



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Estudio de las cargas soportadas en los protectores de
rodilla según su material.

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Moya Pérez, Alejandro

Tutor/a: Martinez Sanchis, Sandra

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUOLA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

Curso Académico:

AGRADECIMIENTOS

A Sandra, por haberme brindado la oportunidad y por haber confiado en mí para la realización de este trabajo. También por su paciencia y dedicación en los momentos más complicados.

A mis amigos, por haber apoyado siempre mis decisiones y hacer que este tiempo se pase más ameno.

A mi familia, por animarme a seguir adelante y por confiar en mí en todo momento, dándome consejos muy útiles y apoyándome desde el primer día.

A Lucía, por ser mi apoyo incondicional durante todos estos meses, y por hacerme creer que podía conseguirlo. Por estar al pie del cañón día a día apoyándome y animándome.

RESUMEN

El modelado de las estructuras de la rodilla mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) resulta una herramienta capaz de proporcionar información acerca de las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos. El objetivo principal de este trabajo es estudiar el comportamiento de la rodilla cuando se somete a una carga relacionada con un golpe o caída usando el método de elementos finitos. Para ello, se creará un modelo de rodilla con una placa en la parte delantera de ésta que representará la típica protección que es utilizada en diversos deportes como patinaje o motociclismo. El trabajo se dividirá en dos partes. La primera parte consistirá en crear un modelo de rodilla virtual junto con una placa. Esta rodilla virtual corresponde a una representación de la articulación creada desde cero en ANSYS. Este modelo estará definido por los distintos tejidos que podemos encontrar en la rodilla, y cuyos parámetros y medidas que se usarán serán las dadas por las últimas investigaciones científicas relacionadas con la articulación. La segunda parte consistirá en crear un modelo de rodilla real a partir de imágenes de resonancia magnética. La idea es llevar el estudio de cargas y materiales validados en la primera parte a un modelo de rodilla real de un sujeto sano.

Palabras Clave: Método de Elementos Finitos, articulación, rodilla, tejido, modelo constitutivo.

RESUM

El modelatge de les estructures del genoll mitjançant el Mètode d'Elements Finitos (MEF) resulta una eina capaç de proporcionar informació sobre les propietats mecàniques dels teixits biològics. L'objectiu principal d'aquest treball és estudiar el comportament del genoll quan es sotmet a una càrrega relacionada amb un colp o caiguda usant el mètode d'elements finits. Per això, es crearà un model de genoll amb una placa en la part davantera d'aquesta que representarà la típica protecció que és utilitzada en diversos esports com el patinatge o motociclisme. El treball es dividirà en dues parts. La primera part consistirà en crear un model de genoll virtual juntament amb una placa. Aquest genoll virtual correspon a una representació de l'articulació creada des de zero en ANSYS. Aquest model estarà definit pels diferents teixits que podem trobar en el genoll, i els paràmetres i les mesures del qual que s'usaran seran les donades per les últimes investigacions científiques relacionades amb l'articulació. La segona part consistirà en crear un model de genoll real a partir d'imatges de ressonància magnètica. La idea és portar l'estudi de càrregues i materials validats en la primera part a un model de genoll real d'un subjecte sa.

Paraules clau: Mètode d'Elements Finitos, articulació, genoll, teixit, models constitutius.

ABSTRACT

The modelling of knee structures using the Finite Element Method (FEM) is a tool capable of providing information about the mechanical properties of biological tissues. The main objective of this work is to study the behaviour of the knee when subjected to a load related to a blow or fall using the finite element method. For this purpose, a knee model will be created with a plate at the front of the knee representing the typical protection that is used in various sports such as skating or motorcycling. The work will be divided into two parts. The first part will consist of creating a virtual knee model together with a plate. This virtual knee corresponds to a representation of the joint created from scratch in ANSYS. This model will be defined by the different tissues that can be found in the knee, and whose parameters and measurements that will be used will be those given by the latest scientific research related to the joint. The second part will consist of creating a real knee model from magnetic resonance images. The idea is to take the study of loads and materials validated in the first part to a real knee model of a healthy subject.

Keywords: Finite Element Method, joint, knee, tissue, constitutive models

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- Memoria
- Presupuesto

MEMORIA

ESTUDIO DE LAS CARGAS SOPORTADAS EN LOS PROTECTORES DE RODILLA SEGÚN SU MATERIAL

AUTOR: ALEJANDRO MOYA PÉREZ
TUTORA: SANDRA MARTÍNEZ SANCHIS

Curso Académico: 2021-22

ÍNDICE DE LA MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. MOTIVACIÓN.....	2
1.2. OBJETIVOS	3
1.3. ESTADO DEL ARTE.....	4
1.4. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.....	6
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....	15
2.1. RESONANCIA MAGNÉTICA	16
2.2. SEGMENTACIÓN.....	17
2.3. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS.....	20
2.4. MALLADO	27
2.5. TENSIÓN Y DEFORMACIÓN ELÁSTICA.....	28
2.6. MODELOS CONSTITUTIVOS.....	29
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	35
3.1. MODELADO RODILLA VIRTUAL.....	36
3.2. MODELADO RODILLA REAL HOMOGÉNEA	45
3.3. MODELADO RODILLA REAL HETEROGÉNEA	51
CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES.....	53
CAPÍTULO 5. LIMITACIONES DEL PROYECTO Y LÍNEAS FUTURAS.....	54
CAPÍTULO 6. BIBLIOGRAFÍA.....	56
ÍNDICE DEL PRESUPUESTO	61
ÍNDICE DE TABLAS DEL PRESUPUESTO	62

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. ESQUEMA REPRESENTATIVO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA. [25]	7
FIGURA 2. VISTA ANTERIOR DONDE SE OBSERVAN LIGAMENTOS, MENISCOS Y CARTÍLAGOS DE DE LA RODILLA. [26].....	9
FIGURA 3. ILUSTRACIÓN DEL CARTÍLAGO FEMORAL Y MENISCOS (IZQUIERDA). ILUSTRACIÓN DE LOS MENISCOS (DERECHA). [27]	11
FIGURA 4. IMAGEN DE UNA PRÓTESIS DE RODILLA. [28].....	13
FIGURA 5. EJEMPLO DE SEGMENTACIÓN MODELO RODILLA REAL HOMOGÉNEA	19
FIGURA 6. DEFORMACIONES EN EL ELEMENTO FINITO. [35]	21
FIGURA 7. TENSIÓN EN UNA PLACA CON UN AGUJERO EN LA QUE SE DIFERENCIAN NODOS Y ELEMENTOS. [37]	21
FIGURA 8. GRÁFICA TENSIÓN-DEFORMACIÓN. [41].....	31
FIGURA 9. DEFORMACIÓN DE POISSON EN UN ENSAYO DE TRACCIÓN UNIAXIAL. [42]	32
FIGURA 10. DIAGRAMA TENSIÓN-DEFORMACIÓN PARA MATERIALES ELÁSTICOS E HIPERELÁSTICOS. [45]	32
FIGURA 11. CREACIÓN DE LOS DIFERENTES MATERIALES Y SU MODELO EN ANSYS	37
FIGURA 12. MODELADO FÉMUR Y TIBIA (IZQUIERDA) Y RÓTULA (DERECHA) DE LA RODILLA VIRTUAL	38
FIGURA 13. MODELADO CARTÍLAGO (IZQUIERDA) Y MENISCOS (DERECHA) DE LA RODILLA VIRTUAL	38
FIGURA 14. MODELADO LIGAMENTO ROTULIANO DE LA RODILLA VIRTUAL	39
FIGURA 15. MODELADO MÚSCULO DE LA RODILLA VIRTUAL	40
FIGURA 16. MODELADO PIEL DE LA RODILLA VIRTUAL	40
FIGURA 17. MODELO DE RODILLA VIRTUAL CON LA PLACA.....	41
FIGURA 18. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS (IZQUIERDA) Y DEFORMACIONES (DERECHA) EN LA RODILLA VIRTUAL AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO DE 0.005 M SOBRE LA PLACA	42
FIGURA 19. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS (IZQUIERDA) Y DEFORMACIONES (DERECHA) EN LA RODILLA VIRTUAL AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO DE 0.001 M SOBRE LA PLACA	43
FIGURA 20. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS (IZQUIERDA) Y DEFORMACIONES (DERECHA) EN LA RODILLA VIRTUAL AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO DE 0.0002 M SOBRE LA PLACA	44
FIGURA 21. MODELO DE LA RODILLA REAL HOMOGÉNEA MALLADO	46
FIGURA 22. MODELO DE LA RODILLA REAL HOMOGÉNEA MALLADO Y CON LA PLACA CREADA EN ANSYS	46
FIGURA 23. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS (IZQUIERDA) Y DEFORMACIONES (DERECHA) EN LA RODILLA REAL HOMOGÉNEA AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO DE 0.005 M SOBRE LA PLACA	47
FIGURA 24. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS (IZQUIERDA) Y DEFORMACIONES (DERECHA) EN LA RODILLA REAL HOMOGÉNEA AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO DE 0.001 M SOBRE LA PLACA	48
FIGURA 25. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS (IZQUIERDA) Y DEFORMACIONES (DERECHA) EN LA RODILLA REAL HOMOGÉNEA AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO DE 0.0002 M SOBRE LA PLACA.....	49
FIGURA 26. RESULTADOS DESPLAZAMIENTOS EN LA RODILLA REAL HOMOGÉNEA AL APLICAR UN DESPLAZAMIENTO EN UN NODO INFERIOR DE LA PLACA.....	49
FIGURA 27. SEGMENTACIÓN MODELO RODILLA REAL HETEROGÉNEA	51
FIGURA 28. MODELADO 3D RODILLA REAL HETEROGÉNEA	52

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA	17
TABLA 2. RELACIÓN PARÁMETROS.	30
TABLA 3. MATERIALES DE LA RODILLA CON SUS RESPECTIVOS MODELOS CONSTITUTIVOS Y DATOS. [11] [19] [20] [50].....	37
TABLA 4. RESUMEN DE LOS RESULTADOS DE DESPLAZAMIENTOS, DEFORMACIONES Y TENSIONES DE LA RODILLA VIRTUAL	45
TABLA 5. RESUMEN RESULTADOS DE DESPLAZAMIENTOS, DEFORMACIONES Y TENSIONES DE LA RODILLA REAL HOMOGÉNA APLICADOS SOBRE EL NODO PILOTO DE LA PLACA.....	50
TABLA 6. RESUMEN RESULTADOS DE DESPLAZAMIENTOS, DEFORMACIONES Y TENSIONES DE LA RODILLA REAL HOMOGÉNA APLICADOS SOBRE UN NODO INFERIOR DE LA PLACA.....	51

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

Se puede definir a la biomecánica como la ciencia que estudia los métodos mecánicos aplicados a sistemas biológicos, fundamentalmente en el cuerpo humano. Es una especialidad multidisciplinar en la que pueden trabajar ingenieros, fisioterapeutas, entrenadores deportivos, etc. Se busca aplicar los estudios mecánicos al cuerpo humano con el objetivo de mejorar el movimiento de este, resolver o prevenir problemas de salud, o mejorar los tratamientos que ya existen. En este campo son aplicables conceptos de mecánica, dinámica o estática, sobre músculos, huesos o articulaciones. [1] [2]

Existen diferentes tipos de biomecánica.

- La biomecánica médica se encarga de estudiar las patologías que se producen sobre los humanos y sus efectos, con el objetivo de crear diagnósticos o evaluar tratamientos para paliarlas. Este tipo se subdivide en biomecánica aplicada a la traumatología, a la rehabilitación, a la fisiología o a la ortopedia.
- La biomecánica ocupacional tiene que ver con la ergonomía y busca adaptar a los humanos a todas sus necesidades, en función del ambiente en el que se encuentre.
- Finalmente, la biomecánica deportiva estudia la actividad deportiva con el fin de mejorar el rendimiento del deportista o desarrollar entrenamientos.

Este proyecto representaría un caso de biomecánica médica unido a biomecánica deportiva. [2] [3]

El cuerpo humano es un conjunto que presenta bastante complejidad, tanto por su anatomía como por su fisiología, ya que se están produciendo cambios constantemente. De ahí surge la necesidad de crear modelos, para afrontar estos problemas. Se puede definir un modelo como una réplica o versión estilizada, que intenta simular o imitar algo, de una manera aproximada, con el fin de hacer más fácil el aprendizaje y la manipulación de lo que se está modelando. Se refiere a la interpretación matemática de la conducta de un sistema cuyo objetivo es determinar el contexto biológico, contando con las leyes de la física. En el caso de este proyecto, se trata de un modelo mecano-biológico. La mecanobiología es la ciencia que estudia el fenómeno de conversión de las cargas mecánicas en estímulos biológicos. El propósito de este modelo es cuantificar la importancia de los factores que intervienen en los procesos biológicos para poder hacer simulaciones y predecir su respuesta. [4] [5] [6]

Una herramienta muy potente capaz de simular estos sistemas biomecánicos para analizarlos más en profundidad es el método de los elementos finitos (MEF). Se puede emplear tanto para diagnosticar como para extraer datos de interés, tales como desplazamientos, fuerzas o deformaciones que se producen en el cuerpo humano, con el fin de obtener la información más precisa de como se comportan los sistemas biológicos del organismo. [7]

El método de los elementos finitos es uno de los métodos más empleados en los campos de la ingeniería y la física para la resolución de problemas de ecuaciones diferenciales. El modelo se discretiza en unidades más pequeñas denominadas elementos, y estos están conectados entre sí por unos puntos llamados nodos. A los elementos se les dan características y propiedades de un tipo de material, con el fin de conformar el modelo correspondiente al sistema biológico. [8]

Este método es muy importante y es capaz de modelar muchísimos elementos y estructuras del cuerpo humano. Para este trabajo, se va a estudiar la rodilla, que es la articulación más grande del organismo humano y una de las más complejas.

1.1. MOTIVACIÓN

La rodilla es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano. Esta cumple un papel fundamental en el ciclo de la marcha. Además, también tiene la función de dar estabilidad al cargar peso. Está formada por muchos componentes como huesos, músculos, tendones, etc. Si alguno de estos falla, la persona tendrá problemas para caminar. Estos problemas son bastante comunes y los puede sufrir cualquier tipo de persona, independientemente de su edad o sexo.

La rodilla tiene una estructura muy compleja. Esto, sumado al gran conjunto de patologías que pueden tener tanto las partes blandas (meniscos y cartílagos) como el resto de los elementos, hace que sea una de las articulaciones más estudiadas y analizadas, tanto desde el punto de vista biomecánico como desde el punto de vista médico. Sin embargo, hay algunas lesiones que no se sabe muy bien cuál es su origen ni cómo se producen ya que las condiciones naturales de elementos como meniscos o cartílagos son muy difíciles de simular.

La rodilla, es una de las articulaciones que más sufre, y que más problemas puede suponer a las personas. Esto se ve de manifiesto en que no hay nada que la proteja, está directamente expuesta a los peligros del exterior. Tiene una forma un poco saliente, y esto hace que, por ejemplo, cuando nos caemos hacia adelante, las rodillas sean el primer punto de impacto con el suelo y así, las que mayores daños sufren.

Por todas estas cosas, la motivación principal del proyecto es la de crear un protector que sea eficaz y que proteja a los elementos de la rodilla de fuertes desplazamientos, tensiones o golpes, que puedan dañar la integridad de esta. Se busca principalmente prevenir este tipo de lesiones, sobre todo las producidas por golpes o contusiones. Estaría pensado llevar puesto el protector en situaciones de más riesgo como en la práctica deportiva, aunque también se podría utilizar en la vida cotidiana. Así, con el paso del tiempo y el avance de la tecnología se iría evolucionando para conseguir mejores resultados, aplicando cambios como el material del protector o su forma, con el objetivo de cumplir todos los objetivos propuestos.

1.2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) es el de comprobar la eficacia que tiene una placa protectora sobre la rodilla y sobre sus elementos internos, al aplicarle desplazamientos de distintas magnitudes. Se realiza este ensayo sobre dos modelos de rodilla, que se crean en el proyecto: un modelo de rodilla virtual y un modelo de rodilla real homogénea, comparando e interpretando los resultados utilizando el método de los elementos finitos. Además se creará también un modelo de rodilla real heterogénea que se dejará preparado para la realización del mismo proceso en un futuro.

Además, también hay ciertos objetivos secundarios:

- Hacer un estudio previo y comprender y conocer cómo es y cómo funciona la articulación de la rodilla.
- Ser capaz de crear un modelo de rodilla virtual desde cero, intentando simular lo máximo posible la articulación, utilizando Ansys.
- Segmentar a partir de las imágenes de resonancia magnética de la rodilla modelos biomecánicos de una rodilla real empleando el programa 3D Slicer.
- Mallar los diferentes modelos de rodilla creados para, posteriormente, hacer un análisis por elementos finitos.
- Implementar los modelos con el MEF mediante el software Ansys.
- Asignar las propiedades y ecuaciones constitutivas propias del material a cada elemento y aplicar las condiciones de contorno adecuadas.
- Calcular mediante el MEF los desplazamientos, deformaciones y tensiones que actúan sobre cada parte de la rodilla y el efecto que estas magnitudes tienen en la articulación.
- Saber discutir los resultados y analizar los resultados de una manera correcta y sacar las conclusiones adecuadas.

Pero la realización de este proyecto tiene un propósito más allá de estos objetivos. La meta principal de este estudio es avanzar cada vez más hacia una medicina más personalizada. Cada persona es diferente y cada una tiene una anatomía distinta, por tanto, el modelo de rodilla del presente trabajo es de la rodilla de un paciente, y va a ser diferente a otro modelo de rodilla creado a partir de imágenes de resonancia magnética de rodilla de otro paciente. Así, creando modelos personalizados de cada paciente se puede abordar de manera más sencilla el problema y enfocarlo de forma más precisa.

Observando las diferencias en los resultados del modelo virtual y el modelo real nos servirá para darnos cuenta de la importancia de la medicina personalizada, y que es una herramienta que está en continuo desarrollo y con la que se pretenden conseguir grandes avances en el presente y en el futuro.

Además, este procedimiento es válido para cualquier otro tipo de articulación como la cadera o el tobillo. Entre sus posibles objetivos están:

- Crear modelos para hacer simulaciones quirúrgicas, por ejemplo, para sustituir una articulación por una prótesis.
- Planteamiento de cirugía, y estudiar el implante en el modelo antes de colocarlo en el cuerpo, para asegurarse que es adecuado y va a funcionar correctamente.
- Entrenamiento para los cirujanos a partir de estos modelos, pues hoy en día cada vez hay menos cadáveres para realizar estas pruebas.

