

ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL TEJIDO ÓSEO

Nino J. Gómez^a, Carmen Müller-Karger^b, Euro Casanova^b, Thalía San Antonio^c

^aDepartamento de Mecánica. Universidad Nacional Experimental Francisco de Miranda, Punto Fijo 4102, Edo. Falcón, Venezuela. ninojosegomez@yahoo.com, <http://www.unefm.edu.ve>.

^bDepartamento de Mecánica. Universidad Simón Bolívar, Edo. Miranda 89000, Caracas Venezuela, cmuller@usb.ve, ecasanov@usb.ve, <http://www.mc.usb.ve>.

^cCentro de Investigaciones en Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia 2001, Edo. Carabobo, Venezuela. tsantoni@uc.edu.ve, <http://www.ing.uc.edu.ve>.

Palabras Clave: Tejido óseo bovino, Ensayo experimental, Comportamiento Ortotrópico, Tomografía axial computarizada, Método del elemento finito.

Resumen. En este trabajo se presenta un estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo cortical y trabecular utilizando simulaciones numéricas validadas con ensayos mecánicos. Aunque muchas han sido las investigaciones realizadas en probetas de hueso cortical y trabecular, pocos investigadores han efectuado simulaciones numéricas de estructuras óseas validadas con ensayos experimentales. Este estudio forma parte de un proyecto de creación de una plataforma que permita la optimización y prueba virtual de dispositivos ortopédicos con miras a optimizar su tiempo de duración. Debido al comportamiento ortotrópico del hueso se realizaron ensayos de compresión en diferentes direcciones a probetas hexaédricas de tejido óseo cortical y trabecular, extraídas de radios bovinos deshidratados. Se utilizaron tomografías axiales computarizadas y ecuaciones propuestas en la literatura para la asignación de propiedades heterogéneas y ortotrópicas con el fin de simular, utilizando el Método de Elementos Finitos, las curvas carga-desplazamiento experimentales. Los resultados de los ensayos muestran que el tejido deshidratado se comporta como un material frágil al describir una zona lineal y la posterior falla. Las cargas de ruptura son mayores cuando la fuerza es en la dirección longitudinal del hueso que en direcciones transversales. Las consideraciones matemáticas realizadas a los modelos numéricos permitieron reproducir adecuadamente el comportamiento observado experimentalmente.

1 INTRODUCCIÓN

Actualmente en biomecánica se estudian técnicas menos invasivas y más eficientes, a través del uso de modelos computacionales, resultando en importantes contribuciones tecnológicas a la traumatología y ortopedia. La simulación computacional permite crear los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de dispositivos tales como fijadores externos, prótesis, elementos como clavos, tornillos y placas, antes de ser colocados en los pacientes, cuantificando la distribución de las fuerzas y deformaciones alrededor de los implantes óseos, permitiendo predecir su funcionamiento. La exactitud de la simulación depende principalmente de la capacidad de reproducir las complejas propiedades mecánicas del hueso, y en este sentido varias han sido las expresiones matemáticas para representar este comportamiento. En ellas se correlacionan el módulo de elasticidad del hueso con la densidad aparente del tejido cortical o trabecular; sin embargo, no existe un consenso en cual de ellas es la más apropiada. En este trabajo se presenta un estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo mediante simulaciones numéricas utilizando el Método de Elementos Finitos (MEF) y Tomografías Axiales Computarizadas (TAC), con el objeto de conocer cual ecuación propuesta en la literatura permite reproducir el rango lineal de la curva carga-desplazamiento observada experimentalmente, debido a que es sin duda la mejor herramienta para verificar la validez de los resultados de cada modelo. Muchas investigaciones con probetas de hueso cortical y trabecular se han realizado. Sin embargo pocos investigadores han efectuado simulaciones numéricas de estructuras óseas validadas con ensayos experimentales. Otro objetivo de esta investigación es la determinación de la influencia del número de puntos de Gauss en la representación de las propiedades mecánicas de los modelos óseos.

