

Trabajo Fin de Grado

Efecto del tipo de comportamiento de hueso en
la biomecánica de implantes dentales

*Effect of the type of bone behaviour in the
biomechanics of dental implants*

Autor

Jorge Lapuente Hernández

Director/es

Javier Bayod López

María Prados Privado

Universidad de Zaragoza

Grado en Ingeniería mecánica

2019

Resumen

Los implantes dentales son un tratamiento cada vez más común para reemplazar la pérdida de dientes o sustituir aquéllos en mal estado. Una parte crucial a la hora de tener éxito colocando un implante es la osteointegración, que hace referencia a la integración hueso-implante.

El objetivo del presente estudio es analizar un conjunto implante-prótesis ante cargas fisiológicas con el objetivo de encontrar diferencias en su comportamiento modelando el hueso como un material elástico-lineal y como un material ortótropo.

Para la realización del estudio se ha diseñado el conjunto implante-prótesis en 3D, se le han aplicado los materiales correspondientes a cada parte, habiendo utilizado Ti6Al4V para el implante dental, una aleación cobalto-cromo para la corona y dando propiedades al hueso, tanto isótropas como anisótropas, habiendo utilizado 4 orientaciones diferentes para el caso ortótropo. Se ha seguido la norma ISO 14801 a la hora de colocar las condiciones de contorno y las cargas a las que está sometido el conjunto. Mediante el cálculo de elementos finitos se han obtenido las tensiones a las que está sometido el conjunto y se han analizado.

Las conclusiones encontradas son que existe una clara diferencia en el comportamiento óseo entre el modelo elástico-lineal y el modelo ortótropo, siendo las tensiones del modelo ortótropo entre un 9 y un 19% menores que en el caso elástico-lineal; y que esta diferencia en el comportamiento óseo no tiene apenas relevancia en el comportamiento del implante dental.

Índice

1. Introducción	4
1.1 Motivación	4
1.2 Metodología	5
1.3 Planificación.....	5
1.4 Estructura del documento	6
2. El implante dental	7
2.1 Biomecánica.....	7
2.2 Implantes dentales	7
2.3 Partes de un implante dental	10
2.4 Osteointegración	11
3. Materiales y métodos	13
3.1 Diseño de modelo parametrizado	13
3.2 Propiedades de los materiales.....	19
3.3 Condiciones de contorno y cargas.....	21
3.4 Abaqus	22
3.4.1 Preproceso	22
3.4.2 Análisis	26
3.4.3 Postproceso.....	26
4. Resultados	27
5. Conclusiones y líneas futuras	35
6. Bibliografía	38
Anexos.....	41

1. Introducción

1.1 Motivación

Los implantes dentales son un tratamiento cada vez más común para reemplazar la pérdida de dientes o sustituir aquéllos en mal estado. En consecuencia, cada vez se requieren implantes de mejor calidad, más económicos, que mejoren la sensación en la boca y que, a su vez, sean estéticos.

El éxito de los implantes dentales se ha asociado a la integración entre el implante y el hueso. En 1965, Brånemark aportó evidencia de la aposición directa de hueso sobre la superficie del titanio, fenómeno conocido como osteointegración, y que actualmente se sabe que es de vital importancia para tener éxito en la colocación y tratamiento del implante.

Uno de los capítulos está dedicado a conocer más en detalle qué son los implantes dentales y el proceso de osteointegración.

En la mayoría de la bibliografía actual, las investigaciones realizadas para estudiar el diferente comportamiento de los implantes, ya fuese modificando su geometría, el material, el acabado superficial o cualquiera de los diferentes parámetros que se quisieran estudiar, se han venido haciendo a partir de la suposición de que el hueso maxilar se comporta como un material elástico-lineal.

El objetivo del presente proyecto se centra en comprobar si esta suposición es correcta comparando en un estudio por elementos finitos el comportamiento del hueso maxilar modelado como un material elástico-lineal y como un material ortótropo bajo las mismas condiciones fisiológicas.

El método por elementos finitos se lleva utilizando durante años en estudios biomecánicos del diente para evaluar el comportamiento variando distintos parámetros. La validez de estos estudios está ligada a la similitud geométrica con la estructura real, la similitud del material y la correcta elección de condiciones de contorno¹.

1.2 Metodología

Para poder abordar este estudio se precisa recopilar la información publicada, revisar los diferentes tipos de implantes que existen en el mercado, analizar investigaciones realizadas sobre el tema, etc.

Para asegurar la validez del mismo se ha utilizado la norma ISO 14801 para obtener tanto las cargas fisiológicas como las condiciones de contorno; y para el material se han utilizado materiales previamente elegidos en diferentes estudios.

El diseño 3D de todo el conjunto implante fue cedido por la empresa comercial Implacil de Bortolo (Brasil), siendo un modelo de un implante comercial real. A partir de este modelo, y con las indicaciones dadas por la norma ISO 14801, es posible diseñar un modelo 3D completo formado por la corona, conjunto implante y hueso maxilar totalmente válido. Se ha escogido el software CAD SolidWorks 2017.

Para el cálculo mediante Método de Elementos Finitos (MEF) se ha escogido el software Abaqus CAE versión 6.14-5, que se ha preferido frente a la opción de simulación que viene ya incluida en SolidWorks por toda la versatilidad que permite y su extendido uso en investigación.

Los cálculos se ejecutaron en el Clúster del I3A por el alto coste computacional que conllevaban.

1.3 Planificación

El trabajo consta de las siguientes fases:

- Búsqueda de información sobre la temática, recopilación de estudios previos y análisis de toda la información.
- Preproceso, tratamiento y análisis de convergencia de la malla.
- Aplicación de cargas para observar el comportamiento del conjunto implante dental-prótesis del hueso.
- Cálculos necesarios por elementos finitos.
- Obtención y análisis de los resultados.
- Conclusiones generales del proyecto.
- Redacción de memoria y anexos.

1.4 Estructura del documento

Consta de 7 capítulos:

- El primer capítulo corresponde a la motivación para realizar el estudio y una introducción al mismo, así como su composición.
- En el segundo capítulo se explica la información más relevante respecto a los implantes y todo lo que lo engloba.
- El tercer capítulo es la parte troncal del estudio. Se desarrolla el trabajo realizado, desde el diseño 3D del modelo hasta las condiciones de contorno aplicadas, pasando por los materiales elegidos. Este tercer capítulo se puede dividir a su vez en dos partes:
 - La primera está enfocada hacia la investigación y preparación del material necesario para realizar un estudio MEF.
 - La segunda consiste en el estudio MEF con Abaqus, desde la importación del modelo 3D, la aplicación de los materiales y condiciones de contorno vistas en la primera parte del capítulo y la realización del cálculo.
- En el cuarto capítulo se exponen los resultados obtenidos.
- En el quinto capítulo se discuten los resultados obtenidos, así como las líneas futuras para seguir desarrollando el estudio.
- El sexto capítulo corresponde a la bibliografía utilizada.
- El último capítulo está dedicado a los anexos utilizados para ampliar la información presentada en la memoria.

2. El implante dental

2.1 Biomecánica

La biomecánica es un área de conocimiento interdisciplinar orientada a estudiar las estructuras de carácter mecánico que presentan los seres vivos y, en particular, el cuerpo humano. Esta disciplina se apoya en leyes de fenómenos cinemáticos y mecánicos aplicadas a estructuras biológicas, por lo que utiliza como base de conocimientos tanto la ingeniería como la anatomía, biomedicina, fisiología y otras disciplinas relacionadas.

En lo que hace referencia a este estudio, se estaría dentro de la llamada biomecánica computacional. Se trata de la aplicación de herramientas de computación ingenieriles, como es el caso del método por elementos finitos (MEF), para estudiar la mecánica de sistemas biológicos².

Estos modelos computacionales y simulacionales se utilizan para predecir la relación entre variables, que en caso de tener que realizar ensayos experimentales serían bastante complejos o muy caros. En medicina, durante la última década, el MEF se ha convertido en una alternativa contemplada para la evaluación quirúrgica *in vitro*. Una de las principales ventajas de la biomecánica computacional radica en su capacidad para determinar la respuesta endoanatómica de una anatomía, sin estar sujeto a restricciones éticas².

2.2 Implantes dentales

Los implantes dentales osteointegrados, aun llevando años utilizándose, van ganando cada vez más popularidad. Los implantes dentales son considerados como unos dispositivos médicos que se insertan en el hueso maxilar como “raíces artificiales”. Sirven para apoyar y/o estabilizar diferentes tipos de prótesis dentales fijas en pacientes que desean reemplazar dientes ausentes. Las indicaciones van desde el reemplazo de un único diente hasta la mandíbula completa³.

Los implantes dentales se fabrican con materiales biocompatibles que no producen reacción de rechazo y permiten su unión al hueso³. La mayoría de los implantes dentales utilizados en la actualidad se elaboran con titanio o con una aleación de titanio con superficies modificadas, siendo la superficie de los implantes donde más se puede influir a la hora de mejorar la osteointegración. Los estudios histológicos muestran claramente que las superficies rugosas, en comparación con las lisas, pueden estimular una osteointegración más rápida y efectiva^{4 5}.

Los implantes osteointegrados, como su propio nombre indica, se basan en la osteointegración que se definiría como *‘una conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante de carga’*⁶.

Debido a la ausencia del ligamento periodontal, los implantes osteointegrados reaccionan biomecánicamente de una manera diferente a la fuerza de oclusión (fuerza de mordida). Por lo

que se cree que los implantes dentales pueden ser propensos a una sobrecarga por dicha fuerza, que es a menudo considerada como una de las potenciales causas de la pérdida de hueso peri-implantal y el fallo del implante⁷.

En la Figura 1 se puede ver la similitud entre el diente y el implante dental.



Figura 1 Comparación diente-implante⁸.

El campo está evolucionando y expandiéndose, desde técnicas quirúrgicas hasta tipos de restauraciones disponibles. Tradicionalmente, a los implantes se les aplicaba carga una vez el proceso de curación había tenido lugar, con una duración de alrededor de 3 meses en la mandíbula y 6 meses en el maxilar⁹. Hoy en día, es cada vez más común que se utilice una modificación donde el implante recibe carga desde el momento inicial de su colocación, estos implantes se les denomina implantes de carga inmediata¹⁰.

Mientras que las restauraciones primarias de implantes estaban indicadas principalmente para la rehabilitación de la función, cada vez más se está considerando la estética en la implantología moderna¹¹, como muestran los numerosos estudios que están investigando materiales nuevos como la zirconia.

Revisiones de la literatura han mostrado que la tasa de éxito de los implantes osteointegrados se encuentra entre el 97% en los 5 primeros años¹², siendo las principales causas de fallo: una baja densidad ósea y problemas para crear una estabilidad primaria o la sobrecarga de los implantes¹³. Los principales riesgos que pueden ocurrir durante la operación son: que se infecte la zona donde se coloca el implante, se dañen las estructuras que rodean la zona de operación, como pueden ser otros dientes, e incluso que se dañe el nervio, siendo todos estos problemas bastante improbables¹⁴.

Requisitos de los implantes:

En la Figura 2 se muestra un resumen de los principales requisitos requeridos para un implante.



Figura 2. Requisitos implantes¹⁵.

Los principales requerimientos serían la biocompatibilidad y que pueda lograr la osteointegración, estando las demás características, en cuanto a la compatibilidad, enfocadas a mejorar una de las dos o ambas. El implante dental, al igual que el diente, está sometido a una fuerza de oclusión que debe soportar; por eso, requerirá de unas propiedades mecánicas específicas.

Por último, el implante dental, al igual que cualquier otra pieza, debe ser posible y rentable de fabricar; una mejora en las técnicas de fabricación, así como el avance en tecnologías CAD/CAM, han permitido crear implantes con mejores propiedades superficiales y, sobre todo, la inclusión de la fabricación aditiva ha supuesto un gran cambio a la hora de crear implantes con mejores estructuras para la osteointegración.

2.3 Partes de un implante dental

Existen distintos tipos de implantes dentales (Anexo 1), para este estudio se han elegido los implantes endoóseos al ser los más comunes. En la estructura del implante dental, existen tres partes principales:

- **Corona.** Es la parte más visible; es decir, la imitación del diente natural que se injerta sobre el implante dental para reponer la pieza faltante y cuya función es la de recuperar la función masticatoria y la estética. Existen diversos tipos de coronas dentales según el material con el que estén hechas. Las de mejor calidad y mayor durabilidad, en términos generales, son las elaboradas con zirconio. 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 natural¹⁶.
- **Pilar.** Se conoce con este nombre técnico a la pieza que conecta el cuerpo del implante a la corona. Está elaborado a partir de una aleación metálica para otorgar la mayor durabilidad posible y una sujeción correcta al implante, ya que su función es la de prolongar el cuerpo del implante sobre los tejidos blandos. Los pilares tienen diferentes longitudes, de manera que se pueden adaptar a cualquier situación anatómica¹⁶.
- **Implante.** Es la parte más importante, sobre él se sustentan el resto de las piezas y es la que está en contacto directo con el hueso, está diseñado para colocarlo en el hueso maxilar o mandibular. Hace de raíz dental y, sobre éste, el odontólogo anclará todos los componentes de la prótesis¹⁶.

