

INFLUENCIA DEL MODELADO DE LAS CONDICIONES DE BORDE EN LA SIMULACIÓN DE ENSAYOS MECÁNICOS DE HUESOS BOVINOS

MARCO CIACCIA^{1,2}, THALÍA SAN ANTONIO^{1,2}, CARMEN MÜLLER-KARGER¹, EURO CASANOVA¹

¹Universidad Simón Bolívar, Grupo de Biomecánica. Correo-e: mciaccia@gmail.com

²Universidad de Carabobo, Centro de Investigaciones en Mecánica (CIMEC).

Recibido: enero de 2008

Recibido en forma final revisado: mayo de 2008

RESUMEN

En este trabajo se estudió la influencia del modelado de las condiciones de borde en el comportamiento de modelos de elementos finitos utilizados para la simulación de ensayos mecánicos de dos tibias anteriores bovinas. Se utilizó tomografía computarizada para la reconstrucción geométrica y la asignación de propiedades mecánicas, incluyendo la heterogeneidad y ortotropía características del tejido óseo. Se realizaron ensayos de flexión en tres puntos y compresión a probetas elaboradas a partir de los huesos tomografiados, con la finalidad de validar las simulaciones. Se elaboraron mallas de elementos finitos de las probetas sobre las que se ensayaron distintas variantes de las condiciones de borde presentes en los ensayos mecánicos, con la finalidad de determinar los mejores parámetros para el modelado de dichas condiciones. Se encontró que los mejores resultados se obtienen al imponer desplazamientos como condición de borde de carga, y que las condiciones de borde de apoyo deben reproducir estrechamente las vinculaciones presentes en los ensayos mecánicos para lograr resultados correctos. También se evidenció que los ensayos experimentales son una herramienta invaluable para la validación y ajuste de las simulaciones con elementos finitos (EF).

Palabras clave: Condiciones de contorno, Simulación con elementos finitos (EF), Modelos óseos, Tejido óseo, Ensayos mecánicos.

INFLUENCE OF MODELLING BOUNDARY CONDITIONS IN THE SIMULATION OF MECHANICAL TESTS OF BOVINE BONES

ABSTRACT

The aim of this work is to study the influence of different configurations of boundary conditions in the behavior of finite elements models built to simulate mechanical tests of two front bovine tibias. Computerized tomography was used to reconstruct the geometry and to assign mechanical properties which include the heterogeneity and orthotropy of the bone tissue. Three point bending and compression tests were performed to sample tests made from the bones in order to validate the simulations. The models of the sample tests were meshed and different boundary conditions were implemented to simulate the mechanical tests and optimize their applications. The best results were found when the load was applied through the imposition of displacements and when the support boundary conditions reproduced closely the links present in the mechanical tests. Also this study shows that experimental tests are an invaluable tool for the validation and adjustment of FE simulations.

Keywords: Boundary conditions, Finite element simulation, Bone models, Bone tissue, Mechanical tests.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el éxito en el diseño, fabricación y prueba de prótesis, fijadores externos e internos y otros dispositivos utilizados en el área de traumatología y ortopedia depende en gran medida de la experiencia del diseñador y de los

resultados de la prueba directa en los pacientes. Esto trae como consecuencia que el mejoramiento de estos dispositivos sea un proceso lento, puesto que se debe esperar la evolución del paciente para poder observar sus virtudes y defectos, afectando en muchos casos adversamente al paciente. Para lograr mejores diseños desde

el principio, es conveniente contar con huesos «virtuales», modelos computarizados en los que puedan probarse modelos también virtuales de estos dispositivos, de forma que pueda observarse, sin afectar al paciente y en un tiempo mucho menor, los defectos que pueda tener el diseño de una prótesis o fijador.

El desarrollo de modelos de huesos no es tarea fácil debido a la complejidad de estos elementos orgánicos; deben tomarse en cuenta factores mecánicos y bioquímicos, entre otros, para intentar simular su comportamiento, sobre todo a largo plazo. En la experiencia de los autores, los factores más importantes a ser considerados en la construcción de un modelo mecánico óseo son: la reconstrucción de la geometría, la generación de la malla de elementos finitos, la asignación de las propiedades mecánicas y la aplicación de las condiciones de borde (CB). Este último aspecto recibe cada vez mayor atención, haciéndose énfasis principalmente en la simulación de condiciones fisiológicas (Jacobs *et al.* 1999; Speirs *et al.* 2006; Phillips *et al.* 2007a y 2007b) y en la interacción prótesis hueso (Giudice *et al.* 2005; Pappas *et al.* 2006; Helwig *et al.* 2006; Viceconti *et al.* 2006; Xu *et al.* 2006). El objetivo, en el primer caso, es mejorar el cálculo de esfuerzos y deformaciones con la finalidad de predecir fracturas y mejorar las simulaciones de remodelado óseo; en el segundo caso, el propósito es determinar las razones de las fallas de las prótesis y elementos de fijación para realizar mejoras en el diseño de estos dispositivos. Las publicaciones consultadas no muestran interés explícito en determinar la influencia de la metodología de aplicación de las CB en los modelos de EF, aun cuando se tienen indicios de que ello afecta los resultados (Gupta *et al.* 2004 y Pappas *et al.* 2006).

Este trabajo se centró en la importancia de la correcta aplicación de las CB en la calidad de los resultados que se obtienen al analizar un modelo de elementos finitos (EF). Para lograrlo, se reconstruyeron las geometrías de dos huesos bovinos, a partir de las cuales se generaron mallas que se dejaron constantes a lo largo del estudio, así como las propiedades del material, variando únicamente las CB. Las propiedades mecánicas se calcularon y asignaron mediante procedimientos que incluyen la heterogeneidad y ortotropía característicos del tejido óseo. Finalmente, se compararon los resultados de las simulaciones con los resultados de los ensayos mecánicos realizados a los huesos modelados, con el propósito de validar la metodología y depurar la aplicación de las CB.

METODOLOGÍA

Construcción de los Modelos

Para generar los modelos, el primer paso consistió en

reproducir la geometría externa del hueso con base en las imágenes obtenidas del tomógrafo. Este proceso se conoce como segmentación, con el cual se genera un modelo de «alambre».

