



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

**Análisis del comportamiento mecánico del conjunto
implante dental-prótesis ubicado en huesos con
distintas densidades ante cargas fisiológicas**

*Analysis of the mechanical behaviour of the dental
implant-prosthesis assembly located in bones with
different densities faced with physiological loads*

Autora

Sara Lairla García

Director

Javier Bayod López

Codirectora

María Prados Privado

Universidad de Zaragoza

**Grado en Ingeniería de Diseño Industrial y Desarrollo de Producto
2019**

Análisis del comportamiento mecánico del conjunto implante dental-prótesis ubicado en huesos con distintas densidades ante cargas fisiológicas

Resumen

Los implantes dentales son unos dispositivos médicos destinados a ser los sustitutos de un diente perdido o ausente. Hacen la función de una raíz artificial y están fabricados de materiales biocompatibles como el titanio, que favorece una adecuada osteointegración implante - hueso. Hoy en día son muchas las personas que utilizan implantes dentales, pero existen casos en los que las personas rechazan los implantes. Este fenómeno puede deberse a numerosas causas, una de ellas, y la clave del estudio del proyecto, la densidad ósea.

En este proyecto se estudia el comportamiento mecánico de un implante dental frente a cuatro densidades óseas distintas. Se analizan las zonas del implante y, principalmente, del hueso donde aparecen concentraciones de tensiones y se pondrán mejoras de diseño del implante para reducir estas concentraciones de tensiones. Además, también se realiza un estudio de mercado de los tipos de implantes dentales existentes.

Para la realización del estudio se han creado modelos 3D y se ha realizado el ensamblaje de los mismos. A los modelos se les han asignado unas propiedades y condiciones de contorno que simulan un caso real de un implante frente a un hueso. Tras este análisis se han obtenido los resultados de tensiones del implante y del hueso con cada una de las cuatro densidades.

En el análisis de los resultados de tensiones se observa una mayor vulnerabilidad en las zonas de la rosca del orificio del hueso, donde los valores de tensiones son mayores. En el implante las zonas más vulnerables son las zonas del pilar, justo por encima del implante, y la parte de la rosca, donde las tensiones superan el límite elástico del material. Por último, cabe destacar que el estudio realizado puede servir de ayuda para posteriores proyectos, ya que a día de hoy, no existe casi literatura relacionada con los análisis de implantes dentales frente a distintas densidades óseas.

Analysis of the mechanical behaviour of the dental implant prosthesis assembly located in bones with different densities faced with physiological loads

Abstract

Dental implants are medical devices destined to be the substitutes for a lost or missing tooth. They work as an artificial root and are made of biocompatible materials such as titanium that favors adequate bone-implant osseointegration. Nowadays, there are many people who use dental implants, but there are cases in which people reject implants. This phenomenon may be due to numerous causes, one of them and the key to the study of this project, bone density.

This project studies the mechanical behaviour of a dental implant against four different bone densities. The areas of implants and, mainly, bone are analyzed where stress concentrations appears and improvements of the implant design will be proposed to reduce these stress concentrations. In addition, a market study of different existing dental implants is also analyzed.

For the realization of the study, 3D models have been created and their assembly has been carried out. Properties and boundary conditions have been assigned to the models to simulate real case of an implant against a bone. After this analysis, the results of implant and bone stresses have been obtained with each four densities.

In the analysis of the results of stresses a big vulnerability is observed in areas of the thread of the bone hole, where the values of stresses are bigger. In the implant, the most vulnerable areas are the abutment areas, just above the implant where stresses exceed the elastic limit of the material, and the thread part. Finally, it should be noted that the study can be helpful for future projects, actually, there is almost no literature related to the analysis of dental implants against different bone densities.

Agradecimientos

He de agradecer la realización de este proyecto a mi director y a mi codirectora por su paciencia, ayuda y buenos consejos. También he de agradecer a mi familia y a mi pareja por animarme a seguir en todo momento con el proyecto.

ÍNDICE

MEMORIA

1. Introducción	8
1.1. Objetivo general	9
1.2. Metodología	9
1.3. Cronograma	10
1.4. Línea de investigación	10
1.5. Descripción de los apartados	10
2. Implantes dentales	12
2.1. Definición y aspectos generales	13
2.2. Partes de un implante dental	14
2.3. La importancia de la osteointegración	16
2.4. Funciones de los implantes dentales	17
2.5. Estudio de mercado de tipos de implantes dentales	17
2.5.1. Clasificación según la colocación del implante en el hueso	17
2.5.2. Clasificación según la conexión implante-pilar	19
3. Modelo de elementos finitos	23
3.1. Ensamblaje del modelo	24
3.2. Materiales	29
3.2.1. Aleación de Titanio	29
3.2.2. Aleación de Cromo - Cobalto	30
3.2.3. Hueso	32
3.3. Condiciones de contorno y cargas	34
3.4. Análisis de convergencia de la malla	36
3.5. Abaqus CAE	39
4. Resultados	40
4.1. Características del análisis	41
4.2. Tensiones	42
4.2.1. Características de la distribución de tensiones	42
4.2.2. Distribución de tensiones en el implante	43
4.2.3. Distribución de tensiones en el hueso	47
5. Discusión	50
5.1. Limitaciones	52
5.2. Ventajas del proyecto	52
6. Conclusiones	53
7. Propuestas de mejora	57
8. Bibliografía	59

ÍNDICE

ANEXOS

ANEXO 1: Implante dental vs diente natural _____	65
ANEXO 2: Procedimiento de osteointegración en implantes dentales _____	66
ANEXO 3: Alternativas a los implantes dentales _____	67
ANEXO 4: Ventajas e inconvenientes de los implantes dentales _____	68
ANEXO 5: Técnicas de regeneración ósea _____	69
ANEXO 6: Importación del modelo en Abaqus CAE _____	70
ANEXO 7: Asignación de materiales en Abaqus CAE _____	72
ANEXO 8: Cálculos en el Cluster del i3A de la Universidad de Zaragoza _____	74
ANEXO 9: Programas utilizados _____	75
ANEXO 10: Resultados _____	76
ANEXO 11: Dificultades encontradas _____	83



INTRODUCCIÓN



Introducción

1.1 Objetivo general

El objetivo del proyecto es analizar el comportamiento del conjunto implante dental-prótesis localizado en huesos con diferentes densidades ante cargas fisiológicas.

En este estudio se va a tener en cuenta la influencia de las cargas fisiológicas a introducir sobre el conjunto del implante para observar su comportamiento con el objetivo de conocer las posibles tensiones generadas. Se realizarán los cálculos correspondientes y se analizará el comportamiento de dicho conjunto con cuatro densidades óseas mediante un programa de elementos finitos.

Además, se analizarán también los tipos de implantes dentales existentes y las diferencias que existen entre ellos. Se compararán los resultados obtenidos del comportamiento del implante con otros estudios y se propondrán mejoras de diseño según los resultados obtenidos de los análisis de tensiones.

1.2 Metodología

Una vez recopilada la información necesaria sobre los implantes dentales, así como el abanico de posibilidades existentes en el mercado, se procede al estudio de las características más importantes. También se llevará a cabo un estudio de mercado de los tipos de implantes dentales que existen y sus características.

En cuanto a la geometría, para realizar el ensamblaje del conjunto implante dental-prótesis se parte de los modelos geométricos de los tres componentes del implante, para ello se utilizará el programa *SolidWorks versión 2018*. Además, también se ha utilizado este programa para modelar tanto el hueso donde rosca el implante, como la corona semiesférica.

Se utilizará el programa *Abaqus CAE versión 6.14-5*, para aplicar el material adecuado al conjunto, para analizar la convergencia del tamaño de malla adecuado, para crear las cargas y para la aplicación de las condiciones de contorno. Se realizarán los cálculos y se analizarán los resultados de las tensiones ante huesos con distintas densidades.

Cabe añadir que debido al gran tamaño de los archivos hace que sea imposible su cálculo en un ordenador convencional, y por ello los cálculos serán ejecutados en el Cluster del I3A, para el que ha sido necesario pedir una cuenta de usuario para poder acceder.

Una vez se hayan obtenido los diferentes resultados, se incluirá un apartado de discusión en el que se comparan los resultados con otros estudios realizados, se redactarán las conclusiones finales del proyecto y se comprobará que cumplen con los objetivos propuestos inicialmente.

Para finalizar, se realizarán propuestas de mejora de diseño para evitar zonas con grandes concentraciones de tensiones.



Introducción

1.3 Cronograma

Las fases que se han llevado a cabo para la realización de este proyecto son las siguientes:

- Lectura y comprensión de la información sobre prótesis e implantes dentales y de la terminología empleada en este tipo de sector.
- Recopilación de datos y análisis de la información.
- Estudio de mercado de los tipos de implantes dentales existentes.
- Ensamblaje del conjunto con el que se van a realizar todas las simulaciones y cálculos.
- Tratamiento y análisis de convergencia de la malla adecuada.
- Aplicación de materiales, cargas y condiciones de contorno en el modelo.
- Cálculo por elementos finitos.
- Análisis y comparación de los resultados obtenidos.
- Propuestas de mejora de los implantes dentales según los resultados obtenidos.
- Redacción de la memoria y anexos.

1.4 Línea de investigación

El proyecto se ha desarrollado en el departamento de Ingeniería Mecánica, concretamente en el área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras en la Universidad de Zaragoza.

Es un trabajo nuevo, que hasta donde se tiene constancia, no existe ningún estudio científico que analice el comportamiento de las cuatro densidades óseas frente a un mismo implante.

1.5 Desglose de los apartados

En los apartados en los que se descompone el proyecto se detalla todo el estudio realizado, como la información general relacionada con la implantología dental, el proceso seguido para llevar a cabo el estudio y los análisis, los resultados y conclusiones obtenidas.

En el apartado 1 se muestra una introducción general del proyecto, como el objetivo general, la metodología seguida, cronograma y línea de investigación en la que se ha enfocado el proyecto.

En el apartado 2 del proyecto se realiza una explicación sobre los implantes dentales, en la que se detallan aspectos como qué son los implantes dentales, las partes de las que se componen, la importancia de la osteointegración y el estudio de mercado de los tipos de implantes dentales que existen, entre otros. Este apartado es fundamental para la comprensión del resto del proyecto.



Introducción

1.5

Desglose de los apartados

En el apartado 3 se explica el modelo de elementos finitos, con la descripción de la geometría de la que se parte para realizar el estudio, el modo en el que se ha realizado el modelado de los componentes y el ensamblaje de los mismos. Además, también se detalla información de los materiales utilizados en cada componente, las condiciones de contorno impuestas, las cargas y la convergencia del tratamiento de malla.

En el apartado 4 se exponen los resultados de tensiones obtenidas con cada uno de los modelos de las cuatro densidades óseas, dividiendo entre los resultados de tensiones obtenidos, por un lado, en el implante, y por otro lado, en el hueso.

El apartado 5 contiene la discusión, en la que se comparan los resultados obtenidos con la literatura disponible a día de hoy.

En el apartado 6 se explican las conclusiones obtenidas tras la obtención de los resultados y en el apartado 7 se realizan propuestas de mejora de diseño para evitar zonas con grandes concentraciones de tensiones.

Finalmente, en el apartado 8 queda recogida la bibliografía utilizada para el correcto desarrollo del proyecto.

Como apoyo al resto de apartados, se incluyen anexos que profundizan y explican con detalle otros aspectos interesantes del estudio, pero no se considera información primordial para el entendimiento del proyecto. En el apartado de anexos se muestra información principalmente relacionada con los implantes dentales, el modelo geométrico, programas utilizados y ampliación de los resultados obtenidos, entre otros.

2

IMPLANTES DENTALES



Implantes dentales

2.1 Definición y aspectos generales

Un implante dental es un dispositivo médico destinado a ser el sustituto de la raíz de un diente perdido o ausente [1]. Están fabricados con metales biocompatibles o con cerámicas, ya que no producen reacción de rechazo y permiten su unión al hueso. La mayoría de los implantes actuales se elaboran con titanio o con una aleación del mismo, aunque, en ocasiones, también se utiliza zirconio. La diferencia entre un implante dental y un diente natural queda reflejada en el *Anexo 1*.

Gran parte de los implantes dentales utilizados en la actualidad son dispositivos de rosca endóseos, de forma cilíndrica o cónica, que se insertan en el hueso maxilar. La inserción de los implantes en el hueso se basa en la osteointegración, que consiste en la retención de un implante mediante el contacto directo con las células vivas del hueso [2].

La superficie del implante puede presentar diferentes texturas y recubrimientos, los cuales se utilizan habitualmente para aumentar su adhesión al hueso [1] (osteointegración si es de titanio y biointegración si es de un material cerámico).

Una de las características de los implantes dentales es que aunque tienen cierto movimiento, al igual que los dientes naturales gracias al ligamento periodontal, aportan estabilidad total en la boca gracias a su inserción en el hueso.

La colocación de implantes (*Figura 1*) es un proceso personalizado para cada paciente, ya que se adaptan a distintas necesidades y permiten: la sustitución de un solo diente, la sustitución de varios dientes o la sustitución de todos los dientes.

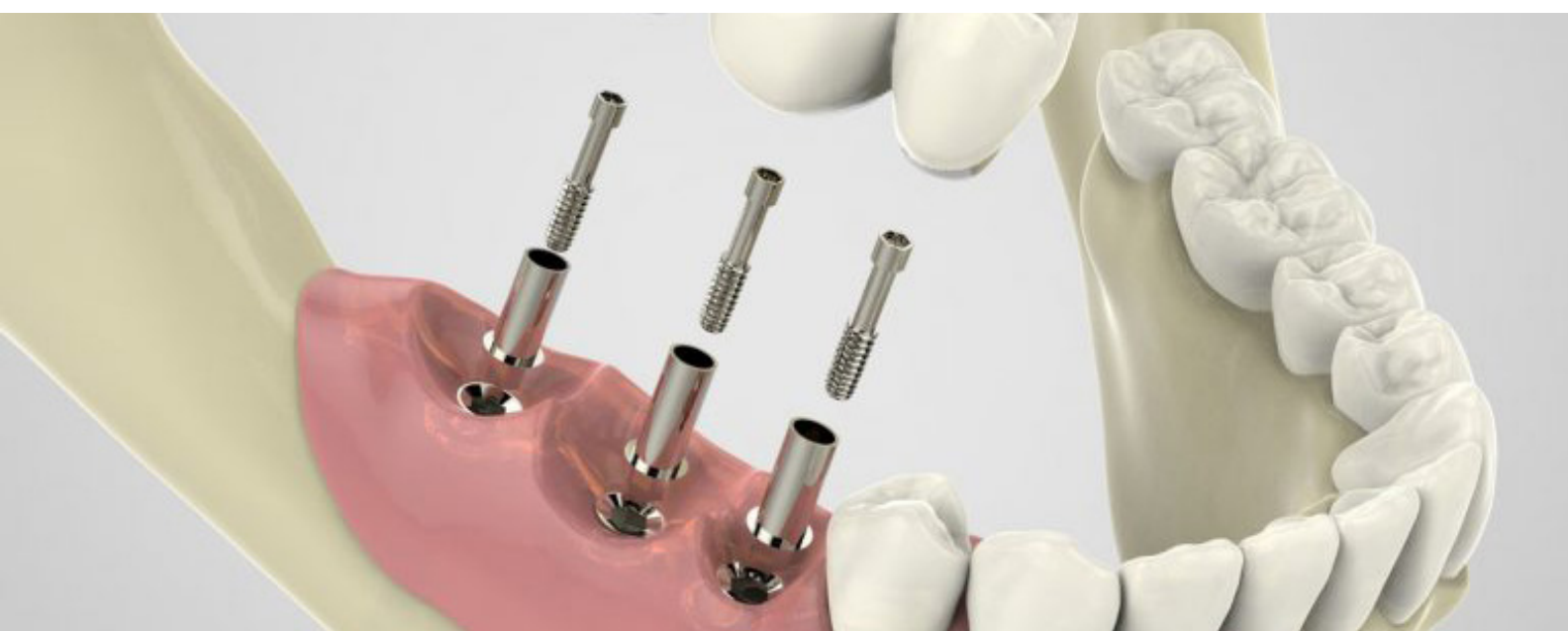


Figura 1. Colocación de implantes dentales [3]



Implantes dentales

2.2 Partes de un implante dental

De manera general, el tratamiento con implantes dentales requiere el uso de otros componentes, además del propio implante [1]. En este caso, el proyecto se centra únicamente en los componentes que se muestran en la *Figura 2*.



Corona



Tornillo Protésico



Pilar del Implante



Implante

Figura 2. Partes de un implante dental [4]



Implantes dentales

2.2 Partes de un implante dental

A continuación se detalla qué componentes se utilizan habitualmente en la clínica odontológica:

A. Implante

Se trata de la parte del implante dental que se diseña para ser introducido en el hueso maxilar con el fin de anclar los componentes protésicos. Hará la función de raíz y es donde después se anclará el pilar del implante y donde va a soportar el diente artificial que se une a él [5]. Generalmente tiene aspecto de tornillo, aunque también existen otros tipos. Dentro del implante va roscado el tornillo protésico.

Este componente presenta tres elementos (Figura 3):

1. Módulo de cresta: Es la parte superior del implante. Es aquella parte diseñada para retener el elemento protésico. Además, incluye un elemento antirotación, una conexión interna o externa. El módulo de cresta suele estar diseñado para reducir la invasión bacteriana [5].

2. Cuerpo del implante: Es la parte intermedia. Puede presentar diversos diámetros y longitudes, dependiendo de la raíz del diente que sustituya. También presenta diversas geometrías de rosca que le proporcionan más agarre al hueso. Está diseñado para transferir la presión y la tensión al hueso durante las cargas oclusales [5].

3. Ápice: Es la punta o parte final. En algunos casos tiene perforaciones para que el hueso crezca en su interior. También puede incluir un elemento antirotación, que consiste en unos lados aplanados o estrías en la región apical del cuerpo del implante que se utiliza cuando se introduce en el hueso [5].

