



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

Curso Académico:

“Quiero aprovechar la ocasión para agradecer a mis padres por apoyarme siempre y darme todos los medios posibles para alcanzar mis metas. A mis hermanos por ayudarme en los momentos más críticos. A Eduardo por acompañarme todos los días de estudio de este largo camino. Y a mis abuelos por inculcarnos el disfrutar de aprender.”

Resumen: El mercado mundial de implantes dentales se encuentra en crecimiento y España es uno de los países europeos en el que se realiza un mayor número de implantes dentales al año. Esto se debe, entre otras cosas, al envejecimiento de la población y a cambios en el estilo de vida.

Este trabajo cumple con el objetivo de estudiar el comportamiento biomecánico de una prótesis de muela cuya corona se construye con diferentes materiales. A su vez, se comparan las tensiones que sufre el material con las que sufre un diente real. Todo esto mediante la simulación de la aplicación de la fuerza de masticación con el método de elementos finitos. Esta herramienta ayuda a comprender el funcionamiento y a predecir los cambios que pueden experimentar los materiales al ser sometidos a ciertas condiciones y es por esto, que el estudio y el desarrollo de este modelo puede resultar de gran utilidad para implementar mejoras en el sector, ayudando a definir qué tipo de materiales son los más adecuados para la elaboración de los implantes.

Los resultados obtenidos han permitido comprobar que los distintos modelos de implante son óptimos y que los materiales seleccionados consiguen que el comportamiento de los implantes se asemeje al comportamiento del diente natural.

Palabras Clave: Prótesis molar, comportamiento biomecánico, método de los elementos finitos, simulación de la masticación.

Resum: El mercat mundial d'implants dentals es troba en creixement i Espanya és un dels països europeus en què es realitza un nombre més gran d'implants dentals a l'any. Açò es deu, entre altres coses, a l'envelliment de la població i als canvis en l'estil de vida.

Este treball complix amb l'objectiu d'estudiar el comportament biomecànic d'una pròtesi de queixal, la corona del qual es construeix amb diversos materials. Al seu torn, es comparen les tensions que patix el material amb què patix una dent real. Tot açò per mitjà de la simulació de l'aplicació de la força de masticació amb el mètode d'elements finits. Esta ferramenta ajuda a comprendre el funcionament i a predir els canvis que poden experimentar els materials al ser sotmesos a certes condicions i és per açò, que l'estudi i el desenvolupament d'este model pot resultar de gran utilitat per a implementar millores en el sector, ajudant a definir què tipus de materials són els més adequats per a l'elaboració dels implantants.

Els resultats obtinguts han permès comprovar que els distints models d'implant són òptims i que els materials seleccionats aconseguixen que el comportament dels implants s'assemblen al comportament de la dent natural.

Paraules clau: Pròtesi molar, comportament biomecànic, mètode dels elements finits, simulació de la masticació.

Abstract: Global market of dental implants is growing and Spain is one of the European countries with the highest number of dental implants performed each year. This is due, among other things, to the ageing population and the changes in lifestyle.

The aim of this work is to study the biomechanical behaviour of a molar prosthesis whose crown is made of different materials. At the same time, the stresses suffered by the material are compared with those suffered by a real tooth. This is done by simulating the application of the chewing force using the finite element method. This tool helps to understand the functioning and predict the changes that materials can undergo when they are subjected to certain conditions. This is why the study and development of this model can be very useful for implementing improvements in the sector, helping to define what type of materials are the most suitable for the implant production.

The results obtained have shown that the different implant models are optimal, and that the materials selected ensure that the behaviour of the implants resembles the behaviour of the natural tooth.

Keywords: Molar prosthesis, biomechanical behaviour, finite element method, chewing simulation.

Documentos contenidos en el TFG

- Memoria
- Presupuesto

MEMORIA

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Introducción	15
1.1 Motivación del trabajo	15
1.2 Hipótesis y objetivos	16
1.3 Implantología dental	17
1.3.1 Pérdida de dientes	17
1.3.2 Evolución de los implantes dentales	18
1.3.3 Biomecánica dental	20
2. Metodología	22
2.1 Planteamiento del problema	22
2.2 Materiales	22
2.3 Construcción del modelo biomecánico	22
2.3.1. Mallado del modelo	22
2.3.2. Asignación de los materiales	25
2.3.2.1. Carga de las mallas en ANSYS	25
2.3.2.2. Segmentación de estructuras	26
2.3.2.3. Propiedades materiales	29
2.3.3. Simulación por el método de los elementos finitos	31
2.3.3.1. Aplicación de las condiciones de contorno	31
2.3.3.2. Variables biomecánicas analizadas	33
3. Resultados	35
3.1 Resumen de los resultados	35
3.1.1. Resultados diente natural	35
3.1.2. Resultados implante 1	36

3.1.3. Resultados implante 2	38
3.2 Comparativa de los resultados	40
3.2.1. Comparativa de los desplazamientos máximos	40
3.2.2. Comparativa de las tensiones Von Mises	40
4. Discusión	41
4.1 Discusión de los resultados	41
4.2 Conclusiones	41
4.3 Limitaciones del trabajo	42
5. Bibliografía	43

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Despiece de implante dental.....	19
Figura 2. Modelo 3D de muela en formato STL (.stl).....	23
Figura 3. Matriz de coordenadas de los nodos de la malla	24
Figura 4. Matriz de conectividad de los de elementos de la malla	24
Figura 5. Malla extraída de Matlab	25
Figura 6. Interfaz programa ANSYS	25
Figura 7. Segmentación raíces muela.....	26
Figura 8. Segmentación corona muela.....	27
Figura 9. Segmentación esmalte, dentina y pulpa	27
Figura 10. Segmentación diente natural.....	28
Figura 11. Segmentación implante.....	29
Figura 12. Zonas de contacto estimadas.....	31
Figura 13. Disposición de las cargas	32
Figura 14. Disposición de las cargas y restricción de movimiento en raíces	33
Figura 15. Tensiones de Von Mises del modelo de diente natural	35
Figura 16. Deformaciones máximas del modelo de diente natural.....	36
Figura 17. Tensiones de Von Mises del modelo de implante 1.....	37
Figura 18. Deformaciones máximas del modelo de implante 1.....	37
Figura 19. Tensiones de Von Mises del modelo de implante 2.....	38

Figura 20. Deformaciones máximas del modelo de implante 2.....	39
--	----

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades de los materiales del diente natural.....	29
Tabla 2. Propiedades de los materiales del implante 1.....	30
Tabla 3. Propiedades de los materiales del implante 2.....	30
Tabla 4. Condiciones de carga	32
Tabla 5. Variables biomédicas analizadas.....	33
Tabla 6. Resultados diente natural	36
Tabla 7. Resultados Implante 1	37
Tabla 8. Resultados pilar del Implante 1.....	38
Tabla 9. Resultados Implante 2	39
Tabla 10. Resultados pilar del Implante 2.....	39

PRESUPUESTO

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Introducción.....	46
2. Cuadro de mano de obra	46
3. Cuadro de materiales	46
4. Cuadro de maquinaria	47
5. Cuadro de precios unitarios	47
6. Cuadro de precios descompuestos	48
7. Presupuesto	50
8. Hoja resumen.....	52

MEMORIA

1. Introducción

1.1 Motivación del trabajo

La ingeniería biomédica se basa en la aplicación de los principios, prácticas y tecnologías de la ingeniería a los campos de la medicina y la biología, generalmente con el fin de resolver problemas clínicos y mejorar la salud y calidad de vida de las personas. Se trata de un estudio multidisciplinar que combina una diversa cantidad de campos de conocimiento como: la biomecánica, la ciencia de los materiales, la biotecnología e ingeniería tisular, la instrumentación biomédica, el procesamiento de imágenes y señales, la telemedicina e informática, e incluso la ingeniería y gestión hospitalaria.

La biomecánica se basa en el estudio de las reacciones de los sistemas y estructuras biológicas del organismo a fuerzas y estímulos externos. Generalmente aplicando principios físicos y modelos de análisis matemático para hallar los límites y capacidades de los sistemas biológicos. Una de las herramientas que más ampliamente se utiliza en los estudios biomecánicos es el modelo computacional, esta herramienta consiste en la realización de simulaciones mediante ordenadores de sistemas mecánicos complejos que ayudan a comprender el funcionamiento y a predecir los cambios que pueden experimentar los diferentes tejidos o materiales al ser sometidos a ciertas condiciones.

La pérdida de dientes es un problema que inquieta a la sociedad desde hace siglos, y éste es un tema que posiblemente vuelva a tornarse de gran importancia en la actualidad, debido al envejecimiento de la sociedad y a los cambios en el estilo de vida.

La historia moderna de la implantología dental tiene sus comienzos en el siglo XIX cuando se empezó a utilizar un diseño de implante dental muy parecido al que actualmente se emplea. Desde entonces se ha investigado mucho en relación a cuáles son los materiales más adecuados para cada una de las partes de estos implantes. El gran desafío al que todavía se enfrentan los implantes dentales es la fusión al hueso, por lo que deben de estar compuestos por materiales con gran biocompatibilidad y que favorezcan en todo lo posible la osteointegración, ya que de esto dependerá fundamentalmente el comportamiento biomecánico del implante. Además, también tiene gran importancia la elección de materiales porque estos deben de ser capaces de soportar de forma exitosa las fuerzas masticatorias. Hoy en día, la tasa de éxito en implantes dentales supera el 90% y, por lo tanto, en la actualidad el reto se centra en encontrar una solución que combine de la mejor forma posible la estética y la durabilidad en los implantes. Un modelo con el que comparar el comportamiento de los distintos materiales que se pueden utilizar ayudaría a la elección de estos componentes. Además, el desarrollo de un modelo que optimice esta elección de forma exitosa resulta todavía más interesante teniendo en cuenta que se estima que el mercado mundial de prótesis dentales alcanzará en 2023 los 13 billones de dólares y esta cifra se prevé que vaya en aumento en el futuro (Alghamdi & Jansen, 2020).

1.2 Hipótesis y objetivos

El objetivo principal del trabajo de fin de grado es estudiar el comportamiento biomecánico de una prótesis de muela cuya corona se construye con diferentes materiales y comparar las tensiones que sufre el material con las que sufre un diente real. La hipótesis de partida es que mediante la simulación de la aplicación de la fuerza de masticación con el método de elementos finitos se pueden obtener variables que normalmente se utilizan para predecir el fallo del material como son la tensión principal máxima, la deformación principal máxima y la tensión de Von Mises, y compararlas con los valores en un diente normal.

Se estudiará el comportamiento biomecánico de un modelo de muela natural de un paciente compuesto por diversos materiales (esmalte, dentina y pulpa) y dos modelos de implante dental con distintos materiales de corona, uno compuesto de circona translúcida y otro de porcelana fusionada a metal.

Los objetivos secundarios o específicos son:

1. Estudio del estado del arte, para saber cómo podemos llevar a cabo el estudio del comportamiento biomecánico de una prótesis molar.
2. Buscar las propiedades elásticas de los modelos constitutivos de comportamiento biomecánico de los diferentes materiales de prótesis molares.
3. Creación de la malla de elementos finitos.
4. Simular mediante el método de elementos finitos las tensiones generadas debidas a la masticación.
5. Analizar los resultados.
6. Extraer las conclusiones.

