



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Análisis del riesgo de fractura de clavícula utilizando el
método de los elementos finitos

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Jiménez Navarro, Paula

Tutor/a: Rupérez Moreno, María José

CURSO ACADÉMICO: 2023/2024



AGRADECIMIENTOS

Quiero aprovechar este espacio para expresar mi agradecimiento a todas las personas que me han acompañado en este duro camino. En primer lugar, quiero agradecer a mi familia, desde mis abuelos hasta mis tíos y primos, pero especialmente a mis padres y hermano. Su amor incondicional, apoyo constante y comprensión han sido mi mayor fuente de fortaleza y motivación a lo largo de este proceso.

También quiero reconocer a mis amigos de toda la vida, así como a aquellos que he conocido durante el desarrollo de mi carrera académica, por todo lo que me han aportado. Su compañía, palabras de ánimo y momentos compartidos han sido un verdadero regalo y mi principal impulso en los momentos de incertidumbre.

Finalmente, quiero agradecer a mi tutora, María José, por su apoyo, ayuda y orientación a lo largo de este proceso. Gracias a su influencia, he descubierto que la biomecánica es la rama que más me apasiona y he podido disfrutar y aprender mucho durante la realización de este trabajo.

RESUMEN

El presente Trabajo de Fin de Grado tiene como objetivo principal analizar el riesgo de fractura de la clavícula mediante el método de los elementos finitos, con un enfoque particular en el impacto de la osteoporosis. Este análisis se justifica debido a la alta incidencia de fracturas de clavícula en situaciones como caídas, deportes de contacto y accidentes automovilísticos. Estas fracturas son comunes pero no generalmente graves, sin embargo, en individuos con osteoporosis, las fracturas pueden ser más frecuentes y severas debido a la disminución de la densidad ósea y la fragilidad aumentada.

Para llevar a cabo este análisis, se utiliza una metodología basada en la simulación biomecánica. Primero, con la aplicación 3D Slicer se realiza la segmentación de imágenes de TAC para obtener modelos 3D de las clavículas. Posteriormente, se generan las mallas con MATLAB y se les asignan las propiedades elásticas del hueso, incluyendo la simulación de diferentes grados de osteoporosis con Bonemat. Finalmente, la simulación se lleva a cabo utilizando el software ANSYS Student, aplicando cargas y condiciones de contorno para replicar situaciones de estrés real en la clavícula con pruebas de compresión axial y flexión de tres puntos y para poder extraer las variables biomecánicas de interés con el propósito de predecir el riesgo de fractura de la clavícula.

Palabras clave: clavícula, osteoporosis, modelo biomecánico, propiedades elásticas, método de los elementos finitos, riesgo de fractura, deformación.

RESUM

El present Treball de Fi de Grau té com a objectiu principal analitzar el risc de fractura de la clavícula mitjançant el mètode dels elements finits, amb un enfocament particular en l'impacte de l'osteoporosi. Aquesta anàlisi es justifica per l'alta incidència de fractures de clavícula en situacions com caigudes, esports de contacte i accidents automobilístics. Aquestes fractures són comunes però no generalment greus; no obstant això, en individus amb osteoporosi, les fractures poden ser més freqüents i severes a causa de la disminució de la densitat òssia i la fragilitat augmentada.

Per dur a terme aquesta anàlisi, s'utilitza una metodologia basada en la simulació biomecànica. Primer, amb l'aplicació 3D Slicer es realitza la segmentació d'imatges de TAC per obtenir models 3D de les clavícules. Posteriorment, es generen les malles amb MATLAB i se'ls assignen les propietats elàstiques de l'os, incloent la simulació de diferents graus d'osteoporosi amb Bonemat. Finalment, la simulació es duu a terme utilitzant el programari ANSYS Student, aplicant càrregues i condicions de contorn per replicar situacions d'estrès real en la clavícula amb proves de compressió axial i flexió de tres punts i per poder extreure les variables biomecàniques d'interès amb el propòsit de predir el risc de fractura de la clavícula.

Paraules clau: clavícula, osteoporosi, model biomecànic, propietats elàstiques, mètode del elements finits, risc de fractura, deformació.



ABSTRACT

The present Bachelor's Thesis aims to analyze the risk of clavicle fracture using the finite element method, with a particular focus on the impact of osteoporosis. This analysis is justified due to the high incidence of clavicle fractures in situations such as falls, contact sports, and car accidents. These fractures are common but not generally severe; however, in individuals with osteoporosis, fractures may be more frequent and severe due to decreased bone density and increased fragility.

To carry out this analysis, a methodology based on biomechanical simulation is employed. First, image segmentation of CT scans is performed using 3D Slicer to obtain 3D models of the clavicles. Subsequently, meshes are generated using MATLAB and assigned the bone's elastic properties, including simulating different degrees of osteoporosis with Bonemat. Finally, simulation is carried out using ANSYS Student software, applying loads and boundary conditions to replicate real stress situations on the clavicle with axial compression tests and three-point bending to extract biomechanical variables of interest with the purpose of predicting the risk of clavicle fracture.

Keywords: clavicle, osteoporosis, biomechanical model, elastic properties, finite element method, fracture risk, deformation.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	10
1.1 Contexto del trabajo	10
1.2 Hipótesis y objetivos.....	10
1.3 Biomecánica de la clavícula	11
1.4 Osteoporosis.....	12
1.4.1 Clasificación.....	13
1.4.2 Epidemiología	13
1.4.3 Diagnóstico.....	14
1.5 Objetivos de desarrollo sostenible	15
CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA	16
2.1 Presentación del problema.....	16
2.2 Materiales	16
2.3 Construcción del modelo biomecánico	17
2.3.1 Segmentación	17
2.3.1.1 Software 3D Slicer	17
2.3.1.2 Importación de las imágenes.....	17
2.3.1.3 Establecimiento de la región de interés y cambio de contraste.....	18
2.3.1.4 Proceso de segmentación	20
2.3.1.5 Exportación de las clavículas segmentadas	22
2.3.2 Mallado.....	22
2.3.2.1 Proceso de mallado.....	22
2.3.3 Asignación de propiedades de los materiales.....	25
2.3.3.1 Archivos de entrada	25
2.3.3.2 Utilización de Bonemat	26
2.3.3.3 Simulación de la osteoporosis	28
2.3.3.4 Exportación de las mallas	29
2.4 Simulación mediante el método de los elementos finitos.....	30
2.4.1 Método de los elementos finitos	30
2.4.2 Uso de ANSYS Student	32



2.4.3 Variables mecánicas extraídas	36
2.4.4 Criterio de fractura	37
CAPÍTULO 3. RESULTADOS	38
3.1 Resumen de los resultados	38
3.2 Riesgo de fractura según el criterio seleccionado	38
3.3 Comparación de resultados	43
3.4 Lugares de fractura	49
CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN	50
4.1 Discusión de los resultados	50
4.2 Conclusiones	51
4.3 Limitaciones del trabajo	52
CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA	53
CAPÍTULO 6. PRESUPUESTO	56
6.1 Introducción	56
6.2 Cuadro de mano de obra	56
6.3 Cuadro de materiales	56
6.4 Cuadro de maquinaria	56
6.5 Cuadro de precios unitarios	57
6.6 Cuadro de precios descompuestos	58
6.7 Cuadro de mediciones	61
6.8 Presupuesto	62
6.9 Hoja resumen	64
CAPÍTULO 7. ANEXOS	65
7.1 Anexo I: Resultados completos de la simulaciones	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Comparación hueso sano con hueso osteoporótico [8].....	12
Figura 2. Vista de los 3 cortes tras cargar las imágenes en 3D Slicer.....	18
Figura 3. Creación de la región de interés (ROI).....	18
Figura 4. Vista de la región de interés (ROI).....	19
Figura 5. Vista tras mejorar el contraste.....	19
Figura 6. Resultado segmentación con herramienta Threshold.....	20
Figura 7. Corrección con herramienta Islands.....	21
Figura 8. Resultado final de la segmentación.....	21
Figura 9. Clavículas derecha e izquierda en formato STL.....	22
Figura 10. Código del script Mesh para construir la malla.....	23
Figura 11. Malla clavícula derecha.....	23
Figura 12. Matriz de coordenadas de los nodos.....	23
Figura 13. Matriz de conectividad.....	24
Figura 14. Matriz de coordenadas de los nodos y matriz de conectividad INP.....	24
Figura 15. Archivo de configuración.....	26
Figura 16. Superposición de la malla sobre la imagen.....	26
Figura 17. Valores de los parámetros del modelo.....	27
Figura 18. Resultado mapeado de las propiedades elásticas.....	28
Figura 19. Modificación parámetro b para simular osteoporosis leve, moderada y severa.....	28
Figura 20. Nuevo archivo de salida de Bonemat.....	29
Figura 21. Visualización de los elementos del modelo tras cargarlo en ANSYS.....	32
Figura 22. Visualización de los nodos del modelo tras cargarlo en ANSYS.....	32
Figura 23. Representación de los ensayos a realizar (clavícula izquierda) [2].....	33
Figura 24. Visualización de la clavícula derecha en posición longitudinal.....	34
Figura 25. Descomposición de la fuerza en los ejes X e Y en compresión.....	34
Figura 26. Clavícula derecha con las condiciones de contorno aplicadas de compresión.....	35
Figura 27. Descomposición de la fuerza en los ejes X e Y en flexión.....	35
Figura 28. Clavícula derecha con las condiciones de contorno aplicadas de flexión.....	36
Figura 29. Gráfica comparación de desplazamiento máximo en función de la osteoporosis a 600N de carga entre clavículas.....	43



Figura 30. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula derecha43

Figura 31. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula izquierda44

Figura 32. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 400N entre clavícula derecha e izquierda44

Figura 33. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 500N entre clavícula derecha e izquierda45

Figura 34. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 600N entre clavícula derecha e izquierda45

Figura 35. Gráfica comparación de desplazamiento máximo en función de la osteoporosis a 1100N de carga entre clavículas46

Figura 36. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula derecha46

Figura 37. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula izquierda47

Figura 38. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 400N entre clavícula derecha e izquierda47

Figura 39. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 800N entre clavícula derecha e izquierda48

Figura 40. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 1100N entre clavícula derecha e izquierda48

Figura 41. Sitio de fractura tras compresión axial clavícula derecha49

Figura 42. Sitio de fractura tras flexión de tres puntos clavícula derecha49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de la osteoporosis.....	15
Tabla 2. Variables mecánicas de estudio	36
Tabla 3. Criterio de fractura establecido.....	37
Tabla 4. Riesgo clavícula derecha tras ensayo de compresión axial	39
Tabla 5. Riesgo clavícula izquierda tras ensayo de compresión axial	40
Tabla 6. Riesgo clavícula derecha tras ensayo de flexión de tres puntos	41
Tabla 7. Riesgo clavícula izquierda tras ensayo de flexión de tres puntos.....	42
Tabla 8. Resumen de resultados compresión axial de clavícula derecha a 400N	65
Tabla 9. Resumen de resultados compresión axial de clavícula derecha a 500N	65
Tabla 10. Resumen de resultados compresión axial de clavícula derecha a 600N	66
Tabla 11. Resumen de resultados compresión axial de clavícula izquierda a 400N.....	66
Tabla 12. Resumen de resultados compresión axial de clavícula izquierda a 500N.....	67
Tabla 13. Resumen de resultados compresión axial de clavícula izquierda a 600N.....	67
Tabla 14. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula derecha a 400N	68
Tabla 15. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula derecha a 800N	68
Tabla 16. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula derecha a 1100N.....	69
Tabla 17. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula izquierda a 400N.....	69
Tabla 18. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula izquierda a 800N.....	70
Tabla 19. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula izquierda a 1100N	70

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 Contexto del trabajo

Las lesiones de clavícula son lesiones muy comunes, especialmente en caídas sobre el hombro o las extremidades superiores extendidas, deportes de contacto, y accidentes automovilísticos. Más de 9.700 ocupantes sujetos por un cinturón de tres puntos sufren fracturas de clavícula cada año en colisiones frontales y laterales [1]. Estas fracturas representan alrededor del 2,6% de las fracturas óseas de miembro superior y el 5% de todas las fracturas óseas registradas en el cuerpo humano durante eventos traumáticos y, a pesar de que la mayoría de estas fracturas no se consideran lesiones graves, pueden tardar de 4 a 12 semanas en sanar en adultos y provocar una morbilidad significativa y limitaciones a largo plazo cuando las fracturas con no-unión no se tratan quirúrgicamente [2] [3].

Aunque las fracturas de clavícula son habituales, no han sido investigadas tan intensamente como investigaciones similares realizadas en huesos como el fémur o la tibia. Una causa de la escasez de estudios experimentales es que la anatomía del hombro humano, con la articulación de bola y cavidad glenohumeral, es específica de mamíferos trepadores y prensiles. Por ello, los estudios experimentales de la clavícula no pueden realizarse fácilmente en otros tipos de animales y son escasos [4].

En consecuencia, el método de elementos finitos se ha utilizado como una herramienta computacional poderosa para complementar pruebas experimentales en la investigación de la respuesta estructural y la tolerancia a fracturas de las clavículas bajo tipos de carga similares a las experimentadas durante impactos frontales y laterales. La respuesta biomecánica y las tolerancias de lesión de la clavícula humana se investigan especialmente a través de pruebas de compresión axial y flexión de tres puntos, y por ello, estas pruebas se analizarán en el presente trabajo [2].

Por otro lado, las fracturas óseas, incluidas las de clavícula, están muy relacionadas con enfermedades degenerativas óseas como la osteoporosis, una condición que debilita los huesos y los hace más susceptibles a fracturas. Esta enfermedad crónica es particularmente prevalente en personas de edad avanzada y mujeres postmenopáusicas y puede llevar a fracturas incluso con traumas mínimos, haciendo que la prevención, el diagnóstico temprano y el tratamiento adecuado sean cruciales para reducir el riesgo de fracturas. Esta realidad motiva el análisis del comportamiento biomecánico de la clavícula para predecir el riesgo de fractura, con el propósito de proporcionar tratamientos preventivos que ayuden a mantener la integridad física de los pacientes y asegurarles una buena calidad de vida.

1.2 Hipótesis y objetivos

El objetivo principal del presente Trabajo Final de Grado es analizar el riesgo de fractura de la clavícula en función de su geometría y de sus propiedades elásticas, simulando distintos grados de osteoporosis para así, estudiar también la influencia de esta enfermedad degenerativa ósea en la respuesta biomecánica de la clavícula ante distintos estados de carga. La hipótesis inicial es que se puede aplicar el método de los elementos finitos para realizar distintos ensayos de carga y simular caídas e impactos, y evaluar el riesgo de fractura de la clavícula en casos de hueso osteoporótico y no osteoporótico.

Para ello, se analizará el comportamiento biomecánico de 2 clavículas (derecha e izquierda) del mismo paciente donde cada una de ellas se someterá a dos ensayos de carga distintos, un ensayo de compresión axial y otro ensayo de flexión de tres puntos que simularán cargas representativas de choques laterales y frontales.

En cuanto a los objetivos secundarios necesarios para alcanzar el objetivo principal mencionado son:

- Estudiar y analizar el estado del arte existente para entender el tema de interés y su problemática asociada.
- Obtener un modelo de elementos finitos de la clavícula que nos permita llevar a cabo un análisis del problema planteado.
- Asignar las propiedades elásticas a cada modelo de clavícula en función del estado de osteoporosis del paciente.
- Simular mediante el método de los elementos finitos situaciones de carga que pueden conducir a la fractura.
- Buscar un criterio de fallo a partir del cual se produce la fractura de tejido óseo y estudiar el riesgo de fractura.
- Extraer conclusiones que sintetizen de manera precisa los resultados más relevantes del estudio.

1.3 Biomecánica de la clavícula

La clavícula es un hueso alargado en forma de S que se ubica horizontalmente sobre la parte superior de las costillas y se articula con el manubrio del esternón medialmente a través de la articulación esternoclavicular y con el acromion de la escápula lateralmente mediante la articulación acromioclavicular. La extremidad esternal tiene una forma redonda y triangular y se le conoce como los dos tercios mediales, mientras que la extremidad acromial tiene una forma más ancha y plana y se le conoce como el tercio lateral. Las extremidades son las zonas más anchas del hueso y tienen reparos óseos especiales dependiendo de si la clavícula se observa desde su superficie superior o inferior. En la clavícula se insertan un total de seis músculos [5].

Se trata de un hueso importante para el sistema musculoesquelético, ya que tiene un papel esencial en los movimientos funcionales cotidianos, sirviendo de conexión entre el esqueleto axial y la cintura escapular, es decir, entre la extremidad superior y el tronco. Como resultado, la clavícula es capaz de actuar como un amortiguador y sostén para el hombro, permitiendo que el peso se transfiera desde el miembro superior hacia el esqueleto axial. Así mismo, posee cierta movilidad, limitada, pero imprescindible para la movilidad completa del hombro [5].

La clavícula está compuesta principalmente por tejido cortical, el cual es más grueso y pronunciado en su parte central que en las extremidades. Este tejido compacto protege la escasa cantidad de tejido esponjoso presente en el hueso. También cuenta con un canal medular delgado y poco definido. Estos factores tienen un impacto significativo en las probabilidades de fractura.

En individuos jóvenes, las fracturas tienden a localizarse en la región media de la clavícula, mientras que en los ancianos, suelen ser más frecuentes en las zonas laterales debido a una disminución aún más marcada del tejido cortical en las extremidades.

Esta vulnerabilidad se agrava en casos de osteoporosis. Además, la curvatura y disposición anatómica de la clavícula le confieren la capacidad de absorber fuerzas, pero también la exponen a ciertos tipos de lesiones, como las fracturas, especialmente en la zona más delgada y estrecha [6].

1.4 Osteoporosis

La osteoporosis es una enfermedad degenerativa del sistema óseo, caracterizada por la disminución de la densidad ósea y el deterioro de la microarquitectura del tejido con el paso del tiempo. Este trastorno debilita los huesos y aumenta su fragilidad debido al incremento de poros en la estructura ósea, lo que resulta en una menor compactación de los huesos y un mayor riesgo de fracturas (*figura 1*).

Hasta los 35 años, por lo general, la formación y la reabsorción ósea se encuentran equilibradas, lo que mantiene estable la densidad ósea. Sin embargo, con el paso del tiempo, especialmente en mujeres, este equilibrio se desajusta gradualmente, lo que resulta en una disminución lenta de la masa ósea y eventualmente conduce al desarrollo de osteoporosis. Es importante destacar que la osteoporosis puede tratarse evitando factores de riesgo como una dieta pobre en calcio, la falta de actividad física, el tabaquismo y el consumo excesivo de alcohol, entre otros. A través de estudios epidemiológicos se han identificado los factores con mayor peso a la hora de desarrollar osteoporosis: más de 10 años de menopausia, antecedentes de fractura previa, historia familiar de osteoporosis y la edad [7].

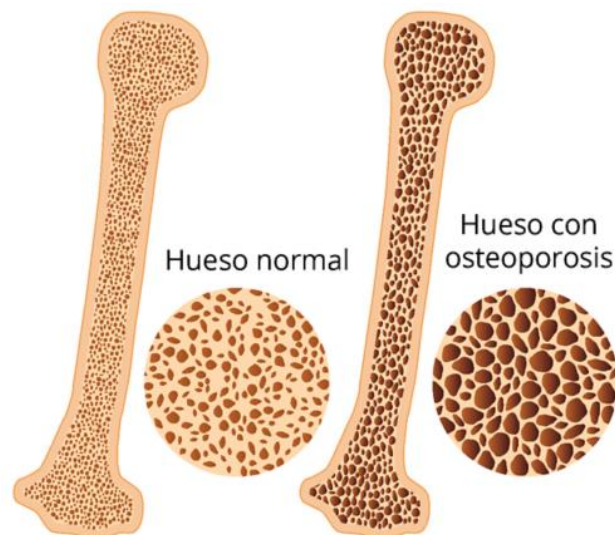


Figura 1. Comparación hueso sano con hueso osteoporótico [8]

1.4.1 Clasificación

La osteoporosis se clasifica generalmente en dos tipos principales: osteoporosis primaria y osteoporosis secundaria.

La osteoporosis primaria forma el grupo más amplio e incluye los casos de osteoporosis en los que no se identifica ninguna enfermedad que la justifique directamente y se divide a su vez en 4 subtipos:

- Osteoporosis idiopática juvenil. Es un trastorno poco común y suele comenzar entre los 8 y los 14 años. Se caracteriza por dolor óseo repentino y fracturas con lesiones leves. En muchos casos, el trastorno se resuelve por sí solo y la recuperación ocurre de manera espontánea en un período de 4 a 5 años.
- Osteoporosis idiopática del adulto joven. Se observa en hombres jóvenes y mujeres premenopáusicas sin causas identificables. En algunas mujeres, el trastorno puede comenzar durante el embarazo o poco después. Estas mujeres muestran una disminución en la densidad mineral ósea del hueso trabecular, que puede persistir durante muchos años. La evolución de la enfermedad varía y, aunque las fracturas recurrentes son comunes, no todos los pacientes experimentan un empeoramiento progresivo.
- Osteoporosis postmenopáusica o de tipo I. Ocurre en grupos de mujeres postmenopáusicas con edades comprendidas entre los 51 y 75 años, a consecuencia de la disminución de los niveles de estrógeno. La falta de estrógenos implica una ausencia de control sobre la actividad de los osteoclastos, lo que resulta en una pérdida rápida y desproporcionada de hueso trabecular. Las fracturas más habituales son en los cuerpos vertebrales y en el radio.
- Osteoporosis senil o de tipo II. Se observa en algunas mujeres y hombres mayores de 70 años como resultado de una disminución en la actividad de los osteoblastos, las células responsables de la renovación del tejido óseo. También se relaciona con otros factores como el sedentarismo, la peor absorción intestinal del calcio o el déficit de vitamina D. Las fracturas más habituales son en el cuello del fémur, húmero y pelvis, ya que afecta tanto al hueso cortical como al trabecular.