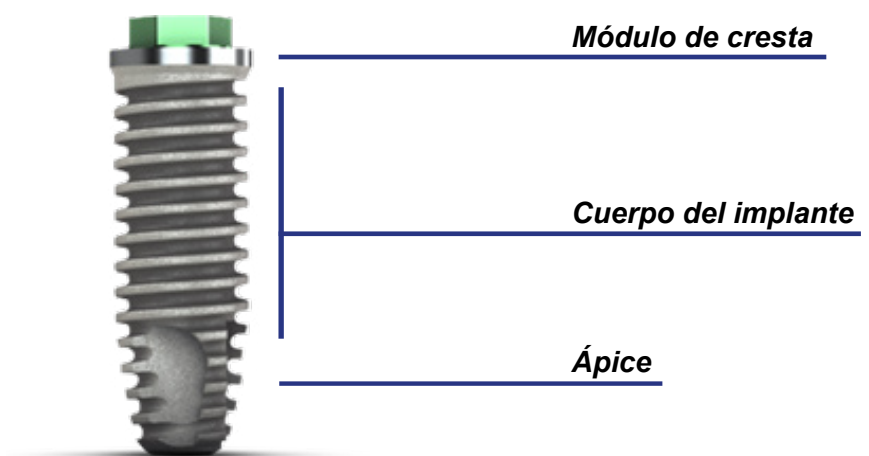


Figura 3. Partes del componente del implante [6]



Implantes dentales

2.2 Partes de un implante dental

B. El pilar del implante

Es la pieza que conectado con el implante, sostiene la prótesis. Su función es la de prolongar el implante sobre los tejidos blandos [7]. Los pilares tienen diferentes longitudes, de manera que se pueden adaptar a cualquier situación anatómica.

C. El tornillo protésico

Es la pieza que une el pilar con el implante. En la parte superior posee una zona roscada donde rosca la corona.

D. La corona

Es la parte visible del implante que se elabora de manera personalizada y la que nos otorgará su funcionalidad y estética. Es la imitación del diente natural [7]. Existen diversos tipos de coronas dentales según el material con el que estén hechas. Es importante que se fabriquen a partir de materiales biocompatibles, hipoalergénicos y que, a la vez, sean elementos fáciles de 'tallar' para poder moldearlas de manera que se puedan asemejar lo máximo posible al diente natural [8].

2.3 La importancia de la osteointegración

Una de las etapas principales para que un implante dental sea efectivo es que se produzca una adecuada osteointegración.

El proceso de osteointegración (*Figura 4*) se define como una unión sólida, directa, estructural y funcional entre el implante dental y el hueso natural del paciente. Un implante correctamente osteointegrado supone el éxito de la intervención quirúrgica. Esto ocurre en el 97,5% de los casos y ocurre cuando existe una perfecta fijación entre el implante y el hueso maxilar [7].

Sin embargo, en ocasiones no se produce una correcta osteointegración debido a que se ha podido generar tejido entre el hueso y el implante dental, y da lugar a la movilidad entre el implante y el hueso. Esto ocurre en un 2,5% de los casos [7].

Para más información sobre la osteointegración acceder al *Anexo 2*.

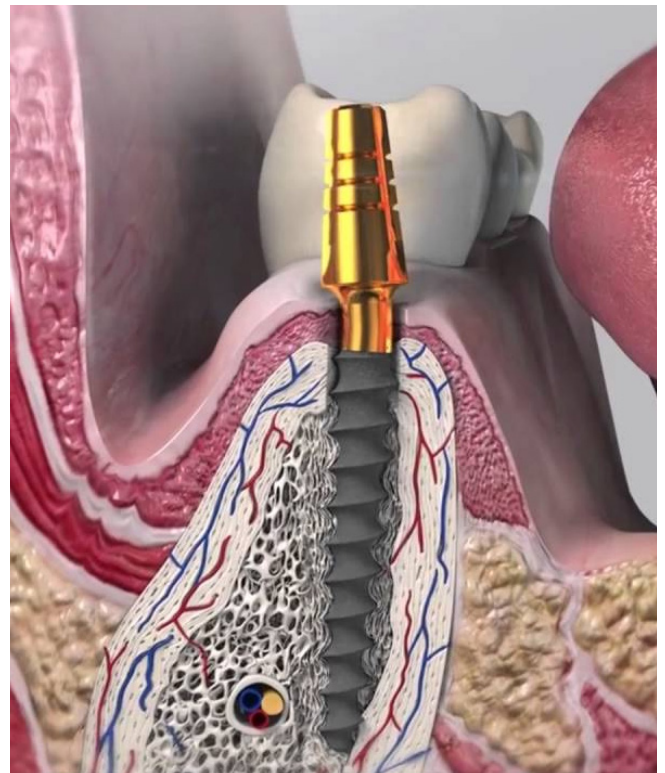


Figura 4. Proceso de osteointegración del implante en el hueso [9]



Implantes dentales

2.4 ¿Para qué sirven los implantes dentales?

Los implantes dentales deben cumplir tres funciones [7]:

1. Función estética

Las coronas que se colocan sobre el implante dental reponen la pieza que falta y mejoran la estética de la sonrisa.

2. Función oclusal

Los nuevos dientes favorecen la masticación durante las comidas, lo que hace que mejore la digestión y alivian el exceso de carga que reciben las piezas dentales adyacentes.

3. Función biológica

Dado que los dientes tienden a buscar el contacto entre sí, los implantes evitan que las piezas dentales vecinas se muevan e inclinen hacia el diente faltante, lo que favorece la aparición de espacios entre los dientes y el desarrollo de caries. Además, la ausencia de una raíz dental alojada en el maxilar provoca que el hueso se reabsorba y se reduzca.

2.5 Estudio de mercado de tipos de implantes dentales

En la actualidad, existen numerosos tipos de implantes dentales con el fin de adaptarse y satisfacer las necesidades de los diferentes pacientes. Los implantes dentales se pueden clasificar según su colocación en el hueso, y según el tipo de conexión que exista entre el pilar y el implante. En el *Anexo 3* se explican algunas alternativas a los implantes dentales. Las ventajas e inconvenientes de los implantes dentales se muestran en el *Anexo 4*.

2.5.1. Clasificación según el lugar de colocación de los implantes en el hueso

Existen 4 tipos de implantes según cómo se coloquen y fijen:

1. Implantes Subperiósticos

Estos implantes están basados en unas estructuras de metal que se colocan sobre el hueso de la mandíbula, justo por debajo del tejido de las encías. Disponen de unos postes que sobresalen a través de las encías, a los que se anclan los dientes artificiales [7].

Es un tipo de implante que no se utiliza con frecuencia y que se emplea en aquellos pacientes que no disponen de suficiente altura ósea para utilizar un implante que se osteointegre en el hueso [7].

2. Implantes Pterigoideos

Se utiliza en aquellos casos en los que existe poca cantidad de hueso. Son una alternativa de tratamiento en los casos donde no es posible la colocación de implantes un protocolo convencional en el maxilar [7].

2.5 Estudio de mercado de tipos de implantes dentales

3. Implantes Cigomáticos

Se trata de implantes roscados de entre 30 y 52,5 milímetros de longitud y que se fijan sobre el hueso del pómulo (cigoma) en aquellos casos en los que no existe suficiente hueso alveolar en el maxilar [7].

4. Implantes Endo-óseos

Este tipo de implantes son los más habituales y se colocan quirúrgicamente en el hueso maxilar o en la mandíbula. Su material biocompatible (al igual que en el resto de tipos de implantes) favorece que el implante se integre con el hueso en un proceso de osteointegración explicado anteriormente. Tras este proceso se coloca el diente artificial o corona, obteniendo así el aspecto natural de diente [7]. Este tipo de implante es el que se ha utilizado para ser analizado en el proyecto.

Este tipo de implantes pueden ser (Figura 5):

- **Cilíndricos:** El proceso para colocarlos suele ser más lento, ya que el hueso debe integrarse poco a poco, por lo que hoy en día no son muy utilizados. Tiene forma de cilindro y presenta dos perforaciones en su base, que permiten que el hueso se desarrolle en su interior, confiriendo una gran firmeza al implante completo [7].

- **Tornillo cónico:** Son los más utilizados y los que hemos utilizado para realizar el análisis del comportamiento mecánico del implante en el hueso [7].

Es uno de los tipos de implantes más utilizados en la actualidad debido a su rapidez en el proceso de osteointegración y la facilidad para su colocación.

- **Laminado:** Fabricado con láminas de titanio perforado para permitir el crecimiento del hueso en su interior, está indicado para pacientes con poco hueso alveolar [7].

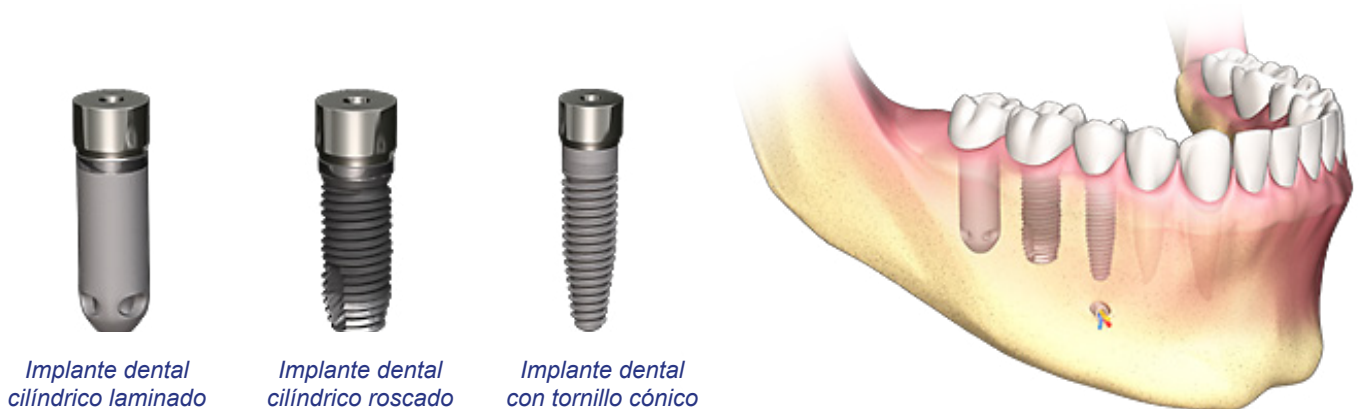


Figura 5. Tipos de implantes endo-óseos [10]

2.5 Estudio de mercado de tipos de implantes dentales

2.5.2. Clasificación según la conexión implante-pilar

Existen diferentes tipos de conexiones en implantes dentales. Estas conexiones son la parte de unión del pilar con el implante. Las dos conexiones más utilizadas se muestran en la *Figura 6 y 7*, y son: conexión externa e interna. Aunque, otra conexión destacable y que se ha utilizado para el desarrollo del proyecto, es la conexión conocida como Cono Morse, que es un tipo de conexión interna.

El factor distintivo que separa los dos tipos de conexiones es conocer si la conexión está por fuera o por dentro del cuerpo del implante. [11].

CONEXIÓN EXTERNA



Conexión externa significa que el pilar se conecta con el implante externamente a través de un tornillo [12].

CONEXIÓN INTERNA



La conexión interna se diferencia en que el hexágono está hacia abajo, hacia dentro del implante. Una de las ventajas de esta conexión es que produce una mayor estabilidad [12].

Figura 6 (izquierda) y 7 (derecha). Clasificación implantes según el tipo de conexión [13]



Implantes dentales

2.5 Estudio de mercado de tipos de implantes dentales

En este apartado se detalla más información respecto a los dos tipos de conexiones principales, la externa e interna.

CONEXIÓN EXTERNA

Los implantes con conexiones externas (*Figura 8*) se han ido modificando a lo largo de la historia, ya que presentaban una serie de problemas que hacían que no fueran adecuados para este tipo de aplicaciones.

El problema que presentan es que, en algunas ocasiones, se produce un aflojamiento de los tornillos, lo que lleva a la movilidad de los implantes y provoca la pérdida ósea en los implantes afectados produciendo enfermedades preimplantarias y un gran riesgo de pérdida de los implantes [12].

Algunas de las alternativas que se utilizan para atenuar los inconvenientes de esta conexión externa son [12]:

- Mejorar el diseño del tornillo
- El uso de materiales alternativos
- Precisión del ajuste sobre el hexágono
- Introducir una conicidad en la interfase

Este tipo de conexión es apropiada en casos de divergencia entre implantes, ya que facilita su rehabilitación y otorgan una gran resistencia [12].



Figura 8. Conexión externa de lo implantes dentales [14]



Implantes dentales

2.5 Estudio de mercado de tipos de implantes dentales

CONEXIÓN INTERNA

La conexión interna (*Figura 9*) surge de la necesidad de solventar los inconvenientes anteriormente citados, en la conexión externa, buscando una mayor estabilidad [12]. Algunas de las ventajas principales que presentan este tipo de conexiones son:

- Mejor absorción y distribución de las fuerzas
- Minimizan al máximo los micromovimientos
- Aflojamiento del tornillo nulo

Existen diferentes tipos de conectores internos de los implantes dentales, estos varían dependiendo el tipo de conexión del implante dental [12], ya que se necesita un pilar que se fije o que se enrosque al implante dental para poder colocar la corona.

- **Hexágono interno:** Un conector de hexágono interno es una abertura en la cabeza del implante dental en la que se enrosca el pilar. Este tipo de diseño permite proporcionar una apariencia más natural a la prótesis ya que la conexión está en el interior de la prótesis. Además, este tipo de conexión se considera un poco más estable, debido a que elimina y/o reduce el estrés, así como cualquier efecto de rotación que pueda ocurrir [12].

- **Octógono interno:** Un conector octógono interno tiene una abertura en la cabeza del implante dental en la que se enrosca la restauración o pilar. La conexión de Octógono Interno se considera unos de las más seguros en los implantes dentales, eliminando los efectos adversos de la distribución de la fuerza sobre la prótesis y el tornillo de implante. Las estructuras están pensadas para reducir la fatiga a largo plazo y para permitir un procedimiento de ajuste más fuerte entre la prótesis y el implante [12].

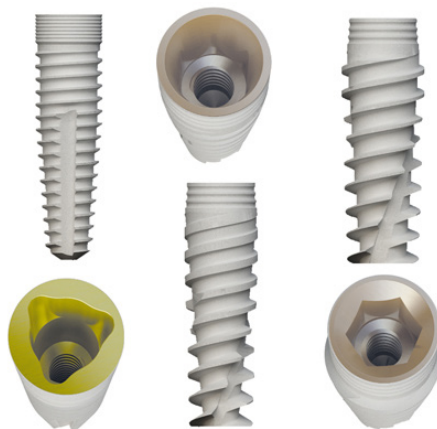


Figura 9. Conexión interna de los implantes dentales [15]



Implantes dentales

2.5 Estudio de mercado de tipos de implantes dentales

La conexión interior conocida como Cono Morse es la que se ha utilizado en el proyecto, por ello se va a detallar en qué consiste y cuáles son sus características principales.

CONEXIÓN CONO MORSE

La conexión Cono Morse (*Figura 10*) es un tipo de conexión interna a fricción que mejora la estabilidad mecánica a largo plazo [11]. Algunas de las ventajas que presenta este tipo de conexión son las siguientes [16]:

- Se trata de una conexión profunda que ofrece alta resistencia
- Gran estabilidad desde el punto de vista del pilar
- Sello cónico diseñado para evitar la migración de bacterias al implante.

Los implantes con conexión cónica optimizan el sellado bacteriano y la salud del tejido peri-implantar [17]. Además, poseen interfaz protésica única, independiente del diámetro del implante, lo que simplifica el proceso de colocación del implante, reduce el tiempo quirúrgico, aumenta la resistencia al torque de inserción y permite al profesional odontólogo la colocación de la prótesis ya con la previsión de la posición de la corona en relación al implante, proporcionando más seguridad, rapidez y versatilidad [17].

Este tipo de conexión ha sido el que se ha utilizado para el modelo geométrico y los diferentes análisis de tensiones en el proyecto.



Figura 10. Conexión interior cono morse de los implantes dentales [18]



MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

3.1 Ensamblaje del modelo

El modelo que se necesita para llevar a cabo el proyecto y poder realizar todos los análisis posteriores consta de cinco componentes. Antes de comenzar a modelar en 3D y ensamblar las diferentes piezas fue necesaria la investigación exhaustiva sobre implantes dentales (como se ha explicado en el apartado 2) y sobre cómo van unidos los diferentes componentes para que el implante resulte efectivo.

Para ello, se necesitan tener unos modelos lo más parecidos posibles a la realidad, para obtener, posteriormente, resultados fiables y con sentido en este tipo de líneas de investigación, como es la implantología oral.

Los componentes que se van a utilizar para los análisis son: el implante, el pilar, el tornillo, la corona y el hueso.

El objetivo principal del proyecto es saber cómo afectan al hueso las cargas que se aplican al modelo, por ello es necesario tener una pieza que simule el comportamiento del hueso.

En primer lugar, el proyecto se parte del modelo geométrico proporcionado de los tres componentes que conforman el implante dental. Estos componentes son el implante, el pilar y el tornillo, se muestran en la *Figura 11*.

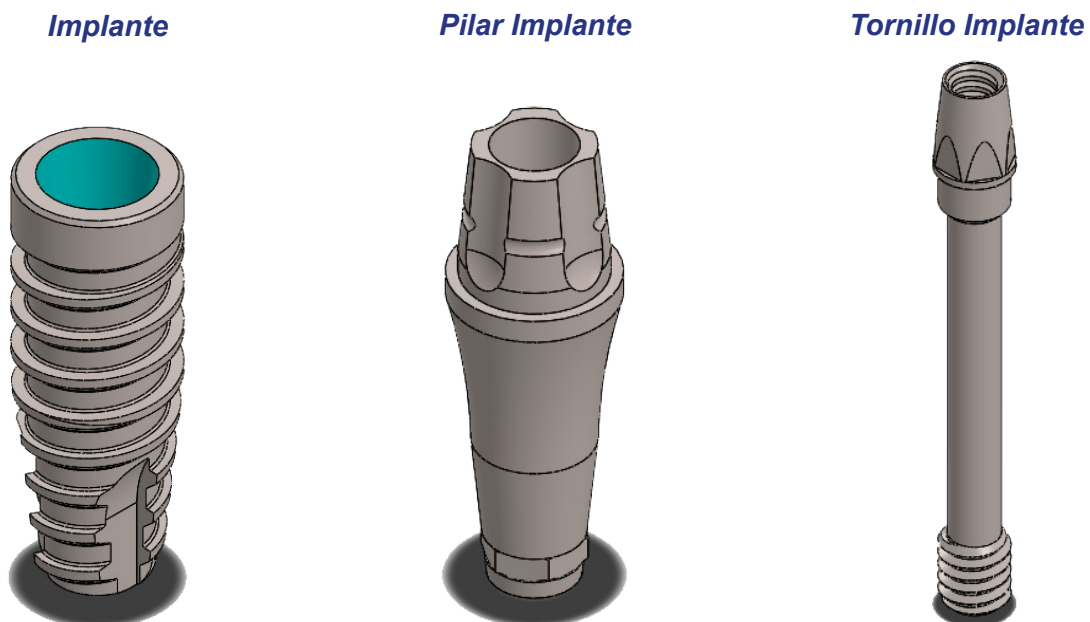


Figura 11. Componentes del implante dental

Para ensamblar estos tres componentes se ha utilizado el programa de modelado 3D *Solid-Works*. Para ello se han introducido una serie de restricciones de posición entre las piezas para colocarlas en la posición adecuada en la que permanecerá el implante una vez se ha insertado en el hueso.