Podemos dividirlo en 3 partes, mostradas en la Figura 3:

1. Módulo de cresta: es la parte visible cuando se retira la prótesis⁸.
2. Cuerpo: puede presentar diversos diámetros y longitudes. Presenta diversas geometrías de rosca que le proporcionan más agarre al hueso y más superficie de contacto⁸.
3. Ápice: es la punta o extremo final; es la parte más profunda del implante. En algunos diseños presenta perforaciones para facilitar la cirugía⁸. El ápice suele tener una forma redondeada, ayudando esto a reducir los esfuerzos que existen en el hueso trabecular¹⁷.

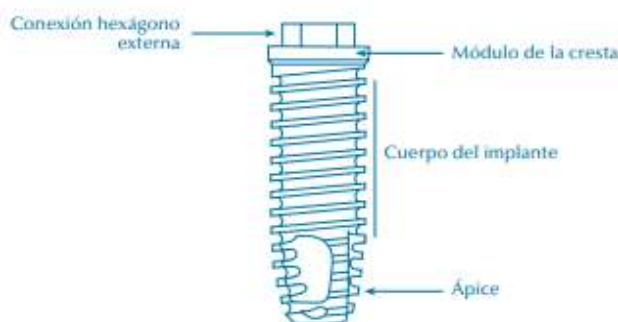


Figura 3. Partes implante dental⁸.

2.4 Osteointegración

Una parte crucial a la hora de tener éxito colocando un implante es la osteointegración. Se trata del procedimiento por el cual el hueso cicatriza alrededor del implante produciéndose su integración sólida¹⁸. El término original de osteointegración fue acuñado por el profesor Per-Ingvar Brånemark en sus estudios en 1952. La osteointegración supone una conexión firme, directa y duradera entre los huesos vitales y los implantes de titanio en forma de tornillo, de acabado y geometría definidos¹⁹. Así, el hueso alveolar se integra con el implante sin desarrollar un ligamento periodontal³. En la primera etapa de la osteointegración, el implante de titanio se coloca en el hueso y durante los próximos 3 meses²⁰ se producirá un proceso de “curación” del hueso que podríamos dividir en las siguientes etapas:

- i) Hemostasia y formación de un coágulo
- ii) Formación de tejido de granulación
- iii) Formación ósea
- iv) Remodelación ósea⁶.

El implante debe ser absolutamente estable durante los primeros 3 a 6 meses de curación, o puede formarse tejido conectivo en lugar de hueso en la superficie del implante. Los implantes roscados con poros pequeños tienen más probabilidades de establecer la estabilidad inicial; se utiliza titanio porque la capa de óxido que se forma fácilmente en la superficie del implante es importante para la interacción del tejido del implante²⁰.

La osteointegración sólo puede ser lograda y mantenerse mediante una técnica de instalación quirúrgica, un tiempo prolongado de curación y una adecuada distribución de los esfuerzos que recibirá el implante¹⁹.

Un implante sólo puede juzgarse como osteointegrado en el contexto de una observación continua, ya que el debilitamiento de los cambios interfaciales puede ser gradual y no aparecer en las radiografías, al menos a corto plazo. De ahí, la propuesta de que tanto la evidencia clínica de movilidad como la respuesta radiográfica ósea se juzguen después de un período sustancial de servicio del implante²¹.

Una cuestión que ha quedado clara, tras extensivos estudios sobre la temática, es que las características superficiales del implante son decisivas en la velocidad a la que se produce la osteointegración y el éxito que va a tener la misma.

Desde un punto de vista biomecánico la primera fase del proceso de curación del implante dental que tiene lugar en el hueso es de vital importancia para su éxito en el largo plazo. **La estabilidad mecánica** es una condición indispensable para lograr su éxito, tanto a corto como a largo plazo. La osteointegración es un proceso dinámico por el cual la estabilidad primaria es sustituida por una estabilidad secundaria⁶. La estabilidad primaria es asociada con la fijación mecánica de un implante con el hueso circundante, mientras que los fenómenos de regeneración ósea determinan en el implante la estabilidad secundaria¹⁰. La estabilidad primaria se logra cuando el implante es colocado en el hueso en una posición adecuada, lo que permite que el implante se adapte mecánicamente al hueso hasta que se logre una estabilidad

secundaria²². Las principales variables que afectan al éxito de la creación de esta estabilidad primaria son la cantidad de hueso existente, así como su calidad, directamente relacionada con la densidad ósea, la técnica utilizada para realizar la cirugía y el diseño del implante. Mientras que la estabilidad secundaria está relacionada con la estabilidad primaria, el éxito de esta primera da unas altas probabilidades de éxito de la segunda, la regeneración ósea y las condiciones superficiales del implante^{9 6}.

La estabilidad secundaria se logra tras un periodo de tiempo como resultado del proceso de curación del hueso, comenzando con la primera aposición de hueso nuevo a la superficie del implante, siendo la naturaleza de esta unión biológica⁶. Este nuevo hueso llenará los vacíos de la zona existente entre el implante y el hueso, creciendo dentro de la geometría macroscópica diseñada para este objetivo, lo que dará como resultado el enclavamiento y una mayor estabilización del implante²³. Por lo tanto, la estabilidad del implante dental es un requisito para lograr el proceso de osteointegración, asegurando el éxito en el tratamiento de colocación del implante.

En la Figura 4 se muestra cómo cambian estas estabilidades a lo largo del tiempo.

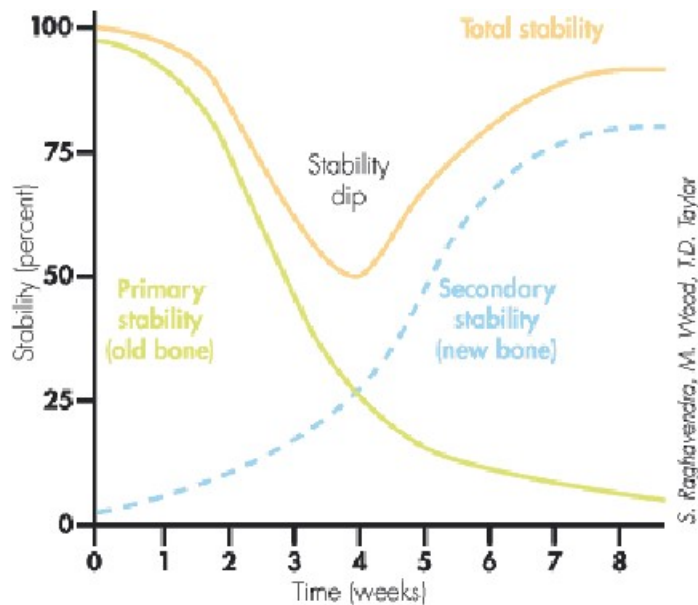


Figura 4. Relación estabilidad primaria y secundaria²⁴.

Para medir la osteointegración existen multitud de métodos, desde radiografías hasta máquinas específicas para este fin, que se muestran en el Anexo 2 y se explican en detalle.

3. Materiales y métodos

3.1 Diseño de modelo parametrizado

El modelo 3D del estudio cuenta con 5 partes: las 3 partes correspondientes al implante, de las cuales se ha hablado anteriormente: implante, pilar y tornillo; y las otras dos partes que corresponden a la corona y el hueso.

Para este proyecto se parte de un modelo geométrico proporcionado por la empresa comercial Implacil de Bortolo (Brasil) correspondiente al conjunto completo del implante dental: implante, pilar y tornillo, tal como se muestra en la Figura 5.

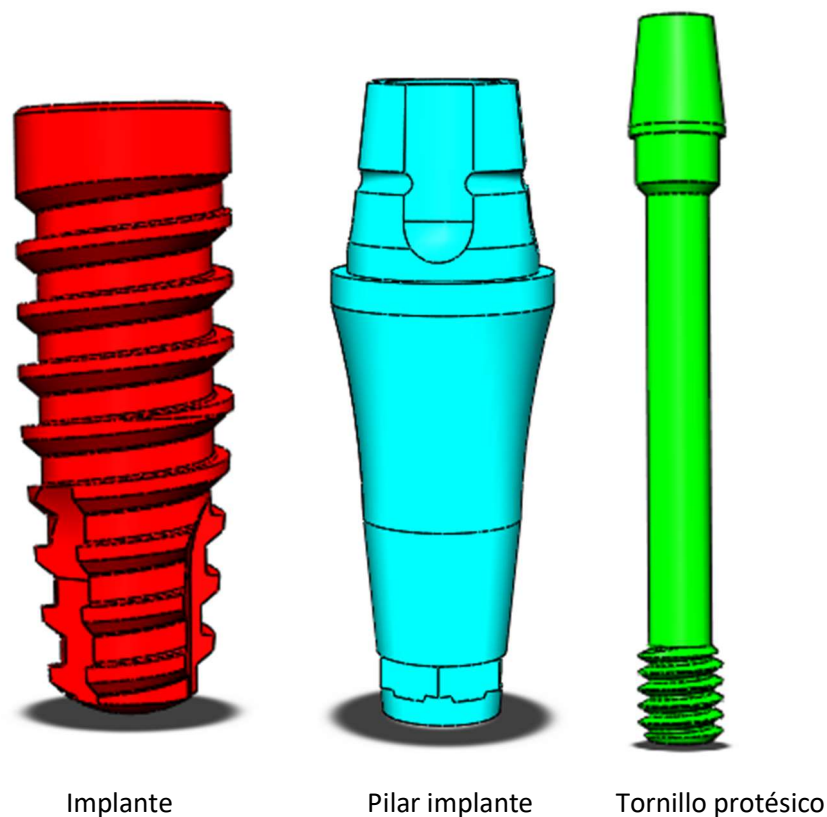


Figura 5. Partes del implante dental.

Para el ensamblaje de estas 3 partes se utiliza el módulo de ensamblaje de SolidWorks, donde se ha de aplicar restricciones de posición entre las partes para que queden ubicadas la posición adecuada.

El cuerpo del implante posee una zona roscada exterior que es la que se ha de implantar en el hueso y a su vez rosca en el mismo, por eso se verá más adelante que la rosca en el hueso se ha creado como si de un molde se tratara sobre la rosca del implante. También cuenta con una rosca interior, que es donde se insertará el tornillo protésico para mantener unidas las tres partes del implante, por lo que se introduce una vez lo haya hecho el pilar del implante.

Esta rosca interior tiene el objetivo de ayudar al odontólogo a la hora de la cirugía para colocar correctamente el implante; en el caso de este estudio no tiene mayor importancia ya que no influirá en el análisis.

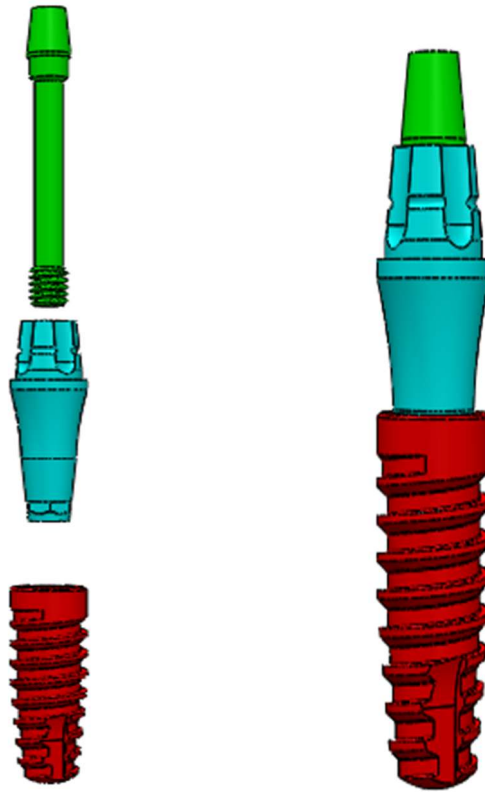


Figura 6. Ensamblaje implante dental.

