



## OBTENCIÓN DE MODELOS CAD PERSONALIZADOS DE LAS SUPERFICIES CORTICAL Y TRABECULAR DE UN FÉMUR HUMANO A PARTIR DE IMÁGENES TOMOGRÁFICAS

JORGE ALEXANDER BOSCH CABRERA<sup>1</sup>, YOAN MANUEL RAMOS BOTELLO<sup>1</sup>,  
ROBERTO ESTRADA CINGUALBRES<sup>2</sup>, YOANDRYS MORALES TAMAYO<sup>3</sup>,  
ROBERTO FÉLIX BELTRÁN REYNA<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Universidad de Granma

Departamento de Ingeniería Mecánica. Facultad de Ciencias Técnicas  
Carretera a Manzanillo km 171/2, Peralejo, Bayamo MN. Granma, Cuba. CP 85 100

<sup>2</sup>Universidad de Holguín "Oscar Lucero Moya"

Centro de Estudios CAD/CAM. Facultad de Ingeniería  
Ave XX Aniversario, Nuevo Holguín, Holguín, Cuba. CP: 80 100

<sup>3</sup>Universidad Técnica de Cotopaxi, Extensión La Maná

Unidad Académica Ciencia de la Ingeniería y Aplicadas (CIYA)  
La Maná, Ecuador

<sup>4</sup>Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga  
Departamento de Energía y Mecánica  
Latacunga, Ecuador

*(Recibido 11 de octubre de 2016, para publicación 25 de enero de 2017)*

**Resumen** – Las estructuras anatómicas conformadas por tejidos duros y blandos, están representados por geometrías complejas, en cuyos estudios no es posible realizar simplificaciones que por lo general sobreestiman la rigidez de las estructuras. Por ello, se han desarrollado diferentes técnicas para obtener reconstrucciones en tres dimensiones (3D) de geometrías anatómicas complejas. La presente investigación tiene por objetivo procesar un conjunto de imágenes tomográficas de un fémur humano para la obtención de modelos CAD en 3D de las partes cortical y trabecular del mismo. Para lograr el objetivo se siguió un grupo de pasos lógicos y se auxilió de un software de biomodelado donde se importaron las imágenes para luego redefinir el contorno de la imagen con que se iba a trabajar y crear dichas superficies mediante la escala de Hounsfield, escala que mide la humedad y la densidad presente en los huesos y músculos. Las partes cortical y la trabecular del fémur difieren en sus propiedades mecánicas y a la hora de realizar estudios futuros sobre el comportamiento biomecánico de dicho hueso, la inserción de implantes o análisis de fracturas se pueden tener resultados más cercanos a la realidad si se obtiene un modelo en 3D de las mismas. Finalmente se exportaron los archivos obtenidos con una extensión de intercambio gráfico para un software de diseño CAD donde se convirtieron en sólidos trabajables.

**Palabras clave** – Fémur, biomodelado, tomografía.

### 1. INTRODUCCIÓN

La ingeniería biomédica, ha alcanzado niveles relevantes en diferentes especialidades médicas. Se dedica a la aplicación de conceptos y técnicas de ingeniería para la investigación y exploración de procesos biológicos. Su producto final más convincente y útil es la construcción de modelos físico-matemáticos apropiados que expliquen un sistema biológico específico [1]. Los avances en la tecnología aumentan cada día la esperanza de una vida más larga y sana, por medio de la aplicación de una medicina menos invasiva y más eficiente. Entre los avances que se pueden mencionar está la creación de equipos como tomógrafos computacionales y resonadores magnéticos, que permiten observar al cuerpo humano internamente sin tener que intervenir quirúrgicamente para realizar un diagnóstico. El creciente número de personas de edad avanzada, que son las más propensas a sufrir fracturas, el elevado costo de la experimentación, el desconocimiento del comportamiento del material óseo ante un dispositivo de fijación y la

imposibilidad de la personalización de las prótesis, entre otros factores, han motivado un mayor protagonismo de la biomecánica computacional [2].

