

Análisis estructural del hueso mediante segmentación y elementos finitos en pacientes con  
osteoporosis

Jeisson Orlando Paternina Baena

Trabajo de grado para optar al título de  
Ingeniero mecánico

Director

Octavio Andrés González Estrada  
PhD en Ingeniería Mecánica y Materiales.

Universidad Industrial de Santander  
Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas  
Escuela de Ingeniería Mecánica  
Bucaramanga

2020

### **Agradecimientos**

“A DIOS”.

Al profesor Octavio Andrés González Estrada por darme la oportunidad de trabajar y guiarme a lo largo de mi formación, a los profesores por compartir su conocimiento para formar una gran persona y a mis compañeros que estuvieron siempre apoyándome en los buenos y malos momentos en especial a P.D Edward Meneses y Johan Osorio.

**DEDICATORIA**

A mis padres Orlando Paternina Sotomayor y Aury Luz Baena Berrio.

A mi abuela Maria Sotomayor Hernández y familiares.

## Contenido

Introducción .....	10
1.Objetivos .....	13
1.1.Objetivo general.....	13
1.2.Objetivos específicos .....	13
2.Materiales y métodos .....	14
2.1.Propiedades del hueso.....	15
2.2.Osteoporosis.....	16
2.3.Desarrollo del modelo 3D mediante segmentación .....	17
2.4.Análisis de elementos finitos .....	20
2.5.Calibración de la densidad y el módulo de Young .....	22
2.6.Condiciones de contorno.....	23
3.Resultados .....	25
4.Conclusiones .....	30
Referencias.....	31

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1.</b>	PROCEDIMIENTO PARA LA METODOLOGÍA. ....	18
<b>FIGURA 2.</b>	UMBRAL AJUSTADO PARA DIFERENCIAR EL TEJIDO CORTICAL DEL TRABECULAR. ....	19
<b>FIGURA 3.</b>	PROCESO DE SEGMENTACIÓN MEDIANTE SELECCIÓN DE DISTINTOS TEJIDOS UTILIZANDO GROW FROM SEDES. ....	20
<b>FIGURA 4.</b>	REACCIONES SOBRE EL FÉMUR. ....	23
<b>FIGURA 5.</b>	ESTRUCTURA DE DIFERENTES MATERIALES ASIGNADOS POR BONEMAT 3.2. ....	26
<b>FIGURA 6.</b>	ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO, (A) HUESO CON OSTEOPOROSIS (B) HUESO PROPIEDADES SANAS. ....	28
<b>FIGURA 7.</b>	ESFUERZO Y DEFORMACIÓN UNITARIA PARA HUESO CON OSTEOPOROSIS Y HUESO CON PROPIEDADES SANAS .....	29

**Lista De Tablas**

<b>TABLA 1</b> CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS PARA MATERIAL HOMOGÉNEO .....	24
<b>TABLA 2</b> COMPONENTES DE FUERZAS APLICADAS EN LA CABEZA DEL FÉMUR .....	25
<b>TABLA 3</b> COMPONENTES DE FUERZAS APLICADAS EN EL TROCÁNTER MAYOR .....	25
<b>TABLA 4</b> VALORES DE TENSIONES EQUIVALENTE MÁXIMA Y DEFORMACIÓN OBTENIDOS DE CADA UNO DE LOS MODELOS. ....	27

**Lista de Apéndices**

<b>APÉNDICE A</b> SEGMENTACIÓN SIN PROCESO DE SUAVIZADO .....	34
<b>APÉNDICE B</b> IMAGEN DE FÉMUR PROVENIENTE DEL ARCHIVO DICOM EN LA INTERFAZ PRINCIPAL DE 3D SLICER. ....	34
<b>APÉNDICE C</b> INTERFAZ DEL SOFTWARE BONEMAT. ....	35
<b>APÉNDICE D</b> RESULTADO DE LA SIMULACIÓN PARA LA ASIGNACIÓN DE LAS PROPIEDADES INTERNAS DEL HUESO.....	35
<b>APÉNDICE E</b> ESFUERZO EQUIVALENTE DE VON MISES, MODELO (A) HUESO CON PROPIEDADES SANA, MODELO (B) HUESO CON OSTEOPOROSIS .....	36
<b>APÉNDICE F</b> DEFORMACIONES; MODELO (A) HUESO CON PROPIEDADES SANA, MODELO (B) HUESO CON OSTEOPOROSIS.....	37
<b>APÉNDICE G</b> CONFIGURACIÓN CROP VOLUME EN 3D SLICER.....	38
<b>APÉNDICE H</b> CONFIGURACIÓN TIPO DE MATERIAL.....	38

## RESUMEN

**Título:** Análisis estructural del hueso mediante segmentación y elementos finitos en pacientes con osteoporosis.\*

**Autores:** Jeisson Orlando Paternina Baena, Octavio Andrés González-Estrada\*\*

**Palabras clave:** métodos numéricos, valoración de riesgo de fractura, tomografía computarizada, 3D Slicer.

### Descripción

Las técnicas de simulación numérica permiten obtener, a través de modelos matemáticos, soluciones aproximadas a gran cantidad de fenómenos físicos caracterizados por diversos tipos de complejidades como, por ejemplo, geométricas, de material, o condiciones de contorno, las cuales son comunes en aplicaciones para bioingeniería. Mediante la caracterización de la densidad del tejido óseo es posible determinar parámetros asociados a la resistencia y rigidez del material. Enfermedades como la osteoporosis se fundamentan en la disminución de la masa ósea y la densidad media del hueso, lo cual conlleva a un alto riesgo de fractura, siendo muy evidente la disminución en las propiedades mecánicas. En este trabajo se investiga una metodología para evaluar mediante métodos numéricos e imagen médica diagnóstica, biomarcadores puntualmente esfuerzos máximos y equivalentes en hueso con osteoporosis. El análisis se realiza mediante un proceso de segmentación aplicado a distintos huesos relacionados con el conjunto cadera-fémur diagnosticados con osteoporosis, posteriormente se realizarán el estudio a cada uno de los huesos. Las segmentaciones obtenidas se utilizarán para un primer estudio con sus propiedades de origen que traen los huesos con osteoporosis y un segundo estudio asumiendo propiedades de un hueso sano en tejido cortical y trabecular, lo cual mediante comparación se establecerán las diferencias.

---

\* Trabajo de Grado

\*\* Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés González-Estrada, Ingeniero Mecánico, PhD.

### **Abstract**

**Title:** Structural analysis of bone by segmentation and finite elements in patients with osteoporosis.\*

**Authors:** Jeisson Orlando Paternina Baena, Octavio Andrés González-Estrada\*\*

**Keywords:** numerical methods, fracture risk assessment, computed tomography, 3D Slicer.

#### **Abstract:**

Numerical simulation techniques allow, through mathematical models, approximate solutions to a large number of physical phenomena characterized by various types of complexities, such as geometric, material, or boundary conditions. By characterizing the density of bone tissue, it is possible to determine characteristic parameters associated with the strength and stiffness of the material. Diseases such as osteoporosis are based on the decrease in bone mass and average bone density, which leads to a high risk of fracture, the decrease in mechanical properties being very evident. This work investigates a methodology will to evaluate, using numerical methods and diagnostic medical imaging, biomarkers, punctual maximum efforts and equivalent bone with osteoporosis. The analysis is carried out through a segmentation process applied to different bones related to the hip-femur group diagnosed with osteoporosis, then the study will be carried out on each of the bones. The segmentations obtained are used for a first study with their original properties that bring bones with osteoporosis and a second study assuming properties of a healthy bone in cortical and trabecular tissue, which by comparison will establish the differences.