3.1 Ensamblaje del modelo

El implante posee una zona roscada exterior que rosca en el hueso. A su vez, se puede observar en su interior otra zona roscada, en la que se inserta, una vez se ha introducido el pilar del implante, el tornillo protésico para mantener unidos los tres componentes.

La rosca que hay en la zona interior del pilar del implante únicamente sirve de ayuda para el odontólogo a la hora de la inserción del implante, no influye en los análisis.

En la *Figura 12* se puede observar cómo tienen que estar ensambladas las piezas, mostrando también el conjunto con una sección por el plano medio para que se pueda observar cómo están ensambladas las piezas en el interior.

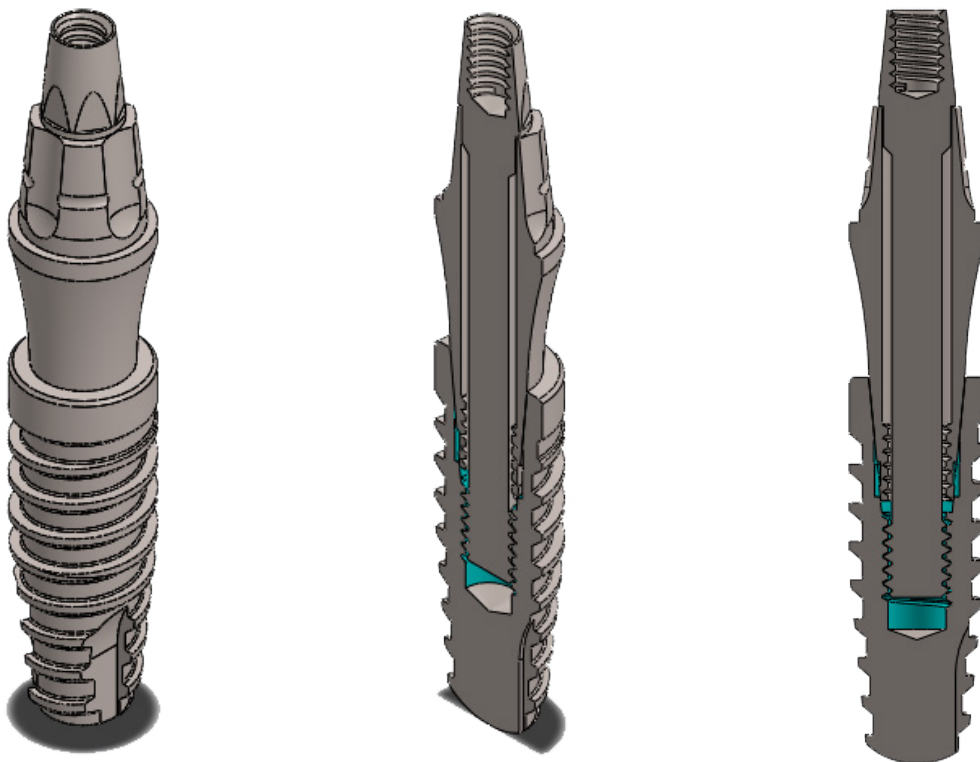


Figura 12. Ensamblaje implante dental

Una vez se ha obtenido este ensamblaje inicial, se ha realizado el modelo de los componentes restantes (el hueso y la corona).

Para el modelado del hueso y de la corona se han seguido pasos similares en ambos modelos, ya que en estos casos, es imprescindible utilizar la opción de '*Molde*' de *SolidWorks* para obtener la cavidad del hueso y de la corona. A continuación se explica más detalladamente cómo se ha llevado a cabo el modelado de ambos componentes.

3.1 Ensamblaje del modelo

Para simular el hueso se ha utilizado un cilindro de diámetro 20 mm y de 15 mm de longitud. Este cilindro simula la función del hueso en la realidad. El implante, con su rosca exterior, va roscado en el hueso, por ello es necesario que el hueso posea exactamente la misma forma del cuerpo del implante, para evitar posibles deslizamientos entre piezas.

El implante se ha colocado a 3 mm de distancia entre la cara superior del hueso (cilindro) y la cara plana superior del implante (*Figura 13*), siguiendo con las indicaciones de la *norma ISO 14801* [19].

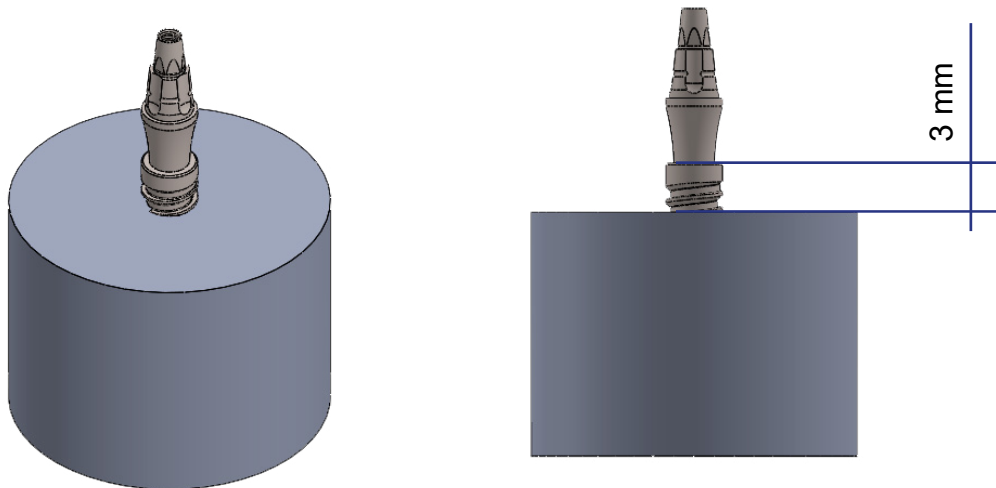


Figura 13. Posición Implante respecto a hueso

Con el implante colocado correctamente se ha utilizado la opción de *Operaciones - Molde - Cavity* de *SolidWorks* que permite representar en el hueso exactamente la misma forma de la parte del cuerpo del implante que se encuentra dentro del hueso (*Figura 14*).

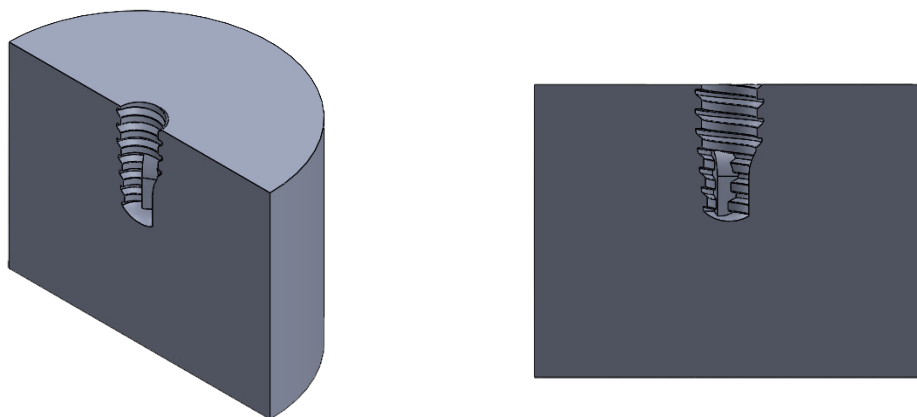


Figura 14. Cavidad en hueso

3.1 Ensamblaje del modelo

En cuanto a la corona, en la *Figura 15* se muestran las dimensiones que se han utilizado para su modelado y cómo se ha colocado. La corona se ha colocado, con respecto al ensamblaje del implante dental, para que coincidan las caras planas que aparecen señaladas con una línea en la imagen derecha y que facilitan su inserción en el pilar y el tornillo.

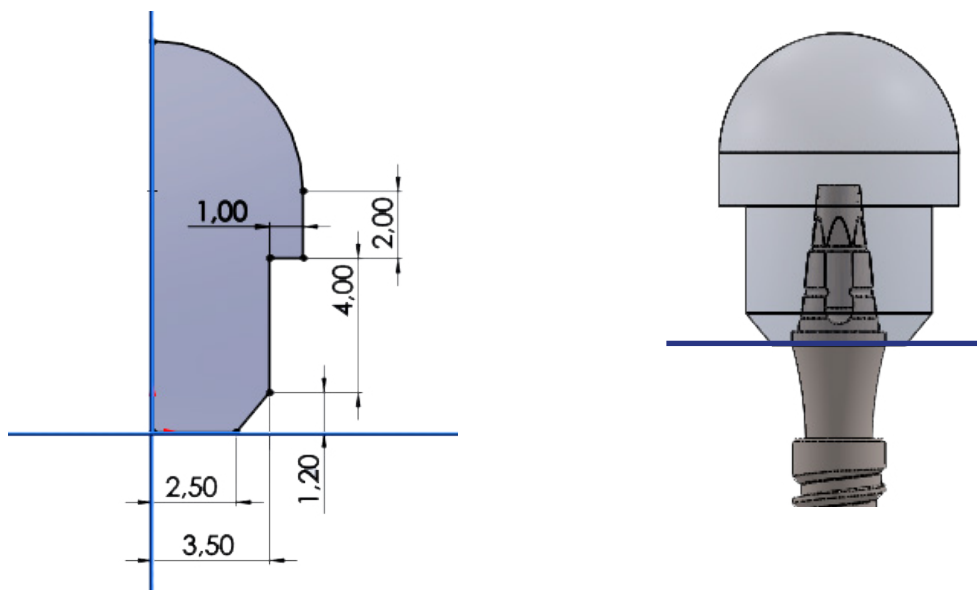


Figura 15. Dimensiones y colocación de la corona

Una vez colocada la corona en la posición adecuada, se ha realizado la cavidad interior correspondiente a la parte del pilar y del tornillo (*Figura 16*). Para ello se ha utilizado la misma opción que para el hueso (*Operaciones - Molde - Cavidad*).

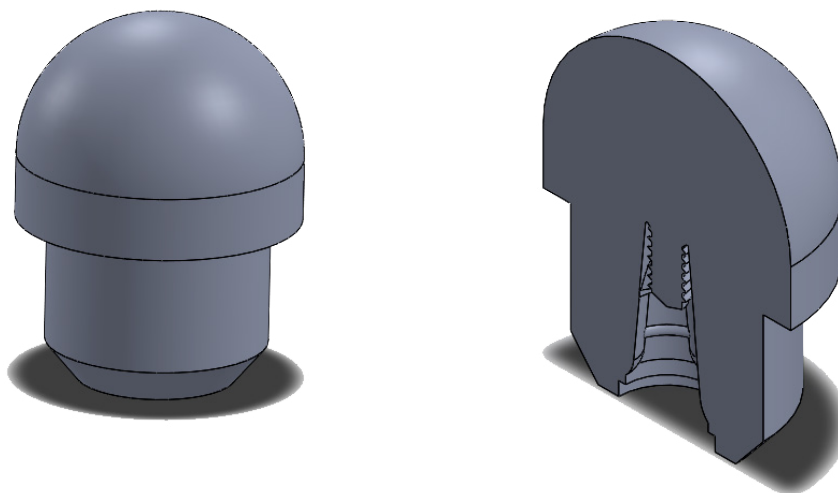


Figura 16. Corona con cavidad

3.1 Ensamblaje del modelo

El ensamblaje del modelo que se va a utilizar para todos los análisis es el que aparece en la *Figura 17*. Este ensamblaje está compuesto por todos los componentes mencionados anteriormente. Estos componentes son: el implante dental, el pilar, el tornillo, la corona y, por último, el hueso.

Con esta geometría se pretende simular el comportamiento de un implante existente introducido en un diente real. Para ello es necesario aplicar las propiedades de los materiales y las condiciones de contorno adecuadas. En los siguientes apartados se detalla cuáles son las características utilizadas para el modelo. De estas características dependen los resultados de las tensiones que posteriormente se han llevado a cabo.

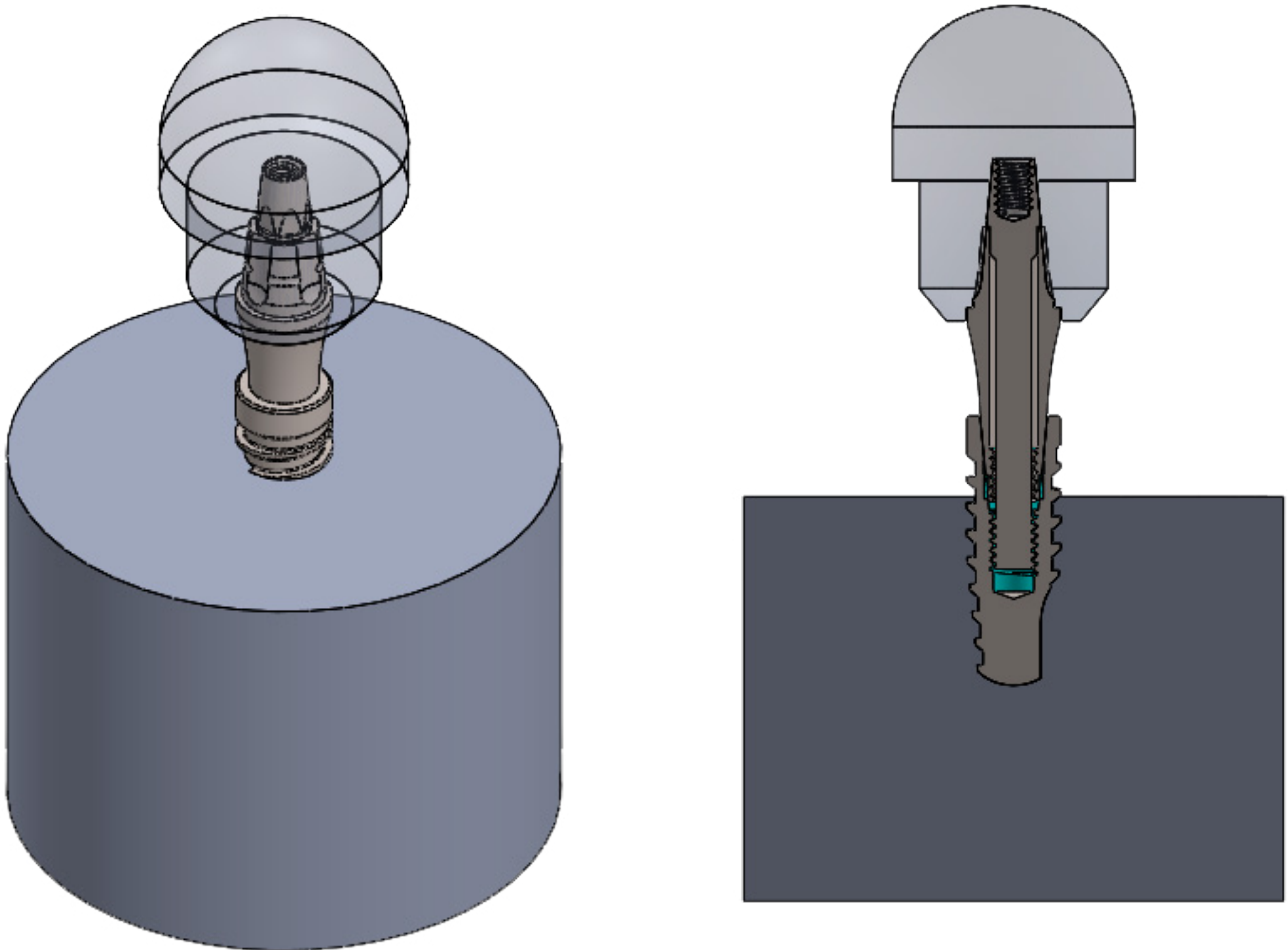


Figura 17. Ensamblaje del modelo completo



Modelo de elementos finitos

3.2 Materiales

En este apartado se detallan los materiales que se han aplicado a cada uno de los componentes del modelo y que influirá en el posterior análisis de tensiones.

Los materiales que se han utilizado han sido una aleación de titanio para el implante dental, aleación de Cromo - Cobalto para la corona y, por último, el hueso.

3.2.1 Aleación de Titanio

Todo material posee una serie de propiedades que le otorgan un determinado comportamiento biomecánico ante la aplicación de cargas.

El titanio (Ti) es el material más utilizado actualmente para los implantes dentales, se trata de un metal de un color similar al acero, pero más ligero y de gran dureza. Su principal característica es su alta compatibilidad que hace que el organismo difícilmente lo rechace [20]. Dentro del conjunto de los diferentes materiales usados para endoprótesis, se cataloga como el material más versátil, tanto en aspectos biomecánicos como de biocompatibilidad [21]. En relación a otros materiales, muestra unas condiciones ventajosas como son la alta ductilidad y resistencia a la tracción.

Las propiedades principales que hacen del titanio y sus aleaciones una buena opción para una amplia variedad de aplicaciones, son su **alta resistencia mecánica, baja densidad y excelente resistencia a la corrosión** [22]. Algunos de las aplicaciones en las que se suele utilizar este material son en la fabricación de diversos componentes para la industria aeronáutica, la química y la biomedicina. En el campo de los biomateriales, el uso de este material y de sus aleaciones ha ido aumentando de forma considerable [23].

Las investigaciones sobre este material han insistido notablemente sobre su compatibilidad con las células humanas; establecen que la inercia fisiológica del titanio se debe a que no provoca ninguna corrosión electrolítica y que su ionización es despreciable al punto de que en ningún caso sus iones pueden atacar los tejidos que lo rodean. **Su módulo de Young es el que más se acerca al propio hueso maxilar** [21].

En implantología dental hemos de tener en cuenta la **aleación de Titanio de grado 5 Ti-6Al-4V** [20] (Tabla 1), que consiste en una aleación de titanio (90%), aluminio (6%) y vanadio (4%).

Aleación Ti-6Al-4V	
Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
100 000 MPa	0,30

Tabla 1. Propiedades del Titanio [21]



Modelo de elementos finitos

3.2 Materiales

La aleación de titanio grado 5 Ti-6Al-4V representa a día de hoy más del 50% del uso total de titanio a nivel mundial y ofrece una combinación de **alta resistencia, peso ligero, conformabilidad y resistencia a la corrosión** que se ha convertido en un estándar mundial en aplicaciones médicas, principalmente en implantología dental, y en aplicaciones aeroespaciales [21].

Este tipo de titanio convenientemente tratado se convierte en un **material altamente biocompatible**, haciéndolo idóneo para este tipo de aplicaciones biomédicas [21].

Este material se ha aplicado a los tres componentes del implante dental (cuerpo del implante, pilar del implante y tornillo del implante) para los análisis que se han realizado en Abaqus CAE.