1.3. ESTADO DEL ARTE

La rodilla es una de las articulaciones más importantes del cuerpo humano y, también, por esa razón, es una de las más estudiadas. Numerosos científicos han analizado su comportamiento con el fin de observar cómo es su funcionamiento, para así poner soluciones a los problemas que puede causar. Además, también se ha buscado analizar las propiedades de los diferentes tejidos de la rodilla, así como sus condiciones de carga y de contorno, que son muy importantes para el estudio de la articulación.

Mayoritariamente, en los estudios más recientes, considerados a partir de los años 90, se utilizan las imágenes de Resonancia Magnética como herramienta más eficaz y precisa para observar la articulación. Se han desarrollado herramientas para, a partir de estas imágenes, poder crear modelos en 3D de la articulación que son capaces de simular muy bien su geometría. A su vez, esto sumado a las investigaciones que se hacen in vivo, pueden proporcionar una idea muy real de cómo es y cómo trabaja la rodilla, y así hacer estudios mucho más eficaces.

La rodilla está formada por muchos elementos entre los que se encuentran los huesos fémur y tibia, la rótula, el cartílago, los meniscos, los ligamentos, los músculos y la piel. Todos ellos cumplen una misión específica que hace que la articulación funcione como un todo. Cada uno tiene sus propias características y propiedades, por lo que el modelado de las diferentes estructuras se hace de acuerdo con estas propiedades.

Modelos constitutivos para huesos (fémur y rótula)

El hueso tiene unas propiedades muy características. Es un material muy rígido que tiene bastante dureza. Por ello siempre se ha modelado utilizando el modelo elástico lineal isotrópico, al ser el que mejor se adapta a este tipo de material. Los valores del módulo elástico o módulo de Young y el coeficiente de Poisson también son bastante similares. Así pues, por ejemplo en [9] [10] [11] [12] cuyos estudios son bastante recientes, se emplean valores del módulo de Young de alrededor de 17 GPa y un coeficiente de Poisson de entre 0.3-0.4.

Modelos constitutivos para el cartílago

Los primeros modelos de cartílago eran monofásicos, utilizando el modelo isotrópico lineal elástico, es decir, el mismo que se usa para el hueso. Este modelo solo se puede aplicar en dos casos. El primero es en el momento de la carga, cuando aún no ha habido desplazamiento de fluido, y el segundo cuando este flujo acaba y se vuelve al instante de equilibrio. De aquí surge el modelo bifásico, que es un poco más complejo, y en el que se considera la matriz linealmente elástica isotrópica permeable y homogénea, y la fase líquida es no viscosa, siendo además ambas incompresibles. [13] [14]

Para el modelo anterior bifásico lineal se considera un coeficiente de permeabilidad que es constante. Sin embargo, el modelo bifásico no lineal incorpora un coeficiente que varía en función de la deformación del cartílago, mejorando así el modelo. Además, se ha propuesto también el modelo bifásico no lineal visco hiperelástico, considerando al cartílago como un material bifásico isotrópico, con una fase sólida hiperelástica, permeabilidad no lineal y deformaciones finitas. [15]

En otros modelos se tienen en cuenta la orientación de las fibras de colágeno y la presión del fluido. Las fibras de colágeno se emplean a modo de refuerzo de fibrillas anisotrópicas. Los resultados obtenidos con este modelo demuestran que son dos aspectos a tener en cuenta a la hora de estudiar el cartílago articular. [16]

Modelos constitutivos para los meniscos

Los meniscos tienen propiedades muy similares a las del cartílago, por lo que su modelado es muy parecido. Los primeros modelos planteados consideraban el menisco elástico lineal monofásico, teniendo en cuenta la relación tensión-deformación en la fase sólida. Sin embargo, otros estudios consideraban al material monofásico, viscoelástico y lineal. De esta manera se proponen también los modelos bifásicos comentados anteriormente, aunque finalmente se han llegado a los modelos hiperelásticos, buscando encontrar el modelo más preciso. [17]

Modelos constitutivos para el ligamento

Los ligamentos tienen propiedades más elásticas que los cartílagos y meniscos. Normalmente, para representar esta estructura se utiliza el modelo hiperelástico transversalmente isotrópico. En los modelos más actuales se implementa que la matriz isotrópica está reforzada con fibras en la dirección preferencial, que en el caso de los ligamentos es la longitudinal. [18]

Con el fin de mejorar el modelado y que simule más la realidad se pueden añadir más características, como en el caso de este trabajo que se añade el dato de la densidad. [11]

Modelos constitutivos para el músculo y la piel

La piel y el músculo son de los materiales más elásticos del cuerpo humano, ocupando la piel el primer lugar. Son componentes que no se tienen mucho en cuenta para el modelado, aunque últimamente si se están implementado más debido a su importancia. Actualmente el modelo más aceptado es el modelo hiperelástico de Neo-Hookean, pues es el que mejor responde para los materiales que tienen propiedades más elásticas. Sin embargo, estos dos elementos, al haber sido estudiado menos a lo largo de la historia, está en continua mejora y evolución, en busca del mejor modelo posible. [19] [20]

Revisión fuerzas y desplazamientos aplicados sobre la rodilla

La rodilla es una articulación que está continuamente sufriendo fuerzas, desplazamientos y deformaciones, por lo que ha de ser muy resistente para poder soportar esto, y así cumplir sus funciones de soporte y locomoción.

En el trabajo [21] aplican fuerzas sobre la rodilla de 980 y 2058 N, y la rodilla también es capaz de soportarlas a la perfección. Sin embargo, la rodilla se somete a una fuerza de 734 N en el estudio de [22] y ésta responde correctamente, pese a que se produce un pequeño desplazamiento en el lugar donde se aplica la carga, pero que no es considerada peligrosa para la salud. En cambio, en el proyecto de [23] se aplican cargas de 70, 300 y 500 kg, lo que equivale a 686, 2940 y 4900 N respectivamente, para buscar así un caso de sobrecarga también. Con esto se observa que se producen desplazamientos en los elementos internos de la rodilla, que son diferentes en función del ángulo de flexión de la rodilla y la dirección en la cual se aplican las fuerzas.

Está demostrado en [24] que la creación de placas/protectores de rodilla mejora todos los resultados anteriores y, las fuerzas, desplazamientos y deformaciones sufridas por los elementos de la rodilla son menores que sin ésta.

1.4. BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

Articulación de la rodilla

La articulación de la rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano, y a su vez, es una de las que más complejidad presenta. Su misión principal es la de garantizar estabilidad, pero también deberá poseer una gran movilidad. La articulación puede realizar diferentes tipos de movimiento. Estos son la flexo-extensión, la rotación y el varo-valgo.

Antes de explicar los diferentes movimientos es importante conocer el significado de los diferentes ejes que aparecen en la rodilla. El eje transversal es muy importante, ya que es en el que se realiza el movimiento determinante de la marcha humana, que es el movimiento de flexo-extensión. El eje anatómico del fémur no se encuentra exactamente en la prolongación

del eje de la pierna, sino que está un poco inclinado, formando un ángulo de 170-175 °. A este fenómeno se le llama el valgus fisiológico de la rodilla.

El ángulo de valgus normal presenta variaciones sexuales. En las mujeres este ángulo es mayor, ya que estas tienen una separación mayor de las caderas. También se pueden sufrir variaciones patológicas (genu varo y genu valgo).

- **Movimiento de flexo-extensión:** Es el tipo de movimiento más importante, pues es el imprescindible para la marcha humana. La pierna está en extensión cuando está en una posición estirada, alejando la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. En cambio, si la cara posterior de la pierna se aproxima a la cara posterior del muslo, se conoce como movimiento de flexión.
- **Movimiento de rotación:** Se produce cuando la rodilla rota a través de un eje que atraviesa la pierna de manera longitudinal. Si el pie mira hacia dentro se conoce como rotación interna y si el pie mira hacia fuera se llama rotación externa.
- **Movimiento varo-valgo:** Destacamos el genu varum y el genu valgum. El genu varum se produce cuando las rodillas del individuo están muy arqueadas y separadas entre sí. Por otra parte, el genu valgum se produce cuando el valgus se exagera y las rodillas están demasiado juntas y los tobillos muy alejados.

La rodilla está formada por múltiples elementos y componentes, que cumplen su misión específica para conseguir que la articulación funcione de manera correcta. Son destacables las superficies articulares y los elementos estabilizadores. [25]

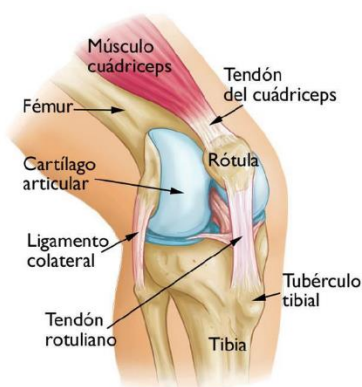


Figura 1. Esquema representativo de la articulación de la rodilla. [25]

Superficies articulares

Las articulaciones por las que está formada la rodilla son las siguientes:

- Articulación femorotibial: Están en contacto el platillo tibial y los cóndilos femorales.
- Articulación femoropatelar: Están en contacto la rótula con los cóndilos o tróclea femoral.

El primer componente para tener en cuenta será la rótula. Este hueso tiene una morfología peculiar. En su cara posterior tiene una cresta en dirección vertical y limitada lateralmente por dos caras planas o un poco cóncavas. En esta parte la rótula se articula con la tróclea femoral. Su cara anterior tiene forma cóncava y está formada por perforaciones que se corresponden con agujeros vasculares. La zona posterior de esta soporta los tendones del cuádriceps y la parte inferior está en contacto con el tendón rotuliano. Sus funciones principales son facilitar la acción del tendón rotuliano, pues aumenta el brazo de palanca con el que actúa el cuádriceps y así disminuye la fuerza que ha de hacer el tendón. También permite que la fuerza que realiza el tendón rotuliano sobre el fémur se distribuya en una superficie más grande, disminuyendo así la tensión de contacto. [12]

Pero los huesos principales que forman la articulación son el fémur y la tibia. El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano, y está situado entre la tibia y la pelvis. En la parte inferior hay dos masas laterales denominadas cóndilos, entre los cuales se sitúa la tróclea. Esta parte del hueso articula con la tibia y la rótula para formar la rodilla. Por otra parte, la tibia es muy robusto y se encuentra al lado del peroné. Este transmite las fuerzas de la rodilla al tobillo. La parte superior está compuesta por cavidades glenoides, que articulan con los cóndilos femorales. [12]

Las superficies articulares tienen la característica de que tienen un recubrimiento que es una capa de cartílago. Esta capa disminuye el rozamiento entre estas superficies y evitando la fricción, y esto es de vital importancia para evitar algunas patologías como la artrosis. El cartílago de mayor importancia es el cartílago femoral. [12]

Según el tipo de articulación, la rodilla se considera no congruente. Esto quiere decir que la morfología de los cóndilos femorales no es exactamente igual y no se adapta perfectamente al platillo tibial.

Los meniscos aparecen para intentar poner una solución a ese problema. Son dos láminas de fibrocartílago semicirculares que se colocan entre los dos componentes óseos. En cada rodilla hay dos meniscos: el interno y el externo. Sus funciones principales son: disminuir las presiones sobre las superficies óseas a raíz de aumentar el área de apoyo entre estas, absorber la energía de los impactos y lubricar el contacto articular. Si se observan los meniscos es claramente

apreciable que la parte superior de estos tiene forma cóncava y está en contacto con los cóndilos femorales. En cambio, la parte inferior es plana y está apoyada sobre el platillo tibial. [12] [25]

Elementos estabilizadores

Los elementos estabilizadores principales de la rodilla son los ligamentos, los tendones y los músculos.

Los ligamentos tienen un papel fundamental, ya que se encargan de asegurar la estabilidad de la rodilla. El ligamento lateral interno superficial se opone al valgo fisiológico y dota de una gran estabilidad medio lateral. De manera opuesta, el ligamento lateral externo contrarresta el giro en varo de la rodilla.

Unos de los ligamentos más importantes que también se destacarán son los ligamentos cruzados. Su función es asegurar la estabilidad anteroposterior de la rodilla y permitir el movimiento de flexo-extensión, mientras las superficies articulares están en contacto. Existen dos:

- Ligamento cruzado anterior: está situado en la parte anterior de la articulación y actúa contrarrestando la hiperextensión.
- Ligamento cruzado posterior: está situado en la parte posterior de la rodilla e impide la inestabilidad posterior en la rodilla.

Los ligamentos laterales junto con los cruzados actúan para dar estabilidad rotatoria.

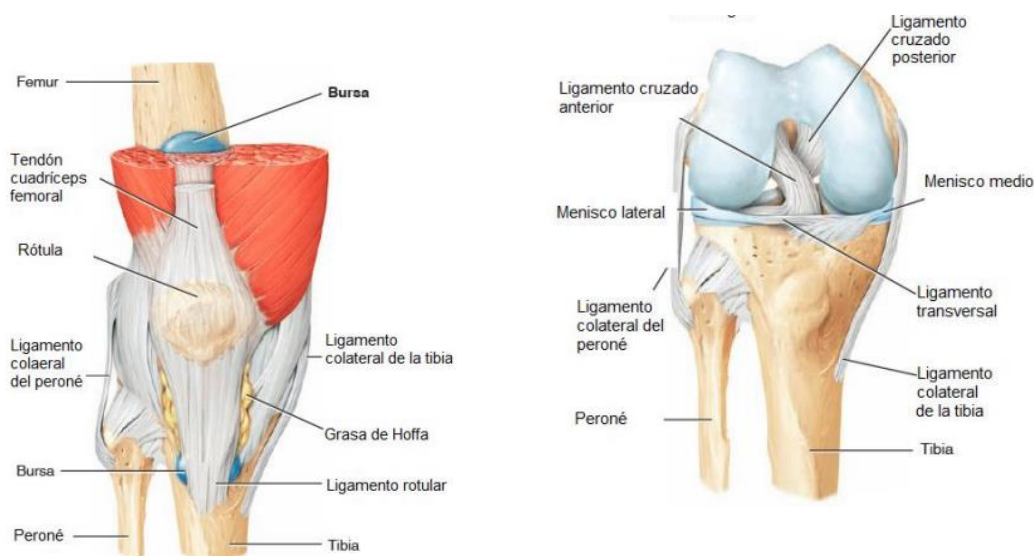


Figura 2. Vista anterior donde se observan ligamentos, meniscos y cartílagos de de la rodilla. [26]

Los músculos también son de gran importancia para dotar de estabilidad a la rodilla. Los más importantes que podríamos considerar son el bíceps femoral, el recto femoral, el aductor mayor

o el vasto medio. De todas maneras, ningún músculo es más importante que otro, sino que todos trabajan de manera conjunta para que la articulación sea capaz de realizar sus funciones para las que está diseñada. [25]

Propiedades mecánicas de los componentes de la rodilla

- Propiedades mecánicas del cartílago articular:

El cartílago articular no solo está presente en la rodilla, se encuentra en más articulaciones. De esta manera, estas propiedades serán diferentes para el cartílago dependiendo de la articulación en la que se encuentre, o incluso también puede variar en las diferentes zonas en una misma articulación.

El cartílago articular tiene un comportamiento viscoelástico, caracterizado por 3 parámetros:

- Permeabilidad (K): Se define como la capacidad de un cuerpo de dejar pasar un fluido a través de sí mismo sin producir cambios en su estructura interna.
- Módulo elástico intrínseco (H_A): Se corresponde con la pendiente de la curva tensión-deformación en la zona elástica y nos proporciona una idea de la rigidez del cartílago.
- Módulo de Poisson (μ_s): relaciona el alargamiento longitudinal con el coeficiente de contracción transversal.

En algunos lugares puede haber un tipo de cartílago con mayor permeabilidad que otro, y esto puede suponer un problema. Un ejemplo es la articulación fémoro-patelar. Aquí, el cartílago de la rótula tiene mayor permeabilidad que el cartílago del fémur. Debido a esto, la carga soportada se transmite más rápidamente a la matriz sólida de hueso. Así, la superficie de la rótula tendrá un deterioro mayor que la superficie troclear. [25]

- Propiedades mecánicas del menisco:

El menisco tiene funciones imprescindibles para la articulación como pueden ser dar soporte y distribuir gran parte de la carga que pasa a través de la articulación, además absorbe la energía de los impactos y lubrica la articulación.

Además, los meniscos se caracterizan porque el material por el que están formados presenta una baja rigidez a la compresión y baja permeabilidad.

Si las personas no tuvieran meniscos, el área de contacto entre la tibia y el fémur sería mucho menor, por tanto, las presiones de contacto en la zona aumentarían y también variaría la

distribución de estas. En este caso, la rodilla tendría que soportar tres veces el peso normal. Este hecho puede provocar problemas degenerativos a largo plazo como la artrosis.

El componente mayoritario por el que están compuestos los meniscos es el colágeno, siendo aproximadamente el 70 % de estos. El colágeno está compuesto por fibras, que están orientadas de dos formas:

Circunferencial: Disipan las fuerzas de compresión.

Radial: Disipan las fuerzas longitudinales.

Las propiedades mecánicas de los meniscos, por otra parte, varían depende la localización (anterior, central o posterior) y la colocación del espécimen respecto a la orientación predominante de las fibras de colágeno (circunferencial y radial).

Las lesiones de meniscos son bastante comunes desgraciadamente. De hecho, el menisco puede romperse de diferentes maneras: rotura vertical, asa de cubo simple o doble, rotura horizontal, rotura oblicua, rotura radial, pedículo horizontal, pedículo vertical y pico de loro. [25]



Figura 3. Ilustración del cartílago femoral y meniscos (izquierda). Ilustración de los meniscos (derecha). [27]

- Propiedades mecánicas de los ligamentos

Como se explica en puntos anteriores, se sabe que la estabilidad medio lateral de la rodilla la aseguran los ligamentos colaterales y la estabilidad anteroposterior y rotacional la garantizan los ligamentos cruzados. Se podría considerar a los ligamentos como muelles con una rigidez elevada que solo trabajan bajo cargas de tracción y que consiguen que las superficies articulares se mantengan en contacto.

Se tendrán en cuenta las curvas que relacionan la fuerza y la elongación de los ligamentos. Respecto a los ligamentos cruzados, la curva resultante no es lineal, y menos al principio cuando

se necesita menos carga para alargar el ligamento. Las fibras del ligamento tienen un comportamiento viscoelástico.

Conforme va aumentando la carga, también va aumentando la rigidez del ligamento progresivamente hasta que la curva se haga lineal, debido a las propiedades elásticas y a que hay más fibras de colágenos que se tensan. Con el aumento de la carga sucesiva, algunas fibras sufren roturas aisladas hasta que llega a un punto donde la resistencia es máxima y el ligamento falla totalmente. [25]

Cinemática de la rodilla

La rodilla tiene un papel fundamental en el ciclo de la marcha, pues esta articulación produce el movimiento que hacemos al andar, gracias al movimiento de flexo-extensión.