---

\* Degree work

\*\* Faculty of Physicomechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Advisor: Octavio Andrés González Estrada, Mechanical Engineer, PhD.

## Introducción

La osteoporosis se define como una “enfermedad esquelética sistémica caracterizada por una densidad ósea baja y deterioro de la micro arquitectura del tejido óseo con el consecuente aumento de la fragilidad ósea”, siendo la medición de la densidad mineral ósea (DMO) el componente central de cualquier disposición que surja de la definición aceptada internacionalmente de esta patología (García-Concha et al., 2015). La disminución de la DMO provoca también la disminución de la resistencia esquelética afectada (huesos), modificando la condición natural de sus propiedades en estado sano, provocando un alto índice de fragilidad que a su vez incrementa la susceptibilidad a las fracturas (Izzawati, Daud, Afendi, Majid, & Zain, 2017). De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), tres millones de personas sufren fractura de cadera cada año, de las cuales 200.000 mueren (Izzawati et al., 2017), y la tercera parte se registra en América Latina y Asia.

Esta enfermedad no presenta síntomas que permitan tratar con anticipación a los pacientes, convirtiéndola en una patología silenciosa que requiere de exámenes diagnósticos más complejos. La información del paciente se combina con factores de riesgo clínicos (edad, sexo, peso, talla, fracturas previas, tabaquismo, etc.), para estimar las probabilidades de riesgo presente en el individuo (Barkaoui, Ben Kahla, Merzouki, & Hambli, 2017). Sin embargo, el poder predictivo de estas variables aún es insuficiente para pronosticar quién tendrá una fractura o para identificar inequívocamente los grupos de alto riesgo. Se cree que la estructura o disposición espacial del

hueso en los niveles macroscópico y microscópico proporciona información adicional e independiente y puede ayudar a predecir mejor la probabilidad de fractura, además de evaluar la respuesta de la intervención farmacológica (Giambini et al., 2015a).

El principal objetivo práctico del procesamiento de imágenes es la demarcación de los objetos que aparecen en las imágenes digitales. Este proceso se denomina segmentación, y una buena aproximación a menudo se puede lograr mediante umbralización. En términos generales, esto implica la separación de áreas radiolúcidas de las radiopacas e identificar de ese modo los segmentos hipodensos sobre los hiperdensos (Kanis, 2002), ya que el coeficiente de atenuación del tejido óseo es mucho más alto que el de los tejidos blandos circundantes, lo que da como resultado bordes bien contrastados (Krug, Burghardt, Majumdar, & Link, 2011).

El análisis por elementos finitos (FEA) brinda una mejor apreciación de la distribución de esfuerzos y deformaciones en una estructura ósea, siendo esto un factor clave para comprender el comportamiento funcional de los huesos (Giambini et al., 2015b; Hussein, Louzeiro, Unnikrishnan, & Morgan, 2018). El comportamiento de las estructuras óseas depende de su forma y tamaño, así como de las propiedades mecánicas del material del que están compuestas. Por lo anterior, se genera la necesidad de avanzar en procesos metodológicos para la predicción de fracturas, una de las principales soluciones es la aplicación de elementos finitos mediante el uso segmentación de imágenes médicas diagnósticas como la tomografía axial computarizada (TAC), los cuales brinden información que conlleve a mejorar la calidad de vida del paciente.

En este trabajo se realiza la segmentación de imágenes médicas de huesos con diagnóstico de osteoporosis. Las imágenes son procesadas con el propósito de generar volúmenes en 3D que representen la geometría del tejido óseo, y las propiedades del material son calibradas y asociadas a mallas de elementos finitos mediante el software Bonemat. Posteriormente, se realiza el análisis de los modelos con la ayuda del software Ansys, obteniendo valores de esfuerzo y deformación para el tejido óseo.

## 1. Objetivos

### 1.1. Objetivo general

Desarrollar e implementar una metodología que permita utilizar la información extraída de imagen médica diagnóstica de un paciente, para evaluar la respuesta del hueso frente a cargas mecánicas, estableciendo la valoración de la estabilidad de forma cuantitativa en estructuras óseas afectadas por osteoporosis.

### 1.2. Objetivos específicos

- Determinar mediante un estudio comparativo de software de segmentación de imagen médica (IM) diagnóstica, el software más apropiado ajustándose a los requerimientos del modelo numérico de elementos finitos.
- Desarrollar, implementar y validar una metodología de modelado y análisis estructural en huesos con osteoporosis, principalmente del conjunto fémur - cadera, mediante imagen médica diagnóstica 3D.
- Evaluar biomarcadores para el riesgo de colapso del hueso afectado por osteoporosis obtenidos del modelado y análisis estructural del paciente.

## 2. Materiales y métodos

Los huesos son los órganos del sistema esquelético y el tejido óseo es su componente estructural. Estos están formados principalmente por un tipo de tejido conectivo especializado que les otorga características únicas y esenciales para el cuerpo humano, entre las que están: funciones de soporte y protección de estructuras vitales, así como una constante fuente de generación de células sanguíneas nuevas, también dan soporte al sistema metabólico almacenando calcio, magnesio, sodio entre otros iones, y sirven como ancla muscular (origen e inserción de músculos) fundamental para la mecánica del movimiento (biomecánica).

Los huesos largos presentan formas cilíndricas, donde predomina la longitud sobre las dimensiones de la sección transversal. Se dividen en tres porciones definidas por un cuerpo (diáfisis) y dos extremos proximal y distal (epífisis) y, generalmente, se encuentran en los miembros locomotores, como p. ej., el húmero, el fémur, etc. En los huesos largos existen dos tipos de tejido óseo que se diferencian macroscópica y microscópicamente, llamados hueso compacto o cortical y hueso esponjoso o trabecular. El hueso cortical representa el 80 % de la masa ósea del esqueleto (“Modelado de hueso trabecular mediante paquetería de elemento finito basándose en estructuras de Voronoi,” 2007), se encuentra en la diáfisis o porción central de los huesos largos, en la región exterior e interior de los huesos planos y en distintas zonas del resto de los huesos, y está constituido por capas concéntricas de laminillas óseas que forman estructuras cilíndricas llamadas osteonas. El hueso esponjoso representa el 20 % de la masa ósea total y se encuentra en los extremos o epífisis de los huesos largos y el interior de otros huesos, está compuesto de láminas intersticiales dispuestas de forma irregular formando unas placas llamadas

trabéculas, estas placas forman una estructura esponjosa en la que se intercalan cavidades llenas de médula ósea roja.

## **2.1. Propiedades del hueso**

Funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son su resistencia y su rigidez, las cuales se pueden medir y representar por medio de una curva de esfuerzo – deformación, la cual es fundamental para determinar las propiedades mecánicas de estructuras como huesos, ligamentos, tendones o implantes. Esta curva nos muestra en su parte inicial, la región elástica, haciendo referencia a la capacidad que tiene el hueso para deformarse y retornar a su forma original después de aplicada una carga externa.