1.3 Implantología dental

1.3.1 Pérdida de dientes

Según un estudio realizado por la Sociedad Española de Periodoncia, España es uno de los países europeos en el que se realiza un mayor número de implantes dentales al año, llevándose a cabo entre 1.2 y 1.4 millones de implantes anuales. Según el estudio se calcula que dos de cada diez personas de entre 25 y 79 años llevan un implante dental en España (GMI España, n.d.).

La pérdida de dientes es una condición que ha preocupado a la sociedad a lo largo de la historia. El hecho de no obtener una reposición de las piezas dentales perdidas puede afectar de manera directa a la salud de las personas, puede causar que se modifique la masticación, un mayor desgaste de otras piezas dentales o el movimiento de piezas dentales, entre otras consecuencias (moralejasmile, n.d.).

Los motivos que se asocian a la pérdida y extracción de dientes son muchos, y estos se podrían clasificar en dos grupos debido a su causa: por caries y por otros motivos (Oladapo, et al., 2018) (Müller, et al., 2007).

Múltiples estudios indican que las caries son el motivo más recurrente que provoca la extracción de dientes. Las caries son una infección bacteriana del diente, en la cual la bacteria procesa el azúcar y libera ácido que ataca al diente. Junto a las caries, la periodontitis es una de las mayores causas de pérdida de dientes, se debe a una bacteria que se acumula en la superficie de los dientes y provoca la inflamación de las encías (Oladapo, et al., 2018) (Müller, et al., 2007) (Changela DDS, 2020).

La pérdida de dientes no producida por caries, es considerada un proceso fisiológico que ocurre durante la vida. Cuando hay una pérdida progresiva del diente hasta tal punto que es perjudicial para la subsistencia del diente, se considera una merma patológica. A parte del envejecimiento, entre este tipo de pérdidas de diente se encuentran entre otros hábitos de masticación como el bruxismo, o la rotura accidental de dientes (Oladapo, et al., 2018) (Kelleher & Bishop, 1999).

Este tipo de pérdida patológica de diente es una preocupación en auge entre los profesionales del sector dental. El aumento de este tipo de casos se puede explicar porque actualmente la población conserva sus dientes naturales hasta edades más avanzadas; pero también está creciendo el riesgo de pérdida de dientes en personas jóvenes, probablemente debido a cambios en el estilo de vida y el aumento de los niveles de estrés en la sociedad (Kelleher & Bishop, 1999).

Además, hay ciertas enfermedades que crean una propensión a la pérdida de dientes, entre ellas destacan enfermedades como la hipertensión, la diabetes y la artritis. Así también hay ciertos comportamientos que tienen impacto negativo en la salud oral, como fumar o una dieta deficiente (Changela DDS, 2020).

Una vez se ha alcanzado cierto nivel de pérdida de diente, éste se debe restaurar. Los implantes son la mejor alternativa cuando se ha dado la pérdida del diente natural (Oladapo, et al., 2018) (moralejasmile, n.d.).

El mercado mundial de implantes dentales se encuentra en crecimiento constante y se espera que aumente hasta los 13 billones de dólares para el año 2023. A pesar de que el índice de supervivencia de los implantes dentales a los 10 años desde su fijación es alto, se espera que el futuro de los implantes sea desafiante, debido a que hay un claro envejecimiento de la población y esto supone una preocupación que plantea el interrogante de la supervivencia y el comportamiento de los implantes actuales (Alghamdi & Jansen, 2020).

1.3.2 Evolución de los implantes dentales

La pérdida o extracción de dientes, en la mayoría de los casos precisa de un tratamiento protodóntico. Los implantes dentales existen desde hace siglos, siendo que los primeros implantes datan de la época neolítica, estos han ido evolucionando durante los años (Müller, et al., 2007) (AIC Education, n.d.).

Hace 4000 años en China se fijaban estacas de bambú al hueso como práctica empleada para reemplazar los dientes perdidos. Pasados 2000 años, los egipcios realizaban tallas con metales preciosos y los insertaban en la mandíbula. A lo largo de la historia, distintos grupos arqueológicos han encontrado dientes artificiales hechos de diversos materiales como marfil de elefante o conchas marinas, diseñados para desempeñar la funcionalidad de los dientes que fueran a reemplazar, pero no siendo tan pensados para suplir la parte estética que hoy en día si se esfuerzan por cubrir los implantes (AIC Education, n.d.).

En el siglo XVIII, se intentaron emplear aleaciones de oro y otros metales para crear implantes dentales, estos experimentos fracasaron, pero dieron pie a investigaciones más exitosas al cabo de los años. En 1800 se experimentó con numerosos materiales, entre ellos la plata y la porcelana, no siendo fructíferos debido al rechazo que provocaban los materiales al hueso. El primer implante exitoso, considerándose como éxito la fusión permanente del implante al hueso, no llegó hasta 1930 cuando los hermanos Strock utilizaron el Vitallium, un material que entonces se utilizaba en implantes de cadera (AIC Education, n.d.).

Las bases de la implantología dental moderna se asentaron en 1950, cuando se descubrió que los implantes de titanio conseguían un mayor índice de éxito. Hoy en día la tasa de fracaso de los implantes es extremadamente baja y para facilitar la adaptación a los distintos dientes, existe una gran variedad de formas y tamaños (AIC Education, n.d.).

Los implantes dentales modernos se componen de tres partes: la fijación, el pilar y la corona, tal y como se muestra en la *Figura 1*. Cada una de estas partes puede tener un material diferente, según las necesidades del implante.



Figura 1. Despiece de implante dental (dentalprix, 2021).

La fijación es la parte que une el implante al hueso mandibular o maxilar. La mayoría de los diseños de esta pieza son roscados con formas cilíndricas o cónicas y su objetivo es simular la función de la raíz. El material preferido para esta parte del implante es el titanio puro, debido a que tiene un alto grado de biocompatibilidad y buenas propiedades mecánicas, aunque también existen otras opciones de materiales como aleaciones de titanio con circonita, que mejora sus propiedades mecánicas o el uso único de circonita como material para la fijación, aunque el uso de este material concierne a una cuestión estética más que biológica del implante (Irfan, 2020) (Alghamdi & Jansen, 2020).

En relación a la fijación de los implantes, en algunos casos se crea una porosidad macroscópica en la superficie del material de la fijación, para favorecer la osteointegración del implante al hueso y conseguir una estabilidad biomecánica mayor. Así mismo, otra opción para mejorar la osteointegración del implante en el hueso es recubrir el material seleccionado con hidroxapatita (Irfan, 2020).

Tras el periodo de consolidación y osteointegración, se fija una base superior, compuesta por el pilar y la corona. Para estas piezas existe una amplia variedad de materiales (Şensoy, et al., 2021).

Los pilares, que son los encargados de soportar a las coronas de los implantes, pueden ser metálicos (titanio), cerámicos (circonita o alúmina) o de materiales basados en resina (Zarauz, et al., 2020).

Los pilares de titanio y circonita muestran una excelente estabilidad mecánica y biocompatibilidad. Aunque a pesar del buen rendimiento de los pilares de circonita, la circonita es un material mecánicamente más débil que metales como el titanio. Por este motivo, los pilares de circonita están recomendados en casos con una gran demanda estética y desafíos mecánicos bajos y, por el contrario, en casos con baja demanda estética y gran demanda mecánica se recomiendan los pilares metálicos. (Zarauz, et al., 2020)

Las coronas se pueden conectar a los pilares por retención con tornillos o por cementación. La retención con tornillos es la más recomendada, ya que, con este modo de retención la recuperación es más fácil y permite mayor accesibilidad una vez implantado, de modo que facilita resolver las dificultades técnicas de mejor forma que en la retención cementada (Zarauz, et al., 2020).

La corona es la parte visible del implante. Los materiales más utilizados en la realización de coronas dentales son:

- Cerámica: Estas coronas están hechas por materiales con base de porcelana. Su principal beneficio es que dan un aspecto muy natural. Por lo cual, se utilizan comúnmente en los dientes más visibles. La porcelana resiste bien el desgaste, pero puede considerarse frágil para los dientes con mayor trabajo masticatorio.
- Porcelana fusionada con metal: Estas coronas se realizan con una base metálica y porcelana fusionada sobre el metal. Estas son más resistentes que las coronas de porcelana y son muy duraderas. Tienen a su vez buenas propiedades estéticas por las características de la porcelana.
- Además de éstas, también se utilizan aleaciones de oro o metales base, los cuales son resistentes al desgaste y fractura.
(Bergeron, 2018)

De los materiales de la corona se espera que tengan alta resistencia a fractura, resistencia a desgaste y que sean biocompatibles. Por estas razones, el material preferido por los especialistas para la corona es la zircona, que presenta propiedades ópticas y mecánicas superiores (Şensoy, et al., 2021).

Hoy en día, con un tratamiento adecuado y un procedimiento preciso, se obtienen tasas de éxito en el 98% de los casos que superan una duración de 10 años. A pesar de estas tasas de éxito, las expectativas de los pacientes respecto al resultado estético de los tratamientos siguen siendo el mayor reto para la industria (AIC Education, n.d.) (Zarauz, et al., 2020).

1.3.3 Biomecánica dental

El sistema masticatorio humano es un sistema cinemático y mecánicamente indeterminado. La mandíbula y el cráneo se mueven mutuamente guiados por dos articulaciones temporomandibulares unidas entre sí. En cada articulación, un cóndilo mandibular articula con la superficie articular del hueso temporal de forma incongruente, permitiendo hasta seis grados de libertad. La tarea principal de la articulación temporomandibular es permitir el movimiento de la mandíbula, las funciones de masticación, deglución, habla, respiración y mantenimiento postural dependen de este movimiento (Pileičikienė & Surna, 2004).

Suponiendo que las superficies de la articulación son indeformables y mantienen el contacto todo el tiempo, la mandíbula sigue siendo capaz de moverse con cuatro grados de libertad. Los movimientos de la mandíbula son realizados por un gran número de músculos masticatorios, la mayoría son relativamente cortos con grandes áreas de unión. Aunque estos músculos pueden activarse de forma heterogénea, cada músculo puede influir en más de un grado de libertad. Todas las porciones musculares generan conjuntamente una fuerza y un par resultantes con respecto al centro de gravedad del maxilar inferior y la distribución de las fuerzas y los pares de torsión necesarios para realizar cualquier movimiento no está establecida (Pileičikienė & Surna, 2004).

La biomecánica de la mandíbula humana puede explicarse mediante un modelo de soporte complejo, en el que las fuerzas musculares son producidas por el músculo masticatorio y las fuerzas de reacción son producidas por las superficies oclusales y el cóndilo. Las fuerzas musculares a través de la oclusión y las superficies condilares se encuentran en un estado de equilibrio dinámico. En el sistema masticatorio humano el espacio de trabajo no está restringido principalmente por estructuras pasivas, sino por las limitaciones para la producción de fuerza de sus músculos y la acción de éstos no puede describirse mediante un par de torsión sobre sus articulaciones. Es evidente que los músculos son los determinantes dominantes del movimiento mandibular. Mientras que las estructuras pasivas, como los ligamentos, se vuelven dominantes sólo cuando la mandíbula alcanza sus límites de movimiento. Los ligamentos evitan la dislocación de la articulación durante los movimientos que no son de la línea media. Las fuerzas musculares, que durante la mordida actúan sobre la mandíbula, junto con el nivel de fuerza necesario para la masticación, también actúan como estabilizadores de los cóndilos mandibulares evitando la dislocación y la carga de los tejidos no articulares (Pileičikienė & Surna, 2004).

