



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

ANÁLISIS DEL RIESGO DE FRACTURA DEL HÚMERO
PROXIMAL ANTE UNA CAÍDA

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Ros Castejón, Froilán

Tutor/a: Rupérez Moreno, María José

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

ANÁLISIS DEL RIESGO DE FRACTURA DEL HÚMERO PROXIMAL ANTE UNA CAÍDA

AUTOR: FROILÁN ROS CASTEJÓN

TUTOR: MARÍA JOSÉ RUPÉREZ MORENO

Curso Académico: 2021-22

Agradecimientos

Dedico este espacio para dirigir unas palabras de agradecimiento a todas las personas que me han rodeado y han caminado junto a mí a lo largo de este trayecto. Primero, darle las gracias a mi familia y a mi pareja que han supuesto el pilar fundamental en mi vida y con quienes siempre estaré en deuda. Gracias por haberme apoyado tanto en los buenos momentos como sobre todo en los malos, por haber creído en mí y haberme querido y animado.

Gracias a todos mis amigos y compañeros junto a los cuales he compartido estos últimos años de los que atesoraré recuerdos preciosos, únicos e irrepetibles. Habéis sido una parte muy importante de mi vida y un gran apoyo que me ha permitido avanzar hasta donde estoy y hasta lo que soy.

Por último, quiero dar las gracias a mi tutora por haber podido guiarme durante estos meses de trabajo, por haber estado siempre disponible y dispuesta a ayudarme y sobre todo por su labor docente.

Resumen

Las fracturas de húmero proximal representan el 2-3% de todas las fracturas de las extremidades del miembro superior. Este fenómeno afecta hoy en día a un porcentaje cada vez mayor de la población. A medida que la esperanza de vida aumenta también lo hace el riesgo de padecer osteoporosis. Con el avance de la tecnología, a día de hoy, resulta posible realizar análisis que predigan el riesgo de un paciente a sufrir una fractura atendiendo al estado biológico actual en el que se encuentran sus huesos. Por ello, la motivación y objetivo de este trabajo consiste en realizar un análisis del riesgo de fractura del húmero proximal ante una caída.

Para lograrlo, se ha hecho uso de imágenes de tomografía computarizada (TC) proporcionadas por ASCIRES Grupo Biomédico. Se ha empleado un software de segmentación llamado 3DSlicer para obtener modelos tridimensionales de huesos de pacientes reales. Se ha elaborado un modelo de malla de los mismos empleando MATLAB, así como la asignación de las propiedades mecánicas del hueso en base a su densidad mineral ósea mediante el software Bonemat. Finalmente, el modelo biomecánico ha sido importado a ANSYS, un paquete comercial de elementos finitos, con el propósito de realizar una simulación de una caída que permita extraer las variables biomecánicas críticas para la predicción del riesgo de fractura.

Palabras clave: osteoporosis, húmero, fractura, TC, método de elementos finitos, segmentación, modulo elástico, deformación, simulación.

Abstract

Fractures of the proximal humerus account for 2-3% of all fractures of the upper limb extremities. This phenomenon now affects an increasing percentage of the population. As life expectancy increases, so does the risk of osteoporosis. With the advance of technology, it is now possible to perform analyses that predict a patient's risk of suffering a fracture based on the current biological state of their bones. For this reason, the motivation and objective of this work is to carry out an analysis of the risk of fracture of the proximal humerus in the event of a fall.

To achieve this, use has been made of computed tomography (CT) images provided by ASCIRES Biomedical Group. A segmentation software called 3DSlicer has been used to obtain three-dimensional models of bones of real patients. A mesh model of them has been elaborated using MATLAB, as well as the assignment of the mechanical properties of the bone based on its bone mineral density using the Bonemat software. Finally, the biomechanical model was imported into ANSYS, a commercial finite element package, in order to simulate a fall and extract the critical biomechanical variables for fracture risk prediction.

Keywords: osteoporosis, humerus, fracture, CT, finite element method, segmentation, elastic modulus, deformation, simulation.

Resum

Les fractures d'húmer proximal representen el 2-3% de totes les fractures de les extremitats del membre superior. Aquest fenomen afecta hui dia a un percentatge cada vegada major de la població. A mesura que l'esperança de vida augmenta també ho fa el risc de patir osteoporosi. Amb l'avanç de la tecnologia, hui dia, resulta possible realitzar anàlisis que prediguen el risc d'un pacient a patir una fractura atés l'estat biològic actual en què es troben els seus ossos. Per això, la motivació i objectiu d'aquest treball consisteix a realitzar una anàlisi del risc de fractura de l'húmer proximal davant una caiguda.

Per a aconseguir-ho, s'ha fet ús d'imatges de tomografia computa (TC) proporcionades per ASCIRES Grup Biomèdic. S'ha emprat un programari de segmentació anomenat 3DSlicer per obtindre models tridimensionals d'ossos de pacients reals. S'ha elaborat un model de malla dels mateixos emprant MATLAB, així com l'assignació de les propietats mecàniques de l'os sobre la base de la seua densitat mineral òssia mitjançant el programari Bonemat. Finalment, el model biomecànic ha sigut importat a ANSYS, un paquet comercial d'elements finits, amb el propòsit de realitzar una simulació d'una caiguda que permeta extraure les variables biomecàniques crítiques per a la predicció del risc de fractura.

Paraules clau: osteoporosi, húmer, fractura, TC, mètode d'elements finits, segmentació, mòdul elàstic, deformació, simulació.

Índice

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	11
1.1. MOTIVACIÓN DEL TRABAJO	11
1.2. ENFERMEDADES DEGENERATIVAS ÓSEAS: OSTEOPOROSIS ... 12	
1.2.1. EPIDEMIOLOGÍA.....	12
1.2.2. DIAGNÓSTICO Y CLASIFICADOR BMD	12
1.3. BIOMECÁNICA DEL HÚMERO	13
1.4. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	14
CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA	16
2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
2.2. MATERIALES	16
2.3. REPOSITORIO DE IMÁGENES	16
2.4. CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO	17
2.4.1. SEGMENTACIÓN	17
2.4.1.1. <i>SOFTWARE: 3D SLICER</i>	17
2.4.1.2. <i>IMPORTACIÓN DE LAS IMÁGENES DICOM</i>	18
2.4.1.3. <i>ESTABLECIMIENTO DE LA REGIÓN DE INTERÉS</i>	19
2.4.1.4. <i>PROCESO DE SEGMENTACIÓN</i>	20
2.4.1.5. <i>EXPORTACIÓN DE LOS HÚMEROS SEGMENTADOS</i>	23
2.4.2. MALLADO	24
2.4.2.1. <i>ANÁLISIS DE CONVERGENCIA DE LA MALLA</i>	26
2.4.3. ASIGNACIÓN DE LOS MATERIALES: BONEMAT	27
2.4.3.1. <i>DATOS DE ENTRADA BONEMAT</i>	27
2.4.3.2. <i>MAPEADO</i>	28
2.4.3.3. <i>EXPORTACIÓN DE LA MALLA</i>	30
2.4.4. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS	31
2.4.4.1. <i>IMPORTACIÓN DE LA MALLA</i>	32
2.4.4.2. <i>TRANSFORMACIÓN DEL SISTEMA DE REFERENCIA</i>	32
2.4.4.3. <i>APLICACIÓN DE LAS CONDICIONES DE CONTORNO</i>	35
2.4.4.4. <i>VARIABLES BIOMECÁNICAS</i>	37
2.4.4.5. <i>CRITERIO DE FALLO</i>	39
CAPÍTULO 3. RESULTADOS	40

3.1. RESUMEN DE LOS RESULTADOS	40
3.1.1. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 1	40
3.1.2. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 2	40
3.1.3. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 3	41
3.1.4. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 4	41
3.1.5. RIESGOS DE FRACTURA.....	41
3.2. COMPARATIVA DE LOS RESULTADOS	42
3.2.1. TENSIONES PRINCIPALES.....	42
3.2.2. DEFORMACIONES PRINCIPALES	42
CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN	43
4.1. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	43
4.2. CONCLUSIONES.....	43
4.3. LIMITACIONES DEL TRABAJO.....	44
CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA	45
CAPÍTULO 6. PRESUPUESTO	47
6.1. INTRODUCCIÓN.....	47
6.2. CUADRO DE MANO DE OBRA	47
6.3. CUADRO DE MATERIALES	47
6.4. CUADRO DE MAQUINARIA.....	47
6.5. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS	47
6.6. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS	49
6.7. CUADRO DE MEDICIONES.....	53
6.8. PRESUPUESTO	55
6.9. HOJA RESUMEN.....	56

Índice de figuras

Figura 1.	Información de las imágenes DICOM de cada paciente.....	17
Figura 2.	Series correspondientes a la imagen Humero_01.....	17
Figura 3.	Interfaz de entrada de 3DSlicer.....	18
Figura 4.	Interfaz de visualización de 3DSlicer	19
Figura 5.	Establecimiento de la región de interés (ROI).....	19
Figura 6.	ROI establecida.....	20
Figura 7.	Técnica de umbralización (Threshold)	21
Figura 8.	Técnica Islands.....	21
Figura 9.	Herramienta Paint	22
Figura 10.	Técnica Smoothing (Closing: hueso central, Gaussian: derecha).....	23
Figura 11.	Húmero exportado en formato .stl	23
Figura 12.	Matriz de coordenadas de los nodos del archivo.ans.....	25
Figura 13.	Matriz de conectividad de los elementos	25
Figura 14.	Mallado resultando del húmero del paciente 1	26
Figura 15.	Tiempo de mallado dependiendo del tamaño del elemento.....	27
Figura 16.	Visualización en Bonemat de la imagen DICOM y la malla generada	28
Figura 17.	Parámetros asignados mediante el archivo de configuración .xml.....	29
Figura 18.	Visualización en Bonemat del mapeo de los valores del módulo elástico del hueso (azul: valor mínimo, rojo: valor máximo).....	30
Figura 19.	Archivo de materiales con los valores del módulo elástico (EX), densidad (DENS) y coeficiente de Poisson (NUXY).....	31
Figura 20.	Matriz de conectividad de los elementos	31
Figura 21.	Interfaz del programa ANSYS.....	32
Figura 22.	Sistema de coordenadas de referencia local adoptado para cada húmero	33
Figura 23.	Construcción del sistema local de referencia en ANSYS.....	34
Figura 24.	Condiciones de contorno: aplicación de la restricción de movimiento	35
Figura 25.	Aplicación de cargas fisiológicas de 300 N.....	36
Figura 26.	Aplicación de cargas fisiológicas de 600 N.....	36
Figura 27.	Simulación de caída con valor de carga de 800 N.....	36
Figura 28.	Desplazamientos máximos obtenidos en las simulaciones de 300, 600 y 800 N, respectivamente.....	38
Figura 29.	Comparativa de las deformaciones principales 1, 2, 3, en orden.....	39

Figura 30. Comparación de la tensión principal máxima de cada húmero	42
Figura 31. Comparación de la deformación principal máxima de cada húmero (línea roja: valor umbral para riesgo de fallo)	42

Índice de tablas

Tabla 1.	Clasificación T-Score.....	13
Tabla 2.	Variables mecánicas extraídas de la simulación en ANSYS.....	37
Tabla 3.	Criterio de fallo establecido	39
Tabla 4.	Resumen de resultados del húmero del paciente 1	40
Tabla 5.	Resumen de resultados del húmero del paciente 2	40
Tabla 6.	Resumen de resultados del húmero del paciente 3	41
Tabla 7.	Resumen de resultados del húmero del paciente 4	41
Tabla 8.	Predicción del riesgo de fractura por nivel de carga.....	41

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1. MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

El perfil profesional de la ingeniería biomédica está diseñado para solucionar problemas de carácter médico aplicando los conocimientos de ingeniería. En una sociedad que se encuentra en constante desarrollo tecnológico se trata de una profesión que aboga por aumentar la calidad y esperanza de vida de la población. Siendo un campo tan extenso y multidisciplinar donde se pueden abarcar desde asuntos médicos hasta problemas computacionales y logísticos los/as profesionales de la ingeniería biomédica han de ofrecer su ingenio, presentando soluciones con un compromiso entre la eficacia y la eficiencia.

Dentro de esta amplia área de conocimiento en este trabajo de fin de grado se intenta solucionar un problema de carácter médico empleando formas de análisis y herramientas provenientes del campo de la biomecánica. La biomecánica es una rama de la biofísica que estudia la estructura, función y movimientos de los sistemas biológicos, en este caso del cuerpo humano, mediante la aplicación de los métodos de la mecánica clásica. Unido a esta ciencia, el desarrollo e implementación de nuevos modelos biomecánicos computacionales ha supuesto una herramienta de utilidad vital a la hora de plantear y resolver este tipo de problemas. Dichos modelos permiten obtener resultados *in silico* sin la necesidad de realizar experimentos en laboratorios, ahorrando personal, recursos, molestias ocasionadas a los pacientes y dinero. Se trata pues, de herramientas informáticas que pueden ser empleadas para modelar, estudiar y predecir el comportamiento del cuerpo humano y los problemas que comprometan su estructura biomecánica.

El problema a tratar en este trabajo consiste en la fractura de húmero proximal, la cual, es una fractura que representa entre el 2-3% de todas las fracturas ocurridas en las extremidades superiores. Presenta una incidencia de 73 por 100.000 habitantes siendo un tipo de fractura que aumenta notablemente a partir de los 60 años. Es más frecuente en mujeres y está altamente relacionada con la osteoporosis, cuya incidencia aumenta a partir de la menopausia. Es la cuarta en frecuencia después de fracturas vertebrales, de cadera y de radio distal. Las complicaciones de este tipo de fracturas son lesiones vasculares, necrosis avascular, lesión del manguito rotador, bloqueos rotacionales, pseudoartrosis y anquilosis. La rehabilitación debe ser realizada de forma precoz y supone a los pacientes de una interrupción laboral de entre 10 y 12 semanas [1].

Por todo lo explicado en este apartado, la motivación de este trabajo de fin de grado se basa en la elaboración de un análisis metódico de las fracturas de húmero proximal para predecir el riesgo de fractura con el fin de poder ofrecer tratamientos preventivos que permitan preservar la integridad física de los pacientes, así como su calidad de vida.

1.2. ENFERMEDADES DEGENERATIVAS ÓSEAS: OSTEOPOROSIS

1.2.1. EPIDEMIOLOGÍA

La osteoporosis es una enfermedad esquelética caracterizada por la pérdida de masa ósea que va acompañada de un deterioro de la microestructura del tejido óseo. Este deterioro compromete las propiedades mecánicas del hueso, afectando a su resistencia, produciendo una mayor fragilidad de los huesos y provocando un aumento del riesgo de fracturas. La osteoporosis resulta en un problema importante de salud pública que tiene repercusiones sociales, sanitarias y económicas indudables; pero sobre todo provoca dolor, limitación funcional y alteración severa en la calidad de vida de las personas [2].

Las fracturas osteoporóticas representan el 0,83% de la carga mundial de enfermedades no transmisibles. En Europa, las fracturas osteoporóticas son responsables de la pérdida de más DALY (años de vida diarios ajustados) que los cánceres comunes, excepto el cáncer de pulmón [3]. Un total de 2.945.000 personas padecen osteoporosis en España. El 79,2% son mujeres y el 20,8% son hombres. El coste de las fracturas asociadas a la incidencia de la osteoporosis supone un 3,8% del presupuesto de Sanidad [4]. En 2019 esto supuso un gasto de 4.300 millones de euros de los 104.300 millones de euros totales, algo más que el 3,5% de la Unión Europea. Estas cifras indican un impacto sustancial de la fragilidad y las fracturas en el presupuesto de salud. Además del sufrimiento humano causado por las fracturas por osteoporosis, el tratamiento y la atención a los pacientes con fracturas suponen una carga muy importante para el presupuesto de salud del país.