Las propiedades mecánicas difieren en los dos tipos de hueso. El hueso cortical es más rígido que el hueso esponjoso, soportando mayor tensión pero menor deformación. El hueso esponjoso, in vitro, puede soportar 50% de deformación antes de empezar a fracturarse mientras que el hueso cortical cede y se fractura cuando la deformación excede valores entre el 1.5% al 2% (Archila & Torres, 2018). Debido a su estructura porosa el hueso esponjoso tiene una gran capacidad para el almacenamiento de energía. La diferencia física entre los dos tejidos óseos se cuantifica en términos de la densidad aparente del hueso que se define como la masa del tejido óseo presente en una unidad de volumen de hueso [g/cm<sup>3</sup>] (López et al., 2015).

Los modelos desarrollados en este trabajo se construyen siguiendo una serie de procedimientos que permiten evaluar de manera localizada las propiedades mecánicas del tejido óseo, considerando el hueso como un material funcionalmente graduado (FGM). En la revisión bibliográfica se han formulado leyes que interconectan el estímulo mecánico y los factores

biológicos a escala celular, cuyo enfoque permite comprender los procesos biológicos implicados en la remodelación ósea a escala macroscópica y celular (López et al., 2015). Para la validación de los resultados, es necesario la comparación de estudios similares de modelos de elementos finitos para el hueso fémur.

## **2.2.Osteoporosis**

La osteoporosis se define como una “enfermedad esquelética sistémica caracterizada por una densidad mineral ósea baja y deterioro de la microarquitectura del tejido óseo con el consecuente aumento de la fragilidad ósea”(Kanis, 2002). A escala mundial tiene un impacto importante, afecta a más de 75 millones de personas en Europa, Estados Unidos y Japón (García-Concha et al., 2015). La pérdida de la densidad ósea se relaciona directamente con la edad avanzada e incrementa el riesgo de fracturas. Asimismo, la osteoporosis es tres veces más frecuente en mujeres menopáusicas por tener una menor densidad ósea que los hombres (Aziz et al., 2014).

Los sitios de fractura son principalmente la columna vertebral, el tercio proximal del fémur y la porción distal del radio (Enns-Bray et al., 2016). El riesgo de fractura aumenta considerablemente en mujeres mayores de 65 y en hombres mayores de 75 años. Otros factores de riesgo son, antecedentes de fractura previa, consumo de glucocorticoides, antecedente de caída o antecedente familiar de fractura de cadera, índice de masa corporal menor de 18.5 [kg/m<sup>2</sup>], tabaquismo y consumo de alcohol (Fedorov et al., 2012). Se estima que de las personas que padecen osteoporosis, una de cada tres mujeres y uno de cada cinco hombres tendrá fractura.

Existen diversas técnicas para medir la densidad mineral, estas técnicas lo que hacen es dar una imagen de los diferentes tejidos que conforman y rodean el hueso, diferenciados por tonalidades

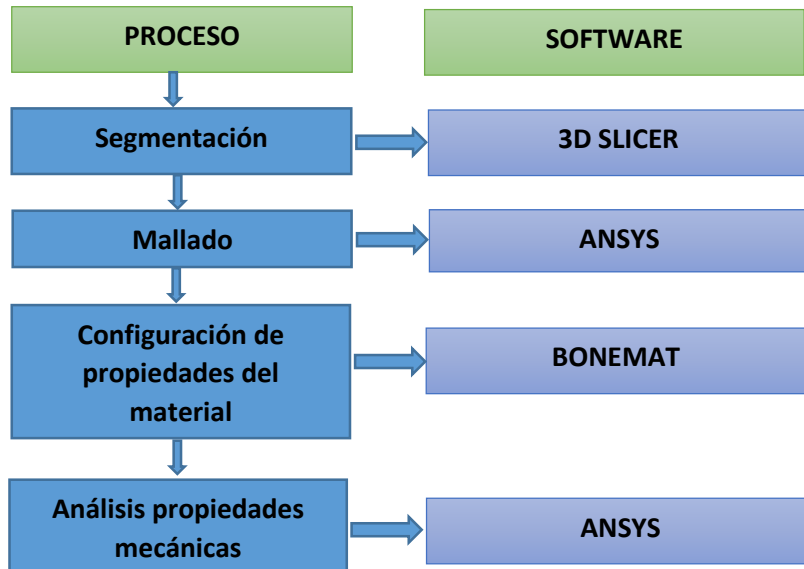
según sus diferentes densidades minerales, lo que facilita la obtención del modelo sólido del hueso, entre las técnicas se encuentran; la absorciometría dual de rayos X (Adams et al., 2018), el ultrasonido cuantitativo y la tomografía axial computarizada (TAC), entre otros (García-Concha et al., 2015). Para realizar el estudio de absorciometría dual de rayos X en un adulto los lugares recomendados son la columna lumbar y el fémur región proximal (Amjadi Kashani et al., 2014). El estudio de densitometría cuantitativa realizado por tomografía axial computarizada se puede realizar en la columna vertebral, el fémur porción proximal o el antebrazo porción distal, y se utiliza de manera primaria para la detección y seguimiento de la osteoporosis, así como en el seguimiento de diversas enfermedades que conllevan a padecer alteración de la densidad mineral ósea (Adams et al., 2018).

### **2.3.Desarrollo del modelo 3D mediante segmentación**

El modelo 3D se desarrolló a partir de la tomografía para un paciente en rango de edad 40 y 50 años, sexo masculino y nacionalidad colombiana. Las imágenes fueron proporcionadas por el Centro Médico de Alta Tecnología (CATME). El proceso de generación del modelo se llevó a cabo utilizando el software de segmentación 3D Slicer, donde a partir de los archivos DICOM los cuales son un estándar de transmisión de imágenes médicas y datos entre hardware de propósito médico. Las aplicaciones más comunes de este estándar son la visualización, almacenamiento, impresión y transmisión de las imágenes, para la creación de un modelo CAD en 3D, ver *Figura 1*.

**Figura 1.**

*Procedimiento para la metodología.*

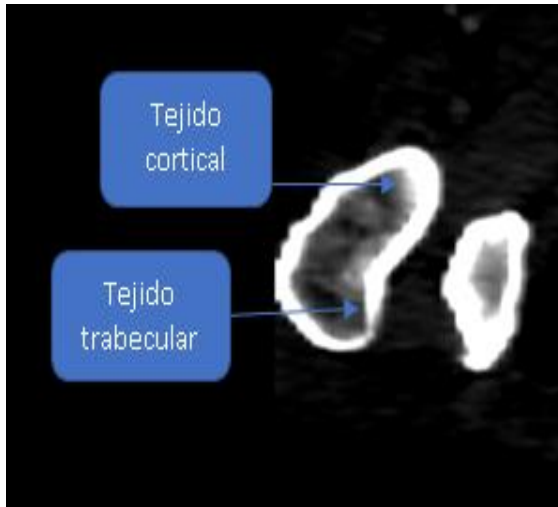


3D Slicer es una plataforma de uso gratuito para la visualización y segmentación de imágenes médicas, el cual cuenta con una gran variedad de algoritmos para la aplicación de diferentes técnicas de segmentación (Fedorov et al., 2012). Además, cuenta con una gran variedad de herramientas necesarias para el refinamiento de las superficies de los modelos.

El proceso para la segmentación parte con la visualización de los archivos DICOM, previamente obtenidos de pacientes con osteoporosis. Mediante un proceso combinado entre algoritmos automáticos e intervención manual es posible la selección de secciones a trabajar. Mediante la opción *crop volume* se realizan cortes que facilitan la visualización del tejido requerido y poder realizar la identificación de la estructura cortical y trabecular del hueso, ver **Figura 2**. Para el desarrollo de un modelo en óptimas condiciones y con cada uno de sus tejidos bien definidos es necesario definir el material de estudio (hueso), ver (**Apéndice h**), lo cual es recomendable hacerlo antes de segmentar para mejorar la calidad del proceso.

