{ K} - 2999 \text{ K}} \quad (5-2)$$

$$\frac{dT}{dx} \approx \frac{8,5}{297001,1} \approx 34,941,3 \text{ K/m} \quad (5-3)$$

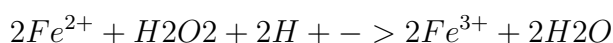
$$Q = -kA \frac{dx}{dT} \quad (5-4)$$

$$Q \approx - \left(15 \frac{\text{W}}{\text{m} \cdot \text{K}} \right) \times (1 \text{ m}^2) \times (34,941,3 \text{ K/m}) \approx -524,119,5 \text{ W} \quad (5-5)$$

El signo negativo indica que el flujo de calor va en la dirección opuesta al gradiente de temperatura. Este resultado indica que hay un flujo significativo de calor desde la región más caliente del implante hacia la región más fría.

5.1.2. Contornos de la densidad de corriente faradica

Es la cantidad de corriente eléctrica que fluye en la siguiente reacción redox:



Es utilizada como una región de interés al analizar la corrosión.

La electroquímica de las celdas de combustible y la distribución de la densidad de corriente en la geometría del tornillo dental durante un análisis electroquímico, acoplado el modelo con el análisis mecánico para tener en cuenta la interacción entre las fuerzas.

Se observa la distribución uniforme de la densidad de corriente faradica a lo largo de la superficie del implante. Esto indica una buena integración electroquímica y una respuesta equilibrada a las condiciones orales, además de la distribución uniforme de la densidad de corriente faradica a lo largo de la superficie del implante.



Figura 5-2.: Nota. Contornos de la densidad de corriente faradica

$$J = 4 \times 96,485 \frac{\text{C}}{\text{mol}} \times v \quad (5-6)$$

J = es la densidad de corriente faradica.

n = es el número de moles de electrones transferidos en la reacción redox.

F es la constante de Faraday.

v = es la velocidad de reacción.

5.1.3. Contornos de la magnitud del área de la cara

En el análisis por elementos finitos, el tornillo de estructura tridimensional se divide en elementos más pequeños, y cada uno de estos elementos tiene caras con áreas asociadas con la superficie en función de la geometría y la discretización.

La visualización de los contornos de la magnitud del área representar como cambia la magnitud de estas áreas en diferentes regiones del tornillo para identificar áreas críticas o variaciones en las dimensiones superficiales del modelo.

El modelo del tornillo se divide en elementos más pequeños mediante la creación de una malla. La ejecución da como resultado las áreas de las caras del tornillo, las deformaciones, las tensiones y las zonas donde se evidencian cambios. Los contornos para identificar variaciones en las áreas de las caras, para comprender el comportamiento del tornillo bajo carga.

Se observan áreas críticas en la zona de la cabeza del tornillo dental para lo cual se requeriría ajustar el diseño del tornillo o aplicar modificaciones para optimizar su rendimiento.

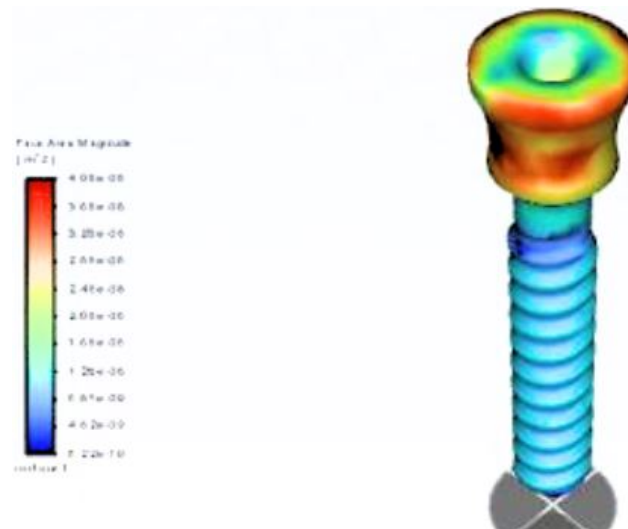


Figura 5-3.: Nota. Contornos de la densidad de corriente faradica con un rango mínimo de $8.219575e-10$ y un valor máximo $4.077446e-08$

5.1.4. Contornos de la tasa de corrosión total de la superficie

Mediante el modelo del tornillo dental y las propiedades establecidas del material para el análisis de elementos finito respecto a la corrosión.