Las tensiones activas de los músculos al cerrar la mandíbula producen tensiones definidas como fuerza de mordida máxima. La fuerza de masticación que actúa sobre las superficies oclusales de los dientes se define como fuerza de mordida funcional. El valor de la fuerza de mordida depende de dos factores: la fuerza de los músculos de la masticación y el sistema recíproco que controla las fuerzas de la masticación a través de los presorreceptores de los ligamentos periodontales. Tras un estudio de la literatura, puede decirse que la media de los registros de la fuerza de mordida máxima se encuentra en el rango de 600-750 N, mientras que las fuerzas masticatorias funcionales son mucho más bajas, alrededor de 60-100 N (Pileičikienė & Surna, 2004).

2. Metodología

2.1. Planteamiento del problema

Una vez planteada la situación actual de los implantes dentales y ante la nueva preocupación por combinar la estética con el comportamiento mecánico nace el interés de elaborar un estudio biomecánico con el que poder comparar los distintos materiales utilizados en las coronas de los implantes, ya que esta es la parte más visible del implante. Además, otro motivo para la realización de este trabajo, es el gran crecimiento que se espera que tenga el mercado mundial de implantes dentales, en parte esperado debido al envejecimiento de la población y a los cambios en el estilo de vida.

Este trabajo analiza las diferentes variables biomecánicas que presentan los distintos materiales de las coronas mediante la simulación, utilizando el método de elementos finitos, de los efectos de la fuerza masticatoria sobre el implante y compara los resultados con el diente natural. El proceso que se ha seguido para completar este estudio incluye el proceso de mallado del modelo, el procedimiento de segmentación y asignación de los materiales, la aplicación de condiciones de contorno, la simulación del problema y, por último, el análisis de los resultados del modelo biomecánico.

2.2. Materiales

Los materiales que han sido empleados durante la realización de este trabajo son los siguientes:

- Plataforma de programación proporcionada por la UPV: MATLAB
- Software para simulación y análisis por elementos finitos: ANSYS Student
- Programas de escritura y realización de cálculos pertenecientes al entorno Microsoft y que requieren de una Licencia Microsoft Office 365
- Programa de lectura de documentos: Adobe Acrobat Reader
- Modelo de muela en formato STL

2.3. Construcción del modelo biomecánico

2.3.1. Mallado del modelo

El análisis del comportamiento biomecánico de una prótesis de muela se realizará mediante el método de elementos finitos. Uno de los puntos fundamentales del método de elementos finitos es el proceso de mallado.

Para generar la malla se parte de un modelo 3D de un diente en formato STL (.stl) proporcionado por la UPV, *Figura 2*, se trata de un molar maxilar a escala real. Para mallar el modelo se utilizará la herramienta MATLAB, mediante un script “Mesh” creado por Sandra Martínez Sanchis y proporcionado por la UPV. El script se compone de dos secciones, la primera consiste en la creación de la malla a partir del modelo de la muela y la segunda en escribir la malla generada en formato ANS (.ans) para poder utilizarla en otros programas compatibles.



Figura 2. Modelo 3D de muela en formato STL (.stl)

Antes de comenzar se deben encontrar el mismo directorio el script MATLAB y el archivo STL. El script “Mesh” primero crea mediante la función `createpde` un modelo vacío, a continuación, importa la geometría del modelo de muela del archivo STL con la función `importGeometry` y, finalmente, genera la malla utilizando la función `generateMesh`. Esta última función permite seleccionar el tamaño de los elementos y el tipo de elemento utilizado en el mallado, esto es de gran importancia para conseguir un mallado lo más preciso posible, para conseguirlo se debe estudiar la convergencia de la malla. En este estudio de convergencia se busca el menor tamaño de malla que pueda procesar el simulador. Tras este proceso, en el presente trabajo se han utilizado elementos lineales tetraédricos (cuatro nodos por elementos) con un objetivo tamaño máximo de elemento de 1.2 para la formación de la malla. El tamaño se ha seleccionado estudiando la convergencia de la malla que el programa ANSYS Student es capaz de procesar.

En la segunda sección del script se escribe en formato ANS (.ans) un archivo que contiene la información de la malla creada en la primera sección. Se trata de un archivo de almacenamiento de datos que contiene los nodos y elementos que forman la malla. El archivo en formato ANS se estructura de la siguiente manera, tras la cabecera se encuentra una sección en la que se definirían los materiales seguida de una sección en la que se definirían los pares de contacto de la malla, que en este caso no se han definido. A continuación, se encuentra una matriz de coordenadas de los nodos de la malla. La matriz se compone de cinco columnas, en las que se pueden encontrar: el tipo de dato (en este caso nodo), el índice del nodo, la coordenada del nodo del eje X, la coordenada del nodo del eje Y, y la coordenada del nodo del eje Z. (*Figura 3*). Tras la matriz de coordenadas se especifica el tipo de

elemento utilizado en la malla, a lo que sigue la matriz de conectividad de los elementos de la malla. La matriz de conectividad es la última sección del archivo y se compone de seis columnas en las que se encuentra: el tipo de dato (en este caso elemento), el índice del elemento, y el índice de los cuatro nodos que componen el elemento (*Figura 4*). A continuación de la matriz se indica el final del archivo.

```

!NODE DATA BEGIN
!-----
!-----
!N,[NODE INDEX],[X COORD],[Y COORD],[Z COORD]
!-----
N, 1, 4.625687e+00, 1.997981e+01, 1.292496e+00
N, 2, 1.378704e+01, 6.329281e+00, 1.405443e+01
N, 3, 6.823122e+00, 2.516075e+00, 3.045927e+00
N, 4, 1.638610e+01, 3.976543e+00, 9.160776e+00
N, 5, 4.705752e+00, 2.453895e+01, 2.356964e+00
N, 6, 6.643386e+00, 1.020843e+01, 1.362054e+01
N, 7, 7.267104e+00, 3.376808e-01, 4.865189e+00

```

Figura 3. Matriz de coordenadas de los nodos de la malla.

```

!ELEMENTS (TETRAHEDRA) - Part: Organ BEGIN
TYPE, 1
!-----
MAT, 1
!-----
EN, 1, 4866, 4128, 4097, 4129
EN, 2, 4836, 4031, 4067, 4825
EN, 3, 5546, 4561, 5237, 5326
EN, 4, 5095, 4598, 4144, 4079
EN, 5, 4690, 3621, 3653, 3585
EN, 6, 4690, 3585, 3653, 4471
EN, 7, 4690, 3580, 3621, 3585

```

Figura 4. Matriz de conectividad de los de elementos de la malla.

Una vez el script se ha ejecutado, se obtiene el archivo ANS y la malla del diente. En MATLAB se puede previsualizar la malla con el fin de comprobar que se ha mallado el modelo deseado, *Figura 5*.

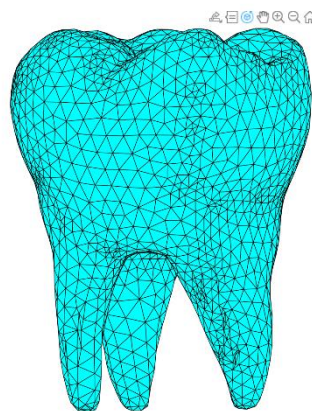


Figura 5. Malla extraída de Matlab.

2.3.2. Asignación de los materiales

Una vez generada la malla es necesario asignar las propiedades de los materiales de cada modelo que se va a simular. En este caso se van a crear tres modelos distintos, uno simulará un diente natural, y los otros dos simularán implantes dentales compuestos de distintos materiales. Previamente a asignar los materiales se debe segmentar la malla generada para diferenciar las distintas estructuras del diente y los implantes.

2.3.2.1. Carga de las mallas en ANSYS

Para realizar la asignación de materiales se debe cargar en ANSYS la malla generada anteriormente en MATLAB. Una vez ejecutado ANSYS, desde el menú principal del programa se puede seleccionar el archivo ANS que se ha generado al ejecutar el script de MATLAB. Una vez seleccionado aparece en pantalla la malla generada. La interfaz del programa nos muestra distintas secciones, en la parte superior muestra una barra donde se disponen los menús principales, en la parte izquierda se encuentra un panel desplegable que contiene las opciones para la caracterización del modelo y la realización de la simulación, en la barra lateral derecha se muestran las opciones de visualización del modelo y en el centro se muestra la ventana de visualización donde se encuentra el modelo sobre el que se trabaja (Figura 6).

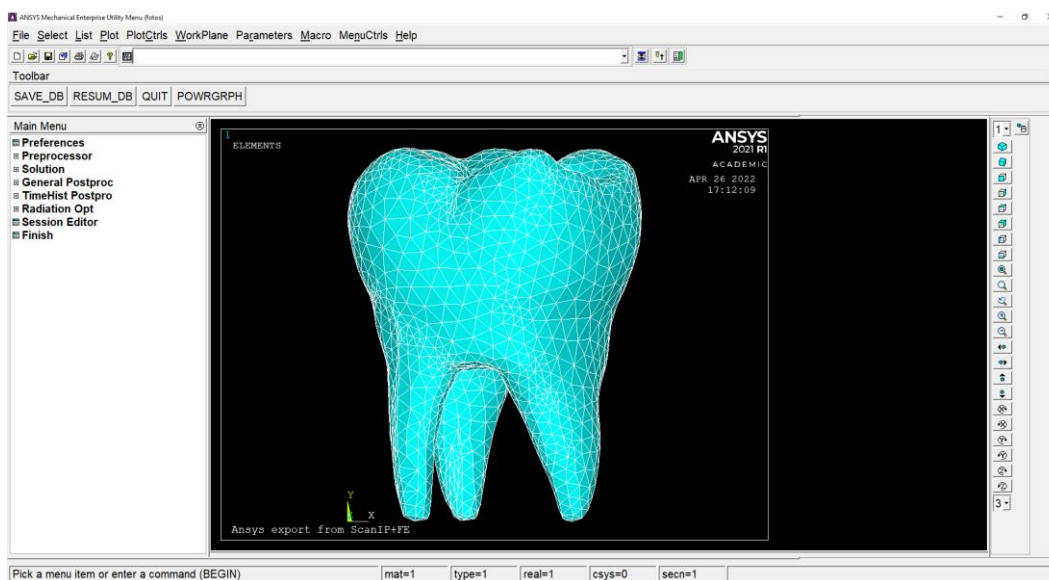


Figura 6. Interfaz programa ANSYS.

2.3.2.2. Segmentación de estructuras

Una vez cargada la malla, el siguiente paso consiste en segmentar el modelo para diferenciar los distintos materiales.