La segmentación se realizó con un programa que extrae los contornos para todas las imágenes secuenciales, denominado SURFdriver® (Moody *et al.* 1999), que proporciona los contornos como un conjunto de puntos y líneas en un archivo con formato IGES II. Este archivo es leído por el programa de elementos finitos ANSYS® (ANSYS Inc. (2005)), donde se procede a crear, a partir de los puntos y líneas, un volumen con los siguientes pasos: (a) utilizando las líneas y puntos importados desde SURFdriver®, se generan curvas suavizadas (splines) que pasan por los puntos definiendo así el contorno de cada sección del hueso; (b) se crean superficies que se adaptan a las curvas definiendo así la geometría del hueso como una superficie cerrada y (c) se genera a partir de esta superficie un volumen que puede ser mallado.

Mallas de Elementos Finitos

El elemento usado en esta investigación fue el SOLID92 de ANSYS®, el cual es un tetraedro de 10 nodos con 3 grados de libertad de desplazamiento por nodo. Este elemento permite una aproximación cuadrática del desplazamiento y es adecuado para modelar geometrías irregulares, como las superficies de los huesos. En la tabla 1 se presentan las características de las mallas para los modelos de flexión y de compresión. Las diferentes mallas se obtuvieron fijando el tamaño máximo de la arista del elemento, el cual se disminuyó hasta alcanzar la convergencia de los resultados.

Tabla 1. Mallas de los modelos.

Mallas	Tamaño [mm]	Número de Elementos	
		Flexión	Compresión
1	6,0	8.083	2.880
2	4,0	26.348	8.967
3	3,0	63.496	21.990
4	2,5	100.670	37.721
5	2,3	135.212	56.901
6	2,1	179.648	73.857
7	1,9	239.890	87.103

Asignación de Propiedades Mecánicas

A continuación se muestra un resumen de la metodología publicada originalmente por Ciaccia *et al.* (2006). El procedimiento para determinar las propiedades mecánicas

de un hueso usando tomografías axiales computarizadas consiste en: 1) leer el valor de unidad Hounsfield (UH) de la tomografía, 2) convertir este valor en un valor de densidad aparente, y 3) calcular el módulo de elasticidad a partir del valor de la densidad aparente. Para la asignación de las propiedades mecánicas al modelo heterogéneo y anisotrópico se utilizó un programa desarrollado por Müller-Karger (2001).

El valor UH de la tomografía y la densidad aparente se relacionan a través de la curva de calibración del tomógrafo (ecuación 1):

$$\rho = 7,051 \cdot 10^{-4} \text{ UH} + 1,08 \cdot 10^{-3} \text{ [g/cm}^3\text{]} \quad (1)$$

Existen varios estudios experimentales que presentan las relaciones entre la densidad aparente de las TAC y las propiedades mecánicas del hueso, como el módulo de elasticidad. En este trabajo se utilizó la correlación de Carter *et al.* (1977) (ecuación 2), la cual proporciona muy buenos resultados para valores de densidad aparente mayores a 0,778 g/cm³ que son las que presentan los modelos de diáfisis de tibias bovinas utilizados en este estudio.

$$E = E_c \varepsilon^{0,06} \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^3 \quad (2)$$

donde:

E es el módulo de elasticidad a compresión (MPa), ρ es la densidad aparente (g/cm³), ε es la velocidad de deformación (1/s), E_c es el módulo de elasticidad a compresión del hueso compacto con una densidad ρ_c a una tasa de deformación de 1 s⁻¹, y $\tilde{\rho}_c$ es la densidad de la matriz mineral.

Para determinar el parámetro velocidad de deformación (ε) se utilizó la velocidad de desplazamiento del cabezal (5 mm/min) y la longitud inicial de la probeta (55 mm) del ensayo de compresión, resultando $\varepsilon = 0,001515 \text{ s}^{-1}$. Se utilizó la densidad máxima para la matriz mineral reportada por Cardoso *et al.* (2003) con un valor de $\tilde{\rho}_c = 1,96 \text{ g/cm}^3$. El módulo de elasticidad a la compresión (E_c) del hueso compacto a una densidad ρ_c y una tasa de deformación de 1 s⁻¹ fue calculada con la ecuación presentada por Hight *et al.* (1983), la cual expresa el módulo de elasticidad longitudinal del hueso cortical humano en función de la velocidad de deformación. Esta relación fue ajustada posteriormente por Cowin (1989) con los datos experimentales reportados por Crowninshield *et al.* (1973) para hueso bovino, resultando en este caso $E_c = 10,40 \text{ MPa}$. Sustituyendo estos parámetros en la ecuación (2) se tiene que el módulo de elasticidad para cada elemento se puede calcular como:

$$E = 1052\rho^3 \quad (3)$$

El valor de E obtenido con la ecuación (3) corresponde a la propiedad en la dirección longitudinal del hueso (E_3). Una vez calculada esta propiedad para cada elemento, es decir, se tiene un modelo heterogéneo, se procede a generar el modelo ortotrópico calculando una relación porcentual entre los valores de módulos de elasticidad, módulos de corte y módulos de Poisson de acuerdo con los datos presentados por van Buskirk *et al.* (1981) para hueso bovino (ecuación 4):

$$\begin{aligned} E_2 &= 0,67E_3; & E_1 &= 0,53E_3 \\ G_{32} &= 0,32E_3; & G_{13} &= 0,29E_3; & G_{12} &= 0,24E_3 \\ \nu_{21} &= 0,38; & \nu_{31} &= 0,54\nu_{21}; & \nu_{32} &= 0,81\nu_{21} \end{aligned} \quad (4)$$

Los subíndices 1, 2 y 3 indican las direcciones radial, tangencial y longitudinal, respectivamente. De esta manera, queda definida la forma en que se calculan las propiedades mecánicas de cada uno de los elementos para obtener un modelo heterogéneo y ortotrópico.