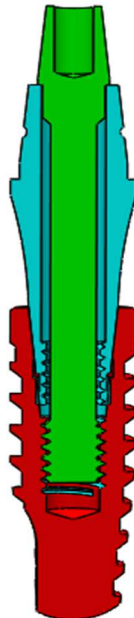


Figura 7. Corte ensamblaje implante dental.

Una vez se han ensamblados las piezas (Figura 6 y Figura 7) se ha de modelar tanto la corona como el hueso. Para modelar el hueso primero hay que tener en cuenta que cualquier hueso está formado en realidad por dos tipos de material óseo distinto que se diferencian macroscópica y microscópicamente, el hueso compacto o cortical y el hueso esponjoso o trabecular; en la Figura 8 se muestran estos dos huesos, además en el Anexo 4 se detalla cómo son estos huesos.



Figura 8. Hueso cortical y trabecular²⁵.

Para el diseño del hueso, por tanto, tenemos dos opciones:

- La primera opción consiste en poner un único cilindro simulando el hueso cortical. La norma ISO 14801 indica que los ensayos se realizan con una resina en forma de cilindro con un módulo de elasticidad similar al del hueso.
- La segunda opción sería poner un cilindro que simule el hueso trabecular y una parte exterior con cierto espesor que simule el hueso duro. Siendo esto lo que sucede en la realidad.

En este estudio se ha optado por la realización mediante la primera opción al ser la que viene dada por la norma ISO 14801²⁶.

Llevando esto al modelado 3D en SolidWorks, lo que se ha de hacer es dibujar un cilindro de 20mm de diámetro y 15mm de longitud. Para ello se dibuja un rectángulo y, mediante la operación de revolución tomando como centro uno de los ejes verticales, se obtiene el cilindro mostrado en la Figura 9.

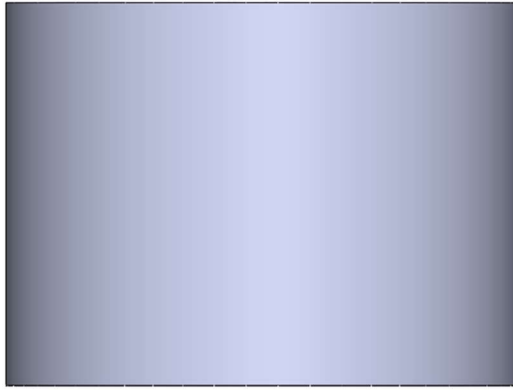


Figura 9. Modelado 3D resina

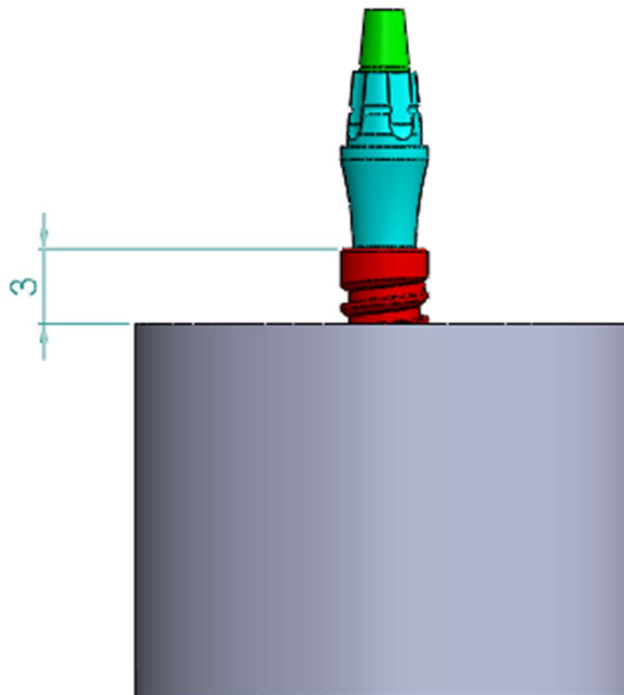


Figura 10. Colocación resina según la norma

Para lograr que el hueso quede con la misma rosca que el implante se ha de llevar la parte creada al ensamblaje en SolidWorks y colocar el hueso en la posición mostrada en la Figura 10, a 3mm de la parte superior del implante, de acuerdo con la norma ISO 14801²⁶. Para realizar la rosca, una vez colocado el hueso en posición, el proceso consiste en elegir el hueso como la pieza visualizada, utilizar la operación "Cavidad", que solicita que se le indique qué objeto es el que tiene que tomar como referencia para realizar la cavidad, en este caso el implante, y aplicar la opción de que vacíe el interior, lo que proporciona como resultado un molde del implante con una rosca perfecta.

El resultado se muestra en la Figura 11.

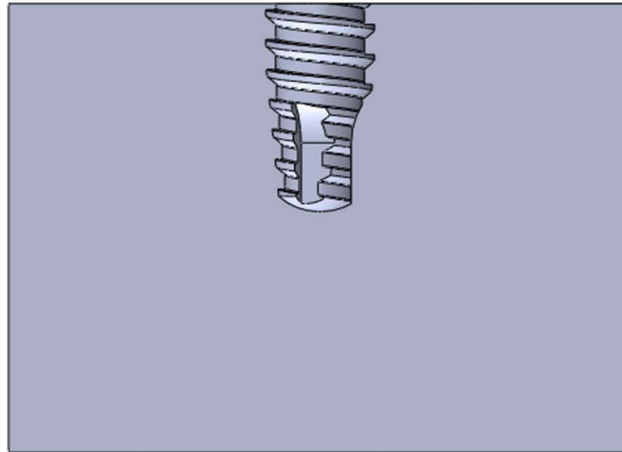


Figura 11. Resina con la rosca del implante.

Para la corona se ha de seguir un proceso similar al llevado a cabo en el modelado del hueso. Primero se modela la corona, de la cual se muestra el croquis en la Figura 12, aplicando la operación “Revolución” se obtiene el resultado final.

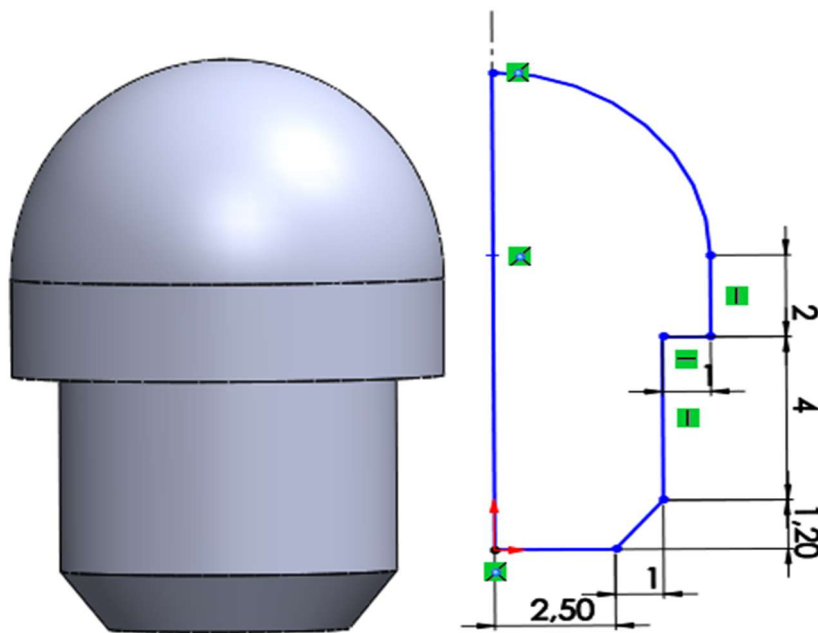


Figura 12. Modelo 3D corona y plano diseño.

Y, por último, una vez se ha colocado en la posición, se ha de seguir el mismo proceso que para realizar la rosca que en el hueso, utilizando la operación “Cavidad”; en esta ocasión la rosca viene dada por el tornillo protésico y el pilar (Figura 13).

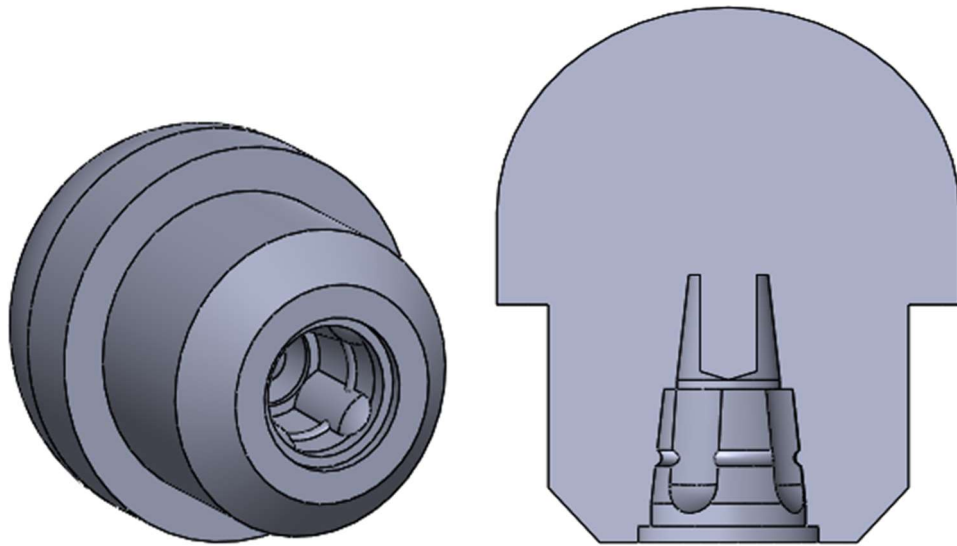


Figura 13. Corona con rosca.

El resultado obtenido, una vez todas las piezas han sido ensambladas en la posición correcta, se muestra en la Figura 14.

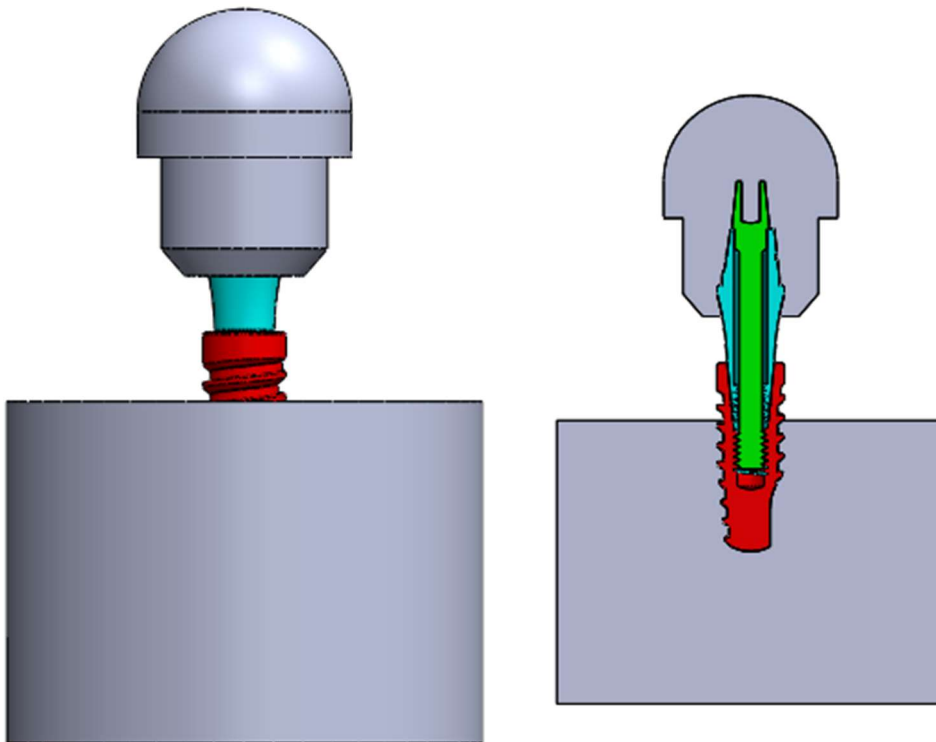


Figura 14. Ensamblaje completo.

3.2 Propiedades de los materiales

Los materiales utilizados han sido, por un lado, una aleación de titanio para el conjunto del implante; por otro lado, una aleación de cromo-cobalto para la corona; y, por último, la resina con propiedades del hueso.

- **Aleación titanio**

Es necesario que el material de los implantes dentales sea **biocompatible**, que no sea tóxico y que no cause reacciones alérgicas.

La gran mayoría de los implantes dentales están compuestos de titanio o aleación de titanio debido a la alta biocompatibilidad y resistencia a la corrosión, así como a las propiedades mecánicas favorables²⁷.

