



UNIVERSIDAD
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL
PIRHUA

ESTUDIO SOBRE EL DISEÑO MECÁNICO PERSONALIZADO DE IMPLANTES DENTALES CON TECNOLOGÍA CAD/CAE

Gianfranco Sotomayor

Piura, junio de 2016

FACULTAD DE INGENIERÍA

Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica

Sotomayor, G. (2016). *Estudio sobre el diseño mecánico personalizado de implantes dentales con tecnología CAD/CAE* (Tesis de pregrado en Ingeniería Mecánico-Eléctrica). Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Programa Académico de Ingeniería Mecánico-Eléctrica. Piura, Perú.

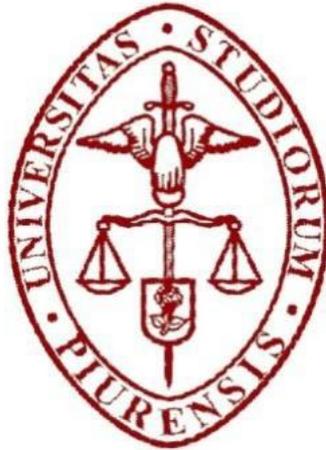


Esta obra está bajo una [licencia](#)
[Creative Commons Atribución-](#)
[NoComercial-SinDerivadas 2.5 Perú](#)

[Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura](#)

UNIVERSIDAD DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA



**“ESTUDIO SOBRE EL DISEÑO MECÁNICO PERSONALIZADO DE
IMPLANTES DENTALES CON TECNOLOGÍA CAD/CAE”**

Tesis para obtener el Título de
Ingeniero Mecánico Eléctrico

Gianfranco Sotomayor Ugarte-Quiroz

Asesor: Dr. Ing. Carlos Jahel Ojeda Díaz

Piura, junio 2016

“A Dios y a la Virgen por brindarme siempre la fortaleza y paciencia necesaria”

“A mis padres, hermanos, abuelos y a todos mis familiares por creer siempre en mí y brindarme la oportunidad de crecer profesionalmente”

“A mis maestros y amigos por todo su apoyo y motivación a lo largo de todos estos años” y

“A todas las personas especiales que han ocupado un lugar en mi corazón y en mi vida

Prólogo

En la actualidad, se dan diversos casos de edentulismo parciales y totales que afectan la salud y la autoestima de las personas, ocasionando la ausencia de dientes, reabsorción del hueso alveolar y/o un desplazamiento de los dientes anexos o colindantes. Esto genera varios problemas en la oclusión, disminución de autoestima, alteraciones estéticas y alteración en la fonética de las palabras.

La odontología junto con la ingeniería mecánica buscan dar solución a estos problemas. Una solución efectiva, de alta calidad y confort para la rehabilitación de las piezas perdidas, la trae la implantología, la cual consiste en reemplazar los dientes perdidos con piezas elaboradas a base de titanio.

Existe una problemática muy grande en el país debido a la falta de recursos de la población, ocasionados por la importación y patente de los mismos. Por ello se busca diseñar implantes en el país utilizando tecnología CAD/CAE, los cuales puedan satisfacer la demanda actual y las expectativas de cada paciente, contribuyendo además en la aplicación de nuevas tecnologías en el diseño y fabricación de dispositivos biomédicos.

Índice general

Introducción	11
Capítulo 1. Evolución y aspectos generales de la implantología en el mundo	12
1.1 Historia de los implantes dentales	12
1.2 Clasificación de los implantes dentales	15
1.2.1 Implantes yuxtaóseos o subperiósticos	15
1.2.2 Implantes endo-óseos o de raíz	16
1.3 Biomateriales	17
1.3.1 Implantes metálicos	17
1.3.2 Implantes de cerámica y/o recubrimiento de porcelana	22
1.3.3 Implantes de polímeros	22
1.4 Biomecánica del hueso	23
1.4.1 El hueso como tejido	24
1.4.1.1 Células	24
1.4.2 El hueso como estructura	24
1.4.2.1 Hueso denso o compacto	24
1.4.2.2 Hueso esponjoso o trabecular	25
1.4.3 Propiedades mecánicas del hueso	26
1.4.3.1 Hueso maxilar	27
1.4.4 Mekanobiología de los huesos maxilares	28
1.4.4.1 Influencia de la carga en la expresión molecular durante el remodelado óseo	28
1.4.4.2 Teorías sobre el mecanismo celular y molecular del remodelado óseo sometido a carga	29

1.4.4.3	Teoría de las microgrietas	29
1.4.4.4	Mecanobiología del hueso perimplantario	30
1.4.5	La cavidad bucal	32
1.4.5.1	Los dientes	32
1.4.6	Influencia de la ingeniería en el diseño de dispositivos biomédicos	39
1.4.6.1	Software en ingeniería biomédica	40
1.4.6.2	Ingeniería de materiales	43
Capítulo 2.	Uso de imágenes médicas en el diseño mecánico personalizado de dispositivos biomédicos	46
2.1	Historia de la tomografía computarizada	46
2.1.1	Conceptos tomográficos	47
2.1.1.1	Tomografía computarizada	47
2.1.2	Escala de Hounsfield	47
2.2	Imágenes médicas	49
2.2.1	Importancia clínica	50
2.2.2	Parámetros importantes	50
2.3	Proceso de obtención de imágenes médicas	50
2.3.1	Imágenes por tomografía computarizada	50
2.4	Casos de imágenes médicas	51
2.4.1	Planos tomográficos	51
2.5	Proceso de limpieza y reconstrucción	56
2.6	Asignación de propiedades del hueso	58
Capítulo 3.	Formulación del diseño mecánico de implante personalizado	59
3.1	Estudio de las cargas mecánicas	59
3.1.1	Fuerzas ejercidas en el proceso de masticación	59
3.1.1.1	Factores que condicionan la fuerza masticatoria	60
3.1.1.2	Registro de la fuerza masticatoria	60
3.1.1.3	Masticación en sujetos con dentición natural	62
3.2	Factores que influyen en el diseño	62
3.2.1	Transmisión de cargas al implante	62
3.2.2	Influencia del tejido óseo	63
3.2.3	Influencia del tejido y la mecano biología	68
3.2.3.1	Estabilidad y torque de inserción	68
3.2.3.2	Mantenimiento o reabsorción de la cresta ósea marginal	69
3.2.3.3	Búsqueda del sellado biológico	69
3.2.3.4	Reacción a cargas biomecánica	70

3.2.4	Influencia del material	70
3.2.5	Influencia del tipo de rosca	71
3.2.5.1	Dimensionamiento	72
3.2.5.2	Personalización del implante	73
Capítulo 4.	Simulación del comportamiento mecánico del implante personalizado	76
4.1	Representación hueso maxilar	76
4.2	Implantes	80
4.3	Ensamblaje	82
4.4	Consideraciones de simulación	83
4.5	Simulación	86
4.6	Resultados	99
4.7	Discusión de resultados	105
4.7.1	Esfuerzos en el implante y en el hueso.....	106
4.7.2	Deformacion del hueso	106
Conclusiones	108
Bibliografía	110

Resumen

El presente trabajo busca realizar un estudio sobre el diseño de implantes dentales en la rama de la biomecánica. Asimismo, pretende proponer una característica para la geometría de implantes que cumplan con las especificaciones, el cual servirá como base para futuros modelamientos de implantes dentales.

Se utilizó el software Mimics para la reconstrucción de la mandíbula mediante imágenes médicas, toma de propiedades, geometría, etc.; siendo el primer pasó para un diseño personalizado.

También se utilizó el software Solidworks, utilizado en la parte de construcción y simulación, para la representación de huesos maxilares, ensamblaje del implante y obtención de tensiones y desplazamientos máximos y mínimos.

Los resultados obtenidos bajo ciertas condiciones de diseño, son referenciales y pueden servir para futuros diseños.

Introducción

En el campo de la salud bucal existen una serie de problemas que necesitan de una adecuada respuesta por parte de las ciencias, y en nuestro caso, la Ingeniería Mecánica Eléctrica puede aportar también soluciones inteligentes y prácticas que coadyuven a las personas a mejorar su calidad de vida. De no ser así, los problemas de traumatismo, totales o parciales, baja autoestima por falta de piezas dentales, deformaciones por reabsorción ósea, mala articulación de las palabras, entre otras, seguirán afectando a miles de personas en el mundo.

El presente trabajo busca formular un modo de diseñar implantes dentales, y estudiar el comportamiento mecánico del implante dentro del maxilar, utilizando herramientas de simulación virtual.

El estudio está compuesto de cuatro capítulos. El primer capítulo, describe cómo ha evolucionado los materiales utilizados por la implantología a través del tiempo, desde un pedazo de concha marina hasta un implante fabricado de titanio. El segundo capítulo, describe la importancia de las imágenes médicas en la implantología. El tercer capítulo, describe la importancia del uso de software y tecnología CAD/CAE para el diseño y construcción de implantes dentales, así como la simulación previa a su manufactura. Y, finalmente, el cuarto y último capítulo, trata sobre el proceso de simulación utilizado por el software Solidworks, obteniéndose resultados de tensiones y desplazamientos, los cuales son interpretados para una selección del implante.

Capítulo 1

Evolución y aspecto generales de la implantología en el mundo

Durante largos siglos en la historia de la humanidad, el hombre se ha visto afectado por una serie de aspectos psicológicos, funcionales, sociológicos, lingüísticos y nutricionales, por la falta total o parcial de sus dientes, por caries, traumatismos o enfermedades periodontales. Desde los antiguos barberos hasta los estomatólogos modernos son conscientes que la rehabilitación protésica debe serlo más funcional, estética y cómoda posible.

1.1 Historia de los implantes dentales

a) Prehistoria

La primera prótesis encontrada fue en una implantación necropsia que data del año 4000 a.c, realizada durante el Neolítico que tuvo lugar en el poblado de Fahid Suarda, en Argelia. El cráneo encontrado era de una mujer joven, que presentaba un fragmento de falange de un dedo introducido en el alvéolo del segundo premolar superior derecho.¹

b) Edad Antigua

Entre el desarrollo de la escritura y la caída del Impero Romano, donde los restos antropológicos más remotos de implantes dentales colocados “in vivo” son los de la cultura maya. El arqueólogo Popenoe descubre en la Playa de los Muertos de Honduras en 1931 una mandíbula, la cual se puede observar en la Fig. 1.1, con tres fragmentos de concha marina introducidos en los alveolos de los incisivos que data del año 400 d.c, donde los estudios radiológicos realizados determinaron la formación de hueso compacto alrededor de los implantes, haciendo suponer que dichos fragmentos se introdujeron en vida.²

¹ González Sánchez, R. (2009). Origen y evolución de los implantes dentales. Revista Habanera de Ciencias Médicas. Universidad de Ciencias Médicas de la Habana. Cuba. http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1729-519X2009000400030&script=sci_arttext

² Carro, B. F. (2012). Análisis de la estética y la remodelación ósea en implantes postextracción rehabilitados de manera inmediata con coronas unitarias atornilladas. Facultad de Estomatología. Departamento de medicina y cirugía buco facial. Universidad Complutense de Madrid. España. http://eprints.ucm.es/17972/1/pdf_DEA.pdf

Fig. 1.1: Mandíbula con presencia de tres implantes de concha marina en la zona de los incisivos inferiores



Fuente: Edición Digital “La voz del interior”

c) Edad Media

En el siglo X, el andaluz islámico Abulcasis nacido en 936 en Córdoba, escribe que uno o dos dientes caídos pueden reponerse otra vez en los alvéolos y unirlos de con hilos de oro y así se mantienen en su lugar³. Ante las exigencias de los nobles y militares de rango, pusieron de moda los trasplantes dentales utilizando como donantes a los plebeyos, sirvientes y soldados,⁴ los cuales fueron descargados ante los continuos fracasos y la posible transmisión de enfermedades. Duval, en ese tiempo se consideró como una persona innovadora ya que realizó muchas reimplantaciones, y se distinguía de los otros por extirpar la pulpa y sustituirla por plomo y hojas de oro, la cual era una manera de sujetar el diente a la encía y de esta manera los implantes iba a tener una duración más prolongada pero a futuro no sería así.⁵

d) Edad Moderna

Los siglos XVII y XVIII se vieron dominados por múltiples intentos de trasplantes dentarios, con un claro epicentro en Francia, la cual influyó en toda Europa y América del Norte.⁶ Los siglos XIX y principios del XX decayó la trasplantación debido a motivos morales por el hecho de sacarle un diente a un pobre para implantárselo a un rico e higiénicos ya que existía la posibilidad de transmisión de enfermedades. Debido a esto, el camino de la implantología y de los autotrasplantes quedo cegado y sin rumbo. Por este motivo, se comienza a buscar alternativas a los dientes naturales,⁷ siendo Maggiolo un destacado odontólogo de

3 Misimplantesdentales Blogspot (2011). Reseña histórica de la implantología dental. <http://misimplantescolombia.blogspot.com/2011/11/resena-historica-de-la-implantologia.html>

4 Esparzaenclosed Blogspot (2011). Avances de la implantología dental. <http://Esparzaenclosed.blogspot.com>

5 Dr. Oscar N. García-Roco Pérez, Dra. Esther Ma. Castillo Betancourt, Dra. Caridad Padilla Alcaina, Lic. Zoila Pérez González. (2007). Reseña historia de la implantología dental. Odontología y Estomatología. www.portalesmedicos.com

6 Izquierdo-Barba, J. M. García-Martín, R. Álvarez, A. Palmero, J. Esteban, C. Pérez-Jorge, D. Arcos, M. Vallet-Regí (2014). Nanocolumnar coatings with selective behavior towards osteoblast and Staphylococcus aureus proliferation. www.quimica.es

7 Agüero German, C. G. A. Trabajo Final para Técnico Superior en prótesis dental.

la época, que en 1890 introdujo un implante de oro en el alveolo de un diente recién extraído, el cual tuvo una gran aceptación.⁸

e) Edad Contemporánea

En esta época se realizaron diversas pruebas de implantes no naturales, siendo Harris que en 1887 implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alveolo creado artificialmente, R. Payne utilizó una capsula de plata colocada en el alveolo de una raíz, Algrave, en 1909 demostró el fracaso de esta técnica con plata, por la toxicidad de este metal en el hueso.⁹ En 1910, E.J. Greenfield utilizó una cesta de iridio y oro de 24 quilates, que introducía en el alveolo. Éste podría ser considerado como el científico que documentó en 1915 las bases de la implantología moderna, introduciendo conceptos tan innovadores y actuales como la relevancia de la íntima asociación entre el hueso y el implante.¹⁰ Sin embargo, el problema estaba en encontrar el metal idóneo, lo mismo ocurría en cirugía general.

f) Tiempos Actuales

En 1937 Venable y Strock analizaron los efectos de los metales en los huesos y concluyeron que ciertos metales producen una reacción galvánica que conduce a la corrosión cuando entran en contacto con un fluido del tejido. Debido a esto efectos propusieron el uso del vitallium, un material compuesto de cobalto, cromo y molibdeno. Este metal se considera que es inerte, compatible con el tejido vivo, y resistente a los fluidos del cuerpo.¹¹ El Vitallium es una aleación compuesta por 60% de Co, 20% de Cr, 5% de Mo, y otras sustancias. Se utiliza mucho en odontología debido a su ligero peso y su buena resistencia a la corrosión.¹²

En Italia, Formiggini diseñó un implante intraoseo en espiral, inicialmente de tantalio y luego de vitalio, que tuvo muchos adeptos.¹³ En 1959 se crea la Sociedad Española de Implantología (SEI), una de las más antiguas del mundo.¹⁴ En 1974, Salagaray y Sol popularizaron la técnica de implantes yuxtaoseos que lleva su nombre. En 1952, el profesor Branemark comenzó a realizar una investigación con estudios microscópicos *in vitro* de la médula ósea en el peroné de conejo para conocer mejor la vascularización tras practicar traumatismos óseos. El estudio llevó a cabo introduciendo una cámara óptica de titanio en el hueso del conejo y al ir a retirar esta, se comprobó que era imposible, ya que la estructura de titanio se había incorporado por completo en el hueso y el tejido mineralizado era

8 Losimplantesdentales Blogspot (2011). Historia del implante. <http://losimplantesdentales.blogspot.com/>

9 Gonzalez Sánchez, R. (2009). Origen y evolución de los implantes dentales. Revista Habanera de Ciencias Médicas. Universidad de Ciencias Médicas de la Habana. Cuba. http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1729-519X2009000400030&script=sci_arttext

10 Agüero German, C. G. A. Trabajo Final para Técnico Superior en prótesis dental.

11 Kenneth, J. Anunsavice (2011). Phillips, Science of Dental Materials (XI).

12 Ing. Barragan, L. Unidad 5: Biomateriales. Instituto tecnológico de Tijuana. <http://www.slideshare.net/herovalrey/biomateriales>

13 De Souza Pinto, A. V., De Souza, F. L., Bellinghausen Neto, A. E., Arambulo, N., Boniati, D., De Souza Pinto, M. Today's dilemma: when substitute natural hopeless teeth by osseointegrated implants. http://misimplantescolombia.blogspot.com/2011_11_01_archive.html

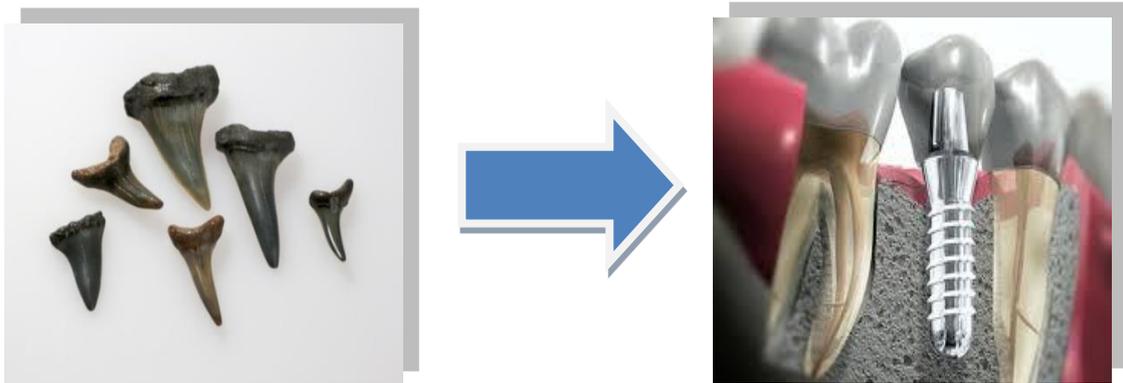
14 Aseguradora del sector dental (2012). Premios S.P.A. Editores (V). http://www.dentistasiglo21.com/pdfs/n30/pagina10_26.pdf

totalmente congruente con las micro irregularidades de la superficie de titanio.¹⁵ De ahí el concepto de oseointegración, gracias al profesor Branemark al comprobar este descubrimiento y rápidamente pensó que podía ser una excelente manera de fijar estructuras en forma estable al hueso.¹⁶

Las mayores exigencias implantológicas y los continuos avances experimentados en este campo ha permitido el desarrollo y perfeccionamiento de implantes, aditamentos protésicos y procedimientos quirúrgicos como las técnicas de regeneración ósea y la manipulación de tejidos blandos, mejorando con ello las condiciones de recepción de los implantes y su posterior mantenimiento. Las aportaciones de los investigadores determinaron las bases de la implantología moderna, profundamente desarrollada, con un banco de posibilidades en constante evolución.¹⁷

Observamos en la Fig. 1.2 como ha evolucionado los implantes dentales desde huesos y conchas, que eran lo que se usaba antiguamente hasta un implante comercial a base de biomateriales lo cual se usa ahora.

Fig. 1.2: Evolución de los implantes dentales



Fuente: Portal web integral dental care (<http://integraldentalcare.com/implantologia.html>)

1.2 Clasificación de los implantes dentales

1.2.1 Implantes yuxtaoseos o subperiósticos

Este tipo de implantes consisten en un marco de metal que se coloca en el hueso de la mandíbula justo por debajo del tejido de las encías como se observa en la Fig. 1.3. Por esta razón, éstos implantes tienen la forma de la orilla del hueso para que puedan ser fijados adecuadamente sobre el tejido óseo.¹⁸

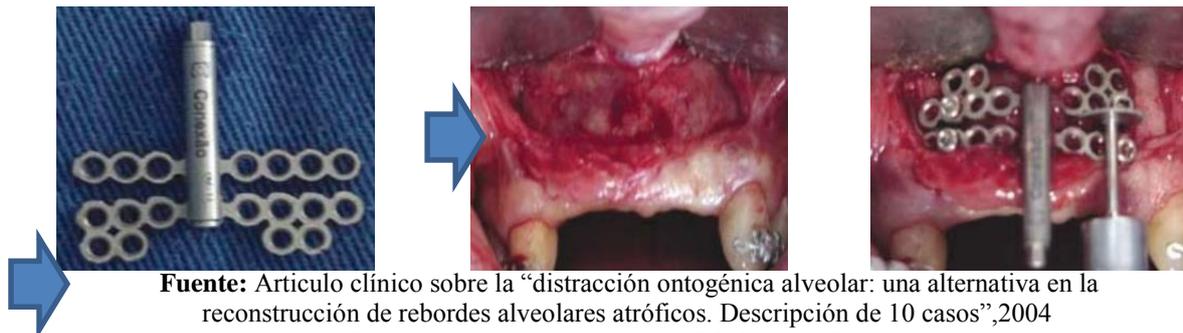
Fig.: 1.3: Proceso de colocación de un implante yuxtaoseo

¹⁵ Dr. Latorre Aguayo, R. M.. Implantes oseointegrados. Colombia <http://www.implantesoseointegrados.cl/>

¹⁶ Revista Habanera de Ciencias Médicas versión On-line ISSN 1729-519X

¹⁷ Dr, García Roco, O. (2007). Historia de la medicina y la enfermería. Odontología y estomatología. Instituto superior de ciencias médicas “Carlos J. Finlay”. Facultad de estomatología. Camagüey. Cuba <http://www.portalesmedicos.com/publicaciones/articulos/696/2/Rese%F1a-historica-de-la-Implantologia-dental>.

¹⁸ Portal web, Implantes Dentales HQ, Centro de Información Acerca de Implantes Dentales, Complicaciones y Precios <http://www.implantesdentaleshq.com/>



Fuente: Artículo clínico sobre la “distracción ontogénica alveolar: una alternativa en la reconstrucción de rebordes alveolares atróficos. Descripción de 10 casos”,2004 (<http://scielo.isciii.es/pdf/maxi/v26n1/clinico2.pdf>)

Este tipo de implante es confeccionado en un laboratorio especializado, mediante el uso de cromo-cobalto-molibdeno y en la mayoría de los casos, son recubiertos por una capa de cerámica o de carbono¹⁹. La aleación Cr-Co-Mo data de hace muchos años en el uso para restauraciones dentales por poseer una alta resistencia a la corrosión y se le añade una capa de cerámica o de carbono para aumentar su dureza en reemplazo del esmalte en los dientes naturales.

1.2.2 Implantes Endo-Oseos o de Raíz

Este es el tipo de implante más comúnmente utilizado, se coloca quirúrgicamente en los huesos maxilares. Cuando el implante ya se encuentra listo, se procede a colocar un diente artificial o prótesis sobre el mismo²⁰

a) Implantes cilíndricos

Por fricción

De superficie no roscada cubierta normalmente por una capa de hidroxiapatita, algunos "modelos" tienen perforaciones con el fin de que el hueso se desarrolle en su interior y se fije (retención mecánica), estos últimos no son muy usados, pues es muy lento el proceso y su biomecánica es peor que los roscados.²¹

Roscados

Presentan aspecto de tornillo, con una rosca en su superficie, con lo que se consigue aumentar la superficie de contacto del implante con el hueso.²² Los implantes cilíndricos roscados en comparación a los implantes cilíndricos por fricción presentan una mayor estabilidad ya que el ángulo, la profundidad y la distancia entre espiras producen una respuesta de anclaje mordiendo el hueso en el momento de la colocación del implante para conseguir la estabilidad primaria del implante de forma mecánica. Tomando como comparación un ejemplo

¹⁹ The dental clinic Blogspot. Tipos de implantes dentales. Todo odontología <http://thedentalclinic.blogspot.com/2013/07/tipos-de-implantes-dentales.html>

²⁰ Implantes Dentales (2013). Centro de información acerca de implantes dentales, complicaciones y precios. <http://www.implantesdentaleshq.com/tipos-de-implantes-dentales/>

²¹ Wikipedia Enciclopedia Libre (2011). Implante dentales, tipos de implantes dentales http://es.wikipedia.org/wiki/Implante_dental#Tipos_de_implantes

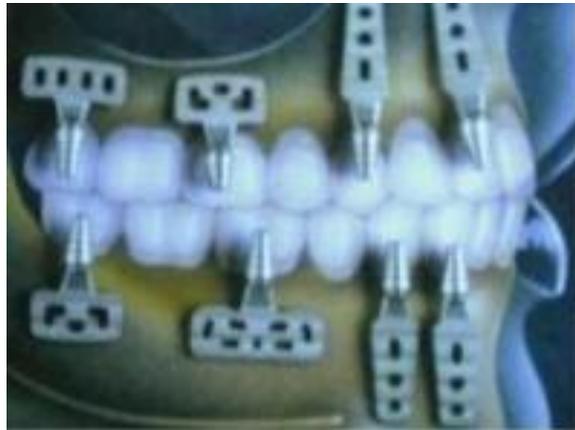
²²Wikipedia Enciclopedia Libre (2011). Implante dentales, tipos de implantes dentales http://es.wikipedia.org/wiki/Implante_dental#Tipos_de_implantes

práctico, puede decirse que un clavo y un tornillo colocado en un pedazo de madera, la colocación de un tornillo ancla mejor sobre la madera y de una forma más estable que un clavo.

b) Implantes de lámina perforada

Son láminas de titanio con perforaciones que permiten el crecimiento del hueso a través de los mismos. Llevan pilares soldados donde se anclarán las prótesis. Están indicadas para pacientes cuya anchura del hueso alveolar es muy escasa para colocar un implante cilíndrico.²³ Este tipo de implante se puede observar claramente en la Fig. 1.4 donde se coloca el implante de lámina perforada en ambos maxilares para una prótesis completa.

Fig. 1.4: Implantes de lámina perforada en maxilar superior e inferior



Fuente: Portal Web Dr. Alejandro Rodríguez del Rey
(<http://www.periodonciaeimplantes.com.mx/715/778.html>)

1.3 Biomateriales

El material del implante es un factor importante para llegar a la oseointegración. Con el transcurrir de los años se han usado diversos materiales en implantología sin llegar a obtener buenos resultados ya que no había biocompatibilidad entre la superficie del implante y el tejido maxilofacial, hasta que el Dr. Branemark implantó un dispositivo de titanio en un conejo, el cual resultó biocompatible y desde ese entonces empezó la era de la oseointegración y la búsqueda de nuevos materiales.

1.3.1 Implantes Metálicos

Los biometales son un conjunto de materiales biocompatibles y biofuncionales, con una buena resistencia a la corrosión que no producen reacción adversa en el cuerpo humano, además de poseer una aceptable relación densidad-resistencia y un módulo de elasticidad adecuado a la función requerida.²⁴

²³Dr. Gómez De Salazar (2013). Tipos de implantes. Salazar Clínica Dental. Dentista en Getafe <http://www.dentistagetafe.com/blog/tipos-de-implantes-salazar-clinica-dental-dentista-en-getafe/>

²⁴Mateus Gaviria, E. Periodista Metal Actual. Biomateriales, mercado potencial para el sector metalmeccánico. http://www.metactual.com/revista/26/materiales_bio.pdf

a) Acero Inoxidable 316LVM

Este acero inoxidable 316, es considerado como de grado médico, está fundido al vacío para alcanzar los extremadamente altos niveles de pureza y de limpieza necesarios para los implantes quirúrgicos, con una composición química mostrada en la Tabla 1.2. Tiene excelente resistencia en entornos fisiológicos,²⁵ con unas propiedades mostradas en la Tabla 1.1 que lo caracterizan.

Tabla 1.1: Propiedades del acero inoxidable 316LVM

Propiedades	
Dureza (HB)	160
Limite de Fluencia (MPa)	215.82
Peso Especifico (Kg/m^3)	7950
Modulo de Elasticidad (GPa)	187.5
Punto de Fusion ($^{\circ}C$)	1500

Fuente: Documento de la evaluación mecánica y electroquímica de una placa de acero 316-LVM (<http://ingenieria.uao.edu.co/hombremaquina/revistas/38%202012-1/38%20Articulo%2006.pdf>)

Tabla 1.2: Composición química del acero inoxidable 316LVM

Composición Química Aproximada			
Cr	17 – 19%	Mn	2% Max
Ni	13 - 15%	Mo	2.25 – 3.5%

Fuente: Portal web Alloy wire internacional (http://www.alloywire.com/spanish/alloy_stainless_steel_316_LVM.html)

b) Titanio CP

Su composición es superior al 99% de Ti, utilizado en la fijación de fracturas óseas a mediados de la década de los 50 para implantes quirúrgicos. El sector médico lo utiliza en grados 1, 2, 3 y 4, los cuales poseen una composición química como se muestra en la Tabla 1.4, pero por su mayor resistencia y buena ductilidad, habitualmente se emplea el titanio CP de grado 4²⁶ y sus propiedades físicas se pueden observar en la Tabla 1.3

Tabla 1.3: Propiedades físicas del titanio CP

Propiedades

²⁵ Alloy Wire Internacional. Acero inoxidable 316LVM http://www.alloywire.com/spanish/alloy_stainless_steel_316_LVM.html

²⁶ Mateus Gaviria, E. Periodista Metal Actual. Biometales, mercado potencial para el sector metalmeccánico. http://www.metallactual.com/revista/26/materiales_bio.pdf

Dureza (HB)	Depende del tipo de aleacion
Limite de Fluencia (MPa)	138
Peso Especifico (Kg/m^3)	4510
Modulo de Elasticidad (GPa)	100 – 120
Punto de Fusion ($^{\circ}C$)	1668

Fuente: Portal web Obtesol, observatorio tecnológico de la soldadura
(http://www.obtesol.es/index.php?option=com_content&task=category§ionid=4&id=37&Itemid=30)

Tabla 1.4: Composición química del titanio CP

Composición química (%)						
	N	C	O	Fe	H	Ti
Grado 1	0.03	0.1	0.18	0.2	0.0125	Resto
Grado 2	0.03	0.1	0.25	0.3	0.0125	Resto
Grado 3	0.05	0.1	0.35	0.3	0.0125	Resto
Grado 4	0.05	0.1	0.40	0.5	0.0125	Resto

Fuente: Portal web Obtesol, observatorio tecnológico de la soldadura
(http://www.obtesol.es/index.php?option=com_content&task=category§ionid=4&id=37&Itemid=30)

c) Ti6Al4V ELI

Puede ser considerada en cualquier aplicación biomédica, en particular para los componentes implantables, debido a su biocompatibilidad, buena resistencia a la fatiga y bajo módulo. También podría ser considerado para cualquier aplicación donde se requiere una combinación de alta resistencia, peso ligero y buena resistencia a la corrosión. Algunas aplicaciones típicas en las que esta aleación ha sido utilizada con éxito incluyen reemplazos de articulaciones, dispositivos de fijación de huesos y clips quirúrgicos.²⁷ Sus propiedades se muestran en la Tabla 1.5 y su composición química porcentual en la Tabla 1.6.

Tabla 1.5: Propiedades del Ti6Al4V ELI

Propiedades Mecanicas	
Dureza (HB)	340
Limite de Fluencia (MPa)	827
Peso Especifico (Kg/m^3)	4428
Modulo de Elasticidad (GPa)	105 - 116
Punto de Fusion ($^{\circ}C$)	1630 - 1680

Fuente: Portal web, Technical Datasheet (<http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=268>)

Tabla 1.6: Composición química del Ti6Al4V ELI

Composición Química Aproximada (%)

²⁷ Technical Datasheet (2000). Titanium Alloy Ti 6Al-4V ELI
<http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=268>

Al	5.5 – 6.75 Max
V	3.5 – 4.5 Max
Fe	0.3 Max
C	0.08 Max
N	0.05 Max
H	0.015 Max
Ti	Resto

Fuente: Catalogo web, Sistema de implantes iSy
(<http://www.implantesisy.com/catalogo.pdf>)

d) Nitinol

Aleación de igual número de átomos de Ni y Ti, conocida como uno de los nuevos materiales con memoria y sus propiedades a una transición de fase entre una estructura de austenita (dúctil y maleable) y otra de martensita (frágil y dura)²⁸ como se observa en la Tabla 1.7. y su composición química mostrada en la Tabla 1.8.

Tabla 1.7: Propiedades del nitinol

Propiedades mecánicas		
Resistencia máxima a la tracción	Austenita	Martensita
	800 - 1500	103 - 1100
Limite de Fluencia (MPa)	Austenita	Martensita
	100 - 800	50 - 300
Peso Especifico (Kg/m ³)	6450	
Modulo de Elasticidad (GPa)	Austenita	Martensita
	70 - 110	21 - 69

Fuente: Laboratorio tecnológico de materiales
(http://olimpia.cuautitlan2.unam.mx/pagina_ingenieria/mecanica/mat/mat_mec/m6/Nitinol_un%20biomaterial.pdf)

Tabla 1.8: Composición química del nitinol

Composición Química Aproximada (%)	
Ni	5.5 – 6.75 Max
Ti	3.5 – 4.5 Max
C	0.3 Max
Fe	0.08 Max

Fuente: Trabajo Universidad Nacional de la Plata, Facultad de Ingeniería 1999
(<http://www.ing.unlp.edu.ar/quimica/memoria.htm>)

e) TAN (Ti6Al7Nb)

²⁸ Imparato, H., Bruno, D., Guariglia, J. (1999). Metales con memoria. Universidad nacional de la plata. Facultad de ingeniería. <http://www.ing.unlp.edu.ar/quimica/memoria.htm>

Es una aleación relativamente nueva en la fijación de fracturas, y sus propiedades mecánicas son muy similares a la de Ti6Al4V, pero en este caso el vanadio es sustituido por niobio.²⁹ Ambos poseen unas muy buenas propiedades anticorrosivas pero se sustituye el vanadio por niobio ya que el niobio interfiere con el calcio como activador del sistema enzimático,³⁰ el cual genera que las enzimas ayuden a que las reacciones químicas ocurran con mayor rapidez en el cuerpo humano y sin enzimas nuestros cuerpos se detendrían en seco.³¹ Sus propiedades se observan en la Tabla 1.9 junto a su composición química en la Tabla 1.10.