En el caso del modelo de diente natural se diferenciarán 3 materiales, el esmalte, la dentina y la pulpa, además de segmentar las raíces. La segmentación de las estructuras del diente se ha elaborado siguiendo las dimensiones que se indican en estudios sobre la anatomía dental (Nelson & Ash, 2019) (Khojastepour, et al., 2008).

En la barra superior de ANSYS está la opción de seleccionar entidades de distintas formas. En primer lugar, se segmentarán las raíces del diente, para ello se selecciona una entidad por la localización de los nodos indicando la altura de las raíces (*Figura 7*). Una vez seleccionadas las entidades se guarda una componente con ellas, de esta manera no habrá que volver a segmentarlo en los otros modelos. A continuación, se segmenta la capa de esmalte, en este paso se deben seleccionar las entidades por nodos según el grosor del esmalte, combinando la selección por localización con la selección de elementos situados en el exterior de la malla (*Figura 8*). La siguiente capa que se segmenta es la pulpa dental, en este caso se seleccionan las entidades por nodos primero según la altura de la cámara de la pulpa y a continuación se selecciona el diámetro de la cámara. Por último, se segmenta la dentina que se encuentra entre el esmalte y la pulpa, de modo se seleccionan sus entidades por nodos no seleccionados en las segmentaciones anteriores. La *Figura 9* muestra la segmentación de los materiales de la corona y en la *Figura 10* se muestra la segmentación del diente natural.

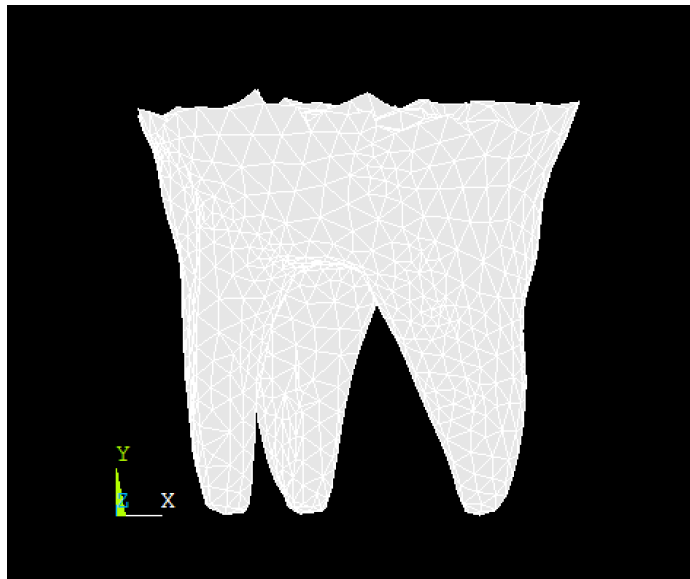


Figura 7. Segmentación raíces muela.

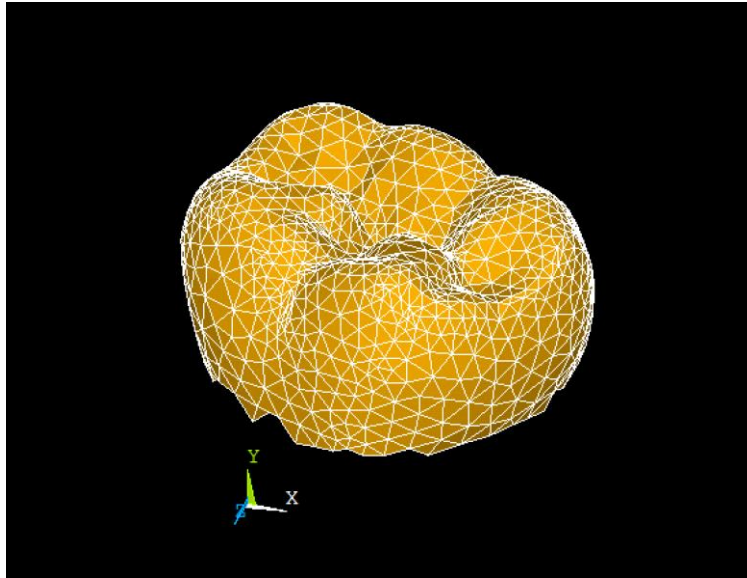


Figura 8. Segmentación corona muela.

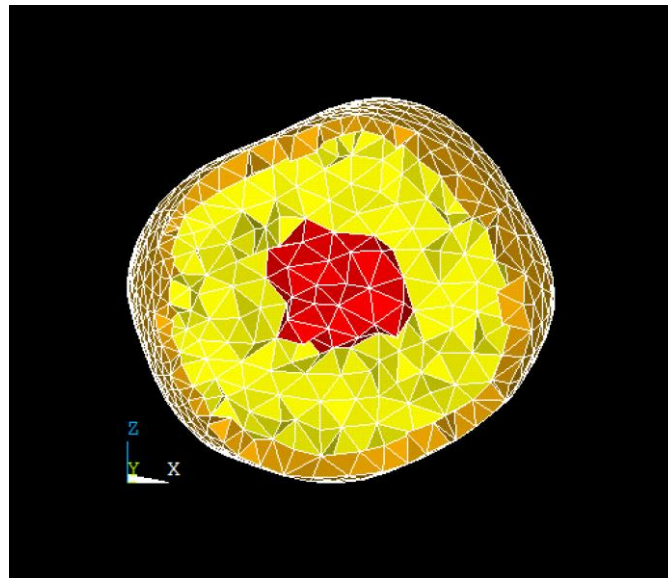


Figura 9. Segmentación esmalte (naranja), dentina (amarillo) y pulpa (rojo).

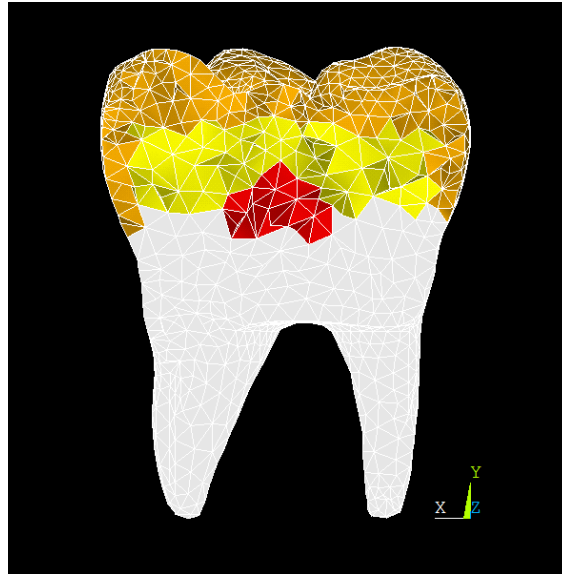


Figura 10. Segmentación diente natural. Raíces (gris), esmalte (naranja), dentina (amarillo) y pulpa (rojo).

En el caso del modelo del implante se diferenciarán dos materiales, la corona y el pilar, además de segmentar las raíces que en este caso simularían la fijación. Al haber guardado como componentes las entidades seleccionadas en la segmentación del diente natural, se pueden utilizar estas mismas para la segmentación del implante. De modo que la segmentación de las raíces corresponderá como la fijación del implante, la segmentación del esmalte formará la corona del implante y por último la segmentación de la pulpa junto a la dentina corresponderá con el pilar del implante. (Figura 11)

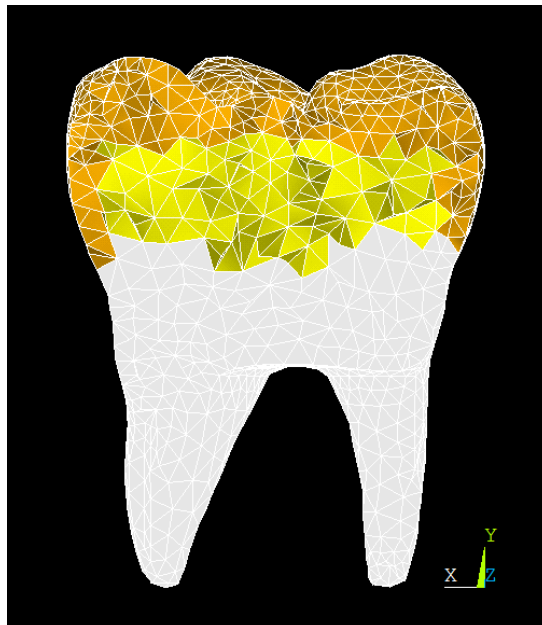


Figura 11. Segmentación implante. Fijación (gris), corona (naranja) y pilar (amarillo).

2.3.2.3. Propiedades materiales

Tras segmentar el modelo, se deben asignar las propiedades de los materiales a cada componente. Para caracterizar los materiales en ANSYS se utiliza el panel desplegable izquierdo. En “Material Models” se encuentra el menú para asignar materiales. Los materiales seleccionados son estructurales, lineales, elásticos e isotrópicos. Para definir los materiales hay que introducir el módulo de Young y el coeficiente de Poisson de cada material. A continuación, se explican los materiales seleccionados y sus propiedades para cada modelo que se va a simular.

Modelo Diente Natural

Los dientes naturales se componen de tres capas. Una capa externa de esmalte, que es el tejido más duro del cuerpo y cubre la corona del diente. La capa intermedia del diente, que se compone de dentina, la cual tiene una composición similar al hueso. Esta capa se extiende por todo el diente, está cubierta en la corona por esmalte y en las raíces por cemento. Por último, en una cavidad situada en el centro del diente se encuentra la pulpa. La pulpa está formada por células, pequeños vasos sanguíneos y un nervio que se comunica con el sistema nervioso. Los materiales de la raíz no serán considerados en este modelo ya que no son relevantes debido a las condiciones de contorno que se aplicarán (The Editors of Encyclopedia Britannica, 2021).

Las propiedades de los materiales mostradas en la *Tabla 1* se han seleccionado tras una revisión de la literatura. Con estos parámetros se realiza la asignación de materiales de cada capa.

Tabla 1. Propiedades de los materiales del diente natural.

Material	Módulo Young (MPa)	Coef. Poisson
Esmalte	80.000	0,33
Dentina	18.600	0,31
Pulpa	2,1	0,45

Los modelos de los implantes dentales tendrán ambos la misma estructura, la cual se explicó anteriormente, se compondrán de una fijación, un pilar y una corona. En el pilar, el material utilizado en ambos casos será el titanio ya que como se comentó antes es el más adecuado en dientes que sufren un mayor esfuerzo. Para la corona, los materiales variarán en los distintos modelos. Para la fijación, como ya se comentó el material preferido para esta pieza es el titanio, aunque en este trabajo el material de la fijación no será considerado ya que no son relevantes debido a las condiciones de contorno que se aplicarán.

Modelo Implante 1

En el primer modelo se simulará un implante con corona de circonita translúcida (TZI). Este material proporciona mejores resultados debido a que tiene mejores características de desgaste y resistencia, además de una mayor translucidez. La circonita translúcida ha sido seleccionada ya que la demanda de restauraciones dentales con una estética natural ha aumentado considerablemente en los últimos tiempos y gracias a sus características puede ofrecer un gran resultado estético (Warner, n.d.).

Las propiedades de los materiales mostradas en la *Tabla 2* se han seleccionado tras una revisión de la literatura. Con estos parámetros se realiza la asignación de materiales de cada pieza.