ENSAYOS EXPERIMENTALES

Para la elaboración de las probetas se utilizaron dos tibias bovinas anteriores de un mismo animal, a las cuales se les eliminaron las epífisis. Para evitar la descomposición del componente orgánico, se hirvieron los huesos durante dos horas y luego se secaron en horno durante cuatro horas a 250 °C, quedando finalmente el material óseo compuesto casi exclusivamente por su fase mineral. Una vez preparados los huesos, se les efectuó una tomografía con la finalidad de realizar la construcción del modelo a partir de las imágenes. Se realizaron dos tipos de ensayos mecánicos: ensayo de flexión en tres puntos, y ensayo de compresión (figura 1). La máquina utilizada en los ensayos es marca MTS, modelo 810.

De cada ensayo se obtuvo una curva carga-desplazamiento, la cual se utilizó como parámetro de validación para los ensayos virtuales, puesto que el cálculo de esfuerzos y deformaciones reales se dificulta por la irregularidad de la geometría de las probetas. Además, en el caso del ensayo de flexión en tres puntos, el tramo de hueso utilizado es poco esbelto, por lo que el uso de las fórmulas tradicionales para el cálculo de las propiedades mecánicas a partir de la carga y el desplazamiento no arroja resultados confiables.

Condiciones de Borde

En este trabajo, las CB se clasifican en dos tipos: (1) los apoyos, o restricciones, y (2) las cargas aplicadas. Se modelaron distintas variantes para ambos tipos de condiciones de contorno en las mallas de EF.

Un aspecto común a ambas simulaciones es que existe la



Figura 1. Probetas colocadas en la máquina: (a) ensayo de flexión y (b) ensayo de compresión.

aplicación de una carga que impone un desplazamiento a la probeta. Es por ello que en lo que respecta a la CB de carga, se modela en cada caso un desplazamiento impuesto y una fuerza aplicada. Tales valores son correspondientes al punto de ruptura en la curva carga-desplazamiento obtenida de los ensayos experimentales. Por otro lado, las condiciones de apoyo en ambos casos presentan características muy particulares que requieren ser tratados de forma individual.

Para cada ensayo simulado (flexión, compresión) se propuso varios modelos de CB, tanto para la aplicación de la carga como para los apoyos. La combinación de todas las CB propuestas dio como resultado una gran cantidad de modelos; por razones de espacio, en este trabajo solamente se reportaron las combinaciones que aportan resultados significativos. Para identificar las combinaciones, se le asignó un código a cada CB de forma que la referencia a las mismas fuera más sencilla. Estos códigos empezaron por la letra C para indicar compresión y F para flexión. El siguiente carácter indicará si se trata de una carga o apoyo, para lo que se utilizaron las letras L (*load*) y S (*support*), respectivamente. Si hay dos variantes de una CB, se añadiría al final un número correlativo asociado a cada variante. En la tabla 2 se resumen los modelos analizados y las combinaciones de condición de borde que se consideraron

Tabla 2. Modelos de EF y combinaciones de CB en cada caso.

Modelo	Combinaciones de CB	Modelo	Combinaciones de CB
C1	CL1+CS2	F1	FL3+FS1
C2	CL2+CS1	F2	FL3+FS2
C3	CL2+CS2	F3	FL1+FS2
---	---	F4	FL2+FS2

relevantes.

ENSAYO DE COMPRESIÓN

Condiciones de borde de carga

- Condición CL1: se distribuyó la fuerza aplicada a la probeta en cantidades iguales entre los nodos correspondientes a la parte superior de la probeta, como se muestra en la figura 2a.
- Condición CL2: se impuso el mismo desplazamiento en dirección axial a todos los nodos correspondientes a la parte superior de la probeta, como se muestra en la figura 2b.

Condiciones de borde de apoyo

La primera aproximación que se suele tomar en estos casos consiste en restringir completamente los desplazamientos de los nodos de la base de la probeta, como si ésta estuviese fijada o empotrada al soporte inferior de la máquina. Sin embargo, teniendo el tejido óseo un módulo de Poisson positivo, la tendencia es a aumentar su sección transversal cuando es comprimido axialmente, lo cual no es permitido con esta CB, incrementando los esfuerzos en el plano transversal. Si bien es cierto que existe fricción entre el hueso y el soporte, lo cual podría impedir o reducir la expansión transversal, también es cierto que esta fuerza puede ser inferior a la que se genera por efecto de la expansión.

Debido a que experimentalmente no se determinó cuál de las dos situaciones ocurre efectivamente, se modelaron ambas, restringiendo en un caso los desplazamientos en todas las direcciones de los nodos de la base de la probeta (condición CS1) (figura 3a), y restringiendo únicamente los desplazamientos en dirección axial en el segundo caso (condición CS2) (figura 3b).

ENSAYO DE FLEXIÓN

El ensayo de flexión en 3 puntos es más complejo de modelar

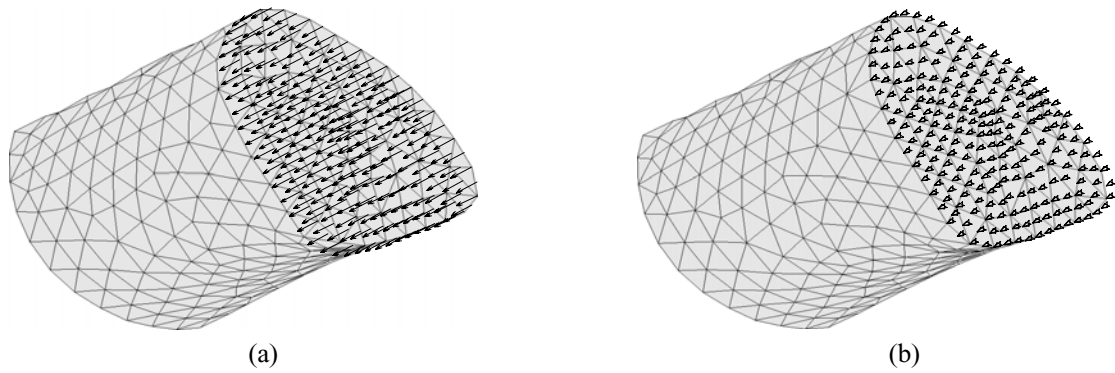


Figura 2. Condiciones de borde de carga en la probeta de compresión. (a) CL1, (b) CL2.