Tabla 1.9: Propiedades físicas y mecánicas de TAN

Propiedades mecánicas		
Reduccion de Area	35%	
Limite de Fluencia (MPa)	800	
Limite Ultimo (MPa)	900	
Peso Especifico (Kg/m^3)	4520	
Modulo de Elasticidad (GPa)	105 – 120	
Esfuerzo de Fatiga	MPa	Ciclos
	500	1.00 e7

Fuente: Portal web, MatWeb, Material Property Data (<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=2d9cc872710c47aab45325a2135eee72&ckck=1>)

Tabla 1.10: Composición química del TAN

Composición Química Aproximada (%)	
Aluminio (AL)	5.5 -6.5
Carbón (C)	<= 0.08
Hidrogeno (H)	<= 0.009
Fierro (Fe)	<= 0.25
Niobio (Nb)	6.5 – 7.5
Nitrógeno (Ni)	<= 0.05
Oxigeno (O)	<= 0.2
Tantalio (Ta)	<= 0.5
Titanio (Ti)	84.5 - 88

Fuente: Portal web, MatWeb, Material Property Data (<http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=2d9cc872710c47aab45325a2135eee72&ckck=1>)

1.3.2 Implantes de cerámicas y/o recubiertos de porcelana

²⁹ Mateus Gaviria, E. Periodista Metal Actual. Biometales, mercado potencial para el sector metalmecánico. http://www.metalactual.com/revista/26/materiales_bio.pdf

³⁰ Water treatment solutions. Lenntech. Propiedades químicas del Niobio. <http://www.lenntech.es/periodica/elementos/nb.htm>

³¹ Learn.Genetics. Genetic science learning center. University of UTAH, Health sciences <http://learn.genetics.utah.edu/es/units/activities/extraction/enzyme.html>

a) Dióxido de Zirconio o Zirconia

De los biomateriales cerámicos de aplicación médica, el dióxido de Zirconio o Zirconia, presenta las mejores características: con una densidad $>6\text{gr/cm}^3$, una resistencia a la flexión de 900-1200 MPa, y una resistencia a la compresión de 2000 MPa; aún comparado con otros biomateriales como la alúmina, aleación de titanio (Ti6Al4V) o aleación de Cr-Co, presenta valores superiores en cuanto resistencia y dureza.³²

Una de las diferencias que hay entre un implante de zirconia con uno de titanio es que en un periodo a largo plazo, existe la reabsorción del hueso crestal en los implantes de zirconia mas no en los implantes de titanio³³

b) Hidroxiapatita

La hidroxiapatita, un material cristalino formado por átomos de calcio, fósforo e hidrógeno. Éste mineral se encuentra presente en huesos y dientes, proporcionando dureza. En la implantología es utilizada como recubrimiento en implantes metálicos con el fin de favorecer la oseointegración.³⁴

El principal inconveniente del empleo de materiales cerámicos son sus propiedades mecánicas, ya que resultan excesivamente frágiles. Por esta razón, en implantología dental, sólo se suele emplear como recubrimiento sobre el titanio. De esta manera, se combina la bioactividad de la hidroxiapatita con las excelentes propiedades mecánicas del Ti.³⁵

1.3.3 Implantes de polímeros

a) El Biopik

Este polímero altamente biocompatible, a base de PEEK (polieter-éter-cetona) que se caracteriza por su biocompatibilidad y por tener propiedades mecánicas comparables a las del hueso. Ligeramente flexible, minimiza la tensión al entrar en contacto con el hueso y conserva unas propiedades físicas ejemplares para las estructuras protésicas. No hay restos metálicos nocivos, reduciendo al máximo los riesgos de toxicidad y alergia.³⁶

³² Pérez-Albacete Martínez, C.(2012). Valoración mecánica, histológica e histomorfométrica de implantes dentales de Zirconia modificados por láser de femtosegundo vs implantes de Titanio en hueso cicatrizado. Estudio experimental en perros American Fox Hound a tres meses. Universidad de Murcia. pág. 25 - 27 <http://digitum.um.es/xmlui/bitstream/10201/28507/1/TESIS%20R3.pdf>

³³ Pérez-Albacete Martínez, C.(2012). Valoración mecánica, histológica e histomorfométrica de implantes dentales de Zirconia modificados por láser de femtosegundo vs implantes de Titanio en hueso cicatrizado. Estudio experimental en perros American Fox Hound a tres meses. Universidad de Murcia. Pág. 27-32 <http://digitum.um.es/xmlui/bitstream/10201/28507/1/TESIS%20R3.pdf>

³⁴ Balandra Ortiz, M. (2012). Diseño de implantes dentales a la medida para el área maxilar. Universidad Nacional Autónoma de México. México D. F., Ciudad Universitaria. pág. 7-8 <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/jspui/bitstream/132.248.52.100/2163/1/Tesis%20dise%C3%B1o%20de%20implantes%20dentales%20a%20la%20medida.pdf>

³⁵ Wikipedia: Biointegración <http://es.wikipedia.org/wiki/Biointegraci%C3%B3n>

³⁶ Implants BIOPIK. Implantes dentales no metálicos. <http://www.imi-iso.com/es/page-1-el-biopik.html>

En la Tabla 1.11 observamos los diversos módulos de elasticidad de los biomateriales más comunes, comparándolos con el módulo del hueso que está en el rango de 7 a 30 GPa y teniendo la zirconia el valor más elevado.

Tabla 1.11: Modulo de elasticidad de los biomateriales

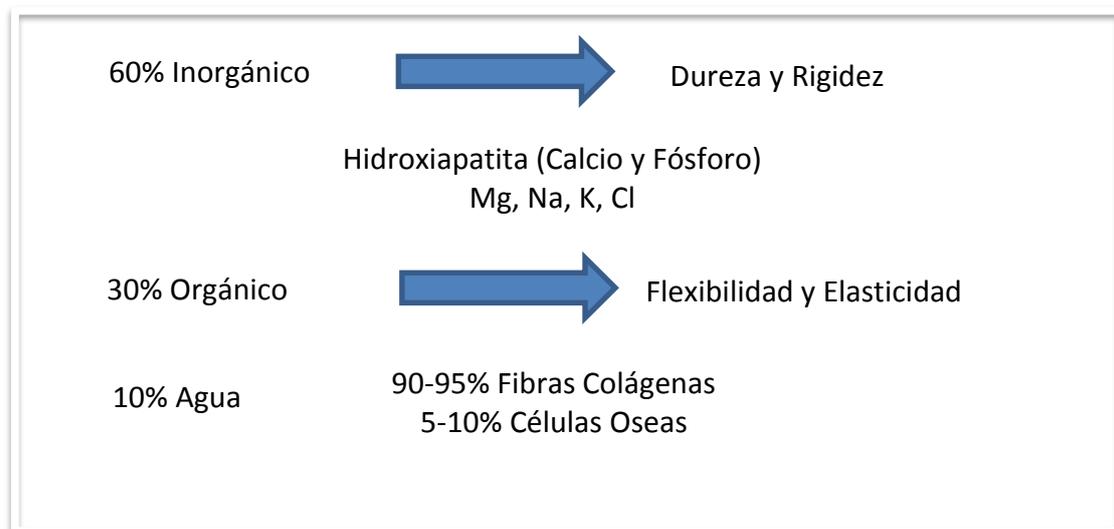
Material	Módulo de Young	Material	Módulo de Young
Zirconia	200 GPa	TA6V	110 – 114 GPa
Titanio-Grado 1 a 4	102 – 104 GPa	Biopik	29 GPa
Hueso Humano		7 – 30 GPa	

Fuente: Artículo sobre “Biomateriales, mercado potencial para sector metalmeccánico” de la periodista Erika Mateus Gaviria (http://www.metactual.com/revista/26/materiales_bio.pdf)

1.4 Biomecánica del hueso

El hueso desempeña dos tipos de funciones fundamentales: funciones mecánicas de soporte del organismo y de protección de los órganos internos, y funciones fisiológicas de control del metabolismo del calcio, el fósforo y el magnesio, que conforman el 60% de la composición del hueso, los cuales le dan dureza y rigidez al cuerpo, como se observa en la Fig. 1.5.³⁷

Fig. 1.5: Composición del tejido óseo



Fuente: Portal web slideshare (<http://www.slideshare.net/leconca/5-biomecanica-del-hueso>)

³⁷ Vilador Voegeli, A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Springer. Pag.41 http://books.google.com.pe/books?id=SQIjKjpZwY8C&pg=PA41&source=gbs_toc_r&cad=4#v=onepage&q&f=false

1.4.1 El hueso como tejido

1.4.1.1 Células

a) Osteocitos

Células óseas maduras derivadas de los osteoblastos que constituyen la mayor parte del tejido óseo que no segregan materiales de la matriz ósea y su función es la mantener las actividades celulares del tejido óseo como el intercambio de nutrientes y productos de deshecho.³⁸

b) Osteoblastos

Los osteoblastos son células del hueso encargadas de sintetizar la matriz ósea, por lo que están involucradas en el desarrollo y el crecimiento de los huesos. El desarrollo de los osteoblastos se ve influenciado por distintos factores que estimulan su formación como la hormona paratiroidea y la vitamina D. Se encargan del mantenimiento, el crecimiento y la reparación del hueso.³⁹

c) Osteoclasto

Osteoclastos es un tipo de célula ósea que elimina tejido óseo mediante la eliminación de la matriz mineralizada y la separación orgánica del hueso, que se le conoce como la resorción ósea.⁴⁰

d) Fibras Colágenas

El colágeno es una molécula proteica o proteína que forma fibras, las fibras colágenas, las cuales son flexibles, pero ofrecen gran resistencia a la tracción. Su punto de rotura de las fibras colágenas de los tendones humanos se alcanza con una fuerza de varios cientos de kilogramos por centímetro cuadrado. A esta tensión solamente se han alargado un pequeño porcentaje de su longitud original.⁴¹

1.4.2 El hueso como estructura

1.4.2.1 Hueso denso o compacto

Se caracteriza por presentarse como una masa sólida que tiene más hueso que espacios ubicado en la parte externa de la mandíbula con propiedad mecánicas presentes en la Tabla 1.12.⁴²

Tabla 1.12: Propiedades mecánicas del hueso compacto

³⁸ Biblioteca virtual Académic. Diccionario médico. Osteocitos http://www.esacademic.com/dic.nsf/es_mediclopedia/15264/osteocitos

³⁹ Biblioteca virtual, Wikipedia. Osteoblastos <http://es.wikipedia.org/wiki/Osteoblasto>

⁴⁰ Biblioteca virtual, We Sapiens. Osteoclastos <http://www.wesapiens.org/es/file/1357311/Los+osteoclastos>

⁴¹ Biblioteca virtual, Wikipedia. Colágeno. <http://es.wikipedia.org/wiki/Col%C3%A1geno>

⁴² Portal web, el rincón del vago. Anatomía y fisiología general. <http://html.rincondelvago.com/anatomia-y-fisiologia-general.html>

Propiedades Mecánicas	
Módulo de Elasticidad ⁴³ (GPa)	15 – 20
Resistencia a la Tensión ⁴⁴ (MPa)	80 – 150
Resistencia a la Compresión ⁴⁵ (MPa)	90 – 280

Fuente: Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004; 2: 0-27// Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials 1997; 18:1235-30.

Se ha observado que la cortical mandibular es anisotrópica, es más rígida en la dirección longitudinal que en la radial o tangencial, teniendo en estas direcciones un 40-80% del valor de rigidez que tiene en la dirección longitudinal con un valor de resistencia a la compresión de 200, 110 y 100 MPa en la dirección longitudinal, tangencial y radial respectivamente, como se observa en la Tabla 1.13.⁴⁶

Tabla 1.13: Valores de resistencia a la compresión del cortical mandibular

Valores de resistencia a la Compresión	
Dirección Longitudinal (MPa)	200
Dirección Tangencial (MPa)	110
Dirección Radial (MPa)	100

Fuente: Portal web, Wessapiens.org ([http://www.wesapiens.org/es/file/1358305/ Tejido + %C3%B3seo + esponjoso+\(trabecular\)](http://www.wesapiens.org/es/file/1358305/Tejido+%C3%B3seo+esponjoso+(trabecular)))

1.4.2.2 Hueso esponjoso o trabecular

Uno de los dos tipos de tejido óseo que forma los huesos, siendo menos denso, más suave, más débil y menos rígido ubicado en la parte interna de la mandíbula.⁴⁷ Hay autores que lo consideran con un módulo de elasticidad similar al del hueso cortical (15-20 GPa).⁴⁸ Otros autores, sin embargo le adjudican un valor de rigidez menor (0,75-10 GPa)⁴⁹. En cualquier caso se han determinado diferentes valores de módulo de elasticidad para el hueso trabecular en función de la prueba de esfuerzo utilizada y las condiciones del hueso esponjoso (seco, fresco o congelado), aunque siempre con valores menores que el hueso cortical. Los valores evidenciados son muy dispares incluso cuando los datos los emite un mismo autor aplicando el mismo ensayo a

⁴³ Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials 1997; 18:1235-30.

⁴⁴ Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004; 2: 0-27.

⁴⁵ Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004; 2: 0-27.

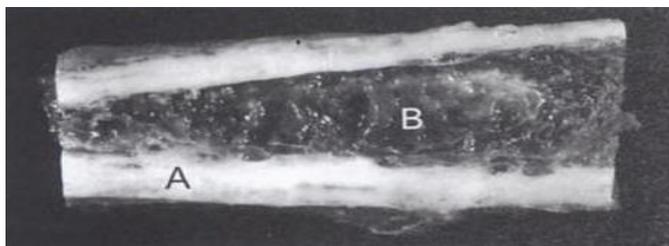
⁴⁷ [http://www.wesapiens.org/es/file/1358305/Tejido+%C3%B3seo+esponjoso+\(trabecular\)](http://www.wesapiens.org/es/file/1358305/Tejido+%C3%B3seo+esponjoso+(trabecular))

⁴⁸ Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials 1997; 18:1325-30.

⁴⁹ Nicholson PH, Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Davie MW, Dequeker J, Van der Perre G. Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. Med Eng Phys 1997; 19: 729-37.

diferentes muestras.⁵⁰ En la Fig. 1.6 se observa con claridad la diferencia de tejido en el hueso, siendo A en la figura el hueso trabecular y B el hueso esponjoso.⁵¹

Fig. 1.6: Hueso esponjoso y hueso trabecular

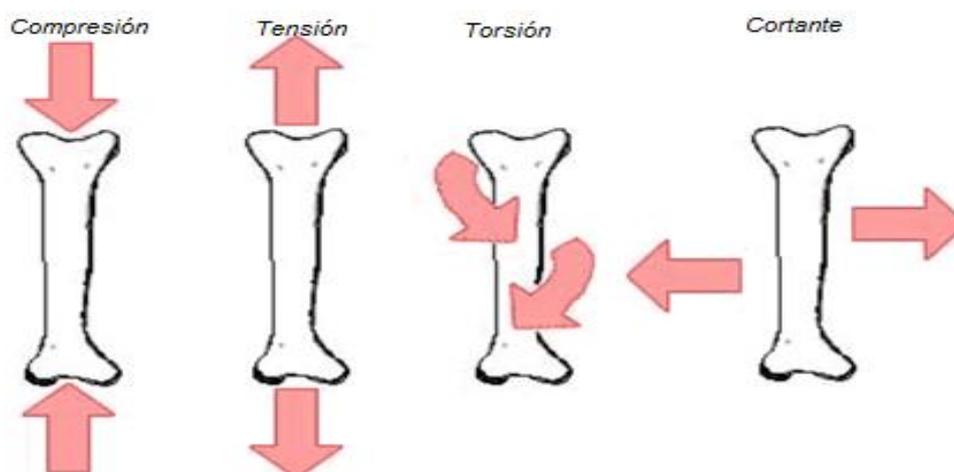


Fuente: Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor- Editado por Antonio Viladot Voegeli

1.4.3 Propiedades mecánicas del hueso

El sistema esquelético soporta cargas de diferentes tipos debido a las diversas actividades de un individuo, tanto compresivas, esfuerzos de tensión, torsión y de cizallamiento, observados de manera gráfica en la Fig. 1.7.

Fig. 1.7: Cargas aplicadas a un hueso



Fuente: Presentación de “Biomecánica del hueso” por la Dra. Patricia Pérez Sepúlveda (<http://biofisicamedica.tripod.com/elast2.pdf>)

En el caso de la resistencia mecánica del hueso, ésta depende también de la dirección en la cual es cargado el hueso y la resistencia mecánica depende también de si el hueso es cargado a flexión, compresión o tracción. Por todo esto, no es posible especificar la resistencia o las propiedades elásticas del hueso cortical con un único valor, por lo que se presenta en la Tabla 1.14 diversos rangos de las propiedades mecánicas del hueso en dirección longitudinal y transversal.

⁵⁰ Van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. Crit Rev Oral Biol Med 2000; 11(19): 123-36.

⁵¹ Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004; 2: 0-27.

Tabla 1.14: Propiedades mecánicas del hueso humano

Propiedades mecánicas del hueso		
	Longitudinal	Transversal
Resistencia a tracción (MPa)	78.8 – 151	51 – 56
Resistencia a compresión (MPa)	131 – 224	106 – 133
Módulo de Young (GPa)	17 - 20	6 – 13
Resistencia a la cizalladura (MPa)		53.1 – 70
Modulo a cizalladura (GPa)		3.3

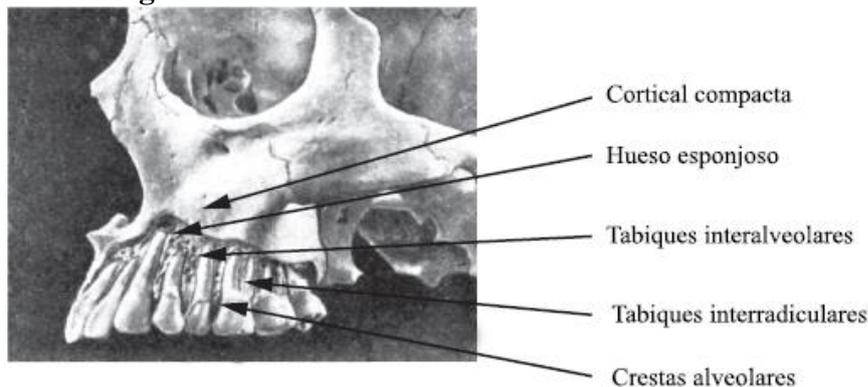
Fuente: Portal web Tripod (<http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6046/02Mnt02de11.pdf;jsessionid=CB446C501EF60394F1DFE8612DFBF6DE.tdx?sequence=2>)

1.4.3.1 Hueso Maxilar

a) Maxilar Superior

Ubicados en la región media de la cara, conforma una parte importante de la bóveda del paladar y de las fosas nasales. Contiene las cavidades óseas en las cuales se insertan los dientes superiores⁵², las cuales se observan gráficamente en la Fig. 1.8.

Fig. 1.8: Estructura ósea básica del maxilar



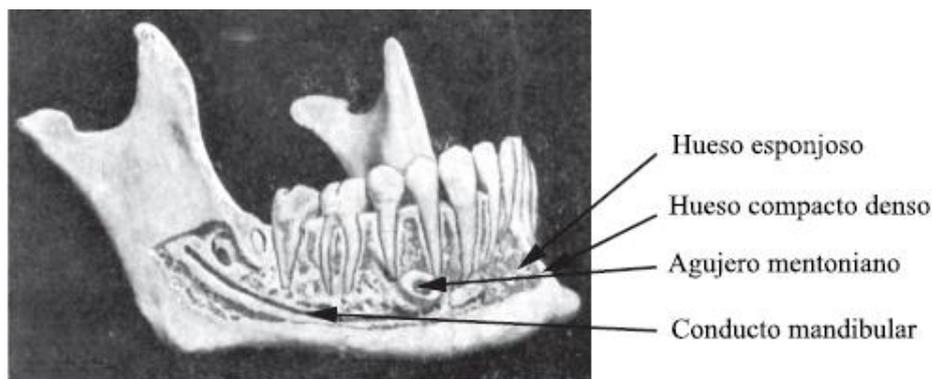
Fuente: Bvs Cuba, Libros de autores Cubanos (<http://gsdl.bvs.sld.cu/greenstone/collect/estomato/index/assoc/HASHa322.dir/fig1.22g.png>)

b) Maxilar inferior

Hueso impar, el único que tiene movimientos en la cara que constituye la parte inferior de la misma y se articula con los huesos temporales. Consta de una porción horizontal curva denominada cuerpo y dos porciones perpendiculares llamado ramas. De igual forma que en el maxilar inferior, observando su estructura ósea en la Fig. 1.9, presenta los procesos alveolares que sirven de inserción a los dientes inferiores.⁵³

⁵² Portal web, Ciencia explicada “los problemas difíciles son los de solución simple”.Huesos de la cara. <http://cienciaexplicada.com/huesos-de-la-cara.html>

⁵³ Portal web, Ciencia explicada “los problemas difíciles son los de solución simple”.Huesos de la cara. <http://cienciaexplicada.com/huesos-de-la-cara.html>

Fig. 1.9: Estructura ósea básica de la mandíbula

Fuente: Bvs Cuba, Libros de autores Cubanos (<http://gsdl.bvs.sld.cu/greenstone/collect/estomato/index/assoc/HASHa322.dir/fig1.22g.png>)

1.4.4 Mecanobiología de los huesos maxilares

Estudia la interacción entre las señales mecánicas y los procesos biológicos que se producen en las células y tejidos. La carga mecánica tiene un papel crucial en el crecimiento, adaptación, regeneración y bioingeniería de los tejidos vivos.⁵⁴ Van der Meulen describió la mecanobiología esquelética como “la ciencia que estudia las fuerzas mecánicas que modulan la morfología y la adaptación estructural de los tejidos esqueléticos.”⁵⁵

1.4.4.1 Influencia de la carga en la expresión molecular durante el remodelado óseo

Los osteocitos son células capaces de responder a estímulos antagónicos de carga activando osteoclastos u osteoblastos, en función de la carga local. Para la traducción de los estímulos mecánicos externos en señales intracelulares dentro de los osteocitos, se hacen indispensables diversos receptores de membrana, posteriormente, los osteocitos mandan sus señales externamente mediante diferentes mediadores.⁵⁶

Se ha demostrado con modelos animales que la aplicación continua de la carga crea una saturación en la respuesta de las células osteogénicas. Sin embargo la presencia de pequeños periodos de descanso (10-15 segundos) entre los periodos de carga, permite el restablecimiento de la sensibilidad celular al estímulo mecánico.⁵⁷

⁵⁴ Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004; 2: 0-27.

⁵⁵ Van der Meulen MCB, Huijkes R. Why mechanobiology?. A survey article. J Biomech 2002; 35: 401-4.

⁵⁶ Klein-Nuleng J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. Path Biologie 2005;53:576-80.

⁵⁷ Robling AG, Burr DB. Recovery periods restore mechanosensitivity to dynamically loaded bone. Journal of Experimental Biology 2001;204:3389-99.

1.4.4.2 Teorías sobre el mecanismo celular y molecular del remodelado óseo sometido a carga

Durante el remodelado, el alineamiento del nuevo hueso se va formando a lo largo de la dirección de la carga local dominante, lo que sugiere una regulación de la formación ósea por parte de los estímulos mecánicos. Durante décadas ha quedado demostrado que los osteocitos son los mecanosensores del hueso.⁵⁸

Los osteocitos responden produciendo moléculas que modulan la actividad de osteoblastos y osteoclastos, y de esta manera convierten la señal mecánica en una señal celular.⁵⁹

Se establece que el desuso como la sobrecarga media ósea aumentaría la remodelación, en un caso con un aumento de la reabsorción y en el otro de aposición. Y se ha demostrado que durante la formación ósea ciertos osteoblastos escapan de la muerte por apoptosis y aproximadamente el 15% en el hueso cortical y el 30% en el hueso trabecular se convierten en osteocitos. El mecanismo por el cual unos osteoblastos son seleccionados para ser osteocitos y otros no, es desconocido.⁶⁰ Rodan y Martin establecieron que los osteoblastos son los encargados de indicar a los osteoclastos cuando y donde reabsorber la matriz extracelular, basándose en que los osteoblastos presentan receptores hormonales y posteriormente emiten señales moleculares que regulan la actividad osteoclástica.⁶¹

1.4.4.3 Teoría de las microgrietas

La carga cíclica sobre el hueso origina fatiga la cual se refleja en la aparición de microgrietas y suelen tener una longitud de 100 μ m cuando son observadas en una sección, y de mayor longitud cuando son observadas en tres dimensiones, causando un gran aumento local de la deformación a la que se ve sometido el osteocito.⁶² La presencia de microdefectos en el hueso tiene repercusiones tanto en la fisiología del hueso como en sus propiedades biomecánicas. Por un lado intervienen en la fisiología del sistema de malla osteocitario y por otro lado reducen los valores de rigidez, resistencia y dureza del hueso.⁶³

El acúmulo de daño por fatiga se va incorporando en los huesos en forma de microdefectos. Se ha especulado sobre cuál es la causa de que existan más microdefectos con la edad. Se ha afirmado que las microgrietas que aparecen en el

⁵⁸ Klein-Nuleng J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. *Path Biologie* 2005;53:576-80.

⁵⁹ Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding.

⁶⁰ Parfitt AM. "Osteocytes: The link between strain, structure and strength". En: "ASBMR. 26th Annual Meeting Webcast. Plenary Symposium II: New insights into bone strength: Harold M. Frost memorial session". <http://app2.capitalreach.com/>

⁶¹ Rodan GA, Martin TJ. Role of osteoblasts in hormonal control of bone resorption-a hypothesis. *Calcified Tissue International* 1981;33:349-51.

⁶² Parfitt AM. "Osteocytes: The link between strain, structure and strength". En: "ASBMR. 26th Annual Meeting Webcast. Plenary Symposium II: New insights into bone strength: Harold M. Frost memorial session". <http://app2.capitalreach.com/>

⁶³ Zioupos P. Accumulation of in vivo fatigue microdamage and its relation to biomechanical properties in ageing human cortical bone. *J Microsc* 2001;201:270-8.

hueso son consecuencia de la presencia de un hueso muy antiguo en la matriz intersticial que no ha sido remodelado adecuadamente y por tanto tiene una mayor mineralización y fragilidad.⁶⁴

1.4.4.4 Mecanobiología del hueso perimplantario

a) Carga inmediata, precoz, convencional y retrasada

Debido a la controversia existente en relación a los términos aplicado a los protocolos de carga sobre implantes, en el 2003 se emitió una declaración de consenso entre expertos⁶⁵, las cuales citan cuatro tipos de carga mostrados en la Tabla 1.15

Tabla 1.15: Rango de cargas

Carga inmediata	Es la que se aplica dentro de las 48 horas posteriores a la colocación del implante
Carga precoz	Es la que se aplica entre las 48 horas y los 3 meses después de la colocación del implante
Carga convencional	Es la que se aplica entre los 3 – 6 meses después de colocar los implantes
Carga retrasada	Es la que se aplica más allá de la carga convencional

Fuente: Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Imp 2004; 19 suppl: 109-13.

Por otro lado, se distinguen tres conceptos en cuanto al tipo de carga aplicada, mostrados en la Tabla 1.16.

Tabla 1.16: Tipos de carga

Oclusión Directa	Es la que se consigue cuando la restauración sobre el implante tiene contacto con la dentición antagonista.
Oclusión Indirecta	Es la que se consigue cuando la restauración está en anoclusión.
Oclusión progresiva	Es la que se establece de manera “ligera” al inicio de la carga y se va convirtiendo gradualmente en un contacto directo

Fuente: Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Imp 2004; 19 suppl: 109-13.

b) Patrón masticatorio en pacientes con implantes

La fuerza de mordida, la eficacia masticatoria y el fluido salivar van a influir en el proceso masticatorio. Hay que tener en cuenta que los dientes realizan un

⁶⁴ Zioupos P. In vivo fatigue microcracks in human bone. Material properties of the surrounding bone matrix. Eur J Morphol 2005;42:3-41.

⁶⁵ Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Imp 2004; 19 suppl: 109-13.

contacto fisiológico durante la masticación y la deglución. Los contactos en máxima intercuspación a lo largo del día no llegan a 18 minutos del total⁶⁶. La magnitud de la fuerza que se puede ejercer a nivel oclusales es muy variable según los individuos, aunque lo que sí parece establecido es que la fuerza en los sectores posteriores es de 3 a 5 veces mayor que en el sector anterior⁶⁷.

Existe gran variación entre individuos en cuanto a la frecuencia masticatoria, es decir el número de ciclos masticatorios realizados antes de la deglución del bolo alimenticio. También existen diferencias individuales evidentes en cuanto a la eficacia masticatoria, es decir el grado de fragmentación que se consigue del alimento después de un determinado número de ciclos de masticación⁶⁸. La frecuencia masticatoria permanece invariable aunque se modifique la edad o a la dureza del alimento, pero si es influenciada (disminuyéndola) por la pérdida dentaria, con lo que se ha sugerido esa frecuencia como un factor para valorar la eficacia masticatoria⁶⁹.

Existen numerosos factores que afectan la carga que reciben los implantes: número de implantes, macrodiseño, superficie, tipo de prótesis, ajuste de estructura, etc.⁷⁰ Esta gran variabilidad de factores, sumado a las diferencias en cuanto a el patrón masticatorio: fuerza de mordida, eficacia masticatoria y fluido salival, y los hábitos alimenticios, hacen realmente imposible establecer a la carga de implantes inmediata/precoz como una carga controlada y cuantificable.

c) **Biomecánica implantología**

En la aplicación de carga ortodoncia, tanto con anclaje de implantes como anclaje dentario, se aplica la tercera ley de Newton, la cual establece que “la interacción de dos cuerpos es siempre igual y en dirección opuesta”. Es decir cuando se utiliza una estructura como anclaje para ejercer una carga hay que tener en cuenta las fuerzas de reacción que actuarán. La fuerza que se ejerce se representa por un vector de cantidad que tiene tanto magnitud como dirección.⁷¹

La fuerza ejercida sobre la cabeza de un implante va a producir un momento el cual es un vector de cantidad que tiende a producir rotación del cuerpo sobre un eje. Un caso especial de momento es la idea de momento-par que se forma por un par de fuerzas no colineales de sentido opuesto actuando sobre un cuerpo, que originan una resultante de fuerza cero aunque si se produce un efecto sobre el cuerpo.⁷²

⁶⁶ Graf H, Zander HA. Tooth contact patterns in mastication. *J Prosthet Dent* 1963; 13:1055- 66.

⁶⁷ Hagberg C. Assesments of bite force: a review. *J Craniomand Dis* 1987;1:162-9.

⁶⁸ Fontijn-Tekamp FA, Van der Bilt A, Abbink JH, Bosman F. Swallowing threshold and asticatory performance in dentate adults. *Physiol Behav* 2004;83:431-6.

⁶⁹ Peyron MA, Blanc O, Lund JP, Woda A. Influence of age on adaptability of human mastication. *J Neurophysiol* 2004;92:773-9.

⁷⁰ Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implnatnsupported prostheses. A review. *J dent* 2002;30: 271-82.

⁷¹ Kim Y, Oh Tj, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:26-35.

⁷² Brunski JB, Slack JM. Carga ortodoncia en los implantes: consideraciones biomecánicas. En

La carga que se aplica habitualmente cuando se usa un implante como anclaje ortodóncico no suele sobrepasar algunos newton (alrededor de 5 N y momentos de 2 Ncm), mientras que las cargas masticatorias son mucho más elevadas, alcanzando momentos del rango de 10 a 40 Ncm.

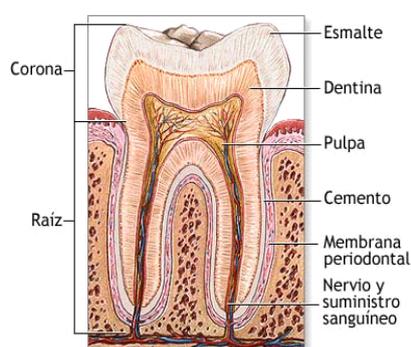
1.4.5 La cavidad bucal

La boca y las estructuras que la forman cumplen funciones importantes en nuestra vida cotidiana, relaciones sociales y de interacción con las personas, posibilitan los gestos, lenguaje, sonrisa y complementa la apariencia, además de funciones esenciales como respirar, hablar correctamente, masticar los alimentos y tragar. La boca también desempeña una función clave en la función el aparato digestivo. Los dientes, son necesarios para la masticación, el proceso por el cual desgarramos, cortamos y molemos los alimentos preparándolos para la deglución.⁷³

1.4.5.1 Los dientes

En el ser humano, los dientes están formados por una parte externa denominada corona y una raíz que está inmersa en el maxilar. La capa más externa de la corona está compuesta por un tejido calcificado que recibe el nombre de esmalte, la sustancia más dura del organismo. Por dentro del esmalte se halla la dentina, una sustancia de tipo óseo que se extiende desde la superficie más interna del esmalte y penetra en el maxilar para formar la raíz. La dentina de la raíz está cubierta por una capa delgada de un tejido duro denominado cemento. Las raíces se mantienen en su posición mediante fibras elásticas que forman la membrana periodontal, la cual se extiende desde el cemento hasta una capa ósea engrosada denominada lámina dura, en el interior del maxilar.⁷⁴ Se observa gráficamente las partes de un diente en la Fig. 1.10.

Fig. 1.10: Partes de un diente



Fuente: Portal web, Junta de Andalucía, España
(<http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/ssvv/dientes2.htm>)

Higuchi KW, eds. Aplicaciones ortodoncias en implantes osteointegrados. Caracas: AMOLCA; 2002: 89-109.

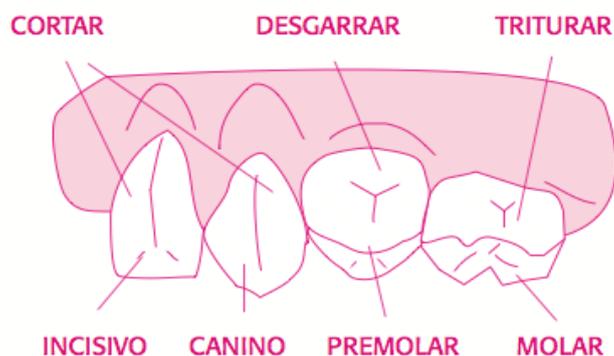
⁷³ Ministerio de salud, gobierno de Chile. Promoción y prevención en salud bucal. http://saludbucal.minsal.cl/fundamentos_salud_bucal/estructuras_funciones.html

⁷⁴ Portal web español, Junta de Andalucía. <http://www.juntadeandalucia.es/averroes/~29701428/salud/ssvv/dientes2.htm>

a) Función de los dientes

Luego de que se nos hayan caído todos los dientes de leche, contamos con 32, 16 arriba y 16 abajo los cuales tienen una función específica para nuestro aparato digestivo. Cortar, masticar, desgarrar, triturar y moler, los cuales se señalan en la Fig. 1.11 que son las tareas más importantes que realizan nuestros dientes. Desde que tenemos una manzana en la mano o partimos un trozo de carne antes de meterlo a la boca, todos nuestros dientes cumplen una de las funciones antes mencionada.⁷⁵

Fig. 1.11: Funcionamiento de los dientes



Fuente: Portal web

(<http://esthernajeraw.blogspot.com/2013/04/sistema-digestivo-anatomia-y-funcion.html>)

b) Tipo de dientes

Incisivos

Los dos dientes delanteros y los dos dientes que tienes a ambos lados de éstos se llaman incisivos. Hay cuatro en la parte superior y otros cuatro en la parte inferior. Son los que tienen forma de pequeño cincel, con puntas planas y filosas. Estos dientes se utilizan para cortar o picar comida. En nuestra boca hay 8 dientes incisivos⁷⁶

Caninos

Son dientes con bordes cortantes con dos vertientes. Ellos tienen forma de cúspide puntiaguda. Están representados por un ejemplar en cada arcada de cada dentición. Son llamados colmillos en los animales. Tienen la función de desgarrar los alimentos fibrosos como la carne, pues en su anatomía coronal tienen un vértice agudo que penetra en los alimentos y permite retenerlos para desgarrarlos. En nuestra boca hay 4 caninos⁷⁷

⁷⁵ Portal virtual, Pepsodent. Los dientes y sus funciones. <http://www.pepsodent.cl/los-dientes-y-sus-funciones/>

⁷⁶Portal web, Kids health. Nemours. Kids, Los dientes. http://kidshealth.org/kid/en_espanol/cuerpo/teeth_esp.html#

⁷⁷ Colgate, actualidades (2013). ¿Para qué sirve cada uno de los dientes?. Salud bucal http://vidayestilo.terra.com/salud/salud-bucal/actualidades/para-que-sirve-cada-uno-de-nuestros-dientes_f692fe7c8d78f310VgnVCM5000009ccceb0aRCRD.html.