En el informe de la Fundación Internacional de la Osteoporosis recalca también que en España se produjeron 289.000 fracturas por fragilidad en 2019, el equivalente a 33 fracturas por día, y que el coste económico de dichas fracturas por fragilidad se cifró en 4,3 miles de millones en 2019, equivalente a 92,3 euros por persona, lo supone un aumento del 33% desde 2010 [5]. En 2015, de los 7300 millones de personas que vivían en nuestra sociedad mundial, aproximadamente el 12 % tenían 60 años o más. Para 2050, la Organización de las Naciones Unidas pronostica que habrá más de 9700 millones de personas, cifra que incluirá 2100 millones de personas que habrán cumplido los 60 años [6].

1.2.2. DIAGNÓSTICO Y CLASIFICADOR BMD

Para identificar la osteoporosis se realiza una prueba de densidad mineral ósea (BMD en inglés) que consiste en la medición de la cantidad de fósforo y calcio que poseen los huesos. La prueba puede determinar el riesgo de fractura del hueso y medir la respuesta a un tratamiento para la osteoporosis. La prueba de la densidad mineral ósea usada con más frecuencia se llama DXA central o absorciometría central de rayos X de doble energía. Esta prueba no causa ningún dolor, es similar a una prueba de rayos X normal y puede medir la densidad ósea de la cadera o de la columna lumbar [7]. En 1994, la OMS estableció las categorías o criterios diagnósticos de la osteoporosis sobre la base de criterios epidemiológicos que tienen en cuenta la evolución de los valores de la masa ósea con la edad (evaluados con densitometría ósea como densidad mineral ósea) [8].

Los resultados de la BMD se comparan con la densidad mineral ósea de un adulto joven en buen estado de salud estableciéndose una calificación llamada T score. Una calificación de 0 significa una densidad mineral ósea igual a la normal de un adulto joven sano. La diferencia entre la BMD y la de un adulto joven sano se mide en unidades de desviación estándar (DE). Cuanta más desviación por debajo de 0 más baja es la densidad ósea y mayor el riesgo de fractura. Como puede verse en la tabla 1, una calificación T entre +1 y -1 se considera normal o saludable. Una calificación T entre -1 y -2.5 indica densidad ósea baja (osteopenia), aunque no lo suficientemente baja como para tener un diagnóstico de osteoporosis. Una calificación T de -2.5 o más baja indica osteoporosis. Cuanto más grande es el número negativo, más grave es la osteoporosis.

Tabla 1. Clasificación T-Score

Diagnóstico	T-Score
Normal	$-1 < T < +1$
Osteopenia	$-2.5 < T < -1$
Osteoporosis	$T < -2.5$
Osteoporosis grave	$T < -2.5 + \text{Fractura por osteoporosis}$

Así, la BMD supone una herramienta sencilla y fácil de obtener tratándose de un proceso no invasivo, indoloro y que expone al paciente a una baja dosis de radiación. Sin embargo, también es una técnica que ofrece imágenes bidimensionales de un problema biomecánico tridimensional. De esta forma, solo es posible evaluar la información de una imagen 2D y mediante un estándar referido solo a la población joven y caucásica. Por ello, se trata de una herramienta predictiva que se encuentra sesgada y limitada pues no tiene en cuenta la biomecánica de los huesos. De ahí, los casos documentados de fracturas de hueso en pacientes diagnosticados con riesgo bajo de osteoporosis. Además, tiene una precisión del 65% [9].

La aparición de los modelos biomecánicos computacionales, la mayoría de ellos basados en el método de los elementos finitos (MEF), surge en respuesta a esta necesidad de analizar el problema desde el punto de vista de la biomecánica. Creando un modelo biomecánico del húmero, se puede tener en cuenta, tanto su geometría 3D como la distribución tridimensional de su densidad mineral ósea. Mediante el MEF es posible discretizar el fémur en una serie de elementos, a los cuales se les aplican unas determinadas condiciones de contorno. Así el problema queda gobernado por una serie de ecuaciones algebraicas que dan lugar a todas las variables biomecánicas de interés que nos permiten predecir y evaluar el riesgo de fractura.

1.3. BIOMECÁNICA DEL HÚMERO

El húmero es un hueso constituido por dos tipos de tejidos óseos bien caracterizados: el tejido óseo cortical y el tejido óseo trabecular. El tejido cortical consiste en una masa ósea compacta que recubre la superficie del hueso ofreciéndole propiedades mecánicas tales como la rigidez actuando de almacén. El tejido trabecular está formado por hojas finas denominadas trabéculas que se entrecruzan formando un reticulado esponjoso cuyos espacios quedan ocupados por la médula ósea.

En cuanto a su composición química, el integrante orgánico de la matriz ósea está compuesto por fibras de colágeno tipo I, glicosaminoglicanos, osteocalcina, osteoconectina y osteopondina; mientras que el componente inorgánico de la matriz lo forman los trifostatos cálcicos, carbonato cálcico e iones magnesio, sodio, flúor y otros de metales pesados.

La cabeza humeral, junto a la cavidad glenoidea de la escápula forman la articulación glenohumeral. Es una articulación esferoide multiaxial y la de mayor libertad de movimiento e inestabilidad del cuerpo, por lo que se convierte en la articulación más vulnerable. La superficie articular de la glenoides es tres o cuatro veces menor que la cabeza humeral y no es una esfera regular, sino que su diámetro vertical es mayor que el horizontal. Esto hace que el perfil óseo sea muy bajo, haciendo que la articulación sea muy inestable.

Además, la cavidad glenoidea pertenece a la escápula, que es un segmento de gran movilidad, por lo que el húmero cuelga de este segmento, al que está unido a través de los ligamentos y los músculos periféricos. El conjunto de articulaciones que forman el hombro funciona de manera sincronizada durante cualquier movimiento para conseguir un patrón uniforme y coordinado [10].

Al realizar un repaso a toda la literatura concerniente a las fracturas humerales, su relación con la osteoporosis y los métodos actuales de estudio y diagnóstico se pueden observar distintos planteamientos de cómo este problema ha sido abordado. Dichos procedimientos presentan sus ventajas e inconvenientes, en el sentido en que estos estudios poseen un planteamiento y método de resolución específicos, ya sea por la técnica propuesta, como por el propio objeto del estudio.

En 2016, Dahan y su equipo [11] realizan un estudio donde se abarcan las fracturas de húmero proximal empleando y justificando la relación entre el método de elementos finitos (MEF) y la fractura real del húmero, en este trabajo concluyen que el MEF no es una aproximación sino una muy buena interpretación de la realidad. Esto puede observarse en otros estudios de húmeros ya fracturados [12], húmeros metastásicos [13], húmeros de niños y bebés [14], [15], e incluso estudios que emplean el método por elementos finitos para analizar otros huesos como el fémur [16], [17] donde sí se han empleado técnicas de predicción de fracturas, pero no del húmero. De esta forma, se han recogido todas las consideraciones expuestas en estos estudios con el fin de realizar un modelo de predicción del riesgo de fractura del húmero que sea completo, personalizado al paciente y reproducible.

1.4. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El objetivo del presente Trabajo Final de Grado es desarrollar un procedimiento para la predicción de la fractura de húmero proximal mediante un modelo biomecánico de este hueso construido a partir de imágenes de TC. La hipótesis planteada es que se puede llevar a cabo una simulación de una caída que permita evaluar el riesgo de fractura del húmero proximal, ya sea tanto de casos con hueso osteoporótico como no osteoporótico, empleando la herramienta de análisis por elementos finitos.

Para ello, se analizará el comportamiento biomecánico de 4 húmeros donde cada uno de ellos se someterá a tres ensayos de cargas distintos, dos de ellos simularán la aplicación de cargas fisiológicas y el último simulará una caída sobre la mano extendida.

De esta forma, para alcanzar el objetivo principal planteado, se propone una serie de objetivos secundarios a conseguir en el presente trabajo:

1. Realizar la segmentación de las imágenes TC de los pacientes y obtener un objeto virtual tridimensional mediante una herramienta software.
2. Realizar un mallado de la segmentación de la imagen que optimice la similitud entre el modelo y el hueso real.
3. Establecer los valores del módulo elástico del hueso en base a las imágenes TC de forma personalizada en cada húmero del estudio mediante un mapeado en función de los niveles de gris.
4. Obtener un modelo biomecánico del hueso que mimetice de forma óptima el comportamiento mecánico del mismo.
5. Simular mediante software el comportamiento del húmero proximal por el método de elementos finitos.
6. Analizar las variables obtenidas y determinar cuáles de estas permiten establecer un criterio que determine el riesgo de fractura.
7. Discutir los resultados obtenidos y extraer las conclusiones que prueben o desmientan la hipótesis inicial planteada.

CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA

2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Una vez conocidas las causas epidemiológicas relacionadas con la osteoporosis, su mortalidad y cómo afecta a la calidad de vida, el problema planteado consiste en averiguar cómo es posible establecer metodológicamente un análisis fiable del riesgo de fractura del húmero proximal de un paciente. Este proceso ha de realizarse de forma personalizada empleando únicamente una imagen DICOM extraída de un TC del paciente.

Para resolver este problema, en el trabajo se presenta una metodología para la obtención del modelo biomecánico del paciente y las variables que permiten conocer el índice de riesgo de fractura. Así, este proceso comprende desde la obtención de las imágenes del paciente, pasando por la segmentación y la obtención del modelo biomecánico, hasta la simulación y obtención de dichas variables. Se explicará pues, detalladamente, qué materiales han sido empleados, los criterios que se han seguido, los pasos propuestos y finalmente la resolución del problema y extracción de resultados.

2.2. MATERIALES

Se listan a continuación el conjunto de materiales y herramientas empleadas en la elaboración de este trabajo:

- Imágenes TC en formato DICOM de cuatro pacientes distintos proporcionadas por Ascires Grupo Biomédico.
- 3DSlicer: software de libre distribución empleado para la segmentación de imágenes.
- MATLAB: entorno de programación facilitado por la UPV.
- ANSYS Student: entorno de simulación multifísico por elementos finitos facilitado por la UPV.
- Bonemat: software de libre distribución para la asignación de las propiedades del hueso.
- Microsoft Excel: herramienta para el análisis de resultados con licencia Office 365.

2.3. REPOSITORIO DE IMÁGENES

Las imágenes pertenecientes a los distintos pacientes de los cuales se han extraído los cuatro húmeros distintos fueron facilitadas por el Ascires Grupo Biomédico. Estas imágenes se encuentran en formato DICOM, un formato de almacenamiento de imágenes médicas ampliamente conocido y distribuido. Este tipo de formato permite adjuntar a la imagen una serie de atributos que se definen con nombre, etiqueta, tipo y una descripción. De esta manera, es posible otorgar a la imagen información

relativa al paciente (nombre, sexo, edad) así como datos relacionados con la adquisición de dicha imagen (tipo de prueba, tamaño de la resolución).

El primer paso de este método consiste en analizar en el entorno de segmentación de 3DSlicer cada una de las imágenes obtenidas. Como se puede observar en la figura 1, cada imagen de un paciente determinado tiene asociada información relacionada con el nombre del paciente (Patient name), un número de identificación (Patient ID), la fecha de nacimiento, el sexo, el número de estudios realizados, la fecha del último estudio y la fecha en la que fue añadido.

Patient name	Patient ID	Birth date	Sex	Studies	Last study date	Date added
Humero_04	Humero_04	1940-01-01	F	1	vi. jun. 15 2018	2022-03...:54.362
Humero_03	Humero_03	1985-01-01	F	1	vi. jul. 6 2018	2022-03...:38.336
Humero_02	Humero_02	1971-01-01	F	1	ma. mar. 7 2017	2022-03...:20.578
Humero_01	Humero_01	1988-01-01	M	1		2022-02...:25.077

Figura 1. Información de las imágenes DICOM de cada paciente

Además, dentro de cada paciente se pueden encontrar distintas series de imágenes (figura 2). Cada una de estas series se corresponde con una vista diferente del húmero del paciente o vistas reconstruidas con distintas intensidades que afectan al contraste de la imagen.

Series #	Series description	Modality	Size	Count	Date added
1	Scout	CT	888x1192	2	2022-03...:22.408
2		CT	512x512	533	2022-03...:22.410
3	Recon 2:	CT	512x512	533	2022-03...:21.055
4	Recon 3:	CT	512x512	533	2022-03...:21.699
300	Processed Images	CT	512x512	51	2022-03...:20.586
301	Processed Images	CT	512x512	61	2022-03...:20.663
302	Processed Images	CT	512x512	81	2022-03...:20.724
400	Processed Images	CT	512x512	81	2022-03...:20.812

Figura 2. Series correspondientes a la imagen Humero_01.

2.4. CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO

2.4.1. SEGMENTACIÓN

El proceso de segmentación consiste en obtener un objeto tridimensional en formato .stl formado exclusivamente por el húmero proximal a partir de una imagen DICOM del paciente completo o parte de parte de él. El objetivo de la segmentación es separar mediante técnicas automáticas y semiautomáticas aquellas regiones de la imagen en etiquetas distintas: una etiqueta que indica que la región señalada corresponde al hueso que interesa y otra etiqueta que representa la zona que no interesa. De esta forma, una vez se tienen seleccionadas los píxeles de la imagen que constituyen el húmero proximal, es posible crea el objeto .stl y proceder con el siguiente paso.

2.4.1.1. SOFTWARE: 3D SLICER

La herramienta empleada para segmentar las imágenes DICOM de los pacientes es el software gratuito 3DSlicer. Este programa facilita la visualización de imágenes médicas, así como realizar operaciones de registro y segmentación de las mismas. La interfaz de entrada al programa (figura 3)

nos permite elegir qué imágenes o conjunto de ellas queremos visualizar. Es posible tanto importar imágenes DICOM que se tengan en el ordenador, como acceder a un conjunto genérico de bases de imágenes con las que cuenta el programa.

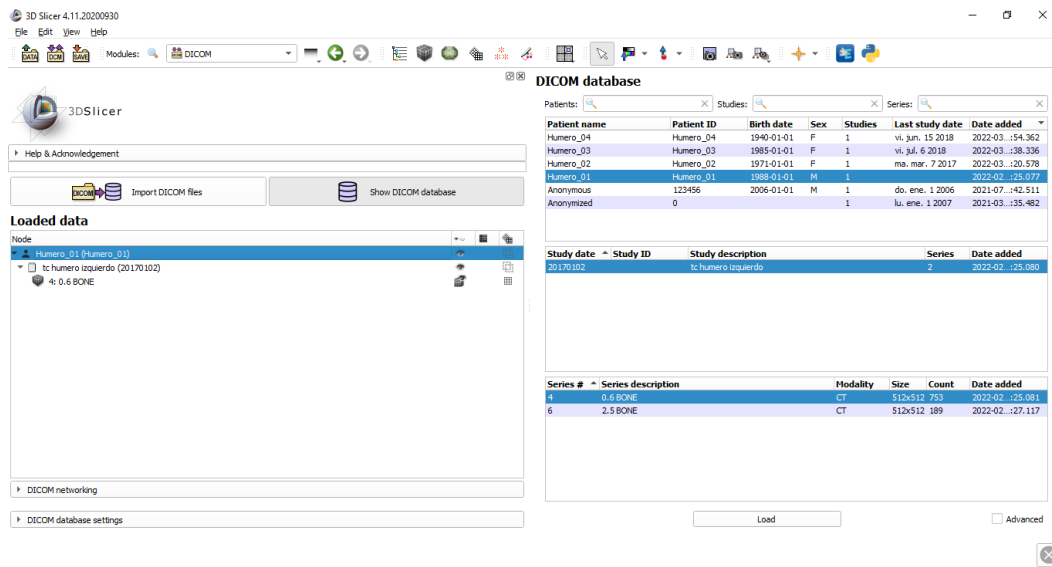


Figura 3. Interfaz de entrada de 3DSlicer

2.4.1.2. IMPORTACIÓN DE LAS IMÁGENES DICOM

Para importar las imágenes DICOM de los pacientes es necesario acceder al módulo DICOM, que permite el intercambio de ficheros DICOM. Estos ficheros se pueden importar, exportar y mostrar la base de datos de imágenes de repositorio. Una vez se han importado las imágenes se analiza la información asociada a ellas relativa a los datos del paciente y del estudio. Para visualizar las imágenes es necesario cargarlas mediante el botón *Load*. El programa cargará el conjunto de imágenes y acto seguido abrirá automáticamente la visualización de las imágenes (figura 4). La parte izquierda de la interfaz permite alternar entre las distintas series de imágenes y visualizarlas en la parte derecha. Para la visualización, el programa ofrece tres vistas distintas representando el corte transversal (rojo), frontal (verde) y sagital (amarillo), así como una ventana de visualización tridimensional donde aparecerá el modelo conforme se vaya segmentando. Las barras situadas encima de cada vista permiten recorrer la imagen por los distintos planos de corte. También es posible ajustar el contraste y el brillo de la imagen desde las ventanas de visualización.