Las personas que llegan a fracturarse un hueso requieren a veces de un implante interno (prótesis) que les ayude a recobrar en un cierto porcentaje los movimientos normales en un periodo de tiempo corto [3]. Las estructuras anatómicas conformadas por tejidos duros y blandos, están representados por geometrías complejas, en cuyo análisis no es posible realizar simplificaciones que por lo general sobreestiman la rigidez de las estructuras. Por ello, se han desarrollado diferentes técnicas para obtener reconstrucciones en 3D de geometrías anatómicas complejas. Estos modelos tridimensionales reproducen con precisión los detalles geométricos de las estructuras anatómicas, estas reconstrucciones en 3D son posibles a partir de imágenes médicas como la tomografía axial computarizada (TAC) lo cual se ha convertido en una herramienta importante para el diagnóstico médico y la planeación de terapias y procedimientos quirúrgicos. El procesamiento de imágenes médicas ha hecho posible el estudio biomecánico de estructuras óseas por el método de elementos finitos como herramienta para el análisis de geometrías y condiciones de contorno complejas [4, 5]. El uso del método de elementos finitos en el área femoral ha sido notable durante la última década empleando modelos numéricos cada vez más cercanos a la realidad, especialmente en problemas biomecánicos, que permiten al investigador reducir el tiempo y los costos requeridos para optimizar, aclarar o crear un nuevo concepto clínico [6].

En la presente investigación se presenta un procedimiento para la obtención y modelación de un fémur humano utilizando Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) tanto para extraer la geometría del hueso como los materiales que lo componen, ya sea la zona cortical como la trabecular. Para lograr este objetivo, se utilizará un software de biomodelado para luego exportar el fichero a un software CAD donde se pueda manejar el modelo de fémur como una pieza CAD (*Computer Aided Design*).

Este diseño pretende demostrar lo necesario de la obtención de un modelo CAD 3D de un fémur humano a partir de imágenes tomográficas para contribuir desde el punto de vista técnico y personalizado a conocimientos médicos e ingenieriles, y a su vez a la biomecánica con su constante desarrollo que aporta de manera importante a la traumatología y la ortopedia, por el alto nivel de demanda social ya sea por enfermedades o accidentes de los individuos. Con este modelo CAD 3D de fémur humano se puede obtener resultados más acercados a la realidad que contribuyan con la toma de decisiones a la hora de seleccionar los especialistas médicos el dispositivo de fijación adecuado para la consolidación de fracturas en el fémur humano.

## **2. PROCEDIMIENTO PARA LA MODELACIÓN EN 3D DE LAS PARTES CORTICAL Y TRABECULAR DE UN FÉMUR HUMANO**

Para la modelación de las partes cortical y trabecular del fémur humano se obtuvo una tomografía de un hombre de aproximadamente 40 años de edad y una altura de 1.80 m, donde se procesó para la investigación el fémur izquierdo de la tomografía simplificando las partes correspondientes a otros huesos de la zona.

Se utilizó el software de biomodelado MIMICS en su versión 10.01 para procesar las imágenes tomográficas obtenidas de ambos muslos de un humano masculino, para luego ser exportadas al software de diseño mecánico SolidWorks 2014 donde se utilizó el módulo ScanTo3D de dicho software el cual se encargó de obtener los modelos CAD de las partes antes mencionadas del fémur humano. El procedimiento que se utilizó contó con los siguientes pasos: 1- Predefinir la imagen a trabajar para crear capa. 2- Editado de las capas seleccionadas. 3- Convertir la capa en un modelo en 3D deseado en el software de biomodelado. 4- Realizar un remallado del modelo para refinar las capas. 5- Exportar el archivo con un formato de salida de intercambio gráfico. 6- Procesar el archivo con el módulo ScanTo3D del SolidWorks 2014 para obtener un modelo CAD en 3D de las partes cortical y trabecular de un fémur humano.