**Figura 2.**

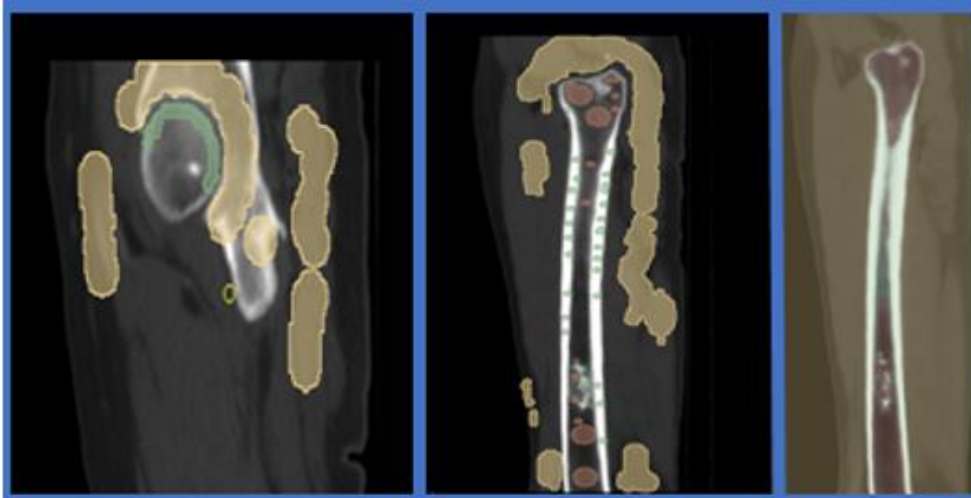
*Umbral ajustado para diferenciar el tejido cortical del trabecular.*



El proceso de segmentación manual se ejecuta haciendo uso de una de las herramientas de Slicer 3D llamada grow from seeds “Region growing”, la cual es una herramienta de reconstrucción semiautomática basada en el crecimiento de semillas ubicadas por el usuario, con el fin de que se generen regiones con propiedades similares a dichas semillas. La calidad de la segmentación depende en mayor parte de la habilidad del operario para identificar cada uno de los tejidos, entre los que se pueden hallar tejido muscular, tejido cartilaginoso e incluso tejido nervioso, ver (*Apéndice b*) y en la *Figura 3* se puede apreciar como son separados.

**Figura 3.**

*Proceso de segmentación mediante selección de distintos tejidos utilizando grow from seeds.*



Las partes más afectadas por el proceso de segmentación se presentan en la separación del tejido no correspondiente para el análisis, dejando como resultado la mala formación de las superficies, es decir, en la parte externa del modelo, ver (*Apéndice a*). Para estos casos el programa ofrece opciones para suavizar y generar una superficie uniforme. Finalmente, se exporta el modelo en formato STL. El modelo tridimensional obtenido en el software 3D Slicer es una representación gráfica de la geometría del fémur en imagen que no posee ninguna información pertinente de propiedades mecánicas del hueso.

**2.4. Análisis de elementos finitos**

El mallado del modelo se realizó con las herramientas presentes en el módulo de mallado del software ANSYS. Teniendo en cuenta la complejidad y la precisión que se debe tener para la calibración de las propiedades del material, se precisó que el tipo de estructura adecuado para el

mallado debía ser mediante elementos tetraédricos cuadráticos que podría conducir a una mejor estimación de módulo aparente que aquellos con cualquier otro tipo de elemento utilizado además se brindan mejor precisión en las propiedades mecánicas (Park, Chae, Park, Han, & Hong, 2013). El modelo de elementos finitos desarrollado para el fémur se generó con 61201 elementos sólidos de tipo tetraedro cuadráticos.

Para la asignación de propiedades del material de forma graduada se utilizó el software Bonemat v3.2. Bonemat permite asignar a cada elemento finito (FE) las propiedades elásticas del hueso, calibradas a partir de la escala de grises de las imágenes de tomografía axial computarizada. Además, permite importar imágenes TAC y modelos de FE, visualizarlos interactivamente y exportar la malla de FE actualizada una vez se han asignado las propiedades óseas (Barreto & Barreto, 2012). El programa permite mapear cualquier campo escalar desde una cuadrícula regular a cualquier malla (tetraédrica y hexaédrica) contenida en el mismo dominio espacial. En la analogía ósea, la más utilizada y la que da nombre a la aplicación es la cuadrícula rectilínea TAC, que alberga un campo de números de Unidad de Hounsfield (HU), que se transforma en un campo de módulos de Young, gracias a las bien conocidas, pero no completamente establecidas, relaciones teóricas o empíricas, y mapeado a una malla de FE luego de una integración numérica. Es importante llevar a cabo la calibración tanto de la densidad y del módulo de Young para poder asignar las propiedades correspondientes al mallado realizado inicialmente del hueso en Ansys.

## 2.5. Calibración de la densidad y el módulo de Young

El gradiente de densidad ósea se utiliza para definir la orientación principal de la anisotropía ósea, ya que son propiedades que varían con la dirección en que se examinan. La densidad está relacionada linealmente con la Unidad de Hounsfield (HU), donde la ecuación (1) es utilizada para calcular la densidad aparente del hueso ( $\rho_{app}$ ) a partir de la unidad de campo (HU):

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

Donde HU es una escala cuantitativa utilizada en los estudios de tomografía axial computarizada para describir los diferentes niveles de radio-densidad de los tejidos humanos. a y b son parámetros para calcular la densidad aparente del hueso. Luego de la revisión bibliográfica se pudieron obtener los valores de los coeficientes para calibración  $a = -0,021075$  y  $b = 0,000786$  (Pegg & Gill, 2016), siendo el número de CT asignado al aire  $-1000HU$  y al agua  $0 HU$ .

Las relaciones teóricas o empíricas utilizadas para el análisis de elementos finitos se tomaron de (Zannoni, Mantovani, & Viceconti, 1999). El modelo fue analizado con un módulo de Young máximo de  $22000 [MPa]$  al igual que un valor de la densidad radiográfica de  $1840HU$  y aparente de  $1,73 [g/cm^3]$ .

$$E = a + (b)\rho_{app}^c \quad (2)$$

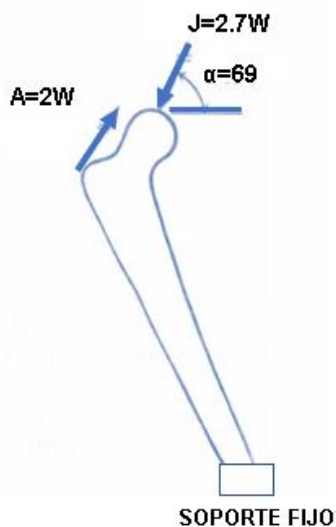
Donde  $b$  es el módulo máximo asignado de Young,  $c$  es la densidad aparente correspondiente al material y el valor de  $a$  sería una constante igual a cero. En el manejo del software es necesario también establecer el módulo de elasticidad mínimo, establecido en  $E_{min} = 1e - 6$  [GPa], este valor está predeterminado en el programa. Para el proceso realizado en el software Bonemat es necesario exportar el archivo DICOM utilizado en la segmentación y una malla del hueso.