Para la obtención de resultado, se establecieron las condiciones de corrosión, incluyendo la especificación de los electrolitos y factores ambientales que afectan la corrosión.

Se procede a implementar un análisis electroquímico para el cálculo de la tasa de corrosión en cada elemento de la malla en función de las condiciones definidas. Después de la simulación, las herramientas de visualización generaron los contornos de la tasa de corrosión total de la superficie del tornillo dental, esto indica como varía la tasa de corrosión en diferentes regiones del implante.

El análisis de los contornos para identificar áreas críticas con tasas de corrosión elevadas para comprender como afecta diferentes partes del tornillo dental y su impacto en la durabilidad y rendimiento del implante.

Las condiciones de corrosión de titanio de clasificación grado 5, depende de varios factores, incluidos el entorno oral, las condiciones fisiológicas, la saliva, pH y los fluidos orales que contienen iones que afectan la corrosión del titanio.

El titanio forma naturalmente una capa de óxido en su superficie que actúa como una barrera protectora frente a la corrosión. La presencia de bacterias, tejidos biológicos y ciclos de carga debidos a la masticación afectan las tensiones en el material.



Figura 5-4.: Nota. Contornos de la tasa de corrosión total de la superficie

6. Conclusiones y recomendaciones

6.1. Conclusiones

Mediante el desarrollo del proyecto de titulación, se logró diseñar un prototipo de tornillo dental de material comercial, en esta investigación, se llevó a cabo una evaluación detallada del comportamiento de un implante dental utilizando el programa Ansys y el Método de Elementos Finitos. En el marco de este estudio, se procedió a modelar el implante dental mediante herramientas computarizadas como fue el software Solidworks. El objetivo principal fue estimar la corrosión y propiedades biomecánicas del sistema implantológico, considerando los efectos de diversos factores que pueden influir en su rendimiento, proporcionando una comprensión de como el sistema responde a condiciones adversas, permitiendo así una evaluación más precisa de su durabilidad y resistencia en situaciones de uso común.

- El método de los elementos finitos es una valiosa herramienta en la simulación que permitió determinar el bajo nivel de corrosión observado en el implante dental de aleación de titanio grado 5 el cual es un indicador clave de excelente resistencia para su uso en aplicaciones biomédicas.
- El titanio grado 5 tiene una gran capacidad de cumplir con todos los requisitos esenciales que se aplican en implantología dental, como es la biocompatibilidad, osteointegración, biofuncionalidad, resistencia a la corrosión, procesabilidad y disponibilidad.
- En la simulación del implante, el titanio se combina con otros elementos como aluminio, vanadio, magnesio, silicio, molibdeno y selenio mejorando la calidad para mantener su integridad estructural y funcional durante un período prolongado de tiempo
- Los implantes en diseño tridimensional se componen de características dirigidas en uno o más ejes clínicos de coordenadas mesiodistal, vestibulolingual y oclusoapical; para garantizar su biocompatibilidad ya que evita la liberación de iones metálicos y la generación de productos de corrosión que podrían desencadenar respuestas inflamatorias o reacciones adversas en el tejido circundante.

- El titanio grado 5 mostró un desempeño satisfactorio en términos de resistencia a la corrosión en el contexto de tornillos dentales, según el análisis de elementos finitos, siendo un material, compuesto principalmente de titanio con adiciones de aluminio y vanadio, demostrando sus grandes capacidades a la degradación por corrosión, mediante las simulaciones que revelan una distribución de tensiones y deformaciones adecuadas, indicando una respuesta estructural favorable bajo condiciones corrosivas.

6.2. Recomendaciones

- Los implantes de titanio grado 5, según su material y propiedades tienen un buen comportamiento en el medio bucal, por eso son los tornillo mas acertados en la implantología.
- Mediante la simulación se puede realizar investigaciones de pacientes con patologías asociadas que cuenten con este tipo de implante.
- Para analizar la respuesta de sistemas implante-hueso de manera precisa, es esencial emplear modelos de simulación y análisis numéricos complejos, utilizando el modelado detallado del comportamiento de materiales especiales, como el hueso para incorporar propiedades mecánicas que sean representativas del tejido óseo bajo estudio.
- El proceso de análisis debería incluir la reconstrucción tridimensional de la mandíbula a partir de imágenes tomográficas para la reconstrucción y asignación propiedades complejas al tejido óseo para reflejar con precisión su comportamiento.
- Los implantes dentales requieren distintas condiciones de contacto, simulación y análisis respecto al desgaste del material, además de las cargas masticatorias aplicadas, realizar la evaluación del comportamiento, considerando propiedades, condiciones y características propias de un diente natural.