### **2.1. Importar las imágenes en formato de tomógrafo al software de procesamiento**

Para realizar el procesamiento de las imágenes tomográficas primeramente se importan las imágenes que se necesitan del fémur humano obtenidas desde un tomógrafo axial computarizado para luego proce-

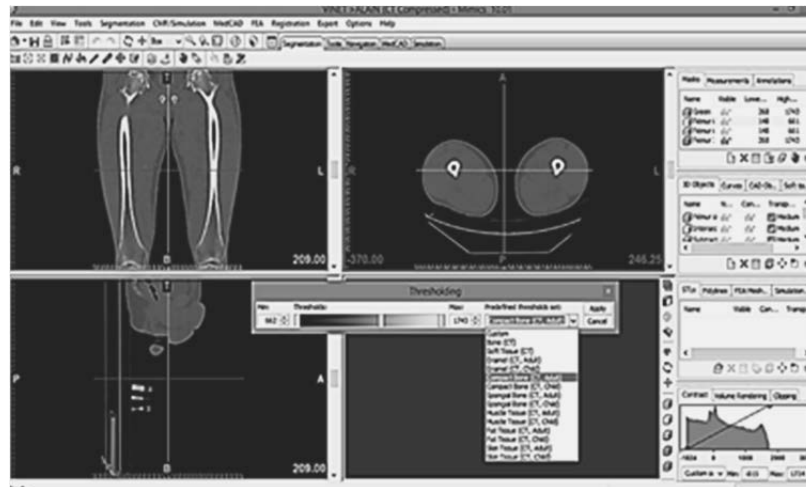


Fig. 1. Seleccionando las partes cortical y trabecular mediante la escala de Hounsfield.  
Fuente: Los autores.

sarlas en el software de biomodelado. En el estudio se introdujeron al software 113 imágenes tomográficas las cuales se consideraron necesarias para la modelación con una extensión (.dcm).

### Predefinir la parte de la imagen a trabajar para crear capa

Para crear una capa sobre la cual se trabajará se necesita predefinir la parte del hueso que se limpiará, las cuales fueron la trabecular y la cortical (ver Fig. 1). Se toman las superficies del fémur cortical y trabecular ya que son las que desde el punto de vista mecánico tienen importancia para un posterior análisis ya que sus propiedades mecánicas difieren en varios aspectos en ambas zonas, comportándose como sólidos diferentes.

La zona cortical desde el punto de vista mecánico se comporta como un sólido con propiedades mecánicas ortotrópicas o isotrópico transversal mientras que la zona trabecular es más compleja ya que sus propiedades pueden variar a lo largo de su extensión por lo que generalmente se comporta como un sólido anisotrópico [7, 8].

Para la definición de las capas antes mencionadas se basa en el principio de escala de Hounsfield o escala de grises que tiene en cuenta la densidad y la humedad presentada en la imagen mostrando el software el resultado en colores donde se regula la intensidad del color para definir la capa del hueso que se mostrará para trabajar en la imagen [9, 10]. En el presente estudio se utilizó un rango de unidades Hounsfield con una intensidad mínima para la superficie trabecular de 148 HU y una máxima de 661 HU mientras que para la zona cortical se utilizó una intensidad mínima de 662 HU y una máxima de 1 713 HU.

### 2.2. Editado de las capas seleccionadas

Al editar las capas seleccionadas es necesario borrar impurezas propias de una imagen real pertenecientes a otros huesos que se encuentran en la imagen que no son de interés para el estudio y que entorpecen el proceso de modelado pudiendo causar interferencia a la hora del remallado y exportación al software CAD; por lo que se necesita realizar una limpieza a las imágenes tanto para la capa cortical como para la trabecular, en algunos casos se rellena alguna irregularidad o algunos contornos que se encuentren abiertos para mejorar la estructura manualmente [11].

Una vez obtenidas las capas cortical y trabecular del modelo es necesario aplicar operaciones booleanas en la cual se obtiene una tercera capa que contempla la zona de intersección de la zona cortical y trabecular. Esta delgada capa se obtiene con el objetivo de restarla posteriormente a la capa trabecular para cuando el modelo sea posteriormente llevado a un sólido en 3D y ensamblado no ocurra interferencia entre ellos. Todo este tratamiento es con el fin de obtener una imagen lo más definida posible que contribuya para la obtención de un modelo en 3D lo más acercado a la realidad. Al terminar este paso la capa esta lista para ser convertida a un modelo en tres dimensiones.