2 ANTECEDENTES

Correlaciones entre la densidad aparente, obtenido del valor de gris de las imágenes tomográficas, y el módulo de elasticidad han sido publicadas por muchos autores (Carter y Hayes, 1977; Rice et al., 1988; Beaupré et al., 1990; Lotz et al., 1991; Perillo-Marccone et al., 2004) entre ellos se describen los que arrojan resultados adecuados con respecto a los ensayos experimentales en esta investigación. Carter y Hayes (1977) obtuvieron una relación válida para cualquier rango de densidad presentada en la ecuación (1) producto de pruebas con probetas de huesos humanos y bovinos.

$$E = E_c \cdot \dot{\epsilon}^{0.06} \cdot \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^3 \quad (1)$$

donde:

E: Módulo de elasticidad a la compresión (MPa).

ρ : Densidad aparente (g/cm^3).

E_c : Módulo de elasticidad a la compresión del hueso compacto con una densidad ρ_c a una tasa de deformación de 1 (s^{-1}).

$\dot{\epsilon}$: Velocidad de deformación (s^{-1}).

Luego Hight y Brandeau (1983) calculan el módulo de elasticidad a la compresión (E_c) del hueso compacto a una densidad ρ_c y una tasa de deformación de 1 (1/s), la cual expresa el módulo de elasticidad longitudinal de hueso cortical humano en función de la velocidad de deformación. Posteriormente fue ajustada por Cowin (1989) con los datos reportados por Crowninshield y Pope (1974) para hueso bovino, resultando finalmente la ecuación (2):

$$E_c[\text{GPa}] = 11,69 \cdot \varepsilon^{0.01798} \quad (2)$$

Rice et al. (1988) consideran únicamente valores del módulo de Young de hueso trabecular bovino a compresión en diferentes direcciones (ecuación 3). Ellos dedujeron que la relación E con la densidad elevada al cuadrado tenía un mayor coeficiente de correlación (0,78) que elevada al cubo (0,74), para este tipo de tejido.

$$\begin{aligned} E_3 &= 0,07 + 2,46 \cdot \rho^2 [\text{GPa}] \\ E_2 &= 0,07 + 1,74 \cdot \rho^2 [\text{GPa}] \\ E_1 &= 0,07 + 0,94 \cdot \rho^2 [\text{GPa}] \end{aligned} \quad (3)$$

donde:

Subíndice 1: dirección transversal radial

Subíndice 2: dirección transversal tangencial

Subíndice 3: dirección longitudinal

En las referencias consultadas no se reportan resultados de simulaciones numéricas de la capacidad de carga de estructuras óseas Vs. desplazamiento validadas con ensayos mecánicos.

3 METODOLOGÍA

A continuación se describen dos secciones, la primera tiene que ver con la metodología empleada en el área experimental, y la segunda con el desarrollo de las simulaciones numéricas.

3.1 Ensayo Experimental

3.1.1 Construcción de Probetas

Para este estudio se utilizaron especímenes de radios bovinos, a los cuales se les retiró el cúbito y se les practicó una disección minuciosa con el propósito de eliminar el tejido muscular. Al encontrarse los huesos sin tejido muscular se sometieron a un proceso de deshidratación. El proceso de deshidratación consistió en hervirlos durante 3 horas, a fin de facilitar la extracción de los tejidos blandos, y posterior deshidratación en un horno a 250°C durante 3 horas, por lo que estas muestras son básicamente de tejido inorgánico (Turner y Burr, 1993).

En la figura 1, se muestran especímenes de radios bovinos, en orden de arriba hacia abajo, en su estado fresco inicial, luego de ser eliminado el cúbito y el tejido muscular, y en estado deshidratado, respectivamente.



Figura 1. Radios bovinos con tejido muscular, sin tejido muscular y deshidratado.

Con el propósito de observar el comportamiento ortotrópico del tejido óseo se construyeron seis (6) probetas de hueso cortical extraídas de la zona posterior del radio a nivel de la diáfisis, y seis (6) probetas de hueso trabecular, con geometrías hexaédricas de 9,5 y 10 mm (ver figura 2). Se identificó el lugar del hueso en dirección longitudinal “Z” donde se encontraba el tejido óseo de cada probeta, así como la numeración de la probeta y su disposición tridimensional, con el eje “X” en dirección transversal y el eje “Y” en dirección radial. (Ver figura 3).

La tabla 1 contiene la numeración de probetas hexaédricas extraídas de huesos deshidratados, el tipo de tejido, la dirección de acción de la fuerza compresiva a la que fue sometida cada probeta y la dimensión de las mismas.