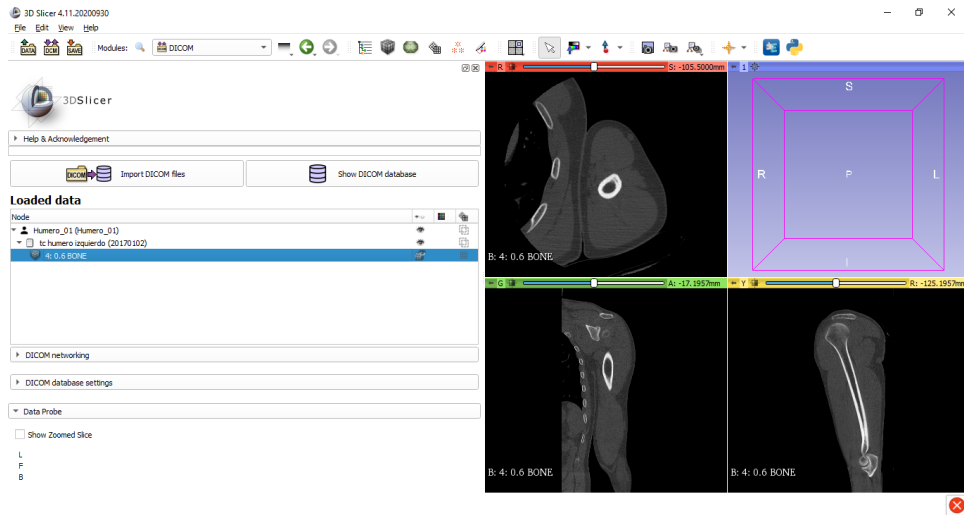


Figura 4. Interfaz de visualización de 3DSlicer

2.4.1.3. ESTABLECIMIENTO DE LA REGIÓN DE INTERÉS

Con el fin de facilitar el proceso de segmentación 3DSlicer permite establecer una región de interés (ROI, region of interest) la cual será la única que el programa tenga en cuenta para segmentar. Con esto el programa entiende que lo que está dentro de la ROI pertenece al objeto que se desea segmentar e ignorará todo aquello que se sitúe fuera. Así, es posible deshacerse de toda la información de la imagen que no pertenezca al húmero proximal (figuras 5 y 6).

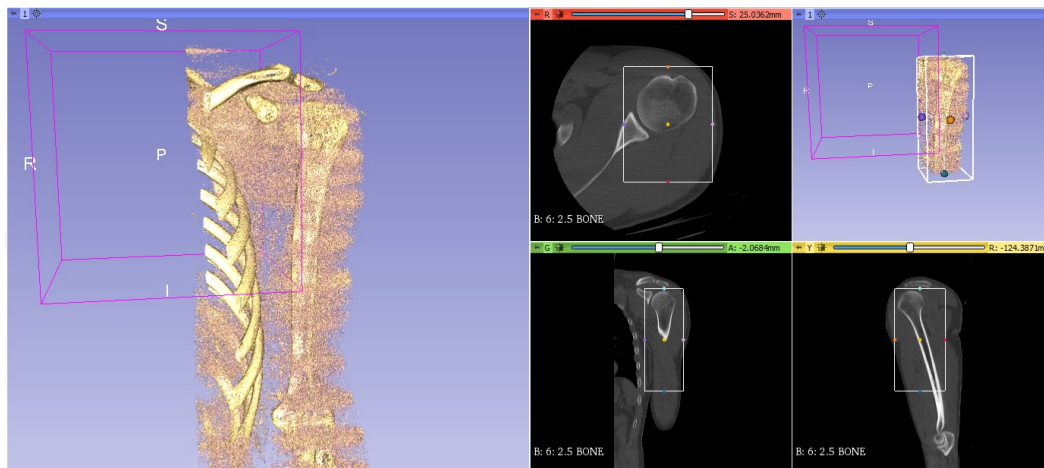


Figura 5. Establecimiento de la región de interés (ROI)

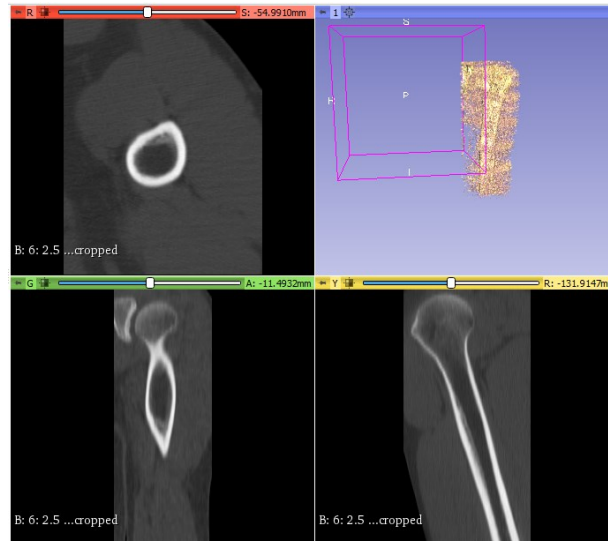


Figura 6. ROI establecida

2.4.1.4. PROCESO DE SEGMENTACIÓN

Habiendo establecido la región de interés del húmero proximal con éxito el siguiente paso es la obtención del propio húmero proximal de dentro de la ROI. Para ello es necesario cambiar al módulo de *Segment Editor*, el cual cuenta con una serie de herramientas de segmentación de imágenes que, a pesar de no segmentar de forma automática la imagen, facilita en gran medida el resto de la segmentación que ha de hacerse de forma manual.

La primera herramienta consiste en la aplicación de un *threshold*, es decir, un umbral. El umbral establece un rango de valores para el cual a los píxeles de la imagen que tengan un nivel de intensidad dentro de este rango les asignará un valor de 1 (verde, píxel de interés) o de 0 (píxel que no interesa). Haciendo uso de esta herramienta y probando distintos rangos del umbral se lograr aislar los componentes óseos del tejido blando como se puede ver en la figura 7.



Figura 7. Técnica de umbralización (Threshold)

Para obtener dentro de la ROI solamente el húmero empleamos la herramienta *Islands*. Esta técnica consiste en seleccionar un píxel perteneciente al hueso que se quiere segmentar de modo que todos los píxeles que se encuentren en contacto con este, es decir, que pertenezcan a este hueso serán seleccionados (figura 8), mientras que los píxeles que no lo estén (de huesos distintos) serán eliminados.

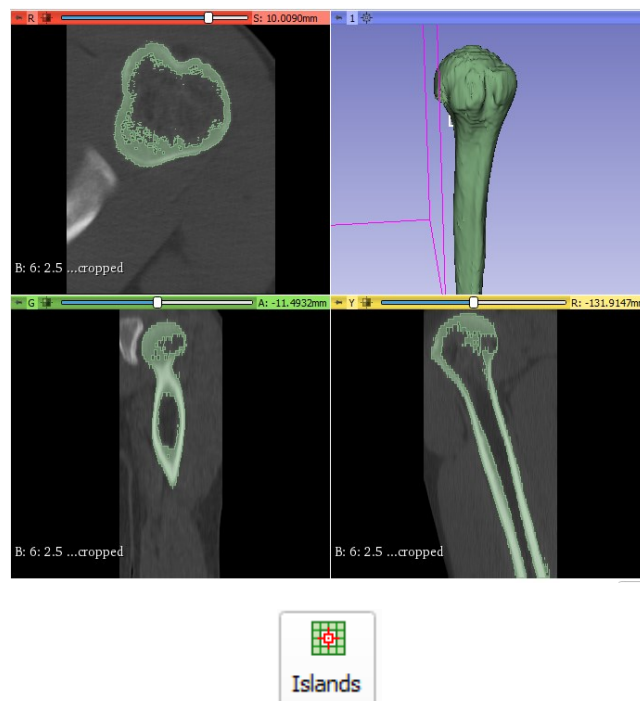


Figura 8. Técnica Islands

El resultado de este último paso es el contorno del hueso. Puesto que aparte del hueso cortical también resulta de interés el hueso trabecular es necesario rellenar el área segmentada. A pesar de que el programa *Slicer* ofrece herramientas de crecimiento por regiones que facilitarían el rellenado del hueso es necesario percatarse de que es posible que el área seleccionada del hueso no forme un volumen cerrado, es por esto mismo que se procede a seleccionar la zona medular del hueso manualmente mediante la herramienta *Paint*. Esta, permite ir seleccionando los píxeles que forman parte de la segmentación y que caigan dentro del área de selección, la cual se puede variar, teniendo el inconveniente de que es un proceso que ha de realizarse plano por plano hasta cubrir la imagen por completo (figura 9).



Figura 9. Herramienta Paint

El paso final tras conseguir seleccionar todos los píxeles pertenecientes al húmero proximal es aplicar la técnica de *Smoothing* o suavizado. Dicha técnica aplica distintos tipos de filtros al modelo segmentado. Primero, se ha aplicado el filtro *Closing* (figura 10, centro), este filtrado permite rellenar los agujeros que hayan podido quedar dentro del modelo 3D los cuales supondrían un problema geométrico a la hora de realizar el mallado. Seguidamente, el filtro Gaussiano (figura 11, derecha) que permite realizar un suavizado de la superficie. Ambas técnicas operan con un kernel cuyo tamaño se puede ajustar. El tamaño de kernel elegido para este paso ha sido de 2 mm.

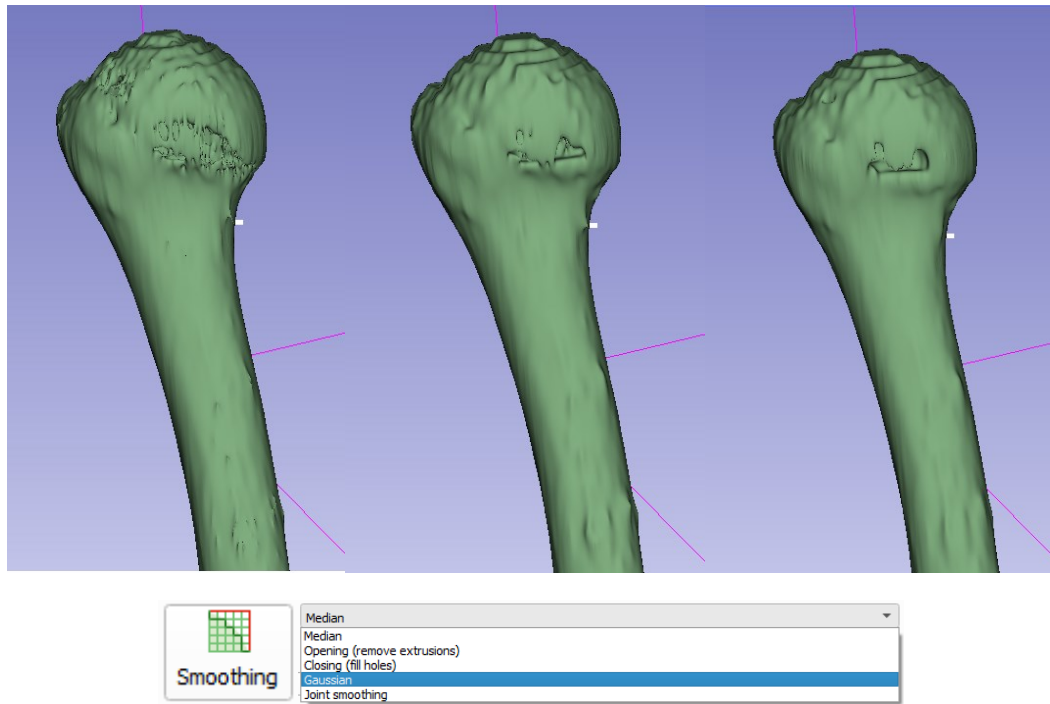


Figura 10. Técnica Smoothing (Closing: hueso central, Gaussian: derecha)

2.4.1.5. EXPORTACIÓN DE LOS HÚMEROS SEGMENTADOS

Para exportar el modelo tridimensional del hueso, 3DSlicer permite hacerlo en diferentes formatos: STL, OBJ, NRRD y NIFTI. Puesto que el programa empleado para realizar el mallado trabaja con archivos de objetos en formato .stl se ha elegido este para la exportación. El resultado se muestra en la figura 11 donde se puede observar la reconstrucción tridimensional del hueso y el tamaño y escala del mismo.

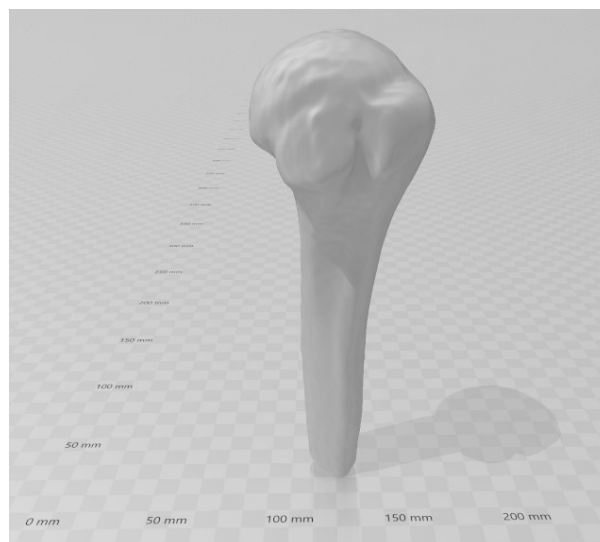


Figura 11. Húmero exportado en formato .stl

Por otro lado, también ha sido necesario volver a exportar las imágenes DICOM puesto que surge un problema de incompatibilidad desconocido entre ficheros a la hora de importarlos a Bonemat para el mapeado de los materiales.

2.4.2. MALLADO

Con el fin de realizar un estudio biomecánico del húmero se ha optado por la técnica de análisis mediante el método de elementos finitos (MEF). El MEF es una técnica de simulación virtual en la que se mimetiza un modelo geométrico simplificado del objeto del problema mediante una malla. La malla está compuesta por unos elementos limitados en sus vértices por nodos que se encuentran repartidos por todo el volumen del objeto. Los elementos se encuentran conectados entre sí mediante una matriz de conectividad que indica los nodos que pertenecen a cada elemento y en qué posiciones se encuentran unos respecto de otros. Los elementos definen propiedades localizadas de masa y rigidez. El tipo de elemento (su forma) está determinada por el número de nodos que pertenecen a él e influirá en la solución del problema. Para el caso de este proyecto se ha empleado un elemento de tipo lineal tetraédrico.