La osteoporosis secundaria incluye todos los casos que son una consecuencia o manifestación acompañante de otras enfermedades o de su tratamiento como enfermedades endocrinas, gastrointestinales, reumáticas o trastornos genéticos [7].

1.4.2 Epidemiología

La osteoporosis es la enfermedad metabólica ósea más común, aunque su prevalencia real es difícil de determinar debido a su naturaleza asintomática hasta que surgen complicaciones, lo que complica la identificación de los afectados. Habitualmente se utilizan indicadores indirectos, como las fracturas osteoporóticas, para estimar su prevalencia.

La incidencia de osteoporosis es mayor en mujeres que en hombres, debido a que los hombres tienen una mayor masa ósea, ausencia de menopausia, una menor tendencia a caerse y una esperanza de vida más corta. En línea con esto, la incidencia global de fracturas osteoporóticas es significativamente mayor en mujeres que en hombres, especialmente en el caso de las fracturas de hueso trabecular.

En los primeros 4 a 8 años después de la menopausia, las fracturas vertebrales y de radio son más comunes. Posteriormente, hacia los 70-75 años, aparecen más frecuentemente las fracturas de cadera. Según la Organización Mundial de la Salud, se estima que la osteoporosis afecta al 30% de las mujeres y al 8% de los hombres de origen europeo mayores de 50 años, aumentando hasta el 50% en mujeres mayores de 70 años [7].

Debido principalmente a la disminución de la densidad mineral ósea con la edad, la incidencia de fracturas aumenta exponencialmente, convirtiéndose en un problema alarmante en la población anciana, un sector demográfico en crecimiento. En España, se estima que la osteoporosis afecta actualmente a 3,5 millones de personas y cada año se producen más de 100.000 fracturas osteoporóticas. Todas las fracturas osteoporóticas están asociadas con una morbilidad significativa, sin embargo, las fracturas de cadera y las vertebrales son las más asociadas con la mortalidad. Esto representa un problema de salud pública significativo por su prevalencia, las tasas de enfermedad y muerte que causa y el consumo de recursos sanitarios que conlleva. Más en concreto, el coste que representa la osteoporosis para los presupuestos de salud es impactante. En 2010 el gasto en los países de la Unión Europea fue de 37.000 millones de euros. Por todo ello, la osteoporosis representa un desafío clínico y una carga significativa para los sistemas de salud [7] [11].

1.4.3 Diagnóstico

Generalmente, el grado de osteoporosis se evalúa mediante la densidad mineral ósea (DMO), que representa la cantidad de mineral óseo por unidad de área (g/cm^2). Esta medida puede estimarse por distintas técnicas, entre las que destaca la DXA como estándar de oro. La densitometría de rayos X dual, implica el uso de dos haces de rayos X de diferentes energías para calcular la DMO basándose en cómo estos haces son atenuados al atravesar el tejido óseo.

Una vez que se ha medido la densidad mineral ósea, se calcula el parámetro T-score. T-score representa la desviación estándar de la DMO del paciente con respecto a la DMO de una población de referencia compuesta por adultos de 25 a 45 años, es decir, indica cuánto se aleja la DMO de un paciente en comparación con la población de adultos jóvenes de referencia. Y se calcula de la siguiente manera:

$$T - score = \frac{DMO \text{ paciente} - DMO \text{ referencia}}{Desviación \text{ estándar poblacional}} \quad (1)$$

En 1994, la Organización Mundial de la Salud estableció unos valores umbral que proporcionan una guía para determinar el riesgo de fractura ósea. Estos valores se muestran en la *tabla 1*. Una calificación de 0 indica que la DMO es equivalente a la de un adulto joven saludable y, cuanto mayor sea la desviación negativa respecto a 0, menos será la densidad ósea y mayor el riesgo de fractura [9] [10].

Tabla 1. Clasificación de la osteoporosis

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

La DXA es una técnica simple, no invasiva y de baja radiación para evaluar la densidad mineral ósea. Hasta el momento, la clasificación densitométrica mencionada se acepta universalmente como criterio diagnóstico, aunque presenta varias limitaciones. Los resultados dependen de la edad, el sexo y el origen étnico de la población de referencia, y no consideran factores como la microestructura, la geometría o las propiedades físicas del hueso. También puede haber interferencias en la medición debido a patologías degenerativas o calcificaciones y se aplica principalmente en la columna vertebral y cadera. Esto puede llevar a diagnósticos incorrectos [10].

Por ello, y a pesar de ser la técnica más utilizada para medir el grado de osteoporosis, es probable que esta definición se revise en un futuro cercano. Nuevas técnicas, como los modelos biomecánicos basados en el método de los elementos finitos, ya están surgiendo para abordar estas limitaciones. Estos modelos permiten analizar el problema desde una perspectiva biomecánica, considerando la geometría tridimensional del hueso y la distribución de su densidad mineral. Al emplear el método de los elementos finitos, se pueden simular condiciones reales de carga y evaluar con mayor precisión el riesgo de fractura, mejorando así el diagnóstico y el tratamiento de la osteoporosis.

1.5 Objetivos de desarrollo sostenible

Este Trabajo de Fin de Grado no solo se centra en analizar el riesgo de fractura de clavícula, sino que también considera los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) establecidos por las Naciones Unidas. Estos objetivos ofrecen un marco para abordar desafíos globales, incluidos los relacionados con la salud, la educación, la igualdad de género y la sostenibilidad.

Por un lado, contribuye de manera significativa al logro del ODS número 3, que se centra en garantizar una vida sana y promover el bienestar para todas las personas en todas las edades. Al abordar el riesgo de fractura de clavícula y mejorar los procedimientos asociados, no solo se mejora la salud y calidad de vida de los pacientes, sino que también se pueden reducir las tasas de mortalidad y morbilidad relacionadas con este tipo de patologías. Por otro lado, el desarrollo y la ejecución de proyectos tecnológicos en el ámbito de la salud, como este, contribuyen al alcance del ODS número 4, el cual busca asegurar una educación inclusiva, equitativa y de calidad para todos. Este trabajo brinda una plataforma para el desarrollo de destrezas técnicas avanzadas tanto para estudiantes como para investigadores en el campo de la ingeniería biomédica. Al proporcionar experiencias prácticas y experiencia en proyectos innovadores, se estimula la adquisición de conocimientos especializados y se fomenta la colaboración entre entidades académicas y clínicas.

CAPÍTULO 2. METODOLOGÍA

2.1 Presentación del problema

Las fracturas de clavícula, aunque son comunes, no han recibido la misma atención que otras fracturas óseas más investigadas. Además, es importante destacar que la incidencia de estas fracturas está muy vinculada con la osteoporosis, una enfermedad que representa un desafío significativo en el ámbito de la salud pública. La osteoporosis tiene una alta prevalencia y sus consecuencias, como las fracturas osteoporóticas, generan una considerable morbilidad y aumentan la carga económica en los sistemas de salud.

A pesar de los avances en el diagnóstico y tratamiento de la osteoporosis, sigue habiendo limitaciones significativas en las técnicas convencionales de evaluación de la densidad mineral ósea, como la densitometría de rayos X dual. Esta técnica no tiene en cuenta la complejidad biomecánica del hueso ni proporciona una evaluación integral del riesgo de fractura, lo que puede llevar a diagnósticos incompletos o imprecisos. En este contexto, surge la necesidad de desarrollar métodos más precisos y completos para evaluar el riesgo de fractura de la clavícula en pacientes con y sin osteoporosis. Una de las soluciones emergentes es la aplicación del método de los elementos finitos, técnica que se va a desarrollar en el presente trabajo.

Se presenta una metodología para generar el modelo biomecánico de la clavícula de un paciente y para determinar las variables que influyen en el riesgo de fractura. Este proceso abarca desde la adquisición de las imágenes TAC del paciente, la segmentación y construcción del modelo biomecánico, hasta la simulación y obtención de las variables relevantes. Se proporcionará una explicación detallada de los materiales utilizados, los pasos seguidos y, finalmente, la solución del problema junto con la interpretación de los resultados obtenidos.

2.2 Materiales

Para la realización de este trabajo se han empleado los siguientes materiales y herramientas:

- Imágenes de tomografía axial computarizada del tórax de un paciente.
- Software 3D Slicer empleado para la segmentación de las regiones de interés.
- Entorno de programación MATLAB para realizar el mallado y convertir archivos del formato ANS a INP.
- Software Bonemat para la asignación de propiedades elásticas propias del hueso.
- Software de simulación ANSYS Student para la construcción del modelo biomecánico y extracción de las variables de estudio.
- Herramienta de cálculos Microsoft Excel para analizar los resultados.

2.3 Construcción del modelo biomecánico

2.3.1 Segmentación

Para construir el modelo biomecánico de cada una de las clavículas, se parte de un conjunto de imágenes médicas de tomografía axial computarizada de tórax de un paciente. El primer paso es la segmentación, es decir, la separación de las áreas de interés en los cortes axial, sagital y coronal de dichas imágenes mediante técnicas automáticas y semiautomáticas. Esto se realiza con el objetivo de generar un volumen tridimensional en formato .stl formado únicamente por la clavícula y que contiene información sobre los niveles de gris de cada vóxel. Información que se empleará más adelante para asignar las características elásticas del hueso a cada uno de los elementos que forman la malla de las segmentaciones realizadas.

2.3.1.1 Software 3D Slicer

La herramienta utilizada para realizar la segmentación de las imágenes es el software gratuito 3D Slicer. Se trata de una aplicación que permite la visualización y el análisis de conjuntos de datos informáticos de imágenes médicas. No hay restricciones sobre cómo se utiliza y puede soportar imágenes multimodales como la ecografía, microscopía, medicina nuclear, resonancia magnética y tomografía computarizada. De la misma manera, presenta herramientas para la segmentación y el registro de la mayoría de los tipos de datos más comunes utilizados en imagen médica [12].

2.3.1.2 Importación de las imágenes

En primer lugar, se cargan las imágenes de TAC en el software. 3D Slicer permite importar tanto imágenes descargadas en el ordenador como acceder a un conjunto de imágenes con las que cuenta la propia aplicación. Estas últimas se encuentran en el módulo *Sample Data*. Para cargar las imágenes del paciente 1, se selecciona la opción *Add Data*. Si se tratara de imágenes DICOM, 3D Slicer tiene un módulo específico DICOM, *Add DICOM Data*, que permite el intercambio de ficheros DICOM.

El programa carga el conjunto de imágenes y acto seguido abre automáticamente la visualización de las imágenes. Se observan cuatro ventanas como las de la *figura 2*, y cada una corresponde con las vistas de los distintos planos. La ventana roja pertenece al corte axial, la verde al corte frontal, la amarilla al corte sagital y la superior derecha es donde se visualiza el objeto 3D conforme se va realizando la segmentación de la estructura ósea en los diferentes cortes. Las ventanas tienen la flexibilidad de ser elegidas y organizadas conforme a las preferencias del usuario, mientras que las barras ubicadas sobre cada vista facilitan la navegación a través de la imagen en los diferentes planos de corte.

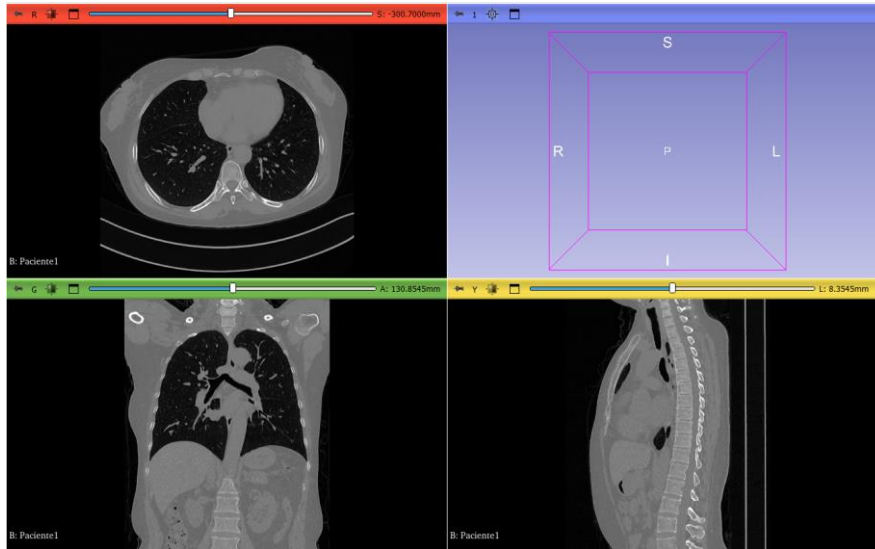


Figura 2. Vista de los 3 cortes tras cargar las imágenes en 3D Slicer

2.3.1.3 Establecimiento de la región de interés y cambio de contraste

Para facilitar el proceso de segmentación, 3D Slicer tiene la opción de establecer una región de interés (ROI) con el objetivo de acotar el área de trabajo y que sea más fácil trabajar con la región diana, que en este caso es la clavícula. La ROI es la única región que el programa tiene en cuenta para segmentar, por lo que es sencillo eliminar la información de la imagen que no pertenece a la clavícula. Se realiza un corte volumétrico con la herramienta *Volume Rendering* a través del ajuste de un rectángulo que aparece en las tres vistas. La región deseada tiene que quedar dentro del rectángulo mencionado (*figura 3*). Finalmente, se selecciona la opción *Converters* y *Crop Volume* seguida de *Apply*. El resultado se muestra en la *figura 4*, donde se puede ver que el campo de trabajo se restringe a la región marcada. [13]

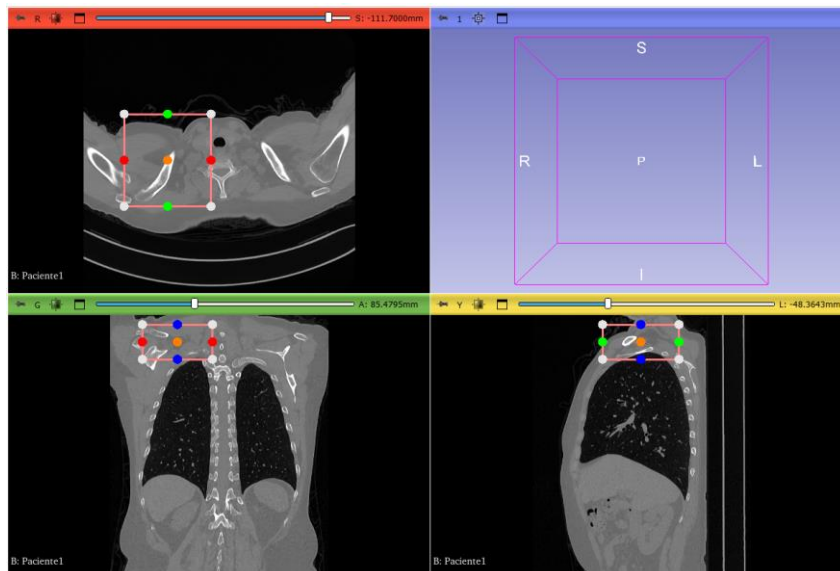


Figura 3. Creación de la región de interés (ROI)

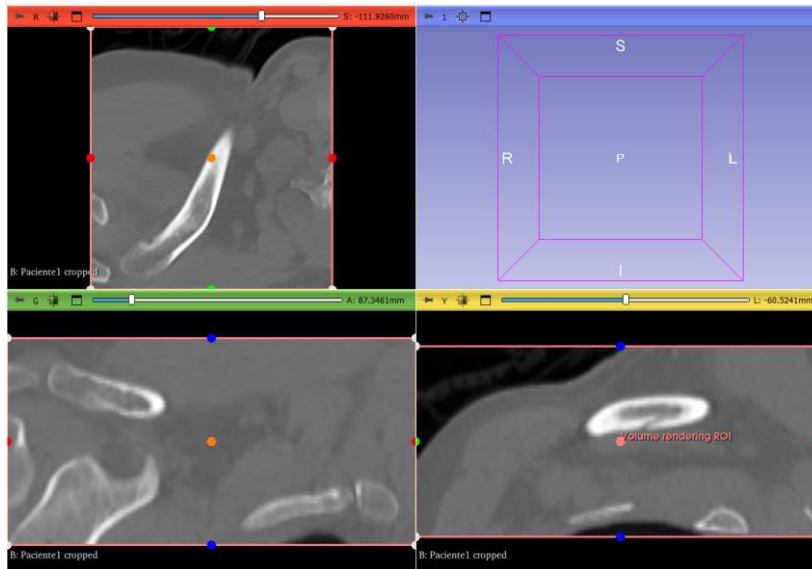


Figura 4. Vista de la región de interés (ROI)

Así mismo, antes de comenzar el proceso de segmentación, es de utilidad mejorar el contraste de las imágenes, pues los niveles de gris permiten identificar y diferenciar las distintas estructuras óseas. Esto ayuda a definir áreas que posiblemente no sean visibles con la configuración predeterminada, como por ejemplo la separación entre la clavícula y el acromion. Para ello, es necesario entrar a la herramienta *Volumes*.

El programa proporciona diversas opciones para la visualización de contraste según el tipo de problema que se esté abordando, como el análisis cerebral, torácico, abdominal u óseo. La opción de análisis óseo es la que mejor se adapta a nuestro estudio, por lo tanto, es la seleccionada (*figura 5*). También se pueden ajustar los valores con las barras. Una vez finalizados los procedimientos mencionados, se tienen unas imágenes óptimas para ser segmentadas. [13]

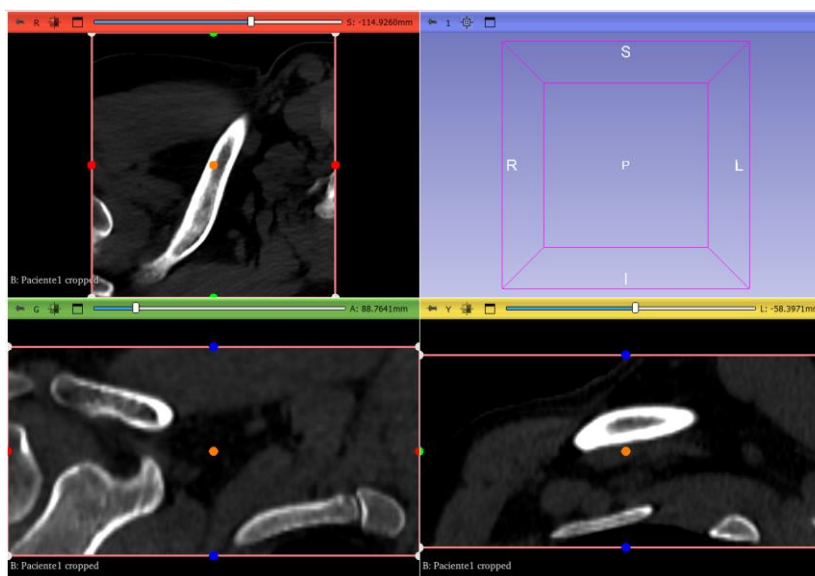


Figura 5. Vista tras mejorar el contraste

2.3.1.4 Proceso de segmentación

Una vez establecida la región de interés y mejorado el contraste, el próximo paso es obtener la propia clavícula de dentro de la ROI. Para hacer esto, es necesario cambiar al módulo de *Segment Editor*, que incluye distintas herramientas de segmentación de imágenes. Aunque no se puede segmentar toda la imagen automáticamente, este módulo incluye herramientas que facilitan en gran medida el proceso de segmentación manual restante y crear un nuevo segmento con la opción *Segment Editor*.

La primera herramienta utilizada es *Threshold*, una opción de segmentación automática que utiliza el algoritmo *Otsu*, el cual busca reducir la varianza intraclase y aumentar la varianza interclase del nivel de gris. Como su nombre indica, *Threshold* implica la aplicación de un umbral. Este umbral define un rango de valores que incluye los niveles de gris de las estructuras óseas. Por tanto, los píxeles de la imagen con niveles de intensidad que caen en dicho rango se les asigna un valor de 1 (verde) y a los restantes de 0. Utilizando esta herramienta se consiguen aislar mayoritariamente los componentes óseos del tejido blando, como se muestra en la *figura 6*. [13]

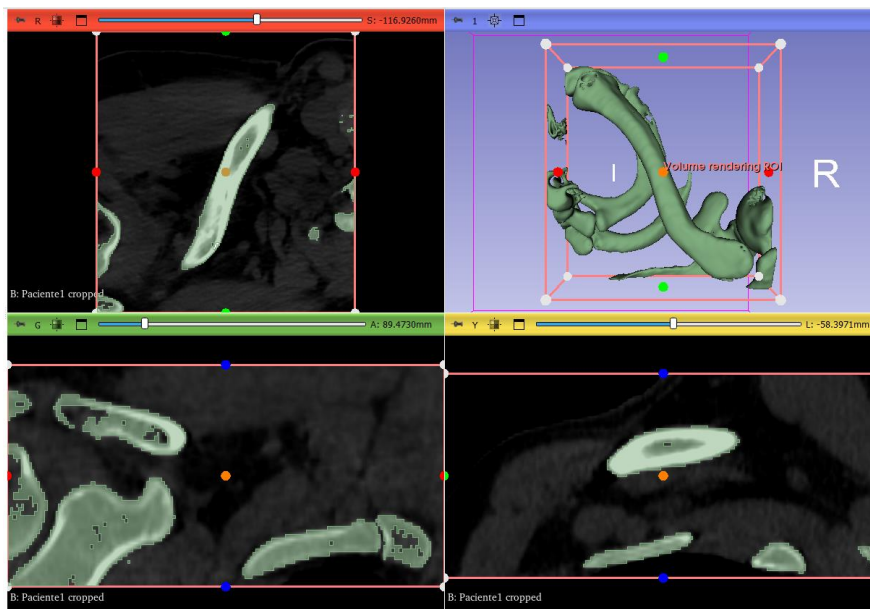


Figura 6. Resultado segmentación con herramienta Threshold

Se observa que esta umbralización no logra una segmentación adecuada, ya que no solo se resalta la estructura de la clavícula, sino también otras estructuras óseas cuyo nivel de gris entra dentro del umbral establecido. Esto puede solucionarse utilizando la herramienta *Islands*. Esta técnica consiste en seleccionar un píxel del hueso que se desea segmentar, de manera que todos los píxeles en contacto con él serán seleccionados (*figura 7*), mientras que los píxeles no conectados serán eliminados. El resultado comienza a ser más satisfactorio.