La articulación femoro-tibial tiene 6 grados de libertad. En el plano sagital el rango de movimiento es mucho más importante. Para explicar este movimiento del plano sagital se utiliza el modelo del mecanismo de cuatro barras. Estas cuatro barras se corresponden con dos huesos (tibia y fémur) y con dos ligamentos (LCA y LCP). Estos ligamentos son los que guían el movimiento de la rodilla. Este movimiento de la articulación en el plano sagital se puede observar como un deslizamiento y rodadura de los cóndilos femorales sobre el platillo tibial, al que también se le llama roll-back. Además, al producir el movimiento de flexión también se producen otros movimientos como la rotación externa y el varo del fémur.

Por otra parte, la articulación femoro-patelar se comporta de manera muy diferente. El movimiento de la rótula depende del movimiento de flexión de la articulación femoro-tibial y también de la rotación de la tibia. [25]

Dinámica de la rodilla

La rodilla está expuesta y soporta grandes niveles de fuerza y momentos a lo largo del día, durante la realización sus funciones. Con un estudio dinámico se puede estimar la magnitud de las cargas y momentos producidos por los músculos, por el peso del cuerpo y por otras cargas externas. También se podrán identificar las situaciones de riesgo de lesión o cambios degenerativos cuando las sollicitaciones son demasiado elevadas.

La rodilla es un sistema musculoesquelético, y su movimiento es el resultado de un equilibrio entre las fuerzas y momentos externos y las fuerzas y momentos internos que actúan sobre la articulación.

Las fuerzas externas son el peso, las fuerzas de inercia y la reacción del suelo cuando el pie está apoyado.

Las fuerzas internas son las fuerzas de los músculos, ligamentos y las fuerzas del contacto articular.

Para conseguir el equilibrio en la rodilla, las fuerzas externas se tienen que compensar con las fuerzas internas. [25]

Diseño protésico

La prótesis de rodilla se compone de tres componentes, que son los siguientes:

- Componente femoral: Normalmente está fabricado de una aleación de cromo-cobalto y tiene la forma anatómica de los cóndilos y la tróclea.
- Componente tibial: Se compone de una bandeja fabricada en una aleación de cromo-cobalto o de titanio. Sobre esta bandeja se sitúa un inserto de polietileno que tendrá la forma correspondiente para que el componente femoral encaje.
- Componente rotuliano: Fabricado de polietileno y está en contacto con la superficie anterior del componente femoral. Esta pieza en muchas ocasiones no es necesaria. [25]



Figura 4. Imagen de una prótesis de rodilla. [28]

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente trabajo se presenta un problema de mecánica de sólidos tridimensionales. Para resolverlo se recurre a utilizar estructuras simples y con una geometría regular. Los métodos numéricos y computacionales surgen para resolver problemas que podrían presentar geometrías más complicadas, cargas no distribuidas correctamente o diferentes propiedades según el material.

Se emplea el análisis de los elementos finitos para probar el comportamiento de los principales elementos de la rodilla, al aplicarle fuerzas y desplazamientos de diferentes magnitudes a una placa de forma rectangular, pegada a la piel y colocada a la altura de la rótula. Se experimentará la eficacia que tiene la placa dependiendo del modelo sobre el que se estudie y del valor de la carga aplicada sobre esta. Este método se realizará de la misma manera para un modelo de rodilla real de una persona sana, creado a partir de imágenes de resonancia magnética tipo DICOM, como para un modelo de rodilla virtual, formada a partir de estructuras y bloques que simulan la forma y comportamiento de una rodilla real. Esta es una forma de asegurar, si los resultados son parecidos, que el problema se ha resuelto bien, y que trabajar con modelos virtuales también puede ser una solución muy aproximada a trabajar con estructuras reales. En general, se trata de resolver mediante los elementos numéricos un problema de tipo estructural.

Para el presente problema de elementos finitos se utiliza el software ANSYS Mechanical APDL (Ansys Parametric Desing Language). Este lenguaje de programación basado en la simulación computacional se utiliza para resolver problemas complejos mediante el método de los elementos finitos. Es una herramienta relativamente sencilla, además de muy rápida e intuitiva. Permite analizar las soluciones de los problemas de mecánica estructural y ver diferentes escenas, con el fin de obtener las conclusiones más adecuadas. Es posible definir modelos nuevos desde cero, con herramientas para crear materiales complejos. También se pueden usar modelos que ya están en el programa.

El programa se puede dividir en tres partes fundamentales, que se pueden considerar las mismas para el análisis de los elementos finitos. Estas son *preprocessor*, *solution* y *postprocessor*.

El *preprocessor* corresponde al preprocesado y es aquí donde se crea la estructura, se definen el tipo de elemento, los materiales y donde se realiza el mallado. En la siguiente fase se aplican las cargas y las condiciones de contorno propuestas y se resuelve el problema. Finalmente, en el postprocesado se observan los resultados y se analizan tanto gráficamente como analíticamente. [29]

2.1. RESONANCIA MAGNÉTICA

La resonancia magnética es una de las técnicas más empleadas en el campo de la imagen médica, utilizando campos magnéticos mucho más fuertes que el campo magnético de la Tierra. Esta técnica de imagen se basa en el principio de la Resonancia Magnética Nuclear (NMR), que permite obtener imágenes del núcleo de átomos como el de hidrógeno, carbono, nitrógeno, sodio o fósforo, que se encuentran dentro del cuerpo humano. En muchas clínicas, esta técnica se centra en el átomo de hidrógeno, pues es el más abundante en el cuerpo humano. [30]

El sistema de resonancia magnética está formado por dos grupos de equipos. El primero es el centro de control y está compuesto por un ordenador 'host' con su interfaz gráfica de usuario. El segundo grupo de equipos está situado en la máquina en la que está el paciente, e incluye los componentes que reciben y generan la señal de resonancia magnética, conformado por un conjunto de bobinas magnéticas, de gradiente y de compensación. A este grupo también se conectan los componentes electrónicos asociados y los amplificadores de potencia. Para poder utilizar ondas de radio o de radiofrecuencia, la habitación que tiene el segundo grupo de equipos debe bloquear el ruido electromagnético y aislar la habitación. Así, el imán y las bobinas asociadas están encerradas en una sala especial revestida de cobre, y es a lo que se le llama Jaula de Faraday. [30]

Para obtener resonancias magnéticas, se coloca al paciente en el campo magnético y se le somete a pulsos de radiofrecuencia generados por las bobinas. Los átomos de hidrógeno (carga positiva) absorben estos pulsos y los reemiten para que los detecten las bobinas que rodean el cuerpo. Si se modifica la intensidad del campo magnético externo aplicado en función de la posición del individuo, la frecuencia de resonancia del protón varía. Así, la frecuencia y la fase de los diferentes pulsos de radiofrecuencia reemitidos determinan la posición de cada señal que emite el cuerpo del paciente. Las imágenes que se obtienen por resonancia magnética representan cortes del cuerpo humano, en los que cada punto de la imagen depende de las propiedades magnéticas del tejido en el que se encuentre. [30]

Es una técnica que, como todas las demás, presenta muchas ventajas pero que también tiene ciertos inconvenientes (Tabla 1). [30]

Ventajas	Desventajas
Cortes en todos los planos	Alto coste
Detalle del contraste en los tejidos blandos	Disponibilidad limitada
Técnica no invasiva, no ionizante y sin contraste	Tiempo de examen largo

Alta sensibilidad a las grasas	Sensibilidad limitada para detectar calcificación
Examen multiplano y paramétrico	Aparición de artefactos durante secuencias de imágenes largas
No tiene efectos secundarios para niños o embarazadas	Contraindicaciones en presencia de cuerpos metálicos extraños (marcapasos, implantes cocleares, bombas de insulina...)

Tabla 1. Ventajas y desventajas de la resonancia magnética

En el presente trabajo, se empleará un conjunto de imágenes de resonancia magnética de la rodilla de un paciente. Las imágenes están en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) y se han extraído de:

<http://old.mridata.org/undersampled/knees> (las cuales están en abierto)

Este formato permite almacenar y visualizar las imágenes médicas, y aporta información sobre aspectos como la adquisición de la imagen, datos sobre el paciente y la serie a la que pertenece. En el paquete DICOM se pueden observar cortes de las imágenes en los tres ejes axial, sagital y coronal.

Lo próximo que se hará tras tener las imágenes de resonancia magnética es segmentarlas.

2.2. SEGMENTACIÓN

El proceso de segmentación de una imagen médica consiste en dividir esta imagen en diferentes partes o regiones y conectar sus características (vóxels) para formar objetos. En el caso de la imagen médica esos objetos se corresponderán con tejidos u órganos. El objetivo es simplificar la representación de la imagen en otra que sea más significativa y fácil de analizar. Mediante esta técnica se pueden localizar objetos o encontrar los límites de estos dentro de una imagen. Para la segmentación se suelen emplear dos enfoques: un enfoque de procesamiento de abajo hacia arriba, que agrega características por clasificación con el fin de formar regiones; y un enfoque de procesamiento de arriba hacia abajo, que requiere que se especifique el objeto de destino al ubicar, escalar y distorsionar estos objetos, para ser mejor correspondidos con las características locales.

Existen diferentes métodos y técnicas para segmentar imágenes. De todos estos métodos de segmentación, el más simple es el *threshold*, que se basa en que la imagen en escala de grises se convierte en una imagen de tipo binario basada en umbrales. De esta manera, será muy importante elegir el valor de umbral más apropiado.

También se utiliza el *clustering*, este se basa en el uso del algoritmo k-means, que asigna a cada etiqueta del grupo K, a la que su distancia es mínima, un vóxel- Luego, con todos los vóxeles que hay en el cluster se recalculan los centros de este último hasta alcanzar la convergencia. [31]

Se ha empleado un programa adecuado para segmentar imágenes de resonancia magnética, extraídas de DICOM. Esta aplicación es Slicer 3D, concretamente la versión 4.10.2, que se caracteriza por ser un paquete de software gratuito, de código abierto y multiplataforma, y que es ampliamente utilizado en investigación de imágenes médicas y biomédicas, para el análisis y la visualización de imágenes médicas y para la investigación en terapia guiada por imagen. [32]

La segmentación solo se lleva a cabo en los modelos de rodilla reales. Lo primero que se hace es cargar las imágenes DICOM, de resonancia magnética de la rodilla. El paso siguiente es utilizar la herramienta *Volumes*, con la cual se jugará con los niveles de gris para dejar la imagen visible, para posteriormente segmentar. A continuación, se procede a segmentar, para ello se utiliza el apartado *Segment Editor*. Dentro de este menú se emplea *Paint* y *Erase*, para pintar (segmentar) y borrar, respectivamente. Para facilitar la segmentación, existen otras herramientas un poco más avanzadas. De ellas se destacan *smoothing*, que se utiliza para suavizar el modelo. También *fill between slices*, que rellena los huecos que han podido quedar tras realizar la segmentación. Un aspecto muy interesante del software es que se puede ver en 3D lo que se ha segmentado, de esta manera se podrá comprobar que la parte segmentada es correcta, o si, por el contrario, es necesario repetir la segmentación. Por último, se guarda el archivo y se exporta, en formato STL.

Para el modelo de la rodilla real homogénea se crea solo una segmentación, es decir, se “pinta” toda la rodilla con una única capa, como se puede observar en la Figura 5.

Para el modelo de la rodilla real heterogénea es diferente. No se pinta toda la rodilla como una única segmentación, sino que para cada elemento de la rodilla se añade una segmentación. De esta manera, en la misma imagen de resonancia magnética hay siete segmentaciones, cada una correspondiente a las diferentes partes de la rodilla, que están representadas por colores diferentes. Estas partes son la rótula, el hueso (tibia y fémur), el cartílago, los meniscos, el ligamento rotuliano, el músculo y la piel.

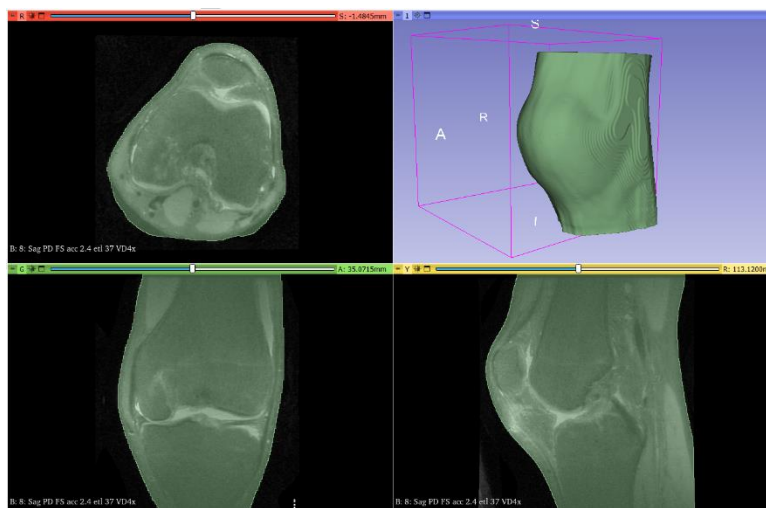


Figura 5. Ejemplo de segmentación modelo rodilla real homogénea

Al hacer esto se exporta el volumen formado en formato STL. Pero, antes de pasar a la siguiente fase, que es la de mallado, el volumen debe ser preparado y suavizado de la manera correcta para que no haya fallos en la geometría. Este paso resulta imprescindible antes de pasar al mallado, pues a la hora de segmentar siempre pueden quedar algunos pequeños picos, agujeros o rugosidades en las superficies de la estructura. Este pequeño detalle no hay que pasarlo por alto, pues este error en la geometría puede suponer que la malla no cargue correctamente.

Para esta tarea de corrección se utiliza Meshmixer (versión 3.5), que es un software gratuito para el modelado de superficies 3D, que se basa en el modelo de malla triangular. Tiene múltiples aplicaciones y se le puede dar diferentes usos al software. Normalmente está orientada para ser utilizada para la impresión 3D, pero en este estudio solo se usará para suavizar las rugosidades y defectos de las superficies. Concretamente, es interesante conocer las herramientas *reduce* y *smooth*, que se encuentran dentro del campo *refinement*. Se les da a todas las partes de la rodilla el mismo valor, ya que la rodilla funciona como un conjunto y no tiene ningún sentido que cada componente esté suavizado de manera diferente a los demás. Se utilizará un valor de 5 para ambas propiedades, que quiere decir que el volumen del objeto se reducirá y suavizará en un 5%. Se ha comprobado que es un valor común adecuado para todas las partes y es capaz de limpiar los defectos que han podido quedar y, además, suaviza de manera correcta las superficies. También, hay que ir jugando con otras propiedades con tal de conseguir los mejores resultados. Se utiliza un valor de 55 para *Strenght*, 50 para *Size* y 0 para *Depth* y *Lazyness*.

Cuando se pretende limar la superficie, es decir, eliminar material con tal de conseguir la geometría óptima, hay que emplear la brocha *ShrinkSmooth*, dentro del menú *Sculpt*.

En otras ocasiones, en vez de eliminar, habrá que añadir material, para tapar agujeros y para hacer que la forma de la geometría sea la correcta. En este caso la brocha que se utiliza es la *Draw*, también en el menú *Sculpt*.

Para comprobar que la geometría es correcta y no hay fallos se hace lo siguiente. Se abre la herramienta *Inspector* dentro del menú *Analysis*. Ahí, se pueden rellenar los pequeños agujeros que puede haber en el modelo y así se cierra el volumen. A continuación, se crea un sólido a partir de *Edit* → *Make solid*. Luego, se suavizan los bordes y el modelo en general con la herramienta *Sculpt*. Finalmente, en *Select* → *Lazo*, se selecciona la rodilla al completo (primero se selecciona media y luego la otra media, ya que no deja seleccionarla entera) y se le da a *Edit* → *Remesh*. Finalmente, se exporta el modelo, también en formato STL, que ya está preparado para ser mallado. [33]

2.3. MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

El método de los elementos finitos se puede describir como una técnica numérica capaz de resolver problemas descritos por ecuaciones diferenciales parciales. Este método se emplea ampliamente en el campo de la ingeniería y la física. También en acústica, electromagnetismo o mecánica de fluidos entre otros. En mecánica, por ejemplo, se puede utilizar para hallar la solución estructural o para problemas térmicos. Este caso entra dentro del ámbito biomédico, pues gracias al método de los elementos finitos también es posible entender el comportamiento del cuerpo humano, y así ayudar a poder buscar soluciones a problemas que surgen en la actualidad. Hay muchos más métodos de análisis numérico, pero gracias a su alta eficiencia y versatilidad, el método de los elementos finitos es el más consolidado. Este método existe desde hace mucho tiempo, pero es ahora cuando ha ganado más importancia, ya que gracias al desarrollo de los ordenadores y la tecnología es capaz de obtener resultados mucho más precisos. [12] [34]

Para el caso de las estructuras, estas pueden ser discretas o continuas. Las discretas son las que se utilizarán en el análisis estructural, y están formadas por una especie de ensamblado de elementos que se diferencian claramente los unos de los otros y que están unidas en unos puntos concretos, formando un conjunto total que tiene aspecto de malla. Su principal característica es que su deformación puede ser definida exactamente por un número finito de parámetros, como las deformaciones de los puntos donde se unen elementos diferentes. Así, las ecuaciones del equilibrio en las direcciones de las deformaciones representan el equilibrio total del sistema. [35]

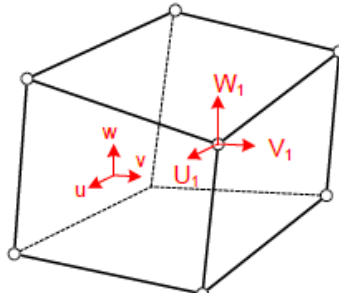


Figura 6. Deformaciones en el elemento finito. [35]

Por el contrario, las estructuras continuas no se pueden dividir en un número finito de elementos discretos. A diferencia de los sistemas discretos, cualquier lugar del sistema está unido al resto de puntos del sistema por un número infinito de puntos, por lo que no sigue las reglas anteriores. [35]

De manera más clara, el objetivo del método de los elementos finitos es discretizar en pequeños elementos un dominio genérico. Los pequeños elementos se conectan entre sí por un número finito de puntos llamados nodos. A continuación, se asignan las propiedades de los materiales apropiadas a estos elementos, lo que da como resultado un modelo matemático del comportamiento físico del sistema, y una vez que se establecen las condiciones de contorno y el sistema de carga, se puede obtener una gran cantidad de información sobre la tensión, la deformación y el desplazamiento, entre otras, y que la solución de la ecuación diferencial que forma el modelo, aparentemente responde a los principios apropiados de la mecánica variacional. [36]_[35]