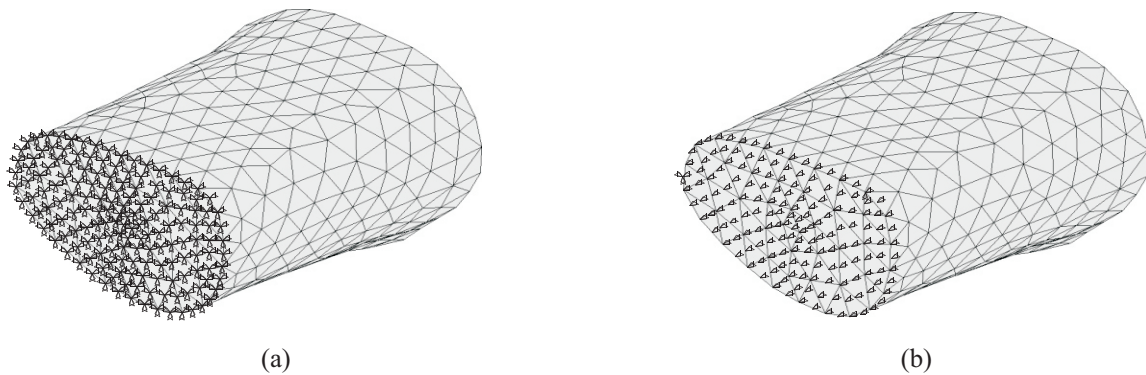


Figura 3. Condiciones de borde de apoyo en la probeta de compresión. (a) CS1, (b) CS2.

debido a la geometría del hueso y el punzón. En las zonas de encuentro entre los apoyos y el hueso, y entre el punzón y el hueso, se producen esfuerzos de contacto que podrían generar una fractura local antes de que ocurra la falla general del hueso. Adicionalmente existe el inconveniente de que la zona de contacto central coincide con la zona de máximo esfuerzo de compresión debido a la flexión, como se muestra en la figura 4. Las zonas de apoyo, en cambio, son menos críticas debido a que el esfuerzo causado por la flexión es teóricamente cero. El problema de contacto se simplifica por el hecho de que el acero tiene un módulo de elasticidad 10 veces superior al del hueso cortical en dirección axial, y al menos 20 veces en dirección radial, siendo esta última la dirección predominante del movimiento del punzón de la máquina en el ensayo. Por estas razones, se consideraron las partes de la máquina como infinitamente rígidas en comparación con el hueso, lo que permite que se impongan desplazamientos en la zona de contacto del modelo de EF, en lugar de realizar un análisis no lineal de contacto, el cual es mucho más complicado y de mayor demanda computacional.

Condiciones de borde de carga

Al igual que en el ensayo de compresión, las cargas pueden aplicarse mediante una fuerza o mediante la imposición de

un desplazamiento. Sin embargo, para el ensayo de flexión la zona de aplicación no es tan evidente. Si se considera que las tomas de contacto entre el hueso y las partes de la máquina ocurren en un punto, como podría suceder inicialmente, se tendría que seleccionar un solo nodo como lugar de aplicación de cargas y/o restricciones. Esto trae como consecuencia la aparición, en el modelo de EF, de desplazamientos mayores y fuerzas de reacción menores a los encontrados experimentalmente. Sin embargo, lo que sucede en realidad es que el hueso se deforma bajo la presión de contacto de las partes de la máquina, aumentando por ende la zona de contacto y distribuyendo los esfuerzos. Puesto que la geometría del hueso es irregular, esta zona tendrá que ser estimada en forma y tamaño, de modo que la simulación produzca resultados similares a los de los ensayos experimentales.

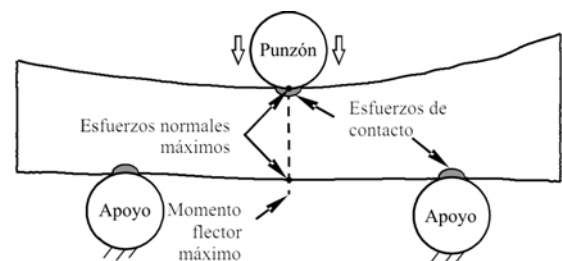


Figura 4. Esquema de cargas en el ensayo de flexión.

- Condiciones FL1 y FL2: se aplicó la fuerza distribuida entre un grupo de nodos seleccionados de un volumen ubicado en la zona de contacto. Este volumen se seleccionó de dos formas distintas, en primer lugar (FL1) un paralelepípedo con dos de sus tres dimensiones constantes (en las direcciones axial y tangencial), y la tercera (radial) variable para conocer la influencia de este parámetro en el comportamiento del modelo (figura 5a). En el segundo caso (FL2) el volumen es una sección de un cilindro de dimensiones constantes, orientado transversalmente al hueso (similar al punzón de la máquina). En este modelo el parámetro a variar es el tamaño de la sección del cilindro dentro del mallado (figura 5b).
- Condición FL3: se seleccionó una cantidad de nodos en un volumen equivalente al de la CB FL1, pero sin parámetro variable, debido a que la profundidad se estableció en el valor del desplazamiento al punto de ruptura del ensayo. Este desplazamiento se impuso a todos los nodos seleccionados (figura 6).