En los últimos años, los implantes hechos de aleaciones de titanio y zirconio se han estudiado en detalle como biomateriales alternativos para reemplazar los dientes faltantes. Mientras que las aleaciones de titanio, como el titanio-6aluminio-4vanadio (Ti6Al4V), y el titanio-zirconio (TiZr) poseen mejores propiedades mecánicas que el titanio de grado 4 comercialmente puro, el zirconio o cerámica compuesta presenta otras ventajas sobre el titanio o las aleaciones de titanio^{3 28}.

Las principales características que hace de las aleaciones de Ti la elección principal a la hora de fabricar un implante son su módulo de Yong bajo comparado con otros metales, al estar más cerca del módulo de elasticidad del hueso facilita el buen comportamiento del conjunto. Y la formación películas estables de óxido de titanio en su superficie haciendo que su resistencia a la corrosión es mejor que la de otros materiales²⁹. En el Anexo 5 se detallan las propiedades de la aleación de Titanio.

En este estudio se ha usado la aleación de titanio Ti6Al4V o ASTM F 136.

Las propiedades se muestran en la Tabla 1.

Material	Módulo de Young (GPa)	Densidad (g/cm ³)	Coefficiente de Poisson (ν)
Ti-6Al-4V	114	4,5	0,31

Tabla 1. Propiedades aleación titanio³⁰.

- **Aleación Cromo-Cobalto**

Las aleaciones de Co-Cr presentan excelentes propiedades mecánicas como la fuerza y tenacidad, capacidad de fundición, resistencia a la corrosión y resistencia al desgaste. Su resistencia a la corrosión es mejor que la de los aceros inoxidable, su resistencia al desgaste es mejor que la del acero inoxidable y las aleaciones de Ti, pero su plasticidad y maquinabilidad son menores que las del acero inoxidable y las aleaciones de Ti²⁹.

En numerosos trabajos ha quedado demostrado que, si bien el cobalto sólo podía ser citotóxico, a partir del momento en que era combinado con algunos metales bien definidos la

aleación se comportaba como un material inerte y no tóxico. Así, la toxicidad del cobalto se encuentra neutralizada por la presencia del cromo y desaparece. Sin embargo, esto no se produce más que a partir del momento en que la aleación contiene más del 40% de cromo³¹.

La película de óxido superficial de una aleación de Co-Cr-Mo se caracterizó por contener óxidos de cobalto y cromo sin Mo, y la película de otra aleación de Co-Cr-Mo, pulida mecánicamente en agua desionizada, consistía en especies de óxido de cobalto, cromo y molibdeno, y tenían un grosor de aproximadamente 2-3nm²⁹. El Molibdeno confiere dureza y una estructura de grano más pequeño, pero no debe pasar del 1% pues reduce la resistencia³¹.

Las propiedades se muestran en la Tabla 2:

Material	Módulo de Young (GPa)	Densidad (g/cm ³)	Coefficiente de Poisson (ν)
Aleación CoCr	200	8,5	0,3

Tabla 2. Propiedades aleación Co-Cr³⁰.

- **Hueso**

Las propiedades biomecánicas son variables entre el hueso cortical y trabecular, principalmente porque el espacio poroso en el primero es del 5-10% mientras que en el segundo se encuentra entre 30-90%. La morfología general del hueso, le permite tener una estructura rígida y ligera a la vez, ya que el hueso cortical facilita la rigidez mientras que las trabéculas internas minimizan el peso³².

Se ha observado que la cortical mandibular es anisotrópica y 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 longitudinal³².

Según **Lekholm y Zarb** se puede clasificar el hueso como (Figura 15):

- Tipo I, todo el hueso está compuesto por hueso cortical muy grueso³³.
- Tipo II, una capa gruesa de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular denso³³.
- Tipo III, una capa delgada de hueso cortical rodea un núcleo de hueso trabecular de buena resistencia³³.
- Tipo IV, capa muy delgada de hueso cortical de baja densidad y hueso trabecular de baja resistencia³³.

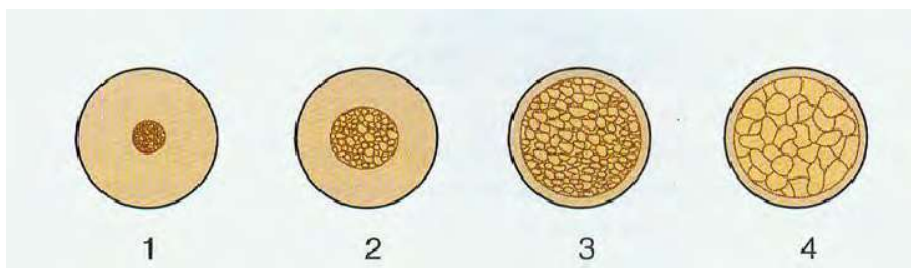


Figura 15. Clasificación Lekholm & Zarb²⁴.

Un material isótropo tiene las mismas propiedades en cada dirección, mientras que un material anisótropo sus propiedades físicas dependen de la orientación espacial.

Para el **caso isótropo** las propiedades se muestran en la Tabla 3.

Material	Módulo de Young (GPa)	Densidad (g/cm ³)	Coeficiente de Poisson (ν)
Hueso Cortical	16,42	1,85	0,32

Tabla 3. Propiedades hueso elástico-lineal⁷.

En el caso de este estudio, la anisotropía estudiada es la de **caso ortótropo**. Un material ortótropo tiene tres ejes de simetría rotacional mutuamente ortogonales, lo que hace que sus propiedades mecánicas sean diferentes a lo largo de cada eje.

Para el caso ortótropo las propiedades se muestran en la Tabla 4.

Material	Módulo de Young (GPa)			Módulo de cizalladura (GPa)			Coeficiente de Poisson		
	E1	E2	E3	G1	G2	G3	ν1	ν2	ν3
Hueso cortical	12,7	17,9	22,8	5	5,5	7,4	0,18	0,31	0,28

Tabla 4. Propiedades hueso ortótropo⁷.

Tanto en el caso elástico-lineal como en el caso ortótropo, las constantes deben cumplir una serie de relaciones que garanticen su estabilidad, para más detalles ver Anexo 6.

3.3 Condiciones de contorno y cargas

A la hora de elegir **las condiciones de contorno y las cargas** se recurre de nuevo a la norma ISO 14801²⁶, en la cual se indica que tanto la superficie lateral como la inferior del hueso irán fijas.

Y la fuerza que recibirá en el punto superior de la corona es una fuerza de 150N con una inclinación de 30° respecto a la vertical, como se muestra en la Figura 16.

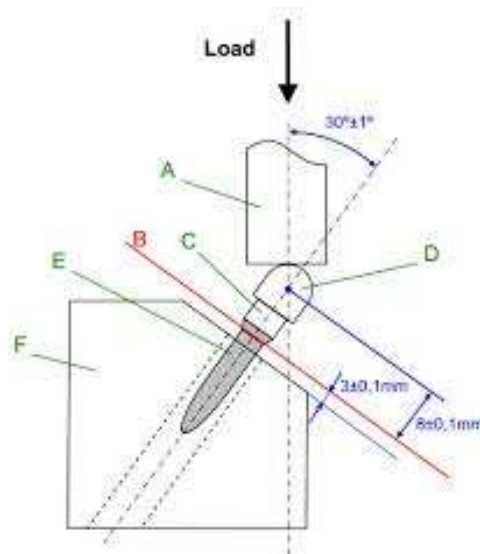


Figura 16. CC y cargas según la norma³⁴.

3.4 Abaqus

3.4.1 Preproceso

El **preprocesamiento**, también llamado preparación del modelo, es a menudo el paso más intensivo en MEF. Esto generalmente significa dividir los componentes en partes pequeñas, los elementos finitos. Este proceso se llama mallado. La malla libre se utiliza para la mayoría de las geometrías curvas y se basa en la triangulación de la superficie (la división en triángulos más pequeños) y la creación de tetraedros (un sólido que consta de cuatro superficies laterales triangulares) que llenan el componente completo³⁵.

Para la generación de la malla, hay que tener en cuenta diferentes consideraciones. El primer paso es importar el ensamblaje desde *SolidWorks* a *Abaqus*, el formato elegido ha sido *Parasolid*, al ser un formato admitido por ambos programas. Una vez se importa el CAD en *Abaqus*, se tienen 5 partes, una por cada pieza; las cuales se han de ensamblar de igual manera que se muestra en 3.1. Al estar ya ensambladas en el archivo importado, Abaqus las colocará en la posición adecuada. Lo que se busca en este estudio es que todo el conjunto implante-hueso se comporte como una única pieza, considerando por tanto que existe una osteointegración perfecta entre el implante y el hueso, sin ningún tipo de fricción entre ambos. Y así es como se representa en Abaqus.

Dentro de la parte de mallado, el paso clave para un buen cálculo de MEF es el **análisis de convergencia de la malla**.

Para el correcto análisis del modelo se deben dar diferentes tamaños de malla según la zona de interés; en la zona roscada del cuerpo de implante se deberá dar un tamaño de malla menor que el tamaño en las diferentes partes que a la hora del estudio son menos críticas.

En este caso, colocando un control de curvatura a la hora de mallar es suficiente para lograr que la malla se adecue a las necesidades del estudio.

Para la elección correcta del tamaño de malla se realiza un análisis de sensibilidad; para ello consideramos tamaños distintos de malla utilizando, para todos, un control de curvatura de 0,25mm. El objetivo de este análisis es comparar los resultados obtenidos y poder elegir el tamaño de malla más adecuado para obtener unos buenos resultados. Para elegir el tamaño adecuado se ha tenido en cuenta la tensión máxima y el tiempo de cálculo, buscando el mallado que proporcionara la tensión máxima más cercana a la realidad sin requerir un tiempo de cálculo excesivo.

Se han estudiado 2 mallas, la primera con un tamaño de 0,35mm (malla fina) y la segunda 0,50mm (malla gruesa). En la Tabla 5, Tabla 6 y Tabla 7 se muestran los resultados acompañados de Figura 17, Figura 18 y Figura 19:

	Malla fina	Malla gruesa	Diferencia
S máxima (MPa)	533,5	422,5	126%

Tabla 5. Comparación tensiones principales entre malla fina y gruesa.

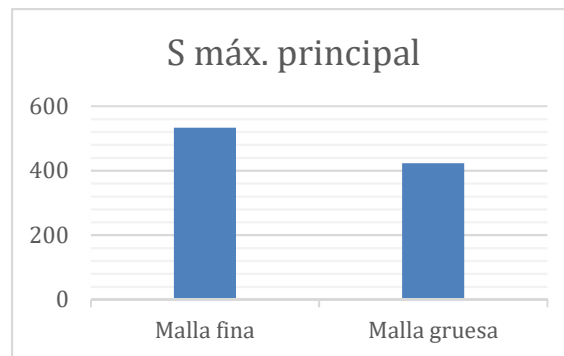


Figura 17. Comparación tensiones principales entre malla fina y gruesa.

	Malla fina	Malla gruesa	Diferencia
S Von Mises (MPa)	4.985	4.330	115%

Tabla 6. Comparación Von Mises entre malla fina y gruesa.

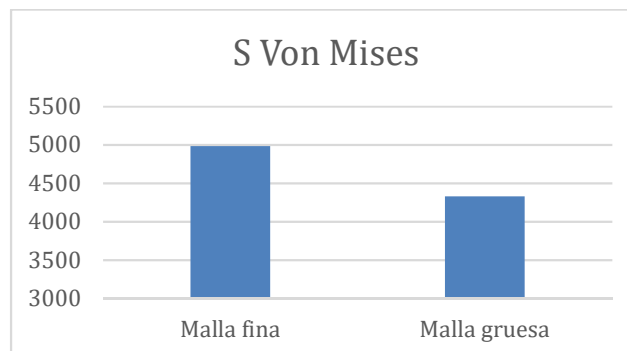


Figura 18. Comparación Von Mises entre malla fina y gruesa.

	Malla fina	Malla gruesa	Diferencia
Tiempo	6:30:00	2:20:00	279%

Tabla 7. Comparación tiempo computacional entre malla fina y gruesa.

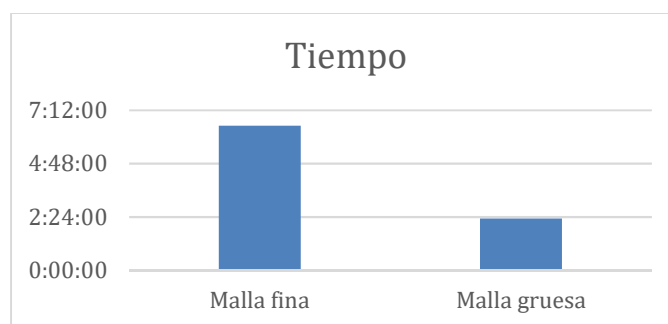


Figura 19. Comparación tiempo computacional entre malla fina y gruesa.