A. Anexo: Modelado del tornillo dental en Solidworks



Figura A-1.: Nota. Modelado del cuerpo del implante dental en Solidworks



Figura A-2.: Nota. Modelado del cuerpo del implante dental en Solidworks

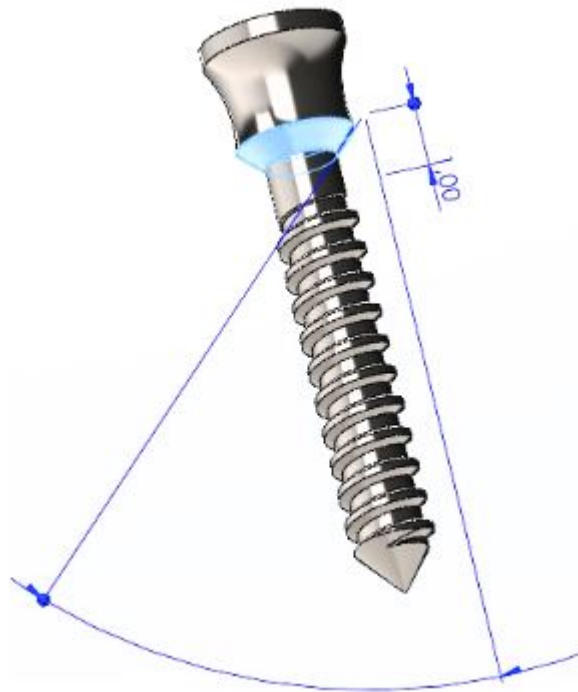


Figura A-3.: Nota. Modelado del cuerpo del implante dental en Solidworks



Figura A-4.: Nota. Modelado del cuerpo del implante dental en Solidworks



Figura A-5.: Nota. Modelado del cuerpo del implante dental en Solidworks

Bibliografía

- [1] ALMOHANDES, Ahmed ; CARCUAC, Olivier ; ABRAHAMSSON, Ingemar ; LUND, Henrik ; BERGLUNDH, Tord: Re-osseointegration following reconstructive surgical therapy of experimental peri-implantitis. A pre-clinical in vivo study. En: *Clinical Oral Implants Research* 30 (2019), Nr. 5, p. 447–456
- [2] APRILE H, Garino R.: Anatomía Odontológica oro- cérvico -facial. 5 ed (1972)
- [3] ARISMENDI ECHAVARRÍA, JA ; GIRALDO, DH ; LOAIZA VALDERRAMA, A: Evaluación mecánica de la conexión externa e interna en implantes de titanio. En: *Avances en Periodoncia e Implantología Oral* 28 (2016), Nr. 2, p. 59–69
- [4] BRYANT, S R. ; ZARB, George A.: Osseointegration of oral implants in older and younger adults. En: *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13 (1998), Nr. 4, p. 492–499
- [5] CASAR ESPINOSA, Juan C.: Implantes angulados en la rehabilitación parcial de sectores posteriores en maxilares atróficos. (2015)
- [6] CELIGÜETA-LIZARZA, Juan T.: Método de los elementos finitos para análisis estructural. (2011)
- [7] CHILEXPO. *TITANIO GR. 5*. 2023
- [8] CONRADO, A: *Tratamiento de superficies sobre titanio comercialmente puro para la mejora de la osteointegración de los implantes dentales*, Tesis Doctoral. 2007. Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona, Tesis de Grado, 2007
- [9] CORTADA, M ; GINER, LL ; COSTA, S ; GIL, FJ ; RODRI´ GUEZ, D ; PLANELL, JA: Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. En: *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 11 (2000), p. 287–293
- [10] CORVERA, Hugo T. ; CHAUQUE, Maribel A.: Algunos tipos de conexiones protésicas en implantes dentales. En: *Odontología actual* 1 (2016), Nr. 1, p. 38–50
- [11] DELGADO, Gerardo A.: *Análisis de la respuesta mecánica de un sistema de implante dental sometido a un estado dinámico de carga*, Tesis de Grado