Condiciones de borde de apoyo

La CB en la zona de los soportes puede considerarse similar a la de la zona de aplicación de la carga, debido a que la forma de los apoyos es igual a la del punzón (figura 1). Sin embargo, al ser cargado, el hueso rota alrededor de los apoyos, al mismo tiempo que se desplaza por efecto del acortamiento que produce

la flexión, aun cuando estén presentes las fuerzas de fricción. Para modelar este último efecto, basta con restringir el desplazamiento en dirección axial en la zona de contacto de uno de los soportes, permitiendo el desplazamiento del otro extremo. Por otro lado, modelar la rotación de las secciones soportadas del hueso al mismo tiempo que se restringe el desplazamiento transversal es más complicado. Las dos opciones estudiadas en este trabajo fueron: en primer lugar, en uno de los extremos se seleccionó un volumen cilíndrico de nodos similar al de la CB FL2, restringiéndose el desplazamiento en todas las direcciones, y en el otro extremo se tomó un volumen de nodos equivalente, restringiéndose solamente las direcciones transversales (condición FS1) (figura 7). Este modelo de condición de contorno, aunque pueda parecer similar a lo que ocurre en la realidad, tiene la desventaja de inducir un momento de reacción ficticio, el cual es creado por las fuerzas de reacción distribuidas en una dirección longitudinal.

La segunda opción consiste en seleccionar nodos en una sección muy delgada del modelo y restringir los desplazamientos en la dirección radial (condición FS2) (figura 8). Esto se realiza en ambos extremos del modelo de EF. La razón de tomar una sección muy delgada es que se minimiza la aparición del momento de reacción y, al ser seleccionados una gran cantidad de nodos se evita la concentración de esfuerzos asociada a la restricción de pocos nodos.

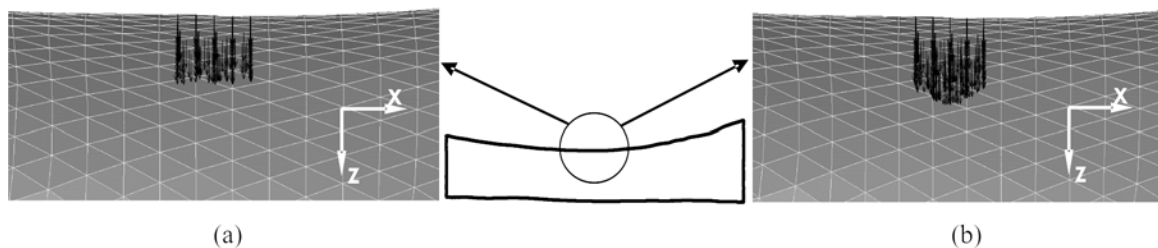


Figura 5. Condiciones de borde de carga en la probeta de flexión. (a) FL1, (b) FL2.

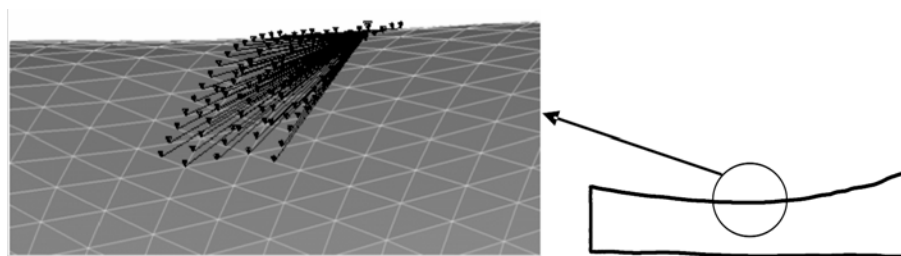


Figura 6. Condiciones de borde de carga en la probeta de flexión. FL3.

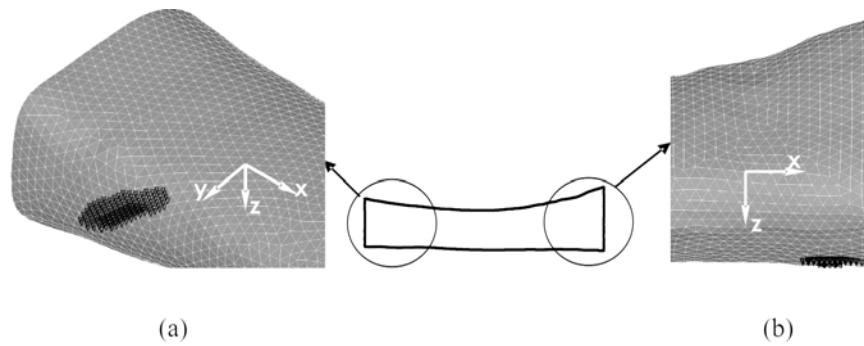


Figura 7. Condiciones de borde de apoyo en la probeta de flexión. (a) y (b) FS1.

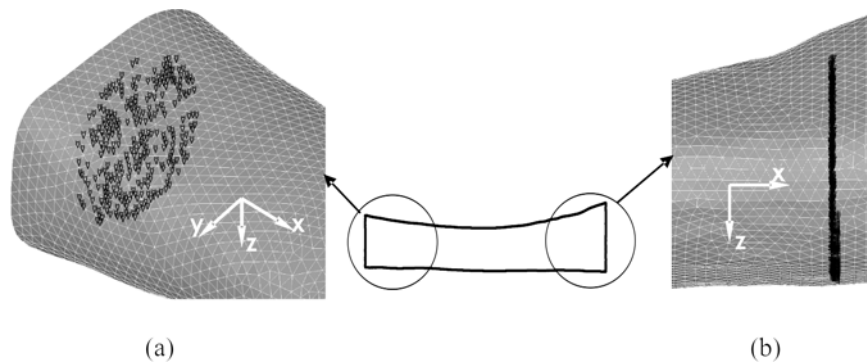


Figura 8. Condiciones de borde de apoyo en la probeta de flexión. (a) y (b) FS2.

Análisis de Convergencia

Las condiciones de borde descritas se aplicaron a cada una de las mallas reportadas en la tabla 1 con la finalidad de observar la convergencia de los resultados. Adicionalmente, los modelos F1, F2 y F3 (tabla 2), los cuales incluyen las condiciones de borde FL1, FL2 y FS1 con un parámetro variable, fueron objeto de un análisis de convergencia para determinar el mejor valor de dicho parámetro.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Resultados Experimentales

La figura 9 muestra los resultados de los ensayos experimentales (nótese las distintas escalas para cada curva). Las curvas carga desplazamiento exhiben el comportamiento lineal y frágil característico del componente mineral del tejido óseo. La ruptura en el ensayo de flexión ocurre para un desplazamiento de 1,118 mm y una carga de 368,6 kgf, mientras que en el ensayo de compresión ocurre para un desplazamiento de 1,15 mm y una carga de 9.723 kgf.