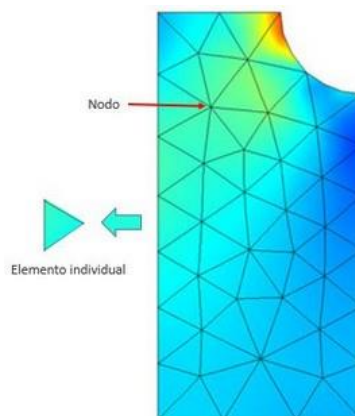


Figura 7. Tensión en una placa con un agujero en la que se diferencian nodos y elementos. [37]

Utilizando este método, se podrá analizar cualquier tipo de forma, así como trabajar con su geometría y resultados con una exactitud excelente. Con esta herramienta se pueden resolver problemas que van desde los más sencillos a otros bastante más complejos. Para resolver el problema siempre se empieza de la misma manera, con el modelo geométrico. A continuación, se le asignan las propiedades de los materiales, se definen las cargas y se aplican las

restricciones. Luego se realiza el análisis, para el cual habrá que discretizar el modelo, es decir, se tendrá que mallar. El proceso de mallado divide el modelo geométrico en unidades más pequeñas y simples, que reciben el nombre de elementos finitos. Tienen este nombre porque no son infinitamente pequeños, sino que son muy pequeños comparados con el tamaño global del modelo. Desde la perspectiva para el método de elementos finitos, la aplicación que utilizemos tendrá 3 pasos principales:

- Preprocesado: Es la fase donde se construye el modelo. Se define el tipo de análisis, la geometría, las propiedades de los materiales, las cargas y las restricciones y el modelo se malla y se divide en elementos finitos.
- Solución: Se realizan todos los cálculos y se obtienen los resultados deseados de manera informática. Antes de realizar el cálculo se configuran algunos parámetros de este.
- Postprocesado: Se analizan los resultados obtenidos. Se representan gráficamente de una manera vistosa para que sean más fácilmente entendibles. [35]

Siguiendo los pasos anteriores, pero ahora desde la metodología del análisis del elemento finito, se siguen los siguientes pasos, que se explicarán de forma más detallada:

1. Construcción del modelo matemático: El análisis empieza con el modelo de la geometría de una pieza o un conjunto. La geometría tendrá que ser llamada correctamente y muy pequeña, será un mallado finito de elementos, pero lo importante no es el tamaño del elemento sino el número de elementos que componen la malla. Además, habrá que asegurar que la geometría que la malla ha creado proporciona la solución correcta de aspectos importantes como los desplazamientos, tensiones o temperaturas. Cuando esto no ocurre así, se puede modificar la geometría para conseguir la solución correcta. Así, se podrá reducir o simplificar la geometría, idealizarla o limpiarla.
2. Construcción del modelo de elementos finitos: Hay que saber que el modelo no siempre se simplifica para hacer el mallado. En ocasiones, el modelo se malla tal cual, sin simplificar, pero la malla tendría un tamaño muy grande y, por esta razón, el análisis sería mucho más lento. Una buena modificación de la geometría permite que la computación del modelo sea más rápida. El mallado depende de cómo de sofisticadas sean las herramientas de mallado y de la calidad de la geometría empleada. Se prepara la geometría para mallar sin haber mallado aún, se definen las propiedades de los materiales, las cargas, apoyos y restricciones sobre el análisis que se va a realizar. Así se crea un modelo matemático.
3. Resolución del modelo de elementos finitos: El proceso de mallado es capaz de dividir el modelo matemático en elementos finitos. Esta discretización se observa a la vista como la malla de la geometría. También las cargas y las sujeciones del modelo son malladas, y se aplican a los nodos en la malla de elemento finito.

4. Análisis de los resultados: Es el paso más difícil. Para interpretar de forma correcta los resultados hay que considerar las suposiciones, errores y simplificaciones que se cometieron en los pasos anteriores. [35]

Un tema importante que comentar cuando se habla de los elementos finitos son los grados de libertad. Estos definen la capacidad de un nodo para hacer una rotación o una traslación cuando este nodo se encuentra en una malla de elementos finitos. El número de grados de libertad de cada nodo es dependiente del elemento en el que se encuentre. Si se trata de un elemento sólido, sus nodos tendrán tres grados de libertad, y si es un elemento laminado tendrá seis. Cuando un elemento sólido se deforma, solo es necesario conocer los componentes traslacionales. En cambio, si se deforma un elemento laminado hay que tener en cuenta los componentes de desplazamiento traslacional y rotacional. [35]

A la hora de realizar cálculos en el método de los elementos finitos hay que saber que habrá tantas incógnitas como grados de libertad haya de cada nodo en una malla de elementos finitos. Para el análisis estructural, los grados de libertad se pueden considerar desplazamientos nodales. Estos desplazamientos se resolverán en primer lugar y se les llama incógnitas primarias. Para los componentes sólidos habrá tres incógnitas y para los elementos laminados seis incógnitas. [35]

Saber interpretar los resultados resultará fundamental. Estos pueden ser desplazamientos, tensiones y deformaciones para un análisis estructural. Se tendrán que definir algunos criterios, para así ser capaces de interpretar los resultados de manera correcta. Estos son el máximo de deformación permisible, de tensión máxima o de frecuencia natural más baja aceptable. Los criterios de desplazamiento, al contrario que los de tensiones, son fáciles de establecer y muy evidentes.[8] [34] [35]

¿Por qué es mejor trabajar con el método de elementos finitos?

Los métodos más tradicionales como pueden ser el Rayleigh-Ritz o el de mínimos cuadrados se diferencian entre ellos al seleccionar la forma de la integral, las funciones de peso y las funciones de aproximación. El principal problema de estos métodos es que estas funciones de aproximación, cuando son utilizadas con dominio arbitrario, son muy difíciles de construir.

Antes de la existencia del MEF, los problemas continuos se resolvían de manera analítica, pero solo se conseguía solución si la geometría era muy simple y/o el contorno muy sencillo. [35]

Por otra parte, el método de los elementos finitos plantea un procedimiento sistemático para derivar estas funciones de aproximación que dan tantos problemas, en regiones con un tamaño menor de la región principal. Además, tiene otras características como que representa en subregiones con una geometría más simple, lo que se le llama elementos finitos, la región más global del problema a resolver, que presenta una geometría mucho más compleja. También, se basa en la continuidad de una función ya que esta se puede representar como una combinación lineal de polinomios algebraicos lo cual permite derivar sobre cada función de aproximación en cada elemento finito. [38]

Haciendo uso de todo lo aprendido anteriormente, se llega a la siguiente ecuación, tras aplicar el MEF:

$$\{F\} = [K] \cdot \{u\} \quad (1)$$

En la cual $\{F\}$ representa un vector columna formado por las cargas de las fuerzas externas que actúan sobre los nodos. La matriz $[K]$ es la matriz de rigidez del sistema y $\{u\}$ es la incógnita, que se refiere a los desplazamientos sobre los nodos del modelo. En función de los valores de este vector, el modelo tendrá muchas maneras de deformarse.

Pero, para llegar a esta expresión hay que seguir una serie de pasos. Primero, se parte del vector $\{u\}$, que se corresponde con las deformaciones medias del modelo. Tiene la siguiente forma:

$$u = \begin{cases} u(x, y, z) \\ v(x, y, z) \\ w(x, y, z) \end{cases} \quad (2)$$

$$u = \sum N_i U_i \quad (3)$$

$$v = \sum N_i V_i \quad (4)$$

$$w = \sum N_i W_i \quad (5)$$

$$N = \begin{vmatrix} N_1 & 0 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 \\ 0 & 0 & N_1 \end{vmatrix} \dots \dots \begin{vmatrix} N_n & 0 & 0 \\ 0 & N_n & 0 \\ 0 & 0 & N_n \end{vmatrix} \quad (6)$$

Donde N es la función de interpolación, y sus columnas tienen relación con los grados de libertad del elemento. La interpolación se puede expresar además en forma de matricial de la siguiente manera:

$$u = N\delta^e \quad (7)$$

Donde δ^e es un vector que muestra las deformaciones en los nodos del elemento.

$$\delta^e = [U_1 V_1 W_1 U_2 V_2 W_2 \dots U_n V_n W_n]^T \quad (8)$$

Mediante la ecuación anterior, se consigue la ecuación de la deformación unitaria (ε) de esta forma:

$$\varepsilon = \partial u = \partial N \delta^e \quad (9)$$

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \partial u \quad (10)$$

Para la matriz, las filas representan las deformaciones unitarias y las columnas las componentes de desplazamiento.

Además, se puede definir la matriz B como las deformaciones unitarias en el interior del elemento finito. Así:

$$B = \partial N \quad (11)$$

De esta manera:

$$\varepsilon = B\delta^e \quad (12)$$

Ahora, se explican las ecuaciones de equilibrio para un elemento finito cualquiera sometido a una fuerza. El conjunto de todas las fuerzas genera un trabajo virtual W , que se obtiene de la siguiente manera:

$$W^\varepsilon = \int_{\vartheta} \delta u^T q_{\vartheta} d\vartheta + \int_s \delta u^T q_s ds + \int_c \delta u^T q_c ds + \delta\delta^{\varepsilon T} P_N^\varepsilon \quad (13)$$

Donde δu es la variación virtual del campo de deformaciones u y $\delta\delta^\varepsilon$ es la variación de los grados de libertad de los nudos. Además, q_{ϑ} son las fuerzas externas en el interior del elemento, q_s las fuerzas externas en el contorno del elemento, q_c las fuerzas internas y P_N las fuerzas que actúan sobre los nodos.

También se sabe, que por el principio de los trabajos virtuales:

$$\delta W^\varepsilon = \int_{\vartheta} \delta\varepsilon^T \sigma d\vartheta \equiv \delta U^\varepsilon \quad (14)$$

Ahora se igualan las dos expresiones anteriores y aplicando la hipótesis de interpolación de las deformaciones se obtiene la ecuación aproximada:

$$\int_{\vartheta} N^T q_{\vartheta} d\vartheta + \int_s N^T q_s ds + \int_c N^T q_c ds + P_N^\varepsilon = \int_{\vartheta} B^T \sigma d\vartheta \quad (15)$$

Donde

$$\int_c N^T q_c ds = P_c^\varepsilon \quad (16)$$

Se sustituyen y se reagrupan todos los términos para obtener lo siguiente:

$$\int_{\vartheta} B^T D B d\vartheta \delta^\varepsilon = \int_{\vartheta} N^T q_{\vartheta} d\vartheta + \int_s N^T q_s ds + \int_{\vartheta} B^T D \varepsilon_0 d\vartheta - \int_{\vartheta} B^T \sigma_0 d\vartheta + P_c^\varepsilon + P_N^\varepsilon \quad (17)$$

Que puede simplificarse y expresarse de la siguiente forma:

$$K\Delta = P_{\vartheta} + P_s + P_T + P_b + P_N \quad (18)$$

Siendo K la matriz de rigidez y $P_{\vartheta}, P_s, P_T, P_b$ los vectores de fuerzas nodales equivalentes.

$$K^e = \int_{\vartheta} B^T D B d\vartheta \quad (19)$$

$$P_s^e = \int_s N^T q_s ds \quad P_T^e = \int_{\vartheta} B^T D \varepsilon_0 d\vartheta \quad P_b^e = - \int_{\vartheta} B^T \sigma_0 d\vartheta \quad (20)$$

Así, se garantiza el equilibrio de cada elemento en los que se ha discretizado el sistema, considerando las fuerzas que hay entre ellos.

[35]

2.4. MALLADO

A la hora de aplicar el método de los elementos finitos, la fase de mallado es muy importante. Una vez que se han creado los modelos, ya están suavizados y con una geometría óptima, se procede al mallado. Este proceso se puede hacer de diferentes maneras.

Para el caso de la rodilla virtual, se crean los elementos que la conforman en ANSYS, por tanto, el mallado se hará desde este mismo programa. Para ello, se empleará la herramienta *Meshing*, dentro del menú *Preprocessor*. Una vez aquí, se entra en *Mesh Tool*. Posteriormente, se abre una pestaña en la que hay que seleccionar los atributos de los elementos. Se elige la opción *Global*, y donde pone *Shape* se selecciona *tet* y *free*, que se refiere a que la forma de la malla será tetraédrica y se hará de forma libre. Una vez se ha hecho todo esto, se pulsa el botón *Mesh* y ya se tiene el modelo mallado.

Para la rodilla real este proceso se hace de manera diferente. Esto se puede explicar ya que el modelo también se obtiene de forma diferente. En este caso el modelo se crea a partir de segmentar los elementos de la rodilla de un archivo de imágenes de formato DICOM. Así, todo el procedimiento de segmentado y suavizado, es decir, de la creación del modelo de la rodilla real, tanto homogénea como heterogénea, se explica en apartados anteriores. Se probó a hacer el mallado de la misma manera que con la rodilla virtual, pero daba ciertos problemas al cargar el modelo directamente en ANSYS. Por esta razón, se buscó una alternativa, que es realizar el mallado utilizando la herramienta Matlab.

Matlab es un lenguaje de programación y cálculo numérico, desarrollado por Mathworks, utilizado por ingenieros y científicos para analizar datos, desarrollar algoritmos o resolver problemas por ejemplo del ámbito científico y de la ingeniería. Tiene múltiples utilidades y se puede usar en campos como el procesamiento de señales, procesamiento de imágenes, visión artificial o robótica, entre muchos otros. Tiene gráficas integradas, que facilitan la visualización, además es una herramienta que no es muy complicada de aprender a utilizar, aunque es más recomendable realizar unos cursos gratuitos para familiarizarse antes con el software. [39]

Para realizar el mallado, partimos del archivo STL de la rodilla real, ya suavizada y preparada para mallar. Se utiliza la función '*generateMesh*', que es capaz de generar la malla y guarda el archivo en formato ANS, que es el correspondiente para su posterior utilización en ANSYS.

2.5. TENSIÓN Y DEFORMACIÓN ELÁSTICA

Es importante conocer los términos de tensión y deformación elástica, antes de explicar los modelos constitutivos. Hay que saber ciertos conocimientos que resultan básicos, y son los siguientes:

1. Cuando a un cuerpo se le aplican fuerzas que le hacen cambiar de forma o tamaño se dice que se ha deformado.
2. La elasticidad es la relación entre las fuerzas que se aplican sobre estos cuerpos y sus deformaciones.
3. Se denomina cuerpo elástico aquel que recupera su forma original cuando se deja de hacer una fuerza sobre él.
4. Se denomina cuerpo inelástico aquel que no recupera su forma original cuando se deja de hacer una fuerza sobre él. Este tipo de materiales se dice que tienen un comportamiento plástico.

El esfuerzo o tensión se puede definir como la fuerza por unidad de área que es capaz de causar una deformación en un cuerpo. Estos esfuerzos se pueden producir en dirección normal, los cuales se diferencian los esfuerzos de tracción si va en dirección hacia fuera (estirando el cuerpo), o esfuerzo de compresión cuando va hacia dentro (comprimiendo el cuerpo) y se representa por la letra σ . Si el esfuerzo se produce en dirección paralela se le denomina de corte, y se representa por la letra τ .

$$P = \frac{\Delta F}{\Delta A} \quad (21)$$

El esfuerzo se representa por la letra P, la fuerza por la letra F y el área por la letra A. Las unidades finales son N/m².

Ahora, la deformación se define como la variación de longitud que sufre un cuerpo.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (22)$$

Siendo ε la deformación, ΔL la variación de longitud y L la longitud del cuerpo.

[40]

2.6. MODELOS CONSTITUTIVOS

Los modelos constitutivos explican las relaciones que existen entre las tensiones y las deformaciones, y se caracteriza la respuesta de un determinado material cuando se aplican sobre estas cargas exteriores. Las ecuaciones constitutivas proporcionan modelos ideales que simulan la respuesta ante acciones concretas. Existen varios modelos: [29]

- Modelo de elasticidad lineal

En la teoría de la elasticidad lineal, el tensor lineal de Cauchy es una función lineal del tensor de pequeña deformación ε .

$$\sigma = \frac{C}{\varepsilon} \quad (23)$$

Siendo C el tensor de elasticidad de cuarto orden que contiene las propiedades del material. En el caso más general este tensor C presenta 21 parámetros independientes. Pero, esta cantidad de parámetros independientes se reduce de manera considerable cuando hay simetría material. Por ejemplo, para el caso de la elasticidad lineal isotrópica quedan solamente dos parámetros independientes. Para este caso, el vector de elasticidad equivale a:

$$C_{ijkl} = \lambda \delta_{ij} \delta_{kl} + \mu (\delta_{ik} \delta_{jl} + \delta_{il} \delta_{jk}) \quad (24)$$

Los coeficientes λ y μ son llamados los coeficientes de Lamé. Así la relación tensión deformación quedaría:

$$\sigma_{ij} = \lambda \varepsilon_{kk} \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij} \quad (25)$$

En la Tabla 2 se relacionan los parámetros de Lamé con el módulo de Young E y el coeficiente de Poisson ν , así como con el módulo volumétrico K y el módulo de corte G. [43]

	E, ν	λ, μ	K, G
E, ν		$E = \frac{\mu}{\lambda + \mu}(2\mu + 3\lambda)$ $\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}$	$E = \frac{9KG}{3K + G}$ $\nu = \frac{3K - 2G}{6K + 2G}$
λ, μ	$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}$ $\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$		$\lambda = K - \frac{2}{3}G$ $\mu = G$
K, G	$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)}$ $G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$	$K = \lambda + \frac{2}{3}\mu$ $G = \mu$	

Tabla 2. Relación parámetros.