Otro material que actualmente se está utilizando en la fabricación de implantes dentales es el zirconio [24]. El zirconio (Zr) es un elemento químico que se encuentra situado al lado del titanio en la tabla periódica, razón por la cual sus propiedades son similares. Las principales diferencias entre ambos es que el Zirconio no es un metal, es una cerámica y, además, tiene un precio bastante más elevado en comparación con el titanio [20].

3.2.2 Aleación Cromo - Cobalto

Cuando se está en presencia de una aleación que no contiene más que dos metales tales como cobre(Cu)-estaño(Sn), el estaño produce una película de oxidación sobre la superficie de la aleación, y confiere una inercia que la protege de la corrosión en medio del tejido vivo. Lo mismo ocurre en el caso de la aleación de cromo(Cr)-cobalto(Co). Cuando una pequeña cantidad de cromo está mezclada con cobalto o níquel, su toxicidad se encuentra enteramente enmascarada por el cromo; y se puede verificar por el contrario una excelente adhesión con el tejido que le rodea puesto que se crea un estado de inercia sobre la superficie de la aleación por la película oxidada de cromo homogéneo [25].

Hoy en día, estas aleaciones ofrecen una mayor seguridad y, por lo tanto, son utilizadas en la mayoría de los casos como material a implantar [25].

En numerosos trabajos ha quedado demostrado que el cobalto solo podía ser citotóxico, que quiere decir que tiene un efecto tóxico sobre determinadas células; pero al estar combinado con algunos metales bien definidos como un material inerte la aleación se comportaba como no tóxica [25].

La toxicidad que presenta el cobalto se encuentra neutralizada por la presencia de cromo y desaparece. Sin embargo, esta desaparición de la toxicidad del cobalto no ocurre más que a partir del momento en que la aleación contiene más del 40% de cromo [25].



Modelo de elementos finitos

3.2 Materiales

Las ventajas que presentan las aleaciones de cromo - cobalto y por las que son muy utilizadas en implantes dentales son su menor peso, su resistencia a la corrosión y que son más económicas. En cuanto a inconvenientes cabe destacar la alta temperatura que se tiene que alcanzar para su colado y su difícil pulido [25].

Los porcentajes que posee esta aleación de cada elemento se muestran en la *Tabla 2*. Los elementos constitutivos de la aleación son el cobalto, el cromo y otros componentes, como el molibdeno, manganeso, silicio y carbono.

Porcentajes Aleación Cromo - Cobalto		
Cromo	Cobalto	Componentes varios
28,5%	64,8%	6,7%

Tabla 2. Porcentajes de elementos aleación Cr - Co [26]

Las propiedades que presentan los elementos anteriormente nombrados y por las que su uso es idóneo en implantología dental se presentan en la *Tabla 3*:

Metal	%	Función
Cobalto (Co)	64,8	Resistencia, dureza y rigidez
Cromo (Cr)	28,5	Resistencia a la corrosión
Molibdeno (Mo)	5,3	Aumenta dureza y resistencia
Silicio (Si)	0,5	Mejora la fluidez durante la fundición
Manganeso (Mn)	0,5	Mejora ligeramente la resistencia
Carbono (C)	0,4	Aumenta dureza, resistencia y ductilidad

Tabla 3. Porcentajes de elementos aleación Cr - Co [26]

La aleación de Cromo - Cobalto se ha aplicado al componentes de la corona semiesférica del modelo del implante dental. Para el análisis se han utilizado los valores de Módulo de Young y Coeficiente de Poisson mostrados en la *Tabla 4*.

Aleación de Cromo - Cobalto	
Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
218 000 MPa	0,33

Tabla 4. Propiedades de la aleación de Cr-Co [27]

3.2 Materiales

3.2.3 Hueso

Uno de los factores clave para asegurar que un implante quede completamente estabilizado es la calidad y la cantidad de la estructura ósea de la boca del paciente [20].

Para la osteointegración de los implantes dentales es, no sólo necesario que exista hueso, sino que este sea de una cantidad y calidad adecuada [20].

La parte principal de estudio de este proyecto es el hueso, junto con el implante dental. El hueso que se ha representado es el de la parte inferior de la mandíbula.

El hueso presente en las zonas donde se colocan los implantes dentales son el de la mandíbula en la parte inferior y el maxilar superior. Existen los siguientes tipos de huesos mandibulares y maxilares de la sección transversal [28].

En lo que respecta a la **calidad ósea** (Figura 18) el hueso se puede clasificar en 4 grupos [28]:

1. **Tipo I:** La mayoría del hueso está formado por hueso compacto homogéneo.
2. **Tipo II:** Hay una capa gruesa de hueso cortical rodeando al hueso trabecular denso. Capa cortical ancha alrededor de un núcleo trabecular denso.
3. **Tipo III:** Hay una capa fina de hueso cortical rodeando un núcleo de la trabécula ósea densa de resistencia favorable.
4. **Tipo IV:** Hay una capa fina de hueso cortical rodeando un núcleo de la trabécula ósea de densidad baja

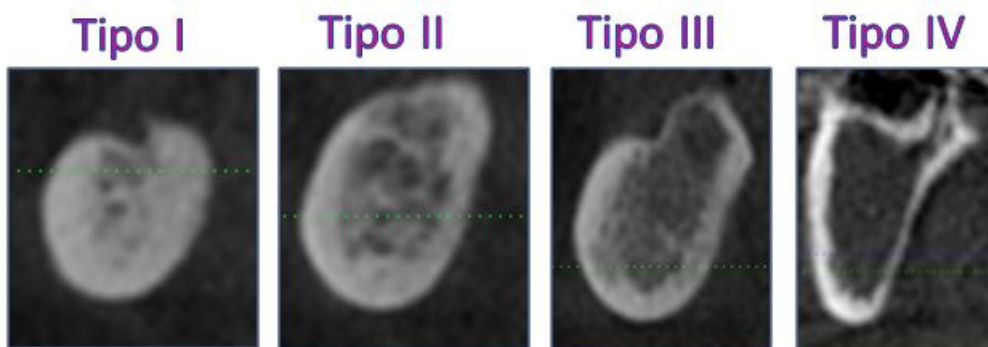


Figura 18. Radiografía del hueso según los distintos tipos de calidad ósea [28]



Modelo de elementos finitos

3.2 Materiales

En algunos casos en los que la cantidad o la calidad ósea no es la más adecuada para el tratamiento de implantología. En estos casos se puede recurrir a técnicas de regeneración ósea guiada, como el injerto con hueso sintético, técnicas de elevación del seno maxilar, etc. Para conocer más información sobre las técnicas de regeneración ósea acceder al *Anexo 5*.

Los casos de estudio que se van a analizar son con cuatro diferentes densidades óseas, para observar el comportamiento del implante dental y cómo afecta este al hueso. En la Tabla 5 se muestran las características de cada densidad.

HUESO		
Densidades	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
Densidad 1	9500 MPa	0,30
Densidad 2	5500 MPa	0,30
Densidad 3	1600 MPa	0,30
Densidad 4	690 MPa	0,30

Tabla 5. Propiedades de las diferentes densidades del hueso [29]

Generalmente, las densidades óseas 1 y 2 son las más habituales en individuos sanos [30].

3.3 Condiciones de contorno y cargas

La geometría del ensamblaje del modelo generada en SolidWorks se importa al programa Abaqus CAE (la metodología de importación del modelo queda recogida en el *Anexo 6*), donde se asignan los materiales (*Anexo 7*) y se aplican las condiciones de contorno y cargas correspondientes.

El sistema de fuerzas masticatorias que actúan en el arco dental es muy complejo, de manera que se requiere una representación simplificada del mismo. Por este motivo se han empleado cargas estáticas en el estudio.

Para realizar el análisis, se ha aplicado una fuerza inclinada de 150 N [30] sobre la zona central de la corona, con una angulación respecto del eje vertical del implante de 30° y una dirección vestibulolingual [30], tal y como se muestra en la *Figura 19*.

Se ha realizado la descomposición de la fuerza aplicada en los dos ejes de coordenadas, el 'eje x' y el 'eje y' para saber las fuerzas en cada una de estas componentes (*Figura 20*).

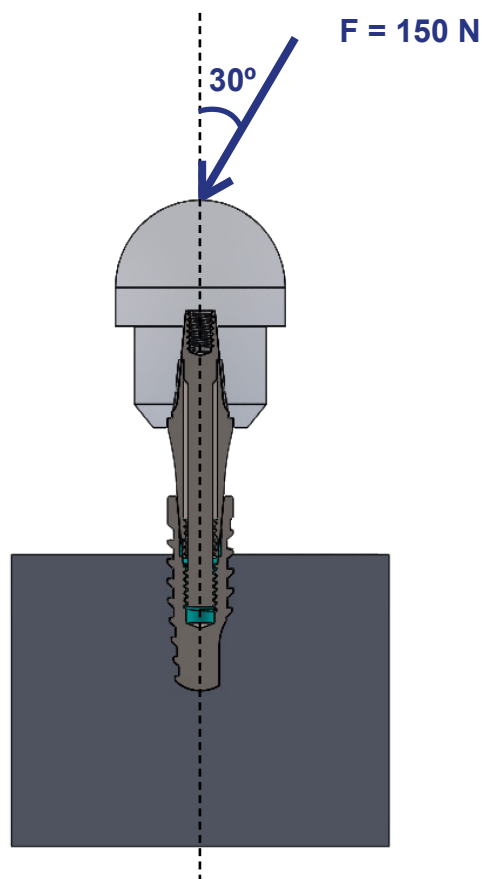
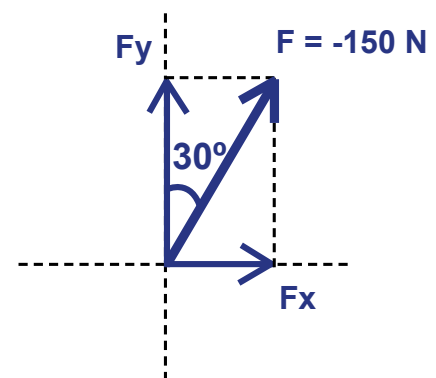


Figura 19. Condiciones de carga aplicadas al modelo



$$F_x = F * \text{sen}30^\circ = -75\text{N}$$

$$F_y = F * \text{cos}30^\circ = -129,9\text{N}$$

Figura 20. Esquema de la descomposición de la fuerza

3.3 Condiciones de contorno y cargas

Para realizar la simulación, se ha considerado el hueso encastrado tanto en la base como en sus laterales. El objetivo es saber cómo afecta la carga aplicada en la corona sobre el resto de componentes del implante y principalmente, sobre el hueso, que es el caso de estudio. Para aplicar la fuerza en Abaqus es necesario descomponerla en el eje 'x' e 'y' (*Figura 20*), ya que no permite colocar cargas con inclinación.

En la *Figura 21* se muestran las condiciones de contorno y la fuerza descompuesta en ambos ejes aplicada al modelo en Abaqus.

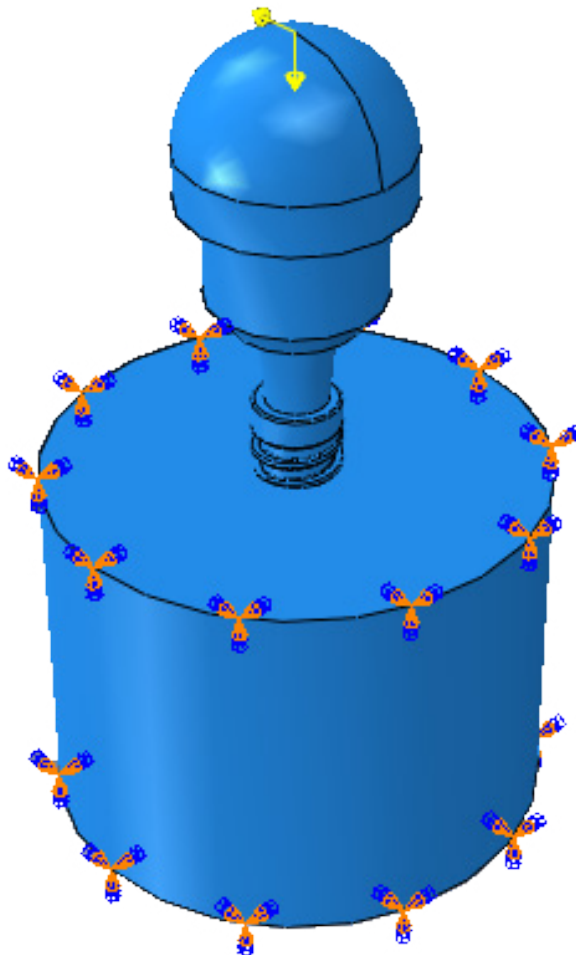


Figura 21. Condiciones de contorno introducidas en el modelo



Modelo de elementos finitos

3.4 Análisis de convergencia de la malla

Para realizar el mallado de las diferentes geometrías se optó inicialmente por utilizar el programa Solidworks con los tres componentes del implante dental, aunque para el mallado del ensamblaje completo se terminó utilizando el programa de elementos finitos Abaqus, ya que permite un mejor control sobre los parámetros de malla.

Para el correcto análisis del modelo completo es necesario realizar un control de malla en la zona de la rosca del cuerpo del implante que va a estar en contacto directo con el hueso para obtener unos resultados más fiables. Este control de malla será de tamaño menor que el tamaño de malla general.

Inicialmente, con el ensamblaje del implante dental se intentaron realizar varias pruebas con diferentes tamaños de malla y control de malla, para observar cuál sería el tamaño que mejor se adapta a lo que se está buscando en este estudio. Se intentó mallar el modelo completo en Solidworks, pero el programa no admitía la geometría y mucho menos llegaba a mallar el modelo. Por ello se optó por realizar el mallado directamente en el programa Abaqus.

La siguiente opción fue realizar un análisis de sensibilidad de mallado, para ello se han considerado dos tipos de malla, una malla más fina y una malla más gruesa, manteniendo en los 2 casos un control de malla de 0,25 mm entre la zona de la rosca implante-hueso, ya que es la zona de interés y necesitamos resultados más fiables en esa zona como se ha añadido anteriormente. El objetivo de realizar dos mallados con diferentes tamaños, es el de compararlos y determinar si existe diferencia entre ellos para escoger el que mejor se adapta a lo que se está buscando con este estudio. Las dos pruebas de mallado se han realizado en Abaqus sobre la misma geometría. La *Tabla 6* muestra las características de cada tipo de mallado.

	Mallado Fino	Mallado Grueso
Tamaño Malla General	0,35 mm	0,50 mm
Control de Malla	0,25 mm	0,25 mm
Tiempo de Cálculo*	6h 30min	2h 20min
Número de nodos	1 031 052	485 997
Número de elementos	729 447	339 161

Tabla 6. Tabla de características de cada mallado

*El cálculo en los tres casos de mallado se realizó en el Cluster del i3A de la Universidad de Zaragoza, en la Escuela de Ingeniería y Arquitectura. El proceso seguido se explica en el Anexo 8.

3.4 Análisis de convergencia de la malla

En primer lugar, en cuanto al **mallado fino** (Figura 22), con un tamaño de malla general de 0,35 mm y con un control de malla de 0,25 mm en la rosca del implante-hueso. Los resultados eran óptimos, pero el tiempo de cálculo era muy alto, ya que al mallar el hueso con el tamaño de 0,35 mm los tetraedros de la malla eran demasiado pequeños. Por ello se optó por utilizar una malla general más gruesa, manteniendo el mismo tamaño de control de malla, ya que los resultados en esa zona eran muy favorables.

Para el **mallado grueso** (Figura 23), se consideró un tamaño de malla general de 0,50 mm tanto para la corona y hueso, como para los tres componentes del implante dental, incluyendo un control de malla de 0,25 mm en la zona de la rosca del implante-hueso, como en el caso anterior. En este caso, el hueso poseía un número aceptable de tetraedros regulares, al igual que en el resto de componentes y el tiempo de cálculo fue mucho menor.

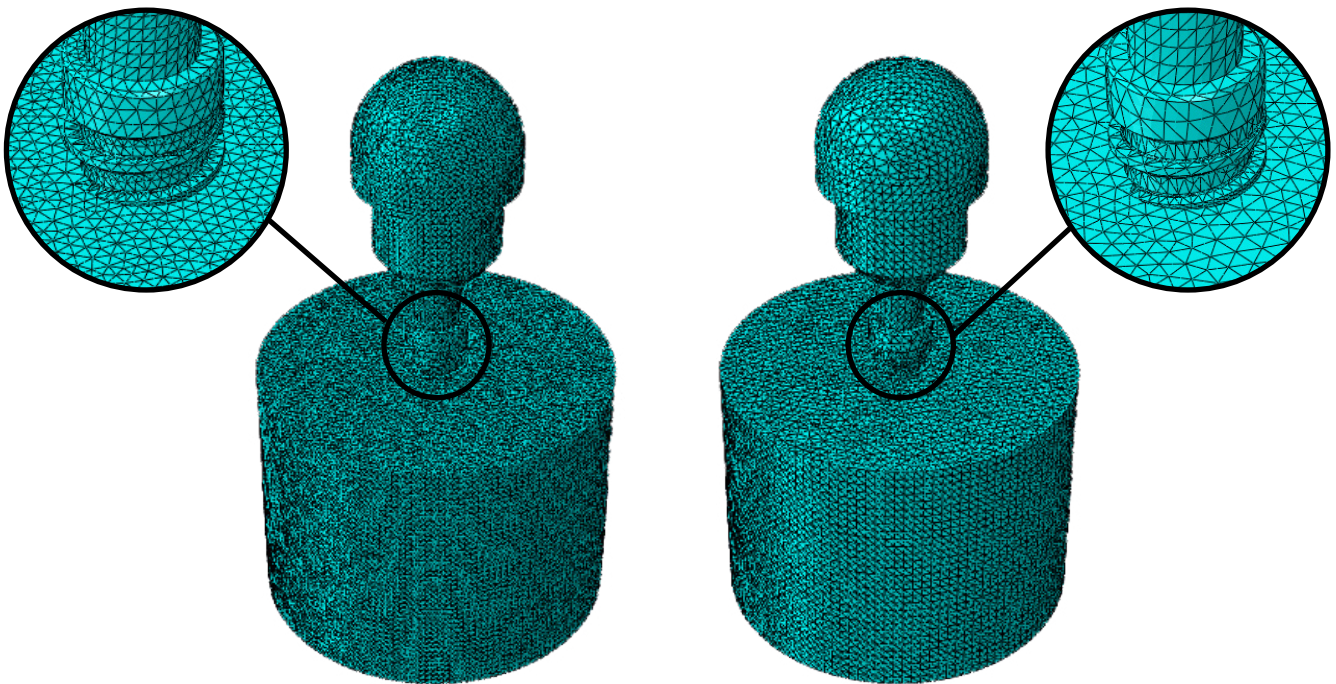


Figura 22. Mallado fino

Figura 23. Mallado grueso

Para decidir el tamaño de malla definitivo se realizó una comparativa de las distribuciones de tensiones principales máximas en el hueso y de las tensiones de Von Mises en el implante, con el fin de visualizar cuál de las dos mallas daba unos resultados acordes a lo que se está buscando para el estudio. En la Figura 24 y 25 se aprecian la comparación de las distribuciones de tensiones con los dos mallados, fino y grueso.

