

Tomografía computarizada y sólidos virtuales para obtener modelos biomecánicos computacionales

Computed tomography and virtual solids to obtain computational biomechanical models

M.Sc. Robin Cabeza Ruiz ^{1*}

Dr.C. Roberto Andrés Estrada Cingualbres¹

¹ Centro de Estudios CAD/CAM. Facultad de Ingeniería. Universidad de Holguín. Cuba

* Autor para la correspondencia: robbinc91@gmail.com

RESUMEN

Uno de los padecimientos más comunes de los huesos es la fractura, definida como la pérdida de la continuidad del material óseo. Implantes y prótesis son utilizados para tratar algunas de ellas. Actualmente, antes de usar uno de estos dispositivos, se prueban modelos virtuales de los mismos utilizando un programa de diseño asistido por computadora. Para dichas pruebas, se requieren también modelos virtuales de los huesos. Los modelos óseos son obtenidos aplicando técnicas de segmentación de imágenes a las tomografías computarizadas (TC). Este trabajo presenta un procedimiento para la obtención de modelos biomecánicos hueso-implante a partir de las TCs y sólidos virtuales, teniendo en cuenta la estructura real de los huesos, compuesta de tejido cortical y trabecular. Para realizar los análisis de verificación del procedimiento se utilizó un modelo de un implante DHS y de una prótesis de cadera.

Palabras clave: método de los elementos finitos, tomografía, modelo biomecánico, fractura.

ABSTRACT

One of the most common bone conditions is fracture, defined as the loss of the continuity of the bone material. Implants and prostheses are used to treat some of them. Currently, before using one of these devices, virtual models are tested using a computer-aided design program. For these tests, virtual models of the bones are also required. Bone models are obtained by applying image segmentation techniques to

computed tomography (CT). This paper presents a procedure for obtaining biomechanical bone-implant models from the CTs and virtual solids, taking into account the real structure of the bones, composed of cortical and trabecular tissue. A DHS implant model and a hip prosthesis were used to perform the procedure verification tests.

Keywords: finite elements method; tomography; biomechanical model; fracture.

INTRODUCCIÓN

Una de las afecciones óseas más comunes en la actualidad es la fractura, definida como la pérdida de la continuidad normal de la sustancia ósea o cartilaginosa, a consecuencia de golpes, fuerzas o tracciones cuyas intensidades superen la elasticidad del hueso. En 1990, el número de fracturas de cadera calculado a nivel mundial fue de 1.66 millones, y se estima que podría aumentar a 6.26 millones para el año 2050⁽¹⁾. Cuba tiene índices análogos a los de países desarrollados en cuanto a la cantidad proporcional de fracturas en función de su población.

Idealmente, antes de plantear una solución satisfactoria al problema de salud en el sistema óseo, se consideran aspectos tales como: ajustes exactos entre el implante y el hueso, manufacturabilidad de los implantes, así como la biomodelación en programas de Diseño Asistido por Computadora (CAD) del conjunto hueso – implante, el análisis en programas de Ingeniería Asistida por Computadora (CAE), prototipos rápidos, etc.⁽²⁾.

Antes de proponer un dispositivo para tratar determinada fractura en un hueso específico, debe existir un modelo biomecánico (virtual) del mismo, con calidad suficiente para arrojar resultados tan cercanos como sea posible a la realidad. Para obtener estos modelos, se procesan las imágenes de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), y luego se analiza su comportamiento biomecánico, utilizando el Método de los Elementos Finitos (MEF).

Este trabajo presenta un procedimiento para la obtención de modelos biomecánicos hueso-implante a partir de las TCs y sólidos virtuales, teniendo en cuenta la estructura real de los huesos, compuesta de tejido cortical y trabecular. Se utilizaron para su comprobación modelos virtuales de un implante de tipo placa DHS, y una prótesis de cadera (Fig.1).

Métodos

Huesos y propiedades

El tejido óseo es el único tejido conjuntivo duro. Entre sus funciones principales están la protección a órganos vitales del cuerpo, conformación de la estructura necesaria para el sistema muscular, además de ser la reserva de calcio del organismo. Se le llama también tejido duro, tejido mineralizado, o tejido calcificado.