Se ha optado por el tamaño de malla gruesa, una diferencia del 26% en los resultados en el hueso además de tener prácticamente una distribución igual de los esfuerzos no suponen una mejora suficiente como para requerir casi el triple de coste de computación.

Se resume la malla elegida en la Tabla 8 y se muestra en la Figura 20:

	Malla gruesa
Tamaño general	0,5mm
Control de curvatura	0,25mm
Número de nodos	579.538
Número de elementos	409.351
Tiempo computacional	2h 20'

Tabla 8. Características malla

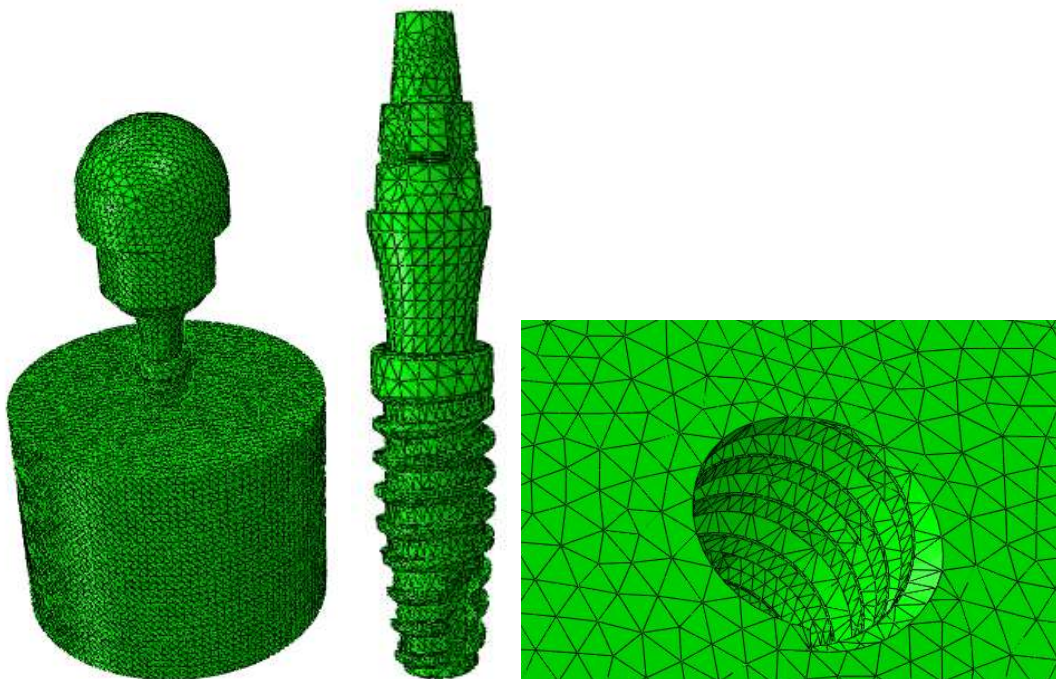


Figura 20. Conjunto mallado.

En cuanto al elemento, la forma que tomaron los elementos para este estudio fue *Tet*, lo que significa que la malla utiliza exclusivamente elementos tetraédricos, y para el tipo de elemento se optó por utilizar las características ya definidas por el programa, obteniendo el elemento *C3D10*, un tetraedro cuadrático de 10 nodos, con 3 grados de libertad³⁶.

El siguiente paso ha sido la **definición de materiales**, ya que la capacidad de soportar la fuerza externa depende en gran medida del material utilizado. Si se alcanza el límite de carga, el componente se romperá o se deformará permanentemente. El comportamiento del material con respecto a las fuerzas externas es esencial para el análisis de resistencia mecánica³⁵.

Para aplicar los materiales en Abaqus se sigue la siguiente serie de pasos:

- Se crean los materiales, en este caso 3 materiales (Aleación titanio, aleación cromo-cobalto y Hueso) con un modelo isótropo que, como se ha visto anteriormente, con

dar su correspondiente *módulo de Yong* y *coeficiente de Poisson* queda completamente definido.

- Además, se ha de crear un cuarto material, que corresponderá al hueso anisótropo, que para que quede definido en Abaqus se ha de escoger la opción *Engineering constants* y proporcionarle las 9 constantes ingenieriles.

En el caso del hueso modelado con material anisótropo se le ha de dar una orientación para que el Software pueda interpretar las direcciones principales. Por la falta de información en cuanto a la anisotropía del hueso cortical se optó por utilizar 4 orientaciones comunes en el estudio MEF y analizar las diferencias entre ellas. Las 4 orientaciones elegidas fueron basadas en las coordenadas:

- Coordenadas cartesianas globales.
- Coordenadas cilíndricas globales.
- Coordenadas cilíndricas locales, basada en el centro de la cara superior (Figura 21).
- Coordenadas cilíndricas locales, basada en el centro de la cara inferior (Figura 21).



Figura 21. Orientación 3 y 4.

El último paso de la preparación del modelo es la aplicación de **condiciones de contorno**. Para evitar que el componente se mueva, se necesita una restricción de movimiento. Otras condiciones de contorno definen las fuerzas externas en el componente, ya que sin ellas no se produciría desviación³⁵.

Ya se han definido previamente cómo se necesita que actúe nuestro modelo, que es estar sometido a una fuerza de 150N que simula las fuerzas de oclusión a las que está sometido el implante. Esto en Abaqus supone aplicar dos fuerzas en el eje de coordenadas X e Y, siendo sus valores:

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

$$F_y = F * \text{cos}(30^\circ) = -129.9N$$

Y además se debe aplicar un encastre a las caras laterales y a la base de la resina, impidiendo así su desplazamiento en cualquier dirección. La traducción de esta operación a Abaqus es lo mostrado en la Figura 22:

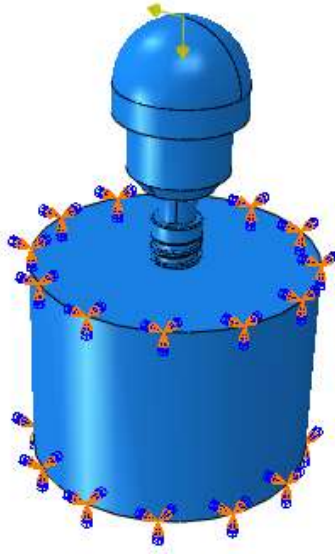


Figura 22. Condiciones de contorno y cargas

3.4.2 Análisis

La segunda parte que sigue todo análisis mediante elementos finitos es la solución del problema propiamente dicha, donde utilizará las condiciones dadas en la fase de proceso para solucionarlo.

3.4.3 Postproceso

Esta parte consiste en la visualización de los datos y su análisis. Para esta parte dedicamos completamente el siguiente capítulo, pasando a analizar los resultados en Abaqus/Viewer.

4. Resultados

Han sido 5 los casos analizados en este estudio: el caso en que se ha modelado la resina como un material isotrópico y 4 modelos en los que se ha hecho como material ortótropo, cada uno con distintas orientaciones locales. De esta manera se podrá realizar una comparación más amplia, al ser la orientación ortótropa del hueso una variable que no se puede determinar con seguridad por su dificultad para medirla, así como su alta variabilidad entre sujetos.

Para poder realizar un análisis lo más concluyente posible el primer paso es establecer un límite máximo y mínimo en el diagrama de colorimetría que nos permita extraer conclusiones; en este estudio el límite máximo se ha establecido en el límite elástico del material, siendo para la aleación de titanio **1.137MPa**³⁷, para la aleación CoCr **310-450**²⁹ y para el hueso **90-280MPa**³².

Distribución de tensiones.

Las tensiones se han medido en dos zonas distintas, primero en el conjunto del implante y segundo en el hueso, siendo ambas mediciones de alto interés.

Estudiando primero la **corona de cromo-cobalto** (Figura 23), se ha de colocar un límite superior igual al límite elástico para obtener las zonas de concentración de tensiones, que coinciden con el punto donde se han aplicado las fuerzas fisiológicas. Siendo exactamente iguales para los 5 casos estudiados.

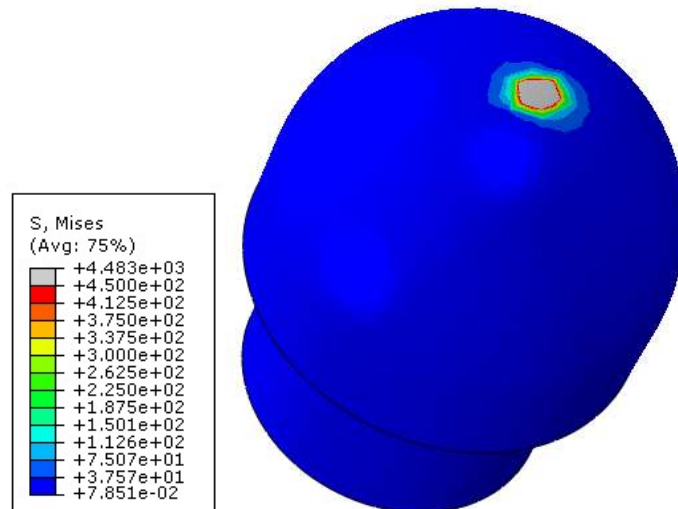


Figura 23. Tensión Von Mises corona.

Observando las imágenes que se muestran a continuación, se puede concluir que en lo que se refiere al implante, modelar el material considerado como isótropo u ortótropo no tiene gran importancia al sufrir la misma tensión de Von Mises máxima. Se pueden apreciar diferencias en las distribuciones entre los distintos modelos, siendo estas mínimas, no pudiendo decir que un modelo u otro tenga menor riesgo. Como se observa, la zona de mayor riesgo sería justo encima del implante donde está el área más grande con un valor superior al límite elástico, seguida por la parte de arriba de la rosca donde se aprecia una gran área de color rojo en la que la tensión recibida en esta zona es igual al límite elástico, siendo también una zona de riesgo. Se muestra cada uno de los casos desde la Figura 24 a la Figura 28.

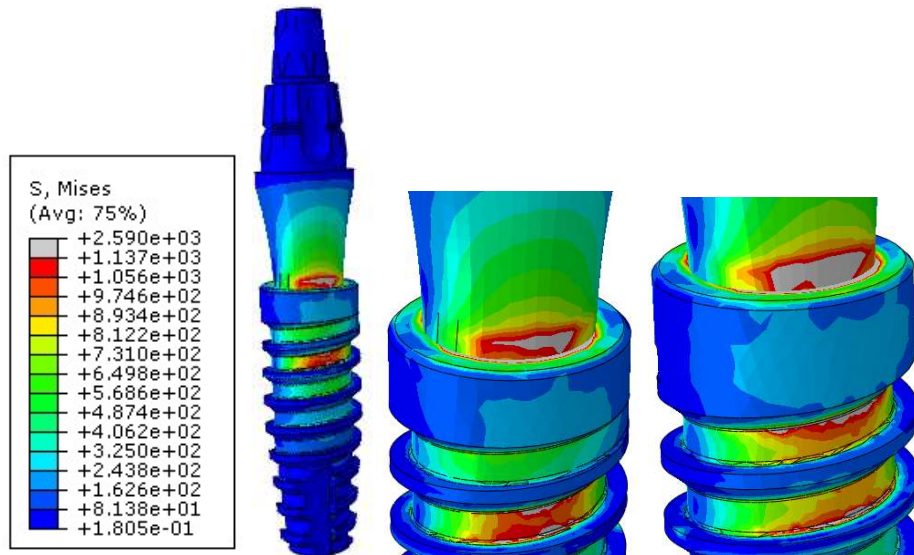


Figura 24. Tensión Von Mises implante hueso Isótropo.