Molares

Son dientes con más de una raíz, de mayor tamaño que las piezas que los preceden, teniendo cúspides anchas. Tienen la función de moler los alimentos para formar una masa que sea de consistencia y tamaño suficientes para poder deglutirlos. En nuestra boca hay 12 molares.⁷⁸

Premolares

Poseen dos cúspides puntiagudas y su anatomía les permite participar con los caninos en el desgarrar de los alimentos y con los molares en la trituración de los alimentos, aunque se considera que los premolares tienen la función de la molienda fina y de la trituración. En nuestra boca hay 8 premolares.⁷⁹

c) Enfermedades Dentales

Periodontal

La enfermedad periodontal es una enfermedad que afecta a las encías y a la estructura de soporte de los dientes. La bacteria presente en la placa causa la enfermedad periodontal. Las toxinas, que se producen por la bacteria en la placa, irritan las encías. Al permanecer en su lugar, las toxinas provocan que las encías se desprendan de los dientes y se forman bolsas periodontales, las cuales se llenan de más toxinas y bacteria. Conforme la enfermedad avanza, las bolsas se extienden y la placa penetra más y más hasta que el hueso que sostiene al diente se destruye. Eventualmente, el diente se caerá o necesitará ser extraído.⁸⁰

Caries

Las caries dentales son uno de los trastornos más comunes, suelen aparecer en los niños y en los adultos jóvenes, pero pueden afectar a cualquier persona y son una causa común de pérdida de los dientes en las personas más jóvenes. La placa que no se elimina de los dientes se convierte en una sustancia llamada sarro. Los ácidos en la placa dañan el esmalte que cubre el diente y crean orificios allí (caries). La caries dental que no se trata también destruye el interior del diente (pulpa), lo cual causa la pérdida de éste.⁸¹

Otros Factores

Los dientes pueden resquebrajarse o fracturarse de tal manera que no puedan conservarse y sea necesario extraerlos. Esto puede suceder como resultado de hábitos de apretar y rechinar los dientes (bruxismo), o debido a motivos

⁷⁸ Biblioteca virtual, Wikipedia. Molares. http://es.wikipedia.org/wiki/Diente_molar

⁷⁹ BenitaC76 Blospot (2009). Hablemos de dientes. Los dientes, clases, tipos y funciones. <http://benitac76.blogspot.com/2009/09/los-dientes-clases-tipos-y-funciones.html>

⁸⁰ Geosalud, su sitio salud en la web. Enfermedad periodontal. Salud dental. http://www.geosalud.com/saluddental/enfermedad_periodontal2.htm

⁸¹ Dr. Tango. Mediline Plus, Información de salud para usted. Caries dentales. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001055.htm>

mecánicos relacionados con la falta de soporte suficiente de los otros dientes que causa presión extrema en los dientes que aún tienen funcionalidad.⁸²

d) Causas comunes de pérdida de piezas dentales

Para el edentulismo, que es la pérdida de dientes, los implantes dentales son una excelente opción de tratamiento, existiendo el edentulismo adquirido que es la pérdida de dientes durante nuestra vida, y suele ser secundario a procesos como caries, patología periodontal o traumatismos.⁸³ La pérdida de piezas dentales puede ocurrir por diversas razones: ausencia congénita, traumatismo, enfermedad dental, así como fallas mecánicas.⁸⁴

Edentulismo

Pérdida de dientes, parcial o total, siendo la causa congénita o adquirida. El edentulismo congénito es una manifestación de los síndromes congénitos muy graves y, generalmente, no compatibles con la vida. Sin embargo, la ausencia congénita de alguna pieza dental es más habitual. El edentulismo adquirido es un hecho más común que el edentulismo congénito y suele ser secundario a procesos como caries, patología periodontal o traumatismos.⁸⁵

Agnesia Dentaria (ausencia congénita)

La agnesia dentaria es una patología congénita que deriva en la ausencia de uno o más dientes, temporales o permanentes. La causa de esta patología se debe a un disturbio durante el proceso de formación de la lámina dentaria, que comienza entre el quinto mes de vida intrauterina y el nacimiento.⁸⁶ Los dientes faltantes con mayor frecuencia son los incisivos laterales y los premolares del maxilar superior.⁸⁷

Traumatismo

Representan uno de los más serios problemas de salud pública entre niños y adolescentes. La causa más común son las caídas (26% al 82%), seguidas de las lesiones deportivas⁸⁸, predominantemente el ciclismo, y un 25% son debidos a luchas y empujones, principalmente agresiones⁸⁹

⁸² Portal web, OSSEO. When can Implants be used? http://www.osseo.org/whenCanImplantsBeUsed_sp.html

⁸³ Portal web, Todo papas desde el primer momento contigo. Edentulismo <http://www.todopapas.com/diccionario/odontologia-pediatrica/edentulismo-764>

⁸⁴ Portal web, OSSEO. When can Implants be used? http://www.osseo.org/whenCanImplantsBeUsed_sp.html

⁸⁵ Portal web, Todo papas desde el primer momento contigo. Edentulismo <http://www.todopapas.com/diccionario/odontologia-pediatrica/edentulismo-764>

⁸⁶ Clínica de estética dental, Laser Dent. Temas de interés por especialidad. Agnesia Dentaria. <http://www.laserdent.cl/temas/restauracion/agenesia.html>

⁸⁷ Portal web, OSSEO. When can Implants be used? http://www.osseo.org/whenCanImplantsBeUsed_sp.html

⁸⁸ Berman L, Blanco L, Cohen S. Manual clínico de traumatología dental. 1r. Edición. Amsterdam: Elsevier; 208

⁸⁹ Acevedo JP, Cooper HM, Tirreau VT, Nuñez F. Descripción del traumatismo dentoalveolar en pacientes adultos. RDC. 2006; 97 (1): 8 - 13

e) Problemas que atrae la falta de dientes

Las principales consecuencias del edentulismo parcial o total son la reabsorción del hueso alveolar y/o el desplazamiento de los de los dientes vecinos hacia el nuevo espacio creado. El movimiento de los dientes genera alteraciones en la oclusión.

Reabsorción del hueso alveolar

El hueso alveolar (el hueso que rodea la raíz del diente) difiere en muchos aspectos de otros huesos del cuerpo humano, una particularidad importante es su capacidad de cambiar. Su función es importante, ya que mantiene el diente en el hueso de la mandíbula y responde a la tensión ejercida sobre el diente. Con la pérdida de los dientes que puede producirse por causas naturales o accidentales, el hueso alveolar ya no realiza esta función y comienza a ser reabsorbido.⁹⁰ Se observa una reabsorción de manera gráfica con el transcurso del tiempo ante una pérdida de los dientes en la Fig. 1.12.

Fig. 1.12: Reabsorción ósea después de la pérdida de dientes



Fuente: Portal web, Travel to Dent
(<http://traveltodentist.com/es/la-resorcion-osea/>)

Cambios en el patrón de masticación

Para evitar daños en la encía desprotegida y compensar la pérdida de un diente, tenderemos a masticar más con otras zonas de la boca, pudiendo producir un mayor desgaste del resto de dientes sobrecargándolos e incluso un desequilibrio del sistema masticatorio, que puede comprometer también a la musculatura y la articulación.⁹¹

⁹⁰ Travel to the dentist, cuida tu sonrisa. La resorción ósea. Como prevenir la pérdida del hueso. <http://traveltodentist.com/es/la-resorcion-osea/>

⁹¹ Dr. Ventura, J.(2013). Las consecuencias de perder un diente. Portal web español, Buccasana. <http://www.buccasana.es/las-consecuencias-de-perder-un-diente/>

Migración

La pérdida de uno o más dientes en un segmento de la boca puede causar migración de los dientes vecinos, en la que los dientes adyacentes se inclinan hacia el espacio vacío donde se perdieron los dientes. De modo semejante, la pérdida de un diente o dientes puede provocar el cambio de los dientes antagonistas cuando migran hacia abajo, al espacio abierto.⁹²

Hipersensibilidad y caries

El diente de la arcada contraria tendrá tendencia a sobre erupcionar, buscando un contacto que nunca encuentra. Al realizar este movimiento, las raíces suelen salirse del hueso y la encía, apareciendo hipersensibilidad, siendo un mayor riesgo de caries, pues se trata de una superficie más susceptible al ataque ácido de las bacterias.⁹³

Sobrecarga y movilidad

Los dientes desplazados y en mala posición toleran peor las fuerzas de masticación, se sobrecargan e incluso pueden llegar a sufrir movilidad, lo que acentúa todos los problemas antes descritos por la pérdida de un diente, perpetuándose una situación que siempre tendrá tendencia a empeorar.⁹⁴

En cualquiera de los casos, el tratamiento consistirá en sustituir las piezas perdidas por otras, ya sea mediante un aparato, implantes, puentes, etc. Será el odontólogo quien determine el mejor tratamiento a seguir según la causa y el estado de las encías.⁹⁵ El tratamiento más empleado es el de implantes dentales, el cual consiste en fijaciones a base de aleaciones de titanio que se coloca en el hueso maxilar con el fin de sustituir las raíces de las piezas dentales perdidas.⁹⁶

f) Implantes dentales

Se presenta los pasos que seguirá un implantólogo para la colocación de implantes, desde un diagnóstico hasta un estudio post-implantario para seguir el desarrollo del tejido óseo, asegurando una estabilidad secundaria donde haya una fijación entre el implante y el hueso. En la Tabla 1.16 se expone a detalle los pasos a seguir y en la Tabla 1.17 se explica las ventajas y desventajas que trae la colocación de implantes dentales en los alveolos por falta de dientes.

⁹² Academy of Osseointegration, Fomentando la vision de la odontologia de implantes. http://www.osseo.org/images/PDF%20folder/SPANISH_tooth%20loss_wm.pdf

⁹³ Dr. Ventura, J.(2013). Las consecuencias de perder un diente. Portal web español, Buccasana. <http://www.buccasana.es/las-consecuencias-de-perder-un-diente/>

⁹⁴ Dr. Ventura, J.(2013). Las consecuencias de perder un diente. Portal web español, Buccasana. <http://www.buccasana.es/las-consecuencias-de-perder-un-diente/>

⁹⁵ Portal web, Todo papas desde el primer momento contigo. Edentulismo <http://www.todopapas.com/diccionario/odontologia-pediatria/edentulismo-764>

⁹⁶ Colgate, Centro de información de cuidado bucal y dental. ¿Qué son los implantes dentales? Clombia. <http://www.colgate.com.co/app/CP/CO/OC/Information/Articles/Oral-and-Dental-Health-Basics/Checkups-and-Dental-Procedures/Dentures-and-Dental-Implants/article/What-are-Dental-Implants.cvsp>

Tabla 1.16: Tratamiento implantológico

Primero hay que hacer un examen y diagnóstico	
Fase Quirúrgica Clásica	<p><u>Primer paso:</u> Instalación de implantes dentales</p> <p>Se colocan los implantes dentales dentro del hueso de una duración de 1 a 2 horas y en un maxilar donde no existe ningún diente se suelen colocar entre 5 y 8 implantes dentales</p>
	<p><u>Segundo paso:</u> Conexión de pilares</p> <p>Consiste en una pequeña intervención en la cual se conectan unas extensiones llamadas pilares a los implantes dentales. Sobre estos pilares se conectará la prótesis terminada en una fase posterior, el cual se realiza luego de un periodo de cicatrización entre 2 a 4 meses, el cual es fundamental para la oseointegración.</p>
Fase Proteica	<p>Luego de un periodo de 2 a 3 semanas, se realizan tomas de impresiones de la boca, con 1 a 4 visitas al médico para evaluar el ajuste, la función y la estética de los nuevos dientes.</p>

Fuente: <http://www.clinicapardinas.com/tratamiento-implantes-dentales.html> Centro integral de especialidades odontológicas- Pardiñas

Tabla 1.17: Ventajas y desventajas

Ventajas	Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> • Reducen la carga sobre las estructuras orales/dientes remanentes al ofrecer soporte y retención independientes a coronas, puentes y sobre dentaduras. • Preservan el tejido dental natural al evitar la necesidad de cortar dientes adyacentes para realizar los puentes convencionales. • Preservarán el hueso y reducirán de manera significativa la resorción y el deterioro óseo que da como resultado la pérdida de altura del maxilar. • Los datos a largo plazo sobre los implantes sugieren que éstos duran por mucho más tiempo que las restauraciones convencionales sobre los dientes. 	<ul style="list-style-type: none"> • Es necesario un procedimiento quirúrgico para la colocación de los implantes y un periodo de cicatrización antes de que pueda completarse la prótesis. • Los procedimientos de colocación de implantes dentales pueden implicar un incremento en el costo, en comparación con la odontología convencional. • Se puede presentar fractura mecánica de los aditamentos, puentes, tornillos de fijación de los puentes o tornillos de los pilares y aflojamiento de los tornillos. Las ocurrencias reportadas se presentan en menos del 5% de los pacientes.

Fuente: Portal web OSSEO (http://www.osseo.org/advantages&disadvantages_sp.html)

1.4.6 Influencia de la ingeniería en el diseño de dispositivos biomédicos

La medicina crece con la ingeniería, y la ingeniería crece con la medicina ya que conlleva a buscar más opciones para facilitar y dar una mejor calidad de vida a los pacientes. Los últimos avances en tecnología hacen posibles sistemas de salud personales más inteligentes y conectados, que pueden proporcionar información crucial para mejorar considerablemente el diagnóstico, tratamiento y gestión del problema. Los dispositivos médicos hacen referencia a un instrumento, aparato o equipo dotado de software que detecta, monitoriza o mide un problema concreto y se utiliza por razones de bienestar, diagnóstico o terapia.⁹⁷ Los avances tecnológicos ingenieriles, como se muestra en la Tabla 1.18, son de vital importancia debido a su facilidad y precisión para la solución de problemas y casos médicos.

Tabla 1.18: Avances tecnológicos ingenieriles

Tecnologías	Avances Tecnológicos
De diagnóstico	Tomografía computarizada de haz cónico <ul style="list-style-type: none"> • Permite obtener con una muy escasa dosis de radiación una visión 3D extremadamente precisa del territorio oral y maxilofacial completo. Luminiscencia para detección de caries <ul style="list-style-type: none"> • Permite detectar de forma no invasiva caries incipientes, no detectables con la exploración clínica. Periodontograma computarizado <ul style="list-style-type: none"> • Permite diagnosticar y ver la evolución de la enfermedad periodontal.
De planificación	Cirugía guiada en implantología <ul style="list-style-type: none"> • Permite realizar de manera no invasiva cirugía de inserción de implantes con estética y función inmediatas. Diseño estético digital (DSD) <ul style="list-style-type: none"> • Permite hacer predicción estética completa para planificaciones perfectas de tratamiento. Impresiones digitales <ul style="list-style-type: none"> • Permite realizar modelos de boca y dientes sin necesidad de emplear pastas y con precisión extrema.
De tratamiento	Láser y fototerapia <ul style="list-style-type: none"> • Es la tecnología más avanzada, precisa y menos invasiva para el tratamiento quirúrgico, de caries y de infecciones bucales. Piezocirugía <ul style="list-style-type: none"> • Es la técnica de cirugía ósea más evolucionada y menos invasiva con aplicación en todas las intervenciones quirúrgicas orales y maxilofaciales Corticotomías ortodoncias <ul style="list-style-type: none"> • Es una novedosa y revolucionaria técnica de ortodoncia que permite movimientos dentarios no agresivos y tratamientos ortodóncicos rápidos y eficaces.

⁹⁷ Heather, F., Yanglin, K., Neuer, M. (2011) IBM Global Business Services, Informe ejecutivo . El futuro de los dispositivos médicos. IBM Institute for Business Value. <http://www-304.ibm.com/easyaccess/fileserv?contentid=227287>

De restauración	<p>Cerámicas de disilicatos de litio</p> <ul style="list-style-type: none"> • Es el material de más alta estética, mejor funcionalidad y mayor adaptación biológica, indicado en todo tipo de reconstrucciones. <p>Injertos óseos y epiteliales asociados a implantes</p> <ul style="list-style-type: none"> • Basados en la tecnología del Plasma rico en Factores y Crecimiento (PRGF) que permiten de manera no agresiva regenerar tejidos perdidos. <p>Prótesis dentales CAD-CAM</p> <ul style="list-style-type: none"> • Es la mejor alternativa tanto desde el punto de vista estético como funcional para cualquier tipo de prótesis dental.
------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Fuente: Td, Topdoctors.es

(<http://www.thedoctors.es/articulos-medicos/odontologia-digital-nuevas-tecnologias-en-la-clinica-dental>)

En los avances en tecnología de restauración, se utilizan prótesis diseñadas bajo tecnología CAD-CAM, uniéndose en los ya logrados en otros campos de la odontología, tales como los softwares de planificación o la posibilidad de trabajar de forma tridimensional sobre un modelo informático antes de la cirugía. La utilización de esta nueva tecnología ha cambiado el enfoque de la prótesis sobre implantes convencional, ofreciéndonos nuevos horizontes y perspectivas que nos facilitan enormemente, brindando servicios de restauraciones de alta calidad con alto compromiso estético y en un menor espacio de tiempo con mayor exactitud.⁹⁸

1.4.6.1 Software en Ingeniería Biomédica

a) Software Médicos

Utilizados por los ingenieros biomédicos y fabricantes de dispositivos para propósitos de investigación y desarrollo en diversas industrias medicas: ortopedia, craneomaxilofacial, cardiovascular, neumología.

Trabajan en base a imágenes en 2D, tomografías computarizadas en formato DICOM (El formato DICOM cuenta con objetos IOD - Information Object Definition- formados por la imagen y su información asociada. Son una representación lógica de objetos del mundo real) y DIMSE / DICOM Message Service Element), operaciones que pueden realizarse sobre un objeto. IOD y DICOM forman SOP, la unidad funcional de DICOM.⁹⁹), imágenes de resonancia magnéticas, entre otras, a través de la escala de grises o escala de Hounsfield. Utilizan datos 3D específicos del paciente para mejorar sus implantes y dispositivos, o para tener una mejor comprensión de los procesos biomecánicos.

⁹⁸ Bti, Biotechnology Institute <http://bti-biotechnologyinstitute.com/es/dental/cad-cam/>

⁹⁹ Clinic Club: <https://clinic-cloud.com/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>

Mimics

Mimics es un software de procesamiento de imágenes para el diseño y modelado 3D, desarrollado por Materialise NV¹⁰⁰ una empresa belga especializada en software de fabricación aditiva y la tecnología. Se utiliza para crear modelos de superficie 3D a partir de pilas de datos de imágenes en 2D los cuales pueden ser utilizados para una variedad de aplicaciones de ingeniería.¹⁰¹

InVesalius

Software médico gratuito utilizado para reconstruir las estructuras del cuerpo humano. Sobre la base de las imágenes bidimensionales, adquiridos mediante tomografía computarizada o equipos de imagen por resonancia magnética, el software genera modelos virtuales en tres dimensiones que se requieren para las partes anatómicas del cuerpo humano. Después de la reconstrucción de imágenes DICOM tridimensionalmente, el software permite que los archivos de la generación de STL. Estos archivos se pueden utilizar para creación rápida de prototipos. Desarrollado en CTI (Renato Archer Tecnología del Centro de Información), un instituto de investigación de la Ciencia y la Tecnología Centro Brasileño. El nombre del software es un homenaje al médico belga Andreas Vesalius, considerado el "padre de la anatomía moderna." Desarrollado a partir de 2001 para asistir a los hospitales públicos brasileños demandas, desarrollo InVesalius fue dirigida para promover la inclusión social de las personas con deformidades faciales graves.¹⁰²

Dolphin

Software de Dolphin Imaging es un dispositivo médico Clase II aprobado por la FDA. Poderosa herramienta que hace que el procesamiento de datos en 3D extremadamente simple, lo cual los especialistas dentales entre una amplia variedad de disciplinas para el diagnóstico, plan de tratamiento, documentar y presentar los casos.¹⁰³ Dolphin 3D permite la visualización y el análisis de la anatomía craneofacial de los datos producidos por el cono del haz de tomografía computarizada (CBCT), MRI, CT médica y sistemas de cámaras faciales 3D. Utilizado por los institutos de investigación / enseñanza y las prácticas privadas de todo el mundo. Cuenta con herramientas para la manipulación y análisis de conjuntos de datos volumétricos en pantalla: las imágenes se orientan y se rotan con facilidad, y los umbrales de densidad de tejido se pueden ajustar para las vistas detalladas de la anatomía craneofacial. Mediciones y digitalización se pueden realizar tanto en 3D como en 2D tradicional.¹⁰⁴

b) Análisis de Elementos Finitos

¹⁰⁰ Portal web, Materialise. Materialise develops 3D software for the medical, dental and additive manufacturing industries. www.materialise.com

¹⁰¹ Portal web, Wikipedia. Mimics <http://en.wikipedia.org/wiki/Mimics>

¹⁰² Biblioteca virtual, Invesalius <http://en.wikipedia.org/wiki/InVesalius>

¹⁰³ Portal web, Dolphin imaging. <http://www.dolphinimaging.com/imaging.html>

¹⁰⁴ Portal web, dolphin imaging <http://www.dolphinimaging.com/3d.html>

Hoy en día la simulación de productos a menudo se lleva a cabo por los grupos de ingeniería, utilizando herramientas de simulación de diferentes proveedores para simular diversos atributos de diseño.

Solidworks

Solidworks es un programa de diseño mecánico en 3D que utiliza un entorno gráfico basado en Microsoft Windows, intuitivo y fácil de manejar. Además utiliza el Gestor de diseño (FeatureManager) que facilita enormemente la modificación rápida de operaciones tridimensionales y de croquis de operación sin tener que rehacer los diseños ya plasmados en el resto de sus documentos asociados. Junto con las herramientas de diseño de pieza, ensamblajes y dibujo, Solidworks incluye herramientas de productividad, de gestión de proyectos, de representación y de análisis y simulación, que lo hacen uno de los estándares de diseño mecánico más competitivo del mercado.

Ansys Mecánica

Software ANSYS Mechanical es un análisis FEA integral, por elementos finitos, herramienta para el análisis estructural, incluyendo lineales, no lineales y los estudios dinámicos. El producto de simulación de ingeniería proporciona un completo conjunto de elementos de conducta, modelos de materiales y solucionadores de ecuaciones para una amplia gama de problemas de diseño mecánico.¹⁰⁵

Abaqus

Abaqus Unified FEA ofrece soluciones potentes y completas para los problemas tanto de rutina y sofisticadas de ingeniería que cubren un amplio espectro de aplicaciones industriales. En los grupos de trabajo de la industria de ingeniería de automoción son capaces de considerar cargas completas de vehículos, de vibración dinámica, sistemas multicuerpo, impacto / choque , acoplamiento estático, térmico no lineal y acoplamiento acústico estructural utilizando una estructura de datos modelo común y la tecnología solver integrado.¹⁰⁶

NX

NX CAE es un moderno entorno CAE multidisciplinar para analistas, grupos de trabajo y diseñadores avanzados que tengan que obtener rápidamente datos de rendimiento de alta calidad para tomar decisiones sobre productos. A diferencia de las herramientas de CAE desconectadas especializadas en una única disciplina, NX CAE integra el modelado de análisis más avanzado con la ejecución de simulaciones y la gestión de datos en un entorno unificado.

¹⁰⁵ Portal web, Ansys. <http://www.ansys.com/Products/Simulation+Technology/Structural+Analysis/ANSYS+Mechanical>

¹⁰⁶ Portal web, Dassault Systemes <http://www.3ds.com/products-services/simulia/portfolio/abaqus/overview/>

NX Nastran es el solver de FEA más avanzado para rendimiento computacional, precisión, fiabilidad y escalabilidad. Disponible como solver empresarial independiente o integrado en NX CAE, NX Nastran incluye soluciones para análisis de tensiones, vibraciones, de dinámica, acústicos, de transferencia térmica y de aeroelasticidad.¹⁰⁷

1.4.6.2 Ingeniería de materiales

Los biomateriales son aquellos materiales diseñados para ser implantados o incorporados dentro del sistema vivo con el fin de sustituir o regenerar tejidos y sus funciones. Particularmente para el área odontológica y ortopédica, la utilización de implantes metálicos y de sustitutos óseos en cirugía reconstructiva, ocupa un papel importante en la terapéutica moderna. La ingeniería tisular es un área de investigación científica biomédica que combina los principios de la biología celular, la ingeniería, la bioquímica, la biología molecular y el estudio de los biomateriales.¹⁰⁸

a) Ingeniería Tisular

También conocida como “Medicina Regenerativa”, que reúne diferentes ramas de la ciencia, como son la biología, la química, la ingeniería y la medicina.

Constituye un conjunto de conocimientos, técnicas y métodos de base biotecnológica que permiten diseñar y generar en el laboratorio sustitutos tisulares, tejidos artificiales o constructos de origen heterólogo o autólogo a partir de células madre y biomateriales.¹⁰⁹

- **Regeneración**

Aplica los principios de las células madre, la ingeniería de tejidos y los factores de crecimiento para mejorar o reemplazar las funciones biológicas de todos los tejidos u órganos del cuerpo. Su objetivo dentro de la odontología es la regeneración de todos los tipos de tejidos que forman parte de la cavidad oral, para finalmente poder lograr la regeneración de dientes completos.¹¹⁰

Las células madres se clasifican por su potencial de diferenciación, comentado en la Tabla 1.19 y su origen, comentado en la Tabla 1.20.

Tabla 1.19: Potencial de diferenciación

¹⁰⁷ Portal web, PLM automation Siemens. http://www.plm.automation.siemens.com/es_es/products/nx/

¹⁰⁸ Fuglielmotti, M. B., Cabrini, R. L. Olmedo, D. G. Biomateriales para implantes intraóseos: contribución y desafío. Revista de la Facultad de Odontología (UBA). Universidad de Buenos Aires http://www.conicet.gov.ar/new_scp/detalle.php?keywords=&id=33557&articulos=yes&detalles=yes&art_id=1892227

¹⁰⁹ Portal web de la Universidad de Granada (UGR). Ingeniería Tisular. <http://masteres.ugr.es/terapiacelular/>

¹¹⁰ Villar García, L. D., Marquez Preciado, R. (2015). Regeneración dental: El futuro de la odontología. Saber mas, Revista de divulgación de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo. <http://www.sabermas.umich.mx/archivo/secciones-antteriores/articulos/75-numero-10/149-regeneracion-dental-el-futuro-de-la-odontologia.html>
<http://www.sabermas.umich.mx/archivo/secciones-antteriores/articulos/75-numero-10/149-regeneracion-dental-el-futuro-de-la-odontologia.html>

Tipo	Característica
Totipotentes	Tienen la capacidad de dar origen a un organismo completo, e incluso a uno extra-embriionario.
Pluripotentes	Producen las células derivadas de las tres capas embrionarias, mesodermo, ectodermo y endodermo, aunque no pueden formar un organismo completo.
Multipotentes	Entre este tipo de células se encuentran las neuronales, mesenquimales y hematopoyéticas. Pueden generar tipos celulares derivados de una sola capa embrionaria.
Unipotentes	Son aquellas que pueden formar solamente un tipo de célula particular. Un ejemplo de éstas son las células madre epidérmicas ubicadas en la capa basal de nuestra piel.

Fuente: Sobre células madre.com (<http://www.sobrecelulasmadre.com/clasificacion-de-celulas-madre-por-potencial-de-diferenciacion.html>)

Tabla 1.20: Origen de las células madre

Tipo	Característica
Origen embrionario	Poseen la capacidad de diferenciarse en cualquier tipo de célula, totipotentes, contando así con un enorme potencial para la regeneración tisular
Origen adulto	También son denominadas células madre postnatales. Son multipotentes y sobre ellas cabe destacar que su potencial de diferenciación queda restringido a la capa embrionaria de la que procedan.
Origen dental	<u>Células madre de la pulpa</u> Poseen un nivel de extracción de alta eficiencia. Se han estudiado las que provienen de terceros molares y dientes supernumerarios las cuales tienen una interacción con biomateriales les hace ideales para la regeneración tisular.
	<u>Células madre de dientes temporales exfoliados</u> Se han aislado células de la pulpa remanente de los dientes deciduos exfoliados. Los resultados revelaron que ésta, contenía una población de células madre multipotenciales diferentes a las aisladas anteriormente de la pulpa dental de dientes permanentes.
	<u>Células madre del folículo dental</u> El folículo dental es un tejido ectomesenquimal que rodea el órgano del esmalte y la papila dental del germen del diente permanente en formación. Este tejido contiene Células Madre (CM), que son las que acabarán formando el periodonto, constituido por cemento, ligamento, hueso alveolar y encía.

Fuente: Aula Clínica 2014 (<http://www.gacetadental.com/2011/09/investigacion-con-celulas-madre-de-origen-dentario-actualizacion-25547/>) // Portal web, Gaceta Dental
(<http://www.gacetadental.com/2011/09/investigacion-con-celulas-madre-de-origen-dentario-actualizacion-25547/>) // Saber mas, Revista de divulgación de la Universidad Michoacana de San Nicolas de Hidalgo
(<http://www.sabermas.umich.mx/archivo/secciones-antiores/articulos/75-numero-10/149-regeneracion-dental-el-futuro-de-la-odontologia.html>)

b) Nanotecnología y biomateriales

La aplicación de los principios de la nanotecnología a los biomateriales pretenden crear materiales de aplicación directa en el tejido óseo que mimeticen

la macroestructura natural de nuestros tejidos^{111 112}, mediante la modificación de la superficie de los implantes a escala manométrica. Así se están desarrollando, por ejemplo, implantes de titanio con nano recubrimientos, nano películas y superficies nanoestructuradas que favorecerían la unión del tejido óseo a la superficie del implante, comentando en la Tabla 1.21 las formas de nanomateriales.

Tabla 1.21: Formas de nanomateriales

Nanomateriales ¹¹³	Características
Materiales Nanoestructurados	Los materiales nanoestructurados poseen el 0.001 por ciento de átomos en comparación con un material común de igual volumen, además los granos nanoestructurados son entre mil y cien veces más pequeños que los del material original, con una mayor ligereza y ahorro de materia.
Nanopartículas y Nanopolvos	Las nanopartículas tienen unidades más grandes que las de los átomos y las moléculas, estas nanopartículas son creadas artificialmente en los laboratorios y tienen la característica propia de no obedecer a la química cuántica, ni a las leyes de la física clásica, los cuales han demostrado ser capaces de eliminar tumores y además de que éstas son biodegradables y orgánicas.
Nanocápsulas	La mayor aplicación de las nanocápsulas está sin duda en el campo de la medicina, ya sea para combatir enfermedades o ayudar con la liberación de fármacos en puntos específicos dentro del cuerpo humano.
Nanotubos de Carbono	Son estructuras cilíndricas con diámetro nanométrico, en su mayoría de silicio, y carbono ya que unas de las principales características del carbono son su gran conductividad, y sus propiedades térmicas y mecánicas. Existen diferentes tipos de estructuras para formar un nanotubo, siendo la estructura, la influencia principal que decida las características finales como lo son las eléctrica, térmicas o mecánicas del nanotubo.

Fuente: Portal web, Monografías (<http://www.monografias.com/trabajos90/nanotecnologia-nanomateriales-y-sus-aplicaciones/nanotecnologia-nanomateriales-y-sus-aplicaciones.shtml>)

¹¹¹ Mendonça G, Mendonça DBS, Aragão FJL, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology - from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008;29(28):3822-3835.

¹¹² Tran N, Webster TJ. Nanotechnology for bone materials. *Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol* 2009;1(3):336-351

¹¹³ Portal web, Monografías. Nanotecnología: Nanomateriales y sus aplicaciones. <http://www.monografias.com/trabajos90/nanotecnologia-nanomateriales-y-sus-aplicaciones/nanotecnologia-nanomateriales-y-sus-aplicaciones.shtml>

Capítulo 2

Uso de imágenes médicas en el diseño mecánico personalizado de dispositivos biomédicos

Toda representación visual de una estructura viva que presente propiedades físicas y químicas, puede ser capturada mediante una imagen médica, gracias a la cual provee una descripción de estructuras anatómicas y funciones fisiológicas, dentro del cuerpo humano. Así, las imágenes médicas sirven para identificar, tanto las formas de las estructuras internas del cuerpo humano como las funciones que desarrollan los diferentes órganos,¹ las cuales sirven de gran ayuda para la rama de la medicina, ayudando a la precisión y a la localización de problemas en el interior del cuerpo que nuestros ojos no pueden observar.

2.1 Historia de la Tomografía Computarizada

En 1917 Randon describe en forma matemática la reconstrucción de un objeto a partir de sus proyecciones. En 1961 y hasta 1963 un equipo de médicos describe la utilización de esta técnica de reconstrucción de imágenes aplicado a la medicina.² En 1967 Goodfrey N. Hounsfield, ingeniero que dirigía la sección médica del laboratorio central de investigación de la compañía discográfica EMI Capitol (Electric and Musical Industries), inicia sus investigaciones sobre el reconocimiento de imágenes y técnicas de almacenamiento de datos en el ordenador y en 1970 fue quien trabajo desarrollando un corte tomográfico sectorial sobre la cabeza de un ser humano. En sus primeros trabajos, Hounsfield empleó como fuente emisora de radiación un radio isótopo de americio que emite rayos gamma y la bancada de un torno servía como soporte de la fuente de radiación y le proporciona un movimiento de traslación lateral.³ Los primeros resultados clínicos se publicaron en la primavera europea de 1972, sorprendiendo a la comunidad médica. Procesos patológicos que previamente solo podían demostrarse, en forma indirecta, eran

¹ Jorge R. Flores, Miguel Yapur A., Jose Luis Santos (2007). Las imágenes médicas y su importancia en el diagnóstico de las enfermedades. Un enfoque desde el punto de vista de la ingeniería. AESPOL Comunica, Edicio #2-Año 1, octubre. Guayaquil, Ecuador. <https://www.fiec.espol.edu.ec/electronica-medica/Las%20imagenes%20medicas%20y%20su%20importancia%20en%20el%20diagnostico%20de%20las%20enfermedades%20un%20enfoque%20desde%20el%20punto%20de%20vista%20de%20la%20ingenieria.pdf>

² Portal web,RDA. Diagnóstico por Imágenes. Historia de la tomografía computada. Argentina. <http://www.rda.com.ar/descargas/Historia-de-la-tomografia-computada.pdf>

³ Ing. Faustini, C. Presentacion sobre la Introducción a la bioimagenología. Facultad de Medicina de la UAI. <http://es.scribd.com/doc/17745907/Tomografia>

ahora demostrados en forma directa. Pocos descubrimientos médicos han recibido una aceptación tan inmediata y entusiasta tanto como la tomografía computada⁴ revolucionando el trabajo médico en el mundo entero y en homenaje a Hounsfield, las unidades que definen las distintas densidades de los tejidos estudiadas en tomografías computarizadas se denominan unidades Hounsfield.

2.1.1 Concepto de Tomografía

La palabra “tomos” viene del griego que significa sección, y “grafos” que significa dibujo o imagen⁵ Procesamiento de imágenes el cual consiste en una exploración de rayos X que produce imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo las cuales se toman con ayuda de un tomograma. Una computadora combina todas estas imágenes en una imagen final que representa un corte del cuerpo como si fuera una rodaja. Esta máquina crea múltiples imágenes en rodajas de la parte del cuerpo que está siendo estudiada. Utilizada mucho en medicina, arqueología, biología, ciencia de los materiales, etc.⁶

2.1.1.1 Tomografía Computarizada

La Tomografía Axial Computarizada o TAC, es una prueba diagnóstica que a través del uso de rayos X, permite obtener imágenes radiográficas del interior del organismo en forma de cortes transversales, o si es necesario, en forma de imágenes tridimensionales donde el paciente avanza mientras el tubo de rayos X gira en torno a él y emite un haz en forma de abanico,^{7 8} permitiendo obtener imágenes en tres dimensiones, que luego se procesan por computador, aparecen en una pantalla pudiendo imprimirse. La tomografía también se puede utilizar para realizar una angiografía después de inyectar un líquido de contraste para estudiar los vasos sanguíneos. Es útil para detectar hemorragias, tumores, trombosis y otras afecciones, entre ellas las enfermedades cardíacas.⁹

2.1.2 Escala de Hounsfield

Es la representación de las densidades del cuerpo en la imagen tomográfica, van desde -1000 para el aire hasta +1.000 para la densidad metálica, pasando por el valor 0 que corresponde al agua, mostrándose el intervalo en la Fig. 2.1. La computadora después de capturar toda la información, otorga un valor numérico a cada pixel con un color en una

⁴ Hounsfield GN: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. Br J Radiol 1973; 46:1016-1022.

⁵ Ing. Faustini, C. Presentación sobre la Introducción a la bioimagenología. Facultad de Medicina de la UAI. <http://es.scribd.com/doc/17745907/Tomografia>

⁶ Enciclopedia Virtual, Química.es. Tomografías computarizadas http://www.quimica.es/enciclopedia/Tomograf%C3%ADa_axial_computarizada.html

⁷ Portal web consultas, centro medico online patrocinado por NATALBEN Supra <http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/tomografia-axial-computarizada-tac-8015>

⁸ Porta web, MedlinePlus, Un servicio de la Biblioteca Nacional de Medicina de EE.UU <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ctscans.html>

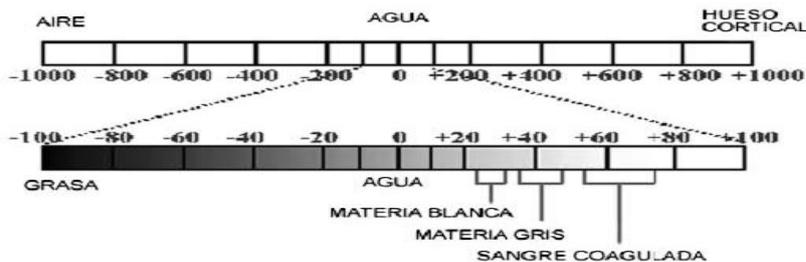
⁹ Enciclopedia virtual, About.com <http://enfermedadescorazon.about.com/od/Diagnostico/a/que-Es-Una-Tomografia-Computarizada-o-TAC.htm>

escala de grises, obteniendo una amplia gama de grises capaz de representar cualquier imagen tomando como punto de referencia el agua.^{10 11}

Donde μ_{agua} es el coeficiente de atenuación lineal del agua destilada y μ_t el coeficiente de atenuación lineal del tejido o material de interés.

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad 12$$

Fig. 2.1: Escala de Hounsfield



Fuente: Blog Modulo Tecguana

(<http://modulotecguana.blogspot.com/2012/08/la-escala-de-hounsfield.html>)

Para los tejidos humanos, existen valores de densidades diferentes entre ellos, por lo que se presenta un intervalo de escala de Hounsfield, como se observa en la Tabla 2.1, que va desde 1200 a 3058 HU, como se expone en la Fig. 2.2, el cual utiliza el software Mimics.