- [12] ESTEVEZ, Diana C. ; FARFAN, Edgar G. ; FORERO, Luís E. ; OSORIO, Freddy R.: Caracterización de una aleación ti-nb-zr para la fabricación de implantes dentales. En: *Scientia et technica* 13 (2007), Nr. 36, p. 157–161
- [13] FEINE, Jocelyne S. ; CARLSSON, Gunnar E.: Implant overdentures: the standard of care for edentulous patients. En: *(No Title)* (2003)
- [14] FERNÁNDEZ-MONTES, Bárbara P. ; GÓMEZ, Enrique B. ; DEL RÍO HIGHSMITH, Jaime ; TORRES, Jorge M. ; MARTÍNEZ, Juan López Q.: Estudio comparativo clínico y radiológico de implantes cilíndricos versus implantes cónicos. En: *Gaceta Dental* 235 (2012), p. 3
- [15] GUILLEN, Eduardo Emmanuel C.: Simulación computacional 3D mediante el método de elementos finitos para recubrimiento superficial con grafeno a implantes dentales de Titanio.
- [16] GUTIÉRREZ, Jorge ; DOMÍNGUEZ, Martín ; ESCUDERO, Pablo ; GARCÍA, Juan M. ; VICENTE, Mauricio ; MANCHINI, Tania ; ACEVEDO, Natalia: Anatomía craneofacial (4a. (2017)
- [17] JAVED, Fawad ; ALMAS, Khalid: Osseointegration of dental implants in patients undergoing bisphosphonate treatment: a literature review. En: *Journal of periodontology* 81 (2010), Nr. 4, p. 479–484
- [18] JIMENEZ-CARBALLO, Carlos A.: Temperatura y expansión térmica. (2018)
- [19] KORNECKI, Felipe ; CAPPuccio AMOROSO, Héctor R: Anatomía quirúrgica de la premaxila aplicada a la implantología: evaluación del stock óseo del maxilar superior. En: *Odontol. urug* (1995), p. 27–36
- [20] LAIRLA GARCÍA, Sara ; BAYOD LÓPEZ, Javier ; PRADOS PRIVADO, María: Análisis del comportamiento mecánico del conjunto implante dental-prótesis ubicado en huesos con distintas densidades ante cargas fisiológicas.
- [21] LEMUS CRUZ, Leticia M. ; ALMAGRO URRUTIA, Zoraya ; CLAUDIA LEÓN CASTELL, Alumna: Origen y evolución de los implantes dentales. En: *Revista Habanera de Ciencias Médicas* 8 (2009), Nr. 4, p. 0–0
- [22] LIM, Glendale ; LIN, Guo-Hao ; MONJE, Alberto ; CHAN, Hsun-Liang ; WANG, Hom-Lay: Wound healing complications following guided bone regeneration for ridge augmentation: a systematic review and meta-analysis. En: *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33 (2018), Nr. 1

- [23] LÓPEZ CRUZ, Alejandro ; GONZÁLEZ RUÍZ, Jesús E. ; PAZ RAMOS, Adrian ; SARRÍA POPOWSKI, Perla: Influencia de parámetros de diseño sobre el comportamiento biomecánico de un implante dental corto. En: *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas* 37 (2018), Nr. 2, p. 1–11
- [24] LOYOLA-GONZÁLEZ, Pablo O. ; TORASSA, Daniel ; DOMINGUEZ, Alejandro: Estudio comparativo sobre el comportamiento y la distribución de las tensiones en implantes dentales cortos e implantes dentales estándares en la región posterior del maxilar superior. Un estudio en elementos finitos. En: *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral* 9 (2016), Nr. 1, p. 36–41
- [25] LOZANO, Dana Meylin C. ; OLANO, Katherine S.: Complicaciones y fracasos de los implantes dentales: una revisión a la literatura. En: *Salud & Vida Sipanense* 7 (2020), Nr. 2, p. 157–169
- [26] LUCAS, Linda C. ; LEMONS, Jack E.: Biodegradation of restorative metallic systems. En: *Advances in dental research* 6 (1992), Nr. 1, p. 32–37
- [27] MAEDA, Y1 ; SATOH, T ; SOGO, M: In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. En: *Journal of oral rehabilitation* 33 (2006), Nr. 1, p. 75–78
- [28] MARCO MAZZAGLIA, Giuseppe M. [u. a.]: Evaluación de la humectabilidad y de la rugosidad de superficies de titanio con diferentes tratamientos y su relación con la adhesión celular. (2006)
- [29] MUÑOZ, S ; CASTILLO, SM ; PAVÓN, JJ ; RODRÍGUEZ, JA ; TORRES, Y: COMPORTAMIENTO MICRO-MECÁNICO Y SIMULACIÓN NUMÉRICA DE TITANIO CON POROSIDAD GRADIENTE PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS.
- [30] NARANJO LÓPEZ, Raúl R. [u. a.]: *Implantes dentales: diseño, evaluación de superficies y producción local*, Quito, B.S. thesis, 2017
- [31] ORTEGA, E V. ; PONFERRADA, C V. ; GUIL, L M. ; FERNÁNDEZ, P B.: Los implantes dentales no sumergidos en el paciente anciano. En: *Revista Española de Geriatría y Gerontología* 36 (2001), Nr. 1, p. 51–56
- [32] ORTIZ, Gustavo E. ; DOMÍNGUEZ, José S.: Implantes cigomáticos: soluciones implantosoportadas sin injertos. En: *Revista CES Odontología* 22 (2009), Nr. 1, p. 47–54
- [33] ORTIZ-CAÑAVATE GONZÁLEZ, Marta: *Estudio del efecto del marcado láser en las propiedades superficiales de la aleación Ti-6Al-4V ELI, para implantes dentales*, Universitat Politècnica de València, Tesis de Grado, 2023