Para un material isotrópico, el módulo de Young E y el coeficiente de Poisson ν tienen los siguientes rangos:

$$0 < E < \infty \quad (26)$$

$$-1 \leq \nu < 0.5 \quad (27)$$

Los materiales con un coeficiente de Poisson con valor de 0.5 o muy próximo se denominan materiales incompresibles. La mayor parte de los materiales tienen este coeficiente positivo. Sin embargo, hay algunos materiales cuyo coeficiente de Poisson es negativo, estos son llamados auxéticos y su principal característica es que se expanden bajo tensión. [43]

El módulo de Young es la relación entre la tensión y la deformación:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (28)$$

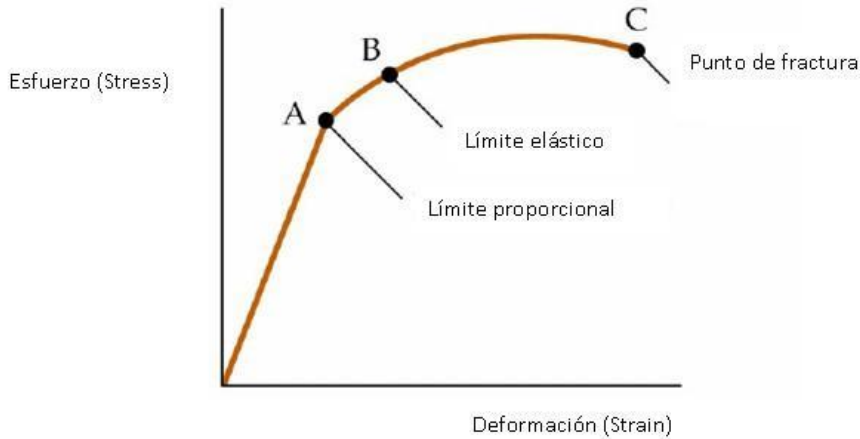


Figura 8. Gráfica tensión-deformación. [41]

En la curva de tensión-deformación como la de la Figura 8, hay varios aspectos a comentar. En el primer tramo, que es lineal, el comportamiento es perfectamente elástico. A partir del punto A, que es el límite proporcional, hasta el punto B, el material sigue teniendo comportamiento elástico, aunque la gráfica en ese trozo no sea lineal. Por tanto, en ese tramo, si se aplica una tensión sobre un cuerpo, este recuperaría su forma original. El punto B es el límite elástico. A partir de este punto, cuando se produce un esfuerzo sobre el material, se deforma muy rápidamente y este ya no sería capaz de recuperar su forma original. A partir de B el material entra en una fase de comportamiento plástico. Si la tensión se sigue aumentando, llega un momento que el material no lo puede soportar más y se rompe. Esto corresponde al punto C, que es el punto de fractura. [40] [43]

Por otra parte, el coeficiente de Poisson se define como el parámetro que relaciona la deformación en dirección transversal con respecto de la deformación en dirección longitudinal. Su expresión matemática es la siguiente:

$$\nu = -\frac{\varepsilon_T}{\varepsilon_L} \quad (29)$$

Siendo ε_T la deformación en la dirección transversal y ε_L la deformación en la dirección longitudinal. [43]

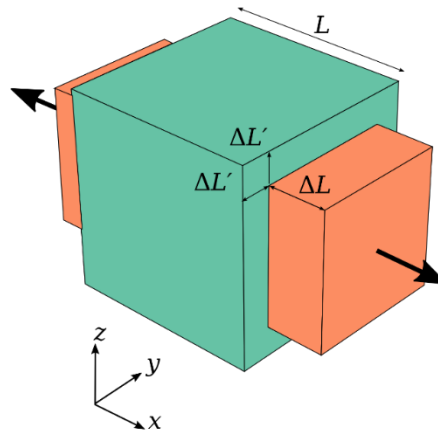


Figura 9. Deformación de Poisson en un ensayo de tracción uniaxial. [42]

- Modelos hiperelásticos

Cabe mencionar que la gran mayoría de los elementos que forman el cuerpo humano no siguen el modelo elástico lineal ya explicado. Los tejidos humanos tienen una región lineal que no llega a ser del todo lineal. Esta propiedad explica que, cuando se recibe una carga que es de valor inferior a un cierto límite que se llama límite de elasticidad, el material es capaz de volver a su forma original cuando la carga para. No obstante, la tensión y la deformación sufridas no son linealmente proporcionales, así que la matriz de rigidez resultante no será constante mientras se aplique la carga. Los materiales no lineales pueden ser de tipo hipoelástico, elástico o hiperelástico. [12] [44]

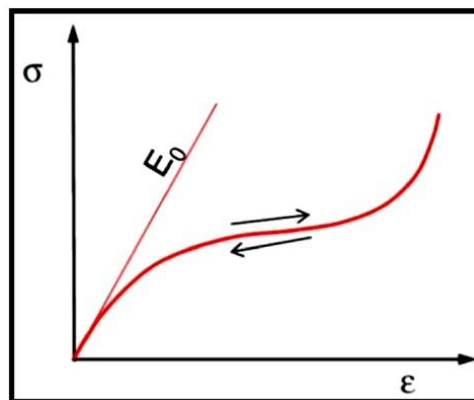


Figura 10. Diagrama tensión-deformación para materiales elásticos e hiperelásticos. [45]

El presente trabajo se centra, dentro de este grupo, en los materiales hiperelásticos. Estos se caracterizan por sufrir grandes deformaciones plásticas cuando se aplican sobre ellos cargas muy pequeñas. Son prácticamente incompresibles y dependientes de las variables de estado. Estos materiales incompresibles se pueden utilizar en ingeniería para las conexiones entre estructuras. Además, se denominan de esta forma porque al ser sometidos a una deformación, no sufren prácticamente cambios en su volumen. [12] [46]

Existen numerosos modelos hiperelásticos, pero el presente escrito se centra sobre todo en el modelo de Neo-Hookean, aunque también se darán a conocer el modelo de Mooney-Rivlin y el modelo de Ogden.

- Hiperelasticidad Neo-Hookean:

Es el modelo hiperelástico más simple. Se puede emplear para estudiar el comportamiento tensión-deformación de los materiales. Este tipo de material es compresible, y deriva de la expresión de la energía de deformación elástica:

$$W = \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) - \mu \ln J + \frac{\lambda}{2} (\ln J)^2 \quad (30)$$

Donde μ y λ son los parámetros de Lamé del modelo de elasticidad lineal. Además, la tensión de Cauchy viene dada por la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{\mu}{J} (b - I) + \frac{\lambda}{J} (\ln J) I \quad (31)$$

El tensor de elasticidad espacial es:

$$C = \frac{\lambda}{J} I \otimes I + \frac{2}{J} (\mu - \lambda \ln J) I \otimes I \quad (32)$$

La expresión final es la siguiente:

$$W = C_1 (\bar{I}_1 - 3) \quad (33)$$

Donde C_1 es constante del material e \bar{I}_1 es la primera invariante de deformación del tensor de Cauchy-Green.

Este modelo representa una extensión de la ley de Hooke en el caso de que haya grandes deformaciones.

El modelo Neo-Hookean se basa en la estadística termodinámica de cadenas poliméricas reticuladas. Estos polímeros reticulados actúan de la manera Neo-Hookean, en el rango lineal.

Pero, en algún lugar, estas cadenas se estiran al máximo permitido por los enlaces covalentes cruzados, y esto provoca que el módulo elástico del material aumente. [47] [48]

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados que se pretenden conseguir se basan en lo siguiente. A partir del modelo de la rodilla creado, se creará una placa protectora rectangular y muy fina, que irá pegada a la piel, a la altura de la rótula aproximadamente. Sobre esta placa se aplicarán desplazamientos en dirección hacia la rodilla, de diferentes magnitudes. Se comprobará si la placa es capaz de soportar estas cargas, y así proteger a la rodilla en general como a todos sus componentes internos, con el objetivo de evitar lesiones, traumatismos o golpes, que son muy comunes en la rodilla. Esto se comprobará de forma visual con la herramienta de Ansys.

Para analizar los resultados se van a crear 2 modelos diferentes y se va a proponer un último para estudios futuros, ordenados de menor a mayor complejidad, con el fin de ver cómo responde la placa en los diferentes casos, y así extraer la mayor cantidad de información posible.

El primer modelo será una rodilla virtual, creada a partir de bloques, intentando así simular las dimensiones, geometría y forma real de la rodilla. Con este ensayo, se pretende dar una idea y predecir lo que puede ocurrir en un modelo real. Si se obtienen resultados parecidos al modelo de rodilla real y se comprueba que el modelo virtual es bueno, puede suponer una herramienta muy interesante a la hora de realizar pruebas y ensayos de todo tipo, incluso en otras partes del cuerpo, en las que no será necesario incidir sobre el cuerpo de los pacientes, que en algunos casos puede ser doloroso e incómodo.

El siguiente modelo será una rodilla real homogénea, que se crea segmentando a partir de imágenes de resonancia magnética. En este caso, la rodilla se considerará un único objeto, considerando a la rodilla como un bloque, sin separación entre sus diferentes partes, y toda estará formada por un único material. Este modelo estará más cerca de la realidad, pero sin llegar a ser una rodilla real.

Por último, se realizará el modelado del último modelo y más complejo, pero sin llegar a realizar el estudio sobre este, sino que se propone para seguir estudiándolo en un futuro. Se trata de una rodilla real heterogénea, también creada a partir de imágenes de resonancia magnética, igual que el modelo anterior. En este caso, se tendrá en cuenta el material y las propiedades de cada elemento de la rodilla.

A continuación, se explican los modelos más detalladamente y como se obtienen los resultados, así como su interpretación y sus discusiones.

3.1. MODELADO RODILLA VIRTUAL

El primer paso que se ha de hacer para el modelado de la rodilla virtual es seleccionar el tipo de elemento. Para ello, dentro del menú Preprocessor de la herramienta ANSYS se selecciona Element type y ahí *Add/Edit/Delete*. A continuación, se pulsa el botón *Add* y se escoge el *Solid tet 4 node 285*, es decir, un material sólido del tipo 285 y su malla estará formada así por tetraedros de 4 nodos. Para la creación de los diferentes elementos de la rodilla se hace lo siguiente: *Preprocessor* → *Modelling* → *Create*. A continuación, se crean primero los *keypoints*, introduciendo las coordenadas que tienen dentro del plano. Luego estos puntos se unen mediante líneas y a partir de las líneas se pueden crear áreas. Una vez se tienen las áreas, para crear los volúmenes se puede hacer de dos maneras diferentes. La primera es extruir el área en la dirección adecuada, y la otra opción es agrupar las áreas y juntarlas para crear los volúmenes. De esta manera se forman todas las estructuras que conforman la rodilla virtual.

A la hora de proceder a crear el modelo de la rodilla virtual, será de gran importancia dotar a cada elemento de la rodilla de las características más adecuadas según cual sea su función dentro de la rodilla. Algunos de ellos serán preciso que sean más elásticos y otros más rígidos.

El hueso es el material más rígido que se va a utilizar, y para este elemento se empleará un modelo elástico lineal isotrópico. Para el menisco y el cartílago, pese a tener propiedades muy diferentes al hueso, también se va a usar el modelo elástico lineal isotrópico. Estos dos materiales, al ser muy parecidos en sus propiedades, se van a utilizar los mismos datos para el modelado. Para el caso de los ligamentos también se opta por utilizar el modelo elástico lineal isotrópico, pues para este caso resulta ser la mejor opción. La única diferencia es que para estos se va a tener en cuenta también el dato de la densidad. Finalmente, para la piel y el músculo, que son dos materiales muy elásticos, se va a emplear el modelo hiperelástico Neo Hookean, pues es un material que cumple las características de estos tejidos de una manera muy adecuada. A continuación, se exponen los datos para cada elemento en una tabla resumen (Tabla 3). [49]

Material	Modelo	Datos
Hueso (fémur y tibia)	Elástico lineal isotrópico	$E=1.7e10$ Pa, $\nu=0.3$
Rótula	Elástico lineal isotrópico	$E=1.7e10$ Pa, $\nu=0.3$
Cartílago	Elástico lineal isotrópico	$E=1.2e7$ Pa, $\nu=0.45$
Meniscos	Elástico lineal isotrópico	$E=1.2e7$ Pa, $\nu=0.45$
Ligamentos	Elástico lineal isotrópico	$E=168$ MPa, $\nu=0.4$, densidad= 1600 kg/m ³
Piel	Hiperelástico Neo Hookean	$\mu=28000$ Pa, $d=0.495$ Pa ⁻¹
Músculo	Hiperelástico Neo Hookean	$\mu=1e6$ Pa, $d=0.4$ Pa ⁻¹

Tabla 3. Materiales de la rodilla con sus respectivos modelos constitutivos y datos. [11] [19] [20] [50]

Antes de explicar el modelado de cada componente, se van a crear los materiales que se van a utilizar. Esto se hace desde el menú *Preprocessor* → *Material Props* → *Material Models* → *Materials* → *New Material*, donde se elige el modelo de material y sus propiedades. Así se crean 6 tipos de materiales diferentes para cada elemento de la rodilla y con propiedades propias de cada tejido. El material 1 corresponde al hueso, el 2 al cartílago, el 3 a los meniscos, el 4 al ligamento, el 5 a la piel y el 6 al músculo.

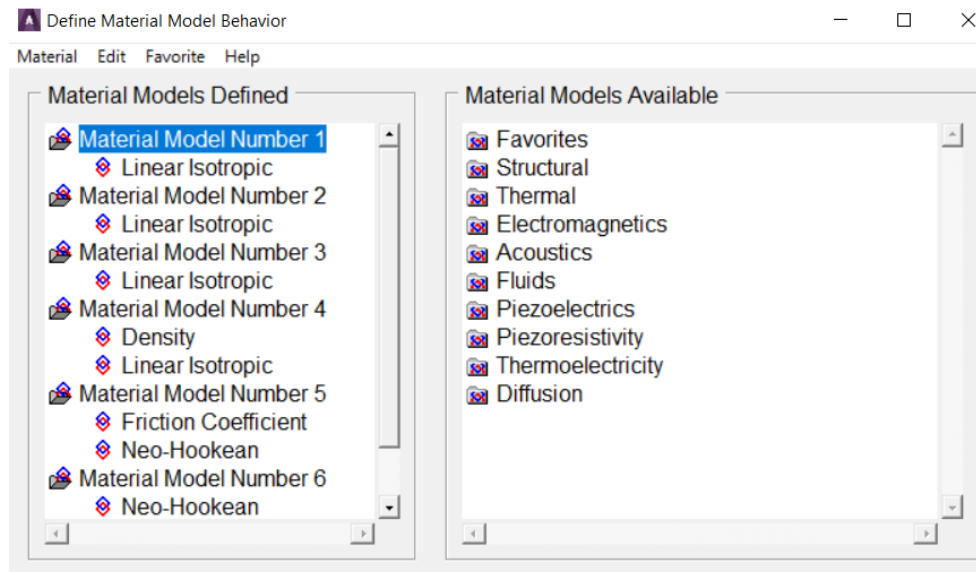


Figura 11. Creación de los diferentes materiales y su modelo en Ansys

A continuación, se procede a estudiar de manera más detallada cada componente.

- Hueso (fémur y tibia) y rótula

Para la representación de los huesos de la rodilla que son el fémur, la tibia y la rótula en la rodilla virtual se han empleado bloques en forma de prisma. El hueso es el material más rígido que va a conformar el modelo. Para los materiales de este tipo el modelo elástico lineal isotrópico es muy bueno. En la Tabla 3 se puede observar que el valor del módulo de elasticidad es el más elevado, pues el hueso, como se ha comentado, es el material menos elástico del modelo.

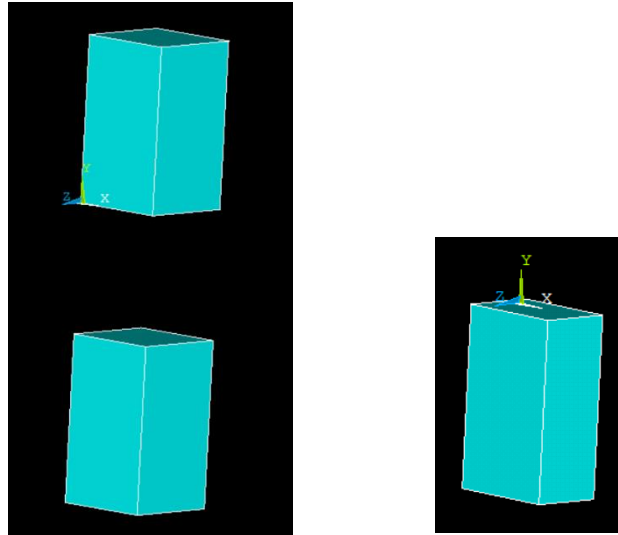


Figura 12. Modelado fémur y tibia (izquierda) y rótula (derecha) de la rodilla virtual

- Cartílago y meniscos

Los cartílagos y meniscos del modelo también se crean como prismas, pero orientados de manera que se asemejen más a la forma de los componentes que intentan imitar. Estos dos elementos tienen características y propiedades parecidas, por lo que se ha optado por emplear los mismos valores para ambas estructuras. Tanto los cartílagos como los meniscos son materiales más elásticos que el hueso, pero presentan aún cierta rigidez. Por ello, también se utiliza el modelo elástico lineal isotrópico, pues se sigue ajustando bastante bien. El valor del módulo de elasticidad es menor al del hueso, porque su capacidad elástica es un poco mayor. Sin embargo, el valor del coeficiente de Poisson es mayor.

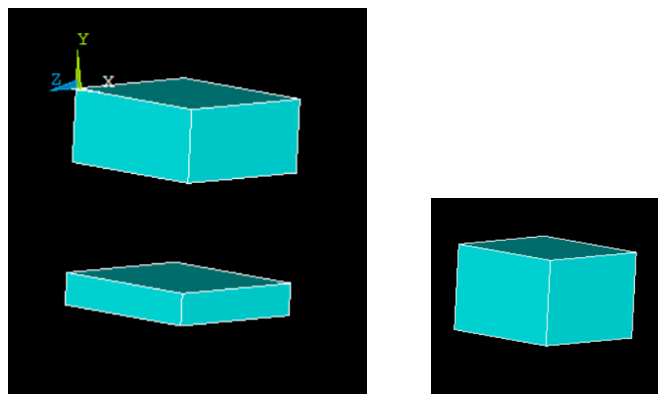


Figura 13. Modelado cartílago (izquierda) y meniscos (derecha) de la rodilla virtual

- Ligamentos

Los ligamentos, como se ha visto en la introducción, son unos de los elementos más importantes de la rodilla. Para el modelo virtual solo se va a representar el ligamento rotuliano, debido a la gran complejidad que tienen el resto de los ligamentos de ser vistos con claridad y segmentados en las imágenes de resonancia magnética que se emplearan en los siguientes modelos. El modelo elástico lineal isotrópico puede ser adecuado para modelar esta estructura, aunque bien es cierto que se podrían haber utilizado otros modelos constitutivos. Los ligamentos son un poco más rígidos que meniscos y cartílagos, de ahí que su módulo de elasticidad sea ligeramente mayor. También se aplica el valor de su densidad, con el fin de dotar de más realismo al modelo.

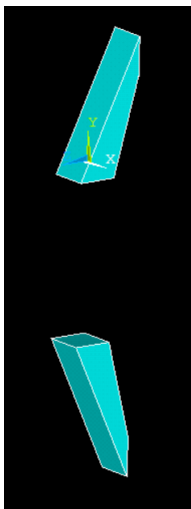


Figura 14. Modelado ligamento rotuliano de la rodilla virtual

- Músculo

El músculo ya es un material con bastante elasticidad, sin embargo, también tiene cierta rigidez, pues entre sus funciones también está la de protección, estabilidad y soporte de la rodilla. Su representación en el modelo es la más compleja. Se utilizan prismas, mayoritariamente de forma rectangular. El músculo ocupa el espacio que hay en el interior de la piel que dejan el resto de los componentes, es decir, una vez creados todos los componentes anteriores, el músculo es el hueco que queda entre la piel y estos. Algunos espacios tienen una forma más complicada, por esta razón, el músculo se representa por muchos sólidos y no por uno solo, como pasaba con el resto de los elementos anteriores. Al tener propiedades mucho más elásticas, el modelo utilizado para el músculo, que se ajusta mucho mejor que el modelo lineal elástico isotrópico, es el modelo hiperelástico de Neo Hookean.