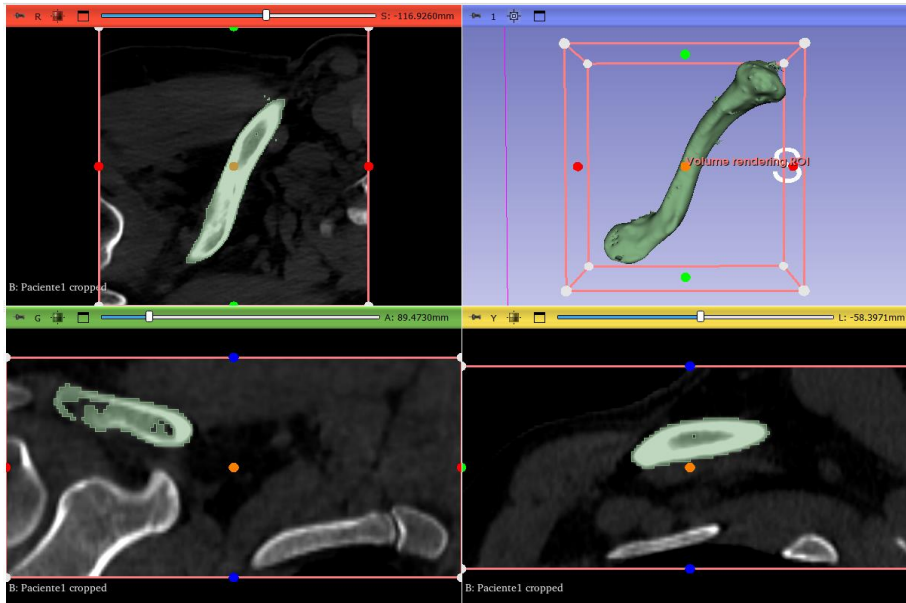


Figura 7. Corrección con herramienta Islands

Para corregir las imperfecciones y los huecos sin pintar restantes, es necesario llevar a cabo un proceso manual utilizando herramientas como *Scissors*, *Paint* y *Erase*. *Scissors* se emplea para recortar los volúmenes no deseados, *Paint* para llenar las áreas de interés y *Erase* para eliminar posibles errores cometidos durante el pintado de las regiones objetivo. Es imprescindible realizar estas correcciones ya que la presencia de discontinuidades puede provocar errores en el posterior mallado. En consecuencia, para asegurar que no queda ninguna irregularidad o agujero también se ha recurrido a la herramienta *Smoothing*. Se trata de una técnica de suavizado que aplica distintos tipos de filtro al modelo segmentado, utilizando un kernel cuyo tamaño se puede ajustar. El tamaño de kernel elegido para este caso ha sido de 3 mm (figura 8).

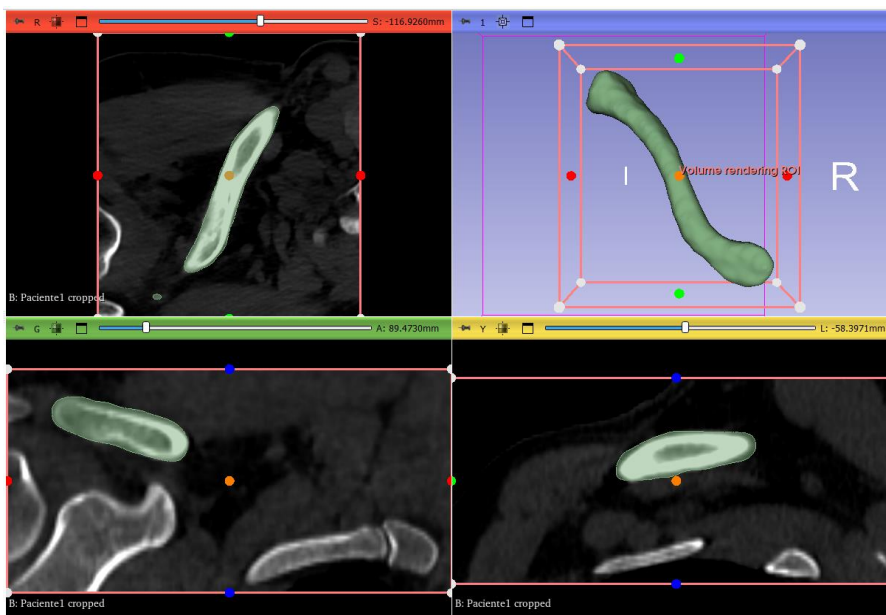


Figura 8. Resultado final de la segmentación

2.3.1.5 Exportación de las clavículas segmentadas

Finalmente, al seguir los procedimientos detallados, se consigue la segmentación de la clavícula derecha e izquierda del paciente 1. En el módulo *Segment Editor* hay una opción que es *Export to files* con la que es posible exportar los dos modelos tridimensionales en varios formatos como STL, OBJ, NRRD y NIFTI. Para este estudio en concreto, se opta por realizar el mallado utilizando MATLAB, que trabaja con archivos en formato STL. Por ello, los archivos se han exportado en dicho formato. La *figura 9* muestra los archivos STL de cada una de las clavículas.



Figura 9. Clavículas derecha e izquierda en formato STL

2.3.2 Mallado

Como se ha mencionado en secciones anteriores, se va a utilizar el método de los elementos finitos para obtener soluciones numéricas al problema y analizar la respuesta biomecánica de las clavículas ya segmentadas. Estamos ante un problema elástico descrito por ecuaciones diferenciales parciales, cuya resolución es compleja. Por ello, y para simplificar el problema, se crean modelos discretizados mediante un proceso llamado mallado en el que se crea una malla que representa de forma precisa la geometría del modelo a simular. Consiste en dividir la geometría en pequeños elementos conectados por nodos, lo que permite al programa de análisis reconocer esta red interconectada y realizar cálculos de manera más eficiente.

2.3.2.1 Proceso de mallado

Para construir la malla de las dos clavículas, se ha utilizado el entorno de programación MATLAB. Más en concreto, se han utilizado dos scripts llamados Mesh y MeshINP creados por Sandra Martínez Sanchis y María José Rupérez Moreno respectivamente y proporcionados por la tutora de este trabajo. En el script Mesh se indica el directorio de los archivos STL de las segmentaciones previamente realizadas y se ejecuta el código, de manera que se genera una malla a través de la función *generateMesh*.

Como se puede ver en la *figura 10*, es necesario especificar el tipo de elemento, que en este caso es tetraédrico lineal. Por lo tanto, cada elemento tiene cuatro nodos y un tamaño predeterminado por la propia función.

```
%% Crear una malla con elementos tetraedricos
figure
model = createpde(1);
importGeometry(model,'Segmentation_Paciente1_1.stl');
generateMesh(model,'GeometricOrder','linear') %elementos lineales de 4 nodos
pdeplot3D(model)

nodes = model.Mesh.Nodes';
elements = model.Mesh.Elements';
```

Figura 10. Código del script Mesh para construir la malla

Más en detalle, se crea un modelo utilizando la función *createpde*. Y, sobre ese modelo, se carga el modelo geométrico obtenido de la segmentación en formato STL empleando la función *importGeometry*. Posteriormente, la función *generateMesh* se utiliza para aproximar la geometría con elementos tetraédricos lineales, lo que da como resultado la malla de elementos finitos. Finalmente, el modelo 3D se visualiza a través de la función *pdeplot3D* (*figura 11*).

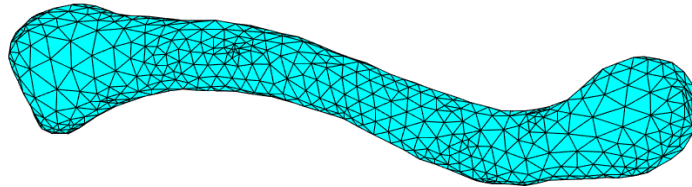


Figura 11. Malla clavícula derecha

Cuando ya se han creado las mallas, se ejecuta la segunda parte del script que las convierte en un archivo en formato ANS. Este archivo guarda los datos en formato texto y contiene tanto una matriz con las coordenadas de los nodos que forman cada uno de los elementos, como una matriz de conectividad. Al inicio, cada una de las matrices tiene una cabecera donde se indica el tipo de información que aportan las columnas que las forman.

En la *figura 12* se muestra la matriz de coordenadas de los nodos, que tiene cinco columnas: el tipo de dato, que en este caso son nodos (N), un índice de posición con el que se identifica cada nodo y las tres coordenadas espaciales en los ejes X, Y, Z en milímetros.

```
!NODE DATA BEGIN
!-----
!
!-----
!N,[NODE INDEX],[X COORD],[Y COORD],[Z COORD]
!-----
N, 1, -1.877292e+01, -1.725778e+02, -1.512855e+02
N, 2, -9.950871e+00, -1.736888e+02, -1.423716e+02
N, 3, -3.443226e+01, -1.808338e+02, -1.428155e+02
N, 4, -3.212199e+01, -1.847909e+02, -1.423900e+02
N, 5, -6.837022e+01, -9.676126e+01, -1.232570e+02
N, 6, -6.831060e+01, -9.668172e+01, -1.232075e+02
N, 7, -6.850046e+01, -9.670827e+01, -1.231796e+02
N, 8, -6.845979e+01, -9.635554e+01, -1.229960e+02
N, 9, -6.797987e+01, -9.685556e+01, -1.231135e+02
N, 10, -6.680241e+01, -1.014206e+02, -1.216367e+02
N, 11, -6.299989e+01, -1.039300e+02, -1.198772e+02
N, 12, -6.345077e+01, -1.323776e+02, -1.197944e+02
N, 13, -7.261417e+01, -1.109867e+02, -1.164767e+02
N, 14, -9.948700e+01, -7.702255e+01, -1.154491e+02
N, 15, -1.014836e+02, -7.635345e+01, -1.141987e+02
```

Figura 12. Matriz de coordenadas de los nodos

Y en la *figura 13* aparece la matriz de conectividad compuesta por seis columnas correspondientes al tipo de dato, que en este caso son elementos (EN), un índice de posición que identifica cada elemento, y las cuatro columnas restantes hacen referencia al índice de cada uno de los cuatro nodos que forman el elemento.

```
!ELEMENTS (TETRAHEDRA) - Part: Organ BEGIN
TYPE, 1
!-----
MAT, 1
!-----
EN, 1, 1030, 942, 1404, 1269
EN, 2, 1382, 1378, 1087, 1381
EN, 3, 1063, 1072, 1071, 364
EN, 4, 1379, 1101, 1093, 1091
EN, 5, 1380, 1060, 1082, 1073
EN, 6, 1372, 1048, 1061, 1042
EN, 7, 1030, 1269, 1285, 942
EN, 8, 1040, 905, 904, 1188
EN, 9, 1110, 278, 277, 318
EN, 10, 1190, 1197, 1191, 782
EN, 11, 1026, 790, 662, 1027
EN, 12, 1044, 1035, 796, 789
EN, 13, 1369, 1188, 1040, 1033
EN, 14, 441, 1318, 23, 1311
EN, 15, 1195, 1189, 1191, 1178
```

Figura 13. Matriz de conectividad

Tanto el script Mesh como el MeshINP se basan en las mismas funciones y el método utilizado para crear de la malla es casi idéntico, por lo que solo se detalla uno de ellos (Mesh). La principal diferencia entre ambos es el formato en el que se exporta la malla. El script Mesh exporta la malla en formato ANS, que es necesario para poder trabajar en ANSYS. Por otro lado, el script MeshINP exporta la malla en formato INP, que es esencial para poder importarla a Bonemat y establecer así las propiedades elásticas.

La información presente en ambos archivos solo difiere en su estructura. La primera diferencia reside en la cabecera; el formato ANS presenta una cabecera más detallada en comparación con la versión INP, que es más concisa. En lo que respecta a las matrices de coordenadas de los nodos y la matriz de conectividad del archivo INP, ya no se incluye una columna que indique el tipo de dato. Por lo tanto, la matriz de coordenadas consta de 4 columnas en vez de 5, y la matriz de conectividad tiene 5 columnas en lugar de 6 (*figura 14*).

*Node	*Element, type=C3D4
1, -1.877292e+01, -1.725778e+02, -1.512855e+02	1, 1030, 942, 1404, 1269
2, -9.950871e+00, -1.736888e+02, -1.423716e+02	2, 1382, 1378, 1087, 1381
3, -3.443226e+01, -1.808338e+02, -1.428155e+02	3, 1063, 1072, 1071, 364
4, -3.212199e+01, -1.847909e+02, -1.423900e+02	4, 1379, 1101, 1093, 1091
5, -6.837022e+01, -9.676126e+01, -1.232570e+02	5, 1380, 1060, 1082, 1073
6, -6.831060e+01, -9.668172e+01, -1.232075e+02	6, 1372, 1048, 1061, 1042
7, -6.850046e+01, -9.670827e+01, -1.231796e+02	7, 1030, 1269, 1285, 942
8, -6.845979e+01, -9.635554e+01, -1.229960e+02	8, 1040, 905, 904, 1188
9, -6.797987e+01, -9.685556e+01, -1.231135e+02	9, 1110, 278, 277, 318
10, -6.680241e+01, -1.014206e+02, -1.216367e+02	10, 1190, 1197, 1191, 782
11, -6.299989e+01, -1.039300e+02, -1.198772e+02	11, 1026, 790, 662, 1027
12, -6.345077e+01, -1.323776e+02, -1.197944e+02	12, 1044, 1035, 796, 789
13, -7.261417e+01, -1.109867e+02, -1.164767e+02	13, 1369, 1188, 1040, 1033
14, -9.948700e+01, -7.702255e+01, -1.154491e+02	14, 441, 1318, 23, 1311
15, -1.014836e+02, -7.635345e+01, -1.141987e+02	15, 1195, 1189, 1191, 1178

Figura 14. Matriz de coordenadas de los nodos y matriz de conectividad INP

2.3.3 Asignación de propiedades de los materiales

Después de completar el proceso de mallado y antes de proceder al análisis biomecánico de las clavículas, es esencial asignar las propiedades elásticas del hueso a cada elemento individual de las mallas generadas. Para realizar esta tarea, se ha utilizado la aplicación Bonemat. Esta herramienta, disponible de forma gratuita, permite establecer las propiedades elásticas del tejido óseo en una malla derivada de imágenes de tomografía axial computarizada. Así, en vez de suponer una configuración isotrópica, se asignan las propiedades anisotrópicas propias del hueso, lo que dará resultados más precisos. También se utiliza para simular la osteoporosis. [14]

La elección de Bonemat como herramienta para este proceso se debe a su capacidad para cumplir con los requisitos funcionales necesarios y su facilidad de uso, así como a su rápida generación de resultados y su compatibilidad con ANSYS. El único inconveniente es que solo dispone de soporte para sistemas operativos Windows. [14]

2.3.3.1 Archivos de entrada

Para establecer las propiedades mecánicas del hueso, Bonemat necesita 3 componentes principales de entrada: el archivo que contiene las imágenes TAC en formato DICOM, VTK o RAW; el archivo que contiene la información de la malla; y el archivo de configuración [14]. En primer lugar, y como las imágenes de tomografía axial computarizada de tórax se tienen en formato NIfTI-1, es necesario exportar, con la ayuda de 3D Slicer, el archivo a formato VTK. En segundo lugar, se tienen los archivos obtenidos en el proceso de mallado en formato INP, ya que Bonemat solo puede leer este tipo de archivos, y en tercer lugar, el archivo de configuración que se puede descargar de la página web oficial de Bonemat. Se trata de un archivo que incluye todos los datos vinculados con la calibración del dispositivo empleado en la obtención de las imágenes TAC, permitiendo obtener los módulos elásticos de los elementos según los niveles de gris de los vóxeles de la imagen. Este documento está en formato XML.

Se hace alusión a este documento y a la utilización de Bonemat en varios artículos de investigación [15] [16] [17], y en él, se presentan tres métodos para establecer los módulos elásticos de los elementos (*figura 15*):

- Calibración densimétrica determinada por dos parámetros, a (ROIntercept) y b (ROSlope). Estos indican la densidad uniforme que se ha asignado a los elementos.
- Corrección de la calibración definida por otras dos constantes a y b que establecen el intervalo de la calibración.
- Relación entre la densidad y la elasticidad, definida por tres parámetros constantes a , b y c .

```

<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" standalone="yes" ?>
<CONFIGURATION Version="2">

  <CT_DENSITOMETRIC_CALIBRATION ROCalibrationCorrectionIsActive="true" ROIntercept="-0.003935729" ROSlope="0.000791701"/>

  <CORRECTION_OF_CALIBRATION IntervalsType="SINGLE">
    <CALIBRATION_SINGLE_INTERVAL a="0.079" b="0.877"/>
    <CALIBRATION_LIMITS RhoQCT1="0" RhoQCT2="0"/>
    <CALIBRATION_INTERVAL_1 a="0" b="1"/>
    <CALIBRATION_INTERVAL_2 a="0" b="1"/>
    <CALIBRATION_INTERVAL_3 a="0" b="1"/>
  </CORRECTION_OF_CALIBRATION>

  <DENSITY_ELASTICITY_RELATIONSHIP IntervalsType="SINGLE" MinElasticity="1e-06">
    <DENSITY_SINGLE_INTERVAL a="0" b="14664" c="1.49"/>
    <DENSITY_LIMITS RhoAsh1="0" RhoAsh2="10"/>
    <DENSITY_INTERVAL_1 a="0" b="0" c="1"/>
    <DENSITY_INTERVAL_2 a="0" b="0" c="1"/>
    <DENSITY_INTERVAL_3 a="0" b="0" c="1"/>
  </DENSITY_ELASTICITY_RELATIONSHIP>

  <YOUNGMODULE CalculationModality="E" StepsNumber="4"/>

  <GROUPING GapValue="50"/>

  <ADVANCED DensitySelection="Mean" PoissonRatio="0.3" RhoUsage="rhoQCT"/>
</CONFIGURATION>

```

Figura 15. Archivo de configuración

El usuario tiene la opción de ingresar en el programa estos parámetros manualmente, lo cual requiere conocer la calibración empleada en los escáneres durante la captura de las imágenes de TAC. En este trabajo en particular, no se cuenta con esta información, por lo que se utilizan los valores predeterminados proporcionados por Bonemat: ROSlope=0.000791701 y ROIntercept=-0.003935729; a=0.079 y b=0.877 (corrección de calibración); a=0, b=14664; c=1.49 (densidad-elasticidad) (figura 16). Este procedimiento se lleva a cabo suponiendo que los niveles de gris están bastante estandarizados entre los distintos dispositivos de TAC. En la figura 16 también se pueden ver tres secciones adicionales en las que se establece la forma de calcular el módulo de Young y la densidad de malla.

2.3.3.2 Utilización de Bonemat

Una vez que se tienen los tres archivos necesarios, se puede ejecutar el programa Bonemat. El primer paso implica cargar las imágenes VTK. Si se cargan adecuadamente se podrán ver en la interfaz del software los tres cortes principales: axial, sagital y coronal, así como la reconstrucción tridimensional de las imágenes TAC. Luego, se carga la malla en formato INP. Si el mallado se realizó correctamente, la malla se superpondrá con la clavícula de la imagen VTK como se observa en la figura 16.