## 2.6. Condiciones de contorno

Para el desarrollo del modelo se tuvieron en cuenta condiciones de desplazamiento y de cargas, necesarias para realizar el estudio estático, como se puede observar en la **Figura 4**. Estas condiciones se obtuvieron de (Nordin & Frankel, 2004), donde se presenta el cálculo de fuerzas externas que actúan sobre el fémur en equilibrio durante la bipedestación en apoyo unipolar.

**Figura 4.**

*Reacciones sobre el fémur.*



Este estudio se realizó para una persona con una masa de 100[kg], a partir de esta masa se calcularon las fuerzas actuantes sobre el fémur. Simultáneamente, se realizó el estudio para el mismo hueso, asumiendo condiciones de un material homogéneo en toda la sección del hueso trabecular y el cortical. Para esto se tomaron valores fijos del módulo de Young y densidad, utilizando datos del estudio realizado por (Barkaoui, Hambli, Ben, & Tarek, 2016), con valores para una persona de 40 años de edad (*Tabla 1*). La fuerza que recibe el hueso en la cabeza del fémur tiene una magnitud de 2646 [N] se puede observar distribución en *Tabla 2*, y para la fuerza que se aplica en el trocante mayor una magnitud de 1960 [N] ver distribución en *Tabla 3*.

La fuerza del músculo abductor tiene sentido, línea y punto de aplicación conocidos, estimados sobre el origen y la inserción muscular sobre una radiografía, pero tiene una magnitud desconocida debido a que varios músculos están implicados de la abducción de la cadera (Nordin & Frankel, 2004). Su punto de aplicación es conocido como la superficie semilunar de la cabeza del fémur.

**Tabla 1**

*Características específicas para material homogéneo*

<b>Material</b>	<b><math>\rho_0</math> (kg/mm<sup>3</sup>)</b>	<b><math>E_0</math> (MPa)</b>	<b><math>\nu_0</math></b>
Hueso cortical	1,2E-6	17,000	0,3
Hueso trabecular	0,8E-6	3767	0,3

*Nota:* adaptado de (Barkaoui et al., 2016)

**Tabla 2***Componentes de fuerzas aplicadas en la cabeza del fémur*

<b>Componentes de Fuerzas en Cabeza Fémur, Unidades [N]</b>			
<b>Fuerza</b>	<b>(Eje x)</b>	<b>(Eje y)</b>	<b>(Eje z)</b>
2470	704	634	-2470

**Tabla 3***Componentes de fuerzas aplicadas en el trocánter mayor*

<b>Componentes de Fuerzas Trocánter Mayor, Unidades [N]</b>			
<b>Fuerza</b>	<b>(Eje x)</b>	<b>(Eje z)</b>	<b>(Eje y)</b>
1960	-634	-691,54	170

### 3. Resultados

Para la asignación de propiedades del material en el estudio del hueso con osteoporosis el software Bonemat 3.2 asignó un total de 573 materiales, con propiedades de módulo de Young y de densidades diferentes, distribuidas en los elementos de la estructura (*Figura 5*).

**Figura 5.**

*Estructura de diferentes materiales asignados por Bonemat 3.2.*



En la **Tabla 4** se muestran los resultados obtenidos para la simulación del hueso con osteoporosis y la del hueso con propiedades sana, entre los resultados se encuentran los esfuerzos equivalentes teniendo en cuenta la teoría de la energía de cortadura Von Mises en términos de las tensiones principales en un punto. Este criterio es importante ya que un material dúctil comienza ceder en un punto cuando los esfuerzos equivalentes son iguales al límite elástico del material. Considerando el comportamiento de un material frágil como lo plantea (Angulo Carrere & Dobao Álvarez, 2010), se opta por hacer comparación principalmente entre los resultados de los esfuerzos máximos, puesto que el criterio de falla calculado por la teoría de Von Mises se utiliza para materiales dúctiles.

**Tabla 4**

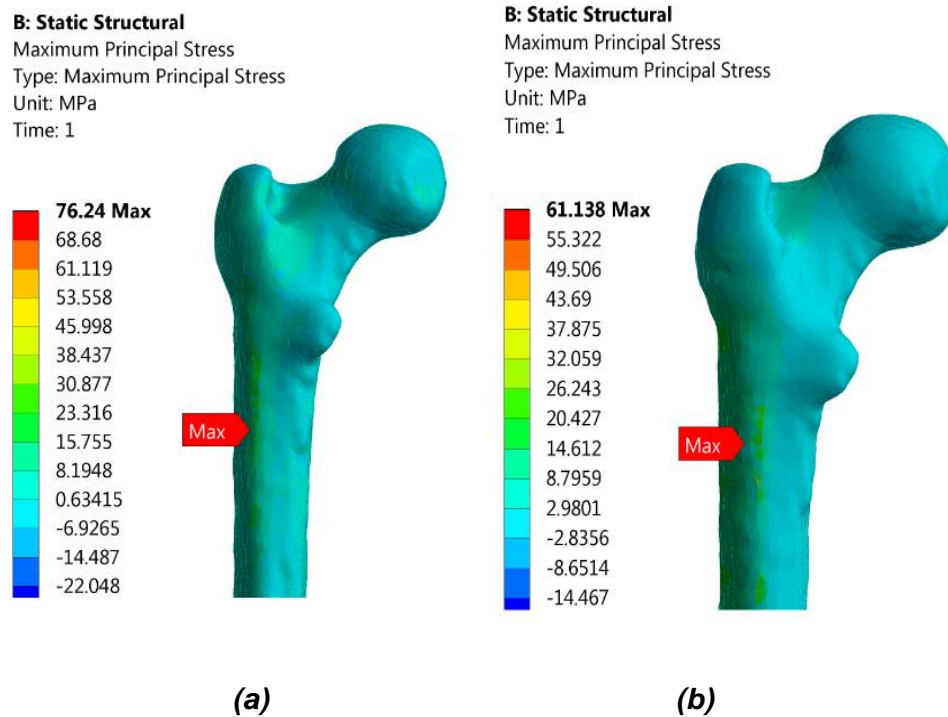
*Valores de tensiones equivalente máxima y deformación obtenidos de cada uno de los modelos.*

<b>MODELO</b>	<b>Esfuerzo Equivalente [MPa]</b>	<b>Esfuerzo Máximo [MPa]</b>	<b>Deformación Equivalente (max) [mm/mm]</b>	<b>Desplazamiento [mm]</b>
<b>Hueso con osteoporosis</b>	87,093	76,24	0,015346	12,421
<b>Hueso sano</b>	71,39	61,13	0,00799	9,4161

En la Tabla 4 se puede observar que el esfuerzo máximo para el hueso con osteoporosis es mayor que para un hueso con propiedades sanas, este comportamiento se presenta debido a que en el hueso con osteoporosis los concentradores de esfuerzos ocasionados por la disminución de la densidad provocan que los esfuerzos alcancen valores más altos, originando así que este hueso tienda a llegar con más facilidad al punto de rotura en la zona de la diáfisis femoral que es donde se visualiza el punto máximo de esfuerzo **Figura 6**. Debido a la fragilidad que presenta este tipo de material (hueso) se observa que existe una diferencia significativa entre las deformaciones, donde incrementa en un 92,06% la deformación del hueso con osteoporosis frente al sano, debido al comportamiento frágil el hueso sano presenta menor deformación al soportar el peso del cuerpo humano. Este fenómeno se presenta gracias a que la pérdida de material (baja densidad), ocasionando espacios intersticiales los cuales le proporcionan un poco más de libertad en cuanto a movimientos en su estructura por lo cual presenta mayor deformación que un hueso sano.