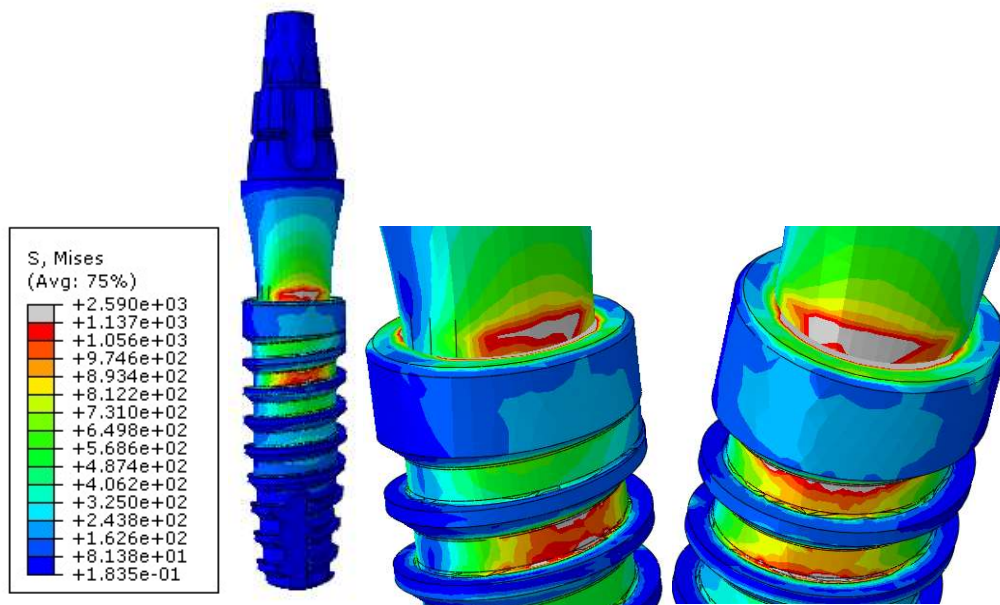


Figura 25. Tensión Von Mises implante modelo ortótropo orientación 1.

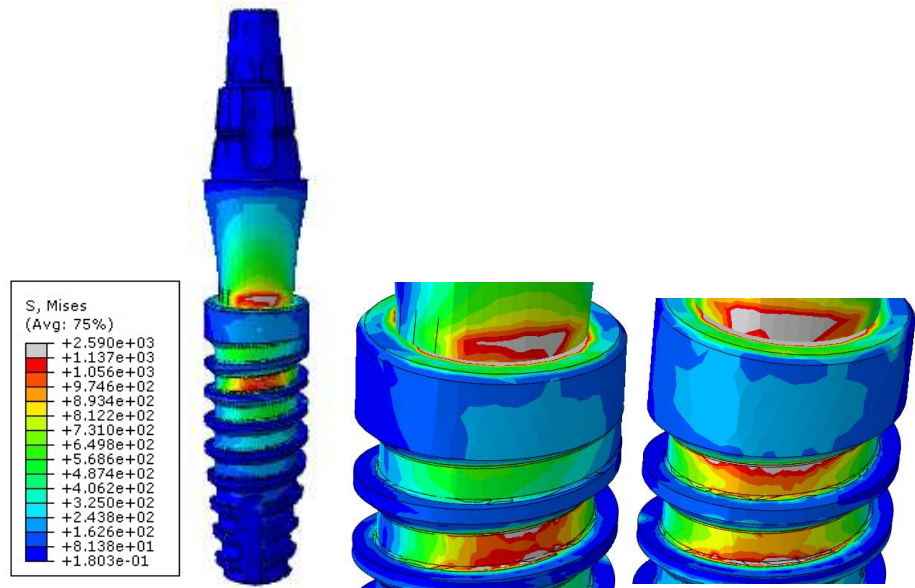


Figura 26. Tensión Von Mises implante modelo ortótropo orientación 2.

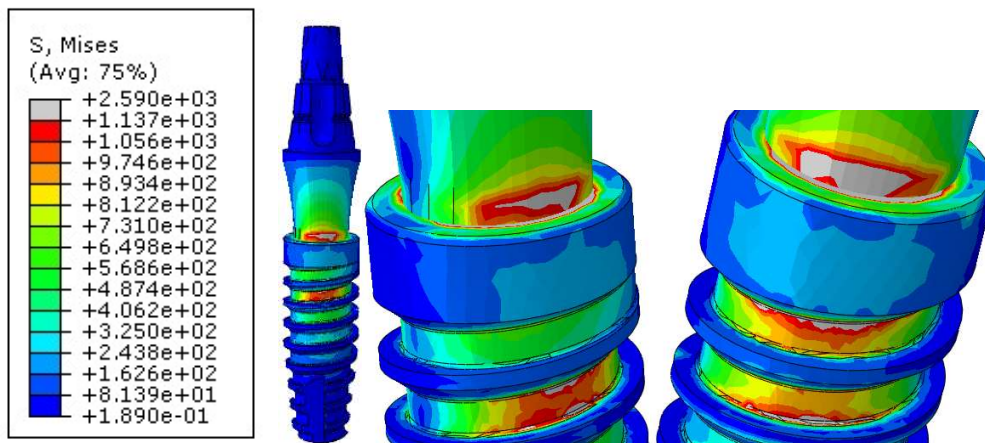


Figura 27. Tensión Von Mises implante modelo ortótropo orientación 3.

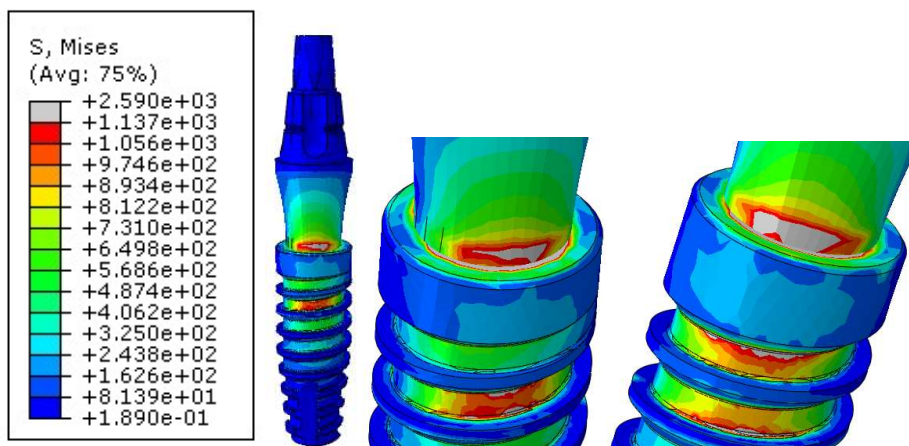


Figura 28. Tensión Von Mises implante modelo ortótropo orientación 4.

Tensiones hueso

A la hora de analizar, se ha decidido establecer un límite superior igual a 25MPa; al utilizar el límite elástico de 280MPa que le correspondería al hueso el diagrama de colorimetría no aportaba información suficiente para extraer conclusiones. Se ha de tener en cuenta este detalle a la hora de analizar los resultados.

En el caso del hueso sí que existe una mayor variabilidad entre los diferentes modelos estudiados, tanto a nivel de tensiones máximas que soportan como la distribución de éstas. Aun con estas diferencias, se puede concluir que las zonas de riesgo son las mismas en los 5 modelos, correspondiendo la zona limítrofe al agujero del hueso, en la dirección de la fuerza horizontal y en la parte de arriba de la rosca, reduciéndose la tensión recibida en la rosca conforme avanza hacia el interior del hueso, siendo en la punta casi inexistente. Se muestra cada uno de los casos desde la Figura 29 a la Figura 33.

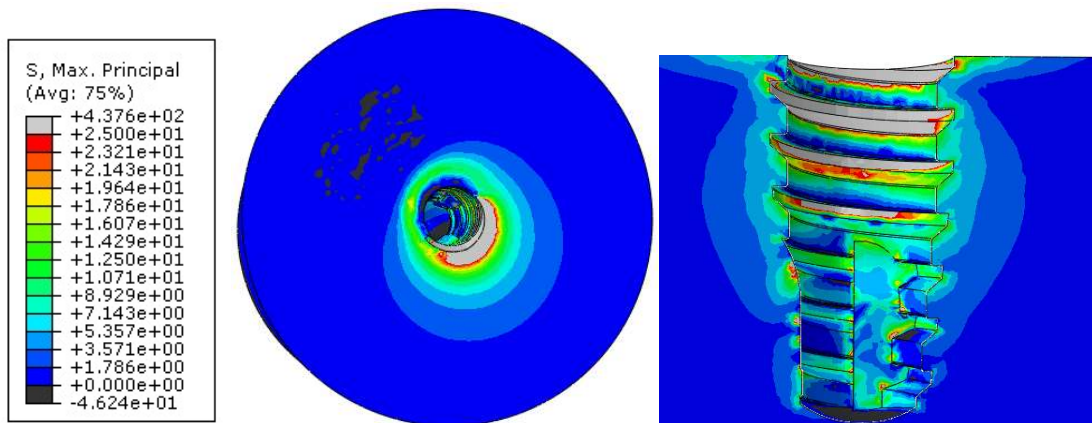


Figura 29. Tensiones principales máxima hueso modelo isótropo.

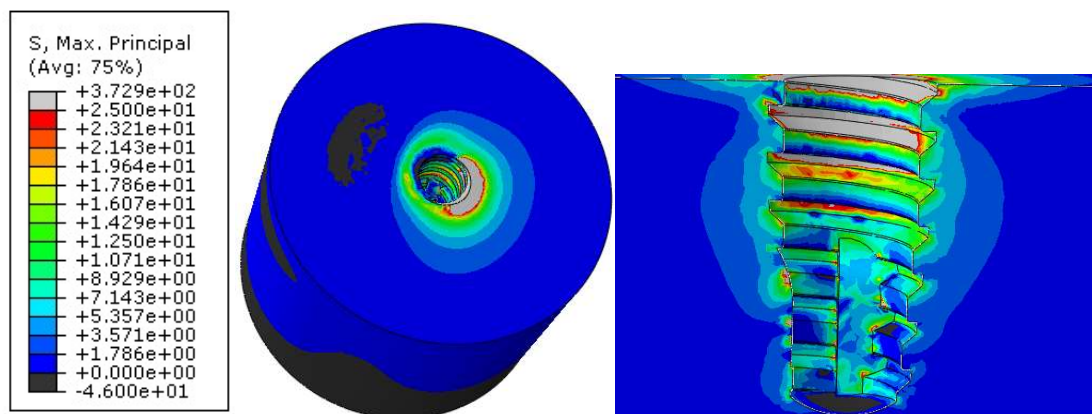


Figura 30. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 1.

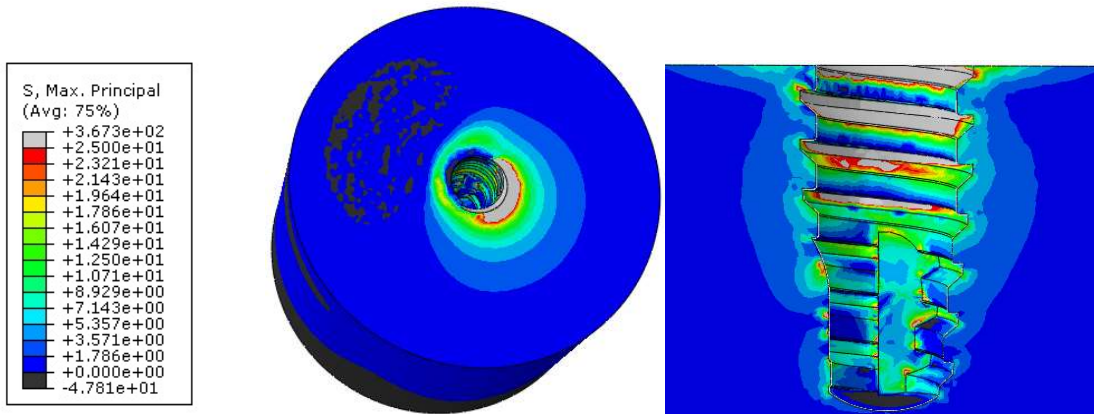


Figura 31. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 2.

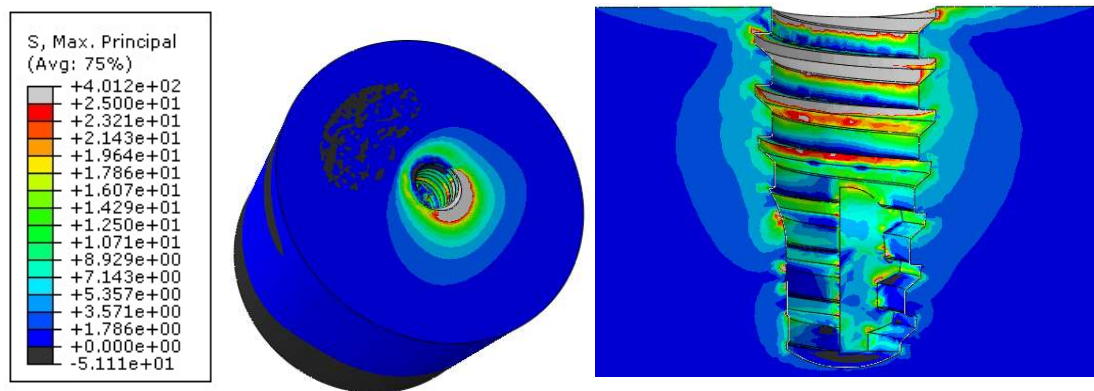


Figura 32. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 3.