3.4 Análisis de convergencia de la malla

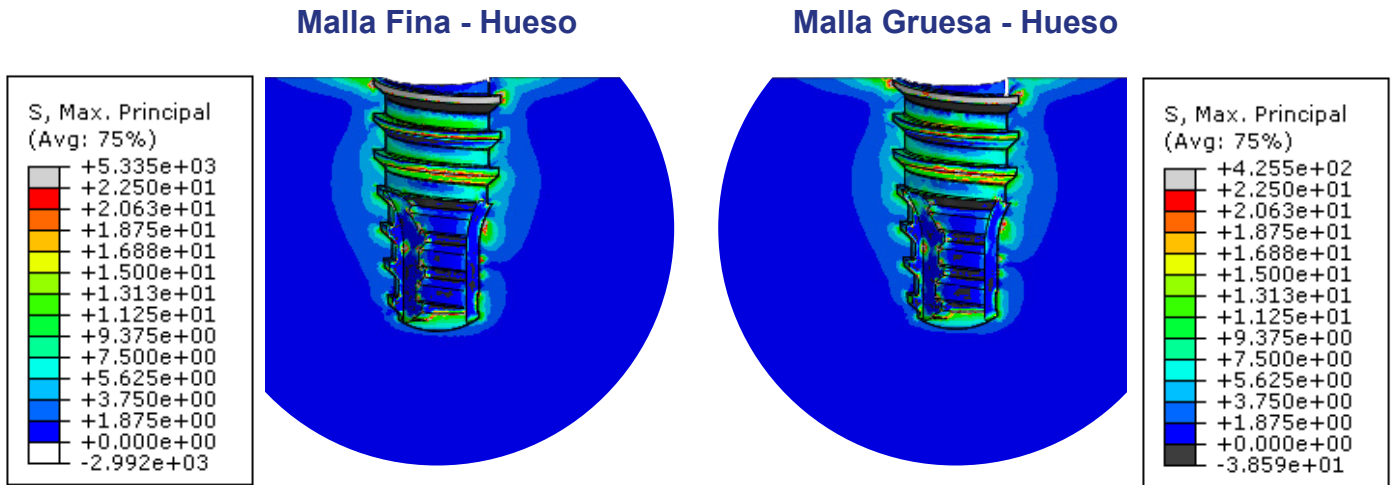


Figura 24. Comparación de la distribución de Tensiones Principales Máximas en el hueso con el mallado fino y el mallado grueso (MPa)

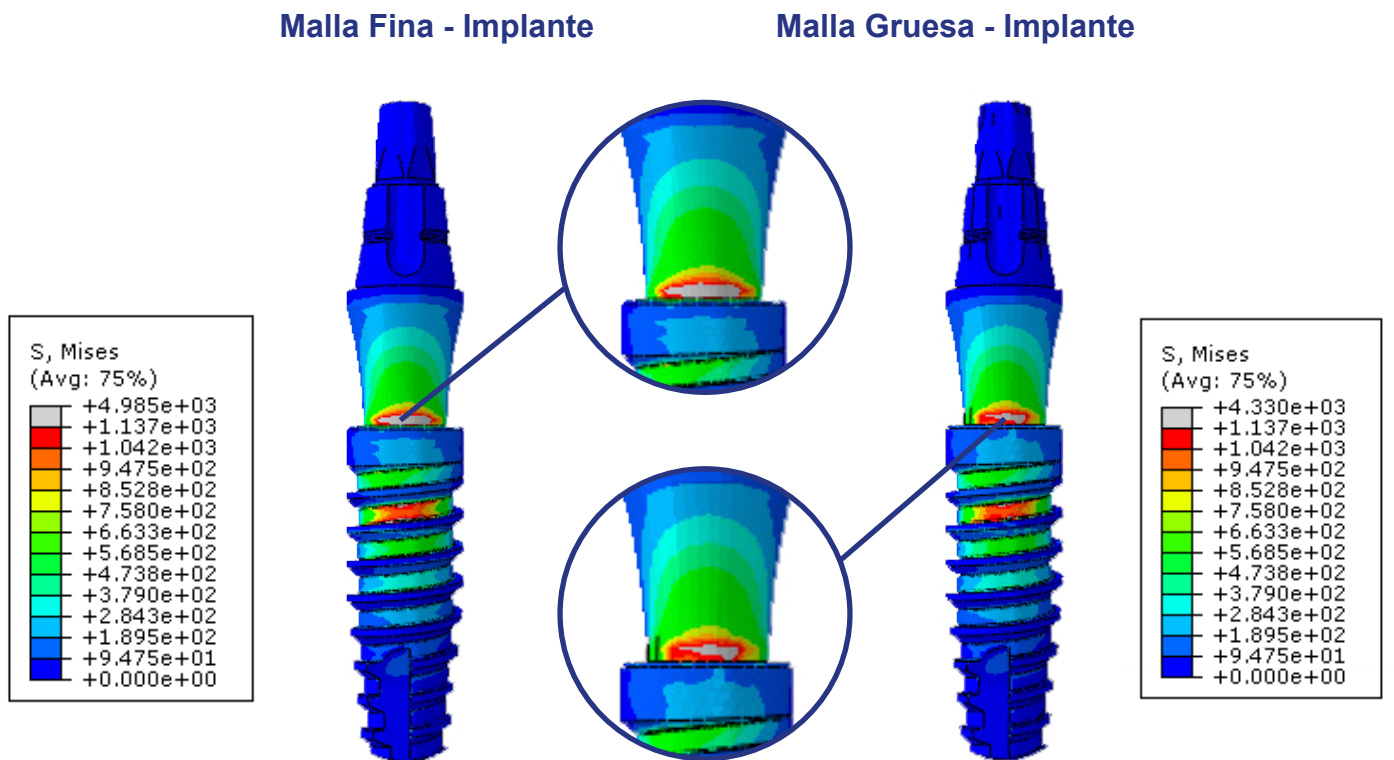


Figura 25. Comparación de la distribución de Tensiones de Von Mises en el implante con el mallado fino y el mallado grueso (MPa)



Modelo de elementos finitos

3.4 Análisis de convergencia de la malla

En cuanto a la comparación de tensiones principales máximas en el hueso no se aprecian grandes diferencias entre los dos mallados, las tensiones son muy similares en ambos casos. Por otro lado, en el caso del implante, las tensiones son similares aunque se aprecia mayor claridad en el mallado fino, en las zonas que no son caso de estudio del proyecto. La zona de estudio que es la parte del cuerpo del implante, en ambos mallados se obtienen tensiones muy similares.

Finalmente, se optó por la malla gruesa, debido a que a pesar de acercarse más a la realidad los resultados de la malla fina, la malla gruesa obtiene distribuciones de tensiones muy similares en las zonas de interés y solo se aprecian pequeñas diferencias en zonas del implante alejadas de la zona de estudio. Teniendo en cuenta lo anterior y la diferencia de horas de cálculo, siendo bastante más elevada en el caso del mallado fino, se ha optado por utilizar la malla gruesa.

La malla utilizada es una malla cuadrática tetraédrica con elementos C3D10H con un tamaño general de 0,50 mm y un tamaño de control de malla de 0,25 mm. A continuación se muestra la *Tabla 7* con las características generales del mallado escogido.

Malla escogida	Nº de Nodos	Nº de Elementos
Malla Intermedia	485 997	339 161

Tabla 7. Número de elementos y nodos del modelo general

3.5 Abaqus CAE

El programa de elementos finitos que se ha utilizado para el análisis de convergencia de malla y para la obtención de los resultados de este proyecto ha sido Simulia Abaqus CAE.

Abaqus se utiliza para obtener soluciones potentes y completas para los problemas tanto de ingeniería básica como de ingeniería sofisticada. También se puede utilizar para comprender el comportamiento detallado de un conjunto complejo.

Una de las grandes ventajas que ofrece Abaqus es que tiene una funcionalidad sencilla e intuitiva, y proporciona numerosas operaciones para poder incluir en el modelo. Además, aporta soluciones precisas y claras, resolviendo problemas no lineales. Permite utilizar los resultados de una simulación directamente en un análisis posterior.

El programa permite importar el modelo, aplicarle los materiales correspondientes a cada geometría indicando el módulo de Young y el coeficiente de Poisson, introducir las condiciones de contorno, mallar el modelo y realizar los cálculos para obtener resultados de tensiones.

En el *Anexo 9* se muestran todos los programas utilizados para el desarrollo del proyecto.

4

RESULTADOS



Resultados

Una vez terminado el ensamblaje del modelo, con la aplicación de materiales, de condiciones de contorno y la realización del mallado, es necesario estudiar y evaluar los resultados que nos proporciona Abaqus. En este apartado se muestran los resultados más representativos del proyecto. En el *Anexo 10* se encuentran todas las imágenes y resultados obtenidos durante el análisis.

4.1 Características del análisis

Antes de comentar los resultados obtenidos, es necesario recopilar la información en cuanto a las propiedades elásticas (*Tabla 8*) de los materiales utilizados (*visto en el apartado 3.2 de la memoria*) aplicados a cada uno de los componentes del modelo.

Componente	Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Implante	Aleación Ti-6AL-4V	100 000	0,30
Pilar	Aleación Ti-6AL-4V	100 000	0,30
Tornillo	Aleación Ti-6AL-4V	100 000	0,30
Corona	Aleación Cr-Co	218 000	0,33
Hueso	Densidad 1	9 500	0,30
	Densidad 2	5 500	0,30
	Densidad 3	1 600	0,30
	Densidad 4	690	0,30

Tabla 8. Propiedades elásticas de los materiales

Para el análisis se obtienen cuatro modelos de estudio con geometría y condiciones de contorno idénticas, a excepción de las propiedades elásticas del hueso, que se utilizaran 4 densidades diferentes, una por cada uno de los cuatro modelos.

- **Modelo 1: Hueso con densidad 1**
- **Modelo 2: Hueso con densidad 2**
- **Modelo 3: Hueso con densidad 3**
- **Modelo 4: Hueso con densidad 4**

Los resultados del análisis serán expresados como tensiones principales máximas en el modelo del hueso, y como tensiones de Von Mises en el implante dental y componentes. En ambos casos, se analizarán las tensiones con cada uno de los modelos con distintas densidades óseas.



4.2 Tensiones

4.2.1 Características de la distribución de tensiones al modelo

Para analizar los resultados obtenidos observamos que variaban mucho las tensiones en la parte del implante y en la parte del hueso. Para ello dependiendo la zona a estudiar, ya sea ver cómo afectan las tensiones a la parte del implante o al hueso, se han propuesto unos límites superiores e inferiores para determinar con mayor claridad cuáles son las zonas más afectadas en cada caso.

Las tensiones que se han analizado son las principales máximas en la zona del hueso, ya que es un material frágil, y en el caso del implante, se han utilizado las tensiones de Von Mises.

Teniendo en cuenta estos límites superiores e inferiores tanto del hueso como del implante, los análisis de tensiones se van a explicar de cada uno de los cuatro modelos, se va a hacer referencia tanto al hueso como al implante, por separado.

Tras analizar los diagramas de tensiones principales máximas con escala de colorimetría de los cuatro modelos evaluados, no se encuentran diferencias significativas en cuanto a la localización y distribución de tensión. En los cuatro modelos se observa una distribución de tensión prácticamente idéntica en la parte del implante, al contrario que en el hueso, en el que se observan más cambios de colores.

El diagrama de colorimetría muestra que también se transfiere tensión al hueso localizado alrededor del cuerpo del implante.

Para observar cuales son las zonas del modelo en los que los valores de la tensión está por encima del límite elástico que resiste el material se ha puesto como límite superior el valor correspondiente al límite elástico del material. Así, las zonas que se encuentren por encima de este valor aparecerán de color gris en el modelo y nos servirán para poder obtener conclusiones y razonar el por qué puede deberse el que esas zonas estén por encima del límite elástico del material. Se ha analizado tanto el hueso como el implante ya es la parte de estudio del proyecto.

Los límites elásticos de los materiales que nos interesan para el análisis se muestran en la *Tabla 9*.

Material	Límite elástico (MPa)
Aleación de Ti 6Al 4V	1137
Hueso	100-190

Tabla 9. Límites elásticos de los materiales [31, 29]

4.2 Tensiones

4.2.2 Distribución de tensiones en el implante

En el caso del implante, se han observado las tensiones de Von Mises en las que se han establecido límites de tensiones para observar las zonas en las que la tensión supera el límite elástico del material, ya que son las zonas que nos interesa conocer para poder obtener conclusiones y posibles propuestas de mejora de rediseño en las zonas que posean concentración de tensiones.

En primer lugar, se ha utilizado un límite superior de tensiones igual al límite elástico del material (Aleación de Ti 6Al 4V) que es 1137 MPa [31] para cada una de las cuatro densidades óseas para ver cuáles son las zonas del implante que están por encima de este valor. Estas zonas que superan el límite elástico aparecerán de color gris en el modelo. Como límite inferior se ha tomado el que aparece por defecto.

A continuación se muestran los modelos con las cuatro densidades óseas en las que podemos distinguir pequeñas zonas que aparecen de color gris. Las zonas en las que la tensión supera el límite elástico son la parte de la rosca del cuerpo del implante y su cara superior, en las que podemos observar ligeros tonos grises. Las imágenes que se muestran a continuación (Figuras 26, 27, 28 y 29) muestran las tensiones en el implante, ya que se están analizando las tensiones de Von Mises y se ha tomado como referencia el límite elástico del titanio que es el material de los tres componentes del implante. En el Anexo 10 se encuentran detalladas las tensiones en cada uno de los componentes del modelo.

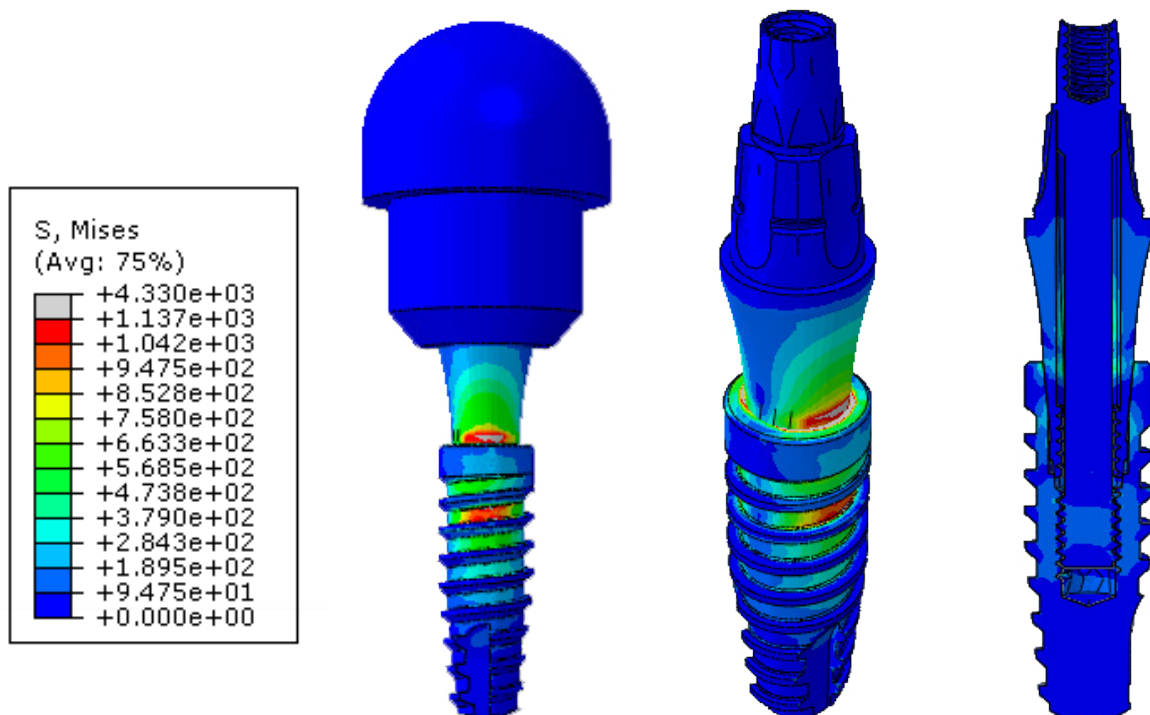


Figura 26 - Densidad 1. Tensiones de Von Mises en el implante (MPa)

4.2 Tensiones

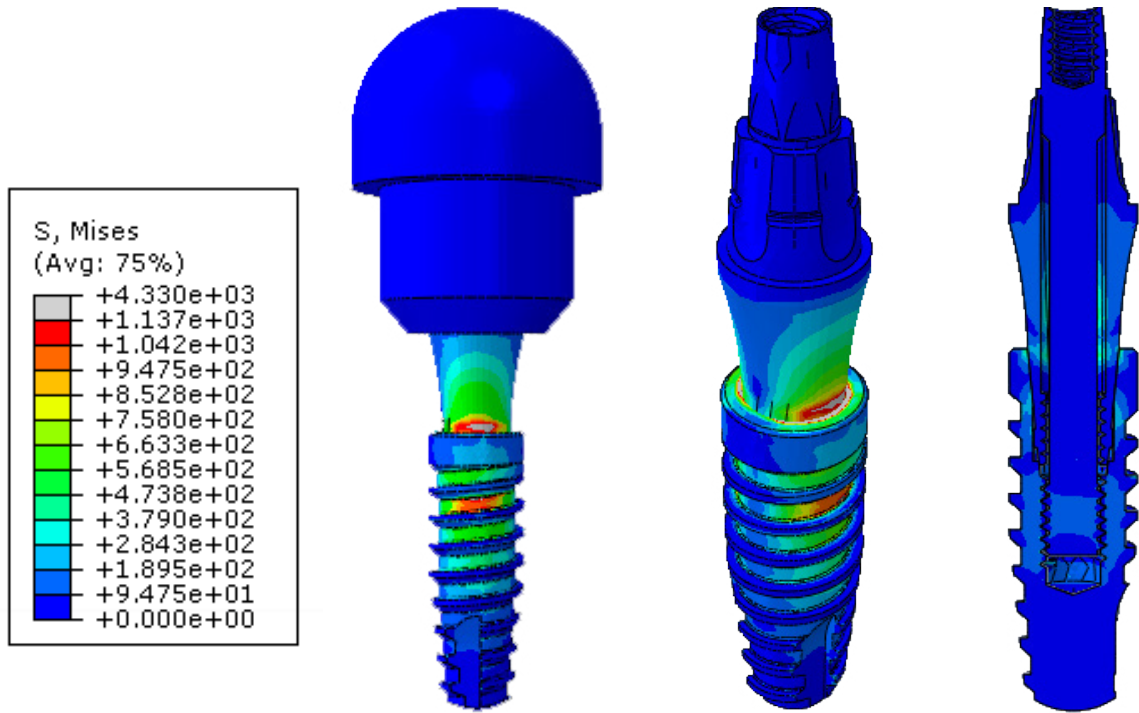


Figura 27 - Densidad 2. Tensiones de Von Mises en el implante (MPa)