Tabla 2.1: Escala de Hounsfield en Software Mimics

Tipo de Tejido	Escala de Hounsfield	Tipo de Tejido	Escala de Hounsfield
Hueso	226 a 3058	Tejido Muscular (Adulto)	-5 a 135
Tejido Suave	-700 a 225	Tejido Muscular (Niño)	-25 a 139
Esmalte (Adulto)	1553 a 2850	Tejido Adiposo (Adulto)	-205 a -51
Esmalte (Niño)	2042 a 3058	Tejido Adiposo (Niño)	-212 a -72
Hueso Compacto (Adulto)	662 a 1988	Tejido de la Piel (Adulto)	-718 a -177
Hueso Compacto (Niño)	586 a 2198	Tejido de la Piel (Niño)	-766 a -202
Hueso Esponjoso (Adulto)	148 a 661	Dientes	1200 a 3058
Hueso Esponjoso (Niño)	156 a 585	Prótesis	800 a 3058

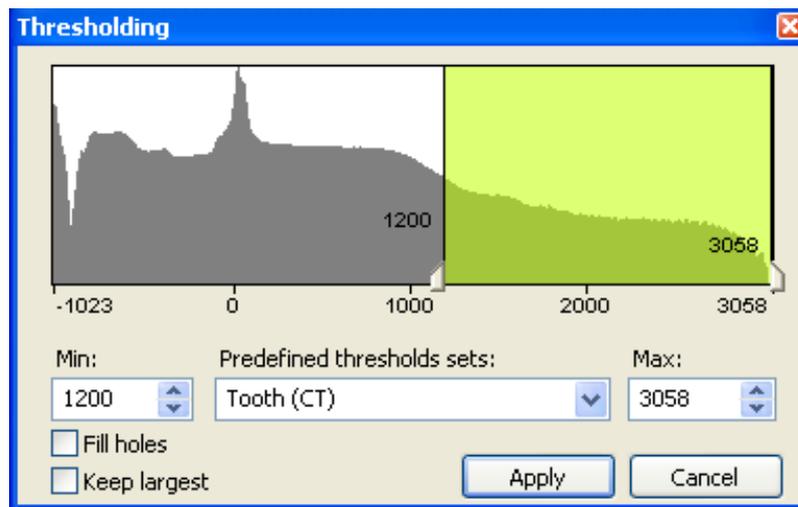
Fuente: Interfaz software mimics

¹⁰ Modulotecguana Blogspot (2012). Escala de hounsfield

<http://modulotecguana.blogspot.com/2012/08/la-escala-de-hounsfield.html>

¹¹ Bushong, Stewart Carlyle (2008). Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica. (9ª ed.). Elsevier. ISBN 978-84-8086-636-1.

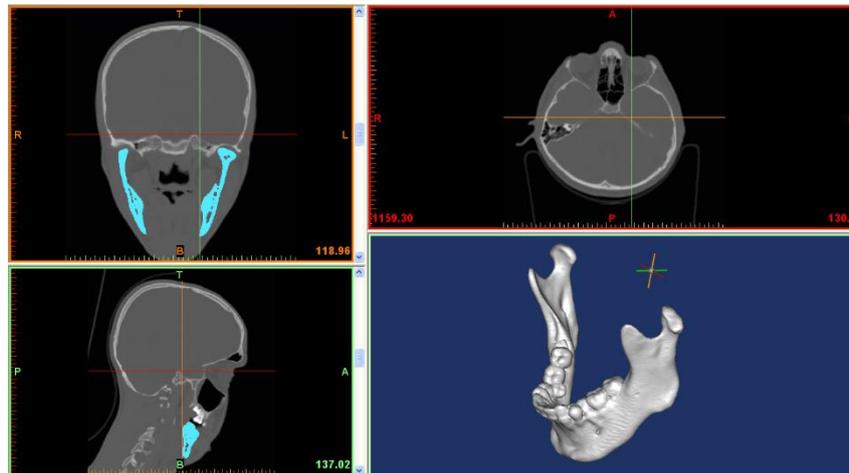
¹² Bushong, Stewart Carlyle (2008). Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica. (9ª ed.). Elsevier. ISBN 978-84-8086-636-1.

Fig. 2.2: Máscara de escala de grises en Mimics

Fuente: Software mimics

2.2 Imágenes Médicas

Se llama imagen médica al conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos o para la ciencia médica¹³. Se muestra en la Fig.2.3 la reconstrucción de una mandíbula en el Software Mimics mediante las imágenes tomográficas.

Fig. 2.3: Reconstrucción de una mandíbula con ayuda de imágenes médicas con Software Mimics

Fuente: Elaboración propia

¹³ Belda Berenguer, S., Gil Prades, P., Magallon Lopez, A., Gil Boix, J. V. Imágenes medicas. Trabajo de la Universidad de Valencia, Escuela universitaria de Fisioterapia
<http://www.slideshare.net/paucs26/imagenes-mdicas>

2.2.1 Importancia Clínica

Las imágenes médicas son de mucha importancia para identificar distorsiones o problemas, que bajo el ojo del hombre no se puede observar sin una intervención quirúrgica,¹⁴ pudiendo también conocer la evolución del paciente tras una cirugía sin tener que operar nuevamente.¹⁵

2.2.2 Parámetros Importantes

Una vez que la estructura de interés se registró como una imagen digital, se puede conocer la calidad de la misma, siendo caracterizada por tres parámetros importantes que se muestran en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2: Parámetros de calidad de imagen^{16 17}

Parámetros	Característica
La resolución espacial	Se refiere a la finura de detalles visibles en una imagen: cuanto menor es el área terrestre representada por cada píxel en una imagen digital mayores son los detalles que pueden ser captados y mayor es la resolución espacial.
La resolución de densidad	Es el número total de niveles de gris discretos en una imagen digital.
Relación señal a ruido (S/N)	Elevada indica una imagen agradable al ojo, y por tanto, con una buena calidad de imagen.

Fuente: Escogar, P. Pablo. Imágenes médicas. Capítulo II: La imagen médica. (<http://www.fio.unicen.edu.ar/usuario/pescobar/E7-1/Archivos/2%20-%20Imagen%20medica.pdf>)

2.3 Proceso de obtención de imágenes médicas

2.3.1 Imágenes por tomografía computarizada

La tomografía computarizada o también llamada tomografía axial computarizada (TAC), utiliza una matriz contadora de centellos para recoger los datos y reproducir imágenes 3D, que son una representación del medio biológico al cual se está escaneando. Posee una mejor resolución de imagen y una mejor selección entre los tejidos blandos en

¹⁴ Belda Berenguer, S., Gil Prades, P., Magallon Lopez, A., Gil Boix, J. V. Imágenes médicas. Trabajo de la Universidad de Valencia, Escuela universitaria de Fisioterapia <http://www.slideshare.net/paucs26/imagenes-mdicas>

¹⁵ Yapur A.M. (2007) Imágenes médicas y su importancia en el diagnóstico de las Enfermedades. APESPOL Comunica (II) <http://www.fiec.espol.edu.ec/electronica-medica/Las%20imagenes%20medicas%20y%20su%20importancia%20en%20el%20diagnostico%20de%20las%20enfermedades%20un%20enfoco%20desde%20el%20punto%20de%20vista%20de%20la%20ingenieria.pdf>

¹⁶ Portal web, Teledet. Índice del tutorial de percepción remota satelital.

<http://www.teledet.com.uy/tutorial-imagenes-satelitales/satelites-resolucion-espacial.htm>

¹⁷ Departamento de Electronica Automatica y Bioingenieria. Fundamentos de Imágenes Médicas. Imágenes en Medicina UNSJ. Argentina

<http://dea.unsj.edu.ar/imagenes/recursos/fundamentos.pdf>

comparación a una simple radiografía. A diferencia de la proyección de imagen de rayos x convencional, que produce la sombra de los objetos, la tomografía computarizada construye imágenes que muestran las rebanadas de los tejidos irradiados, tomando una serie de exploraciones mediante rayos x en varias posiciones y ángulos. Luego una computadora procesa, mediante un algoritmo, todas estas exploraciones juntas para formar una imagen de 2D, utilizando los principios de la tomografía computacional.¹⁸ Siendo los motivos más frecuentes para la realización de una tomografía computarizada los siguientes:¹⁹

- En caso de un traumatismo para detectar hemorragias, lesiones de los órganos internos o fracturas.
- Para diagnosticar tumores y ver su posible extensión.
- Para estudiar patologías de la médula espinal o de la columna vertebral.
- Para diagnosticar algunas infecciones.
- Para guiar algunas intervenciones como la toma de biopsias o el drenaje de abscesos.

2.4 Caso de imágenes médicas

Se obtuvieron imágenes médicas en formato DICOM (El formato DICOM cuenta con objetos IOD - Information Object Definition- formados por la imagen y su información asociada. Son una representación lógica de objetos del mundo real) y DIMSE / DICOM Message Service Element), operaciones que pueden realizarse sobre un objeto. IOD y DICOM forman SOP, la unidad funcional de DICOM.²⁰) de una paciente de 47 años realizadas el 03 de noviembre del 2014

2.4.1 Planos tomográficos

Se obtuvieron imágenes médicas en formato DICOM de una paciente con 47 años, realizadas el 03 de noviembre del 2014. Dichas imágenes contaron con diversas imperfecciones como interferencias en el equipo, destellos por curaciones a causa de amalgamas y sellantes, superposiciones de imágenes, entre otras. Explicándose a detalle los errores existentes, los cuales serán corregidos utilizando Mimics. Siendo este el punto de partida para la obtención de propiedades biomecánicas del tejido óseo y dimensionamiento del hueso, para el diseño de los implantes dentales.

Existen 3 ejes que conforman los planos en el espacio²¹:

- Los planos frontales o coronales se orientan de manera vertical, de forma tal que dividen al cuerpo en anterior y posterior.
- Los planos sagitales, al igual que el plano coronal, se orientan verticalmente; sin embargo, son perpendiculares a los planos coronales, y de esta forma dividen el cuerpo en zonas derecha e izquierda.
- Los planos transversos, transversales o axiales son relativos a una estructura en particular, y son perpendiculares al eje longitudinal de dicha estructura.

¹⁸ Biomedical Signal and Image Processing, Kayvan Najaran y Robert Splinter, 2006 by Taylor & Francis Group, pag. 295

¹⁹ Dr. Rivas, P. Tomografía axial computarizada. Web consultas. <http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/tomografia-axial-computarizada-tac-8015>

²⁰ Clinic Club: <https://clinic-cloud.com/formato-dicom-que-es-estandar-imagenes-medicas/>

²¹ Biblioteca virtual, Wikipedia. Plano anatómico. http://es.wikipedia.org/wiki/Plano_anat%C3%B3mico

Teniendo más claro la orientación de los planos en el espacio, se explica a detalle las tonográficas que se le realizaron al paciente.

a) Plano Coronal

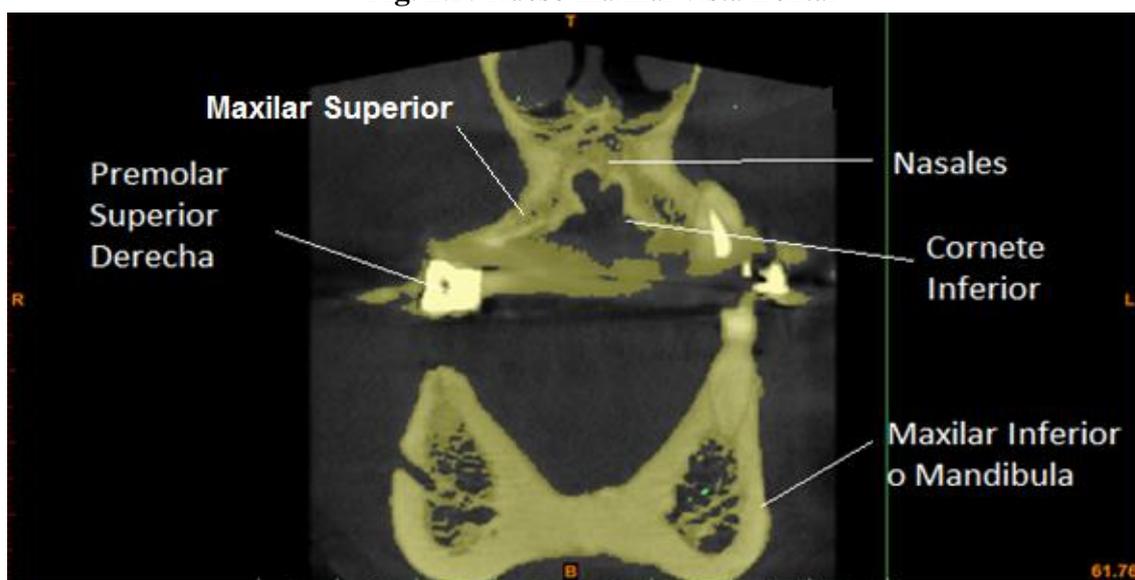
Se observa en la Fig. 2.4, el maxilar superior, maxilar inferior y el mentón del paciente. En la Fig. 2.5, se aprecia nuevamente ambos maxilares, superior e inferior, junto a las fosas nasales y el cornete inferior.

Fig. 2.4: Mandíbula superior e inferior en vista frontal



Fuente: Elaboración propia

Fig. 2.5: Hueso maxilar vista frontal



Fuente: Elaboración propia

b) Plano Axial

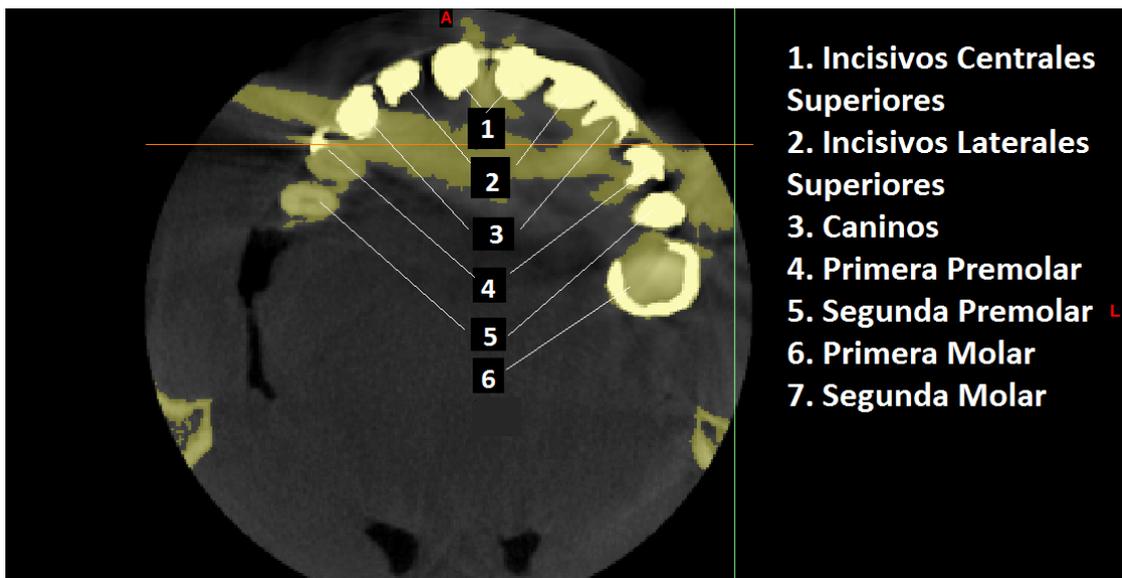
En la Fig. 2.6, se puede apreciar que la paciente sufre de un edentulismo parcial, ya que ha perdido las segundas premolares y molares inferiores, contando solo con 11 dientes en el maxilar inferior, los cuales se observan más a detalle en la Fig. 2.7, y en la Fig. 2.8, donde se muestra su reconstrucción en 3D.

Fig. 2.6: Vista arcadia inferior



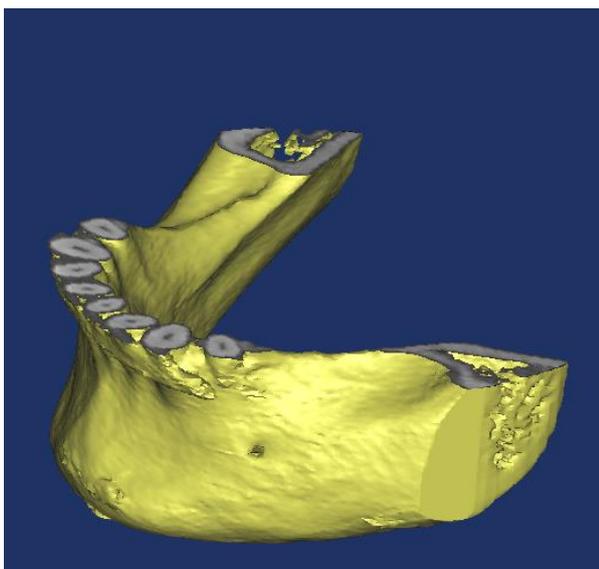
Fuente: Elaboración propia.

Fig. 2.7: Arcada dentaria superior



Fuente: Elaboración propia

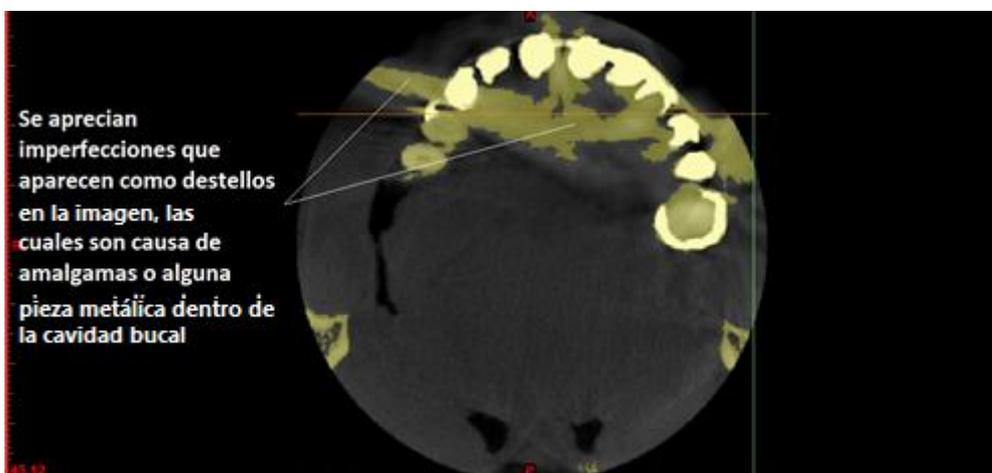
Fig. 2.8: Maxilar inferior con ausencia de premolares y molares



Fuente: Elaboracion propia.

En la Fig. 2.9, se observan piezas radio opacas de color blanco, que probablemente sean restauraciones metálicas e imperfecciones causadas por las superposiciones de imágenes.

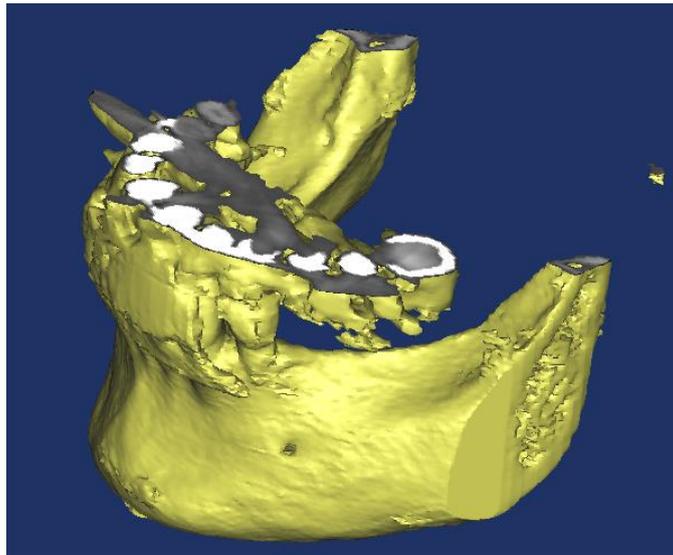
Fig. 2.9: Imperfecciones tomograficas



Fuente: Elaboracion propia

Se realiza la construcción 3D de las tomografías, observándose en la Fig. 2.10 irregularidades, las cuales no pertenecen a una mandíbula.

Fig. 2.10: Vista en 3D de la Fig 2.7

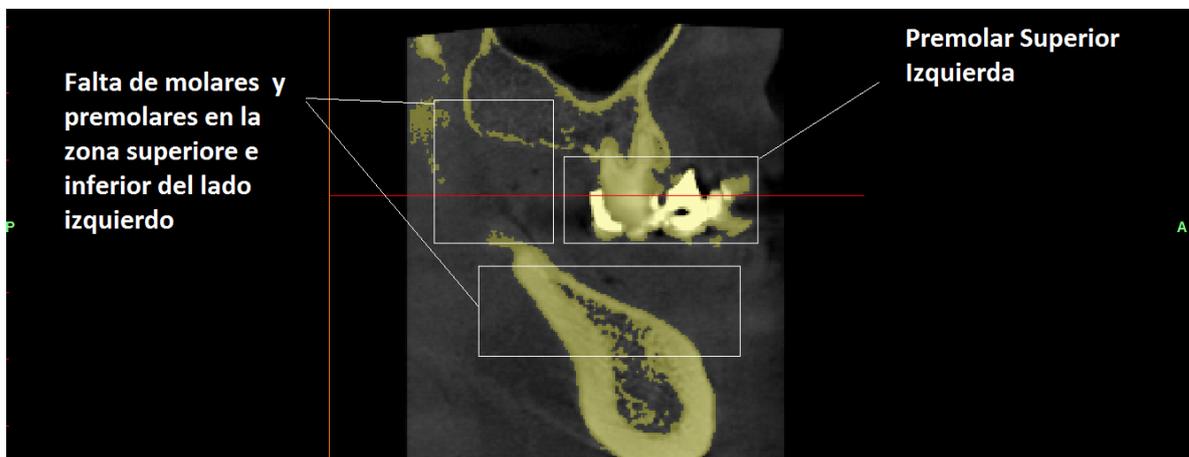


Fuente: Elaboración propia

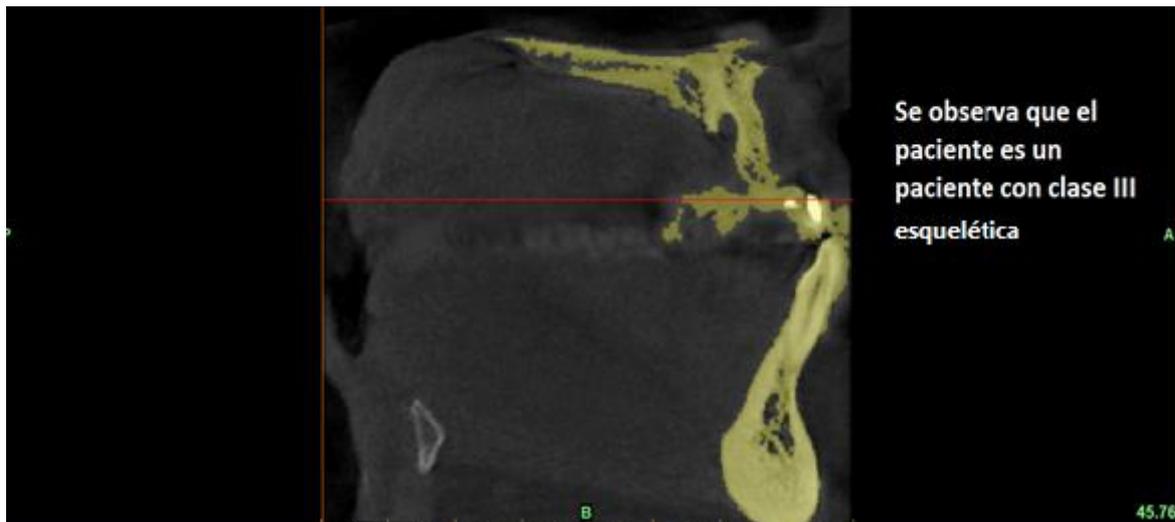
c) **Plano Sagital**

Se muestra a detalle, en la Fig. 2.11, la ausencia de premolares y molares en el maxilar inferior. También se observa que el paciente tiene una mordida de clase III, la cual se ve en la Fig. 2.12.

Fig. 2.11: Ausencia de premolares y molares en la semiarcada superior e inferior izquierdo



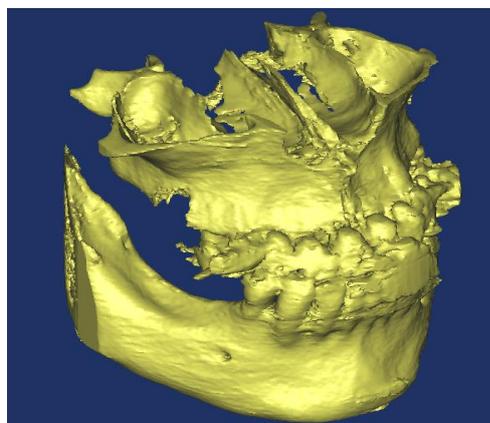
Fuente: Elaboración propia

Fig. 2.12: Mordida del paciente

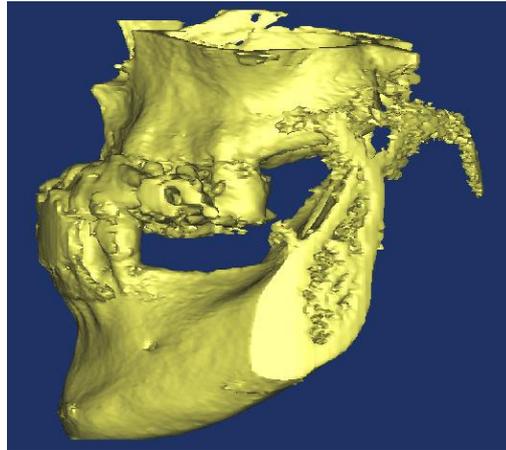
Fuente: Elaboración propia

2.5 Proceso de limpieza y reconstrucción de la mandíbula

Mediantes imágenes médicas de la paciente de 47 años y la orientación de los planos explicados en el apartado 2.4 del capítulo 2, se ha reconstruido la mandíbula tal como se muestra en la Fig. 2.13, la cual posee imperfecciones en su mayoría de dientes, partes del hueso de la mandíbula huecos, irregularidades en el acabado del tejido óseo, etc. Imperfección en la parte externa de los dientes debido a posibles fallas, como la baja calidad tomográfica, ruido producido por otros equipos, destellos debido a piezas metálicas en el interior de la boca, entre otras. Mandíbula inferior con orificios e imperfecciones en la parte posterior, las cuales se observan en la Fig. 2.14 de la vista de perfil.

Fig. 2.13: Vista isométrica

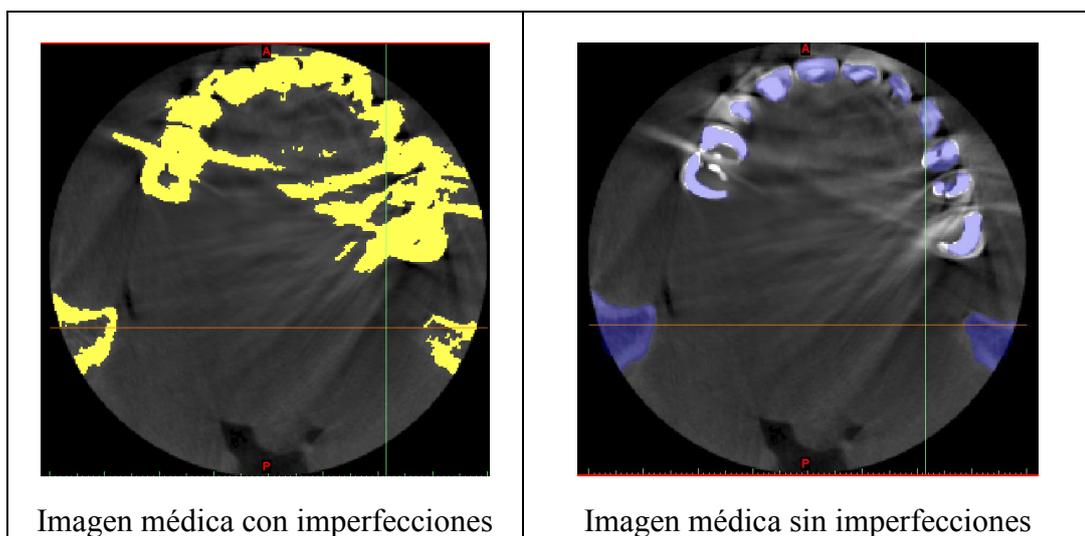
Fuente: Elaboración propia

Fig. 2.14: Vista isométrica lateral

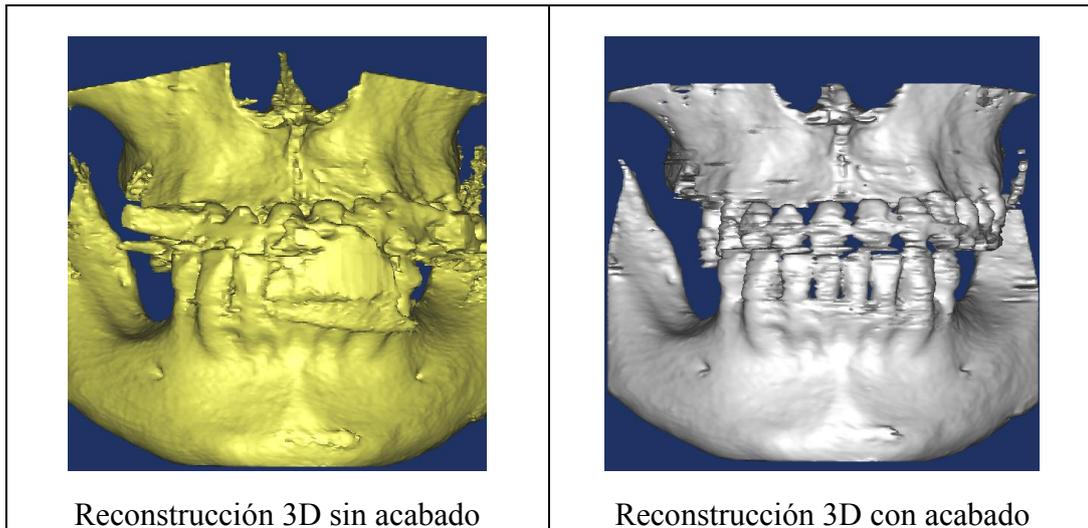
Fuente: Elaboración propia

A causa de las imperfecciones que se presentan, se realiza un proceso de limpieza en las partes que no son consideradas como tejido óseo maxilar y destellos que no son parte de la mandíbula. Dicha limpieza se realiza por capas, utilizando la herramienta Edit Mask, y concluyendo con un acabado superficial de la mandíbula con la opción Smoothing, la cual pule la superficie de la mandíbula, dándole un mejor acabado.

En la Fig. 2.15 y en la Fig. 2.16, observamos la reconstrucción 3D antes y después del proceso de limpieza, el cual servirá para una mejor toma de dimensiones y propiedades biomecánicas.

Fig. 2.15: Imagen médica, plano coronal

Fuente: Elaboración propia

Fig. 2.16: Reconstrucción 3D de los maxilares

Fuente: Elaboración propia

2.6 Asignación de propiedades del hueso

Posteriormente al proceso de limpieza, nombrado en los apartados 2.4 y 2.5, se utilizará las fórmulas expuestas a continuación para cuantificar las propiedades biomecánicas, ya que existe una relación cuantitativa entre la densidad aparente del hueso y el módulo de Young, siendo necesario para la asignación de propiedades de la corteza ósea para un estudio por elementos finitos. Dichas fórmulas poseen una relación entre las unidades de Hounsfield (UH) y la densidad del hueso.

Según O'Mahony et. al., existe una relación entre el módulo de Young (GPa) para hueso trabecular y su densidad (g/cm^3) que está expresado mediante la siguiente ecuación:

$$E = 2.349\rho^{2.15}$$

Mientras que para hueso cortical, Rho et al²² relaciona el módulo de Young (GPa) con la densidad (g/cm^3) mediante la siguiente expresión:

$$E = -13.05 + 13\rho$$

El material con el valor más bajo de escala de grises en el aire con -1024 HU y el punto más elevado es el del hueso cortical con 1626 HU, con lo cual podemos hallar una relación lineal entre la escala de grises y la densidad, la cual viene expresada, según Rho et al²³, como:

$$\rho = 0.77283 + 0.00075471(HU)$$

22 Rho et. Al. (1995). Relations of mechanical propieties to density and CT numbers in human bone. Med. Eng. Phys, 17(5), 347-355.

23 Carlos Ojeda, Ernesto Arriola, Victor Chumán, Dr. José Quiñonez (2014). Validación de modelos anatómicos virtuales de mandíbulas de pacientes peruanos para el estudio en el diseño de implantes dentales. Universidad de Piura.

Capítulo 3

Formulación del diseño mecánico de implante personalizado

Para poder realizar un diseño sobre un implante dental, se tendrán en cuenta los diversos factores que puedan influir en el óptimo resultado de su fabricación, especialmente lo que refiere a la percusión en la estabilidad primaria y secundaria, buscando un diseño con las mejores características, que favorezcan a la industria de la implantología, tomando como base un diseño personalizado que pueda llevar a la mejora y evolución de la fabricación de implantes en el país.

3.1 Estudio de las cargas mecánicas

3.1.1 Fuerzas ejercidas en el proceso de masticación

Las fuerzas masticatorias son un factor muy importante para el diseño de implantes, generándose entre ambas arcadas dentarias, producto de la contracción isométrica del grupo muscular elevador mandibular.¹

Fuerza masticatoria máxima anatómica

Llamada también FMMA, es la potencia contráctil máxima ejercida por los músculos elevadores mandibulares, la que se puede calcular por la suma de las fuerzas teóricas máximas que pueden desarrollar cada uno de los músculos.² Gysi y Fick, investigadores que en base a datos fisiológicos sobre 1 cm de área transversal muscular desarrolla entre 5 y 12kg de fuerza, concluyendo que la fuerza masticatoria máxima anatómica oscila entre 210 y 400 Kg.³

¹ Facultad de Medicina Universidad de La Frontera (2009). Fisiología oral y fuerza masticatoria. Apuntes de clase. http://www.med.ufro.cl/clases_apuntes/odontologia/fisiologia-oral/documentos/fisiologia-oral-v-fuerza-masticatoria.pdf

² Dr. Diaz Rivas, R. Disciplina de Oclusión. Curso Oclusión I. Universidad de San Carlos de Guatemala. Facultad de Odontología. https://odonto42012.files.wordpress.com/2011/01/funcion_masticatoria.pdf

³ Facultad de Medicina Universidad de La Frontera (2009). Fisiología oral y fuerza masticatoria. Apuntes de clase. http://www.med.ufro.cl/clases_apuntes/odontologia/fisiologia-oral/documentos/fisiologia-oral-v-fuerza-masticatoria.pdf

Fuerza masticatoria máxima funcional

Llamada también FMMF, es la fuerza generada entre ambas arcadas dentarias cuantificada mediante un transductor de tensión conocido como gnatodinamometro.⁴

Durante la contracción máxima voluntaria de los músculos elevadores mandibulares, se calcula una fuerza que oscila entre 60-70 Kg⁵, observando que la FMMF representa una fracción de la FMMA.

Fuerza habitual de masticación

Llamada también FHM, es la fuerza interoclusal ejercida durante el proceso masticatorio normal, cuyo rango de valores fluctúa entre 15 y 25 Kg,⁶ observando que la FHM corresponde a un 25 al 35% de la FMMF.⁷

3.1.1.1 Factores que condicionan la fuerza masticatoria

Existen diversos factores que influyen en la magnitud de la fuerza masticatoria⁸:

- a) Sexo y edad
- b) Tipo de alimentación
- c) Grupos Dentarios
- d) Dimensión Vertical o Separación Interoclusal
- e) Posiciones Mandibulares en el Plano Horizontal
- f) Estado de la Dentición

3.1.1.2 Registro de la fuerza masticatoria

Existen distintos tipos de registros de fuerza masticatoria, los que se detallan a continuación.

Registros Intraorales

Mediante transductores de tensión ubicados en dientes naturales, dientes artificiales o en rieles metálicos fijos al maxilar, podemos medir las fuerzas de masticación. En la Fig. 3.1 se muestra un transductor colocado en una molar superior para medir la magnitud de la mordida del paciente.