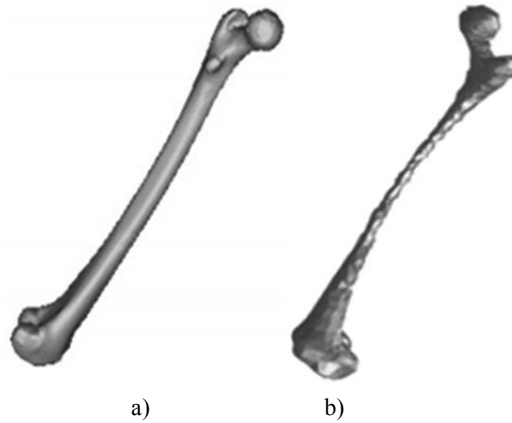


Fig. 2. Modelado del hueso en 3D. a) Hueso cortical. b) Hueso trabecular.  
Fuente: Los autores.

### 2.3. Convertir la capa en un modelo en 3D deseado en el software de biomodelado

El software de biomodelado contiene una interface flexible para animar y calcular la región de interés en un modelo en 3D. Una vez realizado el tratamiento manual a las capas definidas se procede a la conversión de las máscaras en tres dimensiones mostrando cómo queda el modelo de hueso a medida que se le realiza la limpieza a las imágenes. Al convertir las capas a un modelo 3D tanto de la zona esponjosa como de la compacta se define el cálculo con una calidad óptima lo cual le brinda a la capa calculada un acabado lo más exacto posible de acuerdo al terminado en que se procesaron las imágenes (ver Fig. 2).

### 2.4. Realizar un remallado del modelo para refinar las capas

Luego de calcular los modelos del hueso en 3D se le realizó un remallado de los mismos, este paso es de vital importancia en el procedimiento ya que es necesario refinar las superficies creadas pero que a la vez no se pierdan las propiedades geométricas de las mismas cercanas a la realidad de la tomografía. La superficie del hueso se dividirá para el remallado en triángulos equiláteros ya que según Delaunay el mallado con triángulos equiláteros te permite una mejor distribución de la malla [12]. Posteriormente es necesario pulir la superficie mallada para eliminar las algunas rugosidades creadas por la malla y que luego se consideran impurezas en la exportación al software CAD (ver Fig. 3).

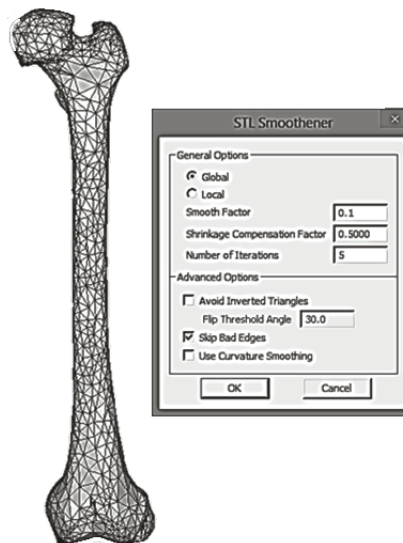


Fig. 3. Proceso de alisado de la superficie mallada.  
Fuente: Los autores.

Tabla 1. Pasos del asistente de preparación de mallas.

Pasos	Valores (Trabecular y Cortical)
Orientación de la malla	Automático
Referencia de origen	Parte superior de la cabeza del hueso
Eliminación de ruido de la malla	Defecto
Selección de la herramienta	Selección por cuadro
Simplificación del porcentaje de reducción de malla	0%
Suavizado de superficie	30%

Una vez que se realiza un correcto remallado de los modelos en 3D de las partes del hueso teniendo en cuenta los principios básicos para el mallado de superficies se obtienen los modelos en 3D del fémur de mejor calidad listo para una posterior exportación a otro tipo de software CAD como un archivo de intercambio gráfico.