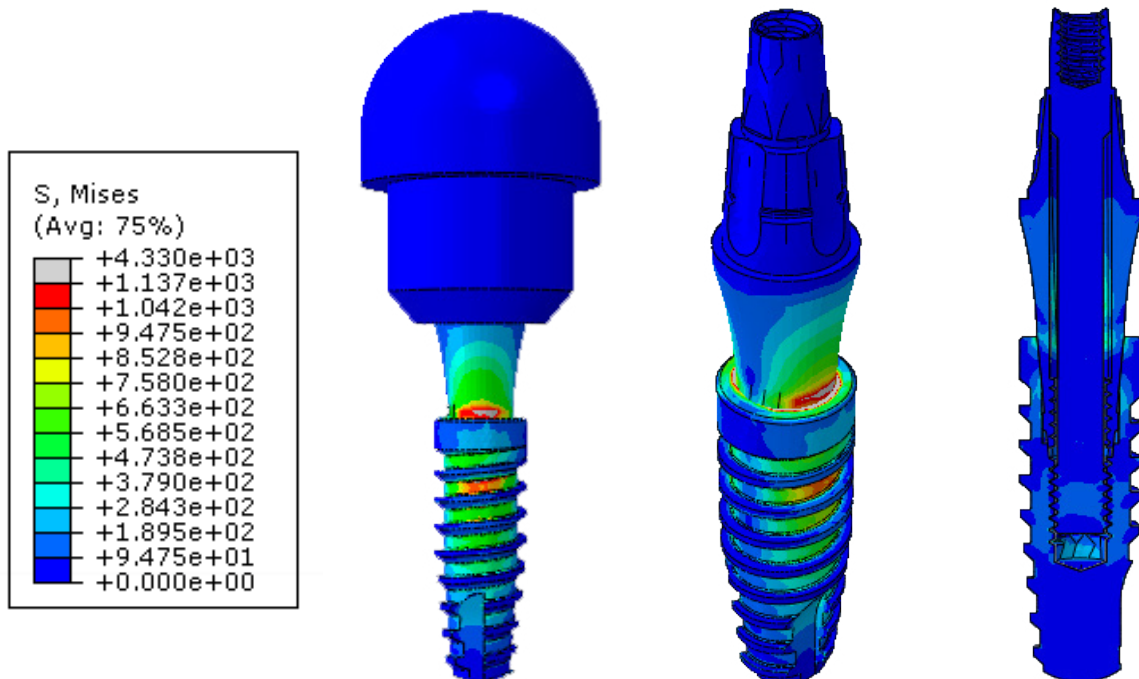


Figura 28 - Densidad 3. Tensiones de Von Mises en el implante (MPa)

4.2 Tensiones

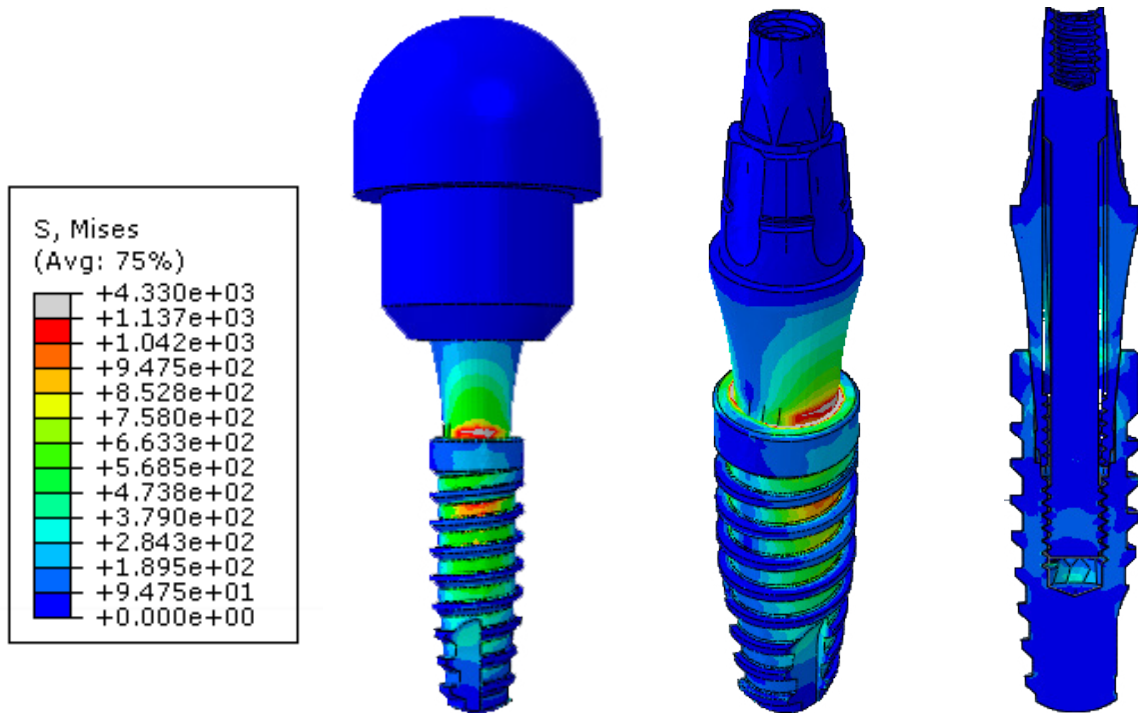


Figura 29 - Densidad 4. Tensiones de Von Mises en el implante (MPa)

Las zonas que superan el límite elástico se deben a concentraciones de tensiones. Son zonas muy pequeñas y no influyen a la hora de realizar el resto de análisis del proyecto, aunque podrían presentarse problemas en esas zonas.

También se puede observar cómo varían los colores de la distribución de tensiones de un modelo a otro. La principal diferencia se aprecia al comparar el modelo de la densidad 1 con la densidad 4, ya que en este último caso las tensiones afectan más a la zona de la rosca del cuerpo del implante. En la *Figura 30* se muestra la comparación de los cuatro modelos analizados para apreciar mejor las diferencias entre ellos.

La zona que más sufre en los cuatro casos es la zona de la rosca del cuerpo del implante, la zona que está en contacto con el hueso. Estos resultados son coherentes, ya que con mayor densidad ósea, más aguanta el implante insertado en el hueso, y con menos densidad se observan más tensiones y mayor distribución de colores.

4.2 Tensiones

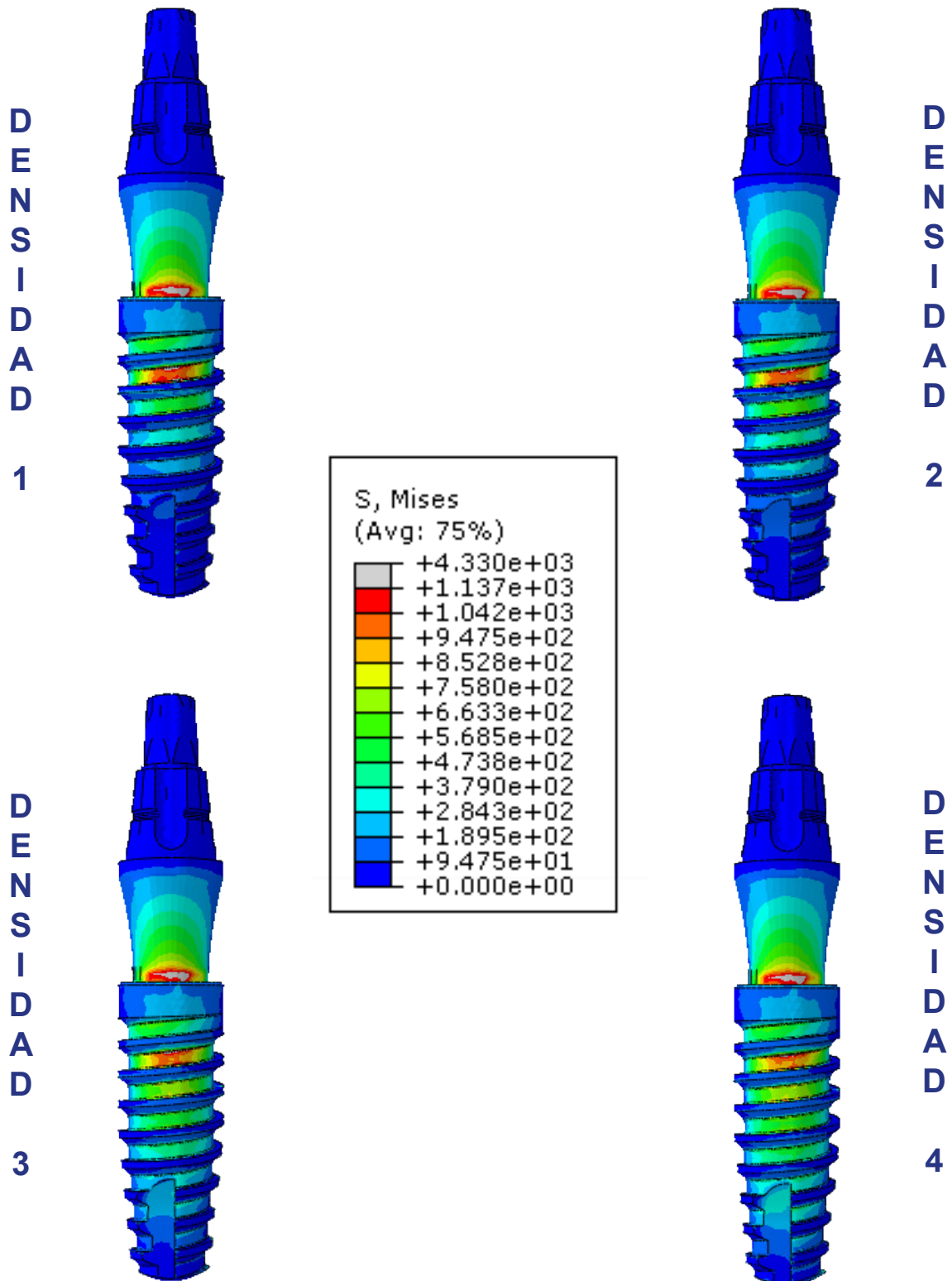


Figura 30. Comparación de Tensiones de Von Mises en el implante (MPa)

4.2 Tensiones

4.2.3 Distribución de tensiones en el hueso

En el caso del hueso, se han observado las tensiones principales máximas ya que, como se ha añadido anteriormente, se trata de un material frágil. También se han establecido límites de tensiones para observar las zonas en las que hay mayores concentraciones de tensiones.

En este caso no se ha utilizado como límite superior el límite elástico del hueso, ya que después de haberlo analizado con el límite elástico podemos afirmar que solo los huesos con densidad 1 y 2 poseen zonas que superan dicho límite (ver apartado 6 de la Memoria y 10 de los Anexos). Se ha optado por utilizar un límite de tensión superior e inferior en el que se obtenga más información en cuanto a distribución de colores de las tensiones para ver cuáles son las zonas que más sufren.

El límite elástico del hueso, según estudios publicados es de 190 MPa [29].

Los límites de tensión utilizados en este caso son 22.5 MPa para el límite superior y 0 MPa para el límite inferior. El límite superior que se ha introducido se ha decidido al ir variando dicho valor hasta ver cuál era el más representativo en cuanto a distribución de colores en el hueso, para obtener con mayor claridad conclusiones al comparar los resultados de los cuatro modelos.

A continuación se muestran las imágenes más representativas de cada modelo (*Figuras 31, 32, 33 y 34*). Para profundizar más en el hueso se han añadido más figuras de cada una de las densidades en *Anexo 10*, en el que se puede apreciar mejor las distribuciones de tensiones en las diferentes vistas de cada componente, por un lado tomando como límite superior e inferior los indicados anteriormente, y por otro lado, tomando como límite superior el límite elástico del hueso para ver las zonas que sobrepasan dicho límite. En la *Figura 35* se muestra la comparación de los cuatro modelos analizados para apreciar mejor las diferencias entre ellos.

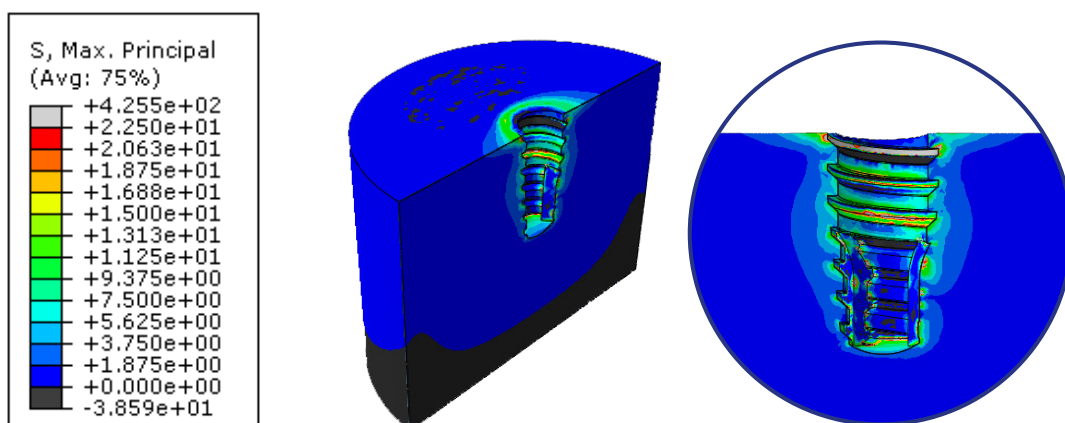


Figura 31 - Densidad 1. Tensiones Principales Máximas en el hueso (MPa)

4.2 Tensiones

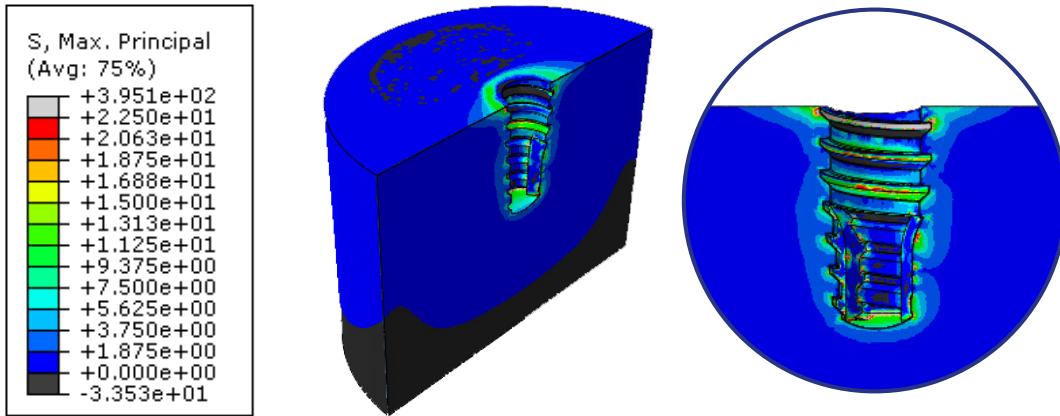


Figura 32 - Densidad 2. Tensiones Principales Máximas en el hueso (MPa)

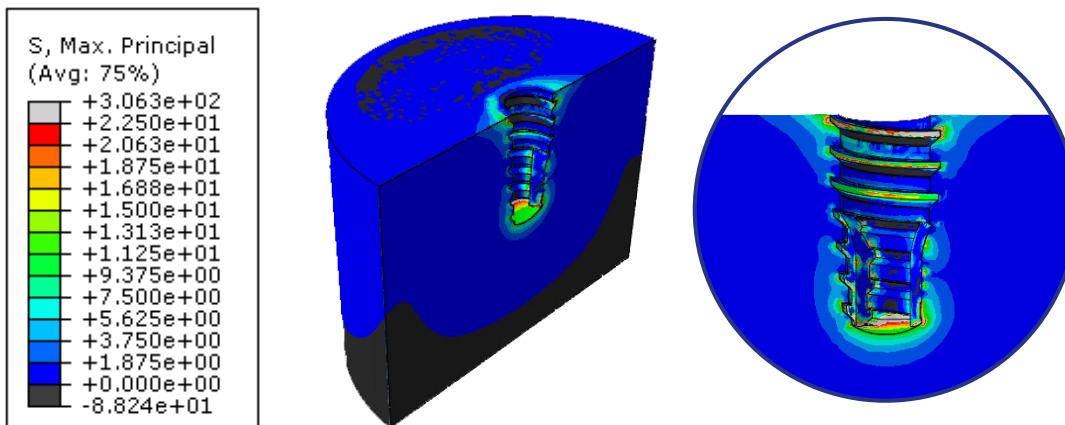


Figura 33 - Densidad 3. Tensiones Principales Máximas en el hueso (MPa)