Simulación del Ensayo de Compresión

- Modelo C1

Antes de presentar los resultados de este modelo, es conveniente precisar que la probeta del ensayo de compresión es hueca, puesto que pertenece a una parte de la tibia en la que se encuentra el canal medular. El proceso de segmentación descrito en la metodología se realizó solamente a la parte externa del hueso, no así a la parte interna, por lo que el modelo de EF se presenta sólido. Sin embargo, el proceso de asignación de propiedades utilizando las ecuaciones (1), (3), y (4) establece para esta zona propiedades elásticas muy bajas con relación a las asignadas a la parte ósea, por lo que su aporte a la resistencia de las cargas es prácticamente nulo. Es por ello que al distribuir fuerzas uniformemente sobre la superficie del modelo de EF, la zona central del modelo predice desplazamientos enormes que no tienen fundamento físico, como puede verse en la figura 10a. En dicha figura se muestran los desplazamientos escalados por 10^{-3} , siendo el máximo reportado de 4.465 mm. Debido a esto, se propuso imponer el desplazamiento en

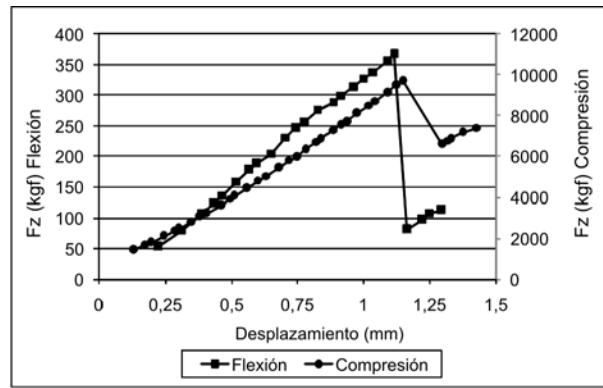


Figura 9. Curvas carga desplazamiento experimentales, ensayos de flexión y compresión.

lugar de aplicar la fuerza. En la figura 10b se observa la gráfica de convergencia del modelo C1.

- Modelos C2 y C3

Estos modelos presentan comportamientos muy similares, siendo C2 el modelo completamente restringido en la base, mientras que a C3 se le permitió expandirse. La figura 11 muestra que en el primer caso se obtuvo resultados más cercanos a los conseguidos experimentalmente, por lo que probablemente represente mejor lo sucedido durante el ensayo de compresión. El modelo C2 tiene una diferencia del 0,44 % con respecto a los ensayos experimentales, mientras que para el modelo C3 la diferencia es del 1,9 %, en ambos casos son resultados de la malla 6.

Simulación del Ensayo de Flexión

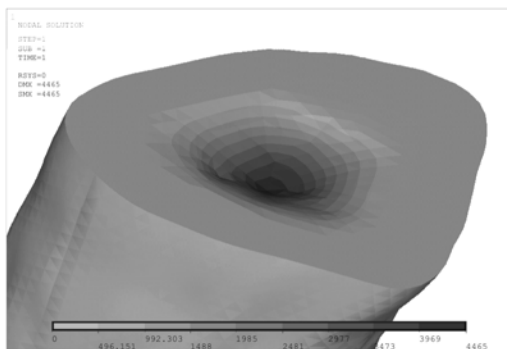
Los primeros dos modelos de ensayos de flexión (F1 y F2) se realizaron imponiendo el desplazamiento debido a que fue la opción que arrojó mejores resultados en la simulación del ensayo de compresión. En los últimos dos modelos (F3 y F4) se implementa la aplicación de la fuerza con la finalidad de tener una visión más amplia del comportamiento del modelo.

- Modelo F1

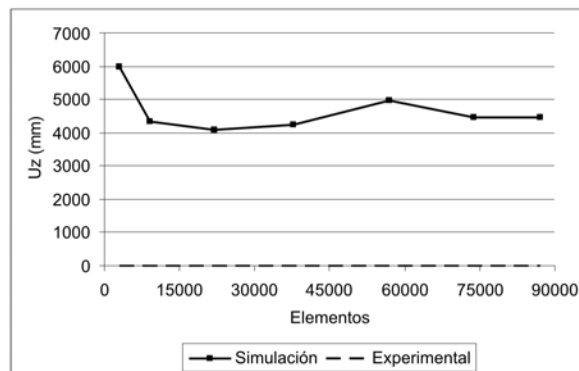
El análisis de convergencia del parámetro de volumen para la condición F1 indica que no es el modelo de apoyo apropiado para la simulación del ensayo de flexión. Esta curva fue realizada utilizando la malla 6 y variando el parámetro de volumen desde 0,1 hasta 2,0. A medida que se aumenta el parámetro, la fuerza de reacción aumenta, sobrepasando ampliamente la fuerza aplicada experimentalmente, y además no muestra signos de convergencia, como puede observarse en la figura 12a. En la figura 12b puede advertirse que en la parte inferior de los extremos del modelo, en las zonas marcadas, hay una pronunciada curvatura debida a la imposibilidad de rotación que genera la condición impuesta, causando un momento de reacción que se incrementa a medida que se seleccionan más nodos.

- Modelo F2

En este caso el volumen de nodos seleccionado se dejó constante. El análisis de convergencia de las mallas muestra que se obtiene valores estables a partir de la malla 6 (figura 13a), con una diferencia entre el valor de la simulación y el experimental de sólo 3,5 %. En la figura 13b se puede advertir



(a)



(b)

Figura 10. Modelo C1. (a) desplazamientos resultantes, (b) curva de convergencia.