Figura 2. Probetas hexaédricas de tejido óseo trabecular (2, 3, 4) y cortical (12, 15, 16) deshidratado.

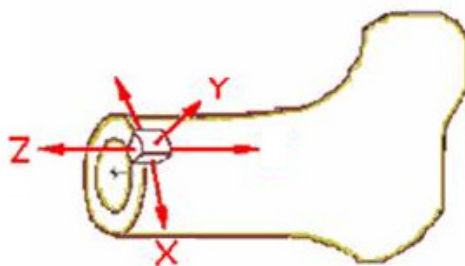


Figura 3. Ubicación Espacial de la Probeta en el Hueso.

Numeración de Probeta	Tejido	Dirección de la Fuerza	Longitud [mm]
1	Cortical	Z	10
2	Cortical	Z	9,5
3	Cortical	Y	10
4	Cortical	Y	9,5
5	Cortical	X	10
6	Cortical	X	9,5
7	Trabecular	Z	9,5
8	Trabecular	Z	9,5
9	Trabecular	Y	9,5
10	Trabecular	Y	9,5
11	Trabecular	X	9,5
12	Trabecular	X	9,5

Tabla 1. Identificación de probetas hexaédricas

3.1.2 Ensayos Mecánicos

Se realizaron ensayos de compresión en la máquina de ensayos mecánicos propiedad de la Universidad Simón Bolívar marca MTS modelo 810 de capacidad máxima 20 toneladas. La velocidad de desplazamiento del pistón se fijó en un valor pequeño y constante de 5mm/min con el fin de simular una carga estática. La máquina va aplicando la carga axial necesaria para que el pistón se desplace verticalmente hacia abajo a la velocidad previamente especificada.

La temperatura de los ensayos fue la del laboratorio (24°C). Las probetas fueron sometidas a compresión en diferentes orientaciones (3 planos perpendiculares) con el fin de observar su comportamiento ortotrópico, para ello se emplearon dos mordazas de caras planas. La figura 4 presenta un ensayo de compresión a una probeta hexaédrica de tejido óseo cortical.



Figura 4. Ensayo de compresión a probeta hexaédrica.

3.2 Simulación Numérica

3.2.1 Reconstrucción Ósea

Para la construcción del modelo óseo se utilizaron las imágenes de TAC. Los especímenes de radios bovinos fueron colocados en una estructura de madera que alojaba seis huesos.

Las tomografías fueron obtenidas de un tomógrafo axial marca General Electric, modelo Hispeed. Estas imágenes contienen información sobre los valores de grises de los píxeles en Unidades Hounsfield (HU). Las imágenes tienen dimensiones de 512x512 píxeles y son grabadas en un formato DICOM. La distancia entre las imágenes es de 1 mm.

El proceso de transformación de imágenes de TAC a la reconstrucción tridimensional de la geometría del hueso y de las probetas hexaédricas se realizó por medio de un proceso de segmentación con un programa comercial, el cual reconoce las imágenes provenientes del TAC en formato DICOM.

Para la reconstrucción de las probetas se segmentaron los vértices, permitiendo almacenar las coordenadas de estos puntos en formato IGES.

El formato IGES es reconocido por ANSYS[®]. En la figuras 5 se muestran los puntos y líneas de una probeta hexaédrica (5.a), y a partir de estas, se generan áreas (5.b) y volumen (5.c).

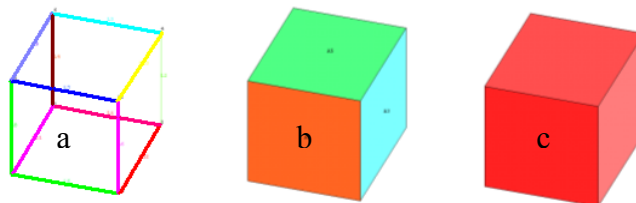


Figura 5. Reconstrucción tridimensional de probeta hexaédrica: a. Puntos y líneas, b. Áreas, c. Volumen.

3.2.2 Generación de Mallas

La simulación se realizó a partir de modelos óseos de probetas hexaédricas. Para comprobar convergencia se crearon varias mallas a cada volumen, variando el tamaño de la arista del elemento.

El elemento utilizado fue SOLID64 de ANSYS[®], Inc, el cual se caracteriza por ser empleado en sólidos anisotrópicos y es definido por 8 nodos. Este elemento presenta tres grados de libertad por nodo en las direcciones de X, Y, Z. La figura 6 exhibe la geometría del elemento mencionado, la localización de los nodos y el sistema de coordenadas.