Para crear la malla de los diferentes húmeros se han utilizado dos *scripts* de MATLAB, Mesh y MeshINP creados por Sandra Martínez Sanchis y María José Rupérez Moreno respectivamente y proporcionados por la UPV. Ambos *scripts* se basan en las mismas funciones y el método de creación de la malla es casi idéntico por lo que solo se explicará uno de ellos. La diferencia fundamental entre ellos es el formato en el cual es exportada la malla. El script Mesh exporta la malla en formato .ans y será necesario para determinar el tamaño mínimo de elemento con el cual es posible trabajar en ANSYS, este problema se tratará más adelante. El script MeshINP exporta la malla en formato .inp el cual es preciso para importarla a Bonemat y poder establecer las propiedades mecánicas.

El primer paso del *script* consiste en crear un modelo de análisis estructural mediante la función *createpde*. A continuación, se importa el objeto.stl que obtenido del proceso de segmentación y se indica que pertenece al modelo de análisis estructural, empleando la función *importGeometry*. La función *generateMesh* crea una malla de elementos tetraédricos pudiendo además especificar el tipo de orden del elemento (lineal en este caso) y el tamaño del elemento el cual afectará a la calidad de la simulación.

El segundo paso del *script* genera un archivo en formato .ans. Este tipo de archivo contiene información de la malla como el listado de nodos y elementos que la componen y la matriz de conectividad. El archivo está compuesto por una cabecera que contiene la definición de los materiales y cómo se definen los pares de contacto de la malla y por la matriz de coordenadas de los nodos. Dentro de esta matriz (figura 12) se representan en cinco columnas el tipo de dato (N: nodos en este caso), un índice de posición de dicho nodo y las tres coordenadas espaciales medidas en milímetros.

```

!NODE DATA BEGIN
!-----
!
!N,[NODE INDEX],[X COORD],[Y COORD],[Z COORD]
!-----
N, 1, 1.282400e+02, 3.058779e+01, -1.468996e+02
N, 2, 1.204146e+02, 3.713815e+01, -1.446112e+02
N, 3, 1.323651e+02, 5.041839e+01, -1.422900e+02
N, 4, 1.244829e+02, 4.960403e+01, -1.314788e+02
N, 5, 1.404337e+02, 2.859002e+01, -8.198026e+01
N, 6, 1.405423e+02, 2.828691e+01, -8.156930e+01
N, 7, 1.404185e+02, 2.852456e+01, -8.127736e+01
N, 8, 1.405365e+02, 2.822947e+01, -8.109303e+01
N, 9, 1.236308e+02, 3.339357e+01, -7.269530e+01
N, 10, 1.220283e+02, 2.416111e+01, -4.299750e+01
N, 11, 1.314973e+02, 2.450606e+01, -4.132460e+01
N, 12, 1.347025e+02, -5.446458e+00, -3.553126e+01
    
```

Figura 12. Matriz de coordenadas de los nodos del archivo.ans

La matriz de conectividad de los elementos (figura 14), por otra parte, está constituida de seis columnas correspondientes con el tipo de dato (EN: elemento), un índice de posición y las cuatro siguientes columnas representando el índice de cada uno de los cuatro nodos que forman el elemento.

```

!-----
!ELEMENTS (TETRAHEDRA) - Part: Organ BEGIN
TYPE, 1
!-----
MAT, 1
!-----
EN, 1, 14979, 14997, 12114, 12066
EN, 2, 15975, 14902, 14056, 15606
EN, 3, 14879, 11839, 14064, 14893
EN, 4, 14986, 12114, 12082, 14979
EN, 5, 14957, 12017, 12016, 11963
EN, 6, 15657, 12957, 11283, 13762
EN, 7, 11988, 14948, 15601, 11944
EN, 8, 6135, 1547, 9928, 1546
EN, 9, 8701, 2893, 2928, 12978
EN, 10, 8861, 12978, 2851, 8862
EN, 11, 13884, 11533, 11503, 11563
EN, 12, 13884, 11503, 11533, 13862
EN, 13, 13884, 13912, 11533, 11563
EN, 14, 13884, 11533, 13912, 13862
    
```

Figura 13. Matriz de conectividad de los elementos

El último paso del *script* concluye con el cierre del fichero y la impresión de un mensaje de que el fichero ha sido creado correctamente. El resultado de la malla de puede observar en la figura 14 donde se puede apreciar la configuración geométrica de la malla mimetizando la estructura ósea del paciente 1.

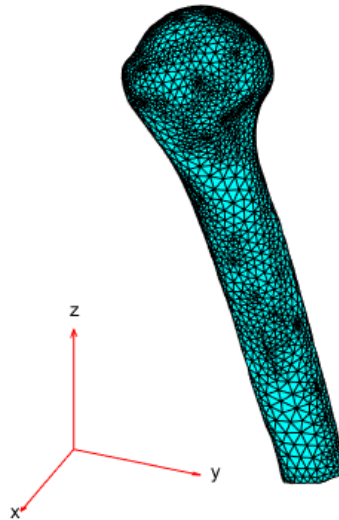


Figura 14. Mallado resultando del húmero del paciente 1

2.4.2.1. ANÁLISIS DE CONVERGENCIA DE LA MALLA

Uno de los pasos cruciales en la creación del mallado del modelo biomecánico del hueso es la elección del tamaño de los elementos que la componen. Un menor tamaño del elemento está relacionado directamente con una mayor calidad del análisis de elementos finitos. Esto es debido a que conforme más pequeño sea el elemento más se asemeja este a la estructura ósea real aportando, por tanto, resultados en las simulaciones más aproximados al comportamiento verdadero del hueso.

Sin embargo, el software empleado para realizar estas simulaciones de elementos finitos es ANSYS en su versión de licencia ANSYS Student, donde el tamaño de los elementos con los que el programa puede operar está limitado. Esto se debe a que al reducir el tamaño del elemento estamos aumentando el número de grados de libertad, agrandando el tamaño de las matrices y consecuentemente el tiempo de cálculo que va relacionado con la capacidad computacional del equipo. Por tanto, ANSYS Student ofrece un número de grados de libertad límite con el que se puede operar.

De esta forma, la estrategia establecida ha consistido en, de manera iterada, ir creando distintas mallas del mismo hueso del paciente y comprobando si ANSYS es capaz de realizar una simulación a medida que se iba reduciendo el tamaño del elemento. Ha de tenerse en cuenta que a menor tamaño del elemento mayor es el tiempo de computación para crear la malla. Como se puede apreciar en la figura 15, el tamaño mínimo del elemento con el que ANSYS Student nos permite hacer la simulación es de 2.5 mm para los húmeros que estamos utilizando.

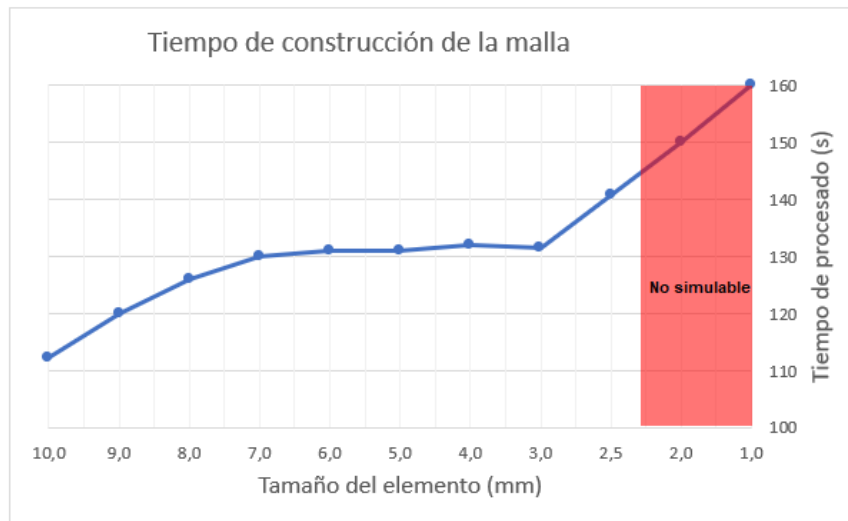


Figura 15. Tiempo de mallado dependiendo del tamaño del elemento

2.4.3. ASIGNACIÓN DE LOS MATERIALES: BONEMAT

En lugar de asignarle al hueso propiedades homogéneas en la totalidad de su estructura se ha decidido emplear el software de libre difusión Bonemat. Este es un programa fácil de utilizar y que permite asignar las propiedades anisótropas del módulo elástico del hueso en vez de suponer una configuración isotrópica. El mapeado de dichas propiedades se realiza en base a la imagen del paciente y la malla extraída de este. Además, este programa es compatible con los demás programas empleados en este proyecto.

2.4.3.1. DATOS DE ENTRADA BONEMAT

Con el fin de realizar la asignación de los materiales a la malla del hueso, Bonemat necesita tres archivos de entrada. El primero es la imagen DICOM que se ha exportado de 3DSlicer correspondiente al estudio TC de los pacientes que se ha escogido. Al cargar este archivo, Bonemat generará una ventana de visualización que permite desplazarse por los distintos cortes de la imagen (figura 16 superior). El segundo archivo es la malla formato .inp exportada desde MATLAB con el tamaño mínimo de elemento ya escogido (figura 16 inferior). El último, es un archivo de configuración que incluye toda la información referente a la calibración del dispositivo utilizado en la obtención de las imágenes de TC y que permite obtener los módulos elásticos de los elementos en función de los niveles de gris de los vóxeles de la imagen.

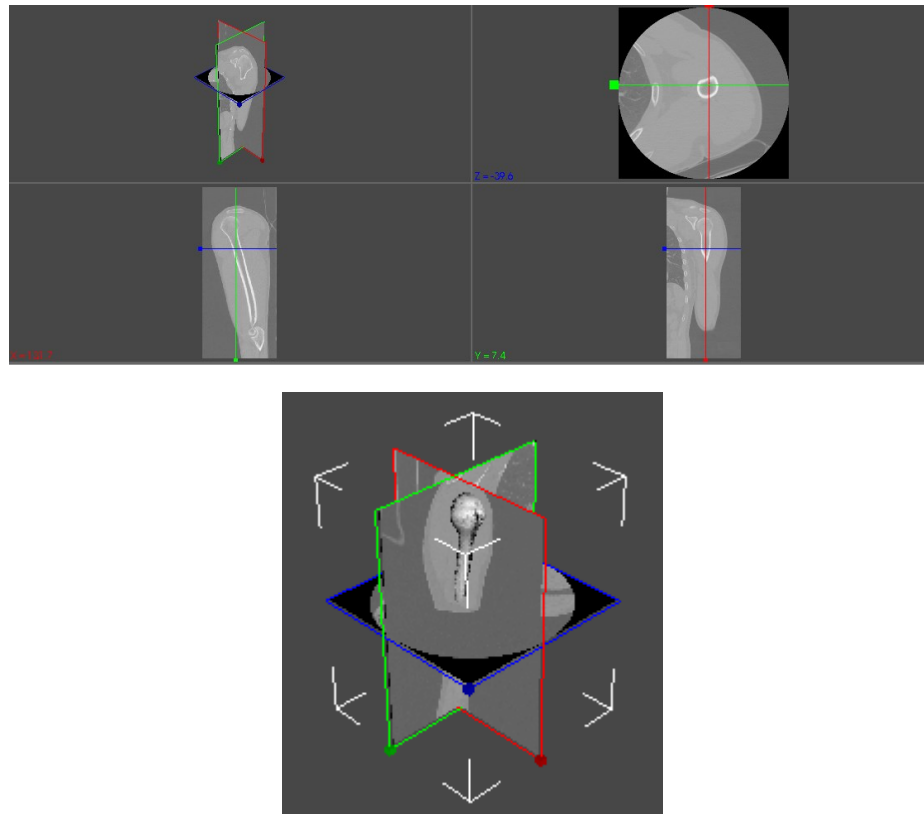


Figura 16. Visualización en Bonemat de la imagen DICOM y la malla generada

2.4.3.2. MAPEADO

La asignación de las propiedades mecánicas del hueso se lleva a cabo en Bonemat mediante un archivo de configuración en formato .xml. Este archivo posee la estructura que se muestra en la figura 17 y presenta seis componentes fundamentales, correspondientes a tres equivalencias de la calibración que establecen los módulos elásticos. La primera de estas se corresponde con la calibración densimétrica, determinada por dos parámetros constantes (ROIIntercept y ROSlope, a y b en la interfaz de Bonemat). Seguida a esta, aparece la corrección de calibración, también determinada por dos parámetros constantes que indican el intervalo de calibración (en el archivo aparecen también denominados como a y b). La última equivalencia es la relación densidad-elasticidad, definida por tres parámetros también constantes (a, b y c). Todos estos valores constantes pueden ser introducidos de manera manual por el usuario en el programa de Bonemat, ya que dependen de la calibración realizada en la obtención de las imágenes de TC (máximo voltaje aplicado, fantoma utilizado, dispositivo TAC...). En el caso de este proyecto los valores asignados a estos distintos parámetros han sido los valores predeterminados del archivo de configuración.xml (figura 17), bajo la hipótesis de que los niveles de gris están bastante estandarizados entre los distintos dispositivos de TC. Por último, en el archivo se encuentran tres apartados finales donde se establecen la forma de computar el módulo de Young y la densidad de la malla.

Bonemat parameters:

Configuration File:

open configuration file
save configuration file
save configuration file as

CT densitometric calibration

RhoQCT = a + b * HU

a: -0.00393573
b: 0.000791701

Correction of the calibration

RhoAsh = a + b * RhoQCT

Apply calibration correction

Single interval

Single interval
a: 0.079
b: 0.877

Three intervals

Density-elasticity relationship

E = a + b * RhoAsh^c

Minimum Elasticity Modulus: 1e-06

Single interval

Single interval
a: 0
b: 14664
c: 1.49

Three intervals

Young's modulus (E)

E integration

Integration steps: 4

Gap value: 50

Advanced Configuration

ok cancel

Figura 17. Parámetros asignados mediante el archivo de configuración .xml

Una vez introducidas las imágenes y el archivo de configuración, Bonemat mapea del módulo elástico a lo largo de toda la malla de forma automática basándose en la correlación entre el coeficiente de atenuación lineal de las imágenes TC, en Unidades de Hounsfield (HU), y la densidad de los tejidos biológicos. Para ello, el programa emplea sucesivamente las tres equivalencias con sus respectivos valores constantes:

$$\rho_{QTC} = a + (b \cdot HU) \quad (1)$$

$$\rho_{Ash} = a + (b \cdot \rho_{QTC}) \quad (2)$$

$$E = a + (b \cdot \rho_{Ash}^c) \quad (3)$$

Así, Bonemat calcula para cada elemento un valor (HU) en función de la densidad promedio de los vóxeles que conforman dicho elemento. Este valor será directamente proporcional a la densidad del tejido, siendo mayor para el hueso cortical y menor para el hueso trabecular. Esta variable se empleará a continuación en la ecuación de calibración densitométrica de la imagen. Posteriormente, se realiza una corrección de la calibración con el valor calculado con anterioridad (2) para finalmente obtener el módulo de Young (E) de cada uno de los elementos a través de una relación lineal de la rigidez de los tejidos en función de la densidad calculada (3).

Tras esta serie de operaciones, Bonemat genera una nueva malla con los módulos de elasticidad correctamente asignados. Esta malla con los materiales mapeados puede visualizarse en Bonemat superpuestas nuevamente a las imágenes de TC como se aprecia en la figura 18, pudiendo seleccionarse diferentes opciones de visualización para la misma.