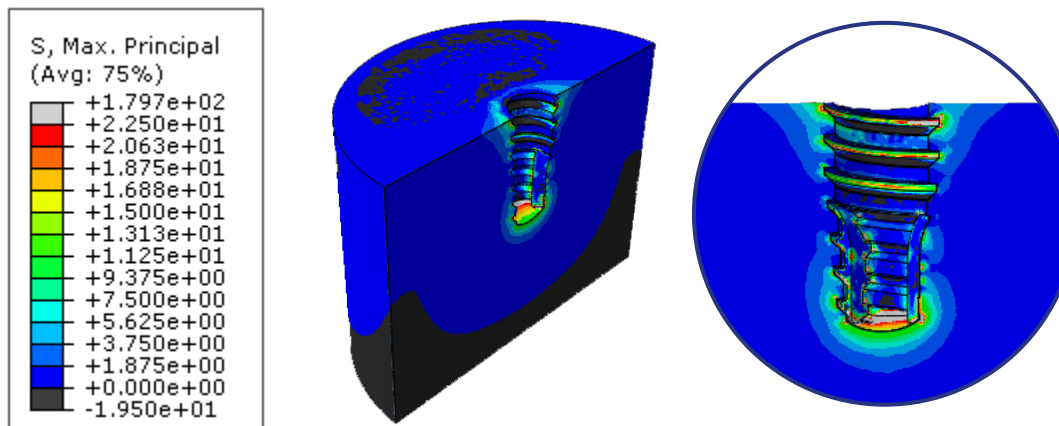
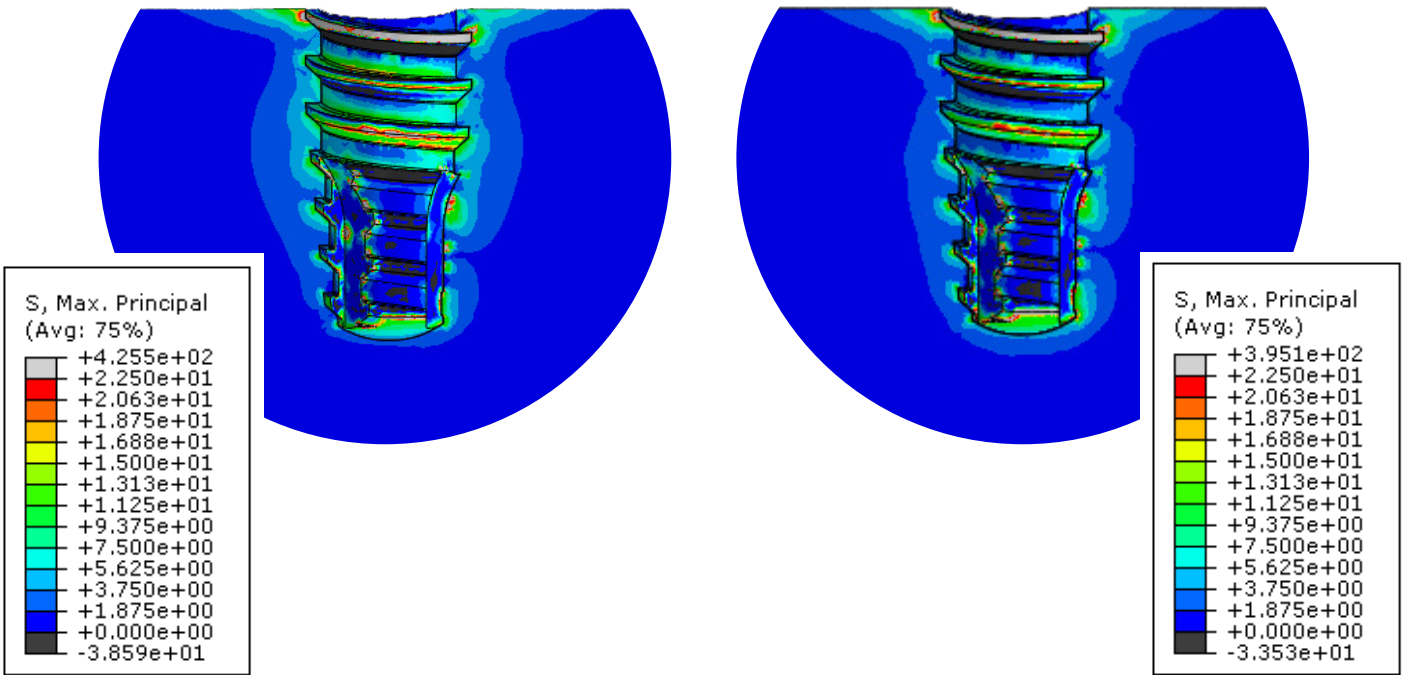


Figura 34 - Densidad 4. Tensiones Principales Máximas en el hueso (MPa)

4.2 Tensiones

DENSIDAD 1

DENSIDAD 2



DENSIDAD 3

DENSIDAD 4

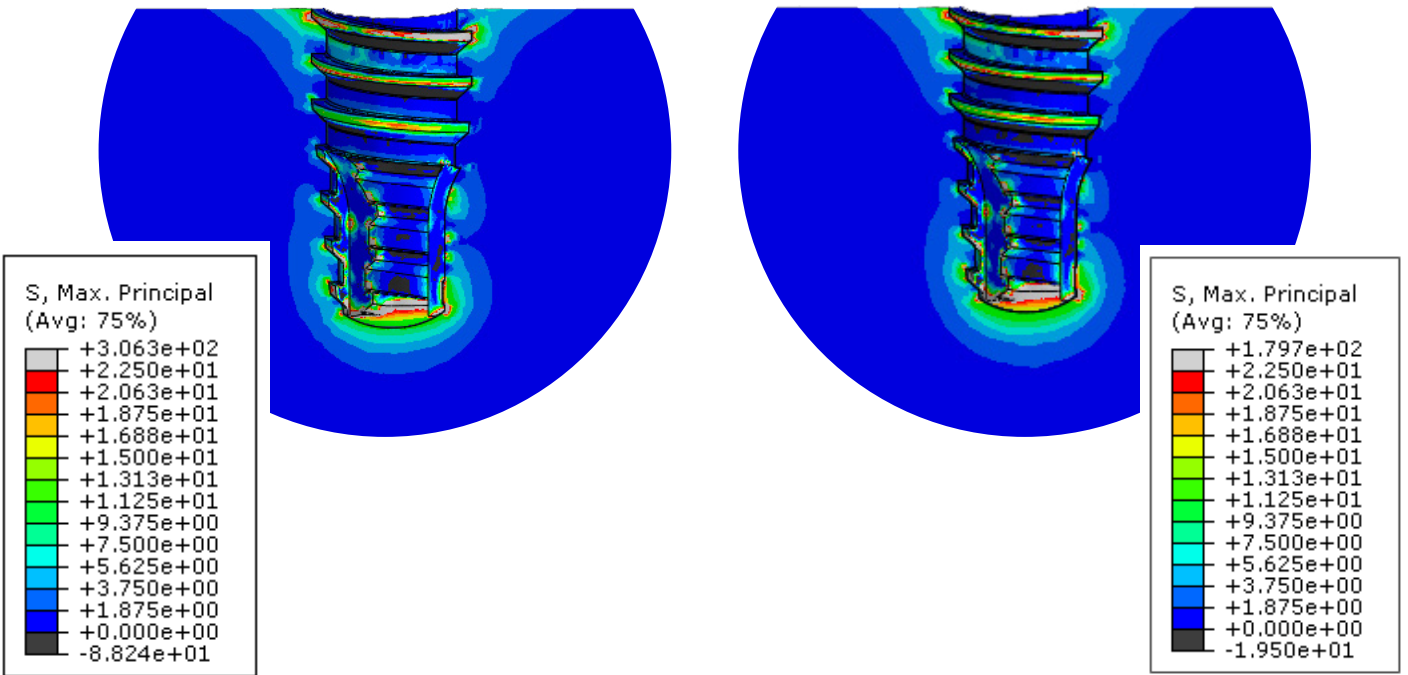


Figura 35. Comparación de Tensiones Principales Máximas en el hueso (MPa)



DISCUSIÓN



Discusión

En este apartado se compara el modelo geométrico, los análisis realizados y los resultados de tensiones obtenidos, con otros estudios existentes ya publicados relacionados con los implantes dentales:

- El ensayo que se realizó en los trabajos de Watanabe [32], consistió en la aplicación de una carga, que simulaba fuerza masticatoria sobre el sistema implante-prótesis modelizado y la recopilación de los datos en cuanto a magnitud y distribución de tensión al hueso y al propio implante. La carga que se utilizó fue de 150 N de magnitud, al igual que en el estudio que se ha analizado en este proyecto.
- El ángulo y dirección de la carga aplicada para el análisis es de 30° respecto al eje vertical del implante [33]. Durante las fuerzas masticatorias los dientes naturales pueden soportar cargas laterales debido a la elasticidad del ligamento periodontal. Este ángulo y dirección se escoge para simular de la manera más exacta lo que ocurre realmente en una oclusión fisiológica.
- Hay estudios que sostienen que el principal componente de las fuerzas masticatorias es vertical al plano de oclusión [34], y sin embargo parece también existir consenso en que la componente horizontal de las fuerzas es la que produce más tensión en el terreno de soporte. Con los resultados obtenidos en el proyecto se puede afirmar que la componente horizontal es la que produce más tensión en el hueso alcanzando tensiones bastante elevadas en determinadas zonas.
- Otros análisis realizados sobre el hueso [35] concluyen que en los modelos la distribución de tensión es prácticamente idéntica, localizándose la zona de mayor concentración de tensiones en el hueso es la zona circundante al cuerpo del implante donde está la rosca. Los resultados obtenidos con el presente proyecto afirman que en cuanto al hueso, las zonas donde aparece más tensión son las que rodean el agujero roscado del mismo, pero también se encuentran tensiones máximas destacables en los filetes de la rosca del agujero.

Además, también se puede observar que en dicho estudio [35] aparecen tensiones elevadas en la zona superior del hueso, correspondiente a la zona donde se inserta el implante. Lo mismo ocurre en los resultados que se han obtenido, en la cara superior del hueso aparecen zonas de tensión elevada cerca del agujero roscado (*Ver apartado 4 Resultados*).

- Se ha escogido como punto de aplicación de la carga, la zona central de la corona modelada, simulando la forma y anatomía de un diente premolar. Solo se ha escogido este punto único de aplicación de carga para simplificar el procedimiento, como en otros estudios [36,37].



Discusión

- En este caso, al utilizar un mismo modelo geométrico de implante y hueso modelizado y una misma carga en los cuatro casos estudiados, variando exclusivamente las características elásticas de la densidad ósea, se pueden apreciar mejor los resultados de tensiones y las diferencias entre los modelos basándonos principalmente en los colores del mapa de colorimetría de las tensiones, ya que, hasta donde sabemos, no hay nada similar.

La densidad ósea influye en la estabilidad de los implantes dentales [38], de tal modo que los implantes colocados en huesos con densidad ósea mayor, poseen una mayor estabilidad y menos concentración de tensiones en las zonas donde se van a insertar en el hueso, a diferencia de los huesos con densidades menores.

- En un análisis tridimensional de tensión de elementos finitos, la mayoría de los diseños tradicionales de cuerpos de implante muestra una concentración de tensiones en la cresta del soporte óseo y en el cuerpo del implante, según afirman los estudios de Carl. E. Mich [30].

Existen diferentes tipos de conexiones entre los pilares protésicos y los implantes, las más utilizadas son las de conexión interna [39] ya que evitan la rotación y el aflojamiento del implante, a diferencia que los de conexión externa, en la que se observa la presencia de mayores concentraciones de tensiones.

5.1 Ventajas

Este estudio ha servido para tener más literatura sobre el estudio mecánico de los implantes dentales frente diferentes densidades óseas, ya que, a día de hoy, la literatura disponibles respecto a este tema es muy escasa y nada concluyente.

Además, también ha servido como apoyo para otros estudios en cuanto a las tensiones que aparecen en los diferentes modelos de implante dental.

5.2 Limitaciones

En este estudio, no se han considerado las tensiones residuales. Para unos resultados más realistas, sí que se tendrían que haber tenido en cuenta. Se trata de un estudio experimental. Sin embargo, desde un primer momento se descartó su implementación debido al alto grado de dificultad y coste computacional.

6

CONCLUSIONES

Tras haber analizado los resultados obtenidos de los análisis realizados en los apartados anteriores, se puede concluir que los objetivos propuestos del proyecto se han cumplido. Teniendo en cuenta los resultados del apartado anterior, así como las imágenes recogidas en el *Anexo 10*, las conclusiones obtenidas son las siguientes:

- Mediante el estudio de las tensiones de Von Mises en el implante se puede concluir que las zonas que más concentración de tensiones poseen son las zonas del cuerpo del implante y del pilar señaladas en la *Figura 36*. La tensión máxima que soportan en las zonas de máxima tensión de cada uno de los componentes es en el caso del cuerpo del implante 1359 MPa y en el caso del pilar 1252 MPa. Las tensiones en estas zonas llegan a sobrepasar el límite elástico del material.
- Las tensiones de Von Mises adquiridas en el implante son similares en los cuatro modelos de diferentes densidades óseas. No se aprecia gran diferencia entre ellas. Las zonas de máxima tensión coinciden siendo las de la parte superior de la rosca donde acaba el hueso y en el pilar justo por encima del implante (*Figura 36*), estas tensiones tienen un carácter puntual. El resto del implante está por debajo del límite elástico. La principal diferencia entre los modelos, es que en el modelo con la densidad ósea menor aparecen más zonas de tensión en la zona del cuerpo del implante a diferencia del modelo con la densidad ósea mayor.

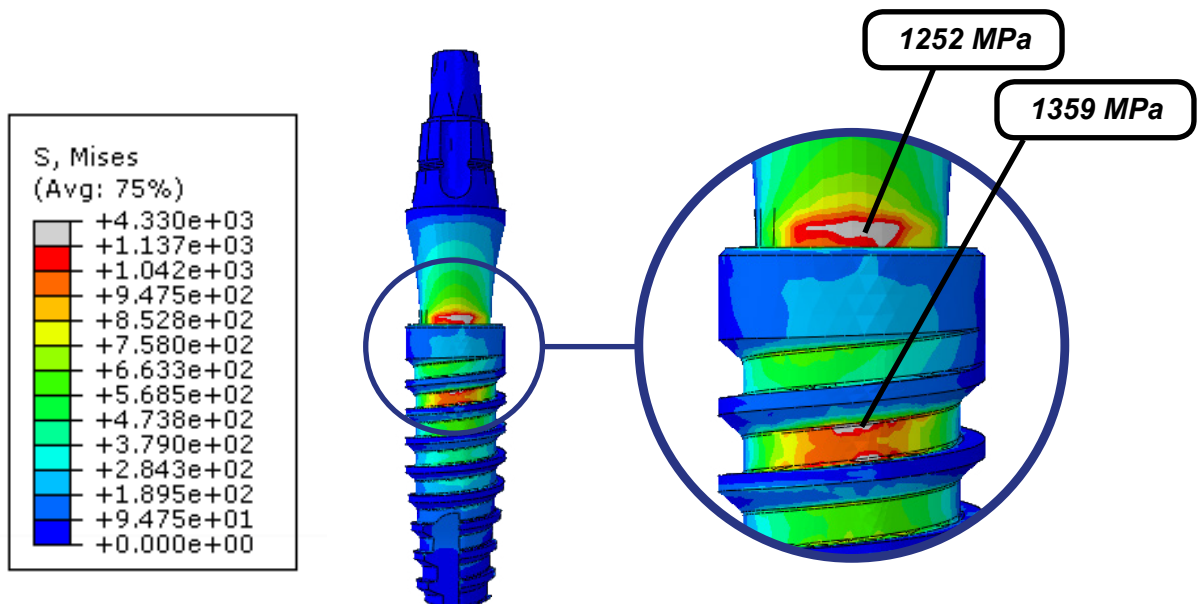


Figura 36 - Densidad 2 (Tensiones de Von Mises). Zonas de máximas concentraciones de tensiones en el implante (MPa)

- Las zonas del tornillo del implante y la parte superior del pilar quedan libres de tensiones significativas en los cuatro modelos de las cuatro densidades óseas. Las zonas que se tienen que tener en cuenta son las zonas de máxima tensión del implante y el pilar mostradas en la figura anterior.

- En cuanto a la parte interna de los componentes del implante, se puede apreciar la presencia de tensiones en la parte de la rosca del implante y del tornillo, pero sin superar el límite elástico del material, ya que las tensiones en esa zona están muy por debajo del límite. En la *Figura 37* se muestra la cara interna del pilar donde aparecen las zonas con mayor concentración de tensiones, pero sigue sin superar dicho límite.

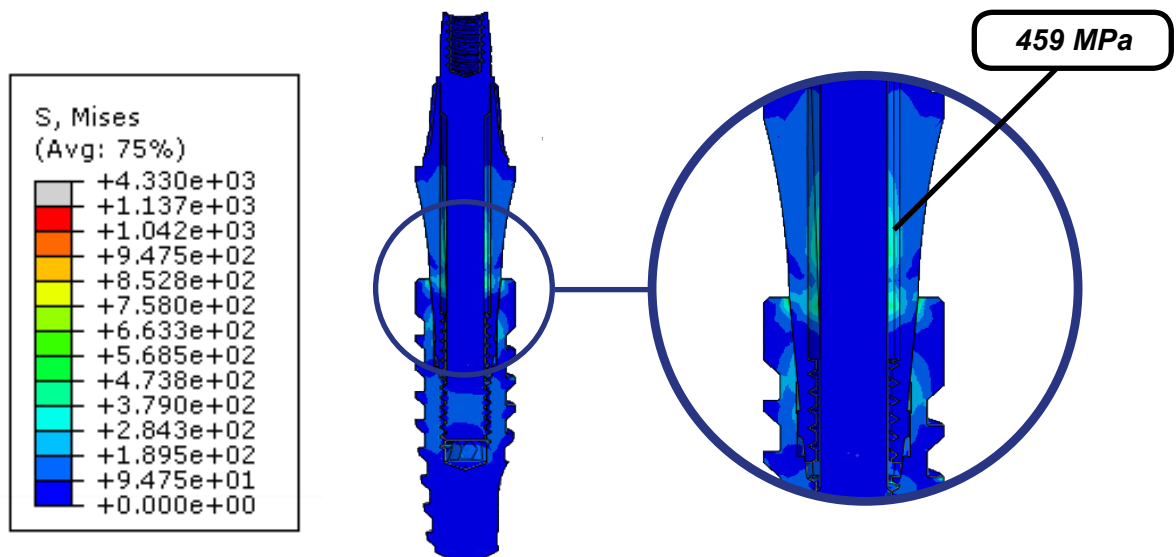


Figura 37 - Densidad 2 (Tensiones de Von Mises). Zonas de máximas concentraciones de tensiones en el interior del implante (MPa)

- Al observar las tensiones de Von Mises en el implante de los cuatro modelos analizados (*Figura 38*), se puede observar que cuanto menor es el módulo de Young de la densidad del hueso más tensión adquiere el implante, principalmente en la zona inferior de la rosca del implante. Los resultados de elementos finitos muestran que el modelo de implante que más tensión recibe es el que posee la densidad ósea menor (densidad 4).