⁴ Dr. Diaz Rivas, R. Disciplina de Oclusión. Curso Oclusión I. Universidad de San Carlos de Guatemala. Facultad de Odontología. https://odonto42012.files.wordpress.com/2011/01/funcion_masticatoria.pdf

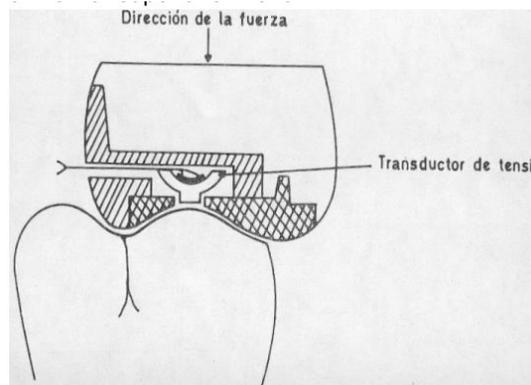
⁵ Dra. Patricia E. Alfaro Moctezuma. Dr. José Martín Núñez Martínez. Dr. Fernando Ángeles Medina. Dra. Gabriela Romero Esquiliano. (2012). Bite force: Its importance in chewing, its measurement and its clinical determinants. Part I. Revista ADM LXIX NO. 2. P.P. 53-7 <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2012/od122c.pdf>

⁶ Dr. Juan G. Gener. (2009). Masticación unilateral y tratamiento de ortodoncia como factores de riesgo de disfunción temporomandibular. Universidad de Ciencias Medicas Matanzas. Rev. Med. Electrón. v.31 n.6 Matanzas http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1684-18242009000600007&script=sci_arttext

⁷ Facultad de Medicina Universidad de La Frontera (2009). Fisiología oral y fuerza masticatoria. Apuntes de clase. http://www.med.ufro.cl/clases_apuntes/odontologia/fisiologia-oral/documentos/fisiologia-oral-v-fuerza-masticatoria.pdf

⁸ Portal web, radiodent. Fisiología: Masticación. <http://www.radiodent.cl/fisiologia/masticacion.pdf>

Fig. 3.1: Transductor colocado en una molar superior

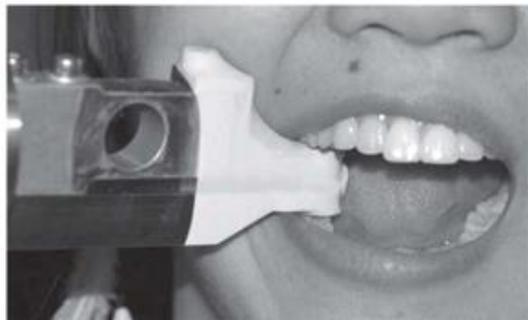


Fuente: Trabajo de IV ciclo de alumnos de la Universidad Peruana de los Andes, Facultad de ciencias de la Salud sobre el tema de Fuerzas de Oclusión, 2011. Pág. 5

Registros Extraorales

Mediante gnatodinamómetros, que consisten en dos platinas de mordida ubicadas entre ambas arcadas dentarias, podemos medir las fuerzas de masticación.⁹ La fuerza de mordida desarrollada entre ambas platinas es transmitida a un transductor de tensión. En la Fig. 3.2 se observa cómo colocar un gnatodinamómetro para medir la carga del paciente.

Fig. 3.2: Colocación de un gnatodinamómetro¹⁰



Fuente: Blog de consultas habituales Bullicius. (http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572006000600011)

3.1.1.3 Masticación en sujetos con dentición natural

⁹ Patricia dos Santos C., Evelyn M. Kogawa, José R. Pereira Lauris, Paulo C. R. Conti (2006). Avaliação da influência do gênero e do bruxismo na força máxima de mordida. Appl. Oral Sci. vol.14 no.6 Bauru http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572006000600011

¹⁰ Patricia dos Santos C., Evelyn M. Kogawa, José R. Pereira Lauris, Paulo C. R. Conti (2006). Avaliação da influência do gênero e do bruxismo na força máxima de mordida. Appl. Oral Sci. vol.14 no.6 Bauru http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572006000600011

- El 75% de casos presentan un patrón de masticación bilateral alternada, lo cual es algo fisiológico en nuestro organismo.¹¹
- El 15% de casos presentan un patrón de masticación unilateral, lo cual es dañino para dentadura y articulaciones, ocasionando asimetrías musculares y acumulación de restos de comida en el lado que no se mastica.
- El 10% de casos presentan un patrón de masticación bilateral simultánea.

Ciclo masticatorio

Constituido en los procesos de apertura mandibular, luego por el cierre mandibular y finalmente por la fase oclusal.¹²

- Rango de desplazamiento interencsivo lateral entre 5 a 6.5mm
- Apertura vertical entre 14.5 a 18.5mm
- Duración por ciclo de 0.73 a 0.86 seg
- Una frecuencia de 1 a 2 ciclos por seg
- Duración de contacto dentario durante el ciclo de 110 a 161 seg

La duración de la masticación en total (suma de los contactos dentarios en un día) es de entre 17,5 y 20 min. Y las fuerzas oclusales durante la masticación varían entre 20 a 28 Kg de fuerza

Ciclo masticatorio y consistencia del alimento

Dependiendo del tipo de alimento, será el tipo de movimiento y magnitud de la fuerza que se ejercerá cuando masticamos alimentos, por ejemplo para alimentos blandos será un movimiento vertical y un menor desplazamiento y para alimentos duros tendrá un mayor desplazamiento lateral.

$$\text{Presion masticatoria} = \frac{\text{Fuerza muscular}}{\text{Area oclusal funcional}}$$

3.2 Factores que influyen en el diseño

3.2.1 Transmisión de cargas al implante dental

Para los implantes que se diseñarán, se considerara una fuerza masticatoria de 70N, que inducirá tensiones sobre la prótesis y el hueso circundante. Estas tensiones podrán ser monotónicas, sobrecargas puntuales y cíclicas,¹³ dependiendo de diversos factores como la anatomía del paciente, la actividad funcional del elemento, así como el estado del tejido óseo en el que se colocara la prótesis.

¹¹ Portal web, radiodent. Fisiología: Masticación. <http://www.radiodent.cl/fisiologia/masticacion.pdf>

¹² Portal web, radiodent. Fisiología: Masticación. <http://www.radiodent.cl/fisiologia/masticacion.pdf>

¹³ Tonia L. Perez. El implante como elemento de transmisión de cargas. Avinet Experiences. Documentacion Cientifica. http://avinetexperiences.com/sites/default/files/Post%2010%20-%20El%20implante%20como%20elemento%20de%20trasmisio%CC%81n%20de%20cargas_0.pdf

Como no todos los pacientes tienen el mismo tipo de mordida y la misma magnitud con la que se mastican los alimentos, aun definiendo las condiciones de contorno y la carga, estas no tendrán la suficiente precisión. Sin embargo para efecto del estudio y, de acuerdo a la bibliografía, se simularan los modelos con una carga de 70N.

3.2.2 Influencia del tejido óseo

Siendo el tejido óseo un material distinto a cualquier otro desde el punto de vista de la mecánica, ya que su estructura heterogénea y anisótropa, junto con sus propiedades mecánicas que varían no solo entre distintos individuos sino también para un mismo individuo, el tejido óseo es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de solicitaciones de carga. Por ejemplo, en casos de fracturas o desgastes, el hueso es capaz de regenerarse alterando sus propiedades mecánicas, o simplemente con la edad va perdiendo sus propiedades.

El hueso permite conseguir un material rígido debido a su capa externa (tejido cortical) y ligero al mismo tiempo gracias a su tejido esponjoso (tejido medular) en la parte interna, la cual permite minimizar el peso, como se puede observar en la Fig. 3.5

a) Tejido cortical

El tejido cortical se une a través de una membrana muy resistente, el periostio, los músculos, tendones y ligamentos, por lo que tiene que estar diseñada para resistir grandes fuerzas y tensiones, depositándose en ella la mayor parte del calcio. La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago, compuesto de fluidos corporales que lubrican y proporcionan una interface con un bajo coeficiente de fricción facilitando el movimiento relativo entre los huesos de la articulación.

b) Tejido esponjoso o medular

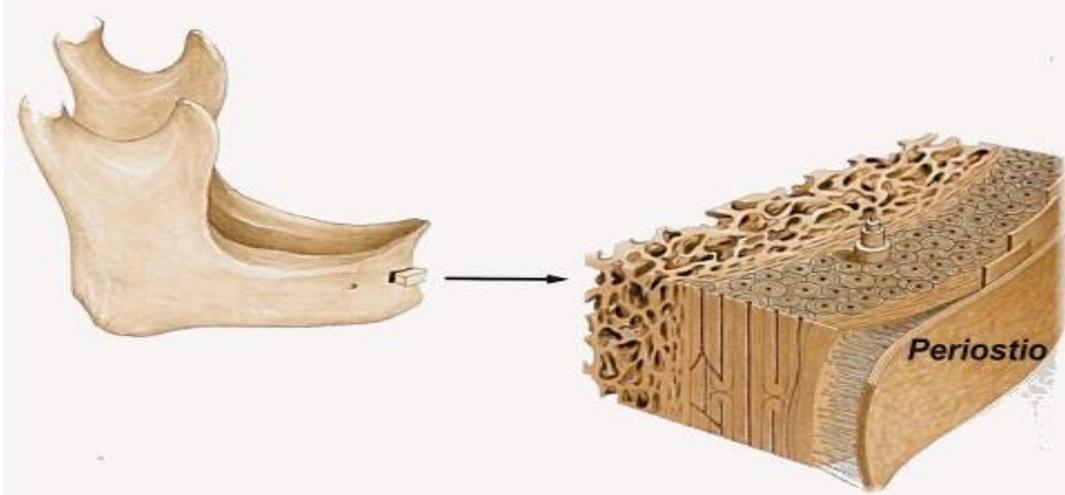
El tejido esponjoso contribuye mucho menos a la regulación de fuerzas, debido a su baja consistencia. Esto trae consigo dos grandes ventajas evolutivas: el que los huesos pesen menos y que puedan albergar tejidos en su interior que realicen otras funciones.

Las propiedades del tejido cortical y esponjoso para la simulación del implante, fueron obtenidas mediante el software Mimics, con un módulo de elasticidad para el hueso cortical de 8GPa y 2GPa para el hueso esponjoso.¹⁴ Observando, en la Fig. 3.5, que el tejido esponjoso es menos compacto que el cortical.

Fig. 3.5: Hueso cortical y esponjoso (medular).¹⁵

¹⁴ Informe Proyecto Implantes Dentales UDEP-FyCit

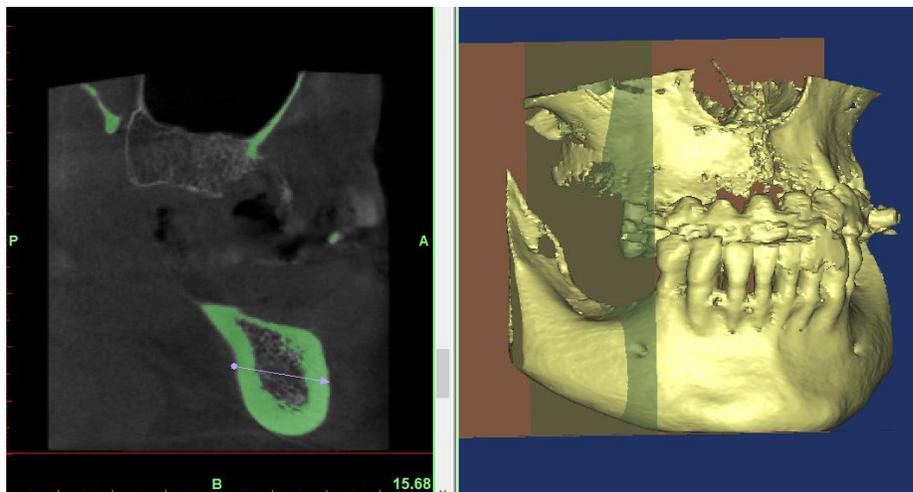
¹⁵ <http://fisioanatomiaavg.blogspot.com/>



Fuente: Pagina web sobre anatomía humana de la Universidad Católica de Valparaíso, Colombia.
(<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo1/osteomorfo.html>)

En la mandíbula obtenida con Mimics, la cual se muestra en la Fig. 3.6, se observa cómo varía la escala de grises en función a la densidad del hueso maxilar, lo cual indica la variación de las propiedades mecánicas en función a la capa de tejido cortical y tejido esponjoso.

Fig. 3.6: Variación de escala de grises en función a su densidad.

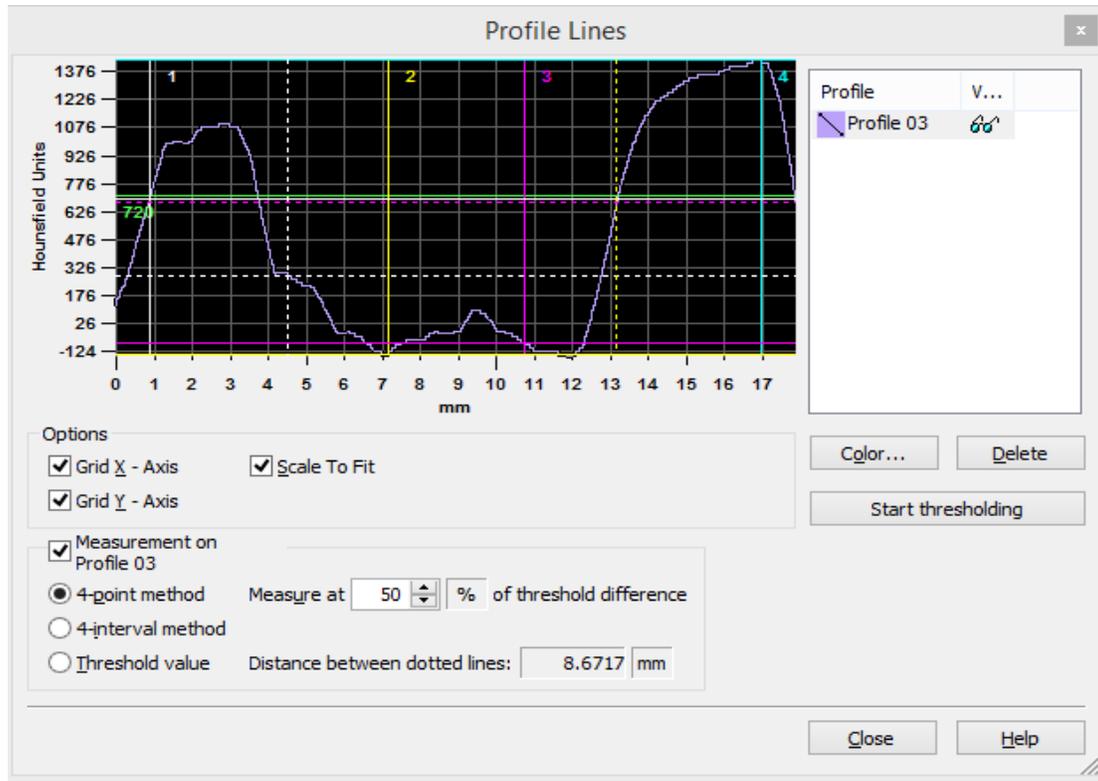


Fuente: Elaboración propia

Utilizando el comando Draw Profile Line, encontrado en la opción Tools de la barra de herramientas del software Mimics, se traza a través de una sección de la mandíbula para

poder observar la variación de escala de grises a lo largo de la trayectoria trazada, mostrando la variación de la escala de grises en función a la profundidad del hueso. (Fig. 3.7)

Fig. 3.7: Variación de la escala de grises a través de la sección trazada



Fuente: Elaboración propia.

Observando en la Fig. 3.7, la mandíbula se encuentra entre una escala de Hounsfield que va desde los -124 hasta los 1376 HU. Las escalas más bajas corresponden al hueso esponjoso y las más altas corresponden al hueso cortical, siendo este el que posee mayor resistencia y dureza.

Se observa en la Tabla 3.1 como varían las propiedades en el tramo trazado de la mandíbula, utilizando las expresiones del apartado 2.6 en el capítulo 2, sobre la densidad y el módulo de Young.

Tabla 3.1: Valores de escala de hounsfield vs. Profundidad

Escala de Hounsfield	Densidad	Módulo de Young
126	0.86792346	1.732279979
266	0.97358286	2.217608072
396	1.07169516	2.726065245
276	0.98112996	2.254732748
596	1.22263716	3.618868798
756	1.34339076	4.431166655
926	1.47169146	5.391245041
996	1.52452116	5.815940416
1006	1.53206826	5.878018719
1016	1.53961536	5.940449694
1076	1.58489796	6.322456144
1086	1.59244506	6.387363046
1086	1.59244506	6.387363046
1086	1.59244506	6.387363046
1026	1.54716246	6.003233601
926	1.47169146	5.391245041
716	1.31320236	4.21984087
476	1.13207196	3.066988793
296	0.99622416	2.32997208
296	0.99622416	2.32997208
246	0.95848866	2.144346788
236	0.95094156	2.10820941
206	0.92830026	2.001765646
126	0.86792346	1.732279979
26	0.79245246	1.424542581
-24	0.75471696	1.282681563
-44	0.73962276	1.228160402
-64	0.72452856	1.174903945
-104	0.69434016	1.072169454
-104	0.69434016	1.072169454
-104	0.69434016	1.072169454
-74	0.71698146	1.148748763
-64	0.72452856	1.174903945
-64	0.72452856	1.174903945
-4	0.76981116	1.338471268
-24	0.75471696	1.282681563
-24	0.75471696	1.282681563

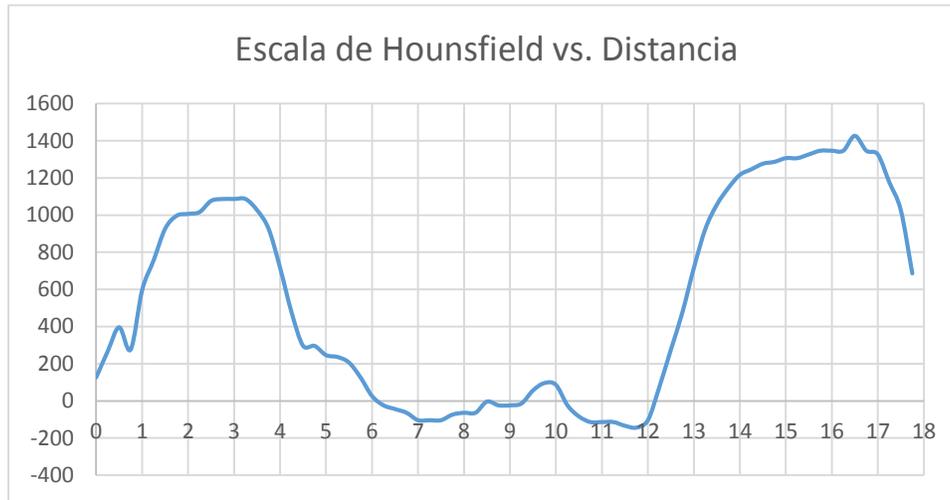
-14	0.76226406	1.31041761
56	0.81509376	1.513489069
96	0.84528216	1.636577886
86	0.83773506	1.605322909
-24	0.75471696	1.282681563
-84	0.70943436	1.122908288
-114	0.68679306	1.047270083
-114	0.68679306	1.047270083
-114	0.68679306	1.047270083
-134	0.67169886	0.99840887
-144	0.66415176	0.974445988
-104	0.69434016	1.072169454
76	0.83018796	1.574390073
276	0.98112996	2.254732748
476	1.13207196	3.066988793
716	1.31320236	4.21984087
926	1.47169146	5.391245041
1056	1.56980376	6.193705499
1146	1.63772766	6.784262404
1216	1.69055736	7.26352315
1246	1.71319866	7.474284552
1276	1.73583996	7.688273648
1286	1.74338706	7.760321714
1306	1.75848126	7.905496802
1306	1.75848126	7.905496802
1326	1.77357546	8.052112046
1346	1.78866966	8.200169296
1346	1.78866966	8.200169296
1346	1.78866966	8.200169296
1426	1.84904646	8.806854828
1346	1.78866966	8.200169296
1326	1.77357546	8.052112046
1176	1.66036896	6.987517672
1026	1.54716246	6.003233601
686	1.29056106	4.064965972

Fuente: Elaboración propia

Conociendo los valores de módulo de elasticidad y densidad, se tiene un panorama de como varían dichas propiedades mecánicas a lo largo de la mandíbula, partiendo de la superficie externa hasta la superficie interna de la mandíbula. Representando la

variación de los parámetros de Hounsfield en función a la distancia de penetración en Microsoft Excel para n mejor análisis, mostrado en la Fig. 3.7.

Fig. 3.7: Variación en Excel de la escala de Hounsfield en la trayectoria trazada.

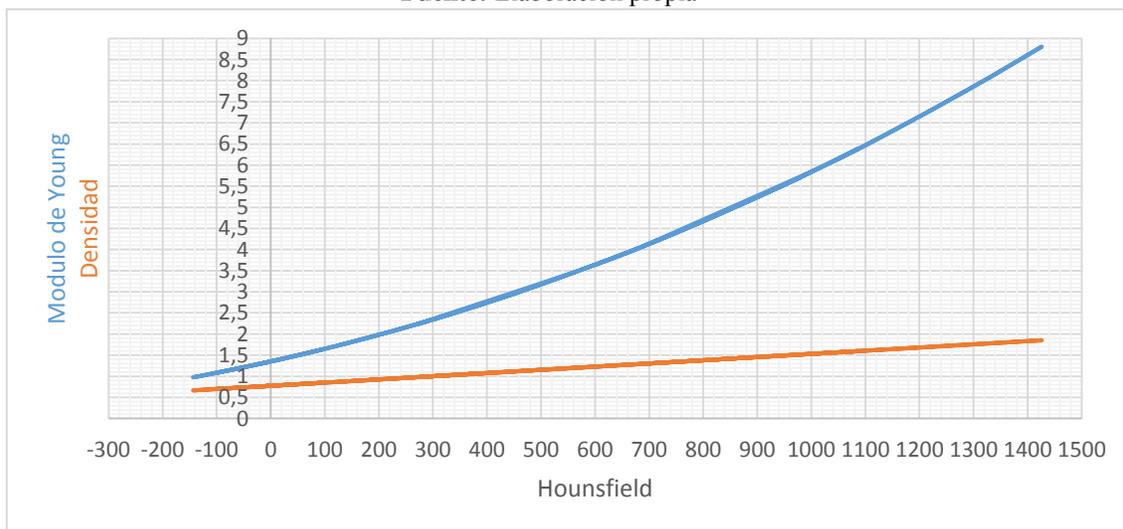


Fuente: Elaboración propia

Con los datos obtenidos, se observa en la Fig. 3.8, que los valores de densidad y módulo de Young, son directamente proporcionales a los valores de Hounsfield, siendo así mayores mis propiedades biomecánicas.

Fig. 3.8: Variación del Módulo de Young y de la densidad

Fuente: Elaboración propia



3.2.3 Influencia del tejido y la mecanobiología

3.2.3.1 Estabilidad y torque de inserción

Se dan dos tipos de estabilidad, primaria y secundaria¹⁶:

La estabilidad primaria

Se le considera como la resistencia y rigidez de la unión del hueso con el implante antes de producirse la oseointegración entre ellos, considerándose una necesidad mecánicas para evitar el micromovimiento inicial en la interface hueso-implante, junto con la densidad y dureza del hueso.

La estabilidad secundaria

Es la suma de la estabilidad primaria y la estabilidad conseguida por la oseointegración,¹⁷ formando nuevas áreas en contacto directo con la superficie del implante, producida durante la cicatrización perimplantaria.

Un implante que no tenga una buena estabilidad inicial puede conseguir la oseointegración siempre y cuando el tiempo de cicatrización sea suficiente, mientras que una buena estabilidad primaria reduciría dicho tiempo. Implantes colocados en hueso de baja densidad, consiguen una estabilidad secundaria similar a los colocados en hueso de mayor densidad cuando el tiempo de cicatrización es elevado (8meses).¹⁸

Para aumentar la estabilidad en los implantes, se han diseñado geometrías que presentan cierta conicidad en el 1/3 cervical para compactar el hueso. Este cuerpo cónico es una ventaja en los huesos de mala calidad, pero no es de elección en huesos muy compactos debido a la elevada presión, pudiendo generar sobrecarga.¹⁹

Se realizó un estudio in vitro en un cadáver, para valorar un diseño cónico con doble espira (Mk IV, Nobelbiocare)²⁰ con dos diseños cilíndricos de paredes rectas (Osseotite,3i;TiOblast,Astra-Tech) y se observaron datos significativamente mayores tanto en el torque de inserción como en la medición de frecuencia de resonancia, para el implante cónico en comparación a los dos implantes cilíndricos.

Otra modificación son los diseños con doble o triple espira que hace que aumente la distancia entre el paso de rosca que se ancla en el hueso con lo cual se elimina menos hueso, también

¹⁶ Martinez Gonzales J. M., Cano Sanchez J. Campo Trapero J.,Martinez Gonzales M. J. S., Garcia Saban, F. (2002), Diseño de los implantes dentales: Estado actual. Avances en Periodoncia v.14 n.3 Madrid http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1699-65852002000300004

¹⁷ Portal Web, IntraMed

¹⁸ Friberg B, Sennerby L, Meredith N. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20 month clinical study. Int J Oral Maxillofac Surg 2001; 28: 297-303.

¹⁹ O' Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadáver study. Clin Impl Dent Rel Res 2000; 2 (2): 85-92

²⁰ https://store.nobelbiocare.com/es/es/?__from_store=international_en

reduce el tiempo de inserción de la fijación, reduce el calor generado, y aumenta el torque de inserción en huesos de baja densidad.²¹

3.2.3.2 Mantenimiento o reabsorción de la cresta ósea marginal

Se ha establecido que en el primer año después de colocar el implante, es normal una cierta pérdida en la altura de la cresta marginal.²² Sin embargo, este fenómeno genera en algunos casos pérdidas de 3mm antes de someter a los implantes ante una carga, asumiendo como normal está perdida. Parece que influirían diferentes factores y se han establecido varias hipótesis.

3.2.3.3 Búsqueda del sellado biológico

Para desarrollar el sellado biológico, debe existir un espesor de mucosa menor a 3mm, reabsorbiendo el tejido blando al hueso hasta conseguir ese espesor. Cuando existe este espesor fino de mucosa, se va a producir siempre una reabsorción ósea independientemente del diseño del implante. Para anticiparse a este problema se pueden aplicar dos alternativas.

- Utilizar diseños con cuellos pulidos, esperando que el tejido blando se adapte a esa zona pulida, cuando se produzca la reabsorción. No es recomendable por la pérdida de anclaje óseo.
- Modificar el protocolo quirúrgico sumergiendo un poco más el implante, de tal manera que al aumentar el espesor de mucosa el nivel de cresta ósea se quede a nivel de la plataforma.

Estas dos alternativas se muestran gráficamente en la Fig. 3.8, en la que se puede ver la reabsorción del hueso maxilar cuando se colocan implantes con cuellos pulidos.

Fig. 3.8: Reabsorción crestal en la búsqueda del sellado biológico



Fuente: Portal web Scielo sobre Avances en Periodoncia e Implantología Oral.
(http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1699-65852002000300004)

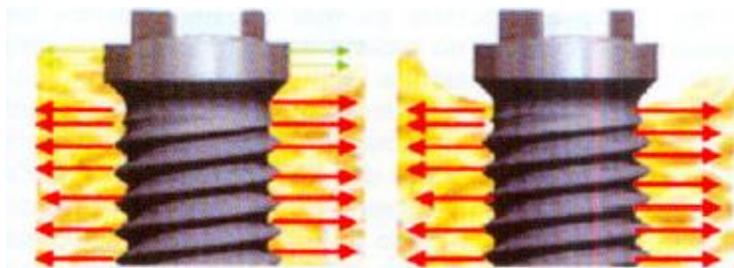
²¹ Avances en Periodoncia e Implantología Oral, version impresa ISSN 1699-6585, Avances en Periodoncia v.14 n.3 Madrid oct. 2002.

²² Albrektsson T, Zarb G, Worthington P. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Imp 1986; 1: 11-25.

3.2.3.4 Reacción a cargas biomecánicas

La sobrecarga biomecánica es un factor más importante para la reabsorción ósea. Para caso de diseños con cuellos pulido, no existirá una suficiente unión hueso implante para distribuir las fuerzas, lo que originaría un fenómeno de desuso de esa zona induciendo una reabsorción ósea, representándose dicha reabsorción en la Fig. 3.10. Esta hipótesis justifica los casos de pérdida progresiva en los implantes impactados una vez que se somete a carga.

Fig. 3.10: Hipótesis del desuso de la reabsorción crestal



Fuente: Portal web Scielo sobre Avances en Periodoncia e Implantología Oral.
(http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1699-65852002000300004)

3.2.4 Influencia del material

Como se ha nombrado en el capítulo 1, existen diversos materiales usados en implantología, pero el más usado en la industria es la aleación de Ti-Va-Al y Titanio puro, el cual tiene una muy buena reacción ante el proceso de oseointegración. Se están innovando implantes con Zirconio, también conocido como oro blanco, un cerámico que presenta buenas propiedades mecánicas y favorece la oseointegración pero con la diferencia que el costo del material es más elevado que el titanio.²³

Las diferencias entre el titanio y el zirconio se dan en que²⁴:

- El costo del zirconio es más elevado que el titanio
- Estéticamente, el zirconio en pacientes con retracción en las encías no visualiza un borde negro.
- Para pacientes que sufren alergias al contacto con metales, optan por implantes de zirconio.
- A largo plazo existe reabsorción de hueso maxilar en los implantes de zirconio.

²³ Portal web, Gaceta Dental. Implantes de zirconio: Lo último en la evolución en la implantología.
<http://www.gacetadental.com/2011/09/implantes-de-zirconio-lo-ultimo-en-la-evolucion-en-la-implantologia-25555/>

²⁴ López. Implantes de zirconio. Numerosas propiedades convierte al zirconio en un material adecuado para los implantes dentales. México. <http://www.implantedentalesmexico.com.mx/articulos/implantes-dentales-de-zirconio.php>

Ambos materiales poseen propiedades mecánicas comunes, dureza y resistencia, y son tolerantes por el tejido humano, lo cual es un punto muy importante debido a la oseointegración, por lo que su estudio aun continúa para conocer más sobre ambos materiales, sus ventajas y desventajas. Para el diseño del implante, escogeremos la aleación de Ti-Va-Al por ser un material más comercial, con propiedades mecánicas conocidas, y por ser compatible con el tejido óseo. Pudiendo ser el zirconio un mejor material, pero con el hincapié de no tener pruebas que confirmen absolutamente dicha afirmación,

3.2.5 Influencia del tipo de rosca

La macrogeometría de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de adaptarse y mejorar nuevos procedimientos clínicos. En relación al diseño de los implantes intraóseos, se han ido desechando una serie de macrogeometrías como los implantes transmandibulares debido a su dificultad técnica y complicaciones post-operatorias, los implantes impactados por su transmisión biomecánica desfavorable al hueso²⁵ y los implantes laminares también por su mala distribución biomecánica²⁶. Actualmente, los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental.²⁷ El reto se encuentra ahora en buscar cuál es el diseño que consigue unas mejores propiedades biológicas y biomecánicas, modificando ese diseño inicial roscado, observándose en la Fig. 3.11 una diversidad de implantes roscados. En esta tesis se presentara, más adelante, cuatro diseños personalizados con diferentes geometrías.

Fig. 3.11: Modelos de implantes roscados



Fuente: Presentación en slideshare del Dr. German Duarte Anaya sobre Diseño de los Implantes Estado Actual, diapos. 6. (<http://es.slideshare.net/germanduarte1/diseo-de-los-implantes-estado-actual-31429900>)

²⁵ Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiak DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxiapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Imp* 1996; 11: 626-633.

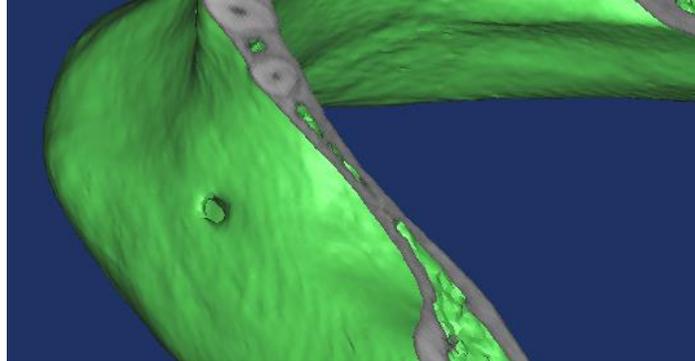
²⁶ Kapur KK. Veterans administration cooperative dental implant study-comparisons between fixed partial dentures supported by blade vent implants and removable part dentures. Part II. Comparisons of success rates and periodontal health between two treatments modalities. *J Prosth Dent* 1989; 62: 685-703

²⁷ Tonetti MS. Determination of the suces and failure of rootform osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res* 1999; 13: 173-180

3.2.5.1 Dimensionamiento

Los implantes serán diseñados en función a la cavidad dental del maxilar inferior del paciente, basándose en la reconstrucción 3D de las tomografías obtenidas, donde se podrá obtener las dimensiones de los implantes. Seleccionando el lado izquierdo del maxilar inferior para la colocación y diseño del implante, observando dicha zona en la Fig. 3.12.

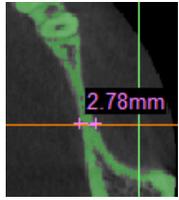
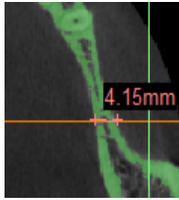
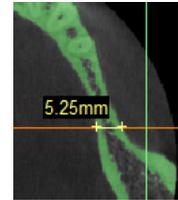
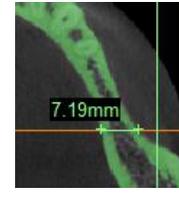
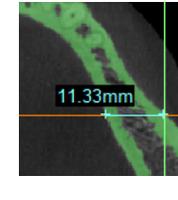
Fig. 3.12: Zona del lado izquierdo del maxilar inferior



Fuente: Elaboración propia

En la zona seleccionada de la mandíbula, donde se ubicara el implante, se tomará las medidas para determinar las dimensiones, mostradas en la Tabla 3.13, para conocer el área del orificio dental en donde se colocara.

Tabla 3.13: Dimensiones del orificio oclusal

				
-------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------

Fuente: Elaboracion propia

Teniendo el area en donde se colocara el implante, se determinanra las dimensiones de largo, ancho y altura con la ayuda de las tomografías mostradas en la Fig. 3.14.

Fig. 3.14: Profundidad del implante

Fuente: Elaboracion propia

3.2.5.2 Personalización del implante

Habiendo obtenido las medidas para el implante, por medio de Mimics, se usa la herramienta Solidworks para la construcción de la macrogeometría del implante dental. El diseño de implante más eficiente es un implante roscado, debido a que tiene una mejor distribución de esfuerzos, favoreciendo a la oseointegración, repeliendo la absorción ósea del hueso maxilar siendo un proceso de inserción menos perjudicial para el paciente que otros modelos de implantes. Y se diseñará cuatro implantes roscados con geometrías diferentes, los cuales se compararan para determinar la mejor característica de un implante roscado.

a) Implante 1

El cuerpo del implante 1 presenta dos variaciones de rosca. En la parte superior un roscado de 5mm de altura con 10 hilos y un paso de 0.5mm, y en la parte inferior un roscado de 10mm de altura con 10 hilos y un paso de 1mm. (Fig.3.15)

Fig. 3.15: Roscado implante 1

Fuente: Elaboración propia

b) Implante 2

El cuerpo del implante 2 presenta una única rosca a través de sus 15mm de altura con 15 hilos y un paso de 1mm. (Fig.3.16). La rosca fina se denominara rosca tipo 1 y la rosca gruesa se denominara rosca tipo 2.

Fig. 3.16: Roscado implante 2



Fuente: Elaboración propia

c) Implante 3

El cuerpo del implante 3 presenta dos variaciones de rosca. En la parte superior un roscado de 10mm de altura con 10 hilos y un paso de 1mm, y en la parte inferior un roscado de 5mm de altura con 10 hilos y un paso de 0.5mm (Fig.3.17).

Fig. 3.17: Roscado implante 3



Fuente: Elaboración propia

d) Implante 4

El cuerpo del implante 4 presenta una única rosca a través de sus 15mm de altura con 15 hilos y un paso de 1mm, con una pequeña conicidad. (Fig. 3.18)

Fig. 3.18: Roscado implante Sto3



Fuente: Elaboración propia

Sobre la parte inferior del cuerpo de los 4 implantes, se colocara un collarín de apoyo, el cual será el pilar del implante donde recibirá la carga de los procesos de masticación. (Fig. 3.19). Prótesis cónica de 4mm de base mayor, 2 mm de base menor y 5 mm de altura.

Fig. 3.19: Collarín de forma tronco cónica



Fuente: Elaboración propia

Capítulo 4

Simulación del comportamiento mecánico del implante personalizado

Gracias a la ayuda de software, herramientas computarizadas, el hombre es capaz de resolver mil y un problemas de manera más fácil y rápida, con resultados más limpios y aproximados al ámbito real. Software como Mimics y Solidworks, hacen posible, por ejemplo, estudiar analíticamente fenómenos biomecánicos de la medicina desde la óptica de la ingeniería. En este capítulo se aplicará al análisis de esfuerzos y deformaciones en implantes dentales.

4.1 Representación del hueso maxilar

De los capítulos anteriores, capítulo 2: “Uso de imágenes médicas en el diseño mecánico personalizado de dispositivos biomédicos” y capítulo 3: “Formulación del diseño mecánico de implante personalizado”, se ha obtenido información sobre la paciente de 47 años utilizando Mimics.

Se toman los valores máximos del hueso cortical, y mínimos del hueso esponjoso, correspondiente a ambos tejidos maxilares, los cuales se exponen en la Tabla 3.1 del capítulo 3 representados en la Tabla 4.1, y los valores promedio de resistencia a la tracción, compresión y cortante, para hueso cortical y hueso esponjoso, siendo estos valores considerados para su estudio, simulando cada diseño de implante dental.