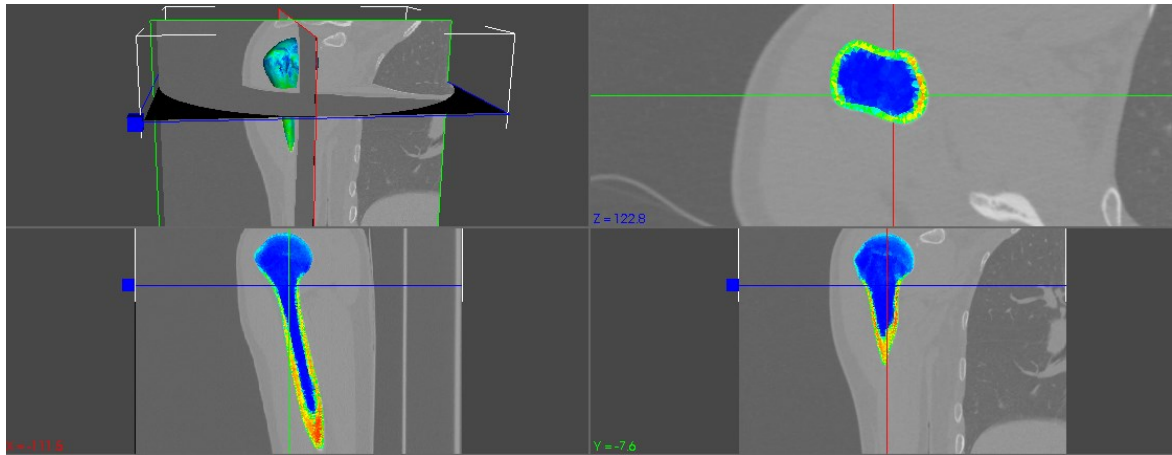


Figura 18. Visualización en Bonemat del mapeo de los valores del módulo elástico del hueso (azul: valor mínimo, rojo: valor máximo)

2.4.3.3. EXPORTACIÓN DE LA MALLA

Habiéndose asignado las propiedades del módulo elástico de los húmeros de los cuatro pacientes en Bonemat, el siguiente paso consiste en exportar el resultado del mapeo en un formato compatible con ANSYS, en este caso se ha exportado como *Ansys Input File*. Este tipo de archivo se trata de un formato .inp como ya se ha explicado, que consta con una sección extra en la que aparecen listados los materiales que conforman junto a sus propiedades tales como el módulo elástico, la densidad y el coeficiente de Poisson (figura 19). Además, es posible encontrar la matriz de conectividad de los elementos separada en secciones en función de los materiales asignados (figura 20). Una vez exportados los archivos se puede proceder con el análisis de elementos finitos.

MP, EX, 1,	18253.88676864
MP, NUXY, 1,	0.30000000
MP, DENS, 1,	1.22901157
MP, EX, 2,	17991.17677802
MP, NUXY, 2,	0.30000000
MP, DENS, 2,	1.21578955
MP, EX, 3,	17932.76355926
MP, NUXY, 3,	0.30000000
MP, DENS, 3,	1.21354525
MP, EX, 4,	17813.52861392
MP, NUXY, 4,	0.30000000
MP, DENS, 4,	1.20851649
MP, EX, 5,	17753.27404383
MP, NUXY, 5,	0.30000000
MP, DENS, 5,	1.20454751
MP, EX, 6,	17703.01130838
MP, NUXY, 6,	0.30000000
MP, DENS, 6,	1.20239310

Figura 19. Archivo de materiales con los valores del módulo elástico (EX), densidad (DENS) y coeficiente de Poisson (NUXY)

```

ET, 3, 285

TYPE, 3 $ MAT, 1 $ REAL, 1
EN, 38506, 7846, 2879, 2863, 2862
EN, 75695, 15993, 8626, 8664, 8663
CM, TYPE3-REAL1-MAT1, ELEM

TYPE, 3 $ MAT, 2 $ REAL, 1
EN, 77738, 15993, 8664, 8701, 8663
EN, 18194, 7873, 7862, 7843, 7940
CM, TYPE3-REAL1-MAT2, ELEM

TYPE, 3 $ MAT, 3 $ REAL, 1
EN, 10067, 13096, 21791, 8070, 8035
EN, 51401, 7924, 2813, 661, 662
EN, 89971, 13096, 8035, 8070, 13097
CM, TYPE3-REAL1-MAT3, ELEM

TYPE, 3 $ MAT, 4 $ REAL, 1
EN, 42777, 7963, 7923, 7877, 7991
EN, 70395, 13531, 8742, 8703, 8704
CM, TYPE3-REAL1-MAT4, ELEM
    
```

Figura 20. Matriz de conectividad de los elementos

2.4.4. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Tras obtener los modelos biomecánicos de los húmeros de los pacientes habiendo segmentado las imágenes, generado las mallas y asignado las propiedades mecánicas; finalmente se puede pasar al proceso de simulación. Para ello, se hará uso de ANSYS Student, este software está disponible de forma gratuita en [“Download Ansys Student | Workbench-based Simulation Tools”](#) donde existe también acceso a material de aprendizaje y de ayuda. ANSYS permite realizar cálculos por elementos finitos a través de su herramienta Mechanical APDL.

2.4.4.1. IMPORTACIÓN DE LA MALLA

Para comenzar con la simulación el primer paso consiste en importar la malla que ha sido generada en formato .inp desde Bonemat, pues es la que contiene la información sobre las propiedades mecánicas del húmero de los pacientes. Al cargar el modelo, este se puede visualizar en la interfaz del programa (figura 21), la cual se encuentra dividida en varias secciones. La sección superior donde se encuentran las pestañas para la selección de ficheros, selección de objetos, listados y otros elementos de control. La sección izquierda es el menú principal que permite realizar operaciones sobre el modelo importado, crear geometrías, solucionar el modelo y analizar los resultados de la simulación, entre otras muchas funcionalidades. La sección central es donde se visualiza el modelo tridimensional, el hueso aparece representado por el conjunto de elementos que conforman la malla. Además, aparece indicado el sistema de referencia utilizado en el modelo. Por último, la sección derecha presenta una serie de controles que permiten manipular la orientación del objeto, pudiendo elegir entre diferentes vistas, realizar zoom o desplazamientos y rotaciones del objeto.

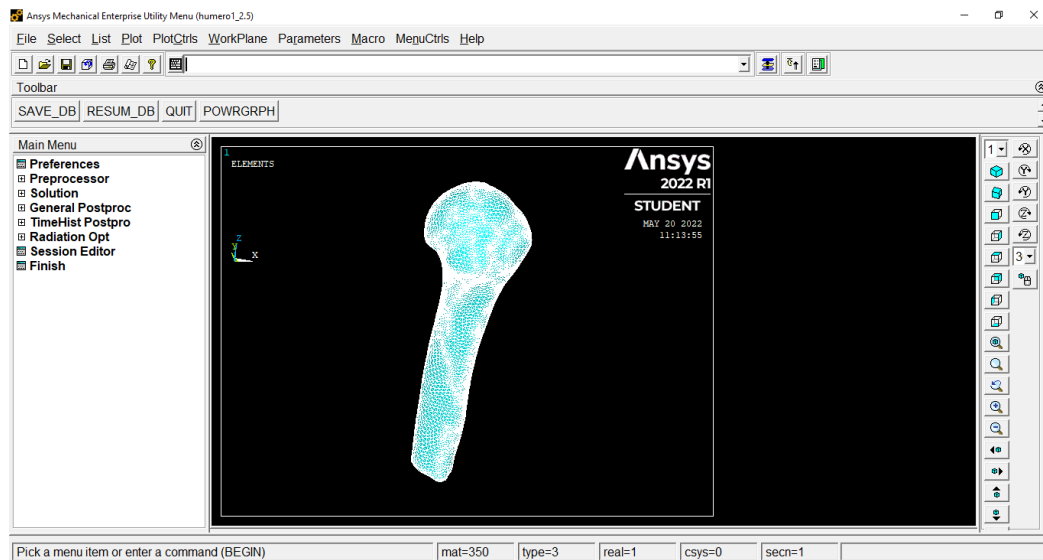


Figura 21. Interfaz del programa ANSYS

2.4.4.2. TRANSFORMACIÓN DEL SISTEMA DE REFERENCIA

Como se ha visto en la presentación de la interfaz del modelo de ANSYS, el modelo biomecánico tiene asociado un sistema de referencia propio. Este sistema viene determinado desde la obtención de la imagen DICOM, habiéndose mantenido en la generación de la malla en Bonemat, y depende, por tanto, del dispositivo TC de adquisición de la imagen. Esto supone un problema ya que cada hueso tendrá asociado su propio sistema de referencia predeterminado (el cual se denotará como A) y será necesario crear un nuevo sistema de referencia dentro del propio húmero (denotado como B) para poder aplicar las cargas.

La necesidad de emplear un sistema de referencia (B) solidario al hueso está motivada por los estudios en los cuales se basan las simulaciones [11], [18]. En estos estudios se contemplan dos situaciones que se van a modelar. La primera es la aplicación de las cargas fisiológicas a las cuales se

someten los húmeros durante actividades cotidianas. La segunda consiste en la simulación de una caída con la mano abierta, un proceso que conlleva riesgo de traumatismo. Dentro de estos estudios, las condiciones de contorno (restricciones de movimientos y cargas) se encuentran definidas respecto a un sistema de referencia que se crea en el propio hueso (figura 22):

- El origen del sistema se encuentra en el centro de la cabeza humeral (centro de rotación glenohumeral).
- Eje Y: línea que conecta el origen y el punto medio entre el lateral y el medial de los epicóndilos, apuntando hacia arriba.
- Eje X: perpendicular al plano formado por el origen y los dos epicóndilos, apuntando hacia adelante.
- Eje Z: es la línea vertical al plano xy, apuntando hacia la izquierda.
- α y β son los ángulos de la proyección del vector de carga en los planos yz y xy respectivamente.

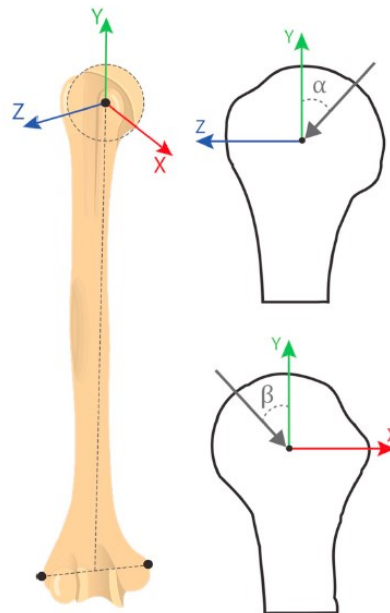


Figura 22. Sistema de coordenadas de referencia local adoptado para cada húmero

Puesto que los valores de las cargas han de introducirse en ANSYS y esto ha de hacerse respecto al sistema de referencia B se realizará una transformación que permita obtener las orientaciones de las cargas en el sistema B a partir de las cargas establecidas en el sistema A proporcionadas en los estudios. Para solucionar este problema se ha empleado un *script* de elaboración propia que sigue los siguientes pasos (figura 23):

1. Para construir el sistema de referencia B partimos de dos nodos de nuestro modelo mallado P1 y P2.
2. P1 se sitúa en la diáfisis humero, concretamente en la zona medial para que esté alejado de P2.
3. P2 se localiza en la base del húmero.

4. P1 y P2 han de estar preferiblemente en el mismo plano y alineados de forma paralela al eje de la diáfisis.
5. El eje Y se crea uniendo estos dos puntos y coincidirá con la dirección del vector que une los puntos 1 y 2, V_{21} , dividiendo por la norma euclídea obtenemos el vector unitario.
6. El eje X lo creamos seleccionando un tercer punto: p3 que se sitúa en el extremo del tubérculo menor. Con p1, p2 y p3 se obtiene plano YZ, luego para crear el eje X creamos el vector V_{23} , y realizando el producto vectorial de V_{21} y V_{23} y dividiendo por la norma se obtiene el eje X.
7. Para el eje Z simplemente volvemos a realizar el producto vectorial de Y y X y dividimos por la norma.
8. Juntando los vectores X, Y y Z en una matriz se obtiene la matriz de cambio de base M_{AB} .
9. Para realizar el cambio entre sistemas se ha elaborado una función llamada *cambioSistm*, cuyos parámetros de entrada son, la carga (su valor será 300, 600 u 800 N, dependiendo del tipo de caída que se simule), la matriz de cambio de base (será distinta para cada húmero), y los ángulos α y β que dependiendo de si son cargas fisiológicas o cargas para una caída tendrán un valor u otro.
10. La función *cambioSistm* obtiene las proyecciones de las cargas respecto al sistema B: V_{BX} , V_{BY} y V_{BZ} .
11. A continuación, se crea un vector en la base del sistema B, V_B .
12. Finalmente se obtiene el vector de carga V_A en el sistema de referencia de ANSYS multiplicando realizando la siguiente operación: $V_A = M_{AB} \cdot V_B$.

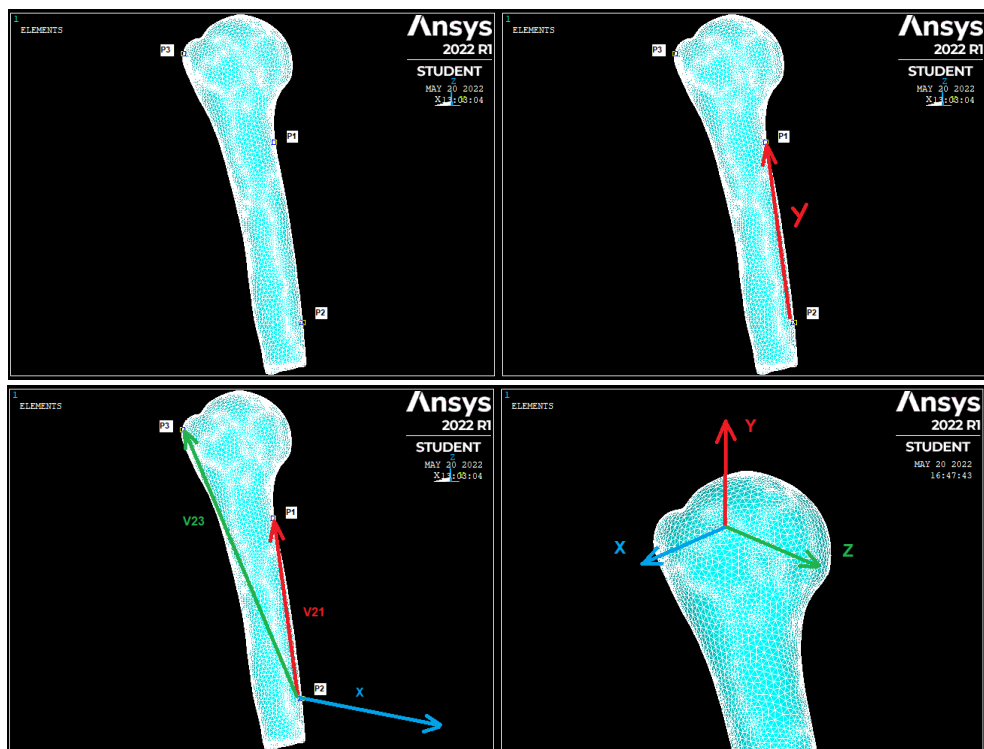


Figura 23. Construcción del sistema local de referencia en ANSYS

Este proceso ha de repetirse para los 4 húmeros y, dentro de cada uno, obtener 3 vectores de carga distintos para la simulación de cargas fisiológicas (300 N, 600 N) y otro para la simulación de la caída (800 N), obteniendo un total de 12 vectores distintos, por lo que será necesario realizar 12 simulaciones diferentes.

2.4.4.3. APLICACIÓN DE LAS CONDICIONES DE CONTORNO

Habiendo obtenido en el punto anterior los 12 vectores de carga para simular, el siguiente paso en ANSYS es definir las condiciones de contorno, es decir, es necesario imponer las restricciones de movimiento y las fuerzas que actúan sobre el hueso.