Tabla 2. Propiedades de los materiales del implante 1.

Material	Módulo Young (MPa)	Coef. Poisson
TZI	210.000	0,35
Titanio	110.000	0,35

Modelo Implante 2

El segundo modelo de implante se simulará con una corona de porcelana fusionada a metal (PFM), en este caso una aleación de Cr-Co con porcelana feldespática. Las coronas de este material han sido las más usadas durante décadas, tienen una biocompatibilidad aceptable, buenas propiedades mecánicas y una estética razonable. Ha sido seleccionado en este trabajo para analizar las diferencias biomecánicas que presenta respecto a el otro material (Warner, n.d.) (Warner, n.d.).

Las propiedades de los materiales mostradas en la *Tabla 3* se han seleccionado tras una revisión de la literatura. Con estos parámetros se realiza la asignación de materiales de cada pieza.

Tabla 3. Propiedades de los materiales del implante 2.

Material	Módulo Young (MPa)	Coef. Poisson
PFM	149.500	0,34
Titanio	110.000	0,35

2.3.3. Simulación por el método de los elementos finitos

2.3.3.1. Aplicación de las condiciones de contorno

Una vez se ha asignado los distintos materiales, se aplican las condiciones de contorno del estudio, estas condiciones se extraerán de la literatura revisada. Con el objetivo de simular las fuerzas de masticación humana se van a aplicar tres fuerzas distribuidas en las zonas de contacto estimadas (Andreausa, et al., 2011). Además, se restringirá el movimiento de las raíces en los tres ejes principales. Estas condiciones serán replicadas en los tres modelos de estudio (Andreausa, et al., 2011) (Dejak, et al., 2003).

Las fuerzas se aplican sobre la superficie oclusal en dirección normal para simular el contacto con los dientes contrapuestos. Las zonas de contacto estimado son la inclinación palatina de la cúspide bucal (N_1), la inclinación bucal de la cúspide palatina (N_2) y la inclinación palatina de la cúspide palatina (N_3). Estas zonas se muestran en la *Figura 12* (Andreausa, et al., 2011).

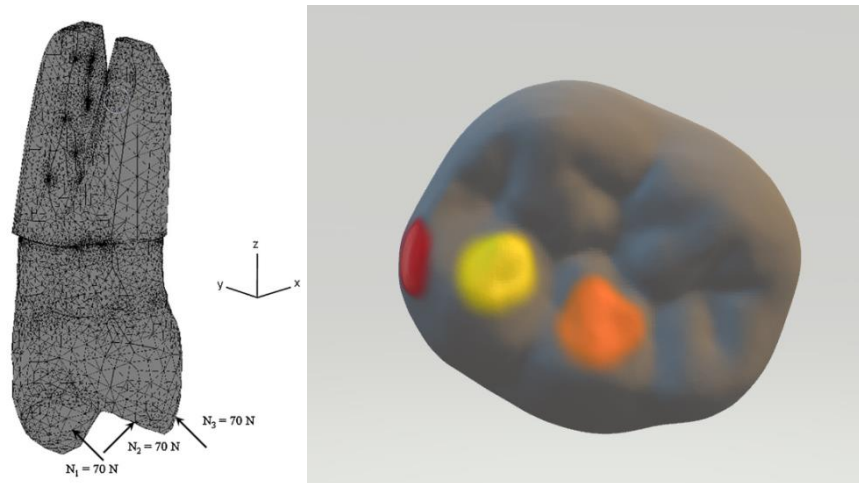


Figura 12. Izquierda: Cargas aplicadas (Andreausa, et al., 2011). Derecha: zonas de contacto estimadas. Inclinación palatina de la cúspide bucal (rojo), la inclinación bucal de la cúspide palatina (amarillo) y la inclinación palatina de la cúspide palatina (naranja).

Para aplicar estas condiciones de contorno en ANSYS la carga se aplicará sobre los nodos. Para que sea más fácil seleccionar únicamente nodos de la superficie se utilizará la herramienta para seleccionar entidades, seleccionando únicamente los nodos exteriores de la malla. Una vez se visualizan únicamente estos nodos se distribuirá la fuerza de cada zona utilizando el menú de “Loads” para definir la fuerza de tipo estructural sobre los nodos, seleccionando únicamente los nodos de la zona de contacto estimada (*Figura 13*). Las cargas a aplicar son 70N en cada zona y esa carga forma un ángulo de 45° con los ejes cartesianos. Las cargas por zona vienen descritas en la *Tabla 4*. Este proceso se repetirá con las tres zonas de contacto que se han seleccionado.

Tabla 4. Condiciones de carga.

Componentes	X (N)	Y (N)	Z (N)
N_1	0	-49.5	-49.5
N_2	0	-49.5	49.5
N_3	0	-49.5	-49.5

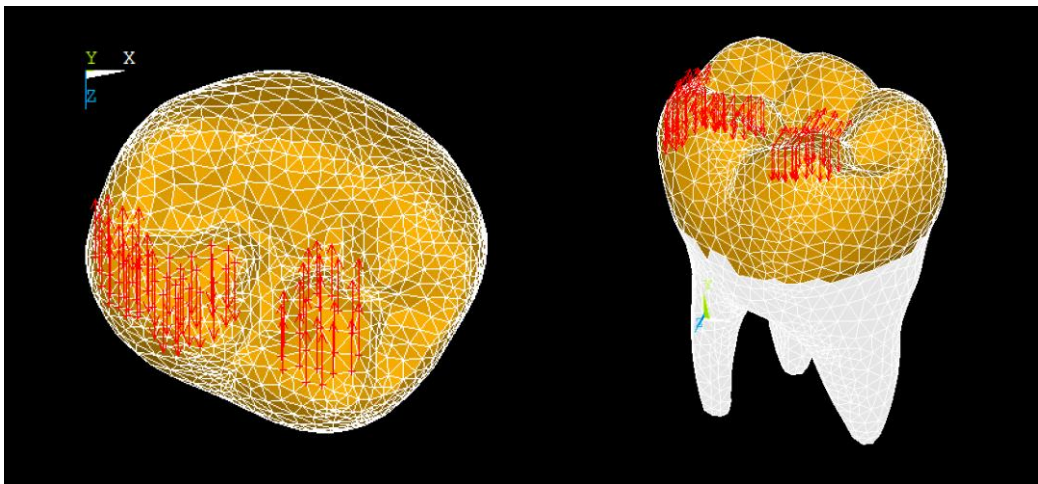


Figura 13. Disposición de las cargas.

Finalmente, para restringir el movimiento en los tres ejes de las raíces, con el fin de que no se desplacen, se seleccionará el componente de las raíces creado durante la segmentación y a través del menú de "Loads" se definirán los desplazamientos en sus nodos. En la *Figura 14* se muestra la distribución de las cargas y la restricción de movimiento de las raíces.

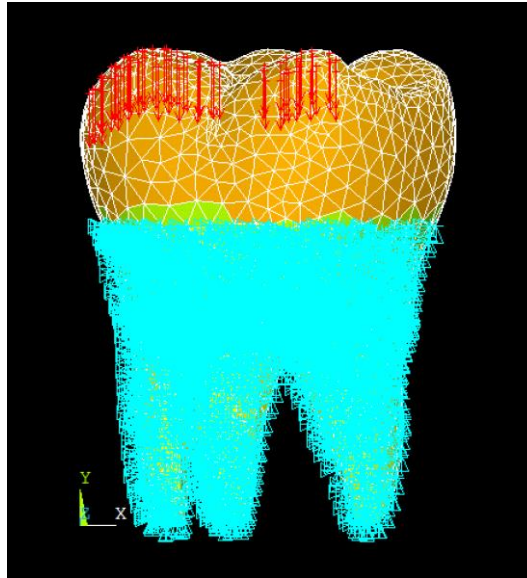


Figura 14. Disposición de las cargas y restricción de movimiento en raíces.

Una vez se han aplicado las condiciones de contorno, se ejecuta la simulación de cada modelo mediante el menú “Solve”.

2.3.3.2. Variables biomecánicas analizadas

Tabla 5. Variables biomédicas analizadas.

Variable de estudio	
Primera tensión principal	S1 (MPa)
Segunda tensión principal	S2 (Mpa)
Tercera tensión principal	S3 (Mpa)
Tensión de Von Mises	MVStress
Desplazamiento máximo	DMX (mm)

Una vez se ha resuelto la simulación para los distintos modelos, se pueden visualizar los resultados en ANSYS mediante el menú de “Postprocessor”. Para poder leer los resultados se debe acceder a la memoria interna del programa, de modo que hay que leer los resultados seleccionando el desplegable “Read result > First set”. Una vez cargados los resultados podemos visualizarlos mediante la opción “Plot results > Contour plot > Nodal Solution”, en la ventana emergente se pueden seleccionar las variables de interés. En este trabajo se han recogido las variables de interés listadas en la *Tabla 5*.

Mediante la tensión de Von Mises y el desplazamiento máximo se pretende, primero comparar la simulación con el estudio elaborado por Oladapo en 2018 de modo que se compruebe que la simulación es correcta. Por otro lado, comparar a través de estas variables el comportamiento del modelo de diente natural con los distintos modelos de implante seleccionados (Oladapo, et al., 2018).

3. Resultados

3.1. Resumen de los resultados

A continuación, se presentan los resultados obtenidos tras la simulación de las fuerzas masticatorias sobre el modelo del diente natural y sobre los dos modelos de implantes dentales.

3.1.1. Resultados diente natural

Las *Figura 15* y *Figura 16* muestran la distribución de la tensión de Von Mises y de los desplazamientos en el diente natural, respectivamente.

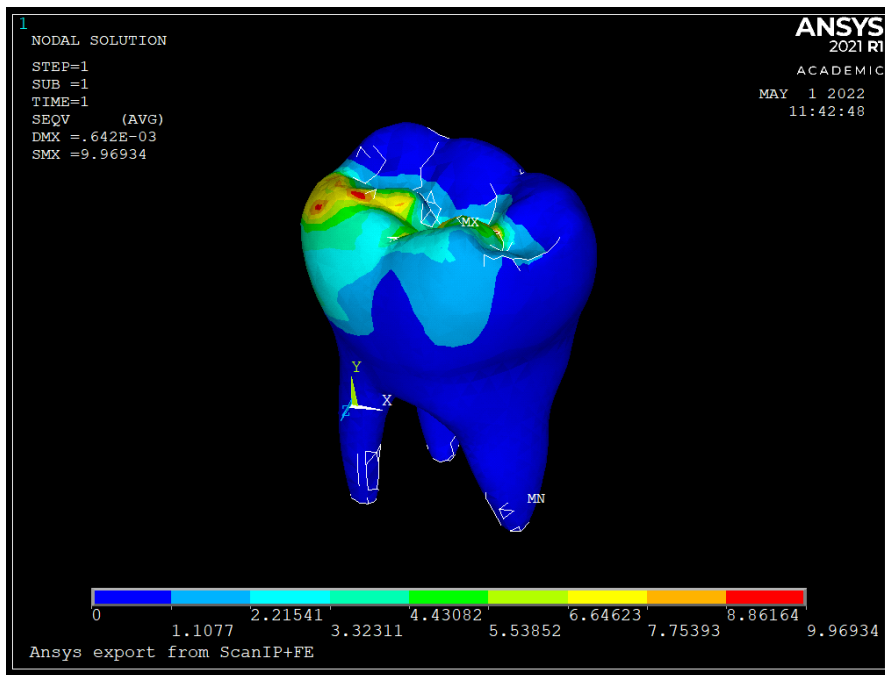


Figura 15. Tensiones de Von Mises del modelo de diente natural.