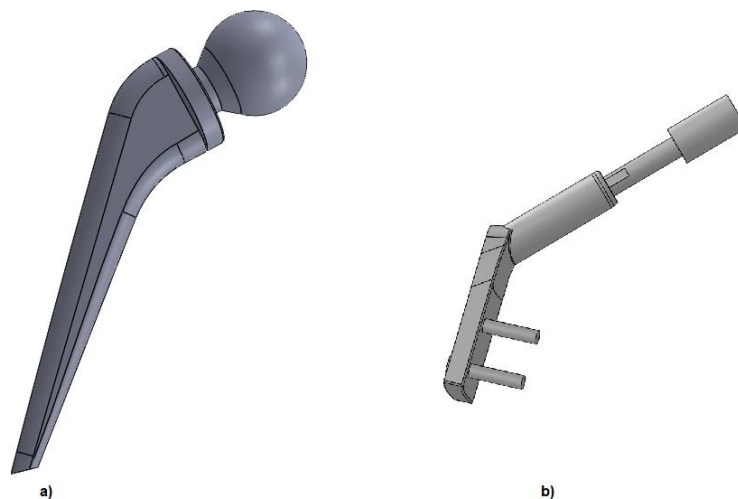


Fig. 1- Modelos tridimensionales de la prótesis (a) y el implante (b) utilizados en los análisis

Hay dos tipos fundamentales de tejido óseo: cortical (o compacto) y esponjoso (trabecular) ^(3,4,5). El hueso cortical y el esponjoso tienen la misma composición, pero la masa de hueso cortical por unidad de volumen es mucho mayor, lo cual quiere decir que tiene una menor porosidad (aproximadamente el 10% de porosidad) que el hueso esponjoso (del 50 al 90% de porosidad) ⁽⁶⁾.

Procedimientos existentes para obtener modelos biomecánicos

Para poder diseñar y probar un implante con el objetivo de tratar determinada fractura en un hueso específico, es necesario poseer el modelo biomecánico del mismo.

Existen variados procedimientos para la obtención del modelo biomecánico de los huesos del cuerpo humano. En general, se comienza con una TAC de un paciente y mediante técnicas de segmentación de imágenes, se llega al modelo óseo.

Trajanovic ⁽⁷⁾ propone un método en el cual se obtiene el modelo tridimensional de un fémur a partir de una TAC obteniendo todo el material cuya densidad sea parecida a la de los huesos; luego en el software Catia se separa el hueso del resto de los objetos que puedan aparecer en el modelo obtenido.

Ignacio Romero ⁽²⁾ realiza una segmentación total de la tomografía hasta obtener solo el modelo del hueso de interés. En este caso es la parte distal de un fémur, con el objetivo de crear, a partir de esta, una prótesis personalizada de cadera.

Ambos utilizan el software Mimics para la obtención del modelo biomecánico de los huesos. Sin embargo, estas propuestas no tienen en cuenta la estructura de los huesos largos, compuesta por la parte cortical (dura) y la parte trabecular (esponjosa). Es decir, tratan al hueso como un sólido compuesto por un único material, por lo que la

realización de análisis sobre estos modelos podrían no conducir a resultados óptimos, o lo más cercanos posibles a la realidad.

Ortega ⁽⁸⁾ obtiene un método implementado por los autores, con el objetivo de obtener, de manera automática, los huesos a partir de la TAC. El problema de este algoritmo es que tiende a no detectar de manera eficaz los huesos si se encuentran muy unidos.

Procedimiento propuesto

Para la segmentación de las imágenes médicas y la obtención del modelo mecanobiológico fue utilizado el programa Mimics en su versión 10.01, un programa de segmentación de imágenes para el diseño y modelado.

La tomografía utilizada corresponde a la sección del cuerpo humano que corresponde desde la pelvis hasta las rodillas. El hueso analizado fue el fémur derecho del paciente. En la figura 2 se presentan las vistas del programa. La tomografía trae consigo solo la vista axial del cuerpo, las vistas restantes son calculadas por el Mimics.

El primer paso para obtener el modelo biomecánico consiste en seleccionar todo el material que contenga una intensidad parecida a la de los huesos, para luego deshacerse poco a poco del material sobrante. Esto se realiza con la opción de *Umbralización*, que consiste en seleccionar de la tomografía aquellos píxeles cuyos valores se encuentren entre un mínimo y un máximo establecido. El Mimics tiene valores por defecto para encontrar el material que compone al hueso cortical en [226; 2538] unidades Hounsfield.