### 3. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

Las partes cortical y trabecular se exportaron con un formato STL el cual es un formato compactible con el software de diseño SolidWorks 2014 en el cual se obtiene un modelado en 3D a partir de un mallado de superficie. El archivo de intercambio gráfico más recomendado para estos casos son el STL y el nube de puntos (Point Cloud), pero para esta investigación se exportan los archivos de las partes cortical y trabecular del fémur en formato STL y no con la nube de puntos ya que el primero te predefine una malla, paso que no se obtiene con el otro formato.

#### 3.1. Procesamiento de los archivos con el módulo ScanTo3D del SolidWorks 2014 para obtener los modelos CAD en 3D de las partes compacta y esponjosa

Una vez abierto este archivo en el SolidWorks se utilizó uno de sus módulos especializado para este tipo de trabajo como lo es el ScantTo3D. Con este módulo se trabaja mediante una secuencia de pasos lógicos en la cual se trata de formar un sólido a partir de un archivo de malla (ver tabla 1).

Primeramente se utiliza la opción de asistente de preparación de malla, donde se ingresó el formato de malla. Para la eliminación de ruido de la malla se mantuvo el valor que aparece por defecto en el software para mantener el mismo números de caras originales de 5 859 para el modelo trabecular y 11 210 para el modelo cortical. La simplificación del porcentaje de reducción de malla deseado fue de un 0% para un mejor terminado de superficie, mientras que el suavizado que se aplicó fue de un 30% para dar finalización a la malla e iniciar el asistente para superficie, donde se procede a la creación de sólidos, para lo cual se utilizó la creación automática.



Fig. 4. Obtención de los modelos de huesos a modelos CAD sólidos: a) Modelo de fémur cortical. b) Modelo de fémur trabecular. Fuente: Los autores.



Fig. 5. Muestra de operaciones realizadas con el SolidWorks 2014 en los modelos de fémur cortical y trabecular.  
Fuente: Los autores.

Con este paso se termina el asistente de superficies que nos transforma el mallado de hueso en un sólido el que se guarda como un archivo formato pieza del software SolidWorks (.slprt) (ver Figura 4 a) y b)).

El procedimiento expuesto se empleó tanto para el archivo de fémur cortical como para el trabecular. Una vez obtenido los modelos de fémur humano con el procedimiento antes planteado se comprobó que el tamaño del archivo de hueso cortical fue de 4.7 MB mientras que el del trabecular fue de 5.6 MB lo que demuestra la ligereza de los archivos obtenidos por lo que pueden ser procesados posteriormente en cualquier ordenador sin necesidad de grandes prestaciones de los mismos.

Los modelos obtenidos pueden ser transformados en el software de diseño Solidworks 2014 ya que las operaciones *extruir corte* y otras propias del software son funcionales en los modelos obtenidos (ver Fig. 5).

En la Fig. 5 se puede apreciar que el modelo de hueso esponjoso tiene su interior sólido tal y como ocurre en la realidad, mientras que el modelo de fémur compacto tiene un determinado espesor que define la parte compacta del hueso, espesor que no es igual en cada una de las zonas del hueso tal y como ocurre en la realidad también.

#### 4. CONCLUSIONES

Con el procedimiento aplicado se importaron las imágenes en formato tomográfico al software de biomodelado MIMICS 10.01 obteniéndose los modelos en 3D de las partes cortical y trabecular del fémur. Para lograr el objetivo trazado se realizó el tratamiento de las capas antes mencionadas para conformar los modelos de huesos. Posteriormente se realizó un remallado de los modelos lo que permitió exportar los archivos con un formato de intercambio gráfico al software CAD SolidWorks 2014. Los modelos cortical y trabecular procesados fueron convertidos en sólidos trabajables para futuros trabajos de la biomecánica computacional siendo esto un paso de avance en esta rama y el análisis por el método de los elementos finitos, es posible ensamblar ambas partes del fémur y asignar las propiedades mecánicas a cada una de ellas para realizar estudios donde se pueda conocer el comportamiento mecánico del mismo. También será posible con estos modelos estudiar el comportamiento de diferentes trazos de fracturas así como la inserción de dispositivos de fijación para su consolidación.