**Figura 6.**

*Esfuerzo principal máximo, (a) hueso con osteoporosis (b) hueso propiedades sanas.*

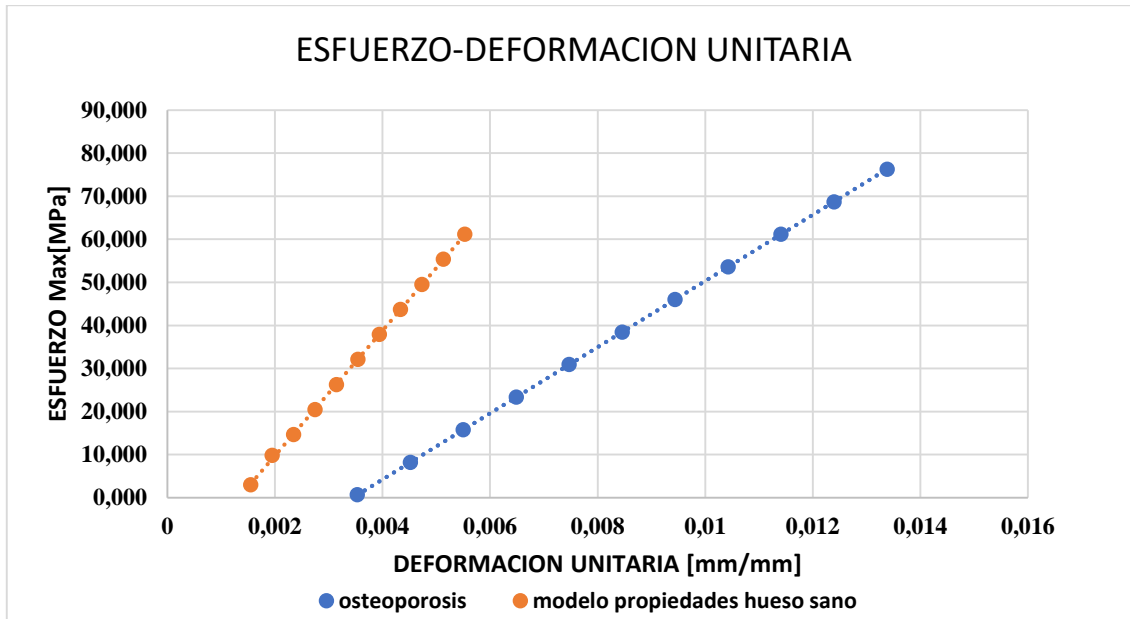


Teniendo en cuenta que al modelo con propiedades sanas se le asignó una densidad y módulo de Young al tejido cortical y trabecular correspondientes, en

*Figura 7* se muestra el comportamiento del modelo sano comparado ante el modelo con osteoporosis en el rango elástico. El valor máximo de concentración de esfuerzo actúa en la diáfisis, pero a su vez se distribuye por todo el tejido cortical hasta llegar a la parte inferior de la epífisis proximal (cuello del fémur) ver (*Apéndice f*). El esfuerzo máximo del hueso con osteoporosis presenta un incremento del 24,71% sobre el hueso sano y se mantiene el mismo punto donde ocurre el esfuerzo máximo *Figura 6*.

**Figura 7.**

*Esfuerzo y deformación unitaria para hueso con osteoporosis y hueso con propiedades sanas*



Se puede apreciar que un hueso con osteoporosis tiende a deformarse más que un hueso sano antes de llegar a su punto de fractura debido a que un hueso sano presenta más rigidez en su estructura interna, en cuanto al hueso enfermo este pierde rigidez por falta de densidad en su componente trabecular, ocasionando así que el hueso tenga un poco más de flexibilidad al momento de llegar a su punto máximo de rotura. Como se puede apreciar en la **Figura 7**.

#### 4. Conclusiones

El proceso de segmentado mediante 3D Slicer funciona de forma correcta segmentando de manera muy similar al volumen buscado, además es una herramienta que brinda grandes opciones de procesamiento en el modelado para diferenciar de manera sencilla los tipos de tejidos, para el uso correcto se recomienda utilizarla de forma manual.

Se estudió el hueso con propiedades ortótropas con valores del módulo de elasticidad para el modelo de fémur asignados con respecto a relaciones empíricas asignadas en el software Bonemat aplicado a las fuerzas de tracción y flexión .y paralelamente se estudió el mismo hueso pero con propiedades para hueso sano, los resultados arrojados son los esperados de acuerdo a la teoría esfuerzos, la cual indica que para el hueso sano frente a la carga aplicada se puede observar un valor inferior al del hueso con osteoporosis causado por la reducción de la densidad aparente de este, por tal motivo al presentarse una reducción de área los esfuerzos en el hueso con osteoporosis van a estar más próximos al valor de esfuerzo crítico de un hueso sano.

El hueso con osteoporosis presenta menor rigidez en comparación al hueso con propiedades sanas debido a la disminución de área presentados tanto en cortical y trabecular ocasionados por la pérdida de densidad. El deterioro del tejido cortical genera que la reacción a la carga aplicada presente un comportamiento de mayor flexibilidad en comparación al hueso con propiedades sanas.

### Referencias

- Adams, A. L., Fischer, H., Kopperdahl, D. L., Lee, D. C., Black, D. M., Bouxsein, M. L., ... Keaveny, T. M. (2018). Osteoporosis and Hip Fracture Risk From Routine Computed Tomography Scans: The Fracture, Osteoporosis, and CT Utilization Study (FOCUS). *Journal of Bone and Mineral Research*, 33(7), 1291–1301. <https://doi.org/10.1002/jbmr.3423>
- Amjadi Kashani, M. R., Nikkhoo, M., Khalaf, K., Firoozbakhsh, K., Arjmand, N., Razmjoo, A., & Parnianpour, M. (2014). An in silico parametric model of vertebrae trabecular bone based on density and microstructural parameters to assess risk of fracture in osteoporosis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(12), 1281–1295. <https://doi.org/10.1177/0954411914563363>
- Angulo Carrere, M. T., & Dobao Álvarez, C. (2010). Biomecánica clínica. Biomecánica del hueso. *Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, 2(3), 32–48.
- Aziz, M. S. R., Nicayenzi, B., Crookshank, M. C., Bougherara, H., Schemitsch, E. H., & Zdero, R. (2014). Biomechanical Measurements of Stiffness and Strength for Five Types of Whole Human and Artificial Humeri. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136(5), 051006. <https://doi.org/10.1115/1.4027057>
- Barkaoui, A., Ben Kahla, R., Merzouki, T., & Hambli, R. (2017). Age and gender effects on bone mass density variation: finite elements simulation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 16(2), 521–535. <https://doi.org/10.1007/s10237-016-0834-x>
- Barkaoui, A., Hambli, R., Ben, R., & Tarek, K. (2016). Age and gender effects on bone mass density variation : finite elements simulation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. <https://doi.org/10.1007/s10237-016-0834-x>
- Barreto, H., & Barreto, H. (2012). User Guide. *Intermediate Microeconomics with Microsoft Excel*, xiii–xxii. <https://doi.org/10.1017/cbo9780511841538.002>
- Enns-Bray, W. S., Ariza, O., Gilchrist, S., Widmer Soyka, R. P., Vogt, P. J., Palsson, H., ... Helgason, B. (2016). Morphology based anisotropic finite element models of the proximal femur validated with experimental data. *Medical Engineering and Physics*, 38(11), 1339–