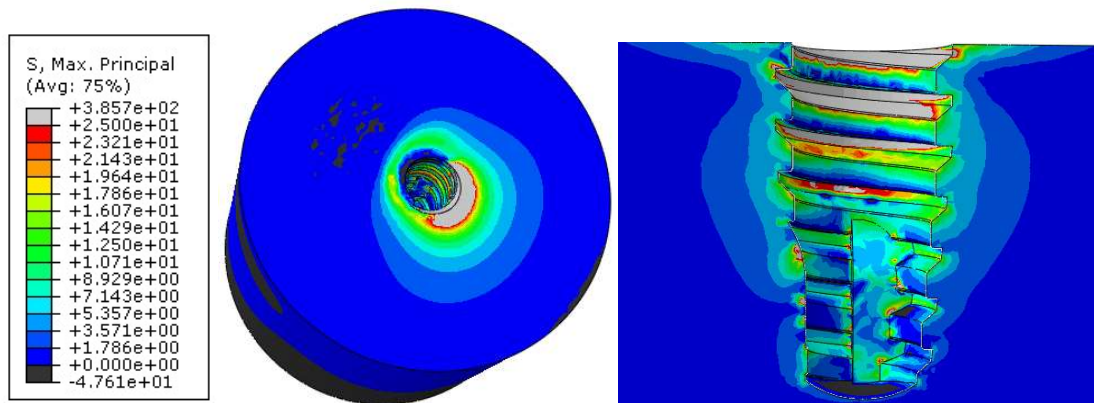


Figura 33. Tensiones principales máxima hueso modelo ortótropo orientación 4.

Al observar las distintas orientaciones del caso ortótropo entre sí, se puede concluir que la orientación del material es una variable importante. En la Tabla 9 se comparan las orientaciones entre sí, columna frente a fila para conocer sus valores relativos:

Modelo	Orientación 1	Orientación 2	Orientación 3	Orientación 4
Orientación 1	100%			
Orientación 2	98%	100%		
Orientación 3	108%	109%	100%	
Orientación 4	103%	105%	96%	100%

Tabla 9. Comparación de tensiones entre las distintas orientaciones.

La mayor diferencia existiría entre la orientación 2 y la 3, llegando a ser una diferencia del 9%, confirmando que sí que es importante la orientación del material.

Y al observar las imágenes se puede concluir que, mientras las zonas que acumularán la mayoría de las tensiones, y por tanto zonas de mayor importancia se mantienen similares, no son iguales para diferentes orientaciones.

Para la comparación con el caso isótropo se han elegido la orientación 2 y 3, al ser las orientaciones con la tensión máxima y la mínima, con la intención de obtener la información más amplia y se muestra desde la Figura 34 a la Figura 36.

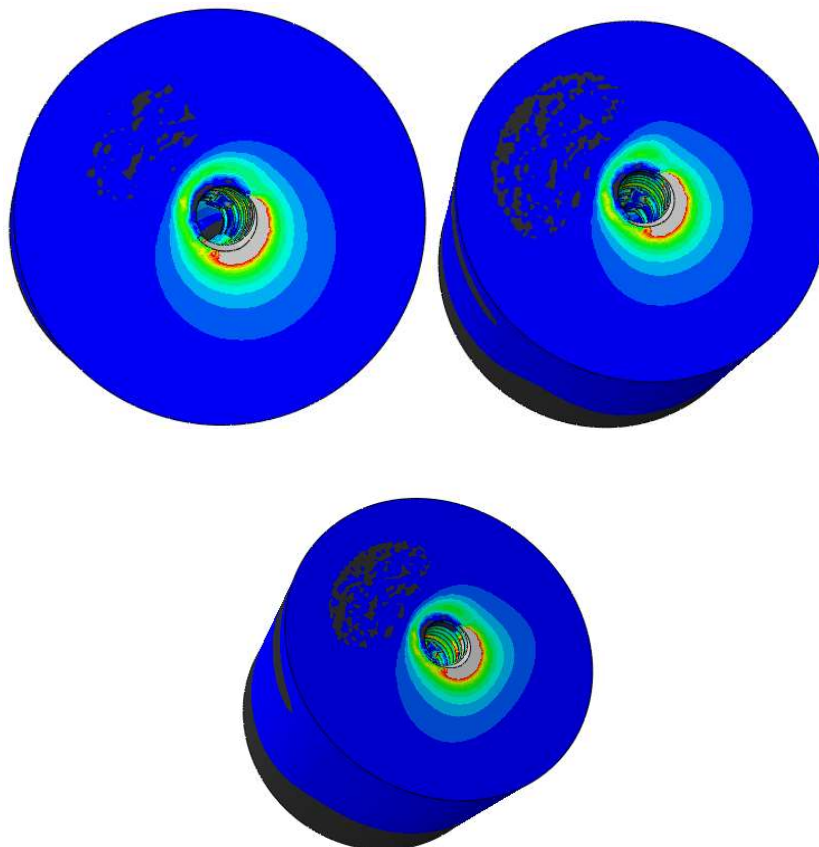


Figura 34. Comparación tensiones principales máxima hueso.

La tensión máxima encontrada al analizar la zona de concentración de tensiones en la cara superior que rodea a la rosca fue de 335MPa en el caso del modelo elástico-lineal.

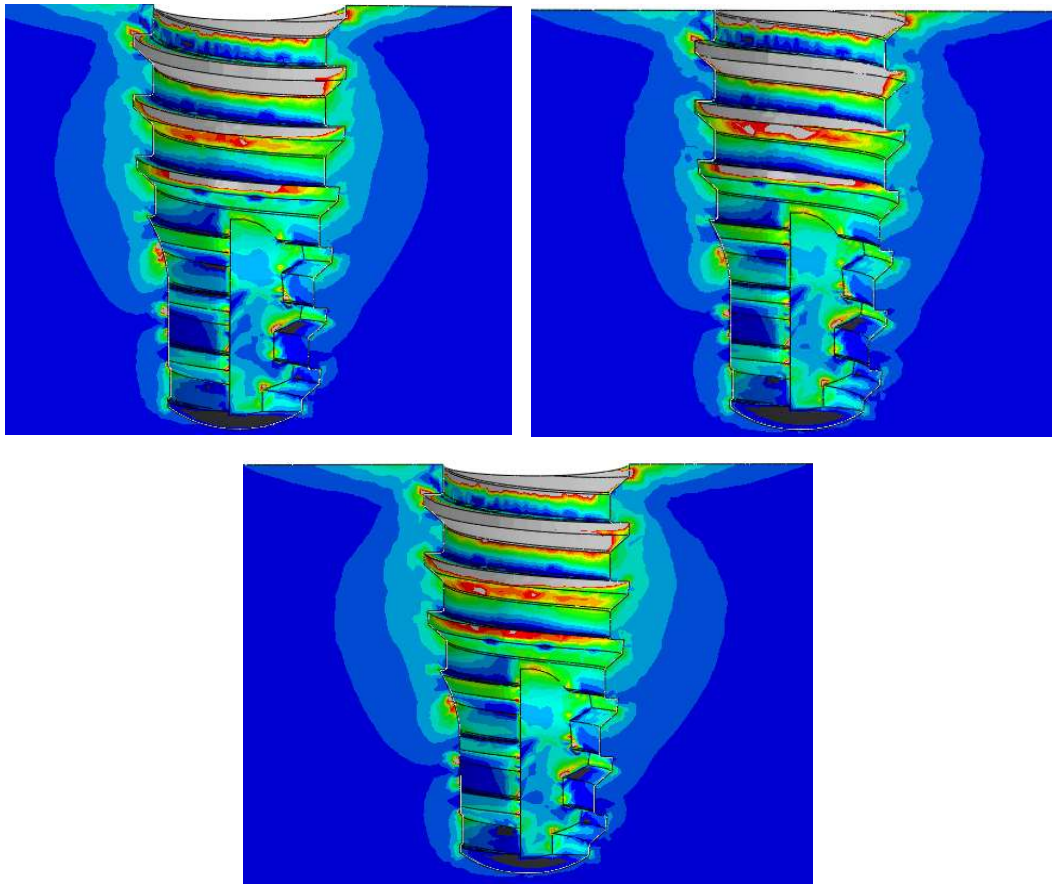


Figura 35. Comparación tensiones principales máximas hueso detalle 1.

La tensión máxima encontrada fue en el caso del modelo elástico-lineal y corresponde a la zona superior del segundo filete, con un valor de 139MPa.

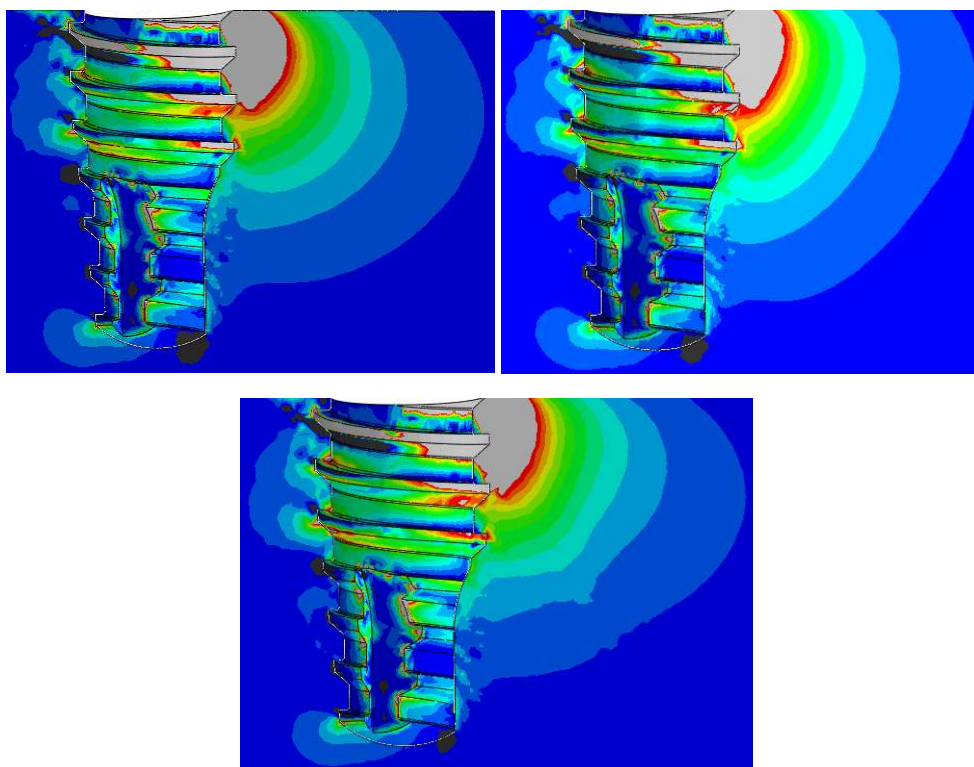


Figura 36. Comparación tensiones principales máximas hueso detalle 2.

La tensión máxima en el modelo elástico lineal en la zona observada es de 115MPa.

Se muestra un resumen de las tensiones obtenidas en la Tabla 10:

Modelo	S. Von Mises-Implante (MPa)	S. Máx. principal-Hueso (MPa)
Isótropo	2.590	437,6
Orientación 1	2.590	372,9
Orientación 2	2.590	367,3
Orientación 3	2.590	401,2
Orientación 4	2.590	385,7

Tabla 10. Resumen tensiones en cada caso.

5. Conclusiones y líneas futuras

Los implantes osteointegrados tiene una función similar a la del diente natural, pues soportan cargas estáticas y dinámicas continuamente¹. Sin embargo, la transmisión de fuerzas a la mandíbula a través del conjunto implante-prótesis es diferente a cómo lo hace el diente natural con un ligamento saludable¹.

La fuerza de 150N utilizada en este estudio simula la fuerza de mordida, habiendo sido utilizada ya anteriormente en otros estudios y tomada de la norma ISO 14801. La misma norma indica que la fuerza debe ser aplicada 30º respecto al eje vertical. 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 cuando un diente está sometido a estas fuerzas.

En el desarrollo del modelo geométrico también se han seguido las indicaciones de la norma ISO 14801, obteniendo un modelo implante-hueso bastante simplificado, pero con validez suficiente como para poder afirmar que los resultados obtenidos sean buenos y ya usado en diferentes estudios presentados en la bibliografía.