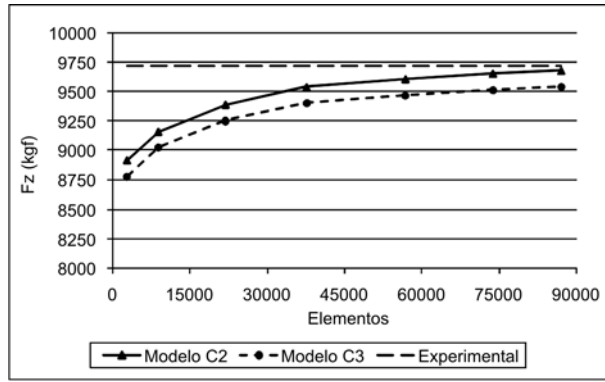
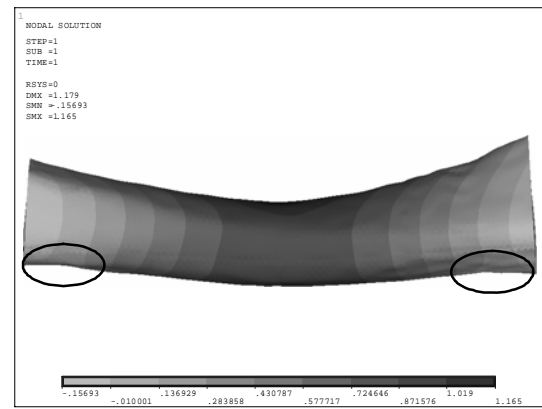
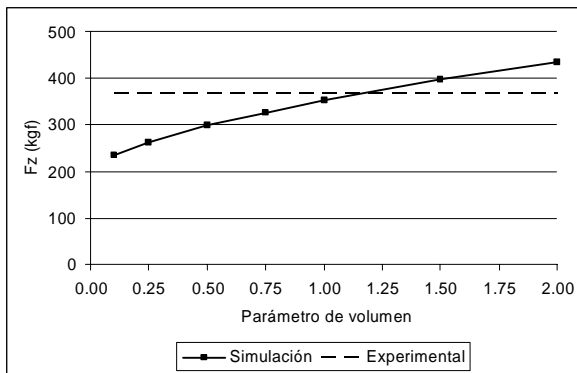


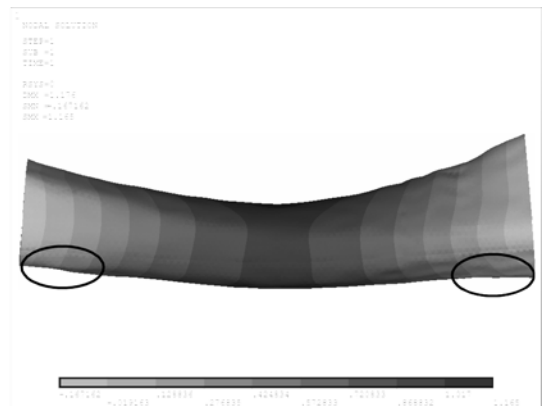
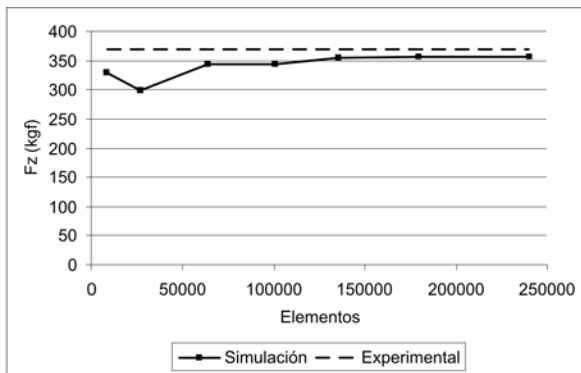
Figura 11. Curvas de convergencia, modelos C2 y C3.



(a)

(b)

Figura 12. Modelo F1. (a) curva de convergencia del parámetro de volumen, (b) desplazamientos transversales resultantes.



(a)

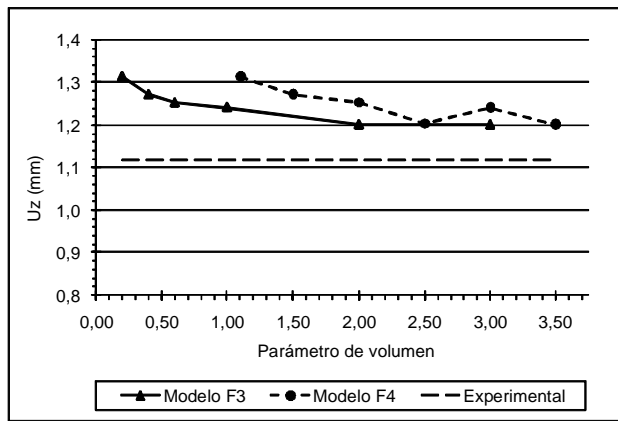
(b)

Figura 13. Modelo F2. (a) curva de convergencia, (b) desplazamientos transversales resultantes.

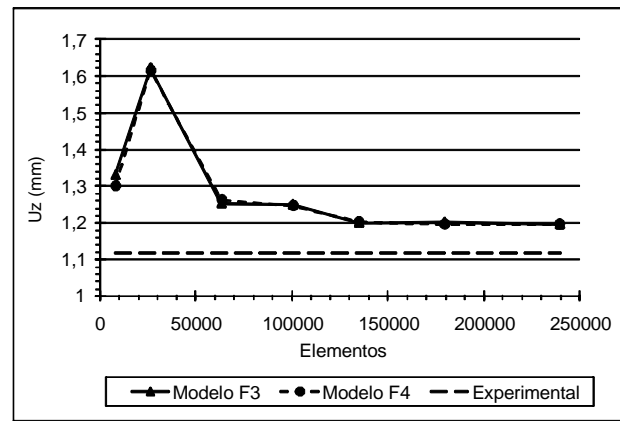
que los extremos del modelo han podido rotar, lo cual se refleja en una curvatura mucho menos pronunciada que en el caso del modelo F1. Debido al contraste entre los resultados de F1 y F2, se selecciona la condición FS2 para los siguientes dos modelos.