- [34] ORTIZ-DOMÍNGUEZ, Martín ; CRUZ-AVILÉS, Arturo [u. a.]: Determinación del módulo de Young. En: *Ingenio y Conciencia Boletín Científico de la Escuela Superior Ciudad Sahagún* 9 (2022), Nr. 17, p. 52–63
- [35] PADRÓN, Alejandro P. ; QUIÑONES, José Alberto P. ; MARTELL, Yensi D. ; FUENTES, Roberto B. ; MATHEU, Lisette C.: Causas y complicaciones de los implantes. En: *Revista Médica Electrónica* 42 (2020), Nr. 2, p. 1–11
- [36] PARK, Jun Y. ; DAVIES, John E.: Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. En: *Clinical oral implants research* 11 (2000), Nr. 6, p. 530–539
- [37] PARRA, Beatriz N. ; IVARS, Cristina ; BRABYN, Philip ; GIAS, Luis N.: Implantes cigomáticos y pterigoideos para el tratamiento del prognatismo mandibular. En: *Gaceta dental: Industria y profesiones* (2018), Nr. 304, p. 176–182
- [38] QUIQUIREZ, Florent: Comportamiento mecánico y químico de biomateriales para sustitución ósea. (2005)
- [39] REMOLINA LEÓN, Mario J.: *Micro-maquinado Multi-ejes CNC aplicado a implantes dentales en aleación de Titanio Ti-6Al-4V*, Universidad Nacional de Colombia, Tesis de Grado
- [40] RESNIK, Randolph: *Misch. Implantología contemporánea*. Elsevier Health Sciences, 2020
- [41] RODRÍGUEZ-CIURANA, X ; VELA NEBOT, X ; MENDEZ, V ; SEGALÁ, M: Alternativas a la elevación de seno maxilar: rehabilitación del sector posterior del maxilar atrófico mediante implantes pterigoideos. En: *Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial* 30 (2008), Nr. 6, p. 412–419
- [42] SECTOR, REHABILITACIÓN PROTÉSICA EN: *FACULTAD DE ODONTOLOGÍA, UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO*, Tesis de Grado, 2023
- [43] SORIANO, Isabel María S.: Conexión externa versus conexión interna en implantología dental. Un estudio mecánico in vitro. (2022)
- [44] VALERO, Ana M.: *Estudio del comportamiento electroquímico y corrosión galvánica de aleaciones biomédicas para implantes dentales y supraestructuras*, Universitat de València, Tesis de Grado, 2016
- [45] VELASCO ORTEGA, Eugenio ; MONSALVE GUIL, Loreto ; JIMÉNEZ GUERRA, A ; SEGURA EGEA, Juan J. ; MATOS GARRIDO, N ; MORENO MUÑOZ, J: El

tratamiento con implantes dentales en los pacientes adultos mayores. En: *Avances en Odontoestomatología* 31 (2015), Nr. 3, p. 217–229

- [46] VENUGOPALAN, Ramakrishna ; LUCAS, Linda C.: Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. En: *Dental Materials* 14 (1998)