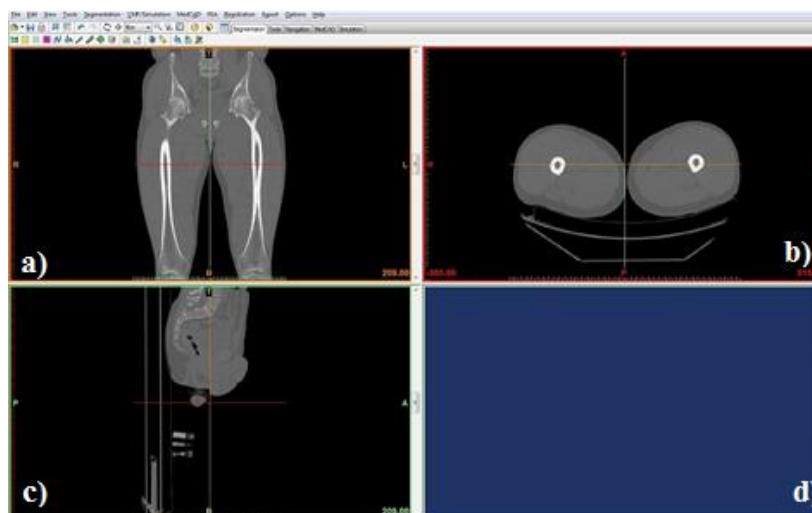


Fig. 2-Vista coronal (a), axial (b), dorsal (d) y de objetos 3D, disponibles en el software.

Las unidades Hounsfield (HU) representan el coeficiente de atenuación lineal, el cual es específico para cada sustancia o materia, y expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada.

El resultado es la unión de los vóxeles de la tomografía que contengan una intensidad entre los valores establecidos. Lugo de realizar operaciones de segmentación de imágenes disponibles en el software, se obtiene el modelo de la parte cortical del hueso (figura 3a). En este trabajo se obtiene el hueso como un sólido único, y en otra pieza la parte trabecular del mismo; luego se aplica la operación de resta de conjuntos para lograr que coincidan de manera perfecta una parte dentro de la otra. Para obtener el hueso como un sólido único se utiliza la opción de rellenar las cavidades dentro de las polilíneas del modelo. Las polilíneas definen los contornos del modelo tridimensional del hueso en cada una de las imágenes que contiene la tomografía. En la figura 3b se muestran las polilíneas de la parte superior del fémur.

Para obtener las partes trabecular y cortical, se realiza la operación de umbralización, seleccionando esta vez el tejido blando $[-700; 225]$ HU y esponjoso $[148; 661]$ HU. Luego a estas dos piezas obtenidas se les aplica la operación de unión de conjuntos, y se obtiene la parte trabecular del fémur. Al terminar estas operaciones se aplica un alisado de superficie para evitar que el modelo contenga irregularidades que puedan complejizar demasiado los cálculos.

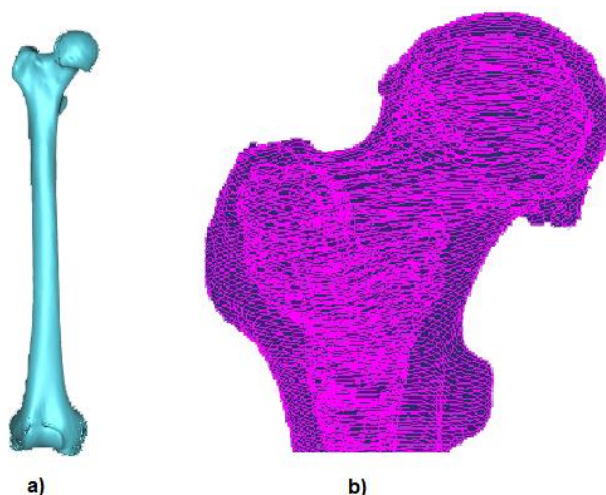


Fig. 3-Obtención del modelo del hueso completo (a) y sus polilíneas (b) para la generación de la parte cortical.

Luego se realiza un remallado a ambas piezas para obtener la distribución óptima de las superficies triangulares que componen los archivos STL con que son descritos los modelos virtuales de los huesos. Este aspecto no es tratado en este trabajo, pues no es el objetivo principal del mismo. El proceso de remallado se aplica también con el objetivo de eliminar de los modelos picos y cambios bruscos en la geometría, que puedan incidir de manera negativa en los resultados de los análisis por elementos finitos.

Obtenidas las mallas superficiales deseadas se exportan los modelos en formato STL para luego ser convertidas a piezas de SolidWorks. SolidWorks es un software CAD

(Diseño Asistido por Computadora) para el modelado mecánico en 3D. Permite analizar piezas y conjuntos y extraer de ellos tanto planos técnicos como otro tipo de información.