1347. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.08.010>
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., ... Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, *30*(9), 1323–1341. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>
- García-Concha, A., Onofre-Castillo, J., Córdova-Chávez, N., Santana-Vela, I., Torres-Gómez, E., & Martínez-Aparicio, J. (2015). Medición de la densidad mineral ósea y los factores de riesgo asociados. *Anales de Radiología México*, *14*, 154–159.
- Giambini, H., Dragomir-Daescu, D., Huddleston, P. M., Camp, J. J., An, K.-N., & Nassr, A. (2015a). The Effect of Quantitative Computed Tomography Acquisition Protocols on Bone Mineral Density Estimation. *Journal of Biomechanical Engineering*, *137*(11), 114502. <https://doi.org/10.1115/1.4031572>
- Giambini, H., Dragomir-Daescu, D., Huddleston, P. M., Camp, J. J., An, K.-N., & Nassr, A. (2015b). The Effect of Quantitative Computed Tomography Acquisition Protocols on Bone Mineral Density Estimation. *Journal of Biomechanical Engineering*, *137*(11), 114502. <https://doi.org/10.1115/1.4031572>
- Hussein, A. I., Louzeiro, D. T., Unnikrishnan, G. U., & Morgan, E. F. (2018). Differences in Trabecular Microarchitecture and Simplified Boundary Conditions Limit the Accuracy of Quantitative Computed Tomography-Based Finite Element Models of Vertebral Failure. In *Journal of Biomechanical Engineering* (Vol. 140). <https://doi.org/10.1115/1.4038609>
- Izzawati, B., Daud, R., Afendi, M., Majid, M. S. A., & Zain, N. A. M. (2017). Convergence and stress analysis of the homogeneous structure of human femur bone during standing up condition. *AIP Conference Proceedings*, *1885*, 1–8. <https://doi.org/10.1063/1.5002384>
- Kanis, J. A. (2002). Diagnosis of osteoporosis and assessment of fracture risk. *Lancet*, *359*(9321), 1929–1936. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(02\)08761-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(02)08761-5)
- Krug, R., Burghardt, A. J., Majumdar, S., & Link, T. M. (2011). High-resolution Imaging Techniques for the Assessment of Osteoporosis. *Radiologic Clinics of North America*, *48*(3), 601–621. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2010.02.015>.High-resolution
- López, E., Casajús, J. A., Ibarz, E., Gómez-Cabello, A., Ara, I., Vicente-Rodríguez, G., ... Gracia, L. (2015). Application of a model based on dual-energy X-ray absorptiometry and finite element simulation for predicting the probability of osteoporotic hip fractures to a

sample of people over 60 years. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 229(5), 369–385.

<https://doi.org/10.1177/0954411915583730>

Modelado de hueso trabecular mediante paquetería de elemento finito basándose en estructuras de Voronoi. (2007). *Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo*, 2(5), 151–156.

Nordin, M., & Frankel, V. (2004). *Biomecánica Básica del Sistema Muscoloesquelético* (p. 345). p. 345.

Park, S., Chae, S., Park, J., Han, S., & Hong, J. (2013). *Finite Element Modeling to Estimate the Apparent Material Properties of Trabecular Bone*. 14(8), 1479–1485.

<https://doi.org/10.1007/s12541-013-0199-3>

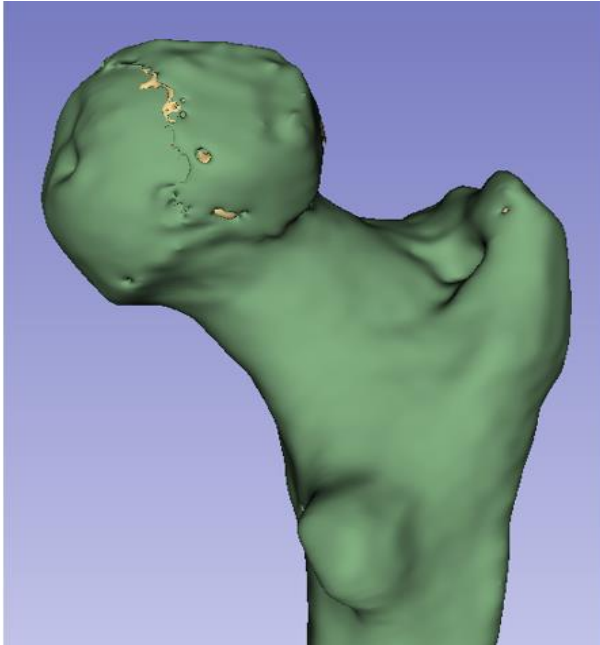
Pegg, E. C., & Gill, H. S. (2016). An open source software tool to assign the material properties of bone for ABAQUS finite element simulations. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 3116–3121. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.037>

Zannoni, C., Mantovani, R., & Viceconti, M. (1999). Material properties assignment to finite element models of bone structures: A new method. *Medical Engineering and 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)