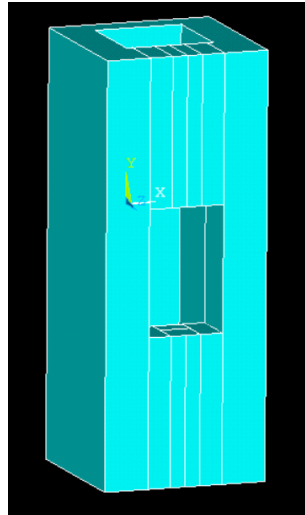


Figura 15. Modelado músculo de la rodilla virtual

- Piel

La piel es el elemento del cuerpo humano más elástico, y es la capa que protege el interior de nuestro organismo. En el modelo virtual se representa como una especie de caja muy fina, en la cual dentro están colocados todos los componentes de la rodilla en su lugar y posición adecuados. Su naturaleza elástica hace que el modelo hiperelástico de Neo Hookean sea el más adecuado. Además, si se observa la tabla, los valores de μ y de d se corresponden con que la piel sea más elástica que el músculo.

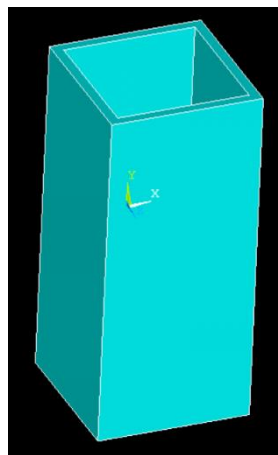


Figura 16. Modelado piel de la rodilla virtual

El siguiente paso es asignarle a cada elemento de la rodilla su material correspondiente. Esto también se hace desde *Preprocessor* → *Meshing* → *Mesh Attributes* → *Picked Volumes*, de esta manera se van seleccionando los volúmenes del modelo y se les asigna el número del material que le corresponda. Una vez completado este paso ya se tiene cada elemento de la rodilla con sus propiedades y materiales correspondiente.

Luego, una parte muy importante una vez hecho esto, es pegar todos los volúmenes del modelo, para que se comporten como si fuesen uno. Los pasos a seguir son *Preprocessor* → *Modelling* → *Operate* → *Booleans* → *Glue*. Se seleccionan todos los volúmenes y se acepta.

Así pues, una vez que se tiene el modelo de la rodilla virtual ya creado, se procede a crear la placa. Esta es un área rectangular que se posiciona pegada a la piel (a 0.1 mm de distancia), a la altura de la rótula, cubriendo esta por completo, pero sin llegar a ocupar todo el área de la piel.

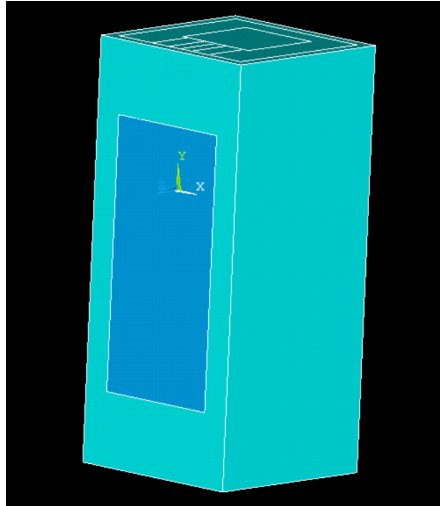


Figura 17. Modelo de rodilla virtual con la placa

A continuación, viene una parte fundamental. Los desplazamientos los vamos a someter sobre la placa, pero para que estas fuerzas pasen también a la rodilla y sus componentes hay que crear un contacto entre la placa y la piel de la rodilla. Primeramente, antes de crear el contacto, hay que crear un componente nodal N1. Para ello, en las pestañas de la parte superior de Ansys se selecciona *Select* → *Entites* → *Nodes* → *By Location*. Se eligen las coordenadas del eje z, y se escribe $[z2-0.001, z2+0.001]$, siendo z2 la coordenada máxima de z. Si desde la pestaña superior se plotean los nodos, se podrá observar solo los nodos que tienen la z máxima, es decir, los nodos más cercanos a la placa. Así, a este conjunto de nodos se le denominará componente nodal y se le dará el nombre N1.

Ahora sí, para crear el contacto seguimos la ruta de *Preprocessor* → *Modelling* → *Create* → *Contact Pair*. Se despliega una ventana nueva donde hay que elegir *Areas* en el menú *Target Surface*, y *Flexible* en *Target Type*. Después se le da al botón *Pick Target* y se selecciona el área de la placa. Luego se abre otra ventana y se selecciona el componente nodal N1 en *Contact Surface* y *Node to Surface* en *Contact Element Type*. Le damos al siguiente paso y seleccionamos el material 5, que es el correspondiente a la piel. Así con el botón *Create* ya está creado el contacto. Es muy importante comprobar que el contacto está cerrado, si esto no es así habrá que cerrarlo porque si no el modelo no funcionará.

El último paso antes de resolver es la creación de las condiciones de contorno, es decir, se van a limitar los movimientos de algunos nodos del modelo, con el fin de simular las condiciones reales de la rodilla. Primero se seleccionan el grupo de nodos como se ha hecho cuando se crea el componente nodal. Los nodos se visualizan también desde *Plot*, en la pestaña superior del software. Para aplicar las condiciones se hace lo siguiente: *Preprocessor* → *Loads* → *Define Loads* → *Aply* → *Structural* → *Displacement* → *On nodes* → *Pick all*. A los nodos con componente z mínimo, que son los más alejados de la placa, se les aplicará un desplazamiento ALL DOF = 0, esto quiere decir que estos nodos no se podrán desplazar en ninguna dirección, estarán quietos. A los nodos cuyas componentes y sean la máxima y la mínima, es decir, los que se corresponderían con el “techo” y “suelo” del modelo, también se les aplica condiciones. En este caso $UY = 0$, que quiere decir que estos nodos no se podrán desplazar en el eje y. Por último, la condición de desplazamiento que se aplica sobre la placa. Este desplazamiento se aplica en la dirección del eje z, en el nodo piloto de la placa, pues es la dirección que va perpendicular a la placa y a la rodilla. Se prueban diferentes valores de desplazamientos, para ver cómo responde la placa y la rodilla en diferentes situaciones, y así poder comprobar que rangos de valores de desplazamientos es capaz de soportar la placa para proteger a los elementos del interior de la rodilla.

Se analizan los desplazamientos en el eje z y la intensidad de las tensiones y las deformaciones de la rodilla en varias situaciones. En la primera de ellas el desplazamiento tiene un valor demasiado elevado, que la placa no es capaz de soportar, doblándola hacia la piel y rompiendo todos los tejidos de la rodilla. En la siguiente prueba, se aplica un desplazamiento considerado normal, que llega a afectar a la placa y los componentes de la rodilla, pero no produce daños ni muchos problemas, y en el último caso se aplica un desplazamiento de magnitud muy baja, que no es muy apreciable visualmente y que tampoco provoca mayor problema en los elementos internos de la rodilla.

El primer caso que se analiza es el de desplazamiento máximo, en el cual se aplica un desplazamiento de 0.005 m sobre el nodo piloto de la placa.

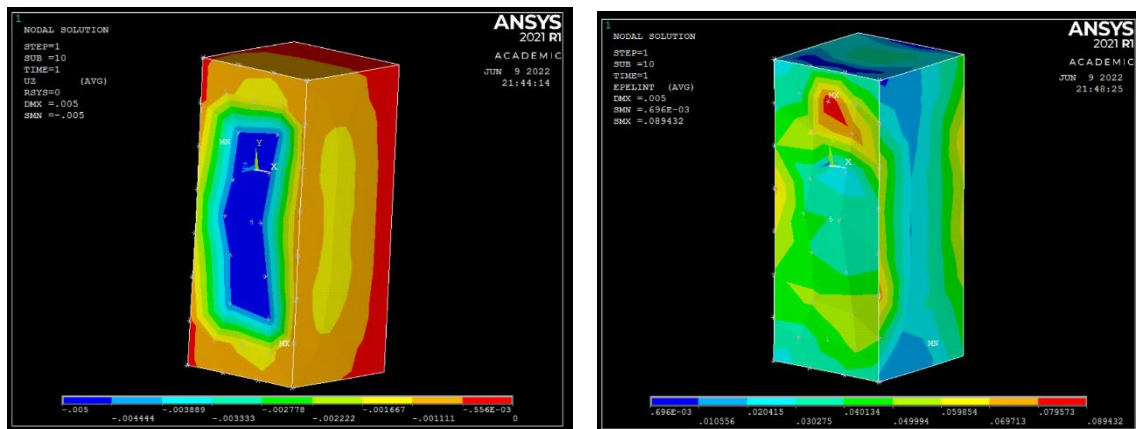


Figura 18. Resultados desplazamientos (izquierda) y deformaciones (derecha) en la rodilla virtual al aplicar un desplazamiento de 0.005 m sobre la placa

Observando la figura, se ve claramente que el desplazamiento en el eje z es muy elevado. La placa no puede resistir valores tan altos y se observa cómo está bastante deformada y doblada hacia el interior de la rodilla. Mediante el código de colores también se puede apreciar como todos los elementos internos de la rodilla han sufrido grandes desplazamientos, siendo el caso máximo en la misma placa, que es el lugar donde se ha producido el desplazamiento.

Para las tensiones y deformaciones, visualmente las imágenes son iguales, así que se ha decidido mostrar las deformaciones. Se destaca que en la parte central hay una zona más clarita, con menor deformación y tensión, correspondiente a la zona donde está colocada la placa. A su alrededor se observa claramente que están los puntos donde hay máxima tensión y deformación. Esto es así porque, justamente, en los bordes de la placa es donde están los concentradores de tensiones, que acumulan la mayor cantidad de tensión. En los elementos internos de la rodilla se ve que los colores son más homogéneos entre azul y verde, que son los valores más bajos. Sin embargo, las tensiones y las deformaciones llegan incluso hasta el hueso, es decir, que a este nivel de desplazamiento se producen tensiones, deformaciones y desplazamientos sobre todos los elementos de la rodilla, a un nivel de magnitud bastante elevado.

La conclusión de este primer caso es que un valor de desplazamiento de 0.005 m resultaría fatal para el individuo, ya que los niveles de tensiones, deformaciones y desplazamientos son tan elevados que llegarían a todos los elementos internos de la rodilla, rompiendo además así todos sus tejidos., incluido el fémur y la tibia.

El siguiente caso se corresponde con un valor de desplazamiento que se podría considerar suave. Ahora, se aplica también sobre el nodo piloto de la placa, un desplazamiento de 0.001 m, es decir, 5 veces más pequeño que el caso anterior.

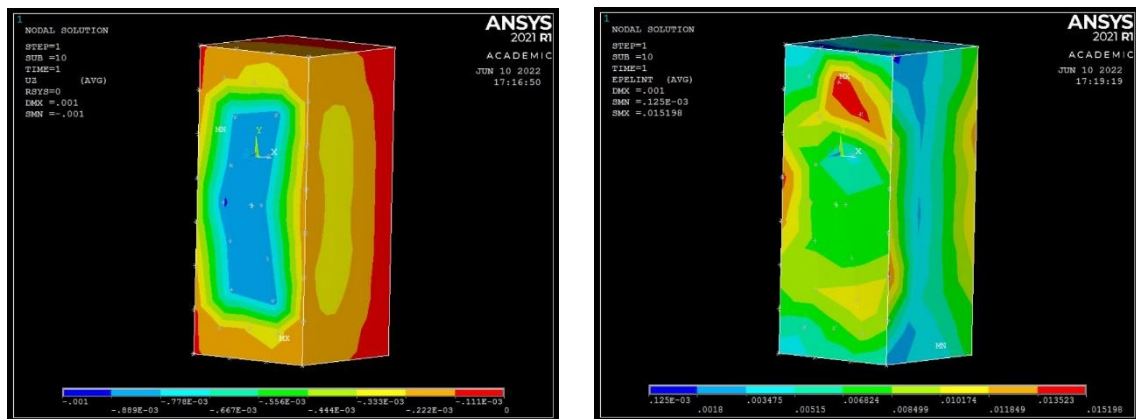


Figura 19. Resultados desplazamientos (izquierda) y deformaciones (derecha) en la rodilla virtual al aplicar un desplazamiento de 0.001 m sobre la placa

Visualmente, puede parecer que este caso es muy parecido al anterior, pero no es así. La placa se sigue viendo también un poco deformada, pues se ha aplicado directamente el desplazamiento sobre esta, pero menos que en el primer caso. La diferencia principal está en los valores numéricos. Los valores de tensiones, deformaciones y desplazamientos que llegan a los componentes internos de la rodilla son mucho más pequeños que en el primer caso. Si que es verdad que las fuerzas llegan internamente a todos los elementos, incluido el hueso, pero en mucha menor medida.

Se considera este caso como el “normal” porque es un desplazamiento que es elevado, pero no exageradamente como el de antes, por lo que se puede llegar a dar en la realidad. Además, es capaz de deformar también un poco la placa y de producir tensiones y deformaciones sobre los elementos internos, pero sin causar muchos problemas, a diferencia del caso anterior, donde se rompían todos los tejidos de la rodilla.

Por último, se tiene el caso de desplazamiento mínimo, donde se producen cambios muy pequeños en la rodilla, que a efectos prácticos una persona no notaría. El desplazamiento aplicado sobre la placa en este caso es de 0.0002 m.

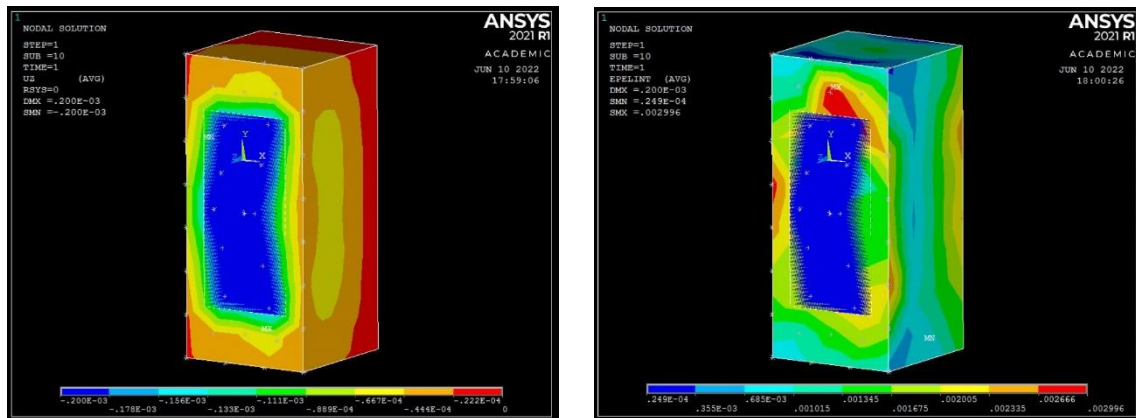


Figura 20. Resultados desplazamientos (izquierda) y deformaciones (derecha) en la rodilla virtual al aplicar un desplazamiento de 0.0002 m sobre la placa

Comparando con los casos anteriores, es observable que los lugares donde los valores de tensiones, deformaciones y desplazamientos son máximo y mínimos, es igual en todos los casos, pues es fácilmente deducible mediante el código de colores. Sin embargo, hay una gran diferencia, y es en la placa. En este caso, al aplicarle un desplazamiento mucho menor a esta, se deforma muy poco, como se puede observar en la Figura 20, y casi no se dobla en dirección a la piel como en los otros casos.

Todo esto también se ve reflejado en los valores de estas variables. Si vemos la Tabla 4, se explica como ahora estas tensiones, deformaciones y desplazamientos que actúan sobre los componentes de la rodilla son mucho más pequeños. De esta manera, se deforma ligeramente

la placa y sí que es verdad que las cargas llegan a los componentes de la rodilla, pero en valores que no serían apreciables y no causarían ningún daño ni afectarían a la estructura y función de la rodilla.

A continuación, se puede observar una tabla resumen con los valores de los desplazamientos, deformaciones y tensiones para cada uno de los casos:

Desplazamiento sobre la placa (m)	Rango valores deformación	Rango valores tensión (Pa)
0.005	0.69e-3 – 0.089	0.91e7 – 0.10e10
0.001	0.12e-3 – 0.015	0.16e7 – 0.20e9
0.0002	0.25e-4 – 0.0027	0.33e6 – 0.35e8

Tabla 4. Resumen de los resultados de desplazamientos, deformaciones y tensiones de la rodilla virtual

3.2. MODELADO RODILLA REAL HOMOGÉNEA

El modelado de la rodilla real se crea de una manera bastante diferente a como se ha hecho para la rodilla virtual. En este caso no se crean las estructuras desde 0 y desde Ansys, como en la rodilla virtual, pues en esta ocasión hay que segmentar. Primero de todo, partimos de unas imágenes de resonancia magnética de una rodilla, que son a partir de las cuales formaremos nuestro modelo. Para segmentar las imágenes y obtener el modelo de la rodilla real homogénea en 3D se utiliza el programa 3D Slicer. La principal característica de este modelo es que se segmenta toda la rodilla como un todo, se segmenta todo con el mismo material y no se hace una diferencia entre los diferentes elementos que componen una rodilla, es decir, que solo habrá una capa de segmentación. Después de la segmentación se obtiene un archivo en formato STL. A continuación, se pasa el modelo por el programa Meshmixer, con el objetivo de limpiar y dejar la geometría preparada antes de mallar. El siguiente paso es mallar el modelo formado, para así tener el modelo en formato ANS, que es el necesario para trabajar en ANSYS, que es ya el programa donde se obtendrán los resultados y se ven gráficamente para que sea más fácil hacer una discusión y sacar las conclusiones adecuadas.

Los pasos de segmentación y mallado se explican detalladamente en sus apartados correspondientes en MATERIALES Y MÉTODOS.

Una vez hecho esto, queda la siguiente estructura (Figura 21):

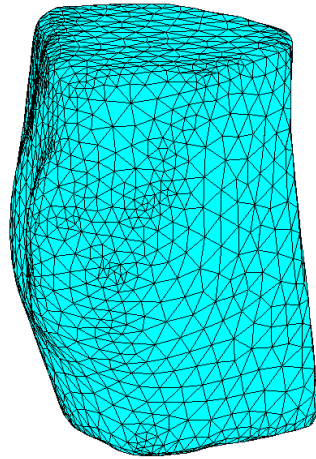


Figura 21. Modelo de la rodilla real homogénea mallado

Se corresponde con el modelo de la rodilla real homogénea mallado. El siguiente paso es cargar el modelo en Ansys, mediante el archivo ANS que se ha creado en Matlab al hacer el mallado.