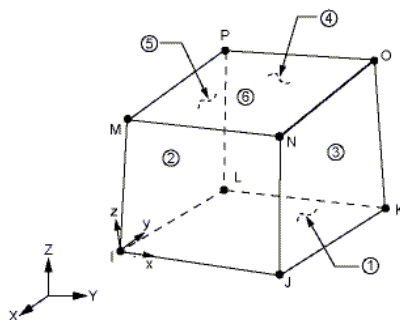


Figura 6. Elemento hexaédrico SOLID64 [ANSYS[®], Inc. (2005)].

3.2.3 Asignación de Propiedades Mecánicas

La asignación de propiedades mecánicas heterogéneas a los elementos se realizó mediante la utilización de TAC. Este procedimiento se llevó a cabo a través de un proceso que requiere fundamentalmente leer el valor de HU de cada píxel, transformar este valor de HU en un valor de densidad aparente, y por último calcular el módulo elástico a partir de la densidad aparente.

Para este proceso se utilizó un programa desarrollado por Müller-Karger (2001) denominado Grayvalue, el cual requiere las imágenes de las tomografías en formato DICOM, las coordenadas de los nodos, del centroide y puntos de Gauss por elemento de cada malla. Grayvalue determina un módulo elástico para cada punto de Gauss, calcula un promedio ponderado de los mismos y lo incorpora en el centro de gravedad de cada elemento; logrando generar como salida un archivo con todas las propiedades por elemento.

3.2.3.1 Obtención de Puntos de Gauss

La obtención de puntos de Gauss por elementos se realizó por medio de un programa desarrollado en Matlab 7.0, el cual determina las coordenadas de 4 puntos de Gauss por elemento tetraédrico de cada Malla (San Antonio et al., 2005). En el caso de elementos hexaédricos dicho programa fue modificado para generar 8 y 27 puntos de Gauss.

Se simuló tres modelos con diferentes mallas de una misma probeta hexaédrica de tejido óseo cortical a compresión en dirección transversal X. En un modelo se usaron elementos tetraédricos con 4 puntos de Gauss, y en los otros dos modelos se emplearon elementos hexaédricos con 8 y 27 puntos de Gauss. Dichos modelos permitieron realizar un análisis comparativo entre estos tipos de mallado y asignación de propiedades.

3.2.3.2 Transformación del Valor de Gris de la Tomografía en Valor de Densidad Aparente

Para convertir el valor de gris en un valor de densidad aparente, se calibró el tomógrafo utilizando las densidades del hueso cortical y la del aire, considerando que las UH y la densidad aparente presentan correspondencia lineal. La densidad del aire se calculó a la

temperatura y a la presión atmosférica en que se encontraba la sala de tomografías en el momento de realizar las TAC; es decir, 21,6°C y 918mmbar respectivamente.

Sin embargo un cálculo más exacto de la densidad del aire según [García y Castejon \(1986\)](#) se obtiene cuando R (constante específica del aire) depende de la tensión de vapor del aire (ver ecuación 4):

$$\rho = \frac{P}{R^* \cdot T}$$

$$R^* = R \left(1 + \frac{3}{8} \cdot \frac{e}{P} \right) \quad (4)$$

$$e = e^{\left[\frac{-6763.6}{T} \right]} - 4.9283 \cdot \ln(T) + 54.23$$

Del sustituir los valores correspondientes se obtuvo una densidad para el aire de $1,085 \cdot 10^{-3} \text{ g/cm}^3$. La densidad del tejido óseo cortical se determinó mediante la ecuación (5) la cual se fundamenta en la masa al aire de dicho sólido, entre el volumen de líquido que desplaza dicho cuerpo al ser sumergido en agua.

$$\rho_C = \frac{m_C}{V_d} \quad (5)$$

donde:

ρ_C : Densidad del cuerpo [g/cm^3].

m_C : Masa del cuerpo [g].

V_d : Volumen de líquido desplazado [cm^3].