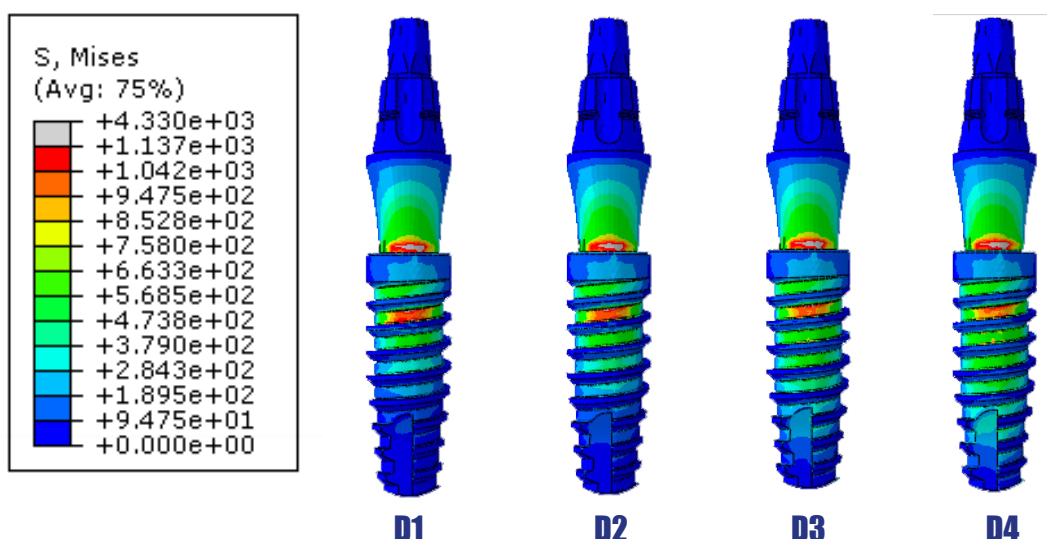


Figura 38 - Todas las densidades (Tensiones de Von Mises). Zonas de máximas concentraciones de tensiones en el exterior del implante (MPa)

- Mediante el estudio de las tensiones principales máximas en el hueso se puede observar que a medida que la densidad disminuye, el hueso adquiere una mayor tensión principal máxima en la parte inferior del agujero roscado, donde va colocado el implante, mientras que en la zona superior las tensiones disminuyen. Los valores de las tensiones máximas en el hueso se muestran en la *Figura 39*.

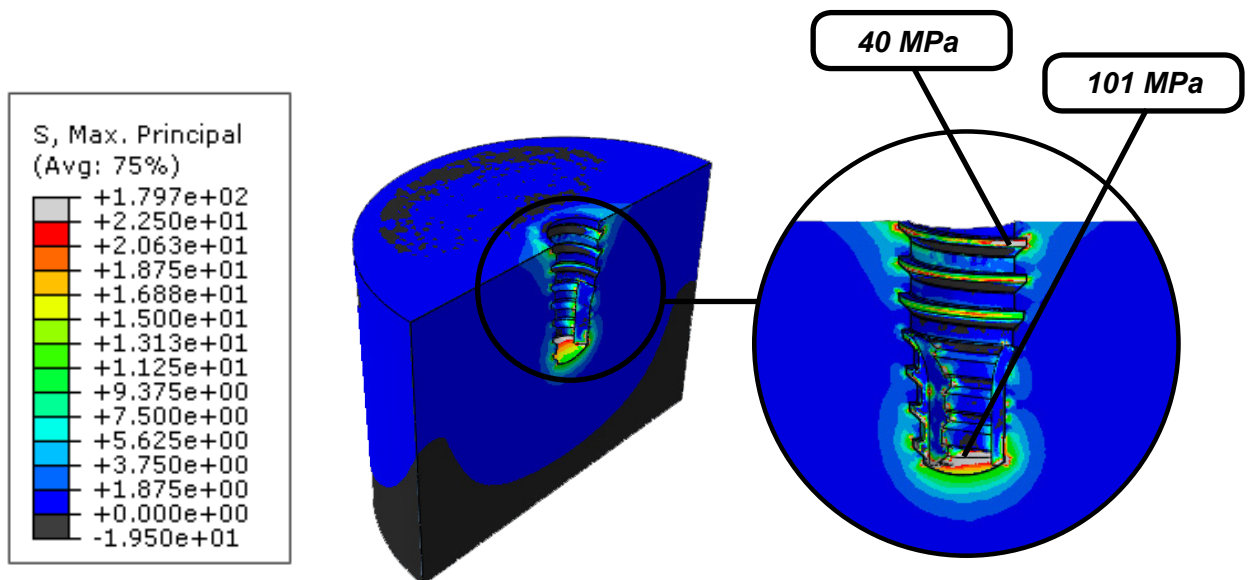


Figura 39 - Densidad 4 (Tensiones Principales Máximas). Zonas de máximas concentraciones de tensión en el hueso (MPa)

- Además, tras el análisis de las tensiones principales máximas en el hueso cabe concluir que el hueso está por debajo de su límite elástico (190 MPa) en todas las densidades analizadas, exceptuando la densidad 1 y 2 que adquieren tensiones máximas de 220 MPa y 201 MPa, respectivamente, en la cara superior externa del hueso tal y como muestra la *Figura 40*.

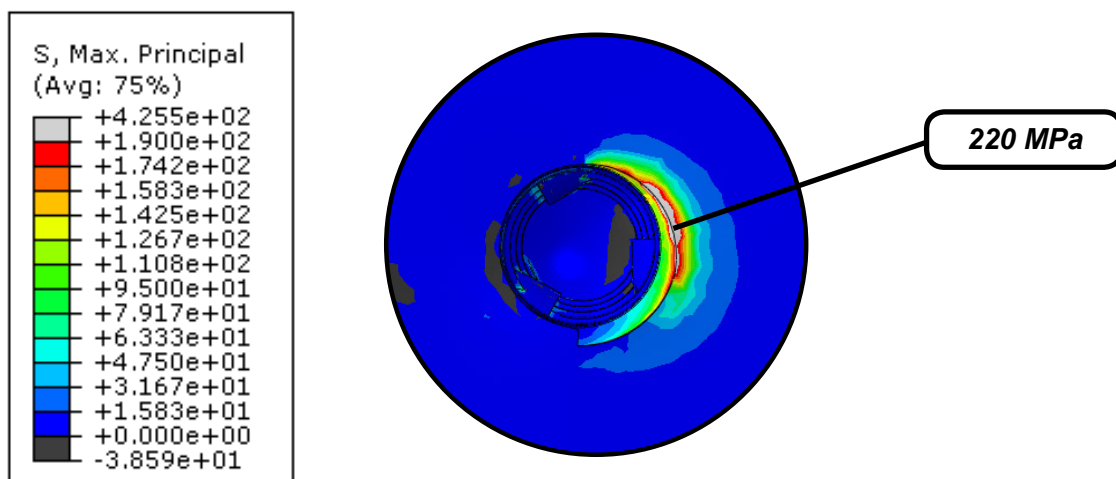


Figura 40 - Densidad 1 (Tensiones Principales Máximas). Zonas de máximas concentraciones de tensión en el hueso tomando como referencia el límite elástico (MPa)

7

PROPUESTAS DE MEJORA



Propuestas de mejora

En este apartado se detallan las propuestas de mejora en cuanto al diseño del implante dental para evitar la presencia de zonas con grandes concentraciones de tensiones. Para ello, se han analizado los resultados de tensiones que se muestran en el apartado 4 de la memoria.

El diseño de los implantes dentales se ha ido modificando con el objetivo de mejorar la osteointegración y facilitar los procedimientos clínicos. El diseño de los implantes dentales es importante desde el punto de vista de la transmisión de cargas, el proceso de remodelado óseo y la estabilización en el hueso receptor.

Algunas de las mejoras de diseño [40] que se pueden implementar para reducir la concentración de tensiones en el implante son:

- Aumentar el diámetro del implante
- Aumentar la longitud del implante
- Diseñar chaflanes en zonas de grandes concentraciones de tensión
- Diseñar redondeos en zonas donde hay concentraciones de tensión
- Evitar zonas demasiado estrechas
- Evitar zonas con aristas vivas

Estas son posibles mejoras que podrían aplicarse a nuevos diseños de implantes dentales para observar si se consiguen reducir las concentraciones de tensiones.



BIBLIOGRAFÍA



Bibliografía

- [1] FUENTES, E.M. Prótesis sobre implantes. *Implantes, pilares y tipos de rehabilitación protésica con implantes* [en línea]. Vallehermoso, 34. 28015 Madrid: Editorial Síntesis S.A., 2017. [Consulta: 6 de noviembre de 2018]. ISBN 978-84-9077-481-6. Disponible en: <https://www.sintesis.com/data/indices/9788490774816.pdf>
- [2] FDI, World Dental Federation. *Implantes dentales* [en línea]. Editado por la Asamblea General FDI en septiembre de 2004, en Nueva Delhi, India [fecha de revisión en septiembre de 2015 en Bangkok, Tailandia]. [Consulta: 6 de noviembre de 2018]. Disponible en: <https://www.fdiworld-dental.org/es/resources/policy-statements-and-resolutions/implantes-dentales>
- [3] *Bitdental* [Consulta: 19 de marzo 2019]. Disponible en: <https://bitdental.com/blog/6/que-es-un-implante-dental.html>
- [4] *Clínica Pronova* [Consulta: 19 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://clinicapronova.com/partes-de-un-implante-dental>
- [5] Varela Rodríguez, J.A. *Férulas diagnósticas y quirúrgicas* [en línea]. 2015 [Consulta: 13 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://slideplayer.es/slide/3786418/>
- [6] *Umg Uysal Medikal* [Consulta en: 20 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://www.umguysal.com/en/products/implant/2/dental-implants/5>
- [7] Ferrus & Bratos. *100 preguntas sobre implantes dentales* [en línea]. [Consulta: 6 de abril de 2019]. Disponible en: <https://www.clinicaferrusbratos.com/100-preguntas-sobre-implantes-dentales/>
- [8] Periodontium, Remolina. A. *¿Cómo es un implante dental y de qué partes se compone?* [En línea] [Consulta: 10 de mayo]. Disponible en: <https://periodontium.es/como-es-un-implante-dental/>
- [9] Proceso de osteointegración en implantes dentales [en línea]. Presentado y dirigido por Clínica DM Dental, 13 de septiembre de 2013. [Consulta: 10 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=vKwau0xc8SQ&t=1s>
- [10] Bucalis, Clínica Dental [Consulta: 10 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://clinicadental-bucalis.com/que-tipos-de-implantes-dentales-hay/tipos-de-implantes/>
- [11] Duarte Anaya. G. *Diferencias entre la conexión interna y externa en implantología* [en línea]. Agosto de 2013. [Consulta: 25 de julio de 2019]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/germanduarte1/diferencias-entre-la-conexin-externa-e-interna-en-implantologia>
- [12] Estudi Dental Barcelona. *Diferencias entre los implantes dentales de conexión interna y externa* [en línea] [Consulta: 25 de julio de 2019]. Disponible en: <https://estudidentalbarcelona.com/diferencias-entre-los-implantes-dentales-de-conexion-interna-y-externa/>



Bibliografía

- [13] RM Recursos Médicos [Consulta: 25 de julio de 2019]. Disponible en: <https://recursosmedicos.com/producto/implante-is-ii-active/>
- [14] Sweden & Martina [Consulta: 25 de julio de 2019]. Disponible en: https://www.sweden-martina.com/es_es/product/implantolog%C3%ADa_y_cirug%C3%ADa-13444/implantes_dentales-996/outlink%C2%B2-1008.html
- [15] Magazine Dental [Consulta en: 25 de julio de 2019]. Disponible en: http://www.magazinedental.com/nota_revista.php?revista=49¬a=412
- [16] Neodent, A Straumann Group Brand. *Conexión con cono morse, para preservación del hueso crestral y sellado bacteriano* [en línea] [Consulta en: 25 de julio de 2019]. Disponible en: <https://www.straumann.com/neodent/pe/es/website/professionals/products/cm-implant-line/cone-morse-connection.html>
- [17] Red Dental. *Implantes Cono Morse* [en línea] [Consulta: 25 de julio de 2019]. Disponible en: http://www.red-dental.com.ar/O_N73001.HTM
- [18] *Biotech Dental* [Consulta: 12 de agosto de 2019]. Disponible en: <http://www.biotech-dental.com/es/profesional-salud/soluciones-productos-dentales/implante-dental/kontakt/>
- [19] UNE Normalización Española. *UNE-EN ISO 14801:2017 Odontología. Implante. Ensayo de carga dinámica para implantes dentales endoóseos* [en línea] [Consulta: 20 de julio de 2019]. Diponible en: [https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0058274%20%20\(norma%20ISO%2014801\)](https://www.une.org/encuentra-tu-norma/busca-tu-norma/norma?c=N0058274%20%20(norma%20ISO%2014801))
- [20] Sanitas, Clínica Dental. *Implantes de titanio y zirconio* [en línea] [Consulta: 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://www.sanitas.es/sanitas/seguros/es/particulares/biblioteca-de-salud/salud-dental/implantes-titanio.html>
- [21] Pifer, Implantes Dentales. *Implantes Dentales de Titanio, Biocompatibilidad y Anodizado* [en línea] [Consulta: 17 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://www.implantesdentalespifer.es/implantes-dentales-de-titanio-biocompatibilidad-y-anodizado/>
- [22] LARIO-FEMENIA, J., AMIGO-MATA, A., VICENTE-ESCUDE, A., SEGOVIA-LOPEZ, F., AMIGO-BORRAS, V. *Revista de Metalurgia. Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes* [en línea] 2016, Vol 52, No. 4 [Consulta en: 18 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://revistademetalurgia.revistas.csic.es/index.php/revistademetalurgia/article/view/1397/1590>



Bibliografía

- [23] GIL, F.J., PLANELL, J.A. Biomecánica Originales. *Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones* [en línea] 1993, Vol. 1, No. 1, p. 34-42. [Consulta en: 18 de marzo de 2019]. ISSN: 1885-9518. Disponibilidad en: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099/6814/Article04.pdf>
- [24] Sanitas, Muy saludable. *Implantes dentales: qué tipos hay y en qué se diferencian* [en línea] [Consulta: 18 de mayo de 2019]. Disponible en: <http://muysaludable.sanitas.es/salud/dental/implantes-dentales-tipos-se-diferencian/>
- [25] Colaboradores de Wikipedia. *Materiales del implante dental* [en línea]. Wikipedia, la enciclopedia libre, 2018 [Consulta: 17 de mayo de 2019]. Disponible en: https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Materiales_del_implante_dental&oldid=107888434
- [26] DeguDent. *Aleación de Cromo - Cobalto* [en línea] [Consulta: 26 de junio de 2019]. Disponible en: <http://www.dentsplyargentina.com.ar/cocrfolleto.pdf>
- [27] Indensa. *Metal Cromo - Cobalto (Cr-Co)* [en línea] [Consulta: 26 de junio de 2019]. Disponible en: <https://www.indensa.com/?p=4368>
- [28] Clínicas Propdental [Consulta en: 15 de junio de 2019]. Disponible en: <https://www.propdental.es/blog/implantes-dentales/clasificacion-de-la-calidad-osea-en-implantes-dentales/>
- [29] NING KANG, YAN-YUN WU, LI YUE, DT, GUO-MIN OU. A study of force distribution of loading stressed on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. Noviembre de 2014, Vol. 118, No. 5, p. 519-522. [Consulta: 24 de abril de 2019]. Disponible en: https://www.researchgate.net/scientific-contributions/2029948790_Ning_Kang
- [30] MISCH, C. *Prótesis dental sobre implantes*. 2º Edición. Editorial Elsevier, junio de 2015. ISBN-13: 978-8490228630.
- [31] Ingeniería Mecánica. *Propiedades de los materiales* [en línea] [consulta en: 25 de julio de 2019]. Disponible en: <https://ingemecanica.com/tutoriales/materiales.html>
- [32] WATANABE, M., HATTORI, Y., SATOH, CH. International Congress Series. *Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion*. 2005, Vol. 1284, p. 21-27. [Consulta: 25 de julio de 2019].
- [33] BASCONES MARTINEZ, A., FRIAS LOPEZ, M°C. Avances en Periodoncia e Implantología Oral. *Implantes unitarios. Una solución actual*. 2003, Vol. 15, No. 1, p. 9-17. [Consulta: 26 de julio de 2019]. ISSN 1699-6585. Disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1699-65852003000100002



Bibliografía

- [34] CURTIS, DA., SHARMA, A., FINZEN, FC., KAO, TR., *Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous Patient. J Calif Dent Assoc.* 2000, Vol. 28, p. 771-779. [Consulta: 25 de julio de 2019].
- [35] PÉREZ PEVIDA, E. *Análisis biomecánico de la influencia del material de fabricación de implantes dentales en la transferencia de carga al terreno de soporte* [en línea]. Tesis Doctoral. Zaragoza: Universidad de Zaragoza, 2017. [Consulta: 25 de julio de 2019]. Disponible en: <https://zaguan.unizar.es/record/61580/files/TESIS-2017-052.pdf>
- [36] KOYANO, K., ESAKI, D. *Occlusion on oral implants: current clinical guidelines.* J Oral Rehabil. 2016, Vol. 42, p. 153-161. [Consulta: 25 de julio de 2019].
- [37] SHERIDAN, RA., DECKER, AM., PLONKA, AB., WANG, HL. *The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review.* 2016, Vol. 25, p. 829-838. [Consulta: 26 de julio de 2019].
- [38] PÉREZ PEVIDA, E. *Relación entre la densidad ósea de los maxilares y el registro de estabilidad de implantes dentales mediante análisis de frecuencia de resonancia* [en línea]. Trabajo Final de Master. Zaragoza: Universidad de Zaragoza, 2013. [Consulta: 26 de julio de 2019]. Disponible en: <https://zaguan.unizar.es/record/11129/files/TAZ-TFM-2013-223.pdf>
- [39] MAEDA, Y., SATOH, T., SOGO, M. *In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication.* 2006, Vol. 3, No. 1, p. 75-8. [Consulta: 26 de julio de 2019].
- [40] PEREA GARCÍA, M.A. *Evaluación estructural del implante dental sometido a diferentes torques de inserción. Estudio "in vitro"* [en línea]. Tesis Doctoral. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Odontología. Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial, 2015. [Consulta: 26 de julio de 2019]. Disponible en: <https://eprints.ucm.es/38414/1/T37512.pdf>
- [41] PERIODONCIA DENTAL. *Periodoncia avanzada en implantología dental en Murcia. ¿En qué se diferencia un diente y un implante?* [En línea]. [Consulta: 24 de junio de 2019]. Disponible en: <https://periodoncia.dental/2016/03/16/en-que-se-diferencia-un-diente-y-un-implante/>
- [42] SAMAYOA, D. *Implantes Dentales. Implantes Dentales Ventajas y Desventajas* [En línea]. Abril de 2019. [Consulta: 12 de mayo de 2019]. Disponible en: <http://www.implantesdentaleshq.com/implantes-dentales-ventajas-y-desventajas/>
- [43] DENTIX. *Salud Bucodental. Regeneración ósea, ¿qué es y cuándo se realiza?* [En línea]. Junio de 2018. [Consulta: 12 de mayo de 2019]. Disponible en: <https://www.dentix.com/es-es/blog/regeneracion-osea-que-es-y-cuando-se-realiza>