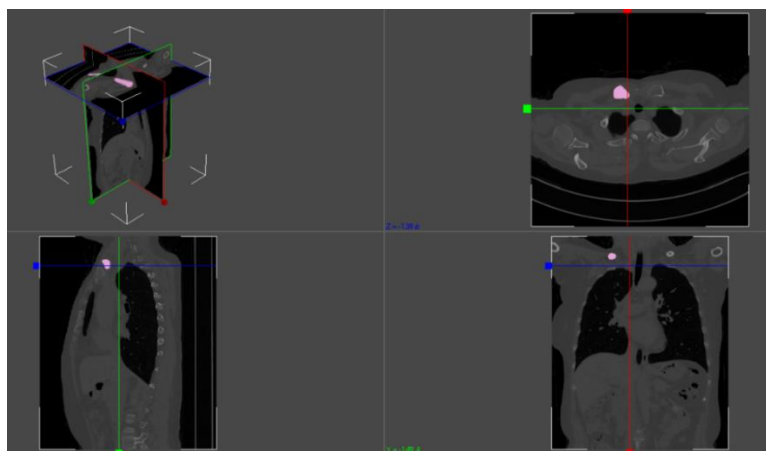
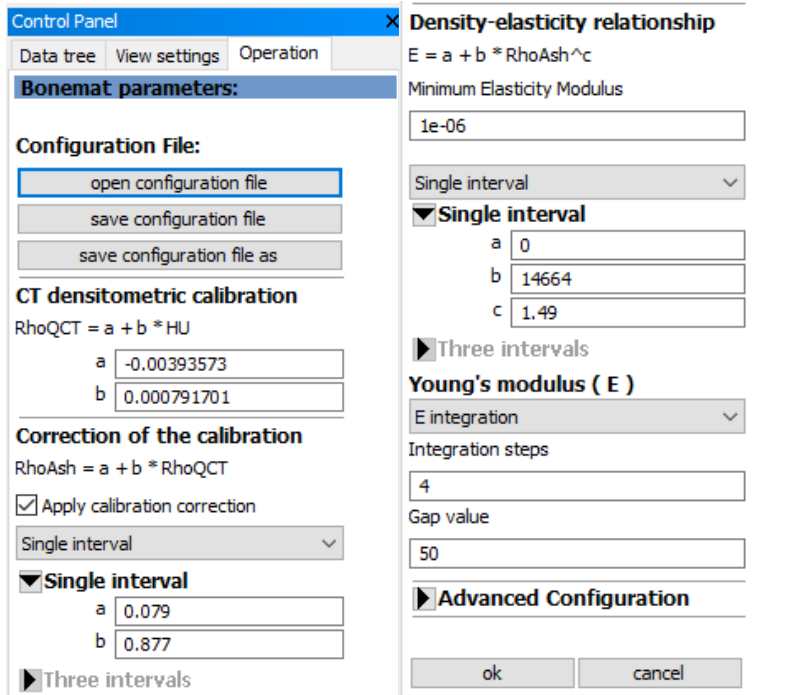


Figura 16. Superposición de la malla sobre la imagen

Por último, se introducen los parámetros del modelo para realizar el mapeado de las propiedades elásticas. Como se ha mencionado anteriormente, se carga el archivo de configuración ya que no se tiene la información de calibración de los escáneres (figura 17).



The screenshot shows the Bonemat software interface with the following parameters set:

- Density-elasticity relationship:**
 - Equation: $E = a + b * \text{RhoAsh}^c$
 - Minimum Elasticity Modulus: $1e-06$
 - Single interval selected.
 - Single interval parameters:
 - a: 0
 - b: 14664
 - c: 1.49
 - Three intervals (disabled).
- CT densitometric calibration:**
 - Equation: $\text{RhoQCT} = a + b * \text{HU}$
 - Parameters:
 - a: -0.00393573
 - b: 0.000791701
- Correction of the calibration:**
 - Equation: $\text{RhoAsh} = a + b * \text{RhoQCT}$
 - Apply calibration correction
 - Single interval selected.
 - Single interval parameters:
 - a: 0.079
 - b: 0.877
 - Three intervals (disabled).
- Young's modulus (E):**
 - E integration selected.
 - Integration steps: 4
 - Gap value: 50
- Advanced Configuration:** (disabled)

Figura 17. Valores de los parámetros del modelo

Una vez que se han ingresado todos los archivos y parámetros requeridos, Bonemat llevará a cabo automáticamente la asignación del módulo elástico a lo largo de toda la malla, basándose en la relación lineal entre el coeficiente de atenuación de las imágenes de tomografía computarizada (medido en Unidades de Hounsfield, HU) y la densidad de los tejidos biológicos. Para lograr esto, el programa utiliza sucesivamente las tres ecuaciones con sus valores constantes correspondientes, previamente explicados y disponibles al cargar el archivo de configuración, donde ρQTC es la densidad radiográfica, ρAsh es la densidad sin material orgánico y E el módulo de Young:

$$\rho QTC = a + (b * HU) \quad (2)$$

$$\rho Ash = a + (b * \rho QTC) \quad (3)$$

$$E = a + (b * \rho Ash^c) \quad (4)$$

La primera tarea de Bonemat es determinar, para cada elemento, un valor en unidades de Hounsfield (HU) basado en la densidad promedio de los vóxeles que lo forman. Este valor está directamente relacionado con la densidad del tejido, siendo mayor para tejidos más densos y menor para aquellos más porosos. Posteriormente, este parámetro se emplea en la ecuación de la calibración densimétrica (2) con el fin de alcanzar una densidad uniforme para cada elemento. Luego, se efectúa una corrección en la calibración utilizando el valor previamente calculado (3) para finalmente obtener el módulo de Young de cada elemento a través de una relación lineal entre la rigidez de los tejidos y la densidad calculada (4).

Una vez hechas estas operaciones, Bonemat construye una malla nueva con los módulos de elasticidad, coeficiente de Poisson y densidad correspondientes a los elementos. Dicha malla se visualiza nuevamente superpuesta a las imágenes de TAC (figura 18). El proceso detallado se ha repetido para las dos clavículas.

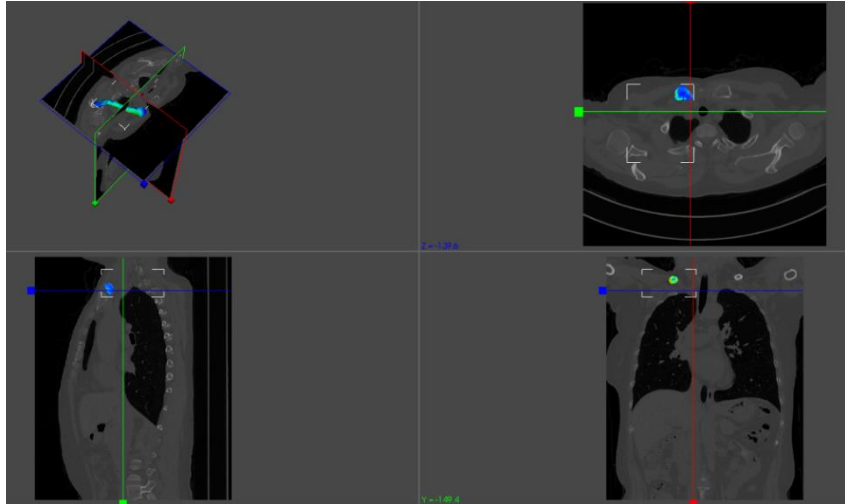


Figura 18. Resultado mapeado de las propiedades elásticas

2.3.3.3 Simulación de la osteoporosis

Uno de los propósitos principales de este estudio es evaluar cómo la osteoporosis afecta en la respuesta biomecánica de la clavícula y en consecuencia, en su riesgo de fractura. Para ello, se ha decidido ajustar el valor de la constante b de la ecuación 3. Esta técnica ha sido utilizada previamente en distintas investigaciones [18]. Para simular los distintos grados de osteoporosis, se ha reducido la constante b del archivo de configuración en un 20% para osteoporosis leve, un 40% para osteoporosis moderada y un 60% para osteoporosis severa. Además, con el fin de realizar un análisis más completo, se ha examinado también cuando el parámetro b se reduce en un 80%, que es una osteoporosis muy grave (figura 19). Por tanto, el módulo elástico queda en un 80%, 60%, 40% y 20% respectivamente. Estas modificaciones se aplican a las dos clavículas, generando así 8 modelos adicionales.

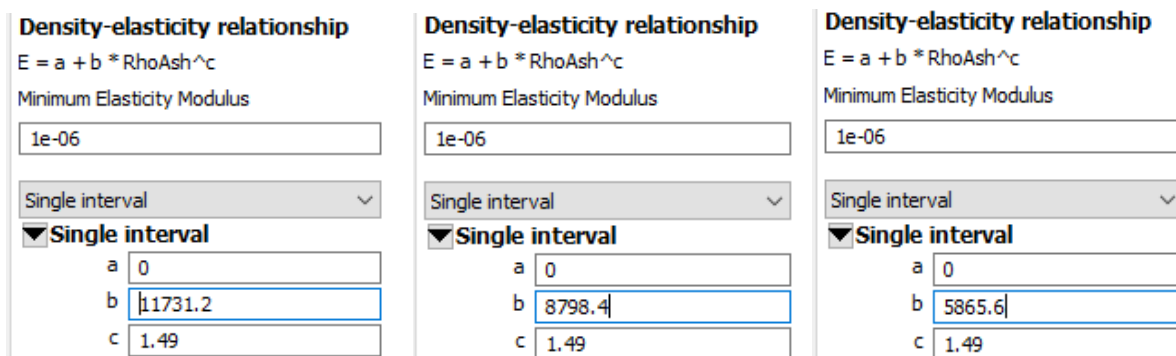


Figura 19. Modificación parámetro b para simular osteoporosis leve, moderada y severa

2.3.3.4 Exportación de las mallas

El último paso antes de realizar las simulaciones por el método de los elementos finitos es exportar las nuevas mallas en un formato compatible con el programa de análisis, que en este caso es ANSYS. Esto se logra seleccionando la opción de exportación en *Ansys Input*. Se genera así un archivo en formato INP similar a los ya mencionados, pero con la ventaja adicional de incluir listados los materiales que componen la malla, junto con 3 de sus propiedades como el módulo de Young, el coeficiente de Poisson y la densidad de cada uno de los elementos, tal y como se muestra en la *figura 20*. También presenta la matriz de conectividad organizada en secciones en función de los materiales que conforman los elementos.

MP,EX,1,	14000.18099908
MP,NUXY,1,	0.30000000
MP,DENS,1,	14000.18099908
MP,EX,2,	13834.87915706
MP,NUXY,2,	0.30000000
MP,DENS,2,	13834.87915706
MP,EX,3,	13682.80063647
MP,NUXY,3,	0.30000000
MP,DENS,3,	13682.80063647
MP,EX,4,	13513.91735652
MP,NUXY,4,	0.30000000
MP,DENS,4,	13513.91735652
MP,EX,5,	13420.09700079
MP,NUXY,5,	0.30000000
MP,DENS,5,	13420.09700079

Figura 20. Nuevo archivo de salida de Bonemat

2.4 Simulación mediante el método de los elementos finitos

Hasta este punto, se han obtenido los modelos biomecánicos de las clavículas derecha e izquierda de un paciente realizando segmentaciones, creando las mallas y asignándoles las propiedades elásticas correspondientes. La tarea final consiste en aplicar las condiciones de contorno en estas mallas para simular compresiones axiales y flexiones en 3 puntos de la clavícula, y posteriormente analizar los resultados. Para llevar a cabo este paso, se necesita uno de los programas de simulación que emplea el método de los elementos finitos, ANSYS Student. Específicamente, su herramienta llamada Mechanical APDL. Este programa se puede descargar gratuitamente desde su sitio web [19]. Es importante destacar que el programa solo está disponible para Windows (64 bits).

2.4.1 Método de los elementos finitos

Para la resolución de este tipo de problemas biomecánicos, se utiliza el método de los elementos finitos. Este método permite convertir un sistema continuo en un modelo discreto aproximado. Se basa en la discretización del dominio del problema en nodos, donde los valores de la función incógnita se convierten en las incógnitas del nuevo problema. Estos nodos definen subdominios llamados elementos, para los cuales se establece una función de prueba local aproximada, usualmente polinómica. La agrupación de elementos se denomina malla, la cual constituye una representación aproximada de la geometría real. Cuantos más elementos conforman la malla, mayor será su semejanza con el cuerpo original y los resultados se acercarán más a la realidad. Las ecuaciones algebraicas correspondientes se plantean mediante un método de residuos ponderados [20].

En los problemas de elementos finitos los desplazamientos nodales constituyen incógnitas, y a partir de estos se pueden determinar las tensiones y deformaciones en los nodos. Una vez obtenidos los valores de estas incógnitas, la interpolación permite obtener los desplazamientos en los elementos, y por consiguiente, las tensiones y deformaciones en cada uno de estos elementos, dependiendo de la carga aplicada en los nodos que constituyen la geometría. La interpolación de los desplazamientos de los elementos a partir de los desplazamientos de los nodos se puede calcular utilizando una ecuación que involucra las funciones de forma en forma matricial:

$$u(x) = [N(x)] * \{u^e\} \quad (5)$$

Donde u es el desplazamiento dentro del elemento, N la matriz de funciones de forma y u^e el vector de desplazamientos nodales.

Cuando ya se conocen los desplazamientos en los elementos, se pueden calcular tanto las tensiones como las deformaciones en el interior de estos. En primer lugar, para obtener las deformaciones se utiliza la siguiente ecuación:

$$\varepsilon = [L] * [N] * \{u^e\} = [B] * \{u^e\} \quad (6)$$

Donde L es el operador diferencial y B ($B=L*N$) una matriz que relaciona los desplazamientos en los nodos con la deformación en el interior del elemento.

En segundo lugar, para las tensiones, y una vez obtenidas las deformaciones, se utiliza la ley de Hooke:

$$\sigma = [D] * \{\varepsilon - \varepsilon_0\} + \sigma_0 \quad (7)$$

Donde σ es la tensión final, σ_0 la tensión inicial, D la matriz de deformación del material, ε la deformación final y ε_0 la deformación inicial.

Por otro lado, para problemas con geometrías complejas y condiciones de frontera y de carga como este, se utilizan métodos de energía potencial para obtener la solución. Además, se sigue el principio de mínima energía potencial total, lo que explica que a pesar de que hay muchos campos de desplazamiento, únicamente el campo que cumple con una energía potencial mínima tendrá una deformación estable. La energía potencial se define como la suma de la energía potencial de deformación U y de la energía potencial WP asociada al trabajo de las fuerzas externas:

$$\Pi p = U + WP \quad (8)$$

$$U = \frac{1}{2} \int \varepsilon^T \sigma dV \quad (9)$$

$$WP = -\int u^T b dV - \int u^T t dS - \sum u^T P \quad (10)$$

$$\Pi p = \frac{1}{2} \int (\varepsilon^T D \varepsilon - \varepsilon^T D \varepsilon_0 + \varepsilon^T \sigma_0) dV - \int (u^T b) dV - \int (u^T t) dS - U^T P \quad (11)$$

Donde b son fuerzas volumétricas, t fuerzas superficiales, U desplazamientos en los nodos y P fuerzas puntuales en los nodos. A su vez, el primer término de la ecuación 7 hace referencia a la energía potencial acumulada por la deformación del material; el segundo término es la energía debida a las fuerzas volumétricas; el tercero es la energía provocada por las fuerzas superficiales; y el cuarto es la energía provocada por las fuerzas puntuales.

Sustituyendo las ecuaciones 5, 6, 7 en 11, se obtiene una ecuación en función de los parámetros relacionados con un elemento:

$$\Pi p = \frac{1}{2} \sum_e^{ne} [u^e]^T k^e u^e - \sum_{e=1}^{ne} [u^e]^T f^e - U^T P \quad (12)$$

Donde k^e es la matriz de rigidez local que relaciona las tensiones aplicadas dentro de un elemento con su deformación asociada y f^e el vector de fuerzas equivalentes nodales.

Aplicando k^e y f^e a toda la geometría, la ecuación de la energía potencial queda expresada en función de las cargas aplicadas y los desplazamientos en los nodos de la siguiente manera:

$$\Pi p = \frac{1}{2} U^T K U - U^T F \quad (13)$$

Y por último, imponiendo el principio de mínima energía potencial explicado con anterioridad:

$$F = K U \quad (14)$$

Donde F es el vector global en el que están todas las fuerzas aplicada a los nodos, K la matriz de rigidez global con las propiedades del objeto y U el vector global de desplazamientos en los nodos.

Con todo lo mencionado hasta ahora, se obtiene un sistema de x ecuaciones con x incógnitas que puede ser resuelto con la ayuda de un ordenador con una buena potencia computacional, siendo x el número de grados de libertad del sistema. En todos los problemas de elementos finitos se obtiene una expresión del tipo la *ecuación 14* [21] [22] [23].

2.4.2 Uso de ANSYS Student

En esta última parte se desea simular compresiones axiales y flexiones en 3 puntos de la clavícula con el propósito de conocer su comportamiento y respuesta ante caídas o impactos con la ayuda del programa ANSYS Student. Lo primero que hay que hacer es cargar cada uno de los 10 modelos biomecánicos generados en el programa, indicando el directorio donde se encuentran los archivos INP con la opción *File* y *Read Input From*. Después de cargar cada modelo, es posible observar los elementos y los nodos que lo forman en la ventana gráfica seleccionando la opción *Plot* (*figuras 21 y 22*). Además, en la parte izquierda (*Main Menu*) se presentan diversas funciones para llevar a cabo la simulación, mientras que en la parte derecha se encuentra una barra lateral que permite seleccionar la perspectiva preferida para visualizar la clavícula.

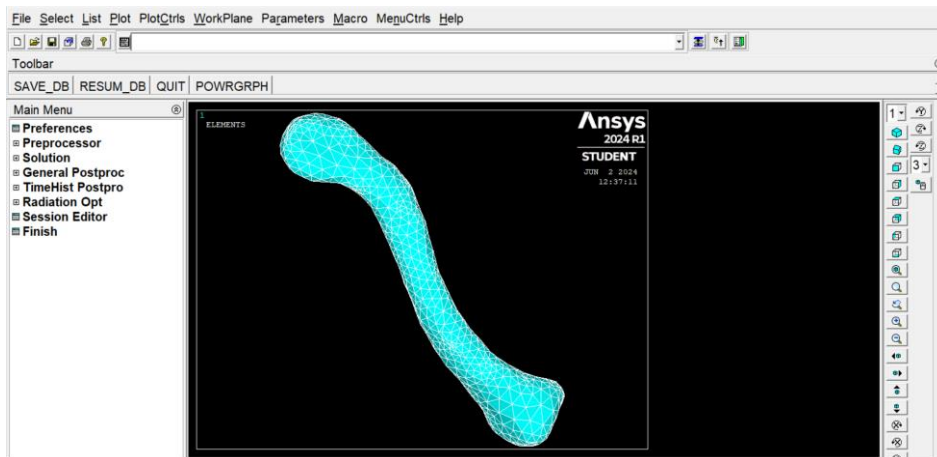


Figura 21. Visualización de los elementos del modelo tras cargarlo en ANSYS

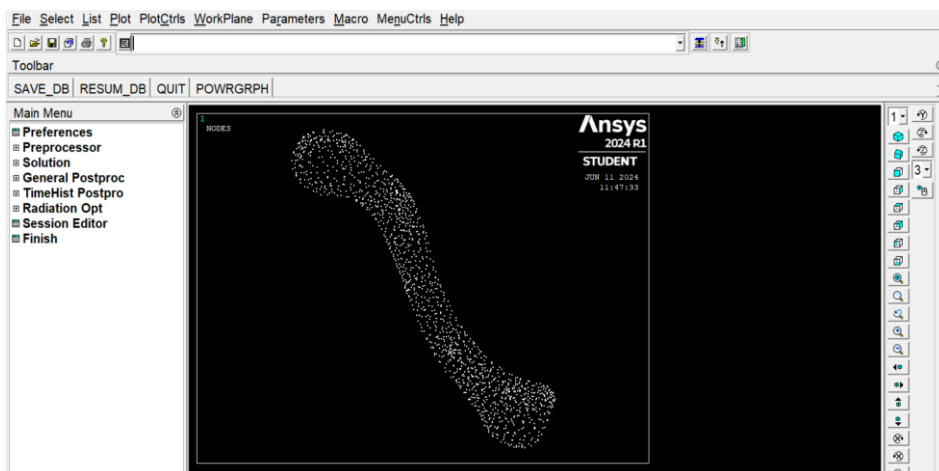


Figura 22. Visualización de los nodos del modelo tras cargarlo en ANSYS

Cuando ya se tiene la malla cargada, se definen las condiciones de contorno del dominio de definición del problema. En este caso, por un lado se va a aplicar una carga estática de 600N simulando el ensayo de compresión axial realizado en [2] y por otro lado, una carga estática de 400N simulando el ensayo de flexión de tres puntos realizado en [2]. Más en concreto, en la prueba de compresión axial se aplica la fuerza en el extremo acromial y se restringe el movimiento en el extremo esternal. Mientras que en la prueba de flexión de tres puntos se aplica la fuerza ortogonalmente al eje longitudinal y se restringe el movimiento en los dos extremos (*figura 23*) [2]. Se replican estos ensayos porque son los más utilizados para predecir la respuesta biomecánica y las tolerancias de lesión de la clavícula. Además, reproducen las situaciones de carga que se suelen producir en impactos frontales y laterales propios de la clavícula.