Tabla 4.1: Representación del tejido esponjoso en el hueso maxilar¹

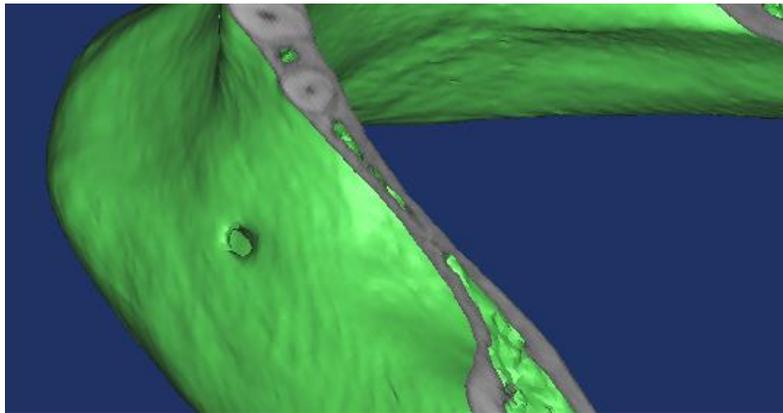
¹ Rincón, Esther. Caracterización mecánica del material óseo, Universidad Alfonso el sabio, Villanueva de la cañada, Madrid, 2004.

Fuente: Elaboración propia

Hueso	Módulo de elasticidad	Densidad	Resistencia a la compresión ²	Resistencia a la tracción ^{3 4}	Resistencia a cortante ⁵
Hueso cortical	8.2 GPa	1.788 g/cm ³	133MPa	49MPa	130MPa
Hueso esponjoso	2.33 GPa	0.996 g/cm ³	10MPa	3MPa	29MPa

Tomando la sección de la mandíbula, siendo la parte izquierda del maxilar inferior la que se observa en la Fig. 4.1, se utiliza la herramienta “Measure Distance” para medir la sección transversal, indicándose en la Fig. 4.2, obteniendo las dimensiones para la representación del hueso cortical y esponjoso.

Fig. 4.1: Zona del lado izquierdo del maxilar inferior



Fuente: Elaboración propia

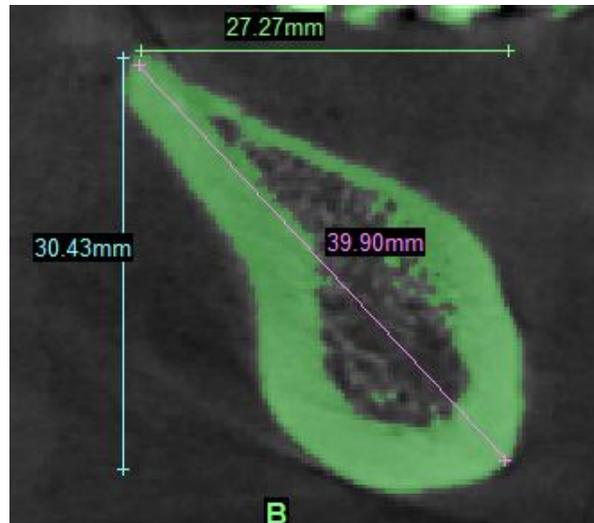
Fig. 4.2: Corte del maxilar inferior, lado izquierdo

² Rincon E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Rev Tec Des 2004;2:0-27.

³ Biblioteca digital del ILCE, Instituto latinoamericano de la comunicación educativa. México. - http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm

⁴ <http://www.mater.upm.es/Docencia/Materiales/Biomateriales/Archivos.pdf/Hueso.pdf>

⁵ Evacuación mecánica sobre el efecto de cargas oclusales en la conexión interfaz ósea, comparando 4 diseños de implantes para carga inmediata en aleaciones Ti6Al4V y TiNbZr TiAdyNeTm por análisis en elementos finitos. Clara I. Lopez1, Luis A. Laguado1, Luis E. Forero G.1

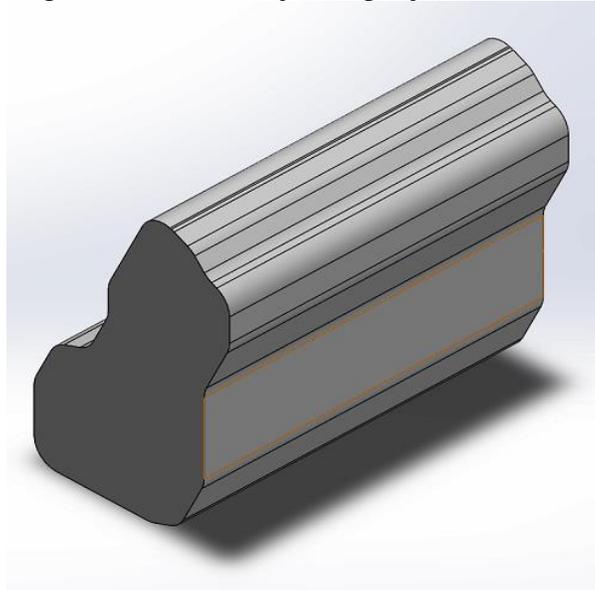


Fuente: Elaboración propia

Representación hueso cortical

Se representara la zona del hueso esponjoso obtenida de las tomografías del paciente, como se observa en la Fig. 4.3, el tejido óseo representado por extrusión de una sección de mandíbula con una geometría aproximada y distancias obtenidas de las imágenes médicas

Fig. 4.3: Representación del tejido esponjoso en el hueso maxilar

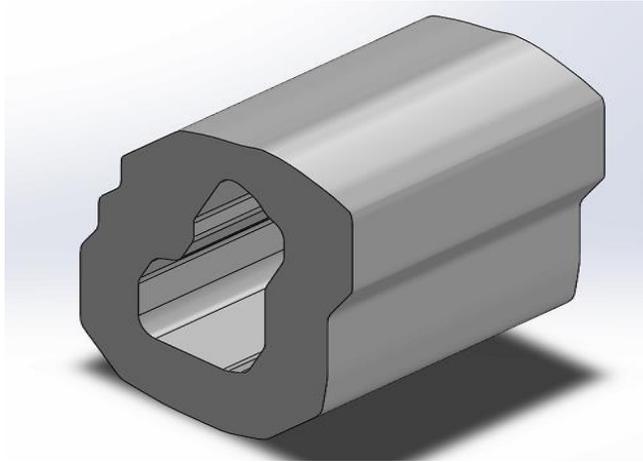


Fuente: Elaboración propia

Representación del hueso cortical

Se representa la zona del hueso esponjoso obtenida de las tomografías del paciente, como se observa en la Fig. 4.4, el tejido óseo representado por una extrusión de una sección de mandíbula con una geometría aproximada y distancias obtenidas de las imágenes médicas.

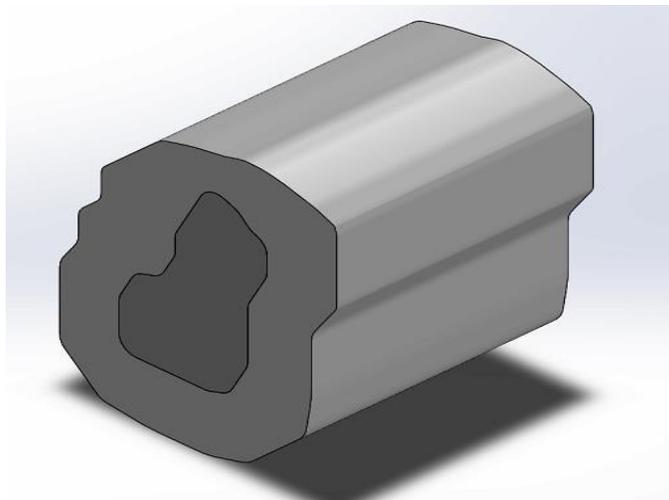
Fig. 4.4: Representación del tejido cortical en el hueso maxilar



Fuente: Elaboración propia

Teniendo las piezas que representan los tejidos cortical y esponjoso, se realiza el ensamblaje correspondiente, el cual representa la sección del hueso maxilar, observada en la Fig. 4.5, donde se ven ambos tejidos con sus propiedades mecánicas correspondientes de la Tabla 4.1.

Fig. 4.5: Representación de la sección del hueso maxilar



Fuente: Elaboración propia

4.2 Implantes

Se han diseñado cuatro implantes en función a las medidas del paciente, obtenidas de sus tomografías, las cuales se muestran en la Fig. 4.6, Fig. 4.7, Fig. 4.8 y Fig. 4.9. Cada implante con una geometría diferente, tomándola como punto de partida para un análisis por elementos finitos, comparando cual es la geometría que contribuye más a una estabilidad tanto primaria como secundaria, siendo aquel implante el que menor carga transmita al hueso maxilar.

Se utiliza una aleación de titanio (Ti-6Al-4V) para los implantes dentales, como se menciona en el capítulo 1 en la sección de biomateriales, siendo el material más utilizado en lo que son implantes dentales y el más biocompatible hasta el momento.

Tabla 4.2: Propiedades mecánicas de la aleación Ti – 6Al- 4V

Aleación Ti	Densidad	Límite de tracción	Módulo de elasticidad
Ti – 6Al – 4V	4.428 g/cm^3	1050 MPa	104.8 GPa

Elaboración: Biblioteca de materiales Solidwork

El implante 1, mostrado en la Fig. 4.6, es el primer implante diseñado con una geometría de doble rosca, rosca fina en la parte superior, denominada rosca tipo 1 y rosca gruesa en la parte inferior del cuerpo del implante, denominada rosca tipo 2. La geometría del implante 1 se encuentra explícita en la sección 3.2.5.2 Personalización del implante, del capítulo 3.

Fig. 4.6: Implante 1



Fuente: Elaboración propia

El implante 2, mostrado en la Fig. 4.7, es el segundo implante diseñado con una geometría de rosca simple uniforme a lo largo del cuerpo del implante. La geometría del implante 2 se encuentra explícita en la sección 3.2.5.2 Personalización del implante, del capítulo 3.

Fig. 4.7: Implante 2



Fuente: Elaboración propia

El implante 3, mostrado en la Fig. 4.8, es el tercer implante diseñado con una geometría de doble rosca similar al implante 1, con rosca gruesa en la parte inferior del cuerpo del implante, denominada rosca tipo 2 y rosca fina en la parte superior del implante, denominada rosca tipo 1. La geometría del implante 3 se encuentra explícita en la sección 3.2.5.2 Personalización del implante, del capítulo 3.

Fig. 4.8: Implante 3



Fuente: Elaboración propia

El implante 4, mostrado en la Fig. 4.7, es el cuarto implante diseñado con una geometría de rosca simple uniforme, similar al implante 2, con la peculiaridad de que este implante posee una pequeña conicidad a lo largo del roscado.

Fig. 4.9: Implante 4

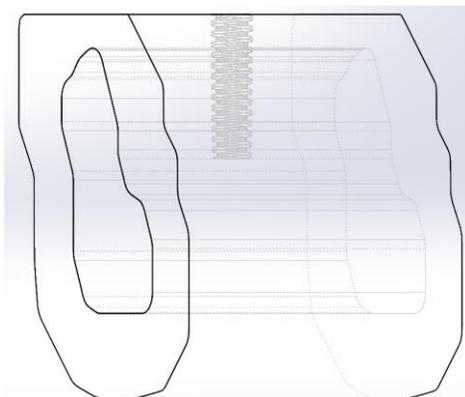


Fuente: Elaboración propia

4.3 Ensamblaje

Se necesita un contacto entre implante y la sección que representara la mandíbula, por lo que se realiza un orificio en su superficie, como se aprecia en la imagen 4.10, de la mismas dimensiones que el roscado para poder realizar un contacto entre piezas.

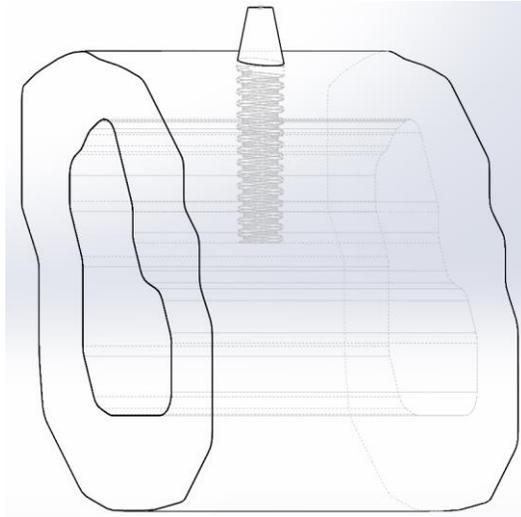
Fig. 4.10: Orificio de dimensiones del implante 1



Fuente: Elaboración propia

Se colocara el implante en su respectiva cavidad, realizando lo mismo para cada uno de los cuatro implantes propuestos. Se observa en la Fig. 4.11 la colocación del implante 1 simulando un hecho real.

Fig. 4.11: Ensamblaje del implante 1

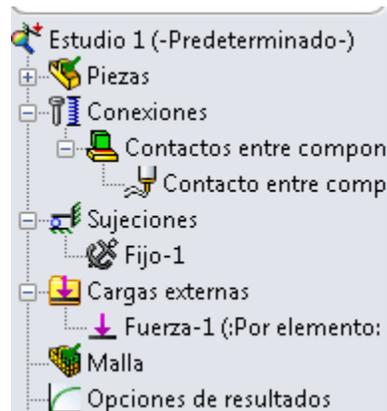


Fuente: Elaboración propia

4.4 Consideraciones de simulación

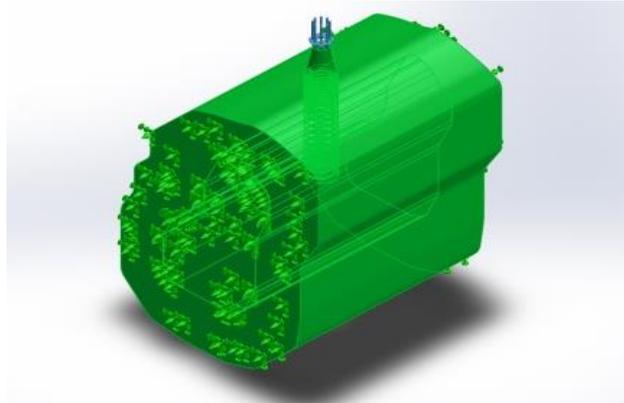
Para la simulación se tendrán cuatro criterios: “Conexiones”, “Sujeciones”, “Cargas externas” y “Mallado”. (Fig. 4.12)

Fig. 4.12: Parámetros de simulación



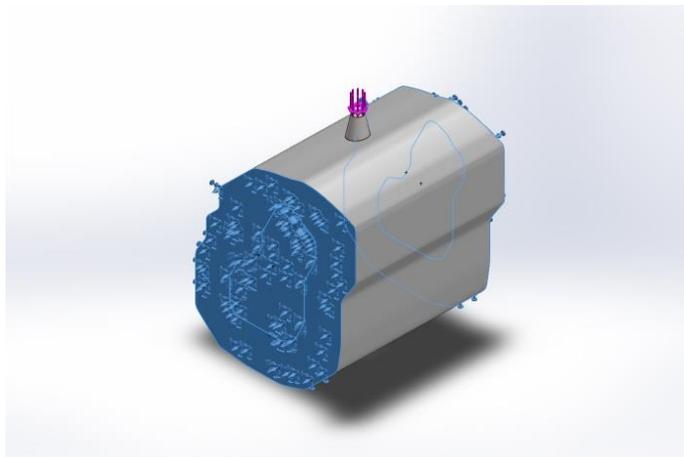
Fuente: Elaboración propia

En conexiones entre piezas, se opta por escoger “unión rígida” entre los 3 componentes (Fig. 4.13), debido a que esto representa un proceso de oseointegración entre implante/hueso, siendo descartada la opción de contacto por rozamiento debido que para casos reales, a un implante no se le debe adicionar carga hasta una cicatrización y estabilidad secundaria.

Fig. 4.13: Parámetros de simulación

Fuente: Elaboración propia

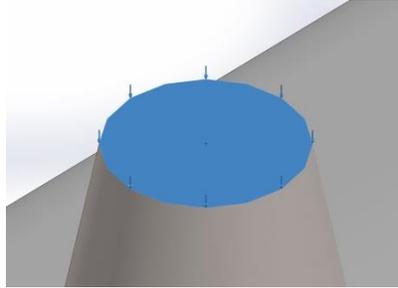
En sujeciones, se opta por escoger la opción de geometría fija, las cuales van a ser las cuatro caras laterales de la representación del maxilar, simulando para un caso real una continuación del tejido óseo, como se observa en la Fig. 4.14.

Fig. 4.14: Parámetros de simulación

Fuente: Elaboración propia

En cargas externas, se asigna para los cuatro implantes una carga de 70N, siendo esta una carga promedio de funcionamiento de un valor bajo, basándonos en el apartado 3.1.1.3 Masticación en sujetos con dentición natural del capítulo 3, colocada de manera vertical sobre el pilar, simulando un proceso de masticación primario (Fig. 4.15).

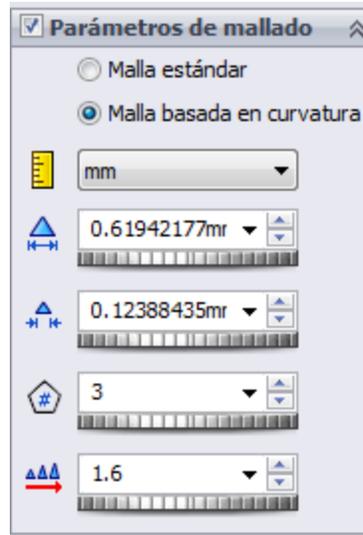
Fig. 4.15: Superficie del pilar



Fuente: Elaboración propia

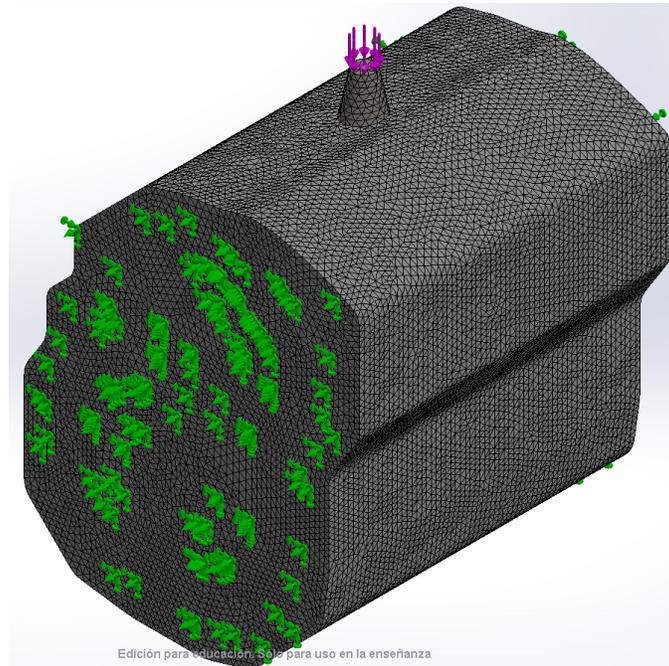
El proceso de mallado se realiza con un acabado muy fino, con elementos finitos triangulares de dimensiones 0.61942177mm y 0.12388435mm, los cuales son los valores más bajos que me proporciona el software Solidworks para un mallado más preciso, tal como se ve en la Fig. 4.16., obteniendo una malla como la observada en la Fig. 4.17.

Fig. 4.16: Parámetros de mallado



Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.17: Mallado muy fino



Fuente: Elaboración propia

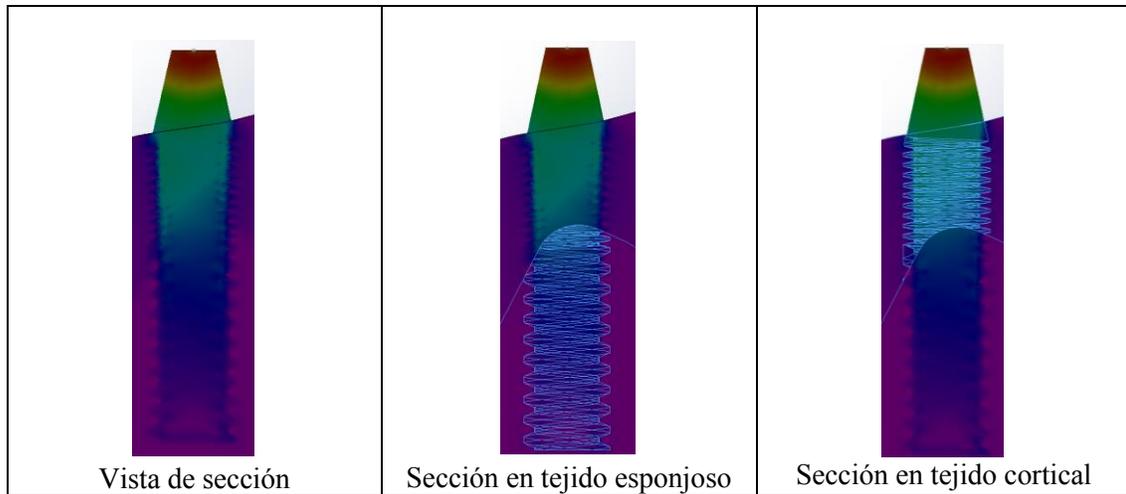
4.5 Simulación

Determinado los cuatro parámetros para realizar el estudio, se procede a simular mecánicamente utilizando el segmento de cálculo por elementos finitos del software Solidworks.

Implante 1

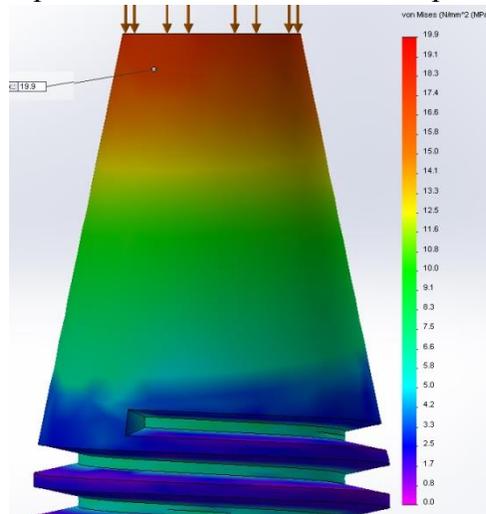
En las Fig. 4.18, 4.19, 4.20 y 4.21 se muestran las distribuciones de tensión y desplazamiento para el implante 1, donde se observan las variaciones a través del implante, hueso cortical y esponjoso.

Fig. 4.18: Distribución de tensiones en el ensamblaje implante/hueso, vista de sección implante 1



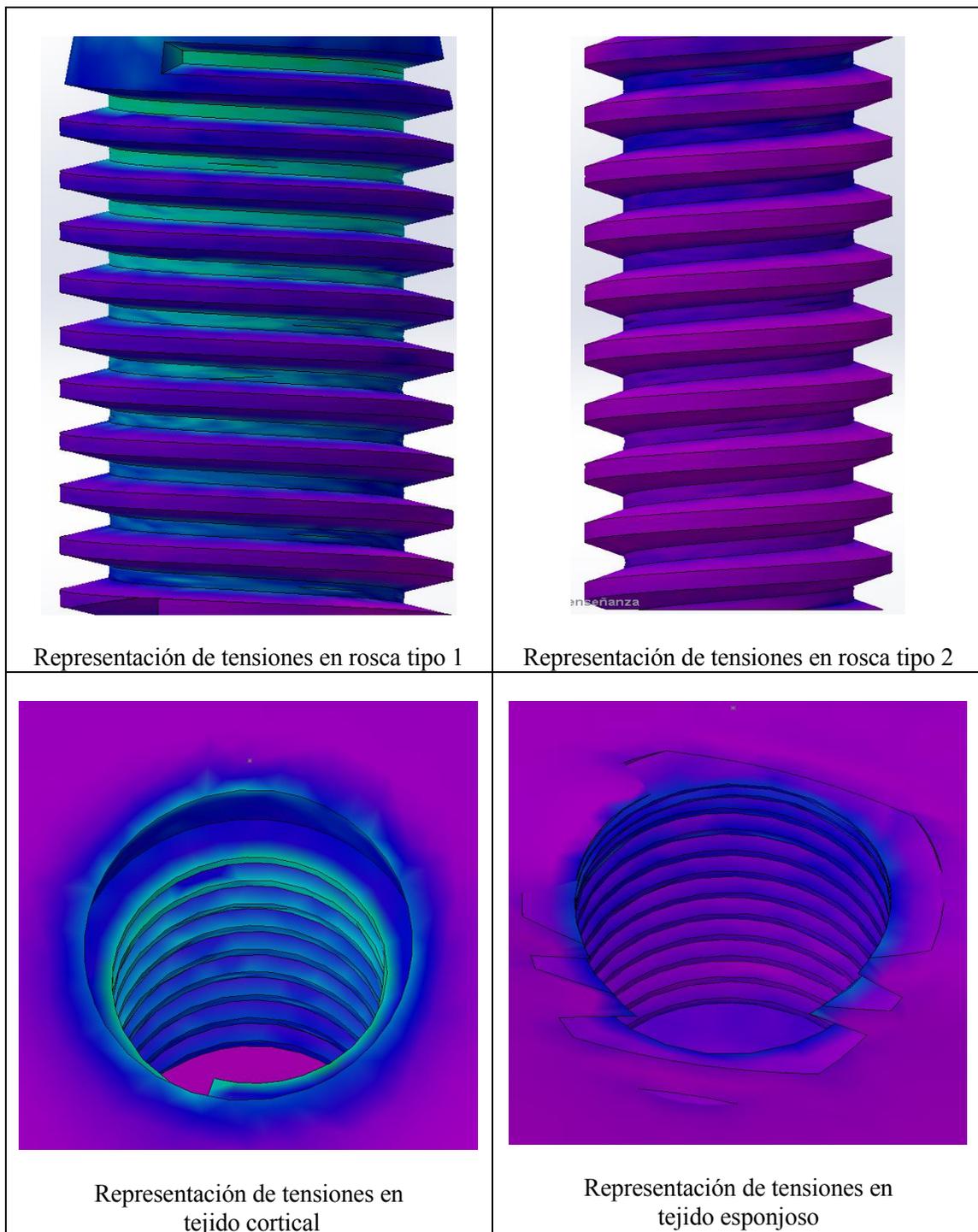
Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.19: Representación de tensiones en el pilar, implante 1



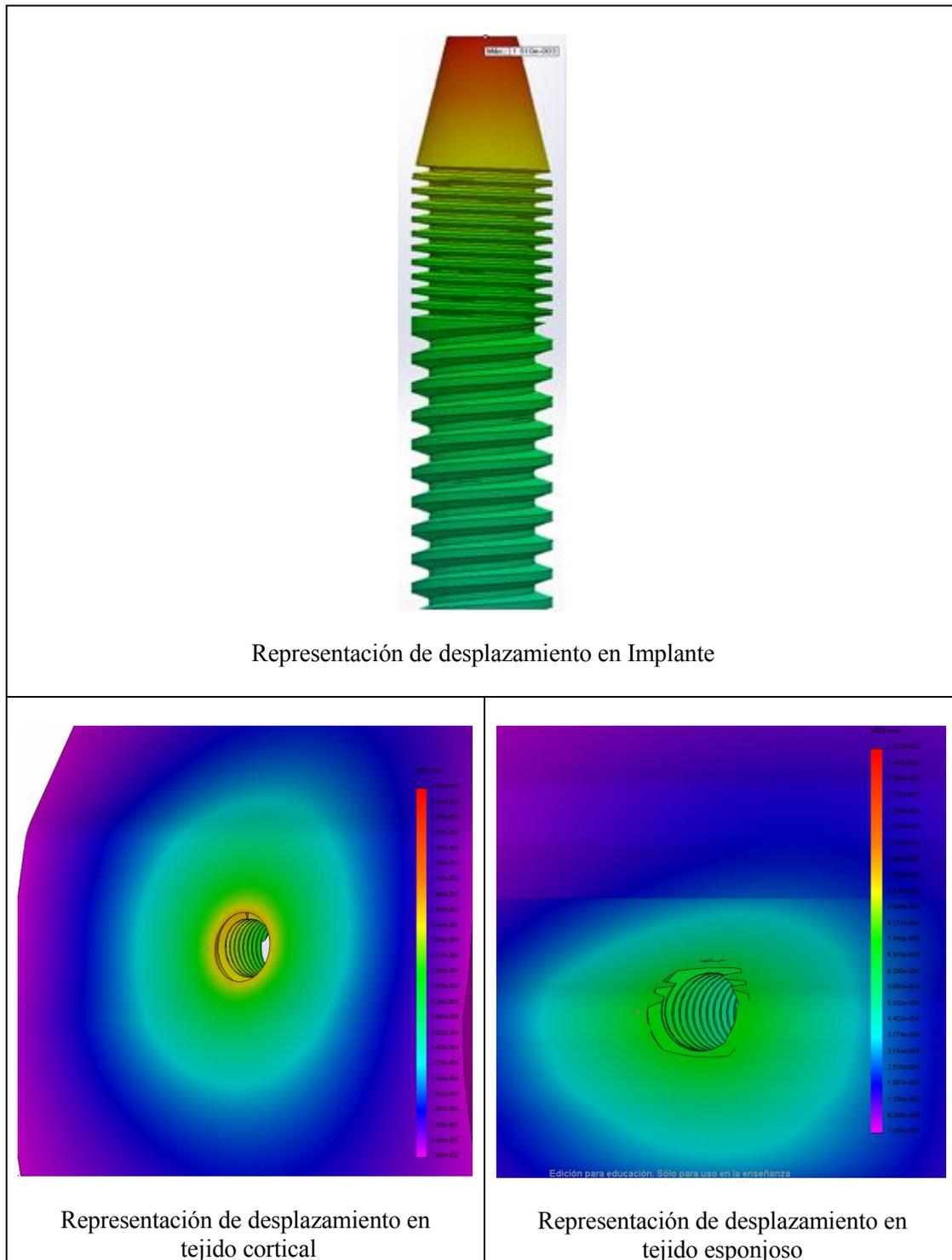
Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.20: Representación de tensiones en el roscado y huesos maxilares, implante 1



Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.21: Representación de desplazamiento en el roscado y huesos maxilar, implante 1

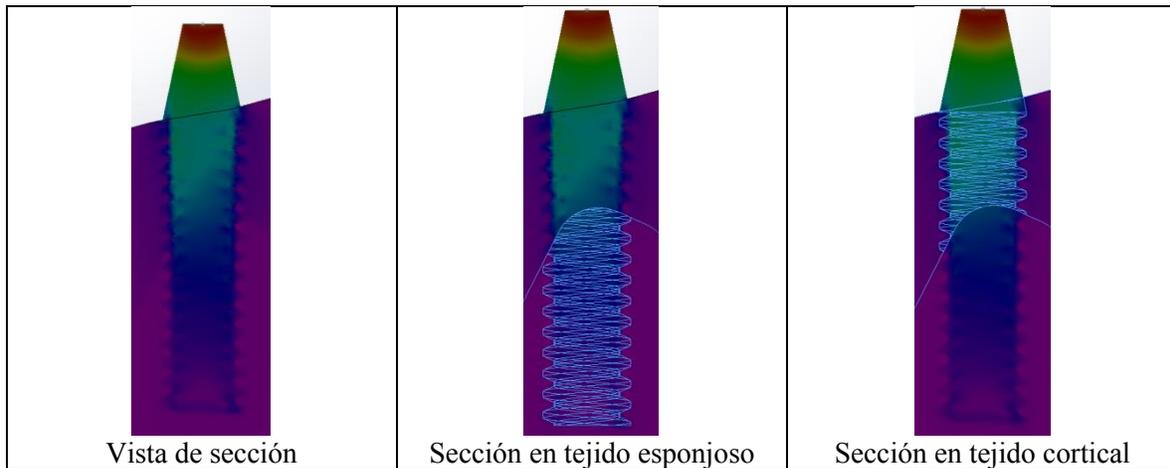


Fuente: Elaboración propia

Implante 2

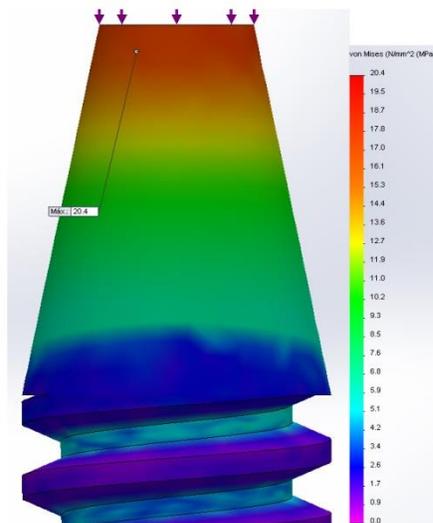
En las Fig. 4.22, 4.23, 4.24 y 4.25 se muestran las distribuciones de tensión y desplazamiento para el implante 2, donde se observan las variaciones a través del implante, hueso cortical y esponjoso.