#### REFERENCIAS

- [1] Cabrera, J.B., Cingualbres, R.E., Botello, Y.R., "Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur", *Ingeniería Mecánica*, 14(3), 199-208 (2011)

- [2] Botello, Y.M.R., Cingualbres, R.E., Cabrera, J.A.B., "Empleo de elementos finitos en un estudio comparativo de dos sistemas de fijación interna para la fractura de cadera", *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, **27**(2), 186-198 (2013)
- [3] Adrián Romero, I., Miranda, G.D.Á., Galindo, O.G., "Biomodelación parametrizada como solución a los problemas de fracturas atípicas y malformaciones óseas en cadera", *8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, Cusco, Perú, 1-10 (2007)
- [4] Buroni, F.C. *et al.*, "Determinación de las constantes elásticas anisótropicas del tejido óseo utilizando tomografías computadas, aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos", *Mecánica Computacional*, **XXIII**, 3009-3032 (2004)
- [5] Fonseca, E.M.M., Barreira, L.M.S., "Metodología numérica e experimental na avaliação da resistência femoral", *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, **17**(1), 81-88 (2013)
- [6] Thevenot, J. *et al.*, "A novel methodology for generating 3D finite element models of the hip from 2D radiographs", *Journal of Biomechanics*, **47**(2), 438-444 (2014)
- [7] Sáenz, A.G., Estimación del Amortiguamiento del Fémur Proximal por Medios Ópticos-Espectroscópicos. Tesis de maestría en ciencias, Instituto Tecnológico de Ciudad Juárez (2012)
- [8] Jiménez, J.C.S., Arroyo, R.L., "Análisis estructural biomecánico de articulación de rodilla", III Conferencia Internacional de Diseño e Ingeniería por Computadora. Instituto Tecnológico de Celaya, 20 (2003)
- [9] Müller-Karger, C.M., Cerrolaza, M., "Un nuevo método para la simulación de la estructura osea mediante la versión de P elementos finitos", *Boletín Técnico*, **39**(3), 1-32 (2001)
- [10] Enns-Bray, W.S. *et al.*, "Mapping anisotropy of the proximal femur for enhanced image based finite element analysis", *Journal of Biomechanics*, **47**(13), 3272-3278 (2014)
- [11] Fernandes, M.G.A. *et al.*, "Análise biomecânica das fracturas diafisárias do fémur (Tipo B) utilizando uma haste intramedular", *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica*, **19**(1), 41-48 (2015)
- [12] Greiner, G., *Graphical Algorithms* (2000)

### **OBTAINING OF PERSONALIZED CAD MODELS OF THE CORTICAL AND TRABECULAR SURFACES OF A HUMAN FEMUR STARTING FROM TOMOGRAPHIC IMAGES**

**Abstract** – The anatomical structures formed by hard and soft tissues, are represented by complex geometries, in which studies is not possible simplifications generally overestimate the stiffness of structures. Therefore, we have developed various techniques for reconstruction into three dimensional (3D) anatomical complex geometries. The present investigation has for objective to process a set of tomographic images of a human femur to obtain the same CAD 3D models of cortical and trabecular parts. In order to achieve the objective ensued a group of logical steps and it helped of a biomodels software where the images they were imported and then re-define the edge of the image that is going to work and create these surfaces by the Hounsfield scale were imported, scale measuring humidity and present density in the bones and muscles. The cortical and trabecular parts of the femur differ in their mechanical properties and when carrying out further studies on the biomechanical behavior of the bone, the insertion of implants or fracture analysis can be closer to reality results if a model is obtained 3D thereof. Finally the obtained files with an extension of graphic exchange for a design software CAD where they became workable solids were exported.

**Keywords** – Femur, Biomodels, Tomography.