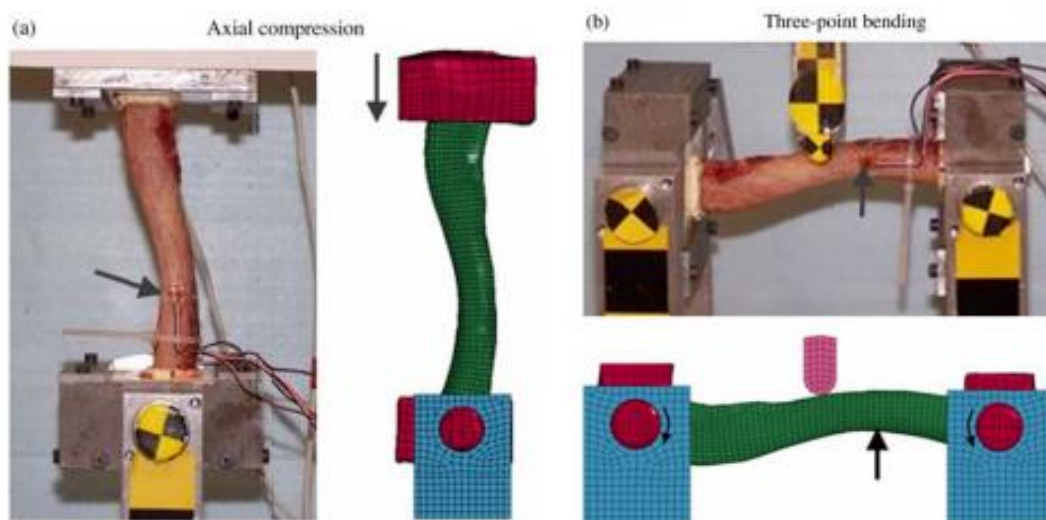


Figura 23. Representación de los ensayos a realizar (clavícula izquierda) [2]

ANSYS ofrece dos métodos para aplicar las condiciones mencionadas: en los nodos o en los elementos. Y, dado que las mallas utilizadas no tienen geometría asociada, las cargas y restricciones se aplican en los nodos. Así mismo, se aplican únicamente a los nodos superficiales exteriores, que se pueden seleccionar mediante la herramienta *Select entities* situada la barra superior.

Luego, se restringe el movimiento de los extremos de la clavícula que sean necesarios en los tres ejes espaciales para evitar el desplazamiento del hueso cuando se aplique la carga. Para ello, se seleccionan los nodos superficiales del extremo deseado, se guardan en un componente con la opción *Component Manager* y se aplica la restricción en los nodos utilizando la herramienta *Preprocessor > Loads > Apply > Structural > Displacement > On Nodes*.

Antes de aplicar las cargas, se tiene que abordar el problema relacionado con los ejes de coordenadas, que están determinados desde la obtención de la imagen y dependen del dispositivo TAC con el que se adquieren las imágenes. En el estudio en el cual se basan las simulaciones del presente trabajo [2], se aplican cargas en la dirección del eje longitudinal del hueso y en la dirección perpendicular al eje longitudinal del hueso, por lo que hay que colocar la clavícula en la posición mostrada en la *figura 24*. En dicha posición, el eje de coordenadas se muestra también en la *figura 24*.

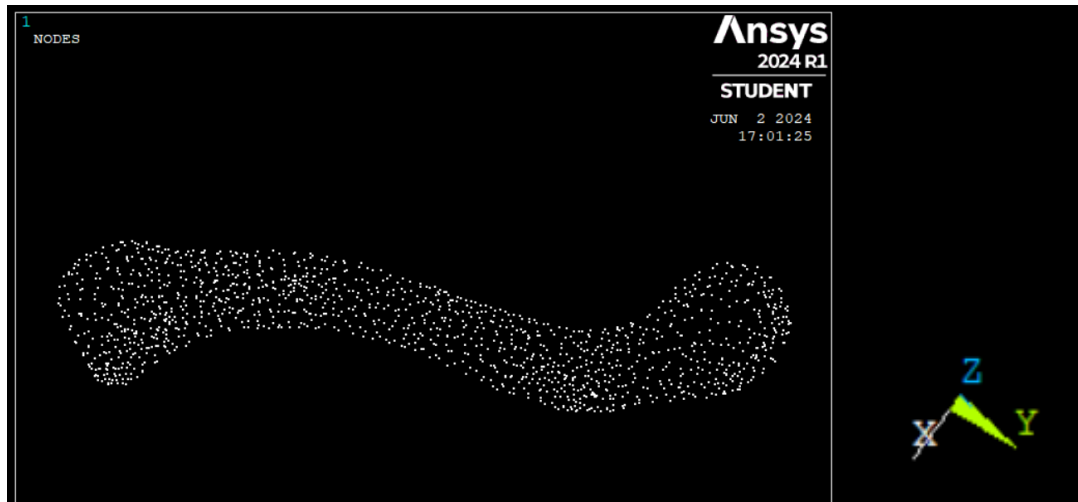


Figura 24. Visualización de la clavícula derecha en posición longitudinal

En el caso del ensayo de compresión axial, se tiene que aplicar la fuerza en la dirección del eje longitudinal del hueso, por lo que hay que descomponer esa fuerza en los ejes coordenados X e Y. Para realizarlo, los pasos a seguir son los siguientes (figura 25):

- Determinar un vector u formado por dos nodos alineados y situados en el extremo donde se va a aplicar la fuerza. Estos nodos deben tener la coordenada Z prácticamente del mismo valor para que al formar el vector, la componente Z sea 0.
- Dividir las coordenadas del vector u entre su módulo para obtener el vector u unitario.
- Calcular el ángulo que forma el vector unitario u con el eje X.
- Descomponer la fuerza en los ejes X e Y.

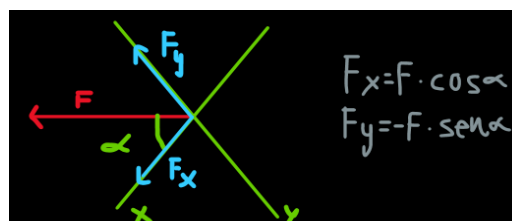
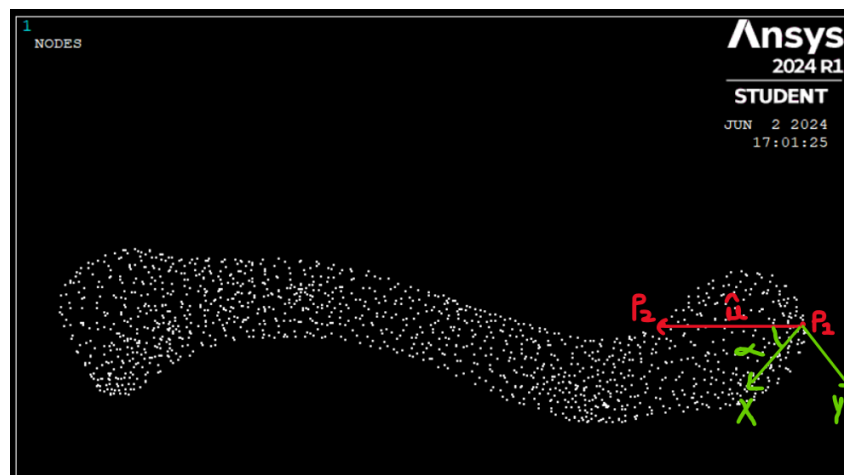


Figura 25. Descomposición de la fuerza en los ejes X e Y en compresión

Cuando ya se tienen los cálculos realizados, se eligen los nodos superficiales donde se van a aplicar las fuerzas, que en este caso pertenecen al extremo acromial, se guardan en otro componente y se definen las cargas correspondientes dividiéndolas entre el número de nodos en los que se van a aplicar (*figura 26*). Todas estas acciones se realizan utilizando la herramienta *Preprocessor > Loads > Apply > Structural > Force/Moment > On Nodes*.

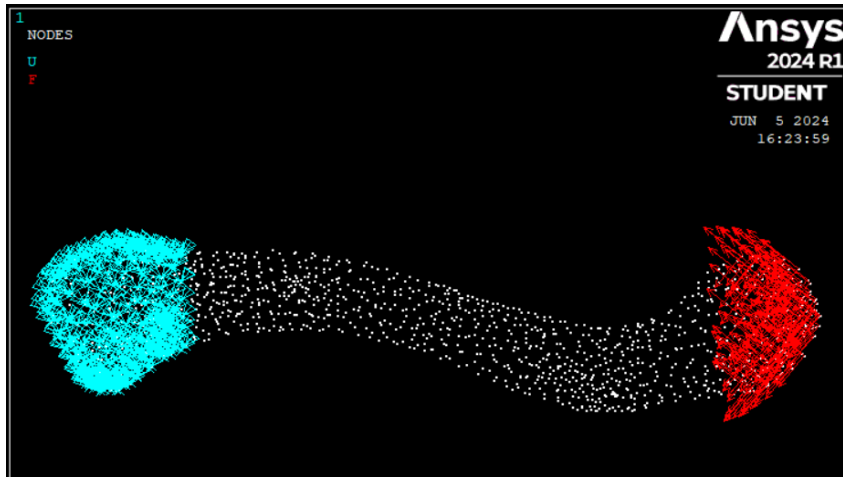


Figura 26. Clavícula derecha con las condiciones de contorno aplicadas de compresión

En el caso del ensayo de flexión de tres puntos, se tiene que aplicar la fuerza en la dirección perpendicular al eje longitudinal del hueso, por lo que hay que descomponer esa fuerza en los ejes coordenados X e Y de una manera muy similar a la explicada anteriormente. La diferencia está en la dirección de la fuerza (*figura 27*).

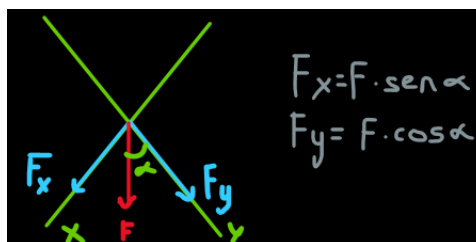
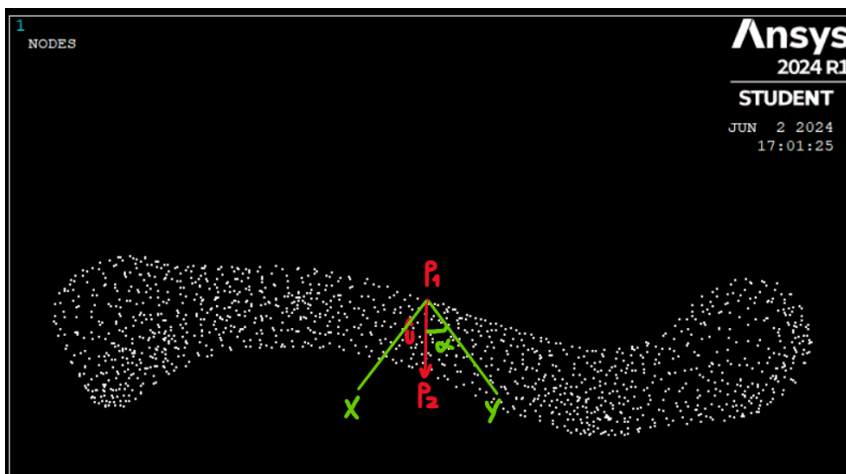


Figura 27. Descomposición de la fuerza en los ejes X e Y en flexión

Siguiendo los mismos pasos nombrados, se definen las cargas correspondientes dividiéndolas entre el número de nodos en los que se van a aplicar (*figura 28*).

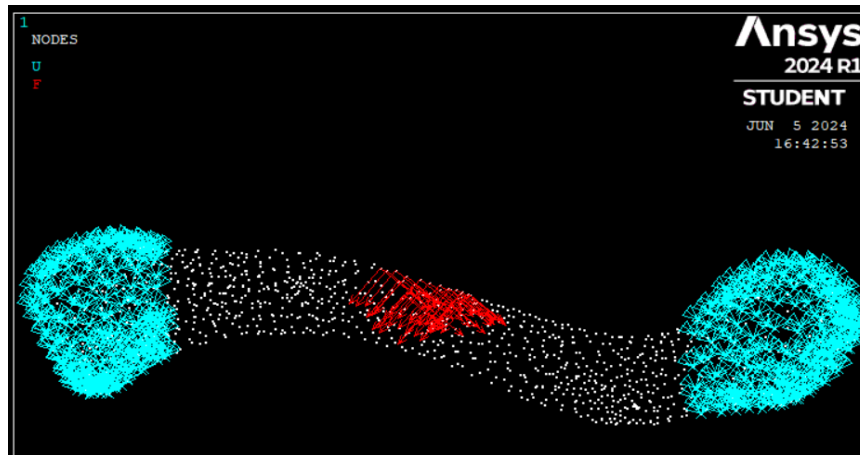


Figura 28. Clavícula derecha con las condiciones de contorno aplicadas de flexión

Para mejorar el análisis biomecánico y estudiar con mayor profundidad la respuesta del hueso de la clavícula ante distintos estados de carga y su riesgo de fractura, a parte del ensayo a compresión axial con una fuerza de 600N también se realiza a 500N y a 400N. Por la misma razón, el ensayo a flexión de tres puntos se lleva a cabo con la fuerza de 400N, más las fuerzas de 500N, 600N, 700N, 800N, 900N, 1000N y 1100N.

Para terminar, es fundamental seleccionar todos los nodos del modelo para obtener resultados precisos y luego proceder con la simulación utilizando la herramienta *Solve* y *Solve Current LS*, de manera que los resultados quedan guardados en el programa y se pueden visualizar.

2.4.3 Variables mecánicas extraídas

Una vez solucionado el modelo biomecánico, se puede acceder a los resultados en ANSYS con el menú *General Postprocessor* y visualizarlos. Este menú ofrece distintas opciones, pero en el presente trabajo se desean extraer ciertas variables biomecánicas de interés para el análisis de los resultados de las simulaciones con la herramienta *Plot Results > Contour Plot > Nodal Solution*. Las variables extraídas se han seleccionado en base a distintos estudios [24] [25] [26], y se muestran a continuación (*tabla 2*):

Tabla 2. Variables mecánicas de estudio

Desplazamiento máximo (mm)	DMX
Primera deformación principal	ϵ_1
Segunda deformación principal	ϵ_2
Tercera deformación principal	ϵ_3
Deformación principal máxima	MPStrain
Deformación de Von Mises	VMStrain

Primera tensión principal (MPa)	σ_1
Segunda tensión principal (MPa)	σ_2
Tercera tensión principal (MPa)	σ_3
Tensión principal máxima (MPa)	MPStress
Tensión de Von Mises (MPa)	VMStress

De todas las variables biomecánicas extraídas, el estudio únicamente se va a centrar en las siguientes variables: desplazamiento máximo, deformación principal máxima, tensión principal máxima y tensión de Von Mises, a pesar de que las variables restantes también se han utilizado para determinar el riesgo de fractura de un tejido óseo. Esto es así porque son las variables que más información proporcionan sobre la respuesta de las clavículas ante distintos grados de osteoporosis y cargas y las más utilizadas en la literatura.

La primera de ellas, el desplazamiento máximo, permite determinar la distancia máxima que se desplazan los nodos del hueso cuando se aplica una carga. Por lo que permite establecer la región del hueso sometida a mayor deformación y determinar si la osteoporosis influye en la respuesta de la clavícula. En cuanto la deformación principal máxima, viene dada por el máximo valor de las tres deformaciones en las direcciones principales en valor absoluto y es de gran interés porque es la variable que determina la mayor deformación que el hueso puede soportar y a partir de ella se establece el riesgo de fractura de la clavícula, como se explicará a continuación. Del mismo modo, la tensión principal máxima es el valor máximo de las tres tensiones en las direcciones principales en valor absoluto. Por último, la tensión de Von Mises es una medida física que está relacionada con la energía de distorsión, pues combina las tres tensiones principales para evaluar la distorsión total del hueso.

2.4.4 Criterio de fractura

En cuanto al criterio de fractura, se ha decidido emplear el mismo criterio que Enrico Schileo (2008) utilizó en diversos estudios sobre la evaluación del riesgo de fractura [27]. En los estudios mencionados se establece un valor máximo a partir del cual ya se produce la fractura del tejido óseo. Por lo que aplicando este criterio al análisis del presente trabajo, se establece que el riesgo de fractura ósea es inminente cuando se alcanza un umbral de deformación principal máxima de 0.0104, que es el valor máximo de deformación correspondiente a los 3 valores principales de deformación (*tabla 3*).

Schileo examina otros dos criterios de fractura que se basan en la tensión de Von Mises y en la tensión principal máxima [27]. Estas variables son frecuentemente utilizadas en la teoría de fallos para evaluar la resistencia y el posible fallo de los materiales bajo diferentes condiciones de carga, pero no se aplican en este trabajo.

Tabla 3. Criterio de fractura establecido

Criterio de fractura	Valor
Deformación principal máxima (MPa)	0,0104

CAPÍTULO 3. RESULTADOS

3.1 Resumen de los resultados

Tras finalizar el proceso de elaboración de los modelos biomecánicos en el que se han obtenido las mallas de la clavícula derecha e izquierda segmentadas de un paciente, el proceso de aplicación de las condiciones de contorno en ANSYS Student y el proceso de resolución del problema por elementos finitos, a continuación se presenta un resumen de los resultados más significativos de este trabajo.

El conjunto de resultados está compuesto por las variables biomecánicas con mayor relevancia para el análisis del riesgo de fractura ya mencionadas: desplazamiento máximo, deformación principal máxima, tensión principal máxima y tensión de Von Mises. Más en concreto, las tablas se organizan según el tipo de ensayo realizado. Para la compresión axial, se tienen 6 tablas con los resultados obtenidos tanto de la clavícula derecha como izquierda a 400N, 500N y 600N. Y para la flexión de tres puntos se presentan 6 tablas con los resultados de las dos clavículas únicamente a 400N, 800N y 1100N. La selección de estos resultados se debe a la observación de que los cambios en los resultados evolucionan de manera muy gradual a medida que aumenta la carga, por lo que así se facilita la interpretación de los resultados y se evita la redundancia de datos. Las tablas se recogen en el *Anexo 1*.

3.2 Riesgo de fractura según el criterio seleccionado

En esta sección se presentan las tablas que recogen los distintos valores de la deformación principal máxima (MPStrain) obtenidos durante las simulaciones y la predicción del riesgo de fractura de la clavícula correspondiente a cada valor. En las tablas aparecen marcados de verde los casos donde el paciente tiene una baja probabilidad de fractura y en rojo los casos donde el paciente tiene una alta probabilidad, es decir, en los valores de MPStrain que superan el valor umbral fijado.

Compresión axial

Tabla 4. Riesgo clavícula derecha tras ensayo de compresión axial

Clavícula derecha	Carga (N)	MPStrain	Riesgo de fractura
Sin osteoporosis	400	0,0060	Bajo
Osteoporosis leve	400	0,0074	Bajo
Osteoporosis moderada	400	0,0101	Bajo
Osteoporosis severa	400	0,0144	Alto
Osteoporosis muy grave	400	0,0284	Alto
Sin osteoporosis	500	0,0075	Bajo
Osteoporosis leve	500	0,0093	Bajo
Osteoporosis moderada	500	0,0126	Alto
Osteoporosis severa	500	0,0180	Alto
Osteoporosis muy grave	500	0,0355	Alto
Sin osteoporosis	600	0,0090	Bajo
Osteoporosis leve	600	0,0111	Alto
Osteoporosis moderada	600	0,0151	Alto
Osteoporosis severa	600	0,0217	Alto
Osteoporosis muy grave	600	0,0425	Alto

Tabla 5. Riesgo clavícula izquierda tras ensayo de compresión axial

Clavícula izquierda	Carga (N)	MPStrain	Riesgo de fractura
Sin osteoporosis	400	0,0064	Bajo
Osteoporosis leve	400	0,0079	Bajo
Osteoporosis moderada	400	0,0106	Alto
Osteoporosis severa	400	0,0156	Alto
Osteoporosis muy grave	400	0,0306	Alto
Sin osteoporosis	500	0,0079	Bajo
Osteoporosis leve	500	0,0099	Bajo
Osteoporosis moderada	500	0,0132	Alto
Osteoporosis severa	500	0,0196	Alto
Osteoporosis muy grave	500	0,0384	Alto
Sin osteoporosis	600	0,0095	Bajo
Osteoporosis leve	600	0,0119	Alto
Osteoporosis moderada	600	0,0159	Alto
Osteoporosis severa	600	0,0235	Alto
Osteoporosis muy grave	600	0,0461	Alto

Flexión de tres puntos

Tabla 6. Riesgo clavícula derecha tras ensayo de flexión de tres puntos

Clavícula derecha	Carga (N)	MPStrain	Riesgo de fractura
Sin osteoporosis	400	0,0030	Bajo
Osteoporosis leve	400	0,0038	Bajo
Osteoporosis moderada	400	0,0050	Bajo
Osteoporosis severa	400	0,0075	Bajo
Osteoporosis muy grave	400	0,0147	Alto
Sin osteoporosis	800	0,0061	Bajo
Osteoporosis leve	800	0,0076	Bajo
Osteoporosis moderada	800	0,0101	Bajo
Osteoporosis severa	800	0,0150	Alto
Osteoporosis muy grave	800	0,0294	Alto
Sin osteoporosis	1100	0,0083	Bajo
Osteoporosis leve	1100	0,0104	Alto
Osteoporosis moderada	1100	0,0138	Alto
Osteoporosis severa	1100	0,0206	Alto
Osteoporosis muy grave	1100	0,0405	Alto

Tabla 7. Riesgo clavícula izquierda tras ensayo de flexión de tres puntos

Clavícula izquierda	Carga (N)	MPStrain	Riesgo de fractura
Sin osteoporosis	400	0,0026	Bajo
Osteoporosis leve	400	0,0032	Bajo
Osteoporosis moderada	400	0,0042	Bajo
Osteoporosis severa	400	0,0064	Bajo
Osteoporosis muy grave	400	0,0125	Alto
Sin osteoporosis	800	0,0051	Bajo
Osteoporosis leve	800	0,0064	Bajo
Osteoporosis moderada	800	0,0085	Bajo
Osteoporosis severa	800	0,0127	Alto
Osteoporosis muy grave	800	0,0250	Alto
Sin osteoporosis	1100	0,0070	Bajo
Osteoporosis leve	1100	0,0088	Bajo
Osteoporosis moderada	1100	0,0117	Alto
Osteoporosis severa	1100	0,0175	Alto
Osteoporosis muy grave	1100	0,0344	Alto

3.3 Comparación de resultados

Por último, y para poder interpretar con mayor facilidad los resultados obtenidos, se incluyen gráficas comparativas. Para los dos tipos de ensayos, por un lado se representan gráficas que comparan la deformación principal máxima de una clavícula con el grado de osteoporosis en función de los 3 valores de carga, y por otro lado, gráficas que comparan la deformación principal máxima de las clavículas derecha e izquierda con el grado de osteoporosis a un único valor de carga.