Fig. 4.22: Distribución de tensiones en el ensamblaje implante/hueso, vista de sección implante 2



Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.23: Representación de tensiones en el pilar, implante 2



Fuente: Elaboración propia

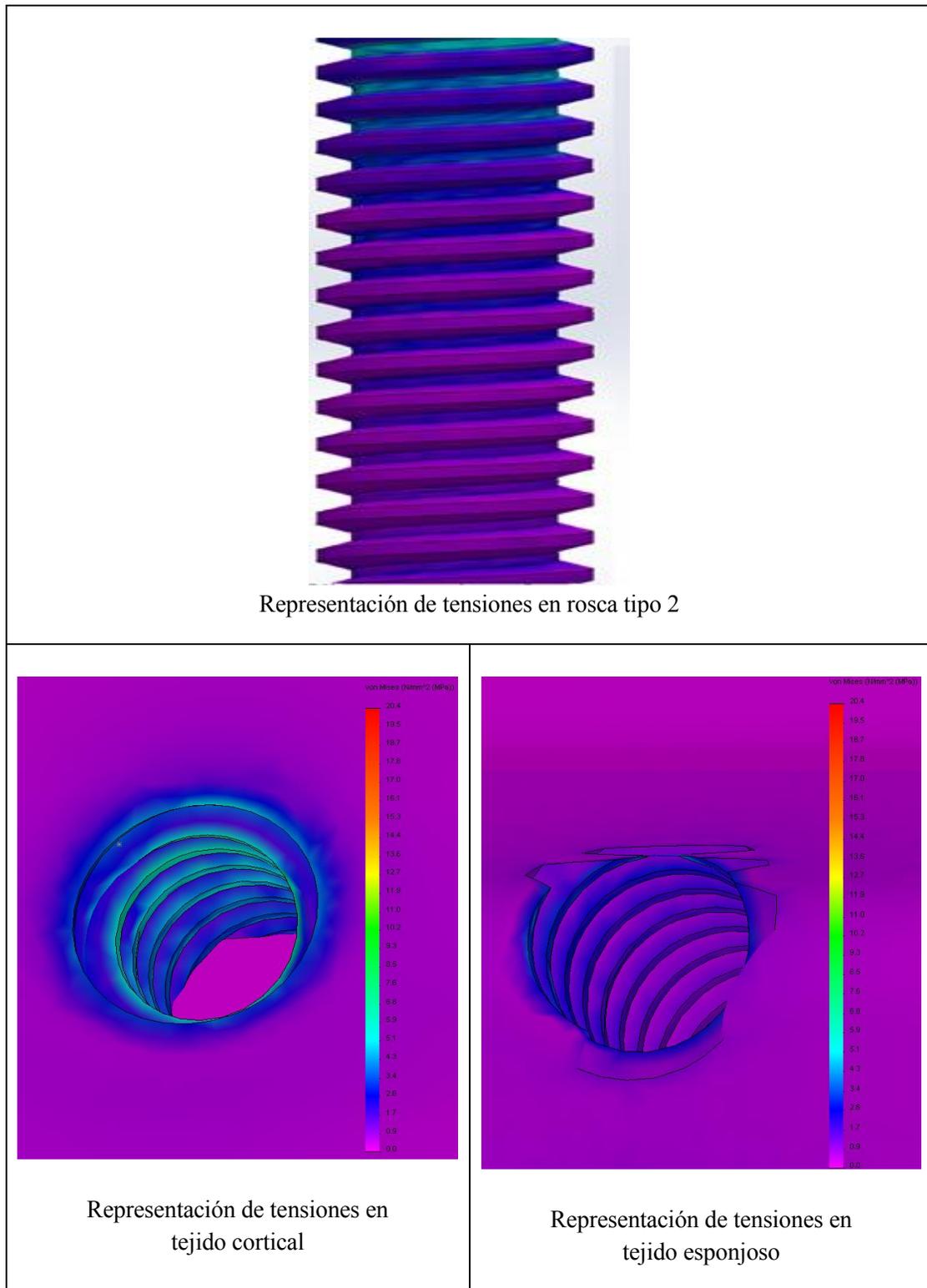
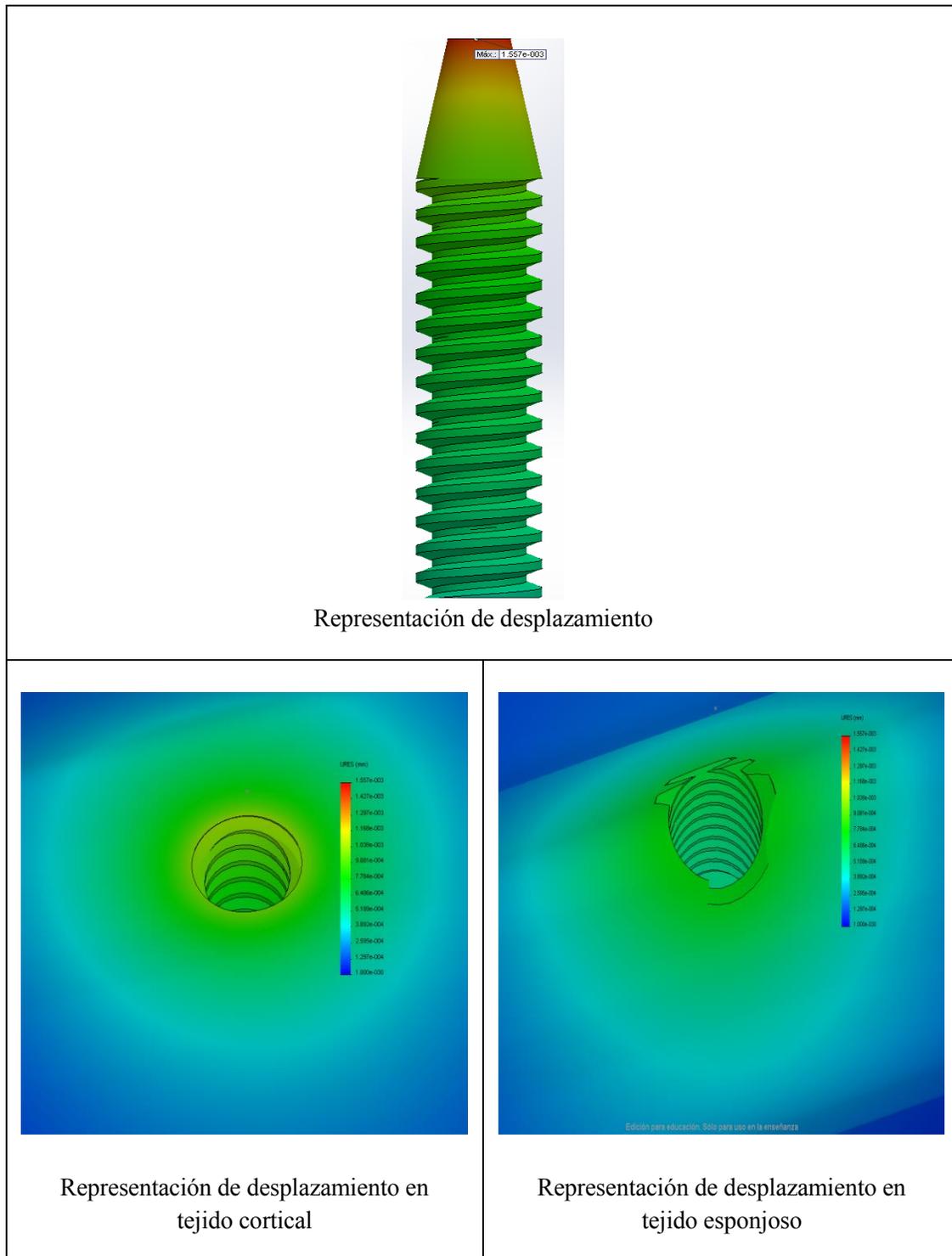
Fig. 4.24: Representación de tensiones en el roscado y huesos maxilares, implante 2

Fig. 4.25: Representación de desplazamiento en el roscado y huesos maxilar, implante 2

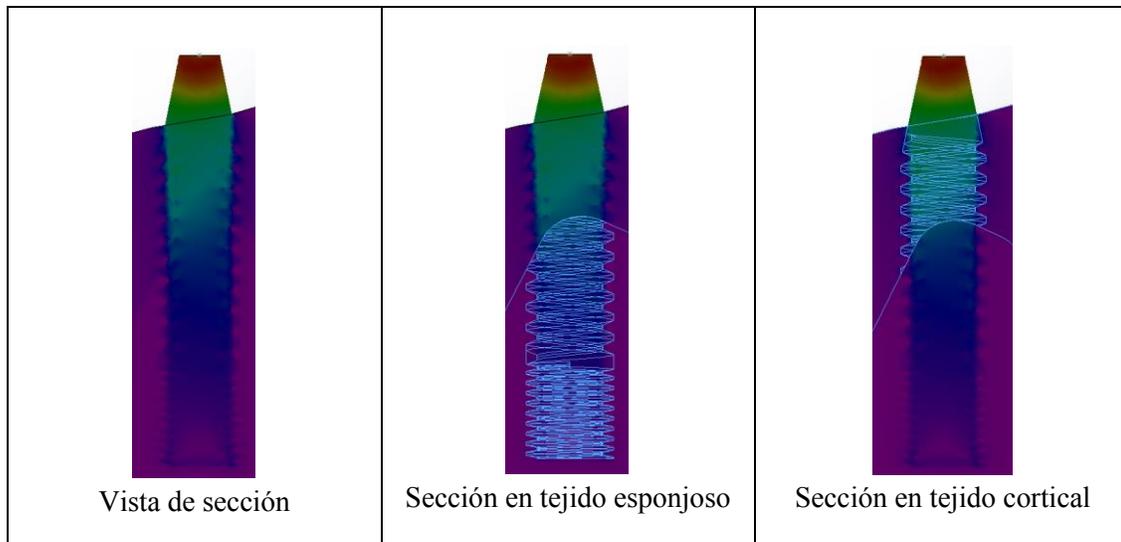


Fuente: Elaboración propia

Implante 3

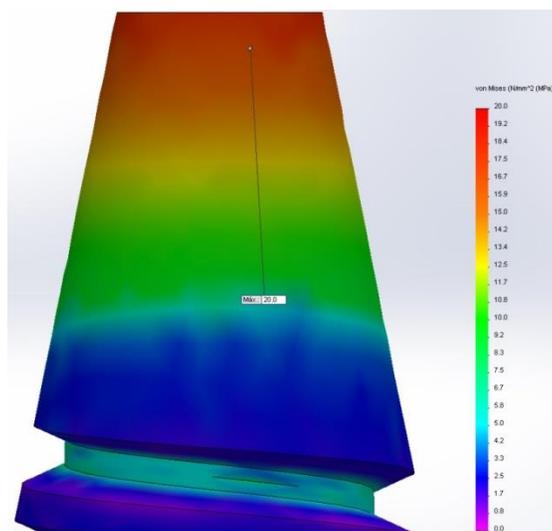
En las Fig. 4.26, 4.27, 4.28 y 4.29 se muestran las distribuciones de tensión y desplazamiento para el implante 3, donde se observan las variaciones a través del implante, del hueso cortical y esponjoso.

Fig. 4.26: Distribución de tensiones en el ensamblaje implante/hueso, vista de sección implante 3



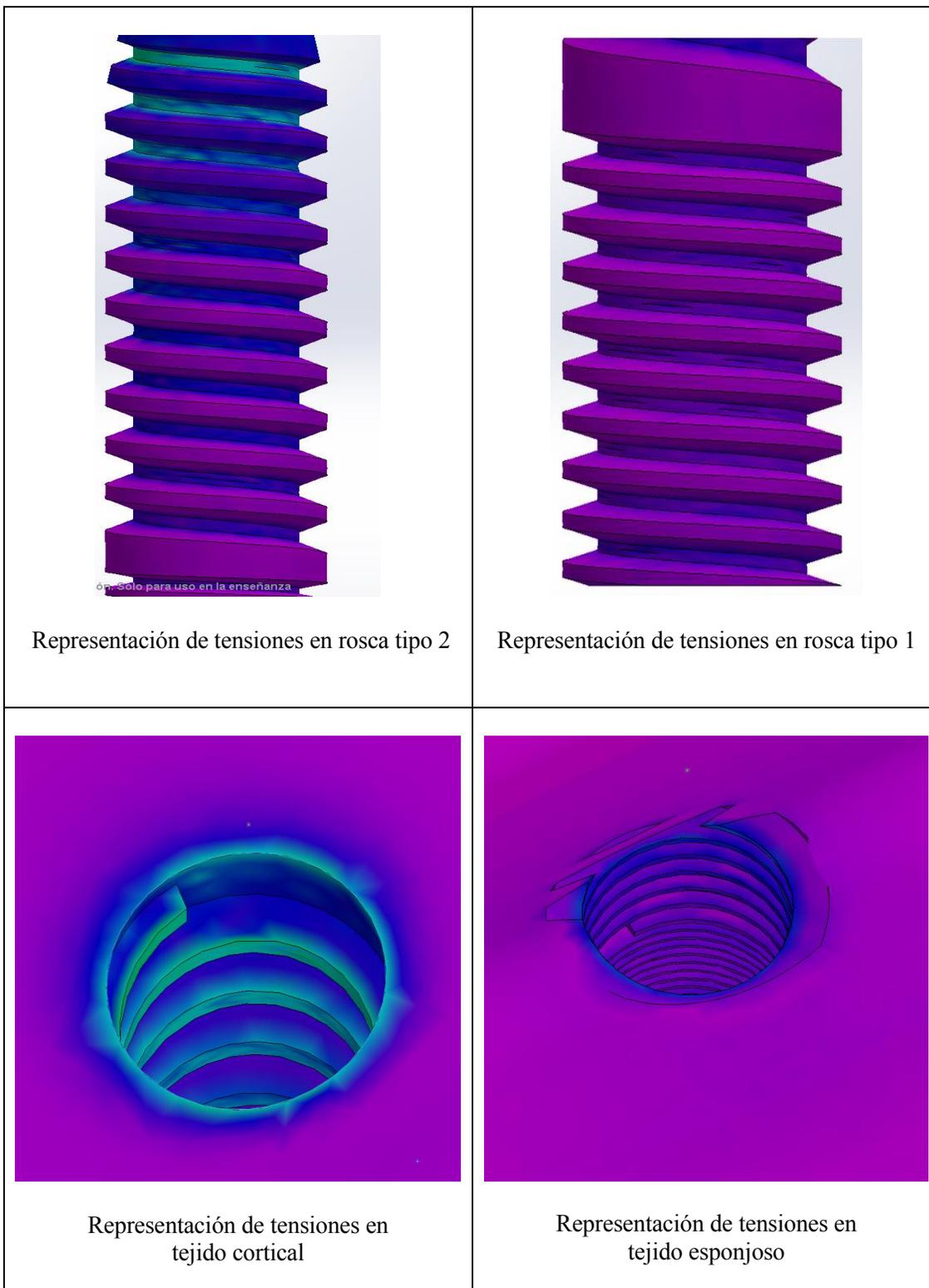
Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.27: Representación de tensiones en el pilar, implante 3



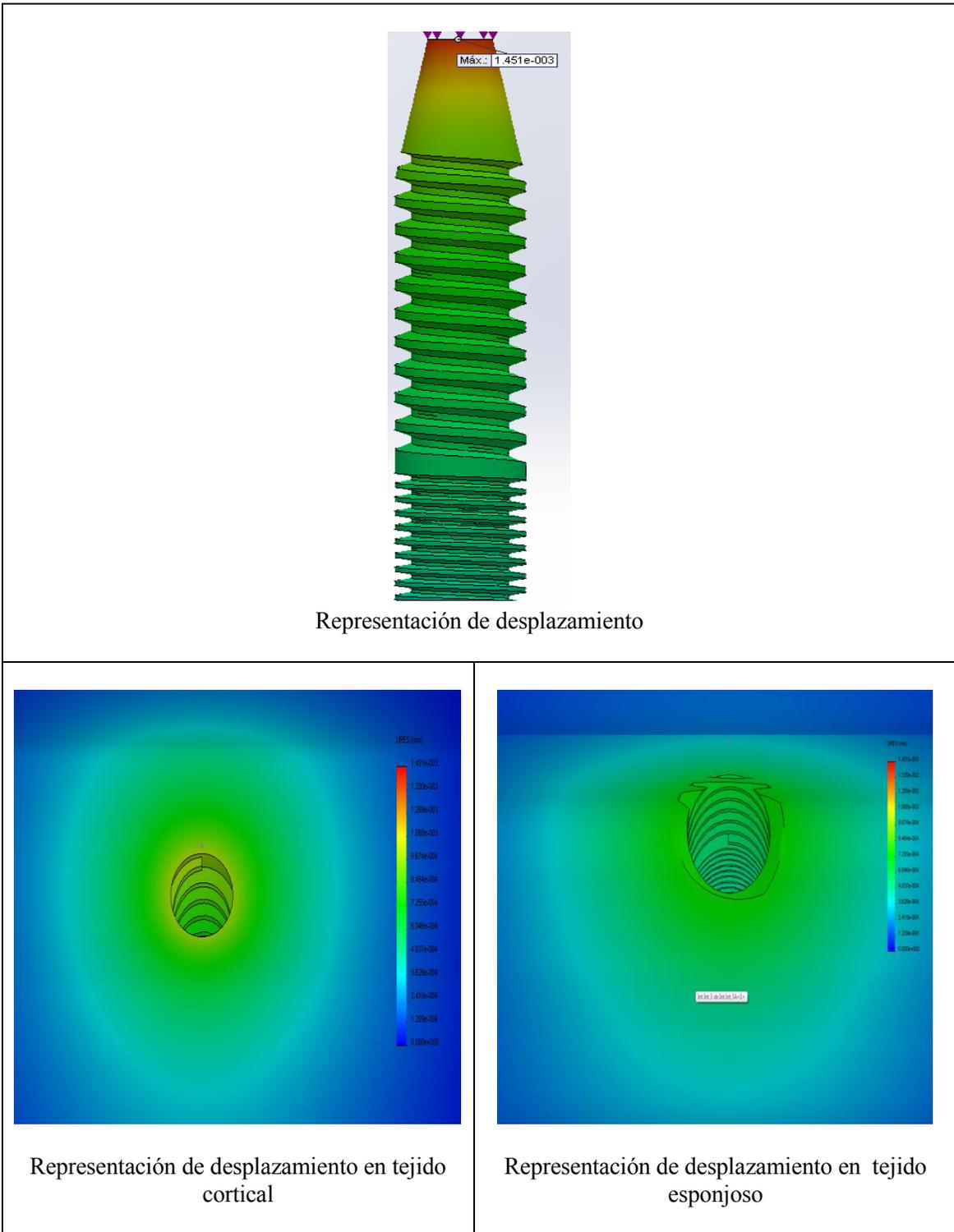
Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.28: Representación de tensiones en el roscado y huesos maxilares, implante 3



Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.29: Representación de desplazamiento en el roscado y huesos maxilar, implante 3

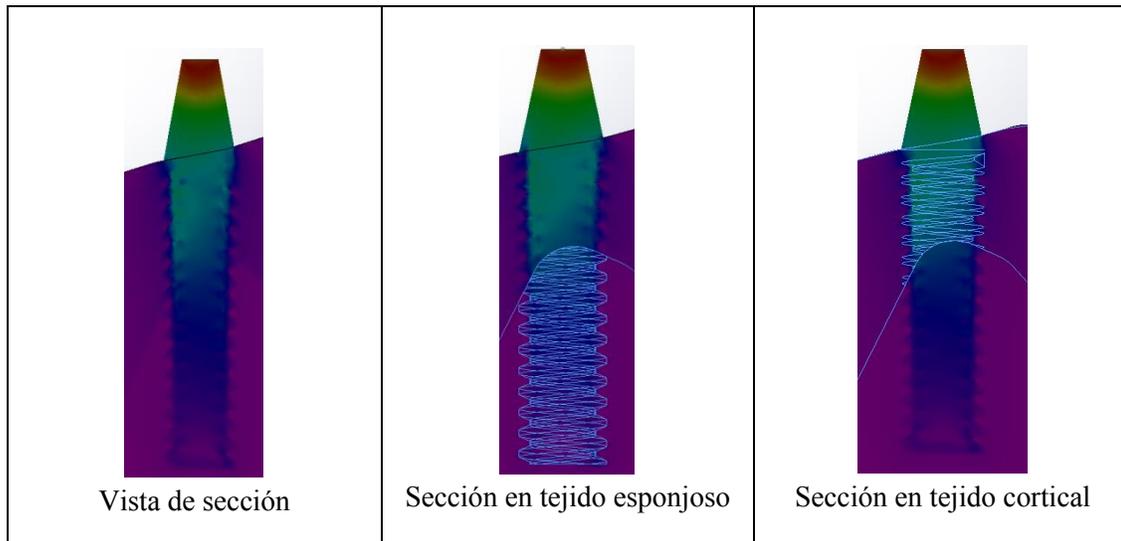


Fuente: Elaboración propia

Implante 4

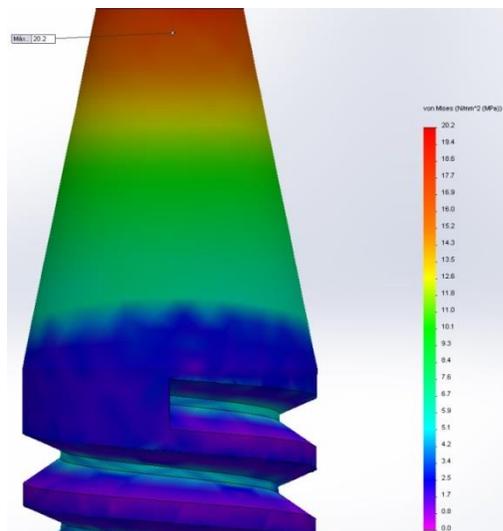
En las Fig. 4.30, 4.31, 4.32 y 4.33 se muestran las distribuciones de tensión y desplazamiento para el implante 3, donde se observan las variaciones a través del implante, del hueso cortical y esponjoso.

Fig. 4.30: Distribución de tensiones en el ensamblaje implante/hueso, vista de sección implante 4

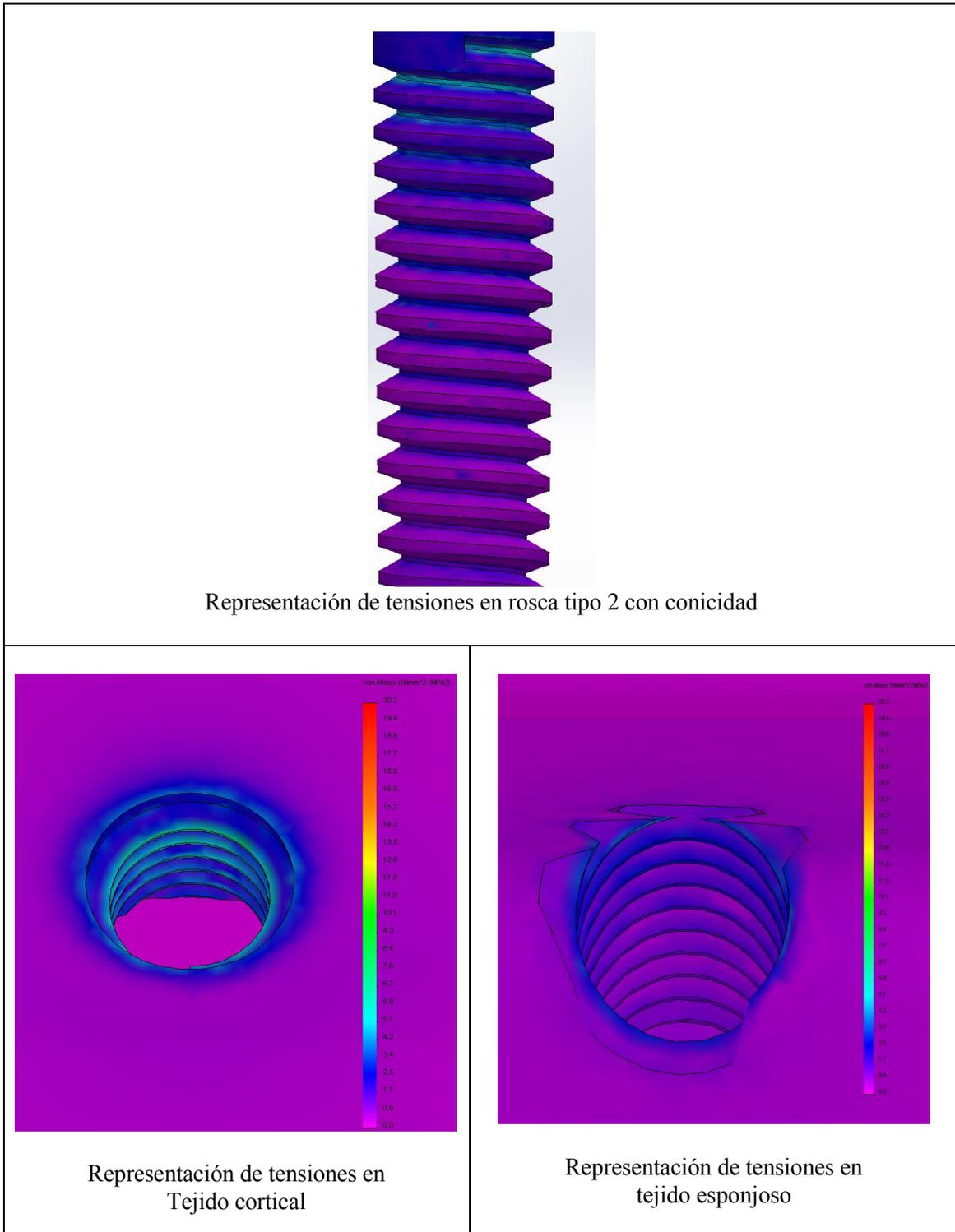


Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.31: Representación de tensiones, cabeza implante 4

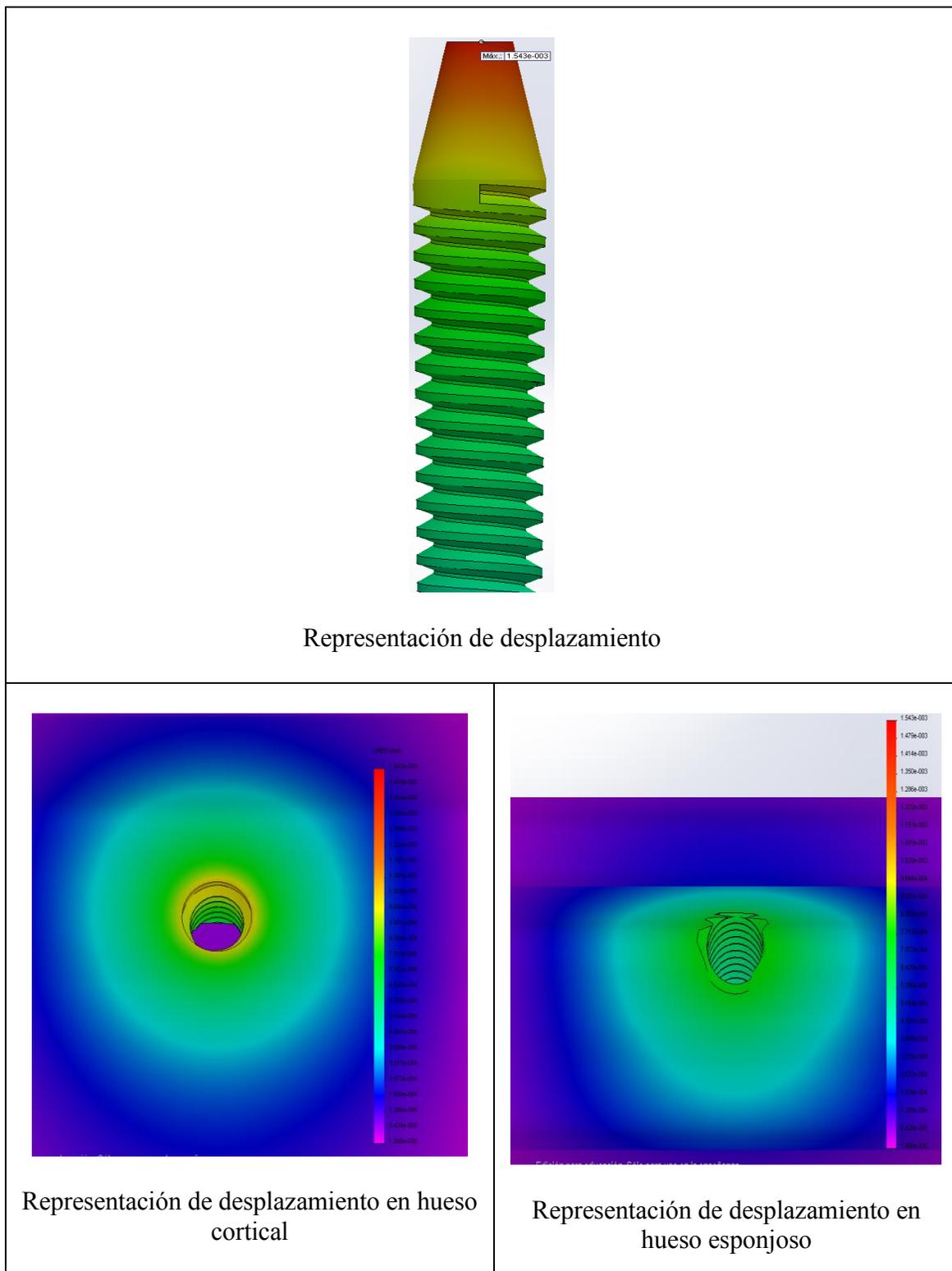


Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.32: Representación de tensiones en el roscado y huesos maxilares, implante 4

Fuente: Elaboración propia

Fig. 4.33: Representación de desplazamiento en el roscado y huesos maxilar, implante 4



4.6 Resultados

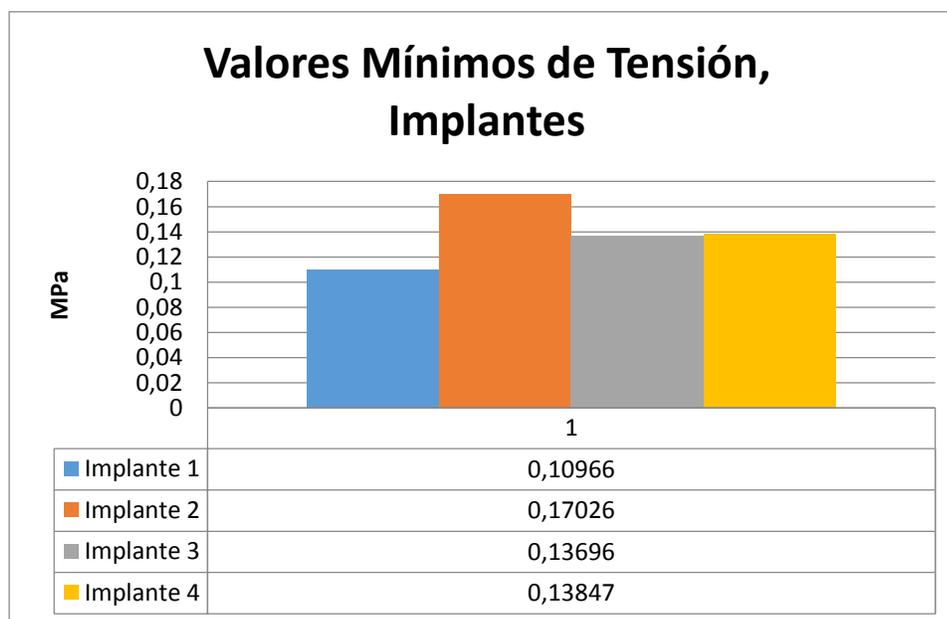
Los resultados de la simulación se marcan en la Tabla 4.3 y Tabla 4.4 donde se muestran los valores máximos, mínimos y el promedio de los resultados de tensiones y desplazamientos de los 4 implantes propuestos, tomando como referencia los implantes roscados, ya que poseen una mejor fijación y distribución de esfuerzo, facilitando la oseointegración, junto a una estabilización entre el implante y el hueso maxilar.

Tabla 4.3: Tabla de tensiones

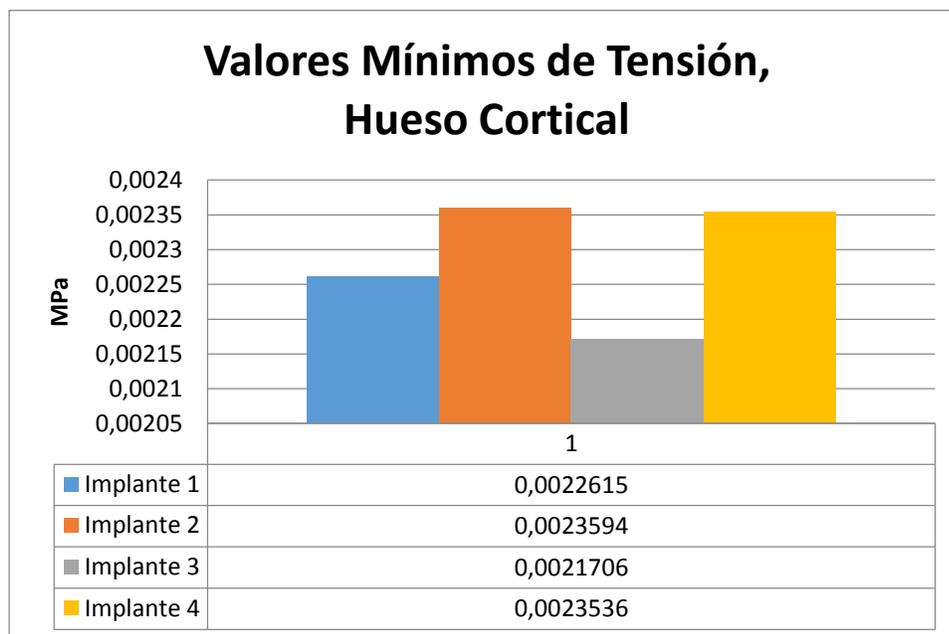
	Implante			Hueso Cortical			Hueso Esponjoso		
	Tensión Mínima	Tensión Máxima	Promedio	Tensión Mínima	Tensión Máxima	Promedio	Tensión Mínima	Tensión Máxima	Promedio
Implante 1	0.10966	19.94	3.2315	0.0022615	8.6698	0.10452	0.012787	4.8231	0.077703
Implante 2	0.17026	20.391	3.1594	0.0023594	8.5006	0.098907	0.012559	4.4256	0.076275
Implante 3	0.13696	20.043	2.8313	0.0021706	7.8841	0.09765	0.013082	4.4201	0.081794
Implante 4	0.13847	20.237	3.0608	0.0023536	7.8946	0.10287	0.012461	5.1023	0.079124

Fuente: Elaboración propia

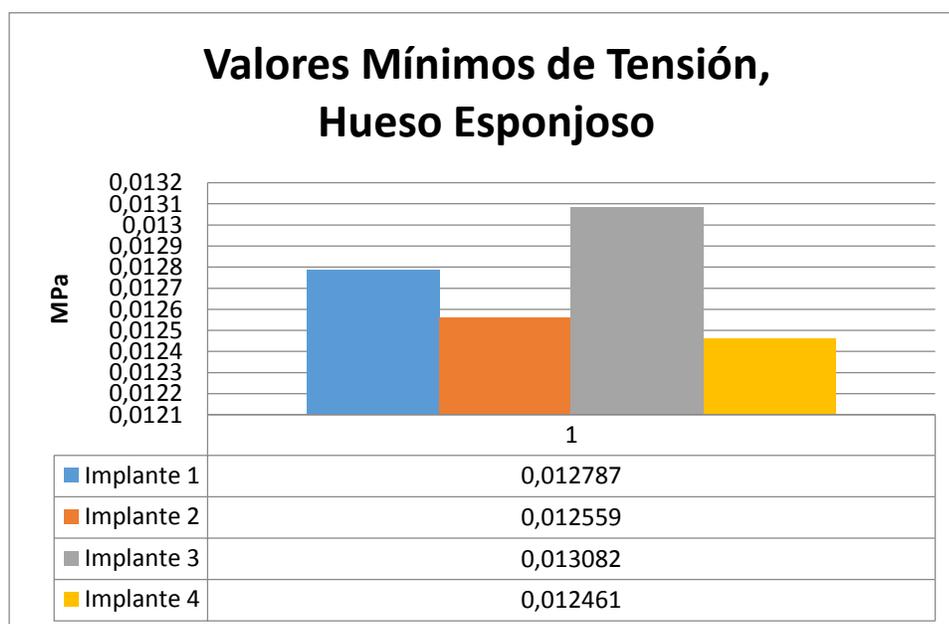
Tabla 4.4: Valores mínimos de tensiones, implantes



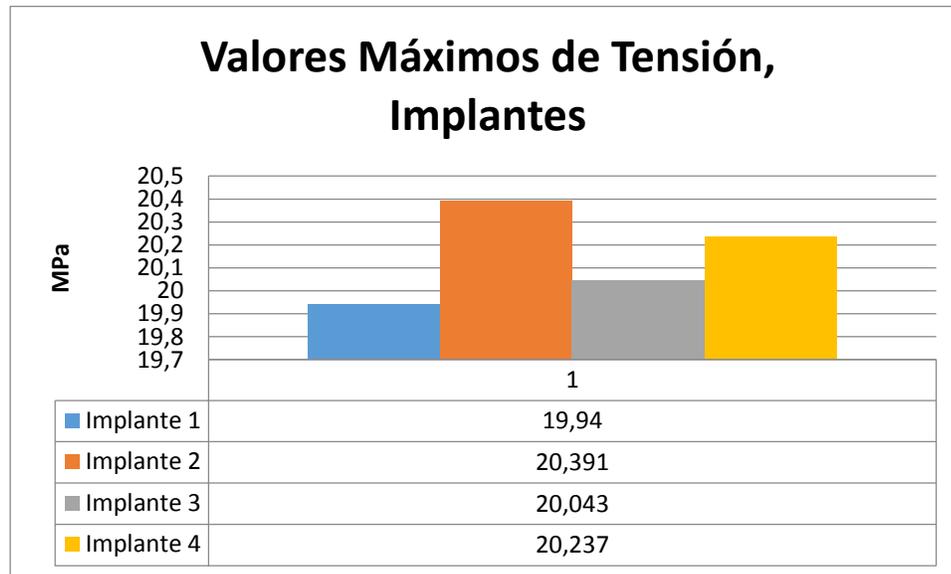
Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.5: Valores mínimos de tensiones, hueso cortical

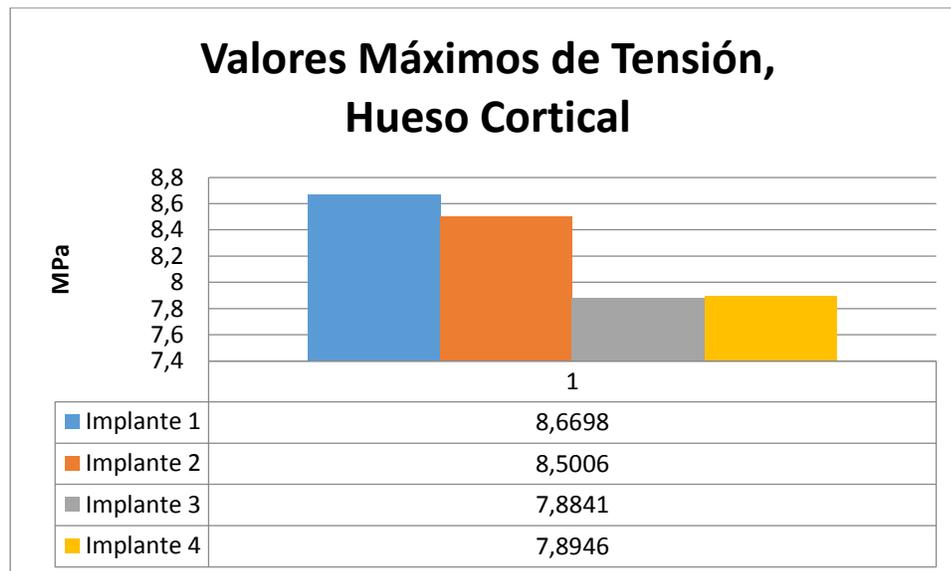
Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.6: Valores mínimos de tensiones, hueso esponjoso