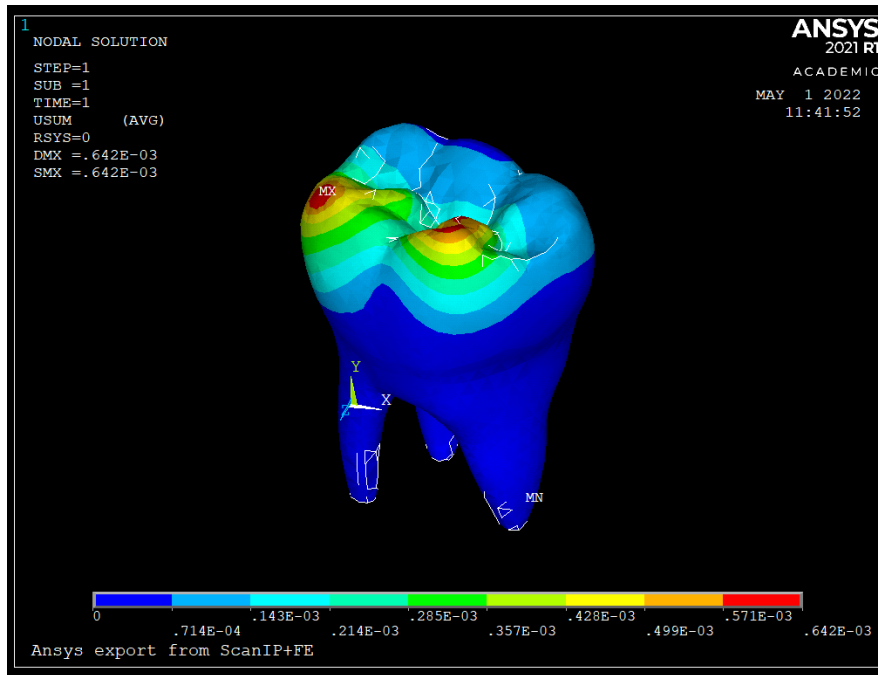


Figura 16. Deformaciones máximas del modelo de diente natural.

Los valores máximos de estas variables para el diente natural se muestran en la *Tabla 6* junto con las 3 tensiones principales.

Tabla 6. Resultados diente natural.

Modelo	S1 (MPa)	S2 (MPa)	S3 (MPa)	VMStress (MPa)	DMX (mm)
Diente Natural	5,8983	1,43626	1,11982	9,96934	$6,42 \cdot 10^{-4}$

3.1.2. Resultados implante 1

Los valores máximos de las variables obtenidas en el implante con corona de circonio translúcido y pilar de titanio se muestran en la *Tabla 7*.

Tabla 7. Resultados Implante 1.

Modelo	S1 (MPa)	S2 (MPa)	S3 (MPa)	VMStress (MPa)	DMX (mm)
Corona Circona	6,14205	1,92344	1,4942	9,6542	$2,19 \cdot 10^{-4}$

En la *Figura 17* y *Figura 18* se muestran las tensiones de Von Mises y las deformaciones del modelo de implante de circonio translúcido, respectivamente.

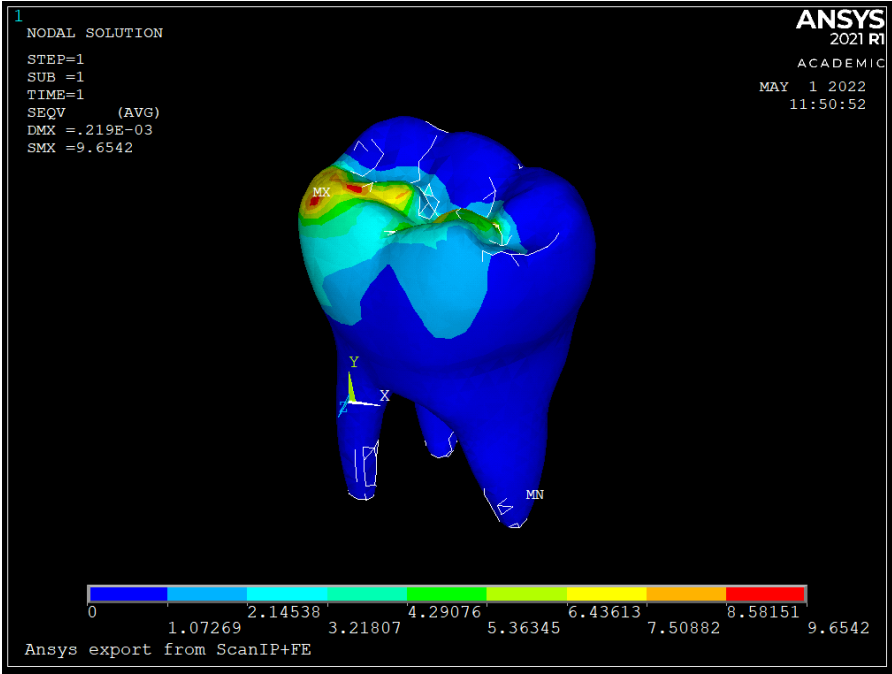


Figura 17. Tensiones de Von Mises del modelo de implante 1.

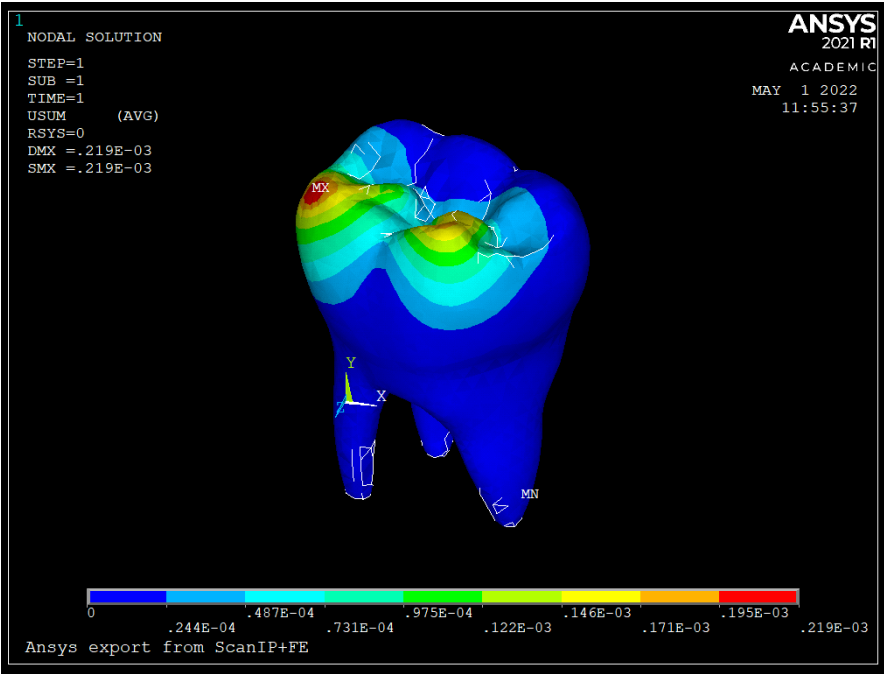


Figura 18. Deformaciones máximas del modelo de implante 1.

La *Tabla 8* muestra los valores máximos de las variables obtenidas sobre el pilar del implante:

Tabla 8. Resultados pilar del Implante 1.

Modelo	VMStress (MPa)	DMX (mm)
Pilar Corona Circona	2,25692	$1,16 \cdot 10^{-4}$

3.1.3. Resultados implante 2

En la *Figura 19* y *Figura 20* se muestran las tensiones de Von Mises y las deformaciones, del modelo de implante de porcelana fusionada en metal, respectivamente.

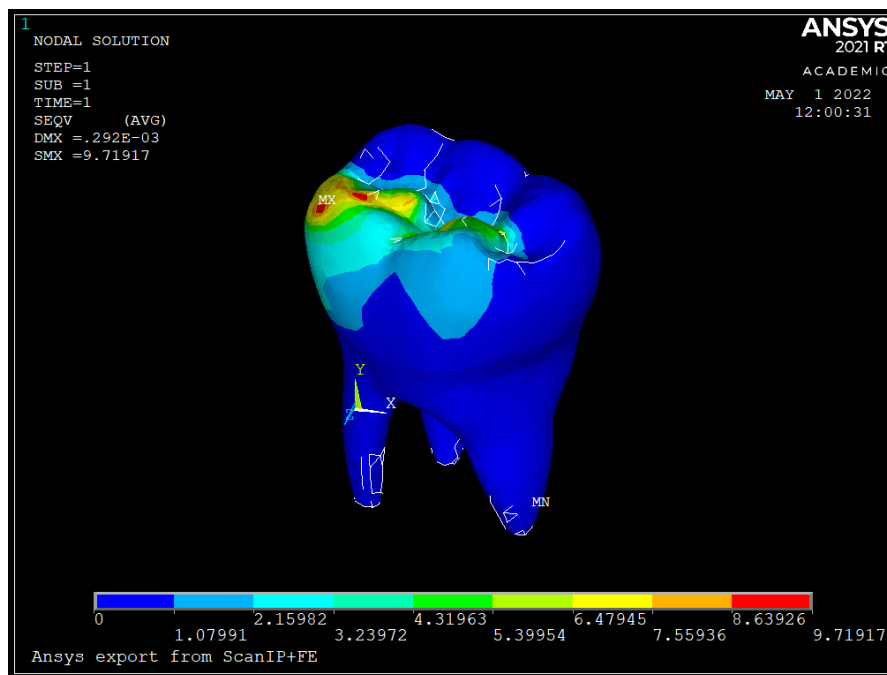


Figura 19. Tensiones de Von Mises del modelo de implante 2.