Compresión axial

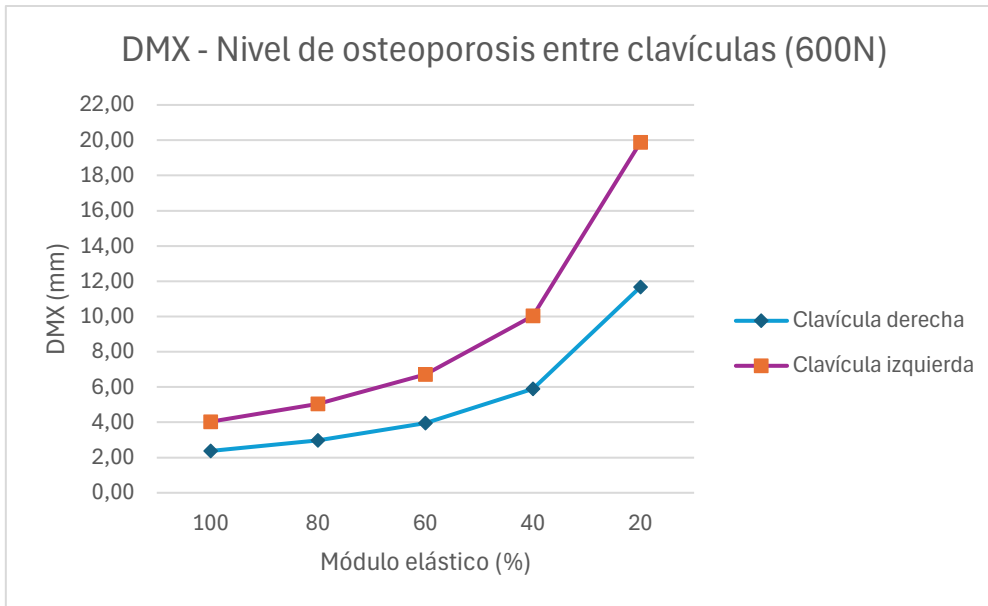


Figura 29. Gráfica comparación de desplazamiento máximo en función de la osteoporosis a 600N de carga entre clavículas

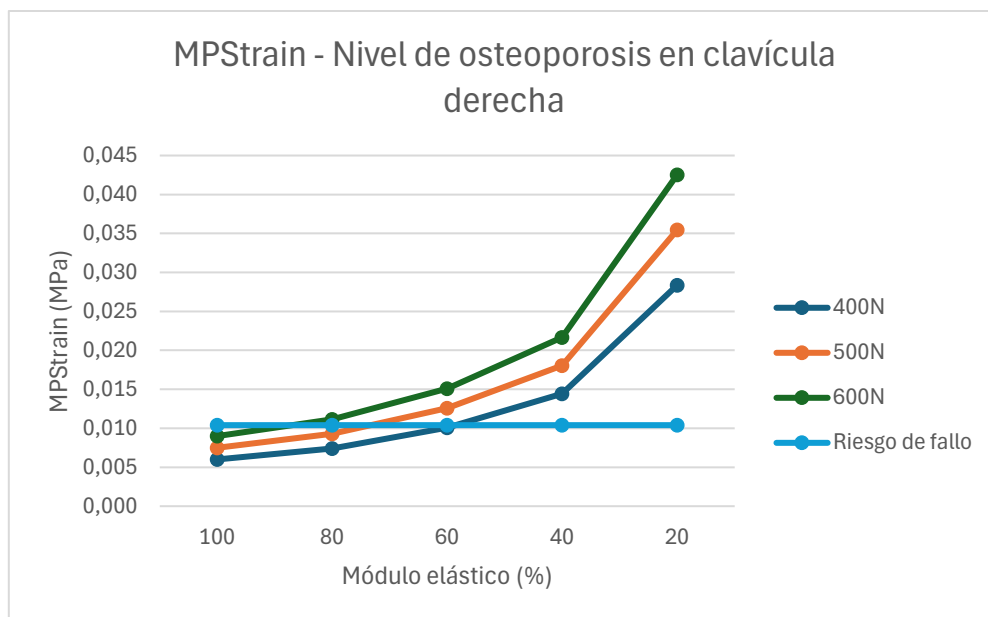


Figura 30. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula derecha

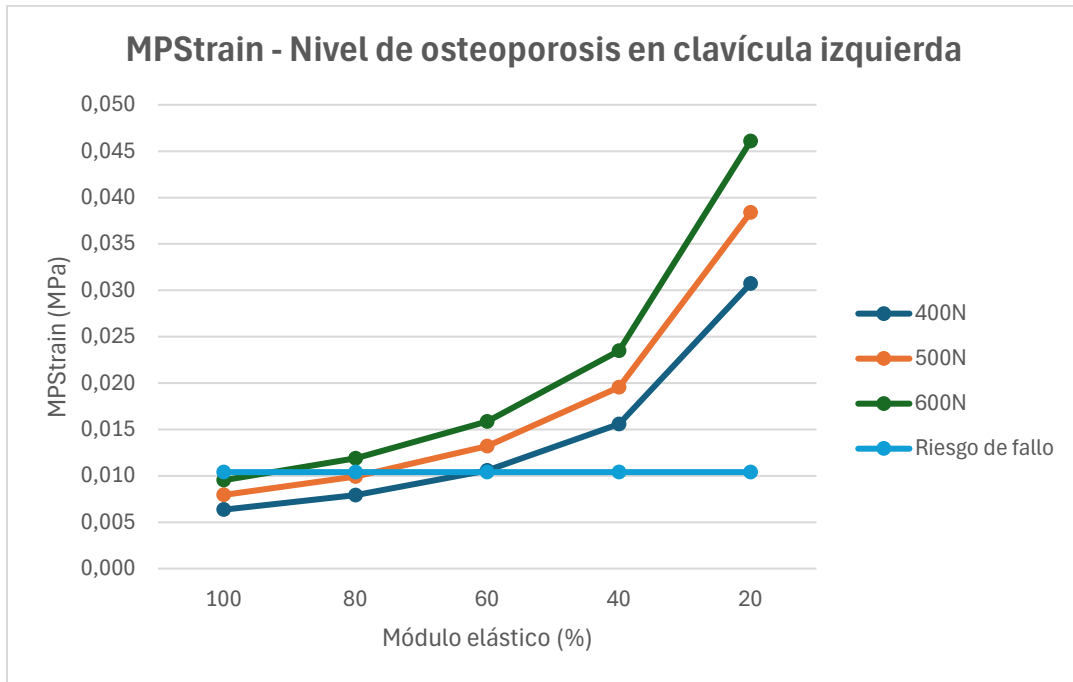


Figura 31. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula izquierda

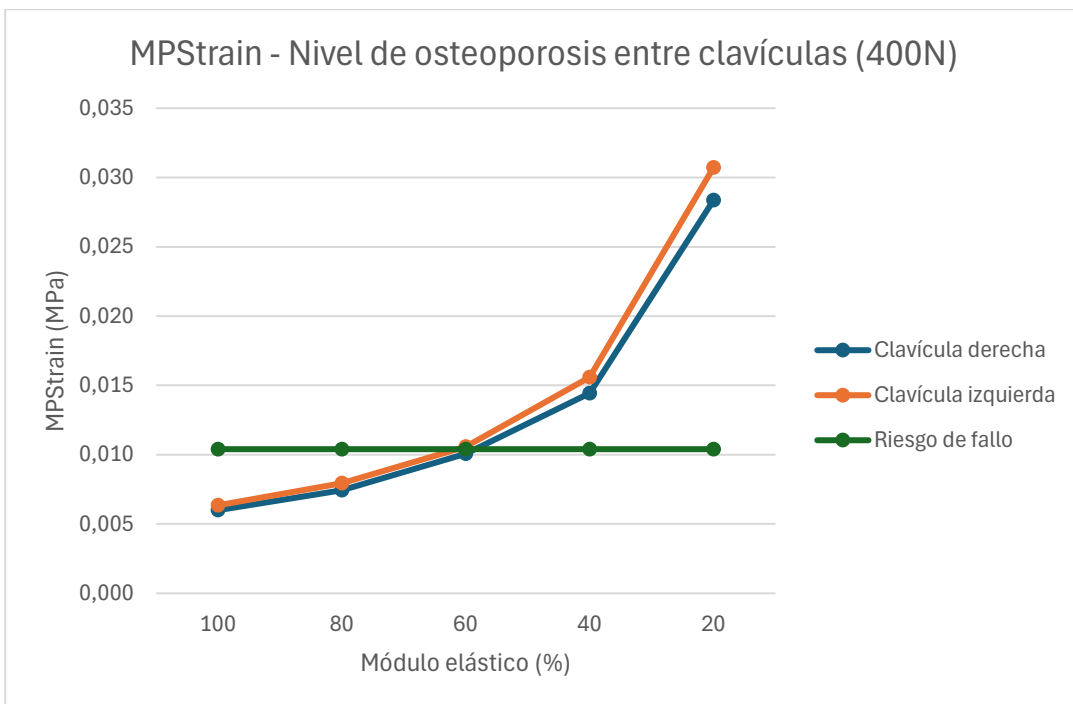


Figura 32. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 400N entre clavícula derecha e izquierda

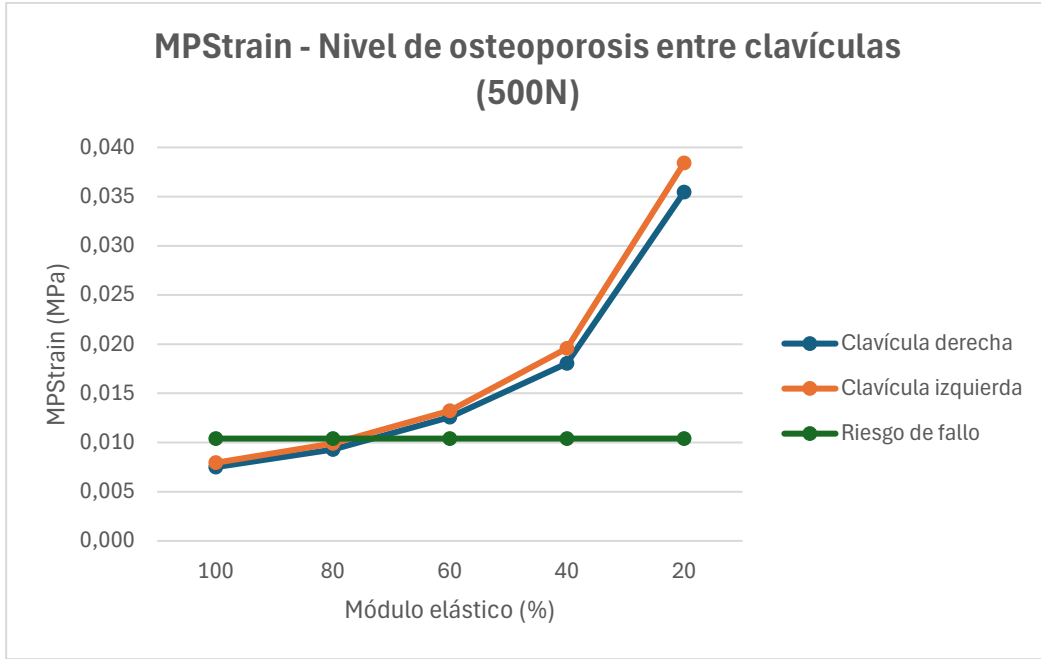


Figura 33. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 500N entre clavícula derecha e izquierda

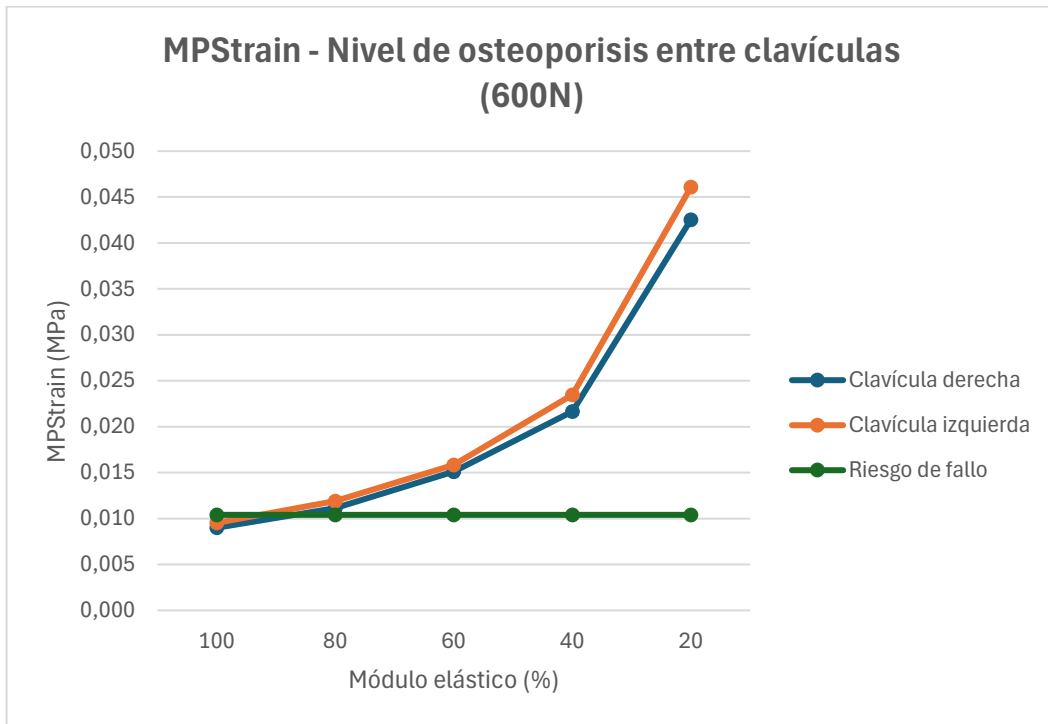


Figura 34. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 600N entre clavícula derecha e izquierda

Flexión de tres puntos

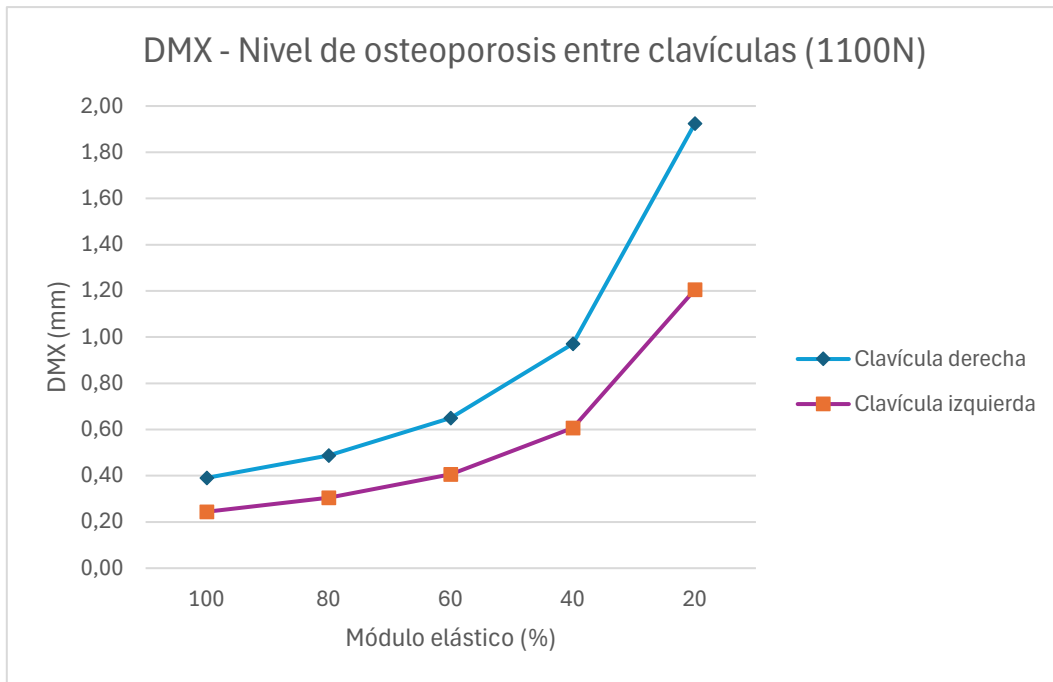


Figura 35. Gráfica comparación de desplazamiento máximo en función de la osteoporosis a 1100N de carga entre clavículas

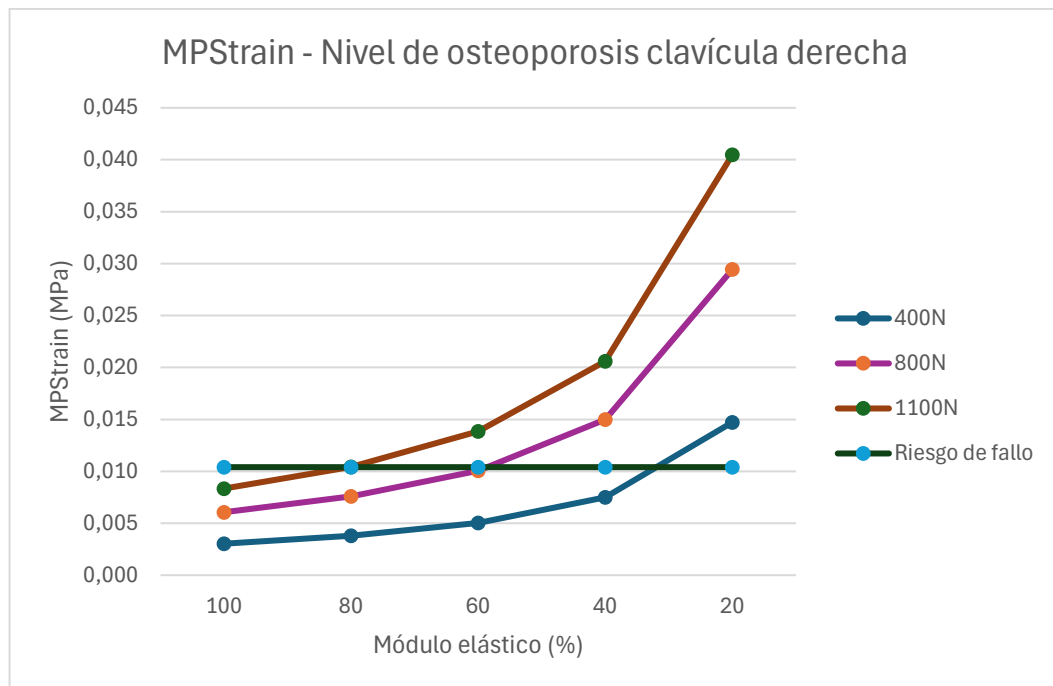


Figura 36. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula derecha

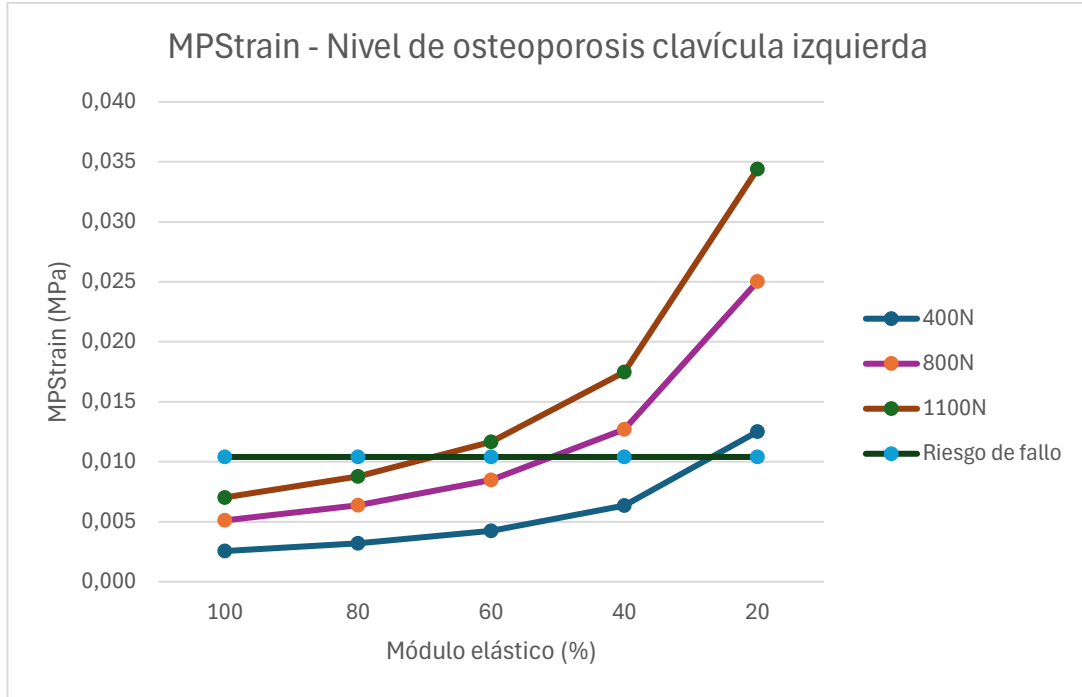


Figura 37. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a los 3 valores de carga en clavícula izquierda