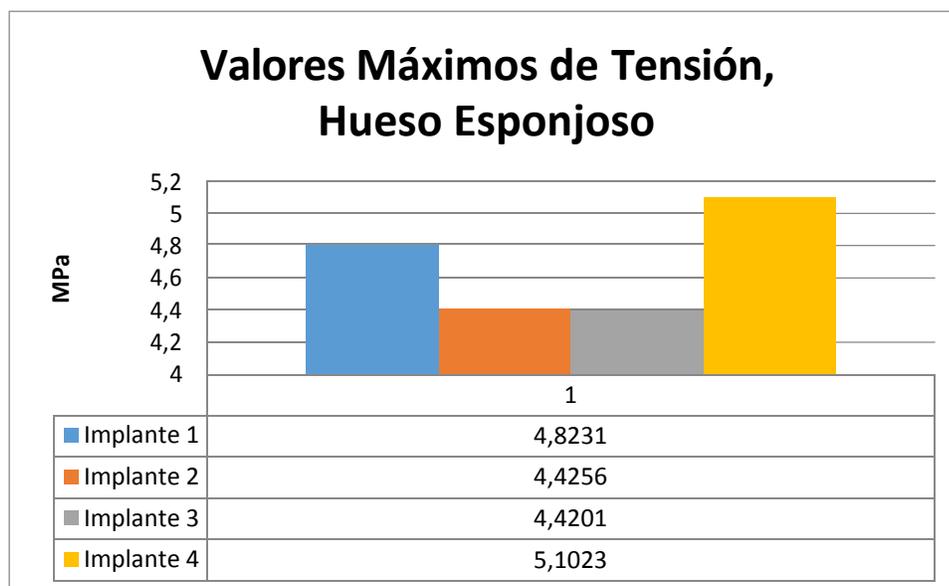
Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.7: Valores máximos de tensiones, implantes

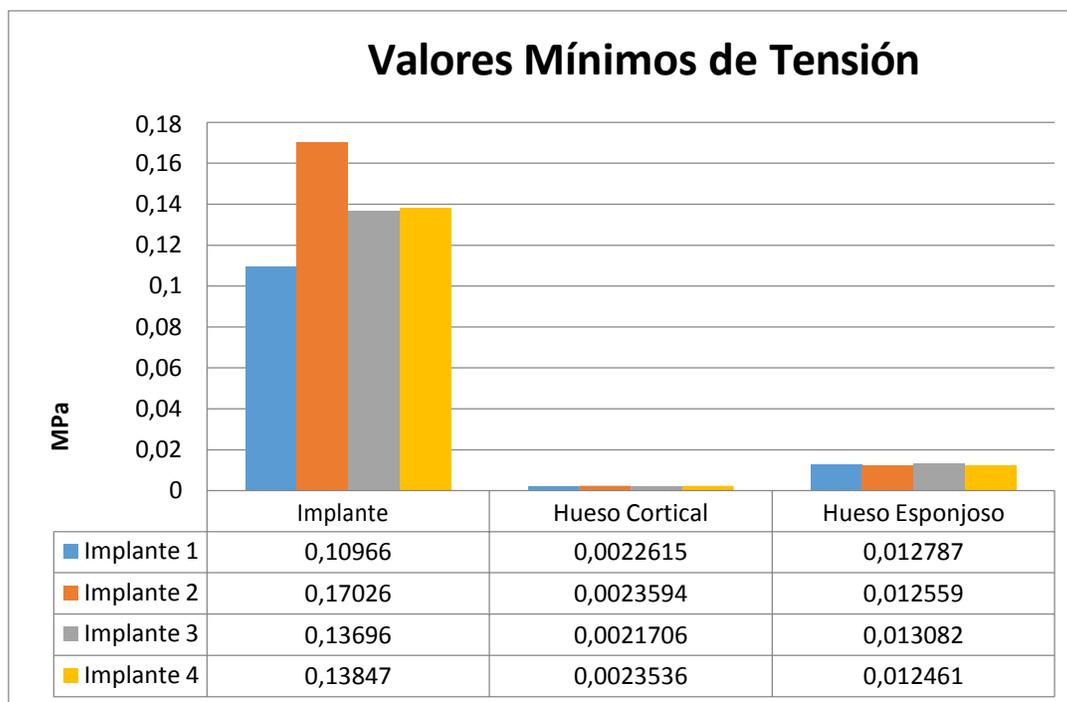
Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.8: Valores máximos de tensiones, hueso cortical

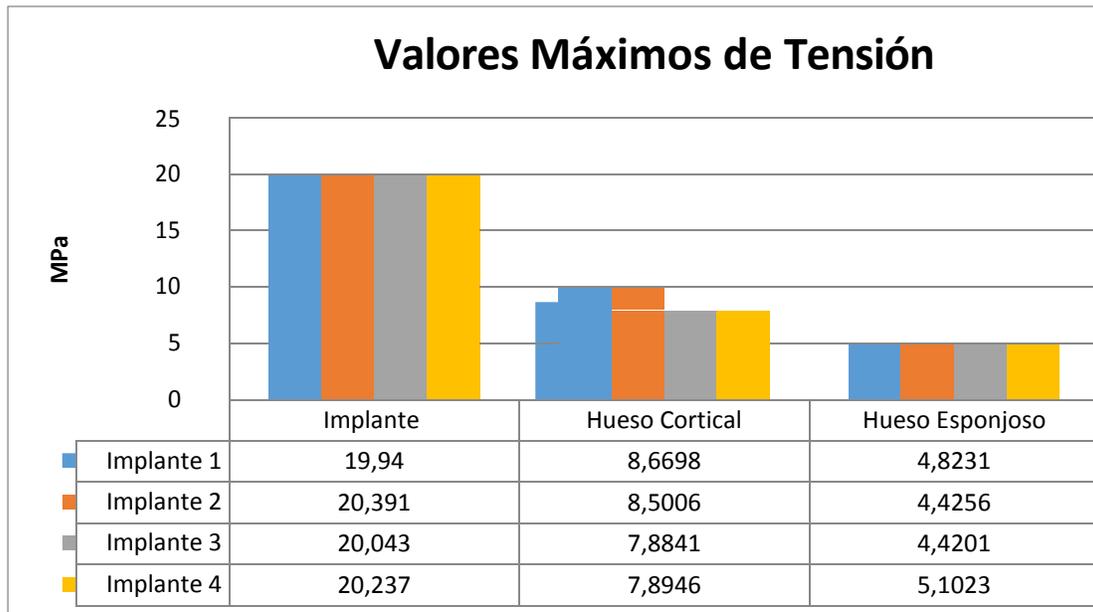
Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.9: Valores máximos de tensiones, hueso esponjoso

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.10: Tabla de valores mínimos de tensiones

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.11: Tabla de valores máximos de tensiones

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.12: Tabla de desplazamiento

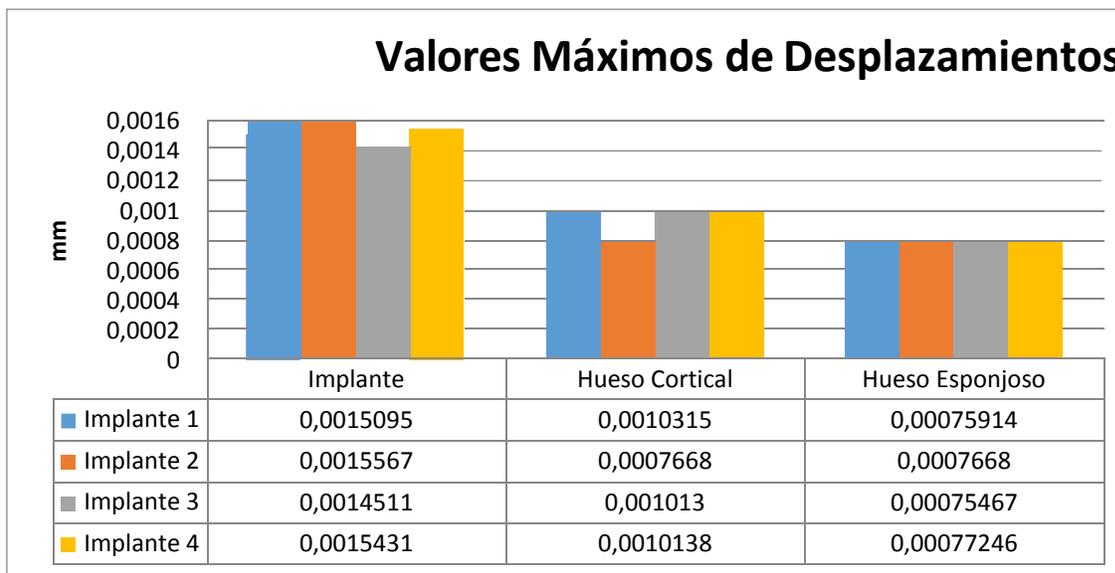
	Implante			Hueso Cortical			Hueso Esponjoso		
	Desplaz. Mínimo	Desplaz. Máximo	Promedio	Desplaz. Mínimo	Desplaz. Max.	Promedio	Desplaz. Mínimo	Desplaz. Máximo	Promedio
Imp. 1	0.0004 4978	0.0015 095	0.000738 75	1e-030	0.0010 315	0.000109 58	1e-030	0.000759 14	0.000134 47
Imp. 2	0.0004 6785	0.0015 567	0.000741 83	1e-030	0.0007 668	0.000134 04	1e-030	0.000766 8	0.000134 04
Imp. 3	0.0004 2571	0.0014 511	0.000671 01	1e-030	0.0010 13	0.000107 4	1e-030	0.000754 67	0.000139 12
Imp. 4	0.0004 886	0.0015 431	0.000753 12	1e-030	0.0010 138	0.000110 37	1e-030	0.000772 46	0.000141 34

Fuente: Elaboración propia

Se observa en la Tabla 4.10 y 4.11 los valores máximos y mínimos encontrados en el implante, hueso cortical y hueso esponjoso, observándose que los valores máximos en el implante se encuentran en el implante 2, y los esfuerzos más bajos en los huesos maxilares se encuentran el implante 3, siendo este el mejor de los cuatro ya que transfiere los valores de tensión más bajos al hueso adyacente.

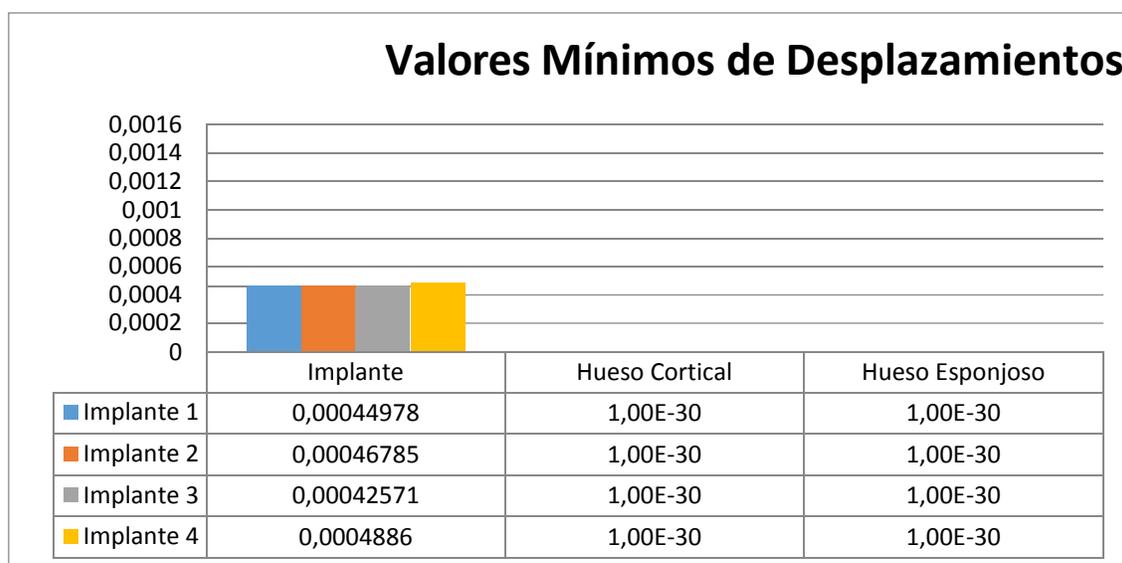
Los desplazamientos máximos y mínimos, de los cuatro implantes propuestos como se observa en la Tabla 4.13, son valores muy pequeños los cuales se pueden considerar como valores inalterable para el tejido óseo.

Tabla 4.13: Tabla de valores máximos de desplazamiento



Fuente: Elaboración propia

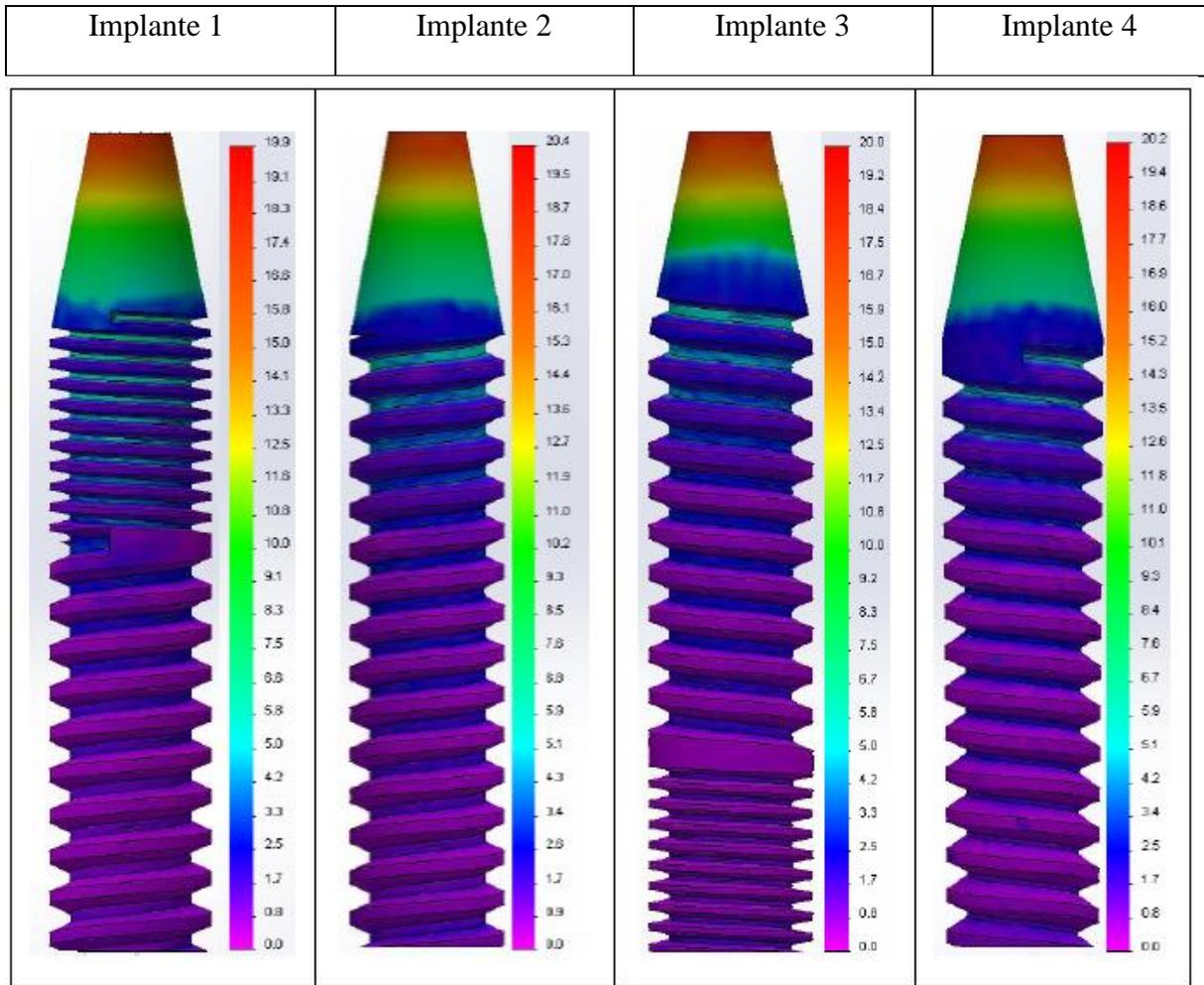
Tabla 4.14: Tabla de valores mínimos de desplazamientos



Fuente: Elaboración propia

La distribución de tensiones, valores máximos y mínimos, se observa a través de la gama de colores en la Tabla 4.15. Comparando las tensiones de los cuatro implantes, los resultados en los implantes y huesos maxilares, la distribución de tensiones no tiene una variación considerable entre ellos, ubicándose las tensiones máximas en el plano horizontal en la parte superior para los cuatro casos con valores de 19.9MPa, 20.4MPa, 20MPa y 20.2MPa respectivamente para cada implante como se observa en la Tabla 4.15.

Tabla 4.15: Comparación de distribución de tensiones en los implantes



Fuente: Elaboración propia

4.7 Discusión de resultados

El análisis con elementos finitos se simuló con una carga de 70N. Este análisis se aplica en cada uno de los cuatro implantes modelados. Esta evaluación permite conocer los efectos generados en la interfaz implante – hueso, debido a la carga aplicada. Estos efectos son: los valores y la distribución de los esfuerzos equivalentes en Von Mises en el implante; así como los desplazamientos mínimos y máximos en el tejido cortical y en el tejido trabecular.

4.7.1 Esfuerzos en el implante y en el hueso

El esfuerzo equivalente de Von Mises es un valor que depende de los esfuerzos normales y cortantes generados en cada elemento de la malla, por lo tanto se obtiene este valor como el esfuerzo normal máximo en el implante. De igual manera se obtienen los valores y la distribución de esfuerzos cortantes en la superficie del hueso para determinar las posibilidades de falla. Los cálculos de los esfuerzos dependen únicamente de la carga aplicada y del área de los elementos de la malla, por lo tanto estos valores obtenidos son valores aproximados.

4.7.2 Deformación del hueso

Se compararon los implantes 2 y 4, los cuales obedecen a una geometría similar, con la diferencia que el implante 4 posee una conicidad con el mismo tipo de rosca obteniéndose que el implante 2 posee un mayor desplazamiento que el implante 4, siendo el máximo desplazamiento de los cuatro modelos planteados. De igual forma se comparó el desplazamiento en los implantes 1 y 3, tomando como referencia la variación del tipo de rosca, siendo el implante 3 poseedor de los desplazamiento más bajos entre los 4 modelos.

Los desplazamientos en la interfaz ósea en los cuatro casos, se obtuvieron valores diferentes, destacando el implante 2 como el que transmite menor desplazamiento máximo al hueso cortical y el implante 3 con menor desplazamiento máximo al hueso esponjoso con un diferencia en comparación a los otros 3 modelos.

Es importante hacer referencia sobre la magnitud de la carga aplicada, puesto que este valor, comparado con las fuerzas de oclusión que se aplican en la cotidianidad, por ejemplo, para morder una zanahoria se requiere una fuerza de 2.41N^6 , de manera que los valores de tensiones y desplazamientos obtenidos en el hueso y en el implante para este estudio, puede ser significativamente elevados ante situaciones reales.

Este estudio se realizó aplicando una carga estática uniaxial en la parte superior del implante, esta carga induce un esfuerzo normal por compresión en el implante y un esfuerzo cortante en la matriz ósea. En los resultados arrojados por el simulador, se puede observar que el máximo esfuerzo equivalente de Von Mises en el implante, es inferior al esfuerzo de fluencia de las aleaciones de titanio en los cuatro casos. Por lo tanto, se puede afirmar que el implante no falla con estas condiciones de carga. El caso más crítico se presenta en el implante 2 donde el máximo esfuerzo equivalente de Von Mises es de 20.391MPa , siendo menor al valor de la resistencia del implante.

De igual manera se observa que el máximo esfuerzo cortante en la matriz ósea, es inferior a la mitad del esfuerzo de fluencia del hueso trabecular. De aquí se concluye que el hueso, según estas condiciones de carga no falla por cortante. El caso más crítico se encuentra en el implante 3, donde el esfuerzo cortante máximo en el hueso equivale al 6.061% del cortante máximo del tejido trabecular.

⁶ Frost HM. Bone mass and the mechanostat: a proposal. *Anatomical Record* 1987; 219: 1-9

Los cuatro implantes tienen los mayores esfuerzos equivalente en la región superior, cerca al plano horizontal donde se aplica la carga, sin embargo estos valores, así como su área no son significativos con respecto al cortante máximo del material y al tamaño total del implante, por esta razón no se consideran esfuerzos críticos. Los implantes 2 y 4 presentan los mayores esfuerzos equivalentes en el plano horizontal donde se aplica la fuerza, alcanzando un valor de 20.391MPa.

El implante 3, no posee el valor máximo más bajo entre los cuatro implantes, pero si posee el valor de tensión más bajo transmitido al hueso maxilar, teniendo este el valor más bajo de desplazamiento máximo en el implante.

La selección del tipo de rosca en conjunto con el área de contacto debido a la geometría del implante pueden ser importantes para reducir los esfuerzos cortantes. Se propone desarrollar otros estudios relacionados con la respuesta de diferentes diseños bajo diferentes condiciones de carga, así como el desarrollo de una evaluación comparativa sobre optimización de la geometría del implante. Otros análisis por elementos finitos pueden desprenderse de este estudio, relacionados con la incidencia de las cargas oclusales en el implante insertado sobre diferentes densidades óseas. Software más avanzado aumenta la rigurosidad del estudio, dando resultados más aproximados con menor porcentaje de error.

Conclusiones

Después de la toma de datos con el software Mimics, y el diseño junto con la simulación con el software SolidWorks, habiendo obtenido resultados, se ha podido llegar a las siguientes conclusiones:

1. La era de los implantes parte desde la prehistoria, que con el tiempo ha ido evolucionando, buscando un diseño de implante capaz de dar una mejor calidad de vida, brindando una estética para la reconstrucción facial de los pacientes.
2. La alimentación influye mucho en la fijación y regeneración del hueso, por lo que para pacientes de edad se busca una implementación de suplementos alimenticios los cuales favorezcan la regeneración ósea.
3. Importancia de saber cómo se transmiten las cargas en el implante hacia el hueso maxilar, ya que la aleación de titanio soporta grandes esfuerzos debido a su elevada resistencia, siendo el hueso, un material menos resistente que el mismo implante.
4. El material que posee mejores propiedades para una mejor oseointegración y fijación al hueso es el titanio, el cual fue descubierto por Per-Ingvar Branemark mientras realizaba pruebas en conejos. Materiales como zirconio o biopik aún están siendo estudiados, buscando una mayor resistencia y biocompatibilidad para la implantología dental.
5. Las simulaciones son resultados aproximados a la realidad con un porcentaje de error, ayudando a tener una idea del comportamiento real de las piezas simuladas, siendo esto un estudio de prefactibilidad antes de la iniciación de manufactura la cual tiene costos elevados.
6. La realización de pruebas a nivel de simulación son resultados aproximados a la realidad, por lo que se debe realizar pruebas físicas posteriores a la simulación con su respectivo seguimiento para poder sustentar y fundamentar con márgenes de errores más pequeños para poder definir cuál es el mejor diseño que favorezca la

oseointegración y la fijación, post a la operación.

7. De los cuatro implantes probados, el que posee el valor de esfuerzo más alto es el implante 2, el cual posee una característica de paso mayor por todo el cuerpo del implante, ocupando el segundo lugar en los valores máximos de tensión transmitidos al maxilar.
8. De los cuatro implantes probados, el que posee los menores esfuerzos de tensión transmitidos al hueso maxilar es el implante 3, el cual tiene una característica de doble rosca, lo cual es adecuado ya que lo que se busca bajos esfuerzos en los maxilares para mantener una mejor fijación sin causar problemas durante el tratamiento.
9. Un ingeniero mecánico debe asumir parámetros de simulación para la obtención de resultados, tratando de que los resultados sean resultados coherentes que se asemejen a casos no absurdos con la realidad, siendo estos resultados aproximados.
10. Los implantes roscados, dentro de todos los tipos de implantes, son aquellos que tiene mejor desempeño en la implantología. Estos implantes posee una mejor distribución de esfuerzo y una mejor fijación, favoreciendo la oseointegración
11. El software educativo, Solidworks, puede ser una herramienta utilizada para investigación a nivel académico, promoviendo a nivel universitario trabajos de investigación, ampliación de conocimientos, mejorando destrezas y el desempeño de ellos.
12. Finalmente, para investigaciones futuras, propondría realizar un diagnóstico más complejo del estudio, variando los tipos de carga, las magnitudes y los diseños de los implantes, buscando un implante el cual transmita valores de esfuerzos de tensiones menores a los límites de tensión y compresión del hueso.

Bibliografía

1. Acevedo JP, Cooper HM, Tirreau VT, Nuñez F. Descripción del traumatismo dentoalveolar en pacientes adultos. RDC. 2006; 97 (1): 8 – 13
2. Agüero German, C. G. A. Trabajo Final para Técnico Superior en prótesis dental.
3. Agüero German, C. G. A. Trabajo Final para Técnico Superior en prótesis dental.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Imp 1986; 1: 11-25.
5. Alloy Wire Internacional. Acero inoxidable 316LVM, de www.alloywire.com
6. Aseguradora del sector dental (2012). Premios S.P.A. Editores (V). de www.dentistasiglo21.com
7. Balandra Ortiz. M. (2012). Diseño de implantes dentales a la medida para el área maxilar. Universidad Nacional Autónoma de México. México D. F., Ciudad Universitaria. pág. 7-8
8. Belda Berenguer, S., Gil Prades, P., Magallon Lopez, A., Gil Boix, J. V. Imágenes medicas. Trabajo de la Universidad de Valencia, Escuela universitaria de Fisioterapia
9. Berman L, Blanco L, Cohen S. Manual clínico de traumatología dental. 1r. Edicion. Amsterdam: Elsevier; 208
10. Biblioteca virtual Academic. Diccionario médico. Osteocitos www.esacademic.com
11. Biomedical Signal and Image Processing, Kayvan Najaran y Robert Splinter, 2006 by Taylor & Francis Group, pag. 305- 306
12. Biomedical Signal and Image Processing, Kayvan Najaran y Robert Splinter, 2006 by Taylor & Francis Group, pag. 295
13. Biomedical Signal and Image Processing, Kayvan Najaran y Robert Splinter, 2006 by Taylor & Francis Group, pag. 333 – 335
14. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxiapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. Int J Oral Maxillofac Imp 1996; 11: 626-633.

15. Bollen CML, Papaioannou W, Van Eldere J, Schepers C, Quirynen M, Van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and periimplant mucositis. *Clin Oral Imp Res.* 1996; 7: 201-211.
16. Brunski JB, Slack JM. Carga ortodoncia en los implantes: consideraciones biomecánicas. En Higuchi KW, eds. *Aplicaciones ortodoncias en implantes osteointegrados.* Caracas: AMOLCA; 2002: 89-109.
17. Brunski JB, Slack JM. Carga ortodoncia en los implantes: consideraciones biomecánicas. En Higuchi KW, eds. *Aplicaciones ortodoncias en implantes osteointegrados.* Caracas: AMOLCA; 2002: 89-109.
18. Bushong, Stewart Carlyle (2008). *Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica.* (9ª ed.). Elsevier. ISBN 978-84-8086-636-1.
19. Cabrini RL, Guglielmotti MB, De la Torres A, Renou SJ. Effect of total body irradiation on peri-implant tissue reaction: An experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(5):468-472
20. Cabrini RL, Olmedo DG, Guglielmotti MB. A quantitative method to evaluate corrosion products in tissues. *Acta Odontol Latinoam* 2003;16(1-2):27-33
21. Carro, B. F. (2012). *Análisis de la estética y la remodelación ósea en implantes postextracción rehabilitados de manera inmediata con coronas unitarias atornilladas.* Facultad de Estomatología. Departamento de medicina y cirugía buco facial.
22. Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2004; 19 suppl: 109-13.
23. Colgate, actualidades (2013). ¿Para qué sirve cada uno de los dientes?. *Salud bucal* www.vidayestilo.terra.com
24. De Souza Pinto, A. V., De Souza, F. L., Bellinghausen Neto, A. E., Arambulo, N., Boniati, D., De Souza Pinto, M. Today's dilemma: when substitute natural hopeless teeth by osseointegrated implants. www.misimplantescolombia.blogspot.com
25. Departamento de Electrónica Automática y Bioingeniería. *Fundamentos de Imágenes Médicas. Imágenes en Medicina UNSJ.* Argentina de www.dea.unsj.edu.ar
26. Dr. Gómez De Salazar (2013). *Tipos de implantes.* Salazar Clínica Dental. Dentista en Getafe www.dentistagetafe.com
27. Dr. Juan G. Gener. (2009). *Masticación unilateral y tratamiento de ortodoncia como factores de riesgo de disfunción temporomandibular.* Universidad de Ciencias Médicas Matanzas. *Rev. Med. Electrón.* v.31 n.6 Matanzas
28. Dr. Latorre Aguayo, R. M. *Implantes oseointegrados.* Colombia www.implantesoseointegrados.cl

29. Dr. Oscar N. García-Roco Pérez, Dra. Esther Ma. Castillo Betancourt, Dra. Caridad Padilla Alcaina, Lic. Zoila Pérez González. (2007). Reseña historia de la implantología dental. Odontología y Estomatología. www.portalesmedicos.com
30. Dr. Pupo Pupo, R. (2009). Tradición, Historia y Cultura. Universidad de La Habana, Departamento de Filosofía a partir de ww.lettras-uruguay.espaciolatino.com
31. Dr. Tango. Mediline Plus, Información de salud para usted. Caries dentales, de www.nlm.nih.gov
32. Dr., García Roco, O. (2007). Historia de la medicina y la enfermería. Odontología y estomatología. Instituto superior de ciencias médicas “Carlos J. Finlay”. Facultad de estomatología. Camagüey. Cuba de www.portalesmedicos.com
33. Dra. Patricia E. Alfaro Moctezuma. Dr. José Martín Núñez Martínez. Dr. Fernando Ángeles Medina. Dra. Gabriela Romero Esquiliano.(2012). Bite force: Its importance in chewing, its measurement and its clinical determinants. Part I. Revista ADM LXIX NO. 2. P.P. 53-7
34. F.J. GIL, M.P. GINEBRA, J.A. PLANELL. C.R.E.B. Centre de Recerca d'Enginyeria Biomèdica. Dept. Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica. Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Barcelona. Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona (1999). Conceptos básicos en biomecánica. Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. Biomecánica, VII, 13 (73-78).
35. Fontijn-Tekamp FA, Van der Bilt A, Abbink JH, Bosman F. Swallowing threshold and asticatory performance in dentate adults. *Physiol Behav* 2004; 83:431-6.
36. Friberg B, Sennerby L, Meredith N. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20 month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 28: 297-303.
37. Gonzalez Sánchez, R. (2009). Origen y evolución de los implantes dentales. Revista Habanera de Ciencias Médicas. . Universidad de Ciencias Médicas de la Habana. Cuba a partir de www.scielo.sld.cu
38. Graf H, Zander HA. Tooth contact patterns in mastication. *J Prosthet Dent* 1963; 13:1055- 66.
39. Hagberg C. Assesments of bite force: a review. *J Craniomand Dis* 1987;1:162-9.
40. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV; Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral maxillofac Imp*2001; 16: 475-485.
41. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV; Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral maxillofac Imp*2001; 16: 475-485.

42. Implantes Dentales (2013). Centro de informacion acerca de implantes dentales, complicaciones y precios, de www.implantesdentaleshq.com
43. Implants BIOPIK. Implantes dentales no metálicos, de www.imi-iso.com/es
44. Ing. Barragan, L. Unidad 5: Biomateriales. Instituto tecnológico de Tijuana. <http://www.slideshare.net/herovalrey/biomateriales>
45. Izquierdo-Barba, J. M. García-Martín, R. Álvarez, A. Palmero, J. Esteban, C. Pérez-Jorge, D. Arcos, M. Vallet-Regí (2014). Nanocolumnar coatings with selective behavior towards osteoblast and Staphylococcus aureus proliferation. www.quimica.es
46. Jorge R. Flores, Miguel Yapur A., José Luis Santos(2007). Las imágenes médicas y su importancia en el diagnóstico de las enfermedades. Un enfoque desde el punto de vista de la ingeniería. AESPOL Comunica, Edición #2-Año 1, octubre.Guayaquil, Ecuador, de www.fiec.espol.edu.ec
47. Kapur KK. Veterans administration cooperative dental implant study-comparisons between fixed partial dentures supported by blade vent implants and removable part dentures.Part II.Comparisions of success rates and periodontal health between two treatments modalities. J Prosth Dent 1989; 62: 685-703
48. Kenneth, J. Anunsavice (2011). Phillips, Science of Dental Materials (XI).
49. Kim Y, Oh Tj, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Impl Res 2005; 16:26-35.
50. Klein-Nuleng J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. Path Biologie 2005;53:576-80.
51. Klein-Nuleng J, Bacabac RG, Mullender MG. Mechanobiology of bone tissue. Path Biologie 2005;53:576-80.
52. La Habana (2005). La memoria y los cesares. La Jiribilla, revista digital de cultura cubana, (IV) a partir de www.lajiribilla.cu
53. Learn.Genetics. Genetic science learning center. University of UTAH, Health sciences www.learn.genetics.utah.edu
54. Mallqui Herrada, L. L1, Hernández Añaños, J.F. Traumatismos dentales en dentición permanente. Rev Estomatol Herediana. 2012. Universidad Cayetano Heredia. 22(1):42-49.
55. Martínez Gonzales J. M., Cano Sánchez J. Campo Trapero J.,Martinez Gonzales M. J. S., García Saban, F. (2002), Diseño de los implantes dentales: Estado actual. Avances en Periodoncia v.14 n.3 Madrid
56. Mateus Gaviria, E. Periodista Metal Actual. Biometales, mercado potencial para el sector metalmecánico de www.metalactual.com

57. Mendonça G, Mendonça DBS, Aragão FJL, Cooperb LF. Advancing dental implant surface technology - from micron- to nanotopography. *Biomaterials* 2008; 29(28):3822-3835.
58. Ministerio de salud, gobierno de Chile. Promoción y prevención en salud bucal. www.saludbucal.minsal.cl
59. Nicholson PH, Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Davie MW, Dequeker J, Van der Perre G. Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone. *Med Eng. Phys* 1997; 19: 729-37.
60. O' Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadáver study. *Clin Impl Dent Rel Res* 2000; 2 (2): 85-92
61. Parfitt AM. "Osteocytes: The link between strain, structure and strength". En: "ASBMR. 26th Annual Meeting Webcast. Plenary Symposium II: New insights into bone strength: Harold M. Frost memorial session" de. www.app2.capitalreach.com
62. Patricia dos Santos C., Evelyn M. Kogawa, José R. Pereira Lauris, Paulo C. R. Conti (2006). Avaliação da influência do gênero e do bruxismo na força máxima de mordida. *Appl. Oral Sci.* vol.14 no.6 Bauru
63. Pérez-Albacete Martínez, C.(2012). Valoración mecánica, histológica e histomorfométrica de implantes dentales de Zirconia modificados por láser de femtosegundo vs implantes de Titanio en hueso cicatrizado. Estudio experimental en perros American Fox Hound a tres meses. Universidad de Murcia. pág. 25 - 27
64. Peyron MA, Blanc O, Lund JP, Woda A. Influence of age on adaptability of human mastication. *J Neurophysiol* 2004; 92:773-9.
65. Portal web, Implantes Dentales HQ, Centro de Información Acerca de Implantes Dentales, Complicaciones y Precios, de www.implantesdentaleshq.com/
66. Revista Habanera de Ciencias Médicas versión On-line ISSN 1729-519X
67. Rho et. Al. (1995). Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med. Eng. Phys*, 17(5), 347-355.
68. Rho JY, Tsui TY, Pharr GM. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* 1997; 18:1235-30.
69. Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. *Rev Tec Des* 2004; 2:0-27.
70. Robling AG, Burr DB. Recovery periods restore mechanosensitivity to dynamically loaded bone. *Journal of Experimental Biology* 2001;204:3389-99.
71. Rodan GA, Martin TJ. Role of osteoblasts in hormonal control of bone resorption-a hypothesis. *Calcified Tissue International* 1981; 33:349-51.

72. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses. A review. *J dent* 2002; 30:271-82.
73. Technical Datasheet (2000). Titanium Alloy Ti 6Al-4V ELI de www.carttech.ides.com
74. The dental clinic Blogspot. Tipos de implantes dentales. Todo odontología.
75. Tonetti MS. Determination of the success and failure of rootform osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res* 1999; 13: 173-180
76. Tran N, Webster TJ. Nanotechnology for bone materials. *Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol* 2009;1(3):336-351
77. V. Amigó Borrás, Estudio de la influencia de los tratamientos térmicos en la microdureza y microestructura de aleaciones Co-Cr-Mo, VIII Congreso Nacional de Propiedades Mecánicas de Sólidos, Gandia 2002.
78. Van der Meulen MCB, Huiskes R. Why mechanobiology? A survey article. *J Biomech* 2002; 35:401-4.
79. Van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11(19): 123-36.
80. Vilador Voegeli, A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Springer. Pag.41
81. Villar García, L. D., Márquez Preciado, R. (2015). Regeneración dental: El futuro de la odontología. Saber más, Revista de divulgación de la Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, de www.sabermas.umich.mx
82. Water treatment solutions. Lenntech. Propiedades químicas del Niobio. De www.lenntech.es
83. Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding.
84. Zioupos P. Accumulation of in vivo fatigue microdamage and its relation to biomechanical properties in ageing human cortical bone. *J Microsc* 2001;201:270-8.
85. Zioupos P. In vivo fatigue microcracks in human bone. Material properties of the surrounding bone matrix. *Eur J Morphol* 2005;42:3-41.