Por un lado, las restricciones de movimiento permiten establecer qué regiones del hueso han de permanecer estáticas cuando se aplique la carga. En este caso, todos los húmeros han sido restringidos en la zona del corte diafisario (figura 24), modelando la restricción que implica que el hueso continúa hacia la parte distal. Por tanto, los nodos correspondientes al corte no poseen capacidad de desplazamiento en ninguna dirección.

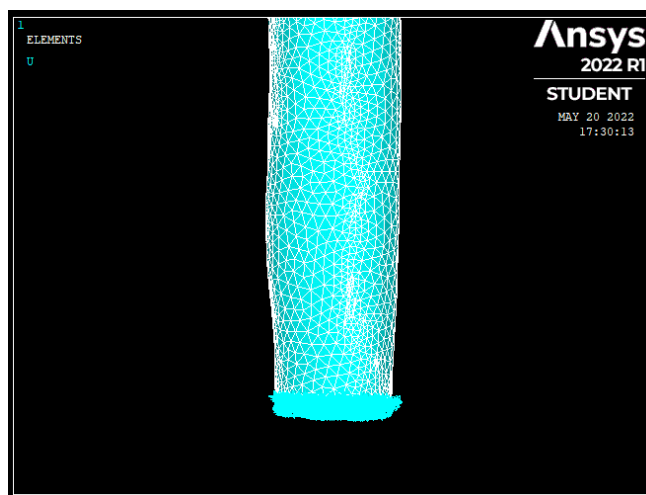


Figura 24. Condiciones de contorno: aplicación de la restricción de movimiento

Por otro lado, las cargas se aplican en las direcciones obtenidas con el *script* mencionado. Sin embargo, estas han de aplicarse en la superficie de la cabeza humeral. Para ello, se han tenido en cuenta los diseños experimentales de los estudios de Dahan de 2016 y 2019 ([11] y [18]), donde se indica en qué posición de la cabeza humeral se sitúa la carga y el área sobre la que se ha aplicado la carga. En estos experimentos, las superficies de contacto para cargas fisiológicas son de 2 mm de diámetro, mientras que para las cargas por caída la superficie es de 10 mm de diámetro. Para obtener estas superficies en ANSYS se ha orientado el húmero imitando la configuración experimental y se han seleccionado los nodos exteriores de la cabeza humeral que se encuentran dentro de la zona de carga. El vector de carga ha sido aplicado en todos los nodos pertenecientes a esta superficie, pero dividido por el número de nodos dado que la carga se distribuye superficialmente (figuras 25, 26 y 27).

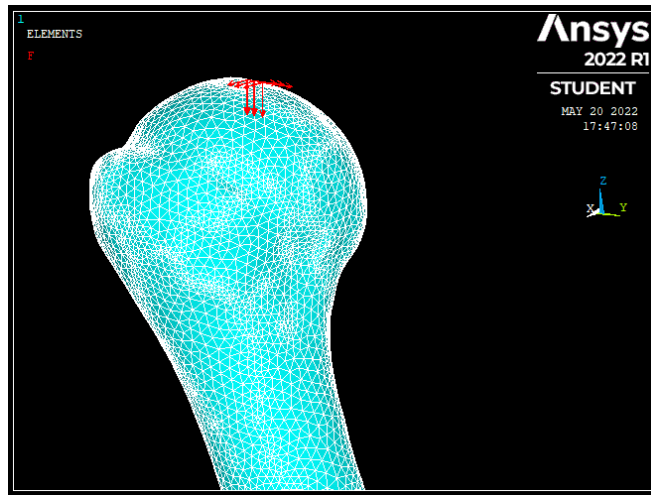


Figura 25. Aplicación de cargas fisiológicas de 300 N

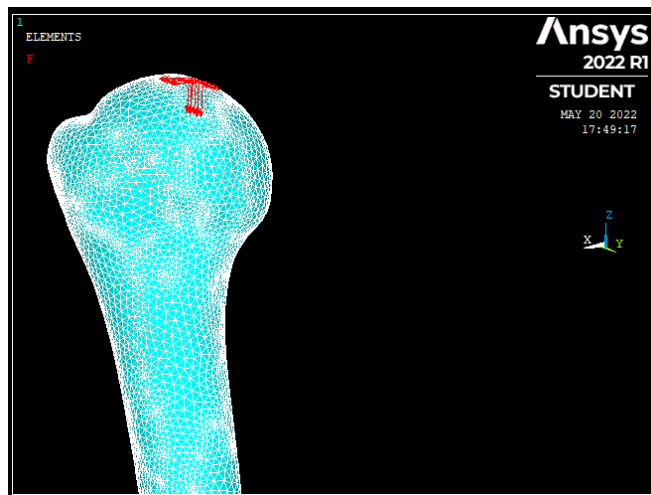


Figura 26. Aplicación de cargas fisiológicas de 600 N

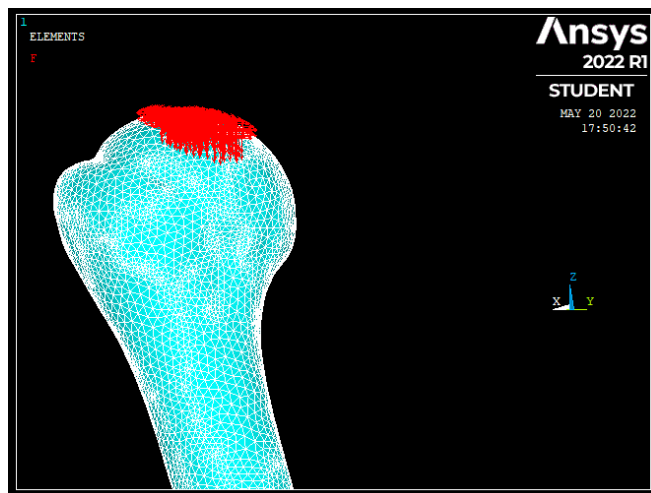


Figura 27. Simulación de caída con valor de carga de 800 N

Una vez definidas las condiciones de contorno el siguiente paso es realizar la simulación y extraer los resultados de las 12 configuraciones distintas. Para ello, la simulación se ejecuta a través de la opción *Solution/Solve Current LS* en el menú principal. Los resultados se almacenan en la memoria del programa y se puede proceder a su visualización.

2.4.4.4. VARIABLES BIOMECÁNICAS

Habiendo solucionado el modelo biomecánico planteado es posible acceder los resultados en ANSYS mediante el menú *General Postprocessor*. Dicho menú ofrece un amplio abanico de opciones tales como resumir los resultados, graficarlos, listarlos, introducir un criterio de fallo, crear submodelos de la solución y realizar cálculos nodales entre otras funcionalidades. En el caso de este proyecto, se han visualizado los resultados de las simulaciones mediante el submenú *Contour Plot/Nodal Solution* y se han extraído los resultados mediante el comando de la barra de herramientas *List/Results/Nodal Solution*. Las variables mecánicas extraídas se corresponden con las que se muestran a continuación en la tabla 2.

Tabla 2. *Variables mecánicas extraídas de la simulación en ANSYS*

DMax (mm)	Desplazamiento Máximo
σ_1 (MPa)	Primera tensión principal
σ_2 (MPa)	Segunda tensión principal
σ_3 (MPa)	Tercera tensión principal
TVM (MPa)	Tensión de von Mises
ϵ_1	Primera deformación principal
ϵ_2	Segunda deformación principal
ϵ_3	Tercera deformación principal

El desplazamiento máximo es una variable de interés que permite determinar cuál ha sido la longitud máxima en la que los nodos que conforman el hueso se han visto desplazados. Resulta relevante visualizar en qué dirección se ha desplazado el hueso, analizando y comparando el conjunto antes y después de aplicar la deformación puesto que permite establecer qué región del hueso se somete a una mayor deformación.

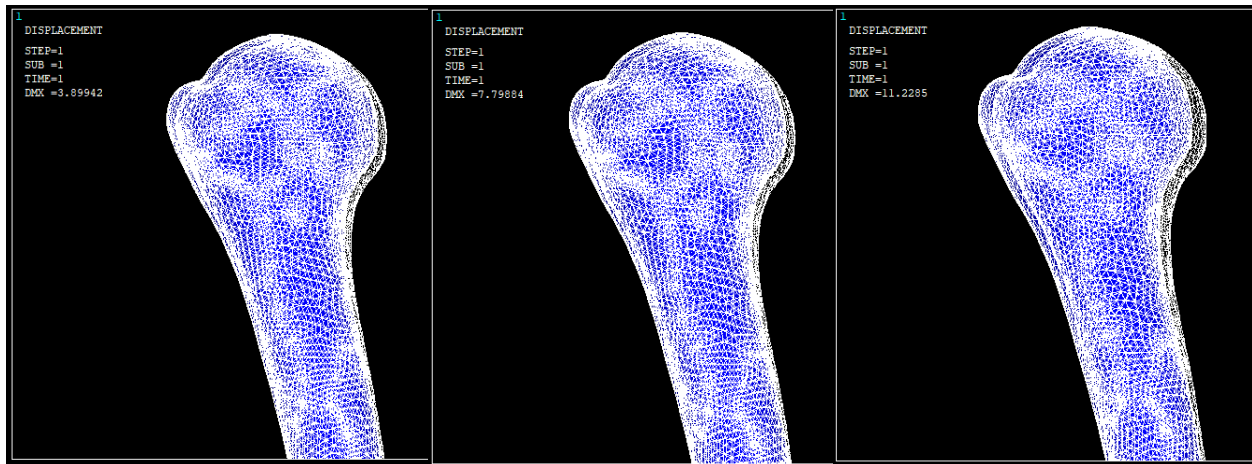


Figura 28. Desplazamientos máximos obtenidos en las simulaciones de 300, 600 y 800 N, respectivamente

Las tensiones principales (σ_1 , σ_2 , σ_3) corresponden a las tensiones normales en las direcciones principales. Se denominan direcciones principales en un punto de una pieza cargada a las direcciones en las que hay que orientar las caras de un paralelepípedo diferencial alrededor de dicho punto, de modo que las tensiones cortantes sean nulas en todas las caras de dicho paralelepípedo. La máxima de dichas tensiones principales (σ_1) es la máxima tensión normal de todas las que se dan al cambiar la orientación del plano en dicho punto. Del mismo modo la mínima (σ_3) es la mínima tensión normal de todas las que pueden darse al cambiar la orientación del plano en dicho punto. La tensión principal máxima (recogida en el resumen de los resultados) constituye el valor máximo negativo de las tres tensiones principales. La tensión de von Mises es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión cuyo valor puede calcularse a partir de las tensiones principales del tensor de tensión. Esta variable es ampliamente utilizada en el contexto de teoría de fallos. A pesar de que las tensiones principales y la tensión de von Mises no han sido empleadas en la predicción del riesgo de fractura se han recogido de cara a su posible uso en estudios posteriores.

Las deformaciones principales (ϵ_1 , ϵ_2 , ϵ_3) corresponden a las deformaciones normales máximas en las direcciones principales. Al igual que ocurre con las tensiones principales, el valor de la deformación principal máxima lo establece el valor máximo de estas tres deformaciones. Este valor es de especial interés puesto que es la variable determinista del riesgo de fractura del húmero proximal y se explicará a continuación en el siguiente apartado.

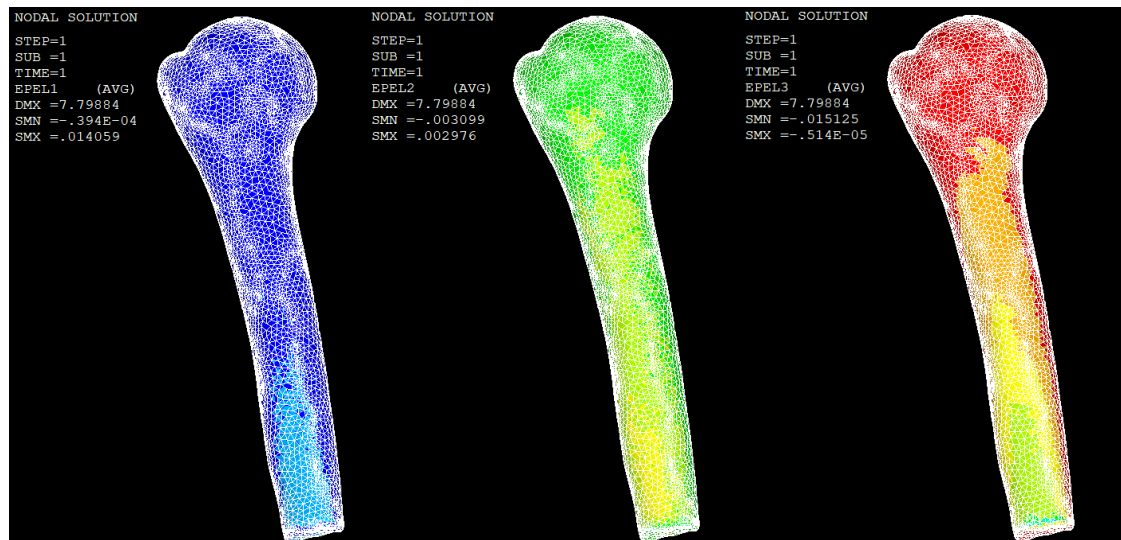


Figura 29. Comparativa de las deformaciones principales 1, 2, 3, en orden

2.4.4.5. CRITERIO DE FALLO

La predicción del riesgo de fractura ha sido estimada en base a un criterio de fallo presente en los estudios de Enrico Schileo de 2008 [19]. En estos estudios se establece un valor umbral a partir del cual se produce la fractura del tejido óseo. Trasladándolo al análisis de este proyecto, el criterio impuesto a partir del cual se puede afirmar que el riesgo de fractura es inminente está relacionado con la deformación principal máxima y presenta un valor umbral de **0.0104**. Como ya se ha explicado, el valor máximo de esta deformación se corresponde con uno de los tres valores de las deformaciones principales ε_1 , ε_2 y ε_3 . Concretamente, el criterio especifica que ha de tratarse de una fuerza a compresión, lo cual, determina que su valor ha de ser negativo en base al sistema de referencia del propio ANSYS.

Tabla 3. Criterio de fallo establecido
Criterio de fallo a compresión Valor

Deformación principal máxima	0.0104
------------------------------	--------

CAPÍTULO 3. RESULTADOS

3.1. RESUMEN DE LOS RESULTADOS

Una vez se ha llevado a cabo la construcción de los modelos biomecánicos donde se han obtenido las mallas de los distintos húmeros segmentados de los pacientes, se han aplicado las condiciones de contorno y se ha resuelto el problema por elementos finitos, se recoge a continuación un resumen de los resultados más relevantes de las simulaciones. Dentro de estos resultados se encuentran las variables biomecánicas que poseen una mayor relevancia para el análisis del riesgo de fractura dependiendo del nivel y tipo de carga que se le aplica al húmero.

Los resultados constan pues, de los distintos valores simulados: tensión máxima de von Mises, tensión principal máxima en valor absoluto y deformación principal máxima en valor absoluto. Las distintas tablas se agrupan por pacientes dependiendo del nivel de carga: las fisiológicas entre 300N y 600N y las que simulan una caída sobre la mano extendida, 800N.

Finalmente, se presenta una tabla que recoge los distintos valores de la deformación principal máxima junto a la predicción del riesgo de fractura del húmero correspondiente. Además, se incluyen dos comparativas, tensión principal máxima y deformación principal máxima, que permitirán y facilitarán la extracción e interpretación de las conclusiones del trabajo.