- Modelos F3 y F4

Los modelos F3 y F4 tienen comportamientos similares, como puede observarse en la figura 14. El modelo F3 muestra convergencia del parámetro de volumen a partir de 2,



(a)



(b)

Figura 14. Modelos F3 y F4. (a) curva de convergencia del parámetro de volumen, (b) curva de convergencia de las mallas.

mientras que en el modelo F4 ocurre lo mismo a partir de 2,5. Fijando estos valores, se realizó el análisis de convergencia de las mallas, la cual se alcanza en ambos casos a partir de la malla 5. Sin embargo, las diferencias entre los valores de las simulaciones y el valor experimental son mayores que en el modelo F1, siendo del 7% para ambos modelos.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos con las simulaciones permiten afirmar que en ensayos mecánicos realizados a tejido óseo, como los presentados en este trabajo, la imposición de desplazamientos produce mejores resultados que la aplicación de fuerzas como metodología para la simulación de la carga. Este fenómeno está estrechamente relacionado con la significativa diferencia en la magnitud de las rigideces de los materiales involucrados, acero y tejido óseo, lo que ocasiona que los accesorios metálicos de la máquina de ensayos prácticamente impongan desplazamientos de cuerpo rígido a las zonas del hueso donde se realiza el contacto. Respecto a los apoyos, el correcto modelado de la vinculación es indispensable para que los grados de libertad restringidos no produzcan efectos ficticios que afecten negativamente la simulación.

Los ensayos experimentales, por su parte, han probado ser una herramienta invaluable para la validación y ajuste de la metodología utilizada. La información obtenida de esta investigación permitirá que los resultados obtenidos de la simulación de ensayos de flexión y compresión en otros huesos, en las mismas condiciones, sean confiables sin la necesidad de realizar los ensayos experimentales.

La metodología presentada en este trabajo también sirve como guía para la simulación de la interacción entre prótesis

metálicas y huesos, un tema que es objeto de intenso estudio debido al interés de la comunidad médica e ingenieril de producir mejores prótesis, más similares al elemento que reemplaza y óptimamente integradas al hueso en el que se implanta.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado parcialmente por el Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico de la Universidad de Carabobo (CDCH-UC) y el proyecto FONACIT USB200500172.

REFERENCIAS

- ANSYS®, Inc. (2005). ANSYS 10.0 Help, Theory Reference, Copyright© 2005.
- CARDOSO, L., MEUNIER, A., ODDOU, C. (2003). *Theoretical and experimental ultrasonic characterization of anisotropic properties in cancellous bone*. WCU, Paris, Septiembre (7-10): 1169-1172.
- CARTER, D. & HAYES, W. (1977). *The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure*. J Bone Joint Surg, A (59): 954-62.
- CIACCIA, M., SAN ANTONIO, T., MÜLLER-KARGER, C., D'ARMAS, H. (2006). *Simulación y validación experimental de un modelo óseo bovino*. III Congreso Venezolano de Bioingeniería BIOVEN, pp 55.
- COWIN, S. (1989). *Bone mechanics*. CRC Press Inc., Boca Raton, Florida.
- CROWNINSHIELD, R. & POPE, M. (1973). *The response of*

- compact bone in tension at various strain rates*. Ann. Biomed. Eng., 2: 217-225.
- GIUDICE, F., LA ROSA, G., RUSSO, T., VARSALONA, R. (2005). *Evaluation and improvement of the efficiency of the Seidel humeral nail by numerical–experimental analysis of the bone-implant contact*. Med Eng & Phys, 28: 682–693.
- GUPTA, S., VAN DER HELM, F., STERK, J., VAN KEULEN, F., KAPTEIN, B. (2004). *Development and experimental validation of a three dimensional finite element model of the human scapula*. J. Eng Med, Proc. IMechE Vol. 218 Part H, 127-142.
- HELWIG, P., FAUST, G., HINDENLANG, U., KRÖPLIN, B., EINGARTNER, C. (2006). *Finite element analysis of a bone-implant system with the proximal femur nail*. Technology and Health Care, 14:411–419.
- HIGHT, T. & BRANDEAU, J. (1983). *Mathematical modeling of the stress strain-strain rate behavior of bone using the Ramberg-Osgood equation*. J. Biomech, 16: 445-450.
- JACOBS, C., DAVIS, B., RIEGER, C., FRANCIS, J., SAAD, M., FYHRIE, D. (1999). *The impact of boundary conditions and mesh size on the accuracy of cancellous bone tissue modulus determination using large-scale finite-element modeling - effects of element size*. J. Biomech, 32: 1159-1164(6).
- MOODY, D. & LAZONOFF, S. (1999). SURFdriver 3.5, User Manual.
- MÜLLER-KARGER, C. (2001). *Simulación ósea por medio de la versión p del método de los elementos finitos*. Tesis doctoral en ciencias de la ingeniería. Universidad Central de Venezuela. Venezuela.
- PAPPAS, C., YOUNG, P. & LEE, A. (2006). *Development of the Mennen 3 PeriPro fixation plate for the treatment of periprosthetic fractures of the femur*. J. Eng Med, Proc. IMechE Vol. 220 Part H, 775-785.
- PHILLIPS, A., HOWIE, C. & PANKAJ, P. (2007a). *Free boundary condition modelling of the musculo-skeletal pelvis: assessment of anterolateral and posterolateral approaches*. Proceedings of the European Society of Biomechanics Workshop 2007, Finite Element Modelling in Biomechanics and Mechanobiology. 88-89.
- PHILLIPS A., PANKAJ, P., HOWIE, C., USMANI, A., SIMPSON, A. (2007b). *Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions*. Med Eng & Phys, 29:739-748.
- VAN BUSKIRK, COWIN, W., S., WARD, R. (1981). *Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone*. J Biomech Eng, 103: 67-71.
- VICECONTI, M., PANCANTI, A., VARINI, E., TRAINA, F., CRISTOFOLINI, L. (2006). *On the biomechanical stability of cementless straight conical hip stems*. J. Eng Med, Proc. IMechE Vol. 220 Part H, 473-480.
- XU, W., XU, D., CROCOMBE, A. (2006). *Three-dimensional finite element stress and strain analysis of a transfemoral osseointegration implant*. J. Eng Med, Proc. IMechE Vol. 220 Part H, 661-670.