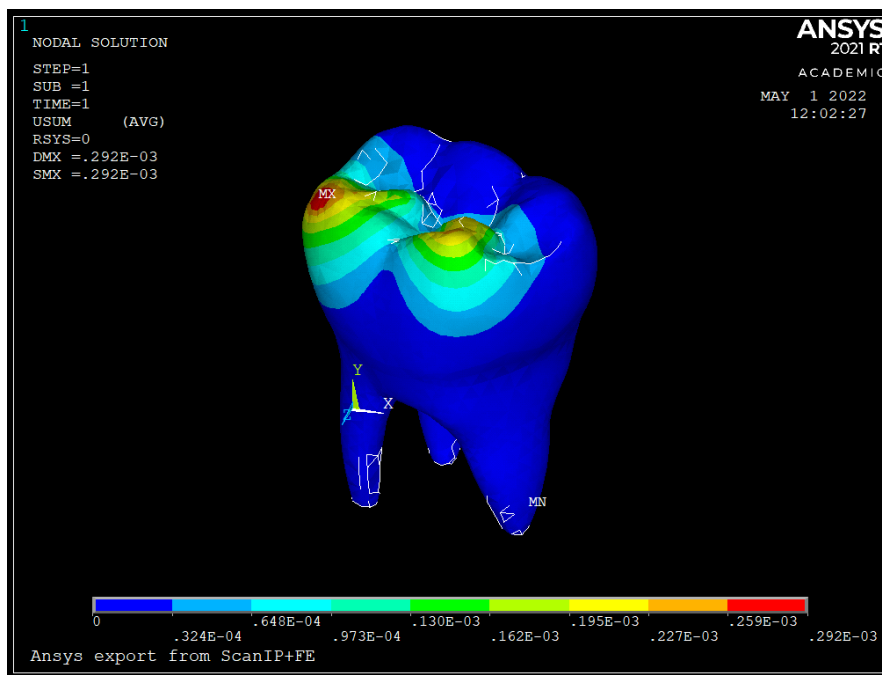


Figura 20. Deformaciones máximas del modelo de implante 1.

Los valores máximos de las variables obtenidas en el implante con corona de porcelana fusionada en metal y pilar de titanio se muestran en la *Tabla 9*.

Tabla 9. Resultados Implante 2.

Modelo	S1 (MPa)	S2 (MPa)	S3 (MPa)	VMStress (MPa)	DMX (mm)
Corona PFM	6,14966	1,83574	1,41967	9,71917	$2,92 \cdot 10^{-4}$

La *Tabla 10* muestra las variables obtenidas sobre el pilar del implante:

Tabla 10. Resultados pilar del Implante 2.

Modelo	VMStress (MPa)	DMX (mm)
Pilar Corona PFM	2,82965	$1,44 \cdot 10^{-4}$

3.2. Comparativa de los resultados

3.2.1. Comparativa de los desplazamientos máximos

El desplazamiento máximo que presenta el diente natural es de $6,42 \cdot 10^{-4}$ mm. Este desplazamiento es considerablemente superior al de los implantes modelados. El implante de porcelana fusionada con metal sufre un desplazamiento máximo de $2,92 \cdot 10^{-4}$ mm, es el modelo de implante que tiene el desplazamiento máximo más próximo al diente natural. Mientras que el implante de circonio traslúcido es el modelo que menor desplazamiento máximo sufre, siendo de $2,19 \cdot 10^{-4}$ mm, habiendo una diferencia insignificante entre los dos modelos de implante.

Los pilares de los dos modelos de implante tienen deformaciones máximas muy parejas, siendo en el implante de porcelana fusionada con metal, $1,44 \cdot 10^{-4}$ mm, mayor que en el implante de circonio, $1,16 \cdot 10^{-4}$ mm.

3.2.2. Comparativa de las tensiones Von Mises

El modelo del diente natural presenta la tensión de Von Mises más alta, una tensión de 9,96934 MPa. Entre los modelos de implantes, el que más se asemeja al diente natural es el implante de porcelana fusionada en metal, el cual presenta una tensión de 9,71917 MPa. Siendo el implante de circona el que presenta menor tensión de Von Mises, 9,6542 MPa, y por tanto menos parecido al diente natural.

En cuanto a los pilares de los implantes, la tensión de Von Mises que presenta el pilar de titanio con la corona de circonio es menor, 2,25692 MPa, que la que presenta el implante con corona de porcelana fusionada con metal, 2,82965 MPa.

4. Discusión

4.1. Discusión de los resultados

Tal y como se observa en los resultados de las simulaciones, se han obtenido variables muy similares entre todos los modelos. Este resultado era esperado, ya que todos los materiales seleccionados se aplican actualmente en implantes dentales, por lo que en la medida de lo posible simulan el comportamiento del diente. Además, los resultados obtenidos son del mismo orden que los resultados que se obtenían en el artículo científico de Oladapo en 2018, aunque los del artículo son menores que los de este trabajo, debido a que la geometría es distinta y las propiedades mecánicas no son exactamente las mismas (Oladapo, et al., 2018).

Una vez se han comparado los resultados de los tres modelos simulados, se ha encontrado que tanto por las tensiones de Von Mises como por los desplazamientos máximos, el implante de porcelana fusionada en metal, en este caso concreto utilizando una aleación de cromo cobalto con porcelana feldespática, es el modelo que consigue un comportamiento más parecido al del diente natural. Aun así, el implante de zircona translúcida, a pesar de tener un comportamiento menos parecido al del diente real, es una opción óptima.

4.2. Conclusiones

En este trabajo que tiene como objetivo estudiar el comportamiento biomecánico de una prótesis de muela cuya corona se construye con diferentes materiales y comparar las tensiones que sufre el material con las que sufre un diente real, podemos asegurar que se ha alcanzado con éxito el objetivo del mismo. De la misma manera, se han cumplido todos los objetivos específicos que se han definido al comienzo del trabajo final de grado.

Para la realización de este trabajo se han seguido varios procesos y utilizado distintas herramientas. Para el mallado del modelo se utilizó la herramienta de programación Matlab, mientras que, para la segmentación del modelo, la asignación de los materiales utilizados en los distintos modelos, la aplicación de las condiciones de contorno y la simulación de los modelos se utilizó la herramienta para la simulación de elementos finitos ANSYS.

Los resultados obtenidos han permitido comprobar que los distintos modelos de implante son óptimos y los materiales seleccionados consiguen que el comportamiento de los implantes se asemeje al comportamiento del diente natural. Además, el modelo elaborado ha sido comparado con el modelo del artículo científico de Oladapo en 2018, obteniendo resultados afines, de modo que se da por validado. (Oladapo, et al., 2018)

4.3. Limitaciones del trabajo

Para la selección de las cargas aplicadas al modelo las fuerzas de masticación son difíciles de medir y estandarizar y es una limitación presente en multitud de estudios disponibles, en los cuales no consiguen solventar de forma exacta, por lo tanto, para la elección de las cargas empleadas para el desarrollo del trabajo ha habido que hacer una estimación tomando como referencia las resoluciones adoptadas en diversos estudios consultados. Además, la presencia de estos estudios no es demasiado extensa debido a la peculiaridad que se deriva de cada caso particular no pudiendo hacerse extenso a una amplia variedad de casos y habiendo limitaciones justo para solventar la medición de fuerzas.

Por otro lado, el tamaño de los elementos de la malla también es una limitación del presente trabajo, la licencia ANSYS Student es la que rige el tamaño de los elementos que vamos a poder utilizar y, por tanto, la precisión de nuestros resultados, aunque como ya hemos demostrado, los dos implantes actuales proporcionan resultados óptimos por lo parecidos al diente real.

5. Bibliografía

BIBLIOGRAFÍA

- AIC Education, n.d. *Advanced dental implant research and development center*. [Online]. Available at: <https://aiceducation.com/the-evolution-of-dental-implants-throughout-history/> [Accessed 20 Abril 2022].
- Alghamdi, H. S. & Jansen, J. A., 2020. The development and future of dental implants. *Dental Materials Journal*, 39(2), pp. 167-172.
- Andreausa, U., Colloca, M. & Iacoviello, D., 2011. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 103(2), pp. 61-73.
- Bergeron, A., 2018. *Adam Brown, DDS*. [Online]. Available at: <https://adambrowndds.com/the-history-of-dental-crowns-from-gold-to-porcelain/> [Accessed 26 Abril 2022].
- Changela DDS, 2020. *Dental Care of Chino Hills*. [Online]. Available at: <https://dentalcareofchinohills.com/blog/causes-of-tooth-loss/> [Accessed 23 Abril 2022].
- Dejak, B., Młotkowski, A. & Romanowicz, M., 2003. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(6), pp. 591-7.
- dentalprix, 2021. *Dental Pirx*. [Online]. Available at: <https://clinicadentalprix.com/blog/diferencias-entre-implantes/> [Accessed 2 Mayo 2022].
- GMI España, n.d. *Global Implants*. [Online]. Available at: <https://www.globalimplants.es/espana-colo-ca-millones-implantes-dentales/> [Accessed 13 Abril 2022].
- Irfan, A., 2020. *New Teeth Chicago Dental*. [Online]. Available at: <https://newteethchicagodentalimplants.com/the-3-parts-of-dental-implants-and-what-they-do/> [Accessed 13 Abril 2022].
- Kelleher, M. & Bishop, K., 1999. Tooth surface loss: an overview. *Brit*, 186(2), pp. 61-6.
- Khojastepour, L., Rahimizadeh, N. & Khayat, A., 2008. Morphologic Measurements of Anatomic Landmarks in Pulp Chambers of Human First Molars: A Study of Bitewing Radiographs. *Iranian Endodontic Journal*, 2(4), pp. 147-151.
- moralejasmile, n.d. *Moraleja Smile Clinica Dental*. [Online]. Available at: <https://www.moralejasmile.com/cuando-deberiamos-poner-un-implante-dental/#:~:text=Los%20implantes%20dentales%20son%20la,conservando%20mejor%20su%20salud%20dental.> [Accessed 15 Abril 2022].

- Müller, F., Naharro, M. & Carlsson, G. E., 2007. What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe?. *Clinical Oral Implants Research*, 18(s3), pp. 2-14.
- Nelson, S. J. & Ash, M. M., 2019. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 9 ed. s.l.:Elsevier.
- Oladapo, B. I. et al., 2018. Three-dimensional finite element analysis of a porcelain crowned tooth. *Beni-Suef University*, 7(4), pp. 461-464.
- Pileičikienė, G. & Surna, A., 2004. The Human Masticatory System From A Biomechanical Perspective : A Review. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, Volume 6, pp. 81-84.
- Şensoy, A. T., Çolak, M., Kaymaz, I. & Findik, F., 2021. An application of finite element method in material selection for dental implant crowns. *Biomedizinische Technik*, 66(4), pp. 429-436.
- The Editors of Encyclopedia Britannica, 2021. *Britannica*. [Online]. Available at: <https://www.britannica.com/science/tooth-anatomy> [Accessed 29 Marzo 2022].
- Warner, B., n.d. *DDS LAB*. [Online]. Available at: <https://blog.ddslab.com/high-translucent-zirconia> [Accessed 29 Marzo 2022].
- Warner, B., n.d. *DDS LAB*. [Online]. Available at: <https://blog.ddslab.com/porcelain-fused-to-metal-crown> [Accessed 29 Marzo 2022].
- Zarauz, C., Pitta, J., Pradies, G. & Sailer, I., 2020. Clinical Recommendations for Implant Abutment Selection for Single-Implant Reconstructions: Customized vs Standardized Ceramic and Metallic Solutions. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 40(1), pp. 31-37.

PRESUPUESTOS

1. Introducción

En este documento se desarrolla el presupuesto elaborado para el trabajo final de grado, con la finalidad de analizar el coste que conlleva la elaboración del proyecto y determinar su viabilidad económica.

Se han tenido en cuenta los costes de la mano de obra, los materiales y la maquinaria empleados para llevar a cabo el trabajo. A partir de estos costes, se han elaborado los cuadros de precios unitarios y descompuestos, y los presupuestos parciales y final.