Además de la similitud geométrica, la orientación de los ejes del material es de gran importancia. Aún que no se ha encontrado información suficiente para poder generar una orientación lo más similar a la realidad posible, sí que se han encontrado estudios que tomaron las direcciones principales de manera similar a como se tomaron en este estudio³². Mientras que hay autores¹ que han utilizado modelos ortótropos más complejos, utilizando ejes longitudinales curvos en este modelo se ha optado por un modelo más simplificado al no estar analizando toda la mandíbula por completo.

Las limitaciones de este estudio son varias, como es haber utilizado un modelo bastante simplificado de la interacción del conjunto implante con el hueso habiendo tomado la osteointegración como una unión completamente perfecta entre implante y hueso, siendo este un caso ideal pero completamente justificado con la literatura disponible en la bibliografía. Otra clara limitación comentada anteriormente es la orientación ortótropa del hueso, habiendo realizado una aproximación bastante simplificada. Y, por último, la interacción del hueso maxilar con el resto de la mandíbula, habiendo tomado esta simplificación de la norma ISO 14801 que la simula como un encastre en todas sus direcciones, no siendo exactamente así en la realidad. Y, por último, hay que añadir que en estudios donde se tomó la mandíbula por completo, se encontraron diferencias según el diente estudiado, siendo la posición molar la más crítica

Las conclusiones a las que se ha llegado en este proyecto han sido las siguientes:

- En cuanto al conjunto implante, gracias al análisis del diagrama de colorimetría de la tensión de Von Mises a la que está sometido, se ha podido concluir que las zonas con una mayor concentración de tensiones son las correspondientes a el cuerpo del implante y el pilar, como se muestra en la Figura 24. La tensión máxima que soportan estos componentes es de 1479MPa en el pilar y de 1440MPa en el cuerpo del implante, correspondiendo la zona de color grises a una tensión superior al límite elástico de la aleación de Titanio elegida. Pudiendo por tanto generar problemas a largo plazo.
- En lo que se refiere al implante no se aprecia un comportamiento diferente entre los 5 casos estudiados, manteniendo constantes las zonas de concentración de tensiones. Pudiendo concluir que modelar el hueso como elástico-lineal u ortótropo no afecta a la tensión soportada por el implante, asociando estas tensiones a la geometría del conjunto implante.
- En lo referente al tornillo, se mantiene constante en los 5 casos estudiados y con tensiones muy inferiores al límite elástico. Teniendo sentido pues su función es unir los distintos elementos del conjunto implante-corona. No mereciendo más consideración.
- Estudiando las tensiones principales en el hueso se aprecian las primeras diferencias en el comportamiento de los modelos estudiados. Las tensiones máximas alrededor del agujero donde rosca el implante están en la dirección de la componente horizontal de la fuerza de mordida. La tensión máxima encontrada en esta zona corresponde al modelo elástico-lineal llegando a alcanzar 335MPa.
- La zona roscada del hueso es un caso similar al anterior, hay pequeñas variaciones en el comportamiento apareciendo diferentes concentradores tensiones según sea el caso estudiado. Siendo la tensión máxima encontrada de 211MPa en el caso isótropo, se puede concluir que su riesgo es bajo comparándolo con su límite elástico.
- Observando las tensiones soportadas por el hueso se puede concluir que la fuerza horizontal a la que está sometida el hueso es de gran importancia, como se ha observado en la Figura 36 pudiendo penetrar en el hueso a unas tensiones elevadas, que se van reduciendo conforme más penetra. Conclusión también demostrada en la literatura bibliográfica.
- Se ha identificado también que las cavidades en el ápice del implante dental tienden a generar una concentración de tensiones que si hubiese tenido una forma completamente cilíndrica no habría. La tensión máxima encontrado en estos puntos ha sido de 55MPa, se puede concluir que el nivel de riesgo es bastante bajo frente al beneficio autorroscante que aporta esta geometría.

- En el caso isótropo y la orientación 2 la zona superior al límite elástico puede prolongarse hasta el cuarto filete de la rosca mientras que en la orientación 3 tan sólo llega al tercero. Las demás diferencias son mínimas y a unas tensiones tan inferiores al límite elástico que apenas merecen consideración.
- Las tensiones en el modelo ortótropo son entre un 9 y un 19% menores que en el caso elástico lineal. Concluyendo que utilizar un modelo elástico-lineal a la hora de realizar estudios sobre las características de los implantes en relación con el hueso, es completamente válido para obtener conclusiones sobre las tendencias, pero para obtener resultados numéricos exactos se estaría incurriendo en un error.

Podemos concluir, por tanto, que la ortotropía del hueso maxilar tiene efectos significativos en las tensiones soportadas por el hueso y la distribución de las mismas; y por tanto debe ser tenida en cuenta a la hora de realizar estudios futuros. Además, se observa que modelar el hueso como elástico-lineal u ortótropo no afecta a la tensión soportada por el implante.

En este estudio no se ha podido concluir cuál de las 4 orientaciones estudiadas sería la más correcta, realizar un estudio en el que se pudiera concluir cual es la ortotropía del hueso maxilar sería de gran interés para obtener resultados más exactos y poder aumentar el realismo del modelo.

6. Bibliografía

1. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Wang HM. Influence of orthotropy on biomechanics of peri-implant bone in complete mandible model with full dentition. *Biomed Res Int*. 2014;2014. doi:10.1155/2014/709398
2. Biomechanics. <https://en.wikipedia.org/wiki/Biomechanics>.
3. Implantes dentales. <https://www.fdiworldddental.org/es/resources/policy-statements-and-resolutions/implantes-dentales>.
4. Chiang H-J, Hsu H-J, Peng P-W, et al. Early bone response to machined, sandblasting acid etching (SLA) and novel surface-functionalization (SLAffinity) titanium implants: characterization, biomechanical analysis and histological evaluation in pigs. *J Biomed Mater Res Part A*. 2016;104(2):397-405. doi:10.1002/jbm.a.35577
5. Shibli JA, Grassi S, Piattelli A, et al. Histomorphometric Evaluation of Bioceramic Molecular Impregnated and Dual Acid-Etched Implant Surfaces in the Human Posterior Maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(4):281-288. doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00174.x
6. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):22-40. doi:10.1111/prd.12179
7. Ding X, Liao S-H, Zhu X-H, Wang H-M. Influence of orthotropy on biomechanics of peri-implant bone in complete mandible model with full dentition. *Biomed Res Int*. 2014;2014:709398. doi:10.1155/2014/709398
8. Dopico EMF. Prótesis sobre implantes. <https://www.sintesis.com/data/indices/9788490774816.pdf>.
9. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410. doi:10.1016/S0022-3913(83)80101-2
10. Javed F, Ahmed H, Crespi R, Romanos G. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci*. 2013;5(4):162-167. doi:10.1556/IMAS.5.2013.4.3
11. State-of-the-Art Technology in Implant Dentistry: CAD/CAM. <https://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/state-of-the-art-technology-in-implant-dentistry-cad-cam>.
12. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119-130. doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x
13. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 11(5):408-420. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9922733>.
14. Dental implant surgery. <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/dental-implant-surgery/about/pac-20384622>.
15. Lario-Femenía J, Amigó-Mata A, Vicente-Escuder Á, Segovia-López F, Amigó-Borrás V. Desarrollo de las aleaciones de titanio y tratamientos superficiales para incrementar la vida útil de los implantes. *Rev Metal*. 2016;52(4):084. doi:10.3989/revmetalm.084
16. ¿Cómo es un implante dental y de qué partes se compone? <https://periodontium.es/como-es-un-implante-dental/>.

17. Uzcátegui G, E. Dávila, F. Brito, 2 M. Cerrolaza. Evaluación Biomédica de Implantes Dentales Sometidos a Cargas Oblicuas: Combinación de Varias Características Geométricas. 2015. <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/108612/21566863.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
18. ¿Qué es la osteointegración? <https://ahoa.es/que-es-la-osteointegracion/>.
19. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416. doi:10.1016/S0300-9785(81)80077-4
20. Daane S. Alloplastic Implantation. In: *Plastic Surgery Secrets Plus*. Elsevier; 2010:28-32. doi:10.1016/B978-0-323-03470-8.00005-3
21. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3527955>.
22. Romanos GE. Bone Quality and the Immediate Loading of Implants—Critical Aspects Based on Literature, Research, and Clinical Experience. *Implant Dent*. 2009;18(3):203-209. doi:10.1097/ID.0b013e3181991248
23. Albrektsson T, Chrcanovic B, Östman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):41-50. doi:10.1111/prd.12176
24. Choi Y-J, Jun S-H, Song Y-D, Chang M-W, Kwo J-J. CT Scanning and Dental Implant. In: *CT Scanning - Techniques and Applications*. InTech; 2011. doi:10.5772/19250
25. Revista educativa Partesdel.com equipo de redacción profesional. Partes del hueso. <https://www.partesdel.com/hueso.html>.
26. ISO 14801: Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2007.
27. Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang B-S, Sul Y-T, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol*. 2010;28(4):198-206. doi:10.1016/j.tibtech.2009.12.003
28. Tunchel S, Blay A, Kolerman R, Mijiritsky E, Shibli JA. 3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. *Int J Dent*. 2016;2016:1-9. doi:10.1155/2016/8590971
29. Hanawa T. Overview of metals and applications. *Met Biomed Devices*. 2010:3-24. doi:10.1533/9781845699246.1.3
30. K.N. C, Zuber M, Bhat N. S, Shenoy B. S, R. Kini C. Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method. *Heliyon*. 2019;5(6):e01767. doi:10.1016/j.heliyon.2019.e01767
31. Materiales del implante dental. https://es.wikipedia.org/w/index.php?title=Materiales_del_implante_dental&oldid=107888434.
32. CANO, J.; CAMPO, J.; PALACIOS, B. y BASCONES A. Mecanobiología de los huesos maxilares: I. Conceptos generales. *Av Odontoestomatol [online]*. 2007;23(6). http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852007000600002&lng=es&nrm=iso.
33. Alghamdi HS. Methods to improve osseointegration of dental implants in low quality (type-IV) bone: An overview. *J Funct Biomater*. 2018;9(1). doi:10.3390/jfb9010007
34. Implants M. IPCM - Ensayo de Fatiga. <http://www.mpimplants.com/es/i-d-i/ensayos-y-estudios/ipcm-ensayo-de-fatiga>.

35. Preprocessing. <https://fem-heroes.org/preprocessing/>.
36. Abaqus Analysis User's Manual. 24.1.1 Element library: overview. <http://130.149.89.49:2080/v6.10ef/books/usb/default.htm?startat=pt06ch24s01abo23.html>.
37. Ingemecánica. Propiedades de los Materiales. <https://ingemecanica.com/tutoriales/materiales.html>.
38. 100 preguntas sobre implantes dentales. <https://www.clinicaferrusbratos.com/100-preguntas-sobre-implantes-dentales/>.
39. Implantes dentales pterigoideo. <https://clinicachela.com/implantes-dentales-pterigoideos/>.
40. Kayhan, Zeynep Ozkurt and Kazazoglu E. An Overview of Implant Stability Measurement. *Mod Approaches Dent Oral Heal Care*. 2018;2(5):212-215. <https://econpapers.repec.org/RePEc:abr:madohc:v:2:y:2018:i:5:p:212-215>.
41. Wang X, Xu S, Zhou S, et al. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*. 2016;83:127-141. doi:10.1016/j.biomaterials.2016.01.012
42. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater*. 2008;24(11):1525-1533. doi:10.1016/j.dental.2008.03.029
43. Hueso-Tipo de tejido oseó. https://es.wikipedia.org/wiki/Hueso#Tipos_de_tejido_óseo.
44. Ā-zkurt Z, KazazoĀŸlu E. Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. *J Prosthodont*. 2010;19(1):64-68. doi:10.1111/j.1532-849X.2009.00513.x
45. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int*. 2016;2016:6285620. doi:10.1155/2016/6285620
46. Gahlert M, Roehling S, Sprecher CM, Kniha H, Milz S, Bormann K. In vivo performance of zirconia and titanium implants: A histomorphometric study in mini pig maxillae. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(3):281-286. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02157.x
47. Cordes R. Metalurgia del Titanio / Aleaciones Alfa-Beta. <http://www.titanio.com.ar/metalurgia-del-titanio-aleaciones-alfa-beta.html>.
48. Defining elasticity-Abaqus manual. <http://dsk.ippt.pan.pl/docs/abaqus/v6.13/books/usi/default.htm?startat=pt03ch12s09s01.html#usi-prp-mechanical-elastic-elastic-overview>.
49. Harish A. What is Convergence in Finite Element Analysis? November 4th, 2019. <https://www.simscale.com/blog/2017/01/convergence-finite-element-analysis/>.