## Apéndices

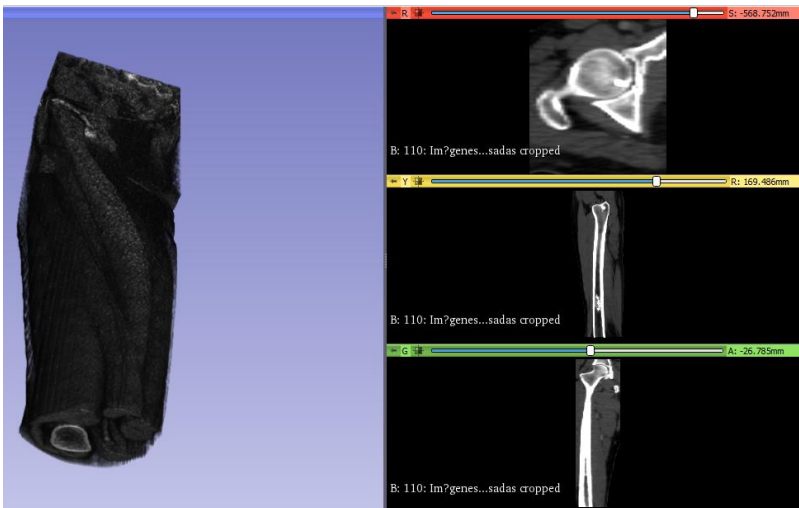
### Apéndice a

*Segmentación sin proceso de suavizado*



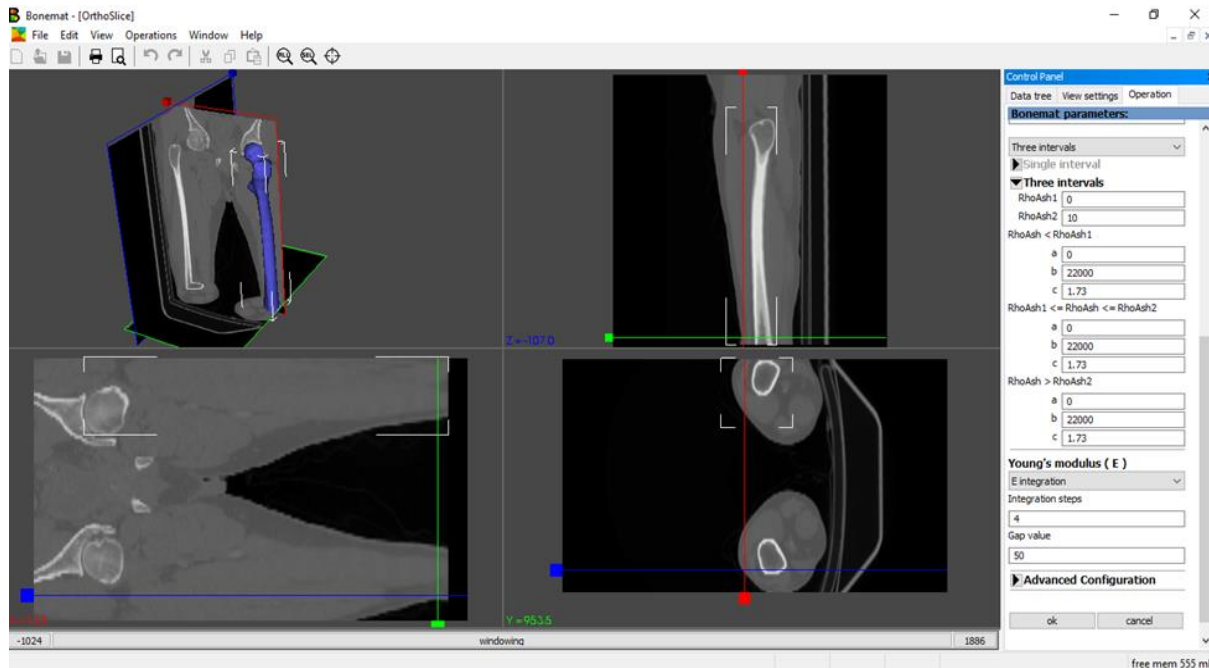
### Apéndice b

*Imagen de fémur proveniente del archivo DICOM en la interfaz principal de 3D Slicer.*



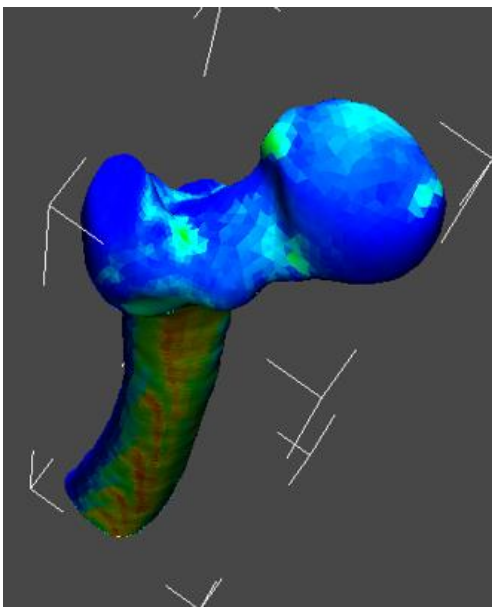
## Apéndice c

*Interfaz del software Bonemat.*



## Apéndice d

*Resultado de la simulación para la asignación de las propiedades internas del hueso.*



## Apéndice e

*Esfuerzo Equivalente de Von Mises, Modelo (a) hueso con propiedades sana, Modelo (b)*

*hueso con osteoporosis*

### B: Static Structural

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

71.39 Max

63.458

55.526

47.593

39.661

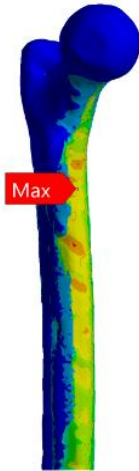
31.729

23.797

15.864

7.9322

0 Min



(a)

### B: Static Structural

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1

87.093 Max

77.416

67.739

58.062

48.385

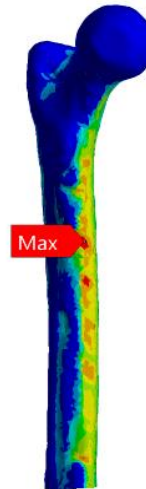
38.708

29.031

19.354

9.677

0 Min

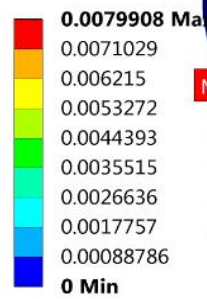


(b)

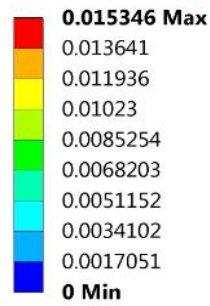
**Apéndice f**

*Deformaciones; modelo (a) hueso con propiedades sana, modelo (b) hueso con osteoporosis.*

**B: Static Structural**  
Equivalent Elastic Strain  
Type: Equivalent Elastic Strain  
Unit: mm/mm  
Time: 1

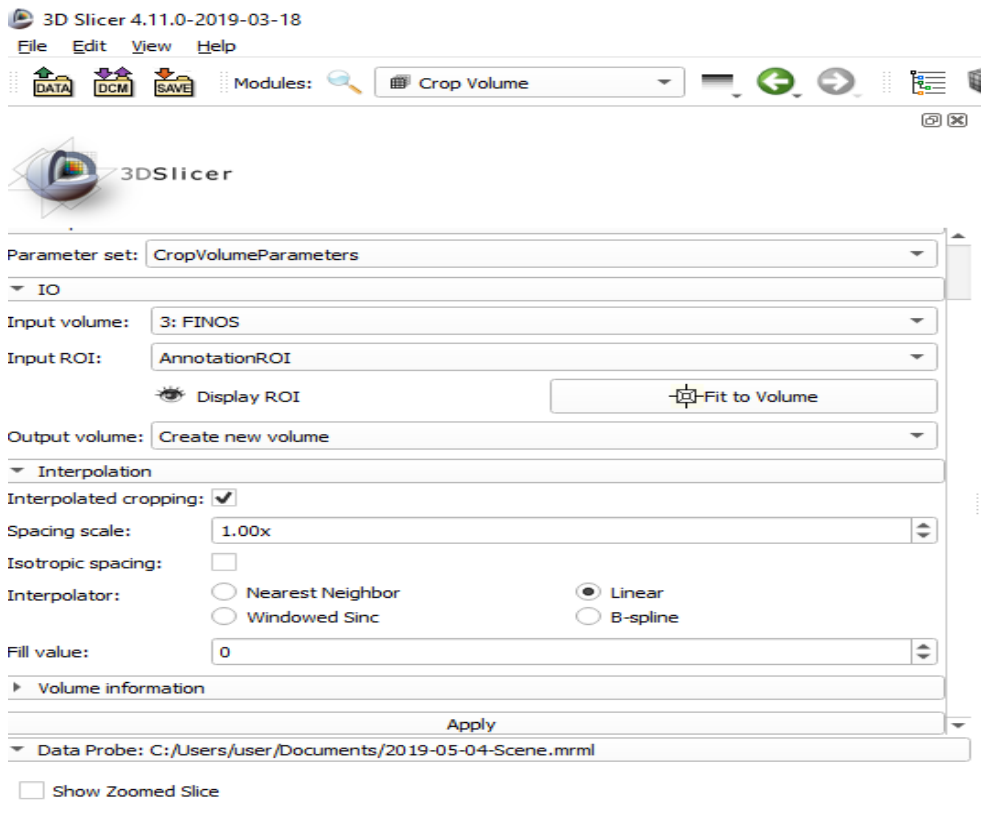
**(a)**

**B: Static Structural**  
Equivalent Elastic Strain  
Type: Equivalent Elastic Strain  
Unit: mm/mm  
Time: 1

**(b)**

## Apéndice g

### Configuración crop volume en 3d Slicer



## Apéndice h

### Configuración tipo de material.