3.1.1. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 1

Tabla 4. Resumen de resultados del húmero del paciente 1

Carga (N)	Máxima tensión de Von Mises (MPa)	Máxima Tensión Principal (MPa)	Máxima Deformación Principal
300	74.9688	28.654	0.0052437
600	149.938	57.308	0.0104870
800	250.744	81.118	0.0106330

3.1.2. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 2

Tabla 5. Resumen de resultados del húmero del paciente 2

Carga (N)	Máxima tensión de Von Mises (MPa)	Máxima Tensión Principal (MPa)	Máxima Deformación Principal
300	108.761	45.997	0.0060671
600	217.523	93.338	0.0121340
800	279.045	164.97	0.0137730

3.1.3. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 3

Tabla 6. *Resumen de resultados del húmero del paciente 3*

Carga (N)	Máxima tensión de Von Mises (MPa)	Máxima Tensión Principal (MPa)	Máxima Deformación Principal
300	81.7978	49.931	0.0084811
600	163.596	99.863	0.0193700
800	257.828	133.49	0.0215110

3.1.4. RESULTADOS DEL HÚMERO DEL PACIENTE 4

Tabla 7. *Resumen de resultados del húmero del paciente 4*

Carga (N)	Máxima tensión de Von Mises (MPa)	Máxima Tensión Principal (MPa)	Máxima Deformación Principal
300	136.774	72.695	0.0196480
600	273.547	110.83	0.0392950
800	440.868	152.34	0.0216510

3.1.5. RIESGOS DE FRACTURA

Tabla 8. *Predicción del riesgo de fractura por nivel de carga*

Número de paciente	Carga (N)	Deformación Principal Máxima	Riesgo de fractura
1	300	0.0052437	Bajo
2	300	0.0060671	Bajo
3	300	0.0084811	Bajo
4	300	0.0196480	Alto
1	600	0.0104870	Alto
2	600	0.0121340	Alto
3	600	0.0193700	Alto
4	600	0.0392950	Alto
1	800	0.0106330	Alto
2	800	0.0137730	Alto
3	800	0.0215110	Alto
4	800	0.0216510	Alto

3.2. COMPARATIVA DE LOS RESULTADOS

3.2.1. TENSIONES PRINCIPALES

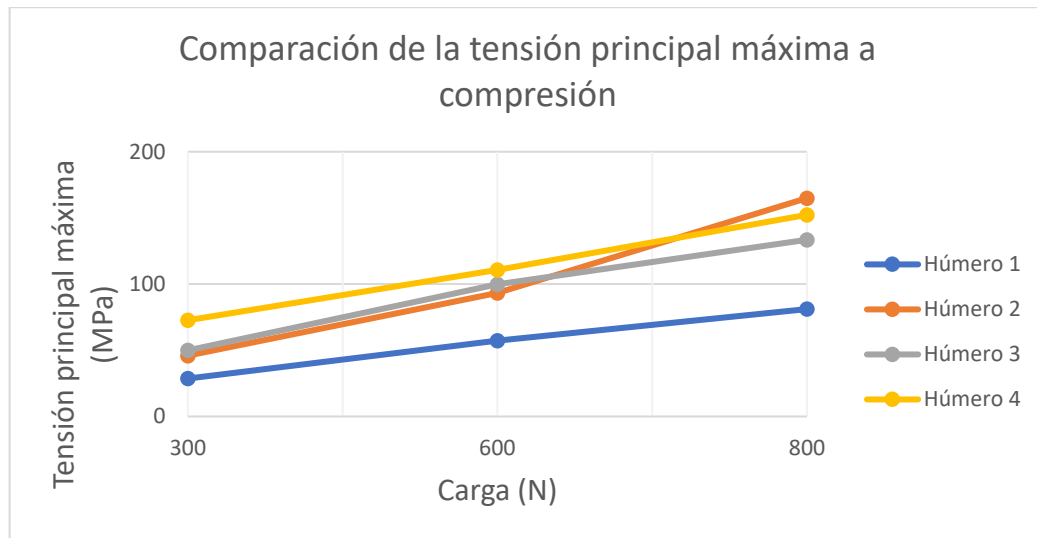


Figura 30. Comparación de la tensión principal máxima de cada húmero

3.2.2. DEFORMACIONES PRINCIPALES

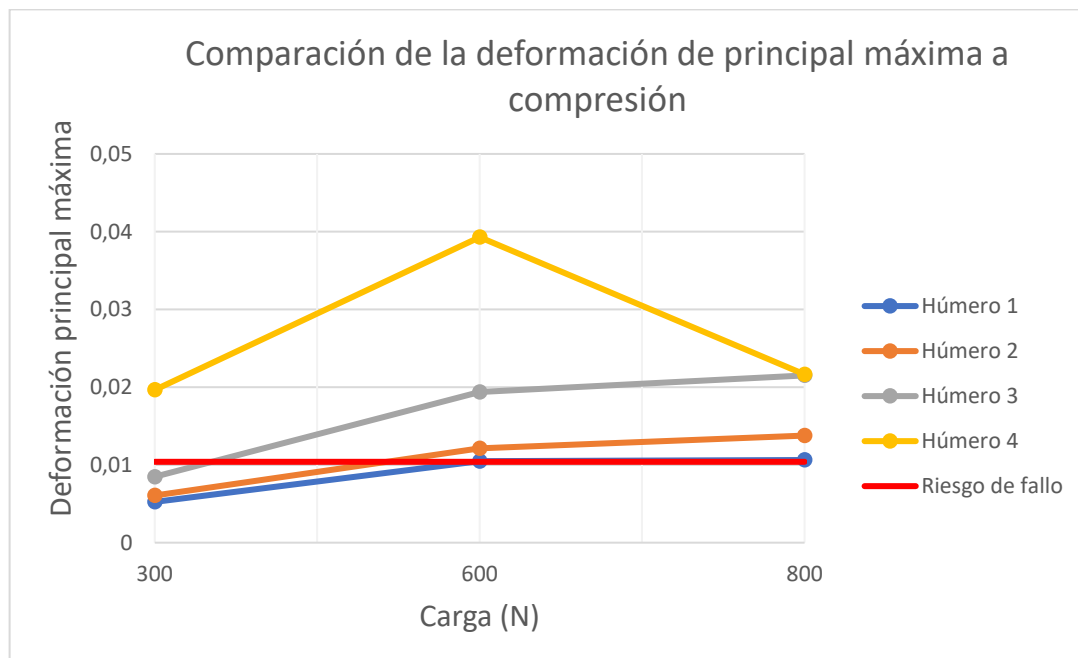


Figura 31. Comparación de la deformación principal máxima de cada húmero (línea roja: valor umbral para riesgo de fallo)

CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN

4.1. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

En base a los resultados obtenidos para cada uno de los húmeros de los pacientes y configuraciones de carga distintas se procede a realizar su discusión donde se analizará qué rasgos característicos se pueden extraer.

En términos generales, es posible afirmar que un aumento en los niveles de carga, tanto para las simulaciones de carga fisiológicas como para las de caída sobre mano extendida, conlleva un aumento de las sollicitaciones mecánicas. Al aumentar la carga se produce un incremento de las tensiones principales y de la tensión de von Mises, así como de las deformaciones principales y desplazamientos máximos.

Si se analizan los resultados de forma individual aparece un gran contraste entre los distintos húmeros de los pacientes. Por un lado, los pacientes 1, 2 y 3 presentan un húmero que responde con normalidad a las cargas fisiológicas de 300 N. Los valores de las variables biomecánicas analizadas se sitúan por debajo del riesgo de fractura para esta carga. Sin embargo, para cargas fisiológicas de 600N se observa que el húmero 1 alcanza valores límite poco superiores al criterio de fractura, al contrario que para los húmeros 2 y 3 donde los valores de la deformación principal máxima son significativamente mayores al umbral. Para los valores de la deformación principal máxima obtenidos en la simulación de una caída (cargas de 800 N), aparece un índice de riesgo alto de fractura del húmero.

El caso del húmero del paciente 4 es curioso y digno de tratarse por separado. Al igual que los húmeros 1, 2 y 3, el húmero 4 presenta un riesgo muy elevado de fractura cuando se le aplican cargas de 600 y 800 N. Sin embargo, el análisis realizado también indica que para niveles de cargas fisiológicas reducidos (300 N) el húmero también presenta riesgo de fractura. Este resultado es explicable si se analizan los valores del módulo elástico del hueso presentes en el archivo extraído del mapeado de Bonemat. Al analizarlos, los valores del módulo elástico del húmero del paciente 4 poseen un valor máximo de 14 MPa mientras que los valores del módulo elástico del paciente 1 son de un máximo de 18 MPa. Esto, unido al hecho de que se trata de un paciente de edad avanzada y de sexo femenino sugiere que se trata de un hueso osteoporótico, puesto que esta enfermedad tiene una gran prevalencia en este tipo de población.

4.2. CONCLUSIONES

Una vez realizado este Trabajo Fin de Grado se pueden extraer una serie de conclusiones. Primero, se ha conseguido el objetivo planteado al inicio del trabajo: llevar a cabo una simulación de una caída que permita evaluar el riesgo de fractura del húmero proximal, ya sea tanto casos con hueso osteoporótico como no osteoporótico, empleando la herramienta de análisis por elementos finitos a partir de imágenes TC del húmero de distintos pacientes.

Segundo, ha sido posible desarrollar un modelo biomecánico que recoge distintos aspectos de del comportamiento del hueso como son su conformación anatómica (la cual se encontraba determinada por las características del paciente), sus propiedades mecánicas (establecidas de una forma no predeterminada y ajustadas a la realidad biológica del hueso) y su respuesta ante distintas simulaciones.

Tercero, se ha realizado un uso correcto de las herramientas empleadas en el proceso del desarrollo de modelado y simulación: software de segmentación (3DSlicer), de mallado (MATLAB), asignación de propiedades mecánicas (Bonemat) y entorno de simulación (ANSYS). Además, se ha podido analizar también la gran utilidad que suponen este tipo de herramientas, así como las mejoras que pueden implementarse en las mismas.

Por último, se han podido obtener resultados que, bajo consideración, se asemejan a la realidad y permiten extraer decisiones en base al diagnóstico y posterior tratamiento de los pacientes. Asimismo, se han analizado las variables obtenidas y determinado cuáles de estas han permitido establecer un criterio que determine el riesgo de fractura.

4.3. LIMITACIONES DEL TRABAJO

Este último apartado del trabajo hace mención a una serie de limitaciones que han surgido a lo largo de la elaboración de este proyecto. El objetivo de mencionarlas es poder establecer propuestas a implementar en futuras líneas de trabajo. Las limitaciones se recogen a continuación:

- Obtener una base de datos de pacientes mayor con el fin de poder extraer resultados estadísticamente significativos. Además, sería de especial interés obtener acceso a los historiales clínicos respectivos para comprobar la valoración del estado óseo y relacionar los peores resultados obtenidos con la presencia o no de osteoporosis.
- Implementar en el software de segmentación completamente automático que reduzca el tiempo empleado en la segmentación de los huesos.
- Obtener una versión de ANSYS que no presente limitaciones en cuanto al número de grados de libertad que se puedan computar.
- Mejora del *script* desarrollado para la transformación de las cargas o permitir el cambio de sistema dentro del software de ANSYS.
- Elaborar un software que permite realizar análisis de los distintos huesos corporales y realizar simulaciones de cargas fisiológicas y de cargas traumáticas de forma estandarizada de manera que se puedan realizar estudios contrastables entre sí.

CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] FISTERRA, Guía Clínicas. Fracturas de húmero [Internet] 2013 [Citado 30 Nov. 2017].
- [2] ETCHART, Martin. Anatomía patológica osteoarticular. *Wayback Machine. Pontificia Universidad Católica de Chile. Escuela de Medicina. Capítulo*, 2008, vol. 12.
- [3] CHADHA, Manoj, et al. Osteoporosis: Epidemiology, Pathogenesis, Evaluation and Treatment. *Open Journal of Orthopedics*, 2022, vol. 12, no 4, p. 153-182.
- [4] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE GERIATRÍA Y GERONTOLOGÍA. Informe de la fundación internacional de osteoporosis [Internet] 2022
- [5] G. (2022, 17 febrero). La osteoporosis: una enfermedad ‘silenciosa’ que afecta a casi 3 millones de personas en España. *Geriatricarea*. Recuperado 20 de mayo de 2022, de <https://www.geriatricarea.com/2022/02/17/la-osteoporosis-una-enfermedad-silenciosa-que-afecta-a-casi-3-millones-de-personas-en-espana/>
- [6] INTERNATIONAL OSTEOPOROSIS FOUNDATION. Compendio de Osteoporosis de la IOF [Internet] 2017. Recuperado 20 de mayo de https://www.osteoporosis.foundation/sites/iofbonehealth/files/2019-06/2017_IOFCompendium_TR_Spanish.pdf
- [7] National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases. (2018, 1 octubre). Prueba de la densidad ósea: Lo que significan los números | NIH Osteoporosis and Related Bone Diseases National Resource Center. Recuperado 21 de mayo de 2022, de <https://www.bones.nih.gov/health-info/bone/espanol/salud-hueso/bone-mass-espanol>
- [8] Mendoza, M. H. T. (2003). Clasificación de la osteoporosis: Factores de riesgo. Clínica y diagnóstico diferencial. Scielo. Recuperado 23 de mayo de 2022, de https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272003000600004
- [9] T. Chevalley, R. Rizzoli, V. Nydegger, D. Slosman, L. Tkatch, C.H. Rapin, H. Vasey, J.P. Bonjour, Preferential low bone mineral density of the femoral neck in patients with a recent fracture of the proximal femur, *Osteoporosis International* 1 (3) (1991) 147–154. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1790402>
- [10] Šenk, Miroslav, and Laurence Chèze. 2006. “Rotation Sequence as an Important Factor in Shoulder Kinematics.” *Clinical Biomechanics*, Proceedings of the 5th Meeting of the International Shoulder Group, 21 (January): S3–S8. doi:[10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007).
- [11] DAHAN, Gal, et al. Finite element analyses for predicting anatomical neck fractures in the proximal humerus. *Clinical biomechanics*, 2019, vol. 68, p. 114-121.
- [12] LEWIS, Gregory S., et al. Finite element analysis of fracture fixation. *Current osteoporosis reports*, 2021, vol. 19, no 4, p. 403-416.
- [13] ALI, Adnan; RAHMAN, Ahsan. FEM Study on Impact of Osteoporosis Humerus.

- [14] ALTAI, Z., et al. Investigating rolling as mechanism for humeral fractures in non-ambulant infants: a preliminary finite element study. *Clinical Radiology*, 2020, vol. 75, no 1, p. 78. e9-78. e16.
- [15] LIU, Chuang, et al. Mechanical stability study of three techniques used in the fixation of transverse and oblique metaphyseal-diaphyseal junction fractures of the distal humerus in children: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2020, vol. 15, no 1, p. 1-8.
- [16] LESLIE, William D., et al. Fracture risk indices from DXA-based finite element analysis predict incident fractures independently from FRAX: The Manitoba BMD Registry. *Journal of Clinical Densitometry*, 2019, vol. 22, no 3, p. 338-345.
- [17] Bessho, M., Ohnishi, I., Matsuyama, J., Matsumoto, T., Imai, K., & Nakamura, K. (2007). Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *Journal of biomechanics*, 40(8), 1745-1753.
- [18] DAHAN, Gal, et al. Verified and validated finite element analyses of humeri. *Journal of Biomechanics*, 2016, vol. 49, no 7, p. 1094-1102.
- [19] Schileo, E., Taddei, F., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2008, 1 enero). Subject-specific finite element model implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *ScienceDirect*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929007003752?via%3Dihub>

CAPÍTULO 6. PRESUPUESTO

6.1. INTRODUCCIÓN

La elaboración del presupuesto correspondiente a este proyecto fin de grado se ha realizado mediante el programa Arquímedes en su versión de estudiantes. Los salarios del ingeniero novel y la ingeniera tutora han sido estimados en base a la legislación vigente en salario bruto junto a la seguridad social. Además, para ello se ha estipulado una duración de 300 horas del proyecto, 5 meses, donde se han tenido en cuenta los costes de maquinaria correspondientes a los equipos informáticos empleados, así como las licencias de softwares no gratuitos. Se ha estimado un impuesto sobre el valor añadido del 21% (IVA), el de ejecución material del 13% y un 6% de beneficio industrial, unos costes indirectos del 3% asociados a gastos generales realizados durante el proyecto.