Una vez se abre el modelo en Ansys los primeros pasos que hay que hacer son asignar los materiales al modelo y crear la placa. El material se crea de la misma manera que se ha hecho en el modelo de la rodilla virtual. En este caso se va a utilizar como material único el del músculo, pues se puede considerar el que tiene propiedades más intermedias. Esto es importante pues es el material que se va a utilizar para toda la rodilla, incluyendo las partes más rígidas y las más elásticas. La placa también se crea de la misma manera que en el modelado de la rodilla virtual, es decir, está pegada a la rótula, tiene forma rectangular y se crea a partir de keypoints y líneas. También resulta de vital importancia crear el contacto entre la placa y la rodilla, para ello se siguen los pasos explicados en el modelo anterior.

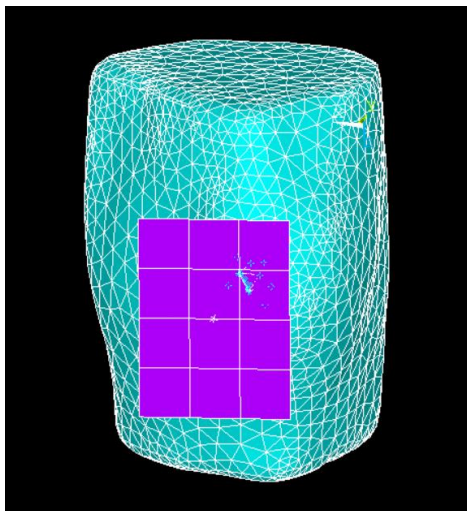


Figura 22. Modelo de la rodilla real homogénea mallado y con la placa creada en Ansys

El siguiente paso es aplicar las condiciones de contorno. La diferencia con el modelo virtual es que, en este caso, a parte de aplicar el desplazamiento solo sobre el nodo piloto de la placa, también se va a aplicar sobre un nodo situado un poco más debajo de este, y así observar si la rodilla responde de la misma manera.

Se van a analizar las mismas variables que en el caso de la rodilla virtual, es decir, el desplazamiento en la dirección perpendicular a la placa, así como las tensiones y las deformaciones sufridas por la rodilla. De la misma manera que en el modelo anterior, se va a dividir la explicación en tres casos.

En primer lugar, el caso máximo en el que se aplica un desplazamiento sobre el nodo piloto de la placa de 0.005 m.

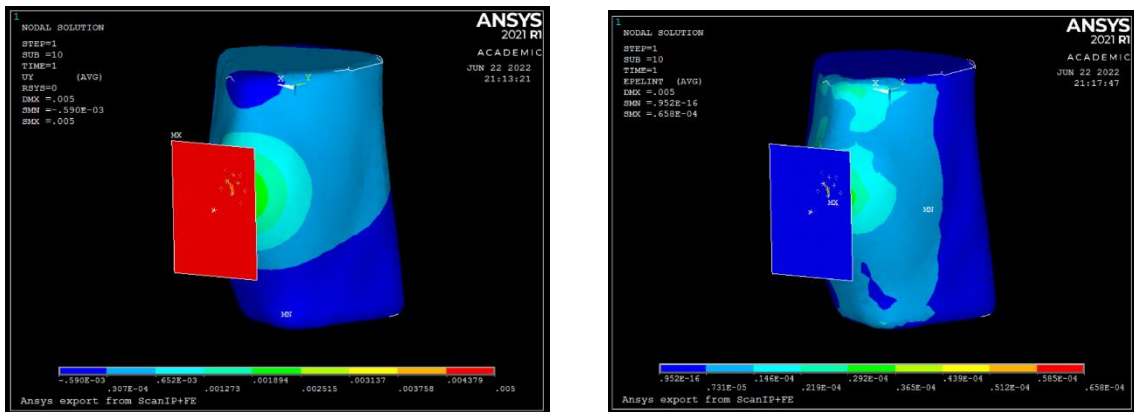


Figura 23. Resultados desplazamientos (izquierda) y deformaciones (derecha) en la rodilla real homogénea al aplicar un desplazamiento de 0.005 m sobre la placa

Observando la primera imagen, correspondiente al desplazamiento, se puede observar que el valor máximo se produce sobre la misma placa y tiene sentido, pues es el lugar donde el desplazamiento se aplica directamente. Fijándonos en el código de colores puede parecer que en el resto de la rodilla el desplazamiento es muy pequeño. Sin embargo, esto no es así ya que si se compara este mismo caso con el de la rodilla virtual se puede comprobar que los valores de desplazamiento en los elementos internos de la rodilla son muy similares en ambos casos. También se ve que en el punto de la rodilla que está justo en contacto con la rodilla está coloreado con colores verdosos, que corresponde a en ese punto hay un poco más de desplazamiento que en el resto de la articulación.

Tanto para las deformaciones como las tensiones se puede observar con claridad que prácticamente toda la rodilla está coloreada de azul, es decir, tiene el valor más bajo de tensiones y deformaciones. Comparado con la rodilla virtual, en este caso los valores de deformación son mucho más pequeños en el modelo real. Respecto a la tensión, los valores en ambos modelos son bastante similares, aunque se puede apreciar en la tabla que el rango de

valores en el modelo virtual es mucho más grande, alcanzando valores máximos sobre todo mucho más elevados. En la zona de la rótula justo detrás de la placa, también se puede ver como las tensiones y deformaciones son mayores que en el resto de la articulación.

La conclusión que se puede sacar en este caso es que el desplazamiento que se produce sobre la placa es muy elevado, y provoca que los elementos internos de la rodilla también sufran un gran desplazamiento. Este hecho conlleva que la tensión en todos los componentes de la rodilla sea muy elevada. Sin embargo, la más notable diferencia con el modelo de la rodilla virtual recae en que los valores de deformación disminuyen considerablemente.

El siguiente caso para estudiar se corresponde con aplicar ahora un desplazamiento con valor de 0.001 m sobre el nodo piloto de la placa.

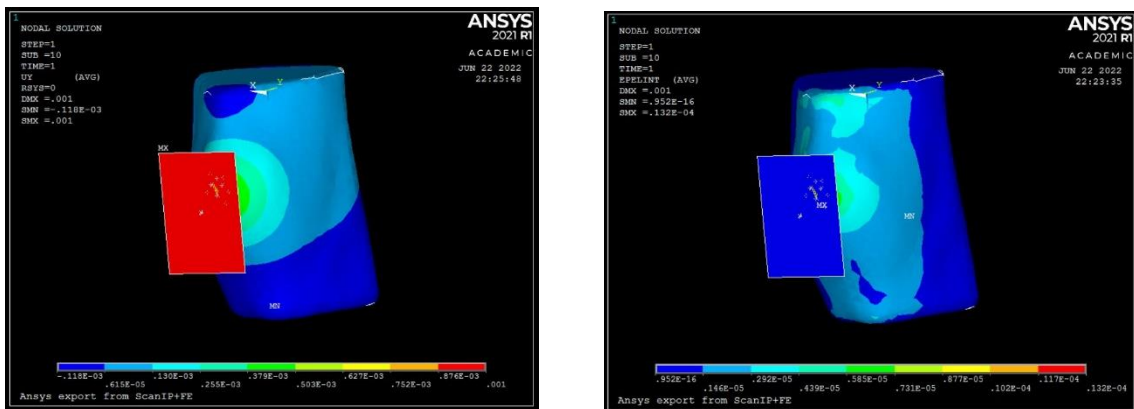


Figura 24. Resultados desplazamientos (izquierda) y deformaciones (derecha) en la rodilla real homogénea al aplicar un desplazamiento de 0.001 m sobre la placa

Visualmente este caso es exactamente igual al anterior, por lo que hay que fijarse en los valores numéricos para sacar conclusiones. El desplazamiento producido sobre la placa es más pequeño que en el caso anterior, eso se traduce en desplazamientos también más pequeños sobre el resto de la rodilla.

Al fijarse en las deformaciones y tensiones es observable que los valores mínimos de estas variables, correspondientes a la mayor parte de la rodilla, son iguales para un desplazamiento 5 veces menor. La diferencia está en el valor máximo, tanto de deformación como tensión, justo en la rótula detrás de la placa. Ese valor sí que experimenta una disminución directamente proporcional con la disminución de desplazamiento.

Finalmente se analiza el último caso, en el que se aplica un desplazamiento de 0.0002 sobre el nodo piloto de la placa.

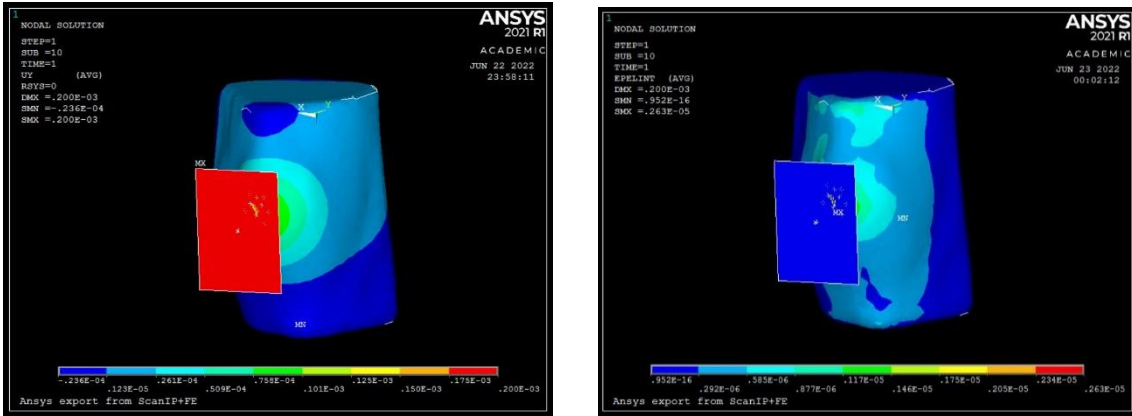


Figura 25. Resultados desplazamientos (izquierda) y deformaciones (derecha) en la rodilla real homogénea al aplicar un desplazamiento de 0.0002 m sobre la placa

Ocurre lo mismo que en los dos casos anteriores, pues a simple vista la distribución de colores sigue siempre la misma tónica. Además, sigue el patrón en cuanto a valores numéricos, pues al aplicar un desplazamiento menor sobre la placa, el desplazamiento que se traduce sobre el resto de la rodilla también es menor.

Con las deformaciones y tensiones pasa lo mismo que en el caso anterior, ya que los valores mínimos que ocupan gran parte de la rodilla son iguales, pero los valores máximos en la zona de la rótula justo en contacto con la placa sufren una disminución.

Ahora se realiza el mismo estudio, pero el desplazamiento se aplica en un nodo que está más inferior que el nodo central de la placa.

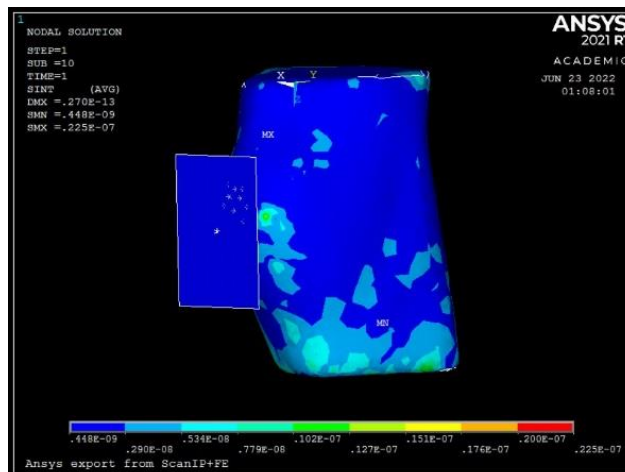


Figura 26. Resultados desplazamientos en la rodilla real homogénea al aplicar un desplazamiento en un nodo inferior de la placa

Gráficamente la diferencia que se ve más notoria es que los valores máximos, en este caso de tensión, ya no están exclusivamente en la zona de la rótula, sino que estos se han desplazado hacia abajo y ocupan zonas más dispersas. Respecto a los valores numéricos se puede comparar en las tablas como estos han disminuido notablemente, sobre todo los valores máximos de deformaciones y tensiones.

Esto ocurre porque el nodo en el que se aplica el desplazamiento ya no está en contacto directamente con la rótula y la rodilla, y de esta forma las cargas aplicadas llegan con menos intensidad a la rodilla, pues tienen que atravesar la placa y luego una pequeña zona de aire.

Las diferencias que se presencian claramente entre el modelo de rodilla virtual explicado anteriormente y el modelo de rodilla real homogénea pueden ser debidos a diversos factores. La geometría puede ser un factor, pues la de la rodilla real es mucho más compleja, asemejándose más a la realidad. Sin embargo, el aspecto más importante es la homogeneidad de la rodilla real, pues en este caso toda la rodilla está modelada como si fuera un músculo. Por tanto, no existen las diferencias de propiedades entre los diferentes componentes de la articulación, que les hacen especiales y propias, cosa que si se ha intentado imitar en el modelo de rodilla virtual. De ahí que muchos de los resultados varíen en función con el modelado de la rodilla virtual.

Pese a todos estos aspectos se podría decir que el modelo virtual creado anteriormente es bueno, puesto que la mayoría de los resultados son similares a los del modelo de rodilla real.

A continuación, se puede observar una tabla resumen con los valores de los desplazamientos, deformaciones y tensiones para cada uno de los casos.

Desplazamiento sobre la placa en nodo piloto (m)	Rango valores deformación	Rango valores tensión (Pa)
0.005	0.95e-16 – 0.37e-4	0.45e-9 – 58.50
0.001	0.95e-16 – 0.73e-5	0.45e-9 – 14.62
0.0002	0.95e-16 – 0.15e-5	0.45e-9 – 2.92

Tabla 5. Resumen resultados de desplazamientos, deformaciones y tensiones de la rodilla real homogénea aplicados sobre el nodo piloto de la placa

Desplazamiento sobre la placa en nodo inferior (m)	Rango valores deformación	Rango valores tensión (Pa)
0.005	0.16e-16 – 0.64e-14	0.45e-9 – 0.10e-7
0.001	0.16e-16 – 0.64e-14	0.45e-9 – 0.10e-7
0.0002	0.16e-16 – 0.64e-14	0.45e-9 – 0.10e-7

Tabla 6. Resumen resultados de desplazamientos, deformaciones y tensiones de la rodilla real homogénea aplicados sobre un nodo inferior de la placa

3.3. MODELADO RODILLA REAL HETEROGÉNEA

El modelado de la rodilla real heterogénea se realiza de forma prácticamente igual a la rodilla real homogénea. La principal diferencia reside a la hora de segmentar. En este modelo, se van a crear diferentes segmentaciones, es decir, se va a distinguir entre las diferentes partes de la rodilla y cada una de ellas será una segmentación. Para ello, en el programa Slicer 3D, dentro del menú *Segment Editor* se le da a *Add* y así iremos añadiendo segmentaciones.



Figura 27. Segmentación modelo rodilla real heterogénea

Una vez segmentado, se exporta el modelo en formato STL, se pasa por Meshmixer para suavizarlo y hacer las correcciones oportunas como en el modelo anterior. Nos queda una geometría como la de la Figura 28. Se ha optado por no incluir la piel, el músculo y el ligamento porque si estos están visibles solo se vería la piel, al ser la capa más externa.

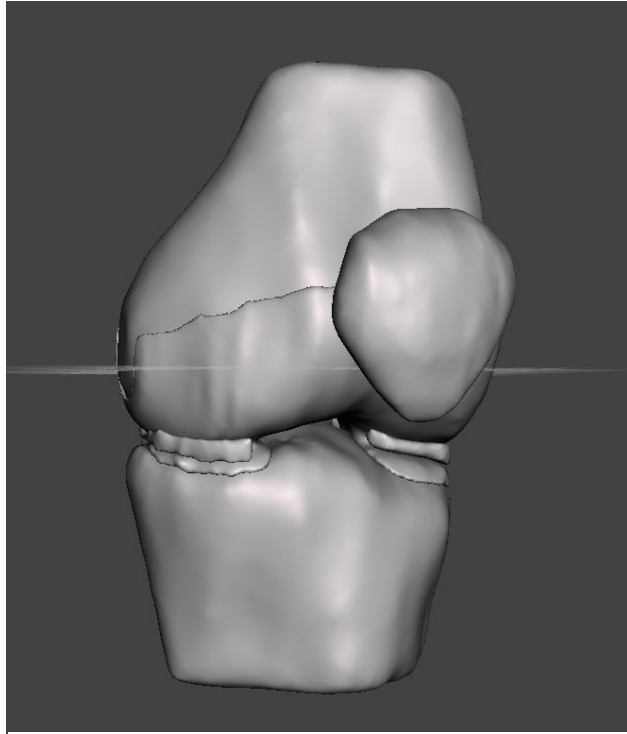


Figura 28. Modelado 3D rodilla real heterogéna

Así, se deja el modelo suavizado y preparado para el mallado y la realización del estudio, así como otros nuevos procedimientos, en el futuro.

CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES

Con la realización de este trabajo se ha permitido estudiar la eficacia de una placa protectora situada en la parte anterior de la rodilla, pegada a la piel a la altura de la rótula, tanto para un modelo creado de rodilla virtual como para un modelo de una rodilla real de un paciente.

Se ha demostrado que los modelos virtuales pueden ser muy eficaces y resultan de gran ayuda para tratar problemas médicos. Además, la creación del modelo a partir de las imágenes de resonancia magnética de un paciente, supone un avance hacia la medicina personalizada, que sería el caso perfecto al que se pretende llegar en medicina. Para cualquier persona, tener modelos personalizados de las estructuras de su cuerpo, sería lo ideal y facilitaría el trabajo a los profesionales de la salud en busca de soluciones a sus problemas.

En lo que supone los resultados, estos han sido bastante parecidos, teniendo en cuenta las diferencias entre ambos modelos. Así, la placa resulta ser bastante eficaz, aunque en los casos en los que se aplica un desplazamiento muy elevado, esta no sirve de nada y la rodilla se rompe de igual manera. También es muy interesante comprobar como han variado estos resultados cambiando la magnitud del desplazamiento o aplicando estas cargas en un punto diferente al nodo piloto de la placa.

A pesar de no haber conseguido resultados para el modelo de rodilla real heterogénea, debido a la falta de recursos de software válidos para el mallado de modelos tan complejos. Se deja accesible el proceso de su modelado para futuras investigaciones.

CAPÍTULO 5. LIMITACIONES DEL PROYECTO Y LÍNEAS FUTURAS

La rodilla es una articulación muy estudiada, de ahí, que se hayan hecho tantos avances en este área. Sin embargo, al ser una estructura tan compleja también tiene muchos aspectos que mejorar. Algunas limitaciones hoy en día son la gran cantidad de patologías y lesiones que se producen y la dificultad para definir las propiedades sobre todo de los tejidos blandos que están presentes en la articulación.