El primer paso a partir de este punto es importar los archivos STL y convertirlos en piezas de SolidWorks. Con estas piezas se aplican operaciones de resta de conjuntos para obtener la parte cortical del hueso (hueca por dentro, donde va insertada la parte trabecular) y los orificios sobre las partes trabecular y cortical para colocar el implante a utilizar.

Luego se crea el ensamblaje (figuras 4a y 4b), que consiste en la unión de las piezas del hueso y el implante a probar, y finalmente se aplica un análisis, estableciendo al modelo valores como las restricciones, las fuerzas que recibe, y el tipo de material. La única restricción aplicada al modelo fue en la parte inferior, donde debe ir la articulación de la rodilla; situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real del fémur con carga (figura 5a).

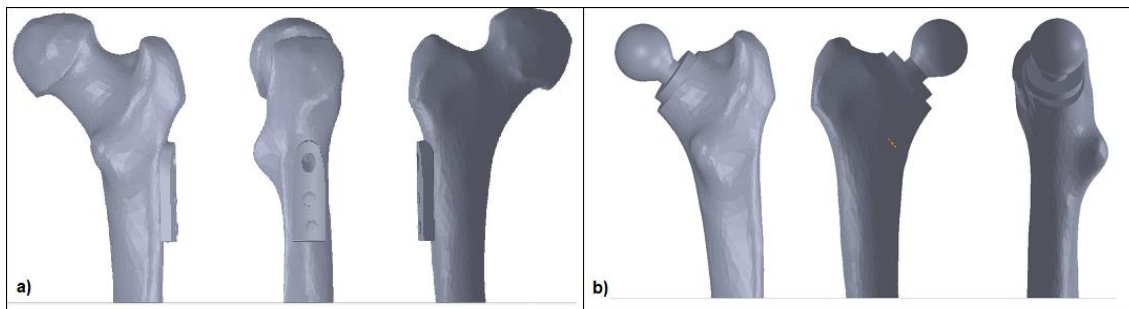


Fig. 4- Creación del ensamblaje con una placa DHS (a) y una prótesis de cadera (b).

El contacto entre el implante y el fémur se asume que es perfecto y modelado como una unión rígida global⁽⁹⁾. Las fuerzas aplicadas al modelo fueron tomadas de Estrada et. Al.⁽⁹⁾, teniendo en cuenta únicamente las fuerzas resultantes provenientes de las cargas producto al peso (figuras 5b y 5c), así como el material del hueso y de los dispositivos (acero inoxidable).

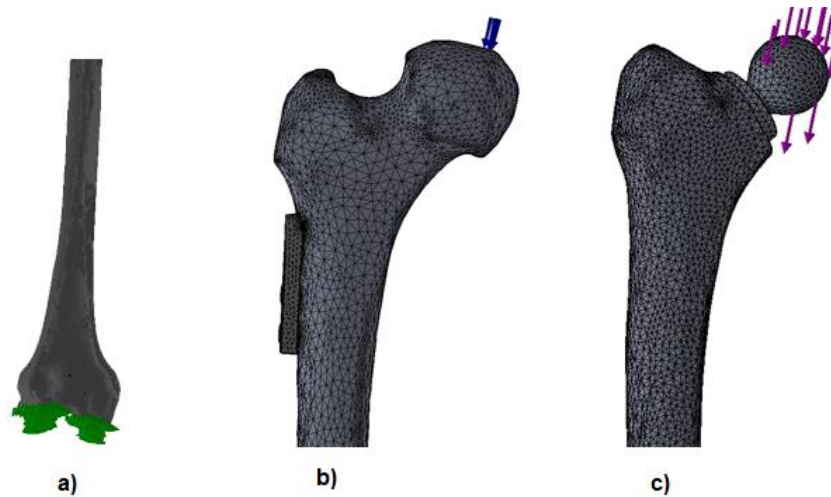


Fig. 5- Restricciones a los modelos (a), condiciones de borde y fuerzas aplicadas

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El resultado de la ejecución del análisis por elementos finitos se muestra en la figura 6. Se puede observar que las mayores tensiones recibidas por el modelo se encuentran en el área cercana a la prótesis (a) y el implante (b).