2. Cuadro de mano de obra

En la tabla se muestra el precio de mano de obra para la realización de este TFG. Estos datos se han estimado en base a lo que constituyen unos sueldos estándar para la categoría salarial, en base a parámetros de nivel de estudios y experiencia acumulada, y conforme a la legislación vigente en el país.

El precio por mano de obra que se muestra es en bruto, y la cantidad de horas empleadas tiene en cuenta todas las actividades que han sido necesarias desde el inicio hasta la finalización del proyecto.

Cuadro de mano de obra

Número	Código	Denominación mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.001	Prof. Univ. Tutora TFG	20 €	20 h	400 €
2	MO.002	Ingeniera biomédica novel	13 €	300 h	3.900 €
Total mano de obra					4.300 €

3. Cuadro de materiales

En la tabla se muestra el precio del coste de los materiales necesarios empleados para el desarrollo del trabajo final de grado.

Cuadro de materiales

Número	Código	Denominación materiales	Precio	Cantidad	Total
1	MT.001	Licencia MATLAB	800 €	1 ud.	800 €
2	MT.002	Licencia Microsoft Office 365	69 €	1 ud.	69 €
3	MT.003	Licencia ANSYS Student	0 €	1 ud.	0 €
4	MT.004	Licencia Adobe Reader	0 €	1 ud.	0 €
Total materiales					869 €

4. Cuadro de maquinaria

A continuación se indica el coste asociado de la maquinaria empleada para la realización del TFG, habiendo considerado la correspondiente amortización calculada según la siguiente ecuación, tal cual se muestra en la tabla.

$$C_A = \frac{C_{eq} \cdot t_{uso}}{Per_{amort}}$$

Siendo C_A el coste asociado correspondiente, y las variables:

- C_{eq} : Coste de adquisición del equipo

- t_{uso} : Tiempo de uso

- Per_{amort} : Periodo de amortización

Cuadro de maquinaria

Número	Código	Denominación maquinaria	Coste	Amortización	Tiempo de uso	Total
1	MQ.001	Mac Book	1.200 €	4 años	100 h	3 €
2	MQ.002	PC Lenovo	1.349 €	4 años	170 h	7 €
Total maquinaria						10 €

5. Cuadro de precios unitarios

Nº	Designación	Importe	
		Cifra(€)	Letra (€)
	1 Definición del proyecto		
1.1	h Reunión inicial con tutora	33.99	TREINTA Y TRES CON NOVENTA Y NUEVE CÉNTIMOS
1.2	h Búsqueda bibliográfica	267.80	DOSCIENTOS SESENTA Y SIETE CON OCHENTA CÉNTIMOS
1.3	h Reuniones periódicas con tutora	101.97	CIENTO UNO CON NOVENTA Y SIETE CÉNTIMOS
	2 Utilización de programas		
2.1	ud Instalación programas	947.97	NOVECIENTOS CUARENTA Y SIETE CON NOVENTA Y SIETE CÉNTIMOS
2.2	h Aprendizaje uso programas	200.85	DOSCIENTOS CON OCHENTA Y CINCO CÉNTIMOS
	3 Desarrollo de algoritmos para modelación y simulación		
3.1	h Obtención de las mallas con MATLAB	107.12	CIENTO SIETE CON DOCE CÉNTIMOS
3.2	h Mapeado de los materiales con Bonemat	401.70	CUATROCIENTOS UNO CON SETENTA CÉNTIMOS
3.3	h Aplicación algoritmo para mallado del modelo	133.90	CIENTO TREINTA Y TRES CON NOVENTA CÉNTIMOS
	4 Simulación con Ansys		
4.1	h Desarrollo de condiciones de contorno	133.90	CIENTO TREINTA Y TRES CON NOVENTA CÉNTIMOS
4.2	h Aplicación condiciones de contorno	267.80	DOSCIENTOS SESENTA Y SIETE CON OCHENTA CÉNTIMOS
4.3	h Ejecución cargas para simulaciones	133.90	CIENTO TREINTA Y TRES CON NOVENTA CÉNTIMOS
4.4	h Extracción de los parámetros de interés	133.90	CIENTO TREINTA Y TRES CON NOVENTA CÉNTIMOS
4.5	h Recopilación de las variables de interés en Excel	53.56	CINCUENTA Y TRES CON CINCUENTA Y SEIS CÉNTIMOS
4.6	h Interpretación de resultados	53.56	CINCUENTA Y TRES CON CINCUENTA Y SEIS CÉNTIMOS
	5 Redacción y defensa del TFG		
5.1	h Revisión y corrección	303.85	TRESCIENTOS TRES CON OCHENTA Y CINCO CÉNTIMOS
5.2	h Realización de TFG y presupuestos	1,339.00	MIL TRESCIENTOS TREINTA Y NUEVE
5.3	h Preparación de presentación y defensa	401.70	CUATROCIENTOS UNO CON SETENTA CÉNTIMOS
5.4	h Revisión final de la defensa	133.90	CIENTO TREINTA Y TRES CON NOVENTA CÉNTIMOS

6. Cuadro de precios descompuestos

Nº	Código	Ud	Descripción	Total
1 Definición del proyecto				
1.1		h	Reunión inicial con tutora	
	MO.001	1 h	Prof. Univ. Tutora TFG	20
	MO.002	1 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	0.99
				33.99
1.2		h	Búsqueda bibliográfica	
	MO.002	20 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	7.8
				267.8
1.3		h	Reuniones periódicas con tutora	
	MO.001	3 h	Prof. Univ. Tutora TFG	20
		3 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	2.97
				101.97
2 Utilización de programas				
2.1		ud	Instalación programas	
	MT.001	1 ud	Licencia MATLAB	800
	MT.002	1 ud	Licencia Microsoft Office 365	69
	MT.003	1 ud	Licencia ANSYS Student	0
	MT.004	1 ud	Licencia Adobe Reader	0
	MQ.001	1 ud	Mac Book	3
	MQ.002	1 ud	PC Lenovo	7
		3%	Costes indirectos	0
				947.97
2.2		h	Aprendizaje uso programas	
	MO.002	15 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	5.85
				200.85
3 Desarrollo de algoritmos para modelación y simulación				
3.1		h	Obtención de las mallas con MATLAB	
	MO.002	8 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	3.12
				107.12
3.2		h	Mapeado de los materiales	
	MO.002	30 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	11.7
				401.7
3.3		h	Aplicación algoritmo para mallado del modelo	
	MO.002	10 h	Ingeniera biomédica novel	13
		3%	Costes indirectos	3.9
				133.9

Nº	Código	Ud	Descripción	Total
4 Simulación con Ansys				
4.1		h	Desarrollo de condiciones de contorno	
	MO.002	10 h	Ingeniera biomédica novel	130
		3%	Costes indirectos	3.9
				133.9
4.2		h	Aplicación condiciones de contorno	
	MO.002	20 h	Ingeniera biomédica novel	260
		3%	Costes indirectos	7.8
				267.8
4.3		h	Ejecución de las simulaciones	
	MO.002	10 h	Ingeniera biomédica novel	130
		3%	Costes indirectos	3.9
				133.9
4.4		h	Extracción de los parámetros de interés	
	MO.002	10 h	Ingeniera biomédica novel	130
		3%	Costes indirectos	3.9
				133.9
4.5		h	Recopilación de las variables de interés en Excel	
	MO.002	4 h	Ingeniera biomédica novel	52
		3%	Costes indirectos	1.56
				53.56
4.6		h	Interpretación de resultados	
	MO.002	4 h	Ingeniera biomédica novel	52
		3%	Costes indirectos	1.56
				53.56
5 Redacción y defensa del TFG				
5.1		h	Revisión y corrección	
	MO.001	5 h	Prof. Univ. Tutora TFG	100
	MO.002	15 h	Ingeniera biomédica novel	195
		3%	Costes indirectos	8.85
				303.85
5.2		h	Realización de TFG y presupuestos	
	MO.002	100 h	Ingeniera biomédica novel	1300
		3%	Costes indirectos	39
				1339
5.3		h	Preparación de presentación y defensa	
	MO.002	30 h	Ingeniera biomédica novel	390
		3%	Costes indirectos	11.7
				401.7
5.4		h	Revisión final de la defensa	
	MO.002	10 h	Ingeniera biomédica novel	130
		3%	Costes indirectos	3.9
				133.9

7. Presupuesto

Presupuesto parcial nº 1 Definición del proyecto

Nº	Ud	Descripción	Medición	Importe
1.1	h	Reunión inicial con tutora		
		Total h:	2	33.99
1.2	h	Búsqueda bibliográfica		
		Total h:	20	267.8
1.3	h	Reuniones periódicas con tutora		
		Total h:	6	101.97
Total Presupuesto parcial nº 1 Definición del proyecto:				403.76

Presupuesto parcial nº 2 Utilización de programas

Nº	Ud	Descripción	Medición	Importe
2.1	ud	Instalación programas		
		Total ud:	6	947.97
2.2	h	Aprendizaje uso programas		
		Total h:	15	200.85
Total Presupuesto parcial nº 2 Utilización de programas:				1148.82

Presupuesto parcial nº 3 Desarrollo de algoritmos para modelación y simulación

Nº	Ud	Descripción	Medición	Importe
3.1	h	Obtención de las mallas con MATLAB		
		Total h:	8	107.12
3.2	h	Mapeado de los materiales		
		Total h:	30	401.7
3.3	h	Aplicación algoritmo para mallado del modelo		
		Total h:	10	133.9
Total Presupuesto parcial nº 3 Desarrollo de algoritmos para modelación y simulación:				642.72

Presupuesto parcial nº 4 Simulación con Ansys:

Nº	Ud	Descripción	Medición	Importe
4.1	h	Desarrollo de condiciones de contorno		
		Total h:	10	133.9
4.2	h	Aplicación condiciones de contorno		
		Total h:	20	267.8
4.3	h	Ejecución de las simulaciones		
		Total h:	10	133.9
4.4	h	Extracción de los parámetros de interés		
		Total h:	10	133.9
4.5	h	Recopilación de las variables de interés en Excel		
		Total h:	4	53.56
4.6	h	Interpretación de resultados		
		Total h:	4	53.56
Total Presupuesto parcial nº 4 Simulación con Ansys:				776.62

Presupuesto parcial nº 5 Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Importe
5.1	h	Revisión y corrección		
		Total h:	20	303.85
5.2	h	Realización de TFG y presupuestos		
		Total h:	100	1339
5.3	h	Preparación de presentación y defensa		
		Total h:	30	401.7
5.4	h	Revisión final de la defensa		
		Total h:	10	133.9
Total Presupuesto parcial nº 5 Redacción y defensa del TFG:				2178.45

8. Hoja resumen

Proyecto: Análisis del comportamiento biomecánico de una prótesis de muela

Capítulo	Importe
1 Definición del proyecto.....	403.76
2 Utilización de programas.....	1,148.82
3 Desarrollo de algoritmos para modelación y simulación.	642.72
4 Simulación con Ansys.....	776.62
5 Redacción y defensa del TFG.....	2,178.45
Presupuesto de ejecución material	5,150.37
13% de gastos generales	669.55
6% de beneficio industrial	309.02
Subtotal	6,128.94
21% IVA	1,287.08
Presupuesto de ejecución por contrata	7,416.02