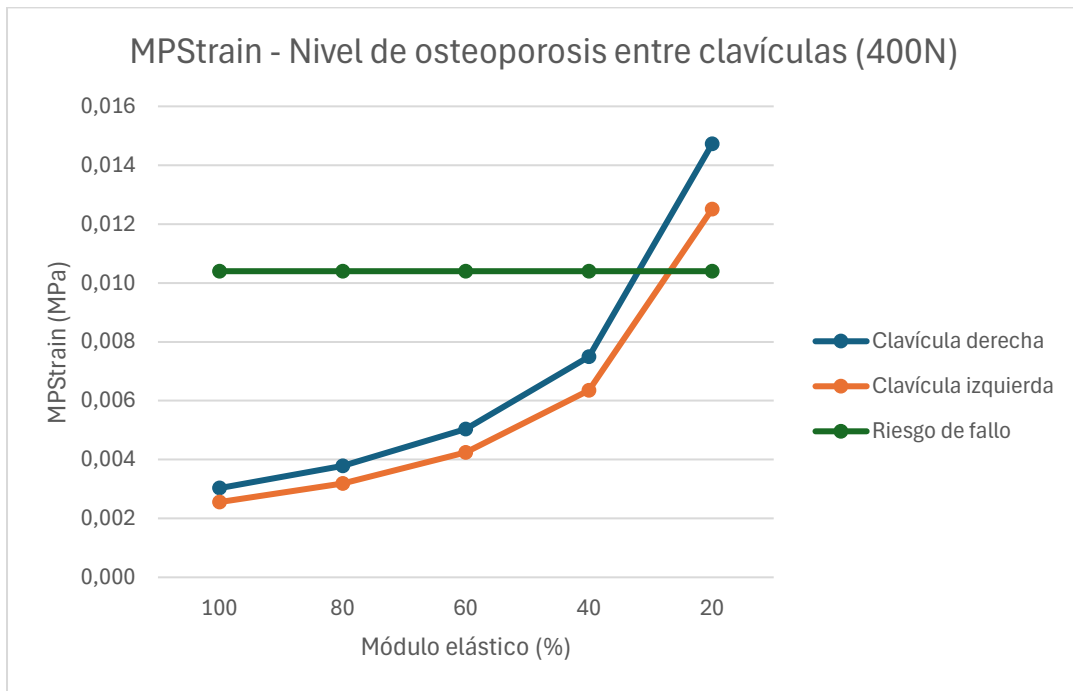


Figura 38. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 400N entre clavícula derecha e izquierda

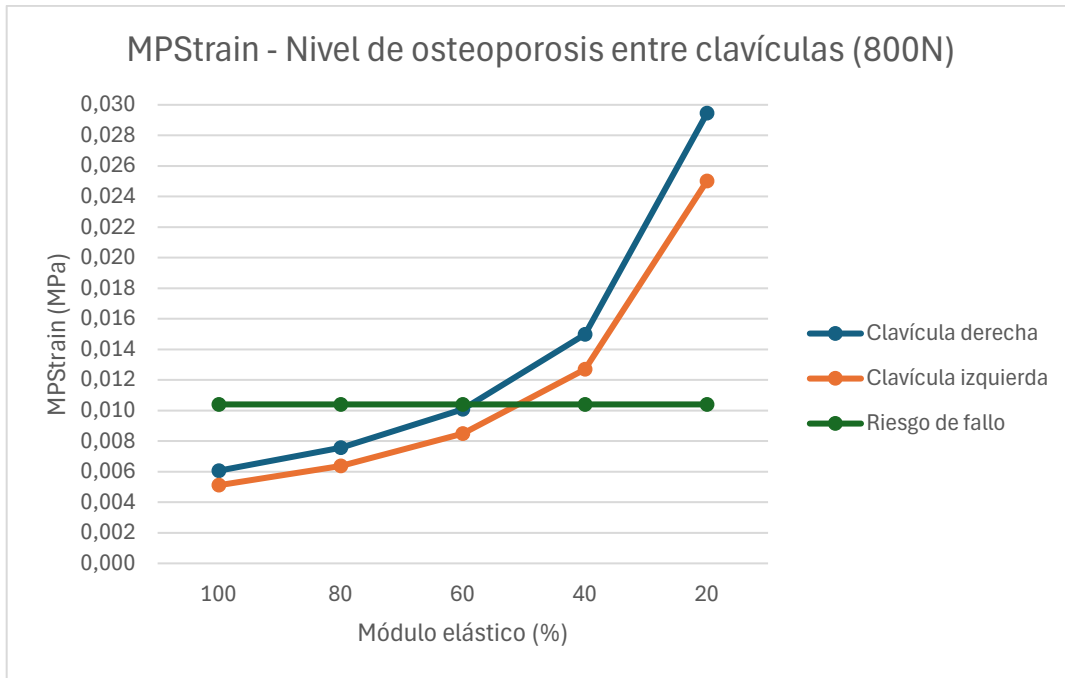


Figura 39. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 800N entre clavícula derecha e izquierda

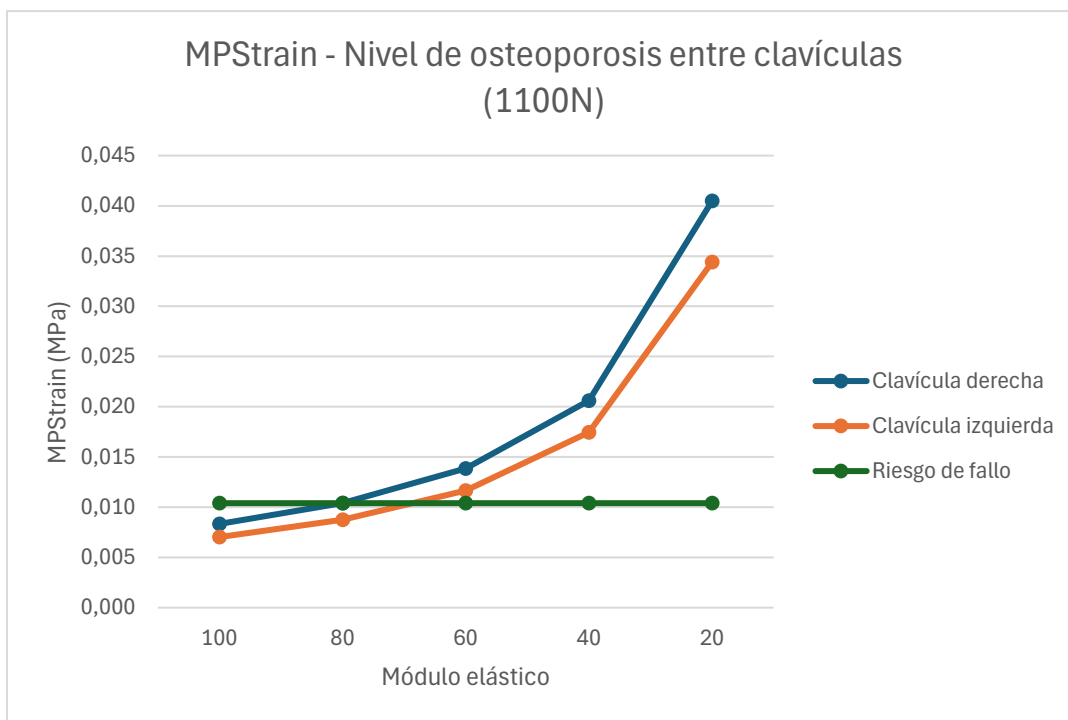


Figura 40. Gráfica comparación de deformación principal máxima en función de la osteoporosis a 1100N entre clavícula derecha e izquierda

3.4 Lugares de fractura

Los lugares que tienen más riesgo de sufrir una fractura cuando la clavícula se somete a un tipo carga también son importantes. Para mostrarlos, se eliminan los puntos restringidos ya que ahí es donde se dan las mayores tensiones y se selecciona la variable tercera deformación principal, de donde se obtiene la deformación principal máxima. Estos sitios de fractura predichos por el modelo de elementos finitos desarrollado son los mostrados en las *figuras 41 y 42*:

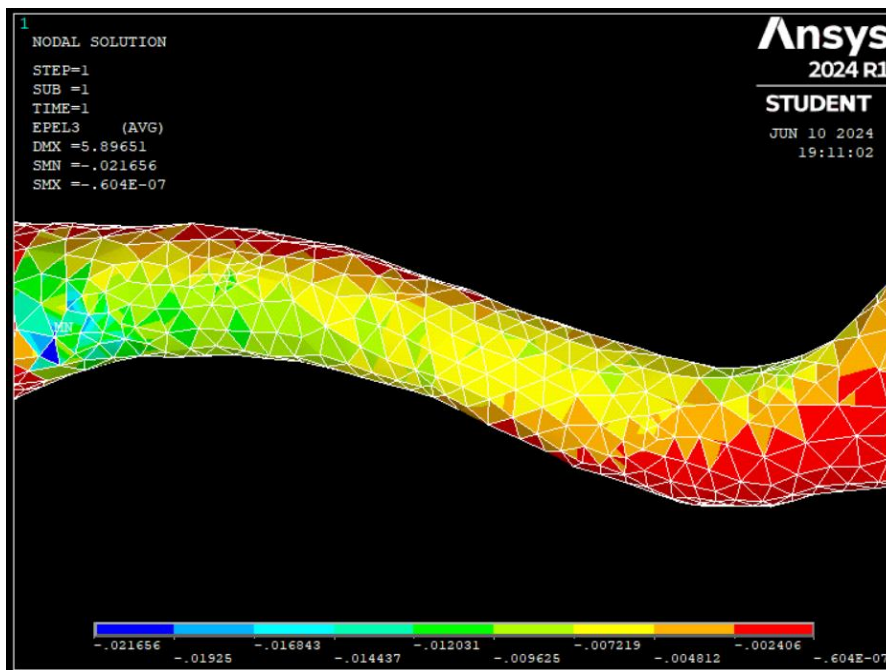


Figura 41. Sitio de fractura tras compresión axial clavícula derecha

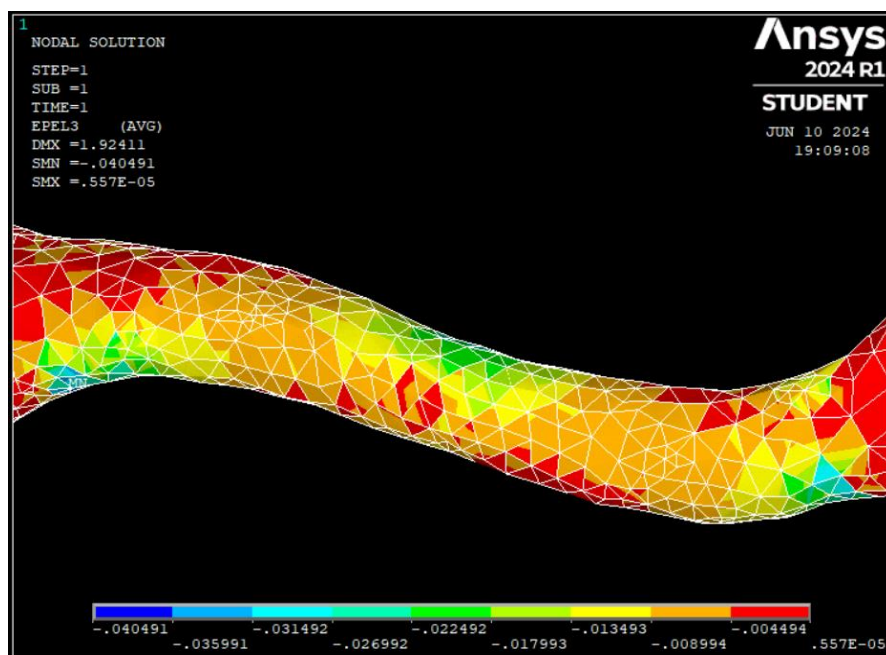


Figura 42. Sitio de fractura tras flexión de tres puntos clavícula derecha

CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN

4.1 Discusión de los resultados

En este apartado se analizan y discuten los resultados obtenidos tras las simulaciones de las clavículas derecha e izquierda del paciente sometido a estudio.

A nivel general, se puede afirmar que un aumento de la carga aplicada a la clavícula se traduce en un incremento de las sollicitaciones mecánicas de estudio, reflejado en el aumento del desplazamiento máximo, la deformación principal máxima, la tensión principal máxima y la tensión de Von Mises. Esto sigue la lógica básica de la mecánica que establece que, cuanto mayor es la carga, más esfuerzo y deformación se producen en los materiales.

En cuanto a la influencia de la enfermedad degenerativa ósea estudiada, a medida que aumenta el grado de osteoporosis, se observa un mayor desplazamiento de la clavícula bajo la misma magnitud de carga aplicada. Esto se debe a la disminución de la rigidez y resistencia del hueso, consecuencia directa de la reducción del módulo elástico. Un mayor módulo de Young indica una mayor rigidez del material. En este estudio, la clavícula derecha presenta un módulo elástico máximo de 17.500 MPa, mientras que la clavícula izquierda tiene un módulo elástico máximo de 16.679 MPa. Por lo tanto, la clavícula izquierda, siendo menos rígida, se debería deformar más bajo cargas aplicadas.

En el caso de la compresión axial, la clavícula izquierda se deforma más debido a su menor módulo elástico. Sin embargo, en la flexión de tres puntos, la clavícula izquierda se deforma menos. Esto puede deberse a las diferencias en la geometría entre ambas (*figura 9*).

A medida que el grado de osteoporosis aumenta, también lo hace la deformación principal máxima, presentando un ascenso más o menos lineal en los grados bajos de osteoporosis, pero con cambios más bruscos a medida que la enfermedad se vuelve más grave, hecho que también ocurre para el desplazamiento máximo.

En compresión axial, el hueso con osteoporosis soporta menos fuerza, y los aumentos de carga provocan cambios bruscos en su respuesta. A una carga de 600N, ambas clavículas presentan riesgo de fractura cuando hay algún grado de osteoporosis, ya que la deformación principal máxima supera el límite establecido, que es 0.0104. En ausencia de osteoporosis, los resultados están por debajo del umbral de fractura, indicando una baja probabilidad de fractura. La clavícula izquierda tiende a deformarse un poco más que la derecha bajo estas condiciones, tal y como pasa con el desplazamiento.

En pruebas de flexión de tres puntos, los aumentos de carga no provocan cambios tan significativos en la respuesta del hueso y son menos peligrosos. Se necesita una fuerza considerablemente mayor para provocar una fractura. A una carga de 400N, el hueso solo presenta riesgo de fractura cuando la osteoporosis es muy grave. Hasta que se aplican 1100N, el hueso con osteoporosis no sufre fractura. Esto coincide con la literatura, que establece una fuerza máxima promedio hasta fractura de 1159 ± 133 N [28]. Por tanto, las cargas de compresión tienen mayor influencia y peligrosidad que las cargas de flexión. Además, la severidad de la osteoporosis influye significativamente en la probabilidad de que el hueso se rompa.

Respecto a los sitios de fractura, estos lugares predichos por los modelos de elementos finitos se ubican en el tercio medial de la clavícula bajo cargas de compresión axial y en la parte media de la clavícula durante la flexión de tres puntos. Estos hallazgos coinciden con las ubicaciones de fracturas reportadas en el artículo utilizado como referencia para este trabajo [2].

Pese a los resultados positivos obtenidos, es importante destacar que no se pueden hacer afirmaciones definitivas debido a las limitaciones del estudio, que se comentan posteriormente.

4.2 Conclusiones

Tras la realización del presente Trabajo Final de Grado, se pueden sacar distintas conclusiones y confirmar la validez de la hipótesis inicial planteada y el cumplimiento del objetivo principal del proyecto de manera satisfactoria. Se demuestra la capacidad para desarrollar modelos biomecánicos de la clavícula utilizando imágenes médicas de tomografía axial computarizada y para reproducir distintos ensayos de carga y simular situaciones de caídas e impactos del método de los elementos finitos, para casos con y sin osteoporosis. Así mismo, se evidencia la capacidad para ajustar las propiedades elásticas del material y reproducir distintos grados de osteoporosis en los modelos. Estos modelos ofrecen la oportunidad de evaluar el impacto de la osteoporosis en el riesgo de fractura.

Por otra lado, se cumplen los objetivos secundarios del trabajo al dominar el uso de diversas herramientas utilizadas en la investigación biomecánica para la elaboración de los modelos y la realización de las simulaciones como 3D Slicer, Bonemat y ANSYS Student. 3D Slicer se ha utilizado para la segmentación de las clavículas, Bonemat para asignar las propiedades elásticas a cada elemento de la malla, y ANSYS Student para llevar a cabo las simulaciones y análisis de los resultados obtenidos.

En cuanto a los resultados, se han logrado obtener datos que se asemejan considerablemente a la realidad. Por último, este trabajo establece un sólido punto de partida para futuras investigaciones en el ámbito de la evaluación del riesgo de fractura, especialmente en relación con la clavícula, así como para el desarrollo de estrategias de prevención y tratamiento de enfermedades óseas degenerativas como la osteoporosis.

4.3 Limitaciones del trabajo

Es importante tener en cuenta las limitaciones surgidas durante la elaboración de este estudio ya que pueden afectar a la validación de los resultados obtenidos. A continuación, se presentan las principales restricciones:

- El número de muestras es insuficiente.
- El programa utilizado para realizar las segmentaciones no permite segmentar de manera totalmente automática, lo que ralentiza el proceso.
- Las propiedades elásticas de cada elemento de la malla se asignan utilizando parámetros de calibración estándar proporcionados por Bonemat, en lugar de los valores reales de calibración del equipo utilizado, que se desconocen. Esto puede llevar a que los módulos elásticos estimados no coincidan con los módulos de Young reales.
- Se desconocen ciertos factores importantes que influyen en el riesgo de fractura como el sexo, la edad, el peso, la estatura, los antecedentes familiares o la presencia de otras enfermedades.

CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Zhang, Q., Kindig, M., Li, Z., Crandall, J. R., & Kerrigan, J. R. (2014). Development of structural and material clavicle response corridors under axial compression and three point bending loading for clavicle finite element model validation. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2563–2570. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.004>
- [2] Li, Z., Kindig, M. W., Kerrigan, J. R., Kent, R. W., & Crandall, J. R. (2013). Development and validation of a subject-specific finite element model of a human clavicle. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(8), 819–829. <https://doi.org/10.1080/10255842.2011.641122>
- [3] Untaroiu, C. D., Duprey, S., Kerrigan, J., Li, Z., Bose, D., & Crandall, J. R. (2009). Experimental and computational investigation of human clavicle response in anterior-posterior bending loading - biomed 2009. *Biomedical sciences instrumentation*, 45. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19369731/>
- [4] Rusovici, R., Ghita, I., & others. (2013). Finite Element Modeling of Human Clavicle under Dynamic Loading. DOI: 10.2316/P.2013.791-165
- [5] Navarro, P. B., & Nova, S. (2021, junio 7). Clavícula.
- [6] Yamamura, S., Hayashi, S., Li, Z.-L., Kawata, S., Pieroh, P., Nagahori, K., Omotehara, T., Miyaso, H., & Itoh, M. (2018). Investigations of cortical and cancellous clavicle bone patterns reveal an explanation for the load transmission and the higher incidence of lateral clavicle fractures in the elderly: a CT-based cadaveric study. *Anatomical Science International*, 93(4), 479–486. <https://doi.org/10.1007/s12565-018-0437-y>
- [7] Hermoso de Mendoza, M. T. (2003). Clasificación de la osteoporosis: Factores de riesgo. *Clínica y diagnóstico diferencial. Anales del sistema sanitario de Navarra*, 26, 29–52. https://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S1137-66272003000600004&script=sci_arttext
- [8] Efectos óseos tardíos. (s/f). Stjude.org. Recuperado el 7 de junio de 2024, de <https://together.stjude.org/es-us/vida-despu%C3%A9s-del-c%C3%A1ncer/efectos-a-largo-plazo/efectos-%C3%B3seos-tard%C3%ADos.html>
- [9] Planas, J., & Morote, J. (2006). La densitometría ósea: un nuevo método diagnóstico para el urólogo. *Archivos españoles de urología*, 59(10), 1031–1040. https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-06142006001000010
- [10] Carey, J. J., & Delaney, M. F. (2010). T-Scores and Z-Scores. *Clinical Reviews in Bone and Mineral Metabolism*, 8(2), 113-121. <https://doi.org/10.1007/s12018-009-9064-4>
- [11] International Osteoporosis Foundation. (2017). Compendio de la Fundación Internacional de Osteoporosis. Retrieved from https://www.osteoporosis.foundation/sites/iofbonehealth/files/2019-06/2017_IOFCompendium_TR_Spanish.pdf
- [12] 3D Slicer image computing platform. (s/f). 3D Slicer. Recuperado el 29 de mayo de 2024, de <https://www.slicer.org/>

- [13] Angulo, D. A., & Estrada, O. A. G. (s/f). SEGMENTACIÓN ÓSEA MEDIANTE 3D SLICER. Hal.science. Recuperado el 30 de mayo de 2024, de <https://hal.science/hal-02021699/document>
- [14] Bonemat. (s/f). Github.io. Recuperado el 31 de mayo de 2024, de <https://iorbic.github.io/software/bonemat/index.html>
- [15] Zannoni, C., Mantovani, R., & Viceconti, M. (1999). Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering & Physics*, 20(10), 735–740. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(98\)00081-2](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(98)00081-2)
- [16] Taddei, F., Pancanti, A., & Viceconti, M. (2004). An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Medical Engineering & Physics*, 26(1), 61–69. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(03\)00138-3](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(03)00138-3)
- [17] Taddei, F., Schileo, E., Helgason, B., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2007). The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. *Medical Engineering & Physics*, 29(9), 973–979. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.10.014>
- [18] Jovanović, J. D., & Jovanović, M. Lj. (2010). Finite element modeling of the vertebra with geometry and material properties retrieved from CT-scan data. *Facta Universitatis, Series: Mechanical Engineering*, 8(1), 19-26.
- [19] Ansys. (2022). Download Ansys Student | Workbench-based Simulation Tools. Recuperado el 1 de junio de 2024, de <https://www.ansys.com/academic/students/ansys-student>
- [20] Martínez Sahuquillo, Sonia (s.f.). Unidad 8: Método de los elementos finitos. Recuperado el 2 de junio de 2024, de https://poliformat.upv.es/portal/site/GRA_13050_2023/tool/2145015d-e31b-4f83-8b23-5217c99becd8?panel=Main
- [21] Universidad Carlos III de Madrid. (s.f.). Introducción al método de elementos finitos. Recuperado el 5 de junio de 2024, de https://ocw.uc3m.es/pluginfile.php/1176/mod_page/content/16/introduccion_metodo_finitos_apuntes.pdf
- [22] Almec. (2007). El método de elementos finitos. Recuperado el 5 de junio de 2024, de <https://almec.wordpress.com/wp-content/uploads/2007/08/femelem.pdf>
- [23] Cartagena99. (s.f.). Apuntes de elementos finitos. Recuperado el 5 de junio de 2024, de <https://www.cartagena99.com/recursos/alumnos/apuntes/apuntes%20EEFF.pdf>
- [24] Kim, D.-G., Kim, S. M., & Kim, Y. (2022). Numerical simulation and biomechanical analysis of locking screw caps on clavicle locking plates. *Medicine*, 101(30), e29319. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000029319>
- [25] Duprey, S., & Bruyère-Garnier, K. (2009). Clavicle fracture prediction: Simulation of shoulder lateral impacts with geometrically personalized finite elements models. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 68(1), 177-182. <https://doi.org/10.1097/TA.0b013e318190bf5b>



[26] Zhang, Q., Kindig, M., Li, Z., Crandall, J. R., & Kerrigan, J. R. (2014). Development of structural and material clavicle response corridors under axial compression and three point bending loading for clavicle finite element model validation. *Journal Of Biomechanics*, 47(11), 2563-2570. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.004>

[27] Schileo, E., Taddei, F., Cristofolini, L., & Viceconti, M. (2008). Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *Journal Of Biomechanics*, 41(2), 356-367. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.09.009>

[28] Untaroiu, C. D., Duprey, S., Kerrigan, J. R., & Crandall, J. (2009). Experimental and computational investigation of human clavicle response in anterior-posterior loading. *ResearchGate*. https://www.researchgate.net/publication/24280790_Experimental_and_computational_investigation_of_human_clavicle_response_in_anterior-posterior_loading

CAPÍTULO 6. PRESUPUESTO

6.1 Introducción

Para elaborar el presupuesto se ha utilizado el programa Arquímedes en su versión para estudiantes. Los salarios de la ingeniera biomédica novel y de la ingeniera tutora se han establecido según la legislación vigente en términos de salario bruto promedio y seguridad social para estas profesiones en España. Además, la duración del proyecto ha sido de 300 horas, distribuidas en 5 meses. Por otro lado, se han tenido en cuenta los costes de los equipos informáticos utilizados y de las licencias de softwares no gratuitos. En el análisis económico del proyecto, también se han considerado los impuestos, aplicando un impuesto sobre el valor añadido (IVA) del 21%, un impuesto de ejecución material del 13%, un beneficio industrial del 6% y unos costos indirectos del 3%.

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	MO.01	Ingeniera tutora TFG	30,00	26,000 h	780,00
2	MO.02	Ingeniera biomédica novel	15,00	300,000 h	4.500,00
Total mano de obra:					5.280,00

6.3 Cuadro de materiales

Cuadro de materiales					Página 1
Núm.	Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1	MAT.01	Licencia MATLAB R2023a	800,00	1,000 ud	800,00
2	MAT.02	Licencia Microsoft Office	69,00	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	MAQ.01	Ordenador portátil	0,25	300,000 h	75,00
Total maquinaria:					75,00

6.5 Cuadro de precios unitarios

Cuadro de precios nº 1			
Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
	1 Definición del TFG		
1.1	h Reunión inicial y planteamiento del tema	46,61	CUARENTA Y SEIS EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
1.2	h Búsqueda de bibliografía	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
1.3	h Reuniones periódicas de control con la tutora	46,61	CUARENTA Y SEIS EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
	2 Uso de los programas		
2.1	h Instalación de los programas	910,78	NOVECIENTOS DIEZ EUROS CON SETENTA Y OCHO CÉNTIMOS
2.2	h Aprendizaje uso de los programas	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
	3 Segmentación imágenes TAC		
3.1	h Adquisición de imágenes TAC	31,16	TREINTA Y UN EUROS CON DIECISEIS CÉNTIMOS
3.2	h Segmentación de las dos clavículas	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
	4 Construcción del modelo biomecánico		
4.1	h Obtención de mallas ANS con MATLAB	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
4.2	h Conversión de mallas ANS a INP con MATLAB	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
4.3	h Asignación de propiedades elásticas con Bonemat	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
4.4	h Simulación de osteoporosis con Bonemat	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
	5 Simulación y resultados		
5.1	h Aplicación de las condiciones de contorno	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
5.2	h Extracción de los resultados de interés	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
5.3	h Recopilación de los resultados en Excel	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
5.4	h Análisis y discusión de los resultados	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
	6 Redacción y defensa del TFG		
6.1	h Redacción memoria TFG	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
6.2	h Revisión y corrección de la memoria	46,61	CUARENTA Y SEIS EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
6.3	h Preparación de la presentación y defensa	15,71	QUINCE EUROS CON SETENTA Y UN CÉNTIMOS
6.4	h Revisión de la defensa	46,61	CUARENTA Y SEIS EUROS CON SESENTA Y UN CÉNTIMOS
6.5	h Defensa final del TFG	15,45	QUINCE EUROS CON CUARENTA Y CINCO CÉNTIMOS

6.6 Cuadro de precios descompuestos

Anejo de justificación de precios				
Nº	Código	Ud	Descripción	Total
1 Definición del TFG				
1.1	01.01	h	Reunión inicial y planteamiento del tema	
	MO.01	1,000 h	Ingeniera tutora TFG	30,00
	MO.02	1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00
	MAQ.01	1,000 h	Ordenador portátil	0,25
		3,000 %	Costes indirectos	45,25
			Precio total por h	46,61
1.2	01.02	h	Búsqueda de bibliografía	
	MO.02	1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00
	MAQ.01	1,000 h	Ordenador portátil	0,25
		3,000 %	Costes indirectos	15,25
			Precio total por h	15,71
1.3	01.03	h	Reuniones periódicas de control con la tutora	
	MO.01	1,000 h	Ingeniera tutora TFG	30,00
	MO.02	1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00
	MAQ.01	1,000 h	Ordenador portátil	0,25
		3,000 %	Costes indirectos	45,25
			Precio total por h	46,61
Nº	Código	Ud	Descripción	Total
2 Uso de los programas				
2.1	02.01	h	Instalación de los programas	
	MAT.01	1,000 ud	Licencia MATLAB R2023a	800,00
	MAT.02	1,000 ud	Licencia Microsoft Office	69,00
	MO.02	1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00
	MAQ.01	1,000 h	Ordenador portátil	0,25
		3,000 %	Costes indirectos	884,25
			Precio total por h	910,78
2.2	02.02	h	Aprendizaje uso de los programas	
	MO.02	1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00
	MAQ.01	1,000 h	Ordenador portátil	0,25
		3,000 %	Costes indirectos	15,25
			Precio total por h	15,71

Nº	Código	Ud	Descripción		Total	
3 Segmentación imágenes TAC						
3.1	03.01	h	Adquisición de imágenes TAC			
	MO.01		1,000 h	Ingeniera tutora TFG	30,00	30,00
	MAQ.01		1,000 h	Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 %	Costes indirectos	30,25	0,91
				Precio total por h		31,16
3.2	03.02	h	Segmentación de las dos clavículas			
	MO.02		1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h	Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 %	Costes indirectos	15,25	0,46
				Precio total por h		15,71

Nº	Código	Ud	Descripción		Total	
4 Construcción del modelo biomecánico						
4.1	04.01	h	Obtención de mallas ANS con MATLAB			
	MO.02		1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h	Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 %	Costes indirectos	15,25	0,46
				Precio total por h		15,71
4.2	04.02	h	Conversión de mallas ANS a INP con MATLAB			
	MO.02		1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h	Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 %	Costes indirectos	15,25	0,46
				Precio total por h		15,71
4.3	04.03	h	Asignación de propiedades elásticas con Bonemat			
	MO.02		1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h	Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 %	Costes indirectos	15,25	0,46
				Precio total por h		15,71
4.4	04.04	h	Simulación de osteoporosis con Bonemat			
	MO.02		1,000 h	Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h	Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 %	Costes indirectos	15,25	0,46
				Precio total por h		15,71

Nº	Código	Ud	Descripción		Total
5 Simulación y resultados					
5.1	05.01	h	Aplicación de las condiciones de contorno		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	15,25	0,46
			Precio total por h		15,71
5.2	05.02	h	Extracción de los resultados de interés		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	15,25	0,46
			Precio total por h		15,71
5.3	05.03	h	Recopilación de los resultados en Excel		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	15,25	0,46
			Precio total por h		15,71
5.4	05.04	h	Análisis y discusión de los resultados		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	15,25	0,46
			Precio total por h		15,71
6 Redacción y defensa del TFG					
6.1	06.01	h	Redacción memoria TFG		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	15,25	0,46
			Precio total por h		15,71
6.2	06.02	h	Revisión y corrección de la memoria		
	MO.01		1,000 h Ingeniera tutora TFG	30,00	30,00
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	45,25	1,36
			Precio total por h		46,61
6.3	06.03	h	Preparación de la presentación y defensa		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	15,25	0,46
			Precio total por h		15,71
6.4	06.04	h	Revisión de la defensa		
	MO.01		1,000 h Ingeniera tutora TFG	30,00	30,00
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
	MAQ.01		1,000 h Ordenador portátil	0,25	0,25
			3,000 % Costes indirectos	45,25	1,36
			Precio total por h		46,61
6.5	06.05	h	Defensa final del TFG		
	MO.02		1,000 h Ingeniera biomédica novel	15,00	15,00
			3,000 % Costes indirectos	15,00	0,45
			Precio total por h		15,45

6.7 Cuadro de mediciones

01 Definición del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición
01.01	H	Reunión inicial y planteamiento del tema	
			Total h : 2,00
01.02	H	Búsqueda de bibliografía	
			Total h : 14,00
01.03	H	Reuniones periódicas de control con la tutora	
			Total h : 16,00

02 Uso de los programas

Nº	Ud	Descripción	Medición
02.01	H	Instalación de los programas	
			Total h : 1,00
02.02	H	Aprendizaje uso de los programas	
			Total h : 1,00

03 Segmentación imágenes TAC

Nº	Ud	Descripción	Medición
03.01	H	Adquisición de imágenes TAC	
			Total h : 1,00
03.02	H	Segmentación de las dos clavículas	
			Total h : 25,00

04 Construcción del modelo biomecánico

Nº	Ud	Descripción	Medición
04.01	H	Obtención de mallas ANS con MATLAB	
			Total h : 2,00
04.02	H	Conversión de mallas ANS a INP con MATLAB	
			Total h : 2,00
04.03	H	Asignación de propiedades elásticas con Bonemat	
			Total h : 16,00
04.04	H	Simulación de osteoporosis con Bonemat	
			Total h : 6,00

**05 Simulación y resultados**

Nº	Ud	Descripción	Medición
05.01	H	Aplicación de las condiciones de contorno	
			Total h : 55,00
05.02	H	Extracción de los resultados de interés	
			Total h : 16,00
05.03	H	Recopilación de los resultados en Excel	
			Total h : 16,00
05.04	H	Análisis y discusión de los resultados	
			Total h : 10,00

06 Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición
06.01	H	Redacción memoria TFG	
			Total h : 100,00
06.02	H	Revisión y corrección de la memoria	
			Total h : 5,00
06.03	H	Preparación de la presentación y defensa	
			Total h : 10,00
06.04	H	Revisión de la defensa	
			Total h : 2,00
06.05	H	Defensa final del TFG	
			Total h : 1,00

6.8 Presupuesto

Presupuesto parcial nº 01 Definición del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
01.01	H	Reunión inicial y planteamiento del tema			
			Total h : 2,00	46,61	93,22
01.02	H	Búsqueda de bibliografía			
			Total h : 14,00	15,71	219,94
01.03	H	Reuniones periódicas de control con la tutora			
			Total h : 16,00	46,61	745,76
Total Presupuesto parcial nº 01 Definición del TFG :					1.058,92

Presupuesto parcial nº 02 Uso de los programas

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
02.01	H	Instalación de los programas			
		Total h :	1,00	910,78	910,78
02.02	H	Aprendizaje uso de los programas			
		Total h :	1,00	15,71	15,71
Total Presupuesto parcial nº 02 Uso de los programas :					926,49

Presupuesto parcial nº 03 Segmentación imágenes TAC

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
03.01	H	Adquisición de imágenes TAC			
		Total h :	1,00	31,16	31,16
03.02	H	Segmentación de las dos clavículas			
		Total h :	25,00	15,71	392,75
Total Presupuesto parcial nº 03 Segmentación imágenes TAC :					423,91

Presupuesto parcial nº 04 Construcción del modelo biomecánico

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
04.01	H	Obtención de mallas ANS con MATLAB			
		Total h :	2,00	15,71	31,42
04.02	H	Conversión de mallas ANS a INP con MATLAB			
		Total h :	2,00	15,71	31,42
04.03	H	Asignación de propiedades elásticas con Bonemat			
		Total h :	16,00	15,71	251,36
04.04	H	Simulación de osteoporosis con Bonemat			
		Total h :	6,00	15,71	94,26
Total Presupuesto parcial nº 04 Construcción del modelo biomecánico :					408,46

Presupuesto parcial nº 05 Simulación y resultados

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
05.01	H	Aplicación de las condiciones de contorno			
		Total h :	55,00	15,71	864,05
05.02	H	Extracción de los resultados de interés			
		Total h :	16,00	15,71	251,36
05.03	H	Recopilación de los resultados en Excel			
		Total h :	16,00	15,71	251,36
05.04	H	Análisis y discusión de los resultados			
		Total h :	10,00	15,71	157,10
Total Presupuesto parcial nº 05 Simulación y resultados :					1.523,87

Presupuesto parcial nº 06 Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
06.01	H	Redacción memoria TFG			
			Total h :	100,00	15,71
					1.571,00
06.02	H	Revisión y corrección de la memoria			
			Total h :	5,00	46,61
					233,05
06.03	H	Preparación de la presentación y defensa			
			Total h :	10,00	15,71
					157,10
06.04	H	Revisión de la defensa			
			Total h :	2,00	46,61
					93,22
06.05	H	Defensa final del TFG			
			Total h :	1,00	15,45
					15,45
Total Presupuesto parcial nº 06 Redacción y defensa del TFG :					2.069,82

6.9 Hoja resumen

Proyecto: TFG

Capítulo	Importe
1 Definición del TFG	1.058,92
2 Uso de los programas	926,49
3 Segmentación imágenes TAC	423,91
4 Construcción del modelo biomecánico	408,46
5 Simulación y resultados	1.523,87
6 Redacción y defensa del TFG	2.069,82
Presupuesto de ejecución material	6.411,47
13% de gastos generales	833,49
6% de beneficio industrial	384,69
Suma	7.629,65
21% IVA	1.602,23
Presupuesto de ejecución por contrata	9.231,88

CAPÍTULO 7. ANEXOS

7.1 Anexo I: Resultados completos de la simulaciones

Tabla 8. Resumen de resultados compresión axial de clavícula derecha a 400N

Clavícula derecha	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	1,5822	1,9755	2,6299	3,9314	7,7840
MPStrain	0,0060	0,0074	0,0101	0,0144	0,0284
MPStress (MPa)	28,7655	28,6555	28,7858	28,6444	28,7826
VMStress (MPa)	25,3603	25,2926	25,4493	25,3893	25,5229

Tabla 9. Resumen de resultados compresión axial de clavícula derecha a 500N

Clavícula derecha	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	1,9775	2,4692	3,2871	4,9138	9,7292
MPStrain	0,0075	0,0093	0,0126	0,0180	0,0355
MPStress (MPa)	35,9601	35,8225	35,9854	35,8086	35,9815
VMStress (MPa)	31,7032	31,6185	31,8144	31,7394	31,9064

Tabla 10. Resumen de resultados compresión axial de clavícula derecha a 600N

Clavícula derecha	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	2,3730	2,9630	3,9445	5,8965	11,6749
MPStrain	0,0090	0,0111	0,0151	0,0217	0,0425
MPStress (MPa)	43,1427	42,9777	43,1730	42,9610	43,1683
VMStress (MPa)	38,0355	37,9339	38,1689	38,0790	38,2793

Tabla 11. Resumen de resultados compresión axial de clavícula izquierda a 400N

Clavícula izquierda	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	2,6880	3,3579	4,4702	6,6862	13,2474
MPStrain	0,0064	0,0079	0,0106	0,0156	0,0307
MPStress (MPa)	50,4416	50,4029	50,3366	50,0899	49,4239
VMStress (MPa)	46,9246	46,8886	46,8322	46,5560	46,0825

Tabla 12. Resumen de resultados compresión axial de clavícula izquierda a 500N

Clavícula izquierda	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	3,3594	4,1967	5,5868	8,3564	16,5565
MPStrain	0,0079	0,0099	0,0132	0,0196	0,0384
MPStress (MPa)	63,0472	62,9989	62,9160	62,6076	61,7753
VMStress (MPa)	58,6514	58,6064	58,5359	58,1907	57,5990

Tabla 13. Resumen de resultados compresión axial de clavícula izquierda a 600N

Clavícula izquierda	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	4,0319	5,0368	6,7052	10,0292	19,8708
MPStrain	0,0095	0,0119	0,0159	0,0235	0,0461
MPStress (MPa)	75,6407	75,5828	75,4832	75,1132	74,1144
VMStress (MPa)	70,3664	70,3124	70,2278	69,8135	69,1035

Flexión de tres puntos

Tabla 14. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula derecha a 400N

Clavícula derecha	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	0,1421	0,1775	0,2363	0,3532	0,6997
MPStrain	0,0030	0,0038	0,0050	0,0075	0,0147
MPStress (MPa)	33,0455	33,0188	33,0029	32,9398	32,7619
VMStress (MPa)	28,5652	28,5261	28,5205	28,4958	28,3295

Tabla 15. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula derecha a 800N

Clavícula derecha	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	0,2842	0,3550	0,4726	0,7065	1,3995
MPStrain	0,0061	0,0076	0,0101	0,0150	0,0294
MPStress (MPa)	66,0927	66,0391	66,0073	65,8811	65,5254
VMStress (MPa)	57,1318	57,0536	57,0424	56,9931	56,6605

Tabla 16. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula derecha a 1100N

Clavícula derecha	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	0,3908	0,4881	0,6498	0,9714	1,9241
MPStrain	0,0083	0,0104	0,0138	0,0206	0,0405
MPStress (MPa)	90,8768	90,8032	90,7595	90,5859	90,0968
VMStress (MPa)	78,5557	78,4482	78,4327	78,3649	77,9076

Tabla 17. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula izquierda a 400N

Clavícula izquierda	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	0,0888	0,1109	0,1477	0,2209	0,4383
MPStrain	0,0026	0,0032	0,0042	0,0064	0,0125
MPStress (MPa)	30,2824	30,3138	30,2557	30,1894	30,0004
VMStress (MPa)	26,8467	26,9094	26,8628	26,7786	26,6563

Tabla 18. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula izquierda a 800N

Clavícula izquierda	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	0,1776	0,2218	0,2953	0,4418	0,8766
MPStrain	0,0051	0,0064	0,0085	0,0127	0,0250
MPStress (MPa)	60,5648	60,6276	60,5113	60,3789	60,0008
VMStress (MPa)	53,6934	53,8189	53,7255	53,5572	53,3125

Tabla 19. Resumen de resultados flexión de tres puntos de clavícula izquierda a 1100N

Clavícula izquierda	Sin osteoporosis	Osteoporosis leve	Osteoporosis moderada	Osteoporosis severa	Osteoporosis muy grave
DMX (mm)	0,2442	0,3050	0,4061	0,6074	1,2053
MPStrain	0,0070	0,0088	0,0117	0,0175	0,0344
MPStress (MPa)	83,2747	83,3610	83,2011	83,0190	82,4992
VMStress (MPa)	73,8267	73,9992	73,8709	73,6395	73,3030