6.2. CUADRO DE MANO DE OBRA

Cuadro de mano de obra					Página 1
Núm.	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO001	Ingeniera tutora TFG	31,000	46,000 h	1.426,00
2	MO002	Ingeniero biomédico novel	15,000	300,000 h	4.500,00
Total mano de obra:					5.926,00

6.3. CUADRO DE MATERIALES

Cuadro de materiales					Página 1
Núm.	Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1	MAT001	Licencia MATLAB	800,000	1,000 ud	800,00
2	MAT002	Licencia Microsoft Office	69,000	1,000 ud	69,00
Total materiales:					869,00

6.4. CUADRO DE MAQUINARIA

Cuadro de maquinaria					Página 1
Núm.	Código	Denominación de la maquinaria	Precio	Cantidad	Total
1	MQ001	Ordenador portátil	0,229	232,000h	53,13
2	MQ002	Ordenador de sobremesa	0,179	49,000h	8,78
Total maquinaria:					61,91

6.5. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS

Cuadro de precios nº 1			
Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
	1 DEFINICIÓN DEL TRABAJO		

1.1	h Reunión inicial con la tutora. Propuesta del trabajo	47,62	CUARENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y DOS CENTIMOS
1.2	h Búsqueda bibliográfica	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS
1.3	h Reuniones periódicas de control del trabajo	47,62	CUARENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y DOS CENTIMOS
2 ADQUISICIÓN DE LOS PROGRAMAS			
2.1	ud Instalación de los programas	910,94	NOVECIENTOS DIEZ EUROS CON NOVENTA Y CUATRO CENTIMOS
2.2	h Aprendizaje de utilización de los programas	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS
3 SEGMENTACIÓN			
3.1	h Adquisición de las imágenes	15,64	QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CENTIMOS
3.2	h Segmentación de las imágenes	15,64	QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CENTIMOS
4 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO			
4.1	h Evaluación del tamaño de elemento	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS
4.2	h Obtención de los modelos mallados	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS
4.3	h Obtención de los modelos biomecánicos mediante Bonemat	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS
4.4	h Elaboración de un script para alternar sistemas de referencia	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS
5 SIMULACIÓN Y RESULTADOS			
5.1	h Aplicación de las condiciones de contorno	15,64	QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CENTIMOS
5.2	h Extracción de los resultados de interés	15,64	QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CENTIMOS
5.3	h Interpretación y discusión de los resultados	15,45	QUINCE EUROS CON CUARENTA Y CINCO CENTIMOS
6 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG			
6.1	h Redacción de los documentos	15,69	QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CENTIMOS

6.2	h Revisión de los documentos	47,38	CUARENTA Y SIETE EUROS CON TREINTA Y OCHO CENTIMOS
6.3	h Preparación y revisión de la defensa	47,62	CUARENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y DOS CENTIMOS
6.4	h Defensa final del TFG	15,45	QUINCE EUROS CON CUARENTA Y CINCO CENTIMOS

6.6. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

Nº Actividad	Código	Ud	Descripción	Rendimiento	Precio	Importe
1	FASE1		DEFINICIÓN DEL TRABAJO			
1.1	0101	h	1.REUNIÓN INICIAL CON LA TUTORA. PROPUESTA DEL TRABAJO.			
			1.Reunión inicial con la tutora. Propuesta del trabajo.			
	MO001	h	Ingeniera tutora TFG	1,000	31,000	31,00
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		46,230	1,39
			Clase: Mano de obra			46,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			1,390
			Coste total			47,62
			CUARENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y DOS CÉNTIMOS			
1.2	0102	h	2.BÚSQUDA BIBLIOGRÁFICA			
			2.Búsqueda bibliográfica			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			
1.3	0103	h	3.REUNIONES PERIÓDICAS DE CONTROL DEL TRABAJO			
			3.Reuniones periódicas de control del trabajo			
	MO001	h	Ingeniera tutora TFG	1,000	31,000	31,00
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		46,230	1,39
			Clase: Mano de obra			46,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			1,390
			Coste total			47,62
			CUARENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y DOS CÉNTIMOS			

Nº Actividad	Código	Ud	Descripción	Rendimiento	Precio	Importe
2	FASE2		ADQUISICIÓN DE LOS PROGRAMAS			
2.1	0201	ud	1.INSTALACIÓNDELOSPROGRAMAS			
			1.Instalación de los programas			
	MAT001	ud	LicenciaMATLAB	1,000	800,000	800,00
	MAT002	ud	LicenciaMicrosoft Office	1,000	69,000	69,00
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	MQ002	h	Ordenador de sobremesa	1,000	0,179	0,18
	3,000	%	Costesindirectos		884,410	26,53
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,410
			Clase: Materiales			869,000
			Clase: 3 % Costes indirectos			26,530
			Coste total			910,94
			NOVECIENTOS DIEZ EUROS CON NOVENTA Y CUATRO CÉNTIMOS			
2.2	0202	h	2.APRENDIZAJE DE USO DE LOS PROGRAMAS			
			2.Aprendizaje de uso de los programas			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costesindirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			

Nº Actividad	Código	Ud	Descripción	Rendimiento	Precio	Importe
3	FASE3		SEGMENTACIÓN			
3.1	0301	h	1.ADQUISICIÓN DE LAS IMÁGENES			
			1.Adquisición de las imágenes			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ002	h	Ordenador de sobremesa	1,000	0,179	0,18
	3,000	%	Costesindirectos		15,180	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,180
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,64
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CÉNTIMOS			
3.2	0302	h	2.SEGMENTACIÓN DE LAS IMÁGENES			
			2.Segmentación de las imágenes			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ002	h	Ordenador de sobremesa	1,000	0,179	0,18
	3,000	%	Costesindirectos		15,180	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,180
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,64
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CÉNTIMOS			

Nº Actividad	Código	Ud	Descripción	Rendimiento	Precio	Importe
4	FASE4		CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECAÁNICO			
4.1	0401	h	1.EVALUACIÓN DEL TAMAÑO DE ELEMENTO			
			1.Evaluación del tamaño de elemento			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			
4.2	0402	h	2.OBTENCIÓN DE LOS MODELOS MALLADOS			
			2.Obtención de los modelos mallados			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			
4.3	0403	h	3.OBTENCIÓN DE LOS MODELOS BIOMECAÁNICOS MEDIANTE BONEMAT			
			3.Obtención de los modelos biomecánicos mediante Bonemat			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			
4.4	0404	h	4.ELABORACIÓN DE UN SCRIPT PARA ALTERNAR SISTEMAS DE REFERENCIA			
			4.Elaboración de un script para alternar sistemas de referencia			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			

Nº Actividad	Código	Ud	Descripción	Rendimiento	Precio	Importe
5	FASE5		SIMULACIÓN Y RESULTADOS			
5.1	0501	h	1.APLICACIÓN DE LAS CONDICIONES DE CONTORNO			
			1.Aplicación de las condiciones de contorno			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ002	h	Ordenador de sobremesa	1,000	0,179	0,18
	3,000	%	Costesindirectos		15,180	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,180
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,64
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CÉNTIMOS			
5.2	0502	h	2.EXTRACCIÓN DE LOS RESULTADOS DE INTERÉS			
			2.Extracción de los resultados de interés			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ002	h	Ordenador de sobremesa	1,000	0,179	0,18
	3,000	%	Costesindirectos		15,180	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,180
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,64
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CÉNTIMOS			
5.3	0503	h	3.INTERPRETACIÓN Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS			
			3.Interpretación y discusión de los resultados			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	3,000	%	Costesindirectos		15,000	0,45
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,450
			Coste total			15,45
			QUINCE EUROS CON CUARENTA Y CINCO CÉNTIMOS			

Nº Actividad	Código	Ud	Descripción	Rendimiento	Precio	Importe
6	FASE6		REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG			
6.1	0601	h	1.REDACCIÓN DE LOS DOCUMENTOS			
			1.Redacción de los documentos			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		15,230	0,46
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,460
			Coste total			15,69
			QUINCE EUROS CON SESENTA Y NUEVE CÉNTIMOS			
6.2	0602	h	2.REVISIÓN DE LOS DOCUMENTOS			
			2.Revisión de los documentos			
	MO001	h	Ingeniera tutora TFG	1,000	31,000	31,00
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	3,000	%	Costes indirectos		46,000	1,38
			Clase: Mano de obra			46,000
			Clase: 3 % Costes indirectos			1,380
			Coste total			47,38
			CUARENTA Y SIETE EUROS CON TREINTA Y OCHO CÉNTIMOS			
6.3	0603	h	3.PREPARACIÓN Y REVISIÓN PARA LA DEFENSA			
			3.Preparación y revisión para la defensa			
	MO001	h	Ingeniera tutora TFG	1,000	31,000	31,00
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	MQ001	h	Ordenador portátil	1,000	0,229	0,23
	3,000	%	Costes indirectos		46,230	1,39
			Clase: Mano de obra			46,000
			Clase: Maquinaria			0,230
			Clase: 3 % Costes indirectos			1,390
			Coste total			47,62
			CUARENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y DOS CÉNTIMOS			
6.4	0604	h	4.DEFENSA FINAL DEL TFG			
			4.Defensa final del TFG			
	MO002	h	Ingeniero biomédico novel	1,000	15,000	15,00
	3,000	%	Costes indirectos		15,000	0,45
			Clase: Mano de obra			15,000
			Clase: 3 % Costes indirectos			0,450
			Coste total			15,45
			QUINCE EUROS CON CUARENTA Y CINCO CÉNTIMOS			

6.7. CUADRO DE MEDICIONES

FASE1 DEFINICIÓN DEL TRABAJO

Nº	Ud	Descripción	Medición
0101	H	1.Reunión inicial con la tutora. Propuesta del trabajo.	
			Total h : 2,000
0102	H	2.Búsqueda bibliográfica	
			Total h : 15,000
0103	H	3.Reuniones periódicas de control del trabajo	
			Total h : 16,000

FASE2 ADQUISICIÓN DE LOS PROGRAMAS

Nº	Ud	Descripción	Medición
0201	Ud	1.Instalación de los programas	
			Total ud : 1,000
0202	H	2.Aprendizaje de uso de los programas	
			Total h : 18,000

FASE3 SEGMENTACIÓN

Nº	Ud	Descripción	Medición
0301	H	1.Adquisición de las imágenes	
			Total h : 1,000
0302	H	2.Segmentación de las imágenes	
			Total h : 25,000

FASE4 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO

Nº	Ud	Descripción	Medición
0401	H	1.Evaluación del tamaño de elemento	
			Total h : 6,000
0402	H	2.Obtención de los modelos mallados	
			Total h : 7,000
0403	H	3.Obtención de los modelos biomecánicos mediante Bonemat	
			Total h : 15,000
0404	H	4.Elaboración de un script para alternar sistemas de referencia	
			Total h : 13,000

FASE5 SIMULACIÓN Y RESULTADOS

Nº	Ud	Descripción	Medición
0501	H	1.Aplicación de las condiciones de contorno	
			Total h : 14,000
0502	H	2.Extracción de los resultados de interés	
			Total h : 8,000
0503	H	3.Interpretación y discusión de los resultados	
			Total h : 10,000

FASE6 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición
0601	H	1.Redacción de los documentos	
			Total h : 120,000
0602	H	2.Revisión de los documentos	
			Total h : 8,000
0603	H	3.Preparación y revisión para la defensa	
			Total h : 20,000
0604	H	4.Defensa final del TFG	
			Total h : 1,000

6.8. PRESUPUESTO

Presupuesto parcial nº FASE1 DEFINICIÓN DEL TRABAJO

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
0101	H	1.Reunión inicial con la tutora. Propuesta del trabajo.			
			Total h :	2,000	47,62
					95,24
0102	H	2.Búsqueda bibliográfica			
			Total h :	15,000	15,69
					235,35
0103	H	3.Reuniones periódicas de control del trabajo			
			Total h :	16,000	47,62
					761,92
Total Presupuesto parcial nº FASE1 DEFINICIÓN DEL TRABAJO :					1.092,51

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
0201	Ud	1.Instalación de los programas			
			Total ud :	1,000	910,94
					910,94
0202	H	2.Aprendizaje de uso de los programas			
			Total h :	1,000	282,34
					282,34
Total Presupuesto parcial nº FASE2 ADQUISICIÓN DE LOS PROGRAMAS :					1.193,28

Presupuesto parcial nº FASE3 SEGMENTACIÓN

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
0301	H	1.Adquisición de las imágenes			
			Total h :	1,000	15,64
					15,64
0302	H	2.Segmentación de las imágenes			
			Total h :	1,000	390,86
					390,86
Total Presupuesto parcial nº FASE3 SEGMENTACIÓN :					406,50

Presupuesto parcial nº FASE4 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
0401	H	1.Evaluación del tamaño de elemento			
			Total h :	1,000	94,11
					94,11
0402	H	2.Obtención de los modelos mallados			
			Total h :	1,000	109,80
					109,80
0403	H	3.Obtención de los modelos biomecánicos mediante Bonemat			
			Total h :	1,000	235,29
					235,29
0404	H	4.Elaboración de un script para alternar sistemas de referencia			
			Total h :	1,000	203,92
					203,92
Total Presupuesto parcial nº FASE4 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNI...					643,12

Presupuesto parcial nº FASE5 SIMULACIÓN Y RESULTADOS

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
0501	H	1.Aplicación de las condiciones de contorno			
			Total h :	1,000	218,89
					218,89
0502	H	2.Extracción de los resultados de interés			
			Total h :	1,000	125,07
					125,07
0503	H	3.Interpretación y discusión de los resultados			
			Total h :	1,000	154,50
					154,50
Total Presupuesto parcial nº FASE5 SIMULACIÓN Y RESULTADOS :					498,46

Presupuesto parcial nº FASE6 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
0601	H	1.Redacción de los documentos			
			Total h :	1,000	1.882,30
					1.882,30
0602	H	2.Revisión de los documentos			
			Total h :	1,000	379,04
					379,04
0603	H	3.Preparación y revisión para la defensa			
			Total h :	1,000	952,32
					952,32
0604	H	4.Defensa final del TFG			
			Total h :	1,000	15,45
					15,45
Total Presupuesto parcial nº FASE6 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG :					3.229,11

6.9. HOJA RESUMEN

Capítulo	Importe (€)
FASE1 DEFINICIÓN DEL TRABAJO	1.092,51
FASE2 ADQUISICIÓN DE LOS PROGRAMAS	1.193,36
FASE3 SEGMENTACIÓN	406,64
FASE4 CONSTRUCCIÓN DEL MODELO BIOMECÁNICO	643,29
FASE5 SIMULACIÓN Y RESULTADOS	498,58
FASE6 REDACCIÓN Y DEFENSA DEL TFG	3.229,69
Presupuesto de ejecución material (PEM)	7.064,07
13% de gastos generales	918,33
6% de beneficio industrial	423,84
Presupuesto de ejecución por contrata (PEC = PEM + GG + BI)	8.406,24
21% IVA	1.765,31
Presupuesto de ejecución por contrata con IVA (PEC = PEM + GG + BI + IVA)	10.171,55

Asciende el presupuesto de ejecución por contrata con IVA a la expresada cantidad de DIEZ MIL CIENTO SETENTA Y UN EUROS CON CINCUENTA Y CINCO CÉNTIMOS.