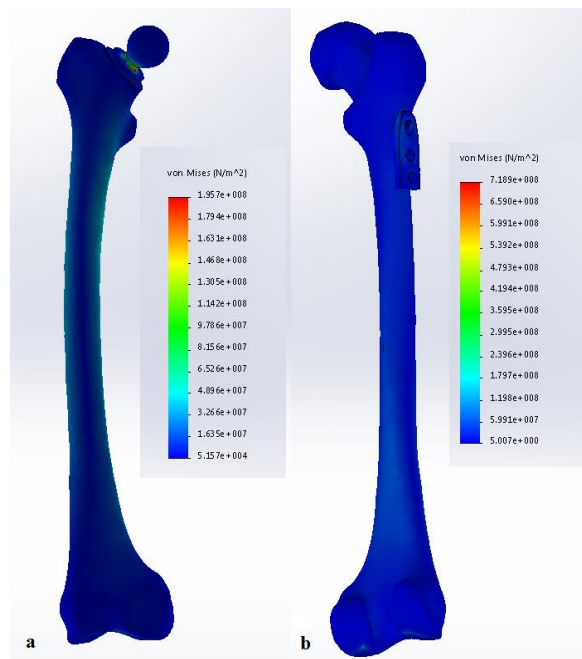


Fig. 6- Resultado del análisis de tensiones

Las mayores tensiones ocurren en la zona donde se colocó el dispositivo de osteosíntesis. Esto quiere decir que el sistema canaliza la fuerza que recibe y la distribuye a través del implante, impidiendo así que las fuerzas sean aplicadas

directamente sobre el foco de la fractura. Tampoco se debe abusar de este fenómeno: el hueso es un órgano vivo, que si no recibe fuerzas se degenera y pierde su densidad y propiedades mecánicas. El factor de seguridad calculado en ambos dispositivos fue de 1.3, demostrando que el material utilizado en el análisis es adecuado.

Los resultados obtenidos muestran que el procedimiento permite obtener los modelos biomecánicos de los huesos a partir de las tomografías axiales computarizadas y aplicar análisis simulando condiciones reales de carga. El procedimiento permitirá, en el futuro, crear nuevos dispositivos para la consolidación de fracturas, así como comparar y comprobar los ya existentes, para mejorar la calidad del período de recuperación de los pacientes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Seral García B, García JM, Doblare Castellano, Seral Iñigo F. Remodelación ósea en artroplastia total de cadera: Estudio con elementos finitos de la influencia del diseño. Revista española Cirugía osteoarticular. 2002;37(210):51-60.
2. Romero IA. Metodología para el diseño de prótesis médicas, utilizando tecnologías asistidas por computadora [tesis doctorado en Diseño Internet]. México: Universidad Autónoma Metropolitana Azcapotzalco; 2006 [citado 8 Nov 2019]. 247 pág. Disponible en: <https://www.google.com/search?client=firefox-bd&q=Metodolog%C3%ADa+para+el+dise%C3%B1o+de+pr%C3%B3tesis+m%C3%A9dicas+%2C+utilizando+tecnolog%C3%ADas+asistidas+por+computadora>.
3. Akay M. Encyclopedia of Biomedical Engineering. EE. UU: Wiley; 2006. 4056 p.
4. Buckwaker JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone Biology Part I: Structure, blood supply, cells, matrix and mineralization. J Bone Joint Surg Am [Internet]. 1995 [citado 2019 Nov 12];77:1256-75. Disponible en: http://www.academia.dk/BiologiskAntropologi/Osteologi/PDF/BoneBiology_1995.pdf.
5. Bronzino JD (editor) . The Biomedical Engineering Handbook. EE UU: Taylor & Francis; 1999. 1424 p.
6. Piña Barba MC. La física en la medicina (Biblioteca Digital ILCE- Instituto Latinoamericano de la Educación Comunicativa-) [Internet]. 2da edición. México : Fondo de Cultura Económica; 1998 [citado 8 Nov 2019]. Disponible en: <http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/fis.htm>.
7. Trajanovic MD, Vitkovic NM, Stojkovic MS, Manic MT, Arsic SD. The morphological approach to geometrical modelling of the distal femur. Rhodes, Grece: 2nd South-East European Conference on Computational Mechanics; 2009 Jun 22-24:[aprox. 8 p.].
8. Ortega DR, Gutiérrez G, Iznaga AM, Rodríguez T, de Beule M, Verhegghe B. Algoritmo para la definición de estructuras óseas en modelos biomédicos. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería [Internet]. 2015 Ene-Mar [citado 8 Nov 2019];31(1):13-9. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0213131514000078#!>.
9. Bosch Cabrera J, Estrada Cingualbres R, Ramos Botello Y. Análisis numérico comparativo de fijadores externos para el tratamiento de fracturas proximales del fémur. Ingeniería Mecánica [Internet]. 2011 sep-dic [citado 15 Nov 2019];14(3):199-208.

Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59442011000300004.