En el apartado de la rodilla virtual se ha optado por simular la geometría de ésta de una manera muy simple, a partir de prismas y bloques. Como primera experiencia con los modelos virtuales está bien, pero se contempla en un futuro la creación de maquetas virtuales más complejas y más similares a la forma real de la articulación.

Por otra parte, en lo que se refiere a la rodilla real el principal inconveniente ha sido la segmentación. Esta se ha hecho de manera manual, en todas y cada una de las imágenes de resonancia magnética. Debido al elevado número de imágenes de las que se disponía, ha sido un proceso largo y costoso, porque además hay que hacerlo muy bien y con mucho cuidado, pues cualquier pequeño fallo puede inducir errores en los pasos siguientes. Por tanto, podría ayudar mucho alguna herramienta que fuera capaz de segmentar las partes deseadas de manera automática, para ahorrar así mucho tiempo y trabajo. Así, también se reducirían los fallos cometidos por los humanos y, con estas nuevas herramientas, se podrían detectar nuevas anomalías u otros aspectos que el ojo humano no ve. Aquí entraría en juego introducir mejoras en la segmentación automática mediante aprendizaje automático, más concretamente en el campo de deep learning, en los cuales se está trabajando actualmente.

Respecto a la morfología de la rodilla también hay que hacer un análisis debido a su complejidad. Los tejidos del cartílago, meniscos y ligamentos son los que más dificultades presentan para ser observados con claridad en las imágenes de resonancia magnética, y, por tanto, para ser segmentados. En el caso de los ligamentos se ha optado por segmentar solo el ligamento rotuliano, ya que era el que mejor se podía ver en las imágenes, descartando así los ligamentos cruzados y los ligamentos colaterales. Para los meniscos y cartílago la mayor limitación es simular sus características como la anisotropía, viscoelasticidad, velocidad de deformación, permeabilidad y propiedades de exudación o inflamación. Así, sería conveniente la existencia de modelos más complejos para modelar este tipo de elementos.

Haciendo referencia a la placa, pueden existir muchas variantes o estudios similares que llevar a cabo. Un aspecto que se puede tener en cuenta en el futuro es el material, es decir, realizar el mismo proceso cambiando el material de la placa, y así comprobar cuál es capaz de resistir mejor las cargas aplicadas. También se podría cambiar el aspecto de la placa, variando así su tamaño y forma, por ejemplo se podría pegar toda la placa a la rodilla, adaptándose a la forma de la articulación y que todos los puntos de la placa estén en contacto con algún punto de la rodilla. El estudio podría aumentar su complejidad aplicando sobre la placa además de

deplazamientos, fuerzas, de diferentes tipos y de diferente magnitud, y en diferentes zonas de la placa. Todo esto con el objetivo de mejorar, y de buscar la mejor solución para proteger la articulación de la mejor manera posible.

Otro problema ha sido el modelo de rodilla real heterogénea. Se ha intentado obtener los resultados, de igual forma que en el modelo de rodilla real homogénea, pero solo se ha llegado al paso anterior al mallado (Figura 28). No se ha podido mallar a partir de Matlab usando iso2mesh, como sí sucedía con el modelo homogéneo. El problema se ha ido complicando y en este paso de mallado salió un error, que no se ha podido reparar. Se necesitarían probar con otras herramientas, quizás incluso de pago, que ayuden a solucionar este problema. Por esta razón, se plantea como trabajo futuro arreglar este error y continuar experimentado con el modelo de rodilla real heterogénea, para así obtener los resultados para un modelo más específico de paciente.

Por último, en este caso se está considerando la rodilla extendida, en bipedestación. Se podría estudiar también la eficacia de la placa para diferentes ángulos de flexión de la rodilla, y así analizar también el amoldamiento de la placa al movimiento normal de la articulación.

CAPÍTULO 6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Panesso, Trillos, Tolosa Guzman (2008).. Biomecánica Clínica de la Rodilla. Universidad del Rosario, Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano (2008).
- [2] Mosquera Ochoa, D., & Sierra Landines, L. M. (2013). El cuerpo como fundamento para el diseño de vestuario: estudio morfológico y anatómico del cuerpo humano a través de la biomecánica y la ergonomía.
- [3] Díaz Cuadro, C. A. (2020). Análisis computacional de la articulación de la rodilla: aplicación en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior.
- [4] Adúriz-Bravo, A., & Izquierdo-Aymerich, M. (2009). Un modelo de modelo científico para la enseñanza de las ciencias naturales. Revista electrónica de investigación en educación en ciencias, (ESP), 40-49.
- [5] Cisneros Hidalgo, Y. Á., González Carbonell, R. A., Camue Corona, E., Oropesa Rodríguez, Y., & Puentes Álvarez, A. (2014). Aplicación de los modelos mecanobiológicos en los procesos de regeneración ósea. Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología, 28(2), 214-222.
- [6] Oscar Rodrigo López-Vaca, C. I. Alberto Narváez-Tovar, and I. I. Diego Alexander Garzón-Alvarado, "Modelos computacionales del comportamiento del cartílago articular Computational models of articular cartilage behavior," 2012. [Online]. Available: <http://scielo.sld.cu>
- [7] M. Freutel, H. Schmidt, L. Dürselen, A. Ignatius, and F. Galbusera, "Finite element modeling of soft tissues: Material models, tissue interaction and challenges," Clinical Biomechanics, vol. 29, no. 4. Elsevier Ltd, pp. 363–372, Apr. 01, 2014, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.01.006.
- [8] Morales-Palma, D. (2011). Análisis del efecto de la flexión en la conformabilidad de chapas metálicas.
- [9] Caldas, J., Beltrán, S., & Castro, H. (2015). Análisis de esfuerzos mecánicos generados en las articulaciones de rodilla y cadera durante la trayectoria total de la marcha humana. Revista De Investigación, 8(2), 82-97.
- [10] Romero Rodríguez, B. (2017). Modelado 3D, simulación y análisis del movimiento de una articulación humana.
- [11] Relaño Gibert, C. (2019). Análisis de las tensiones soportadas por el ligamento anterolateral de la rodilla humana a partir de un modelo 3D mediante elementos finitos.
- [12] Taracido López, I. (2019). Modelización de ligamentos como elementos finitos y estudio de su comportamiento en una rodilla humana.
- [13] Imeni, M., Seyfi, B., Fatourae, N., & Samani, A. (2020). Constitutive modeling of menisci tissue: a critical review of analytical and numerical approaches. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 19(6), 1979-1996.
- [14] Trad, Z., Barkaoui, A., Chafra, M., & Tavares, J. M. R. (2018). Finite element analysis of the effect of high tibial osteotomy correction angle on articular cartilage loading. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 232(6), 553-564.
- [15] Arzola de la Peña, N., & Caballero Alemán, P. J. (2012). Revisión de modelos constitutivos para cartílago articular. *Dyna*.

- [16] Gu, K. B., & Li, L. P. (2011). A human knee joint model considering fluid pressure and fiber orientation in cartilages and menisci. *Medical engineering & physics*, 33(4), 497-503.
- [17] Tissakht, M., & Ahmed, A. M. (1995). Tensile stress-strain characteristics of the human meniscal material. *Journal of biomechanics*, 28(4), 411-422.
- [18] Peña, E., Calvo, B., & Doblaré, M. (2006). Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas. *Revista internacional de métodos numéricos*.
- [19] Kalra, A., Lowe, A., & Al-Jumaily, A. M. (2016). Mechanical behaviour of skin: a review. *J. Mater. Sci. Eng*, 5(4), 1000254.
- [20] Isaza López, J. A. (2019). Comportamiento mecánico de la piel en función del espesor de las capas que la componen.
- [21] Franco, S. C., Delgado, L. J. P., & Gómez, I. C. S. (2006). Análisis FEA de prótesis de rodilla policéntrica. *Avances en Sistemas e Informática*, 3(1), 35-38.
- [22] Aguilar, J. A. H., Sánchez, E. J. A., & Velázquez, A. L. (2018). Diseño y simulación de rodilla mecánica monocéntrica. *Pistas Educativas*, 39(128).
- [23] Lanas, D., Lanas-Perez, J., Mayorga, L. E., & Garcia, M. V. (2020). Análisis biomecánico de esfuerzos de la rodilla basado en reconstrucción digital de imagen. *Revista Ibérica de Sistemas e Tecnologías de Informação*, (E27), 690-703.
- [24] Junguitu Briz, R. (2018). Diseño de una rodillera con prestaciones térmicas para motocicleta.
- [25] Martínez Sanchis, S. (2021). Biomecánica de la rodilla. Biomateriales y biomecánica. Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. Universitat Politècnica de Valencia.
- [26] López, U. E., Martínez, S. V., Osorio, A. G., Carmona, A. A., & Borja, V. (2013). Desarrollo de un equipo auxiliar para rehabilitación de pacientes con lesiones en las rodillas de bajo costo. *Memorias del XIX internacional anual de la SOMIM*.
- [27] Orthopedic Biotechnology Company – Ortho Regenerative Technologies Inc. (2022). Orthorti. <https://www.orthorti.com/meniscal-repair/>
- [28] <https://www.sanchezalepuz.com/ha-llegado-momento-ponerme-una-protesis-rodilla/>. (2017). <https://www.sanchezalepuz.com/ha-llegado-momento-ponerme-una-protesis-rodilla/>.
- [29] Samper Aldeguer, N. (2020). *Desarrollo de modelos biomecánicos de la rodilla mediante Método de Elementos Finitos* (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València).
- [30] Kahla, R. B., Barkaoui, A., & Merzouki, T. (2019). *Finite Element Method and Medical Imaging Techniques in Bone Biomechanics*. John Wiley & Sons.
- [31] Apuntes de asignaturas Técnicas de Imágenes Biomédicas e Imágenes biomédicas
- [32] 3D Slicer image computing platform. (2008). 3D Slicer. <https://www.slicer.org/>
- [33] <https://www.meshmixer.com/>. (2020). meshmixer. <https://www.meshmixer.com/>
- [34] Woge, O. G., Morán, C. O. G., & Chau, A. L. (2020). Introducción al método del elemento finito: Solidworks y Matlab. *Ideas en Ciencias de la Ingeniería*, 1(1), 27-47.
- [35] Celigüeta-Lizarza, J. T. (2011). Método de los elementos finitos para análisis estructural.

- [36] Blanco, J. O. C., Madrigal, M. R., Calas, H., Moreno, E., Salas, L. L., & Palomares, E. (2013). Modelación y Simulación de Sistemas Biomecánicos Acoplados Utilizando el Método de Elementos Finitos. Aplicaciones en Ortopedia. In *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba* (pp. 619-622). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [37] M. (2001). *MÃ©todo de elementos finitos (FEM)*. PolÃ©meros termoplÃ¡sticos, elastÃ³meros y aditivos. <https://www.mexpolimeros.com/pedia/fem.html>
- [38] Tacco Cedeño, M. F. (2018). *Metodología de enseñanza del método de Elementos Finitos para estudiantes de ingeniería* (Master's thesis, Quito: UCE).
- [39] *MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico*. (2022). MATLAB & Simulink. <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>
- [40] Llardent, M. R. A. (2013). *Elasticidad y resistencia de materiales II*. Editorial UNED.
- [41] Zapata, F. (2020, 14 abril). *Módulo de Young: cálculo, aplicaciones, ejemplos, ejercicios*. Lifeder. <https://www.lifeder.com/modulo-de-young/>
- [42] *el coeficiente de Poisson*. (2022). Hmn.Wiki. https://hmn.wiki/es/Poisson%27s_ratio
- [43] *Section 5.1 Linear Elasticity*. (2022). FEBio Documentation. https://help.febio.org/FEBioTheory/FEBio_tm_3-4-Section-5.1.html
- [44] Hackett, R. M. (2016). *Hyperelasticity primer*. Cham: Springer International Publishing.
- [45] Canseco de la Cruz, R. A., Camarillo Gómez, K. A., Silva Moreno, A., & Lesso Arroyo, R. (2011). Experimentación y Análisis por MEF del Comportamiento Hiperelástico en Materiales usados en Calzado Deportivo. *Ingeniería mecánica, tecnología y desarrollo*, 4(1), 023-031.
- [46] Knops, R. J., & Quintanilla, R. (2011). Introductory topics in the mathematical theory of continuum mechanics. *Continuum Mechanics-Volume III*, 206.
- [47] Kim, B., Lee, S. B., Lee, J., Cho, S., Park, H., Yeom, S., & Park, S. H. (2012). A comparison among Neo-Hookean model, Mooney-Rivlin model, and Ogden model for chloroprene rubber. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 759-764.
- [48] *Subsection 5.2.4 Natural Neo-Hookean*. (2022). FEBio Documentation. https://help.febio.org/FEBioTheory/FEBio_tm_3-4-Subsection-5.2.4.html
- [49] Peña, E., Calvo, B., Doblaré, M., & Martínez, M. A. (2006). Estudio mediante elementos finitos de la influencia de la pretensión de los ligamentos en la flexión de la rodilla. *Revista internacional de métodos numéricos*.
- [50] Romero Rodríguez, B. (2017). Modelado 3D, simulación y análisis del movimiento de una articulación humana.

PRESUPUESTOS

**ESTUDIO DE LAS CARGAS SOPORTADAS
EN LOS PROTECTORES DE RODILLA SEGÚN
SU MATERIAL**

**AUTOR: ALEJANDRO MOYA PÉREZ
TUTORA: SANDRA MARTÍNEZ SANCHIS**

Curso Académico: 2021-22

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. PRESUPUESTOS PARCIALES.....	63
1.1. COSTES DE MANO DE OBRA	63
1.2. COSTES DE EJECUCIÓN.....	63
2. PRESUPUESTO TOTAL	65

ÍNDICE DE TABLAS DEL PRESUPUESTO

TABLA 1. CUADRO RESUMEN DE LOS COSTES DE MANO DE OBRA DEL PROYECTO	63
TABLA 2. COSTES DE HARDWARE	64
TABLA 3. COSTES DE LICENCIA DE SOFTWARE.....	65
TABLA 4. PRESUPUESTO TOTAL DEL PROYECTO.....	66

En el presente documento se pretende analizar y predecir el importe económico del Trabajo Final de Grado, mediante la descripción de los presupuestos del proyecto. Se va a obtener un presupuesto total final de ejecución por contrata, desglosando el presupuesto de los costes del proyecto en costes de mano de obra, material y equipo empleado.

1. PRESUPUESTOS PARCIALES

1.1. COSTES DE MANO DE OBRA

Los costes de mano de obra explican los recursos humanos necesarios para la realización del presente proyecto. Se ha de tener en cuenta que se trata de una aproximación de las horas que se han dedicado al trabajo y el coste unitario por cada hora trabajada.

Mano de obra	Unidades	Cantidad	Coste unitario	Coste total	Total mano de obra
Ingeniero biomédico junior	h	300	15 €/h	4500 €	4500 €

Tabla 7. Cuadro resumen de los costes de mano de obra del proyecto

1.2. COSTES DE EJECUCIÓN

En este apartado se presentan los costes de los equipos que se han utilizado, lo que se denomina software, y de los programas informáticos empleados, lo que se denomina hardware, que se han necesitado para la realización del trabajo.

A la hora de calcular este tipo de costes hay que tener en cuenta la amortización, pues las herramientas empleadas no se han obtenido específicamente para la realización del proyecto. Se considera la amortización la relación entre el valor real que tiene el producto en el momento de su compra con su tiempo de vida útil estimado. Así pues:

$$\text{Coste imputable (sin IVA)} = \frac{\text{Período de uso}}{\text{Vida útil}} \cdot \text{Costes sin IVA}$$

El periodo de uso y la vida útil se mide en meses y los costes se miden en euros.

Coste de hardware

En este apartado se describen los costes referentes al hardware, es decir, a los equipos que se han empleado para realizar el proyecto. Todo el desarrollo del trabajo se ha producido en un ordenador portátil HP 255 G8 Notebook PC, que tiene un tiempo de vida útil de 5 años. Se hacen un calculo de esta amortización para los 8 meses de duración del trabajo.

Hardware	Cantidad	Coste sin IVA (euros)	Tiempo de amortización (meses)	Tiempo de uso (meses)	Ratio de amortización	Coste imputable sin IVA (euros)	Total Hardware (euros)
HP 255 G8 Notebook PC	1	550 €	60	8	8/60	73.33 €	73.33 €

Tabla 8. Costes de hardware

Costes de licencia de software

Entre los softwares utilizados, hay que tener en cuenta algunas cosas. Hay programas que se han empleado que son de uso libre, otros que son de pago y, en cambio, hay otros que se han podido usar gracias al software de la Universitat Politècnica de Valencia y su versión gratuita para estudiantes. Los softwares de uso libre no se tendrán en cuenta a la hora de hacer los presupuestos, y en los que tienen licencia de pago habrá que contar con la amortización que corresponde a la duración de la licencia. El coste de licencias de software que se necesita para el trabajo es el siguiente:

Licencia de software	Nº de licencias	Coste sin IVA (euros)	Duración de la licencia (meses)	Tiempo de uso (meses)	Ratio de amortización	Coste imputable sin IVA (euros)
Sistema Operativo de Microsoft Windows 10	1	145 €	Ilimitada (uso de 5 años)	8	8/60	19.33 €
Paquete Office	1	123.14 €	12	8	8/12	82.09 €
Matlab R2021b	1	800 €	Estudiantes	8	8/12	533.33 €
Slicer 3D	1		Ilimitada	-	-	0 €
Autodesk Meshmixer	1	-	Ilimitada	-	-	0 €
Licencia de ANSYS® 2019 R3 Academic Associate	1	-	Estudiantes	-	-	0 €
Total software						634.75 €

Tabla 9. Costes de licencia de software

2. PRESUPUESTO TOTAL

Todos los costes que se han desglosado en el apartado anterior se suman y su resultado es el Presupuesto de Ejecución de Material. A este número hay que añadir el porcentaje de gastos generales (13 %) y el porcentaje asociado a beneficio industrial (6 %). Con todo esto se obtiene el Presupuesto de Ejecución por Contrata. Finalmente, se añade al presupuesto anterior el porcentaje correspondiente al IVA (21 %), para obtener así el Presupuesto Total.

Presupuesto desglosado	Euros
Costes de mano de obra	4500 €
Costes de hardware	73.33 €
Costes de licencia de software	634.75 €
Presupuesto de Ejecución Material	5208.08 €
Gastos generales (13 %)	677.05 €
Beneficio industrial (6 %)	312.48 €
Presupuesto de Ejecución por Contrata	6197.61 €
IVA (21 %)	1301.49 €
Presupuesto Total	7499.10 €

Tabla 10. Presupuesto total del proyecto

El presupuesto final del presente proyecto asciende a un valor de siete mil cuatrocientos noventa y nueve euros con diez céntimos (7499.10 €).