Para llevar a cabo la determinación de la densidad se tomaron cinco (05) muestras óseas de diferentes radios bovinos deshidratadas, las cuales se extrajeron de la zona media de la diáfisis, a las mismas se le realizaron mediciones de su masa en aire a través de una balanza electrónica de alta sensibilidad (0,01g). Luego se vertió un volumen de agua en un cilindro graduado. Se obtuvo como resultado de densidad promedio $1,79 \text{ g/cm}^3$.

Se calibró el tomógrafo utilizando la densidad del aire de $1,085 \cdot 10^{-3} \text{ g/cm}^3$ con valor de -1000 HU por ser valor fijo en la escala de Hounsfield; y para el hueso cortical bovino se empleo el valor de $1,79 \text{ g/cm}^3$, al cual se les asignó el máximo valor de 1610 HU para tejido cortical leído en las TAC, consiguiendo de esta manera la relación entre las HU y la densidad aparente del hueso en cada píxel por medio de la ecuación (6).

$$\rho = 0.0006854080 \cdot \text{HU} + 0.68649312 \quad (6)$$

3.2.3.3 Cálculo del Módulo de Elasticidad en Función de la Densidad Aparente

Probetas de tejido óseo cortical: Para calcular el módulo de elasticidad a partir de la densidad aparente se empleó la ecuación (1) de [Carter y Hayes \(1977\)](#). La velocidad de deformación empleada resultó de dividir la velocidad de desplazamiento del pistón (5mm/min) entre la longitud inicial de las probetas, obteniéndose velocidades de $0,008333 \text{ s}^{-1}$ y $0,00877193 \text{ s}^{-1}$ para probetas hexaédricas de 10 y 9,5mm, respectivamente. La densidad de la matriz mineral (ρ_c) para hueso compacto es la obtenida experimentalmente con un valor $1,79 \text{ g/cm}^3$ y el módulo de elasticidad a la compresión (E_C) del hueso compacto a una densidad ρ_c y una tasa de deformación de $1 \text{ (s}^{-1})$ se calculó de acuerdo a la ecuación (2).

Del sustituir los valores de ρ_c , E_c , ϵ , en la ecuación 1 se obtuvieron las relaciones de módulo de elasticidad en función de la densidad aparente para cada elemento. De esta manera se obtienen las ecuaciones (7) y (8) empleadas para calcular el módulo elástico en probetas hexaédricas de tejido óseo cortical de 9,5mm y 10mm, respectivamente.

$$E = 1409 \cdot \rho^3 [\text{MPa}] \quad (7)$$

$$E = 1403 \cdot \rho^3 [\text{MPa}] \quad (8)$$

Estos modelos óseos se simularon como material ortotrópicos. Con la obtención de un módulo elástico longitudinal (Z) a través de las ecuaciones 7 y 8 se genera el modelo ortotrópico para tejido cortical bovino mediante las siguientes relaciones presentadas por [Van Buskirk et al \(1981\)](#):

$$E_3 = 1; E_2 = 0,67 \cdot E_3; E_1 = 0,53 \cdot E_3 \quad (9)$$

$$G_{32} = 0,32 \cdot E_3; G_{13} = 0,29 \cdot E_3; G_{12} = 0,24 \cdot E_3 \quad (10)$$

$$\nu_{21} = 1; \nu_{31} = 0,54 \cdot \nu_{21}; \nu_{32} = 0,81 \cdot \nu_{21} \quad (11)$$

donde:

Subíndice 1: dirección transversal radial (Y)

Subíndice 2: dirección transversal tangencial (X)

Subíndice 3: dirección longitudinal (Z)

Probetas cúbicas de tejido óseo trabecular: En este caso las probetas se modelaron como material heterogéneo e isotrópico, debido a que no se encontraron relaciones ortotrópicas en la literatura consultada para este tejido en específico. Sin embargo se utilizó la ecuación (3) desarrollada por [Rice et al. \(1988\)](#), para simular los ensayos en cada una de las direcciones.

3.2.4 Condiciones de Contorno

Se seleccionó una rebanada delgada de nodos en el extremo que se encontraba en contacto con la mordaza fija, a los cuales se les restringieron los desplazamientos en la dirección de acción de la carga. En el otro extremo se seleccionó una rebanada delgada de nodos y se impusieron los desplazamientos en la misma dirección. El valor de la carga para el desplazamiento impuesto correspondió a la sumatoria de las reacciones nodales en la dirección de imposición del desplazamiento en la rebanada que hacía contacto con la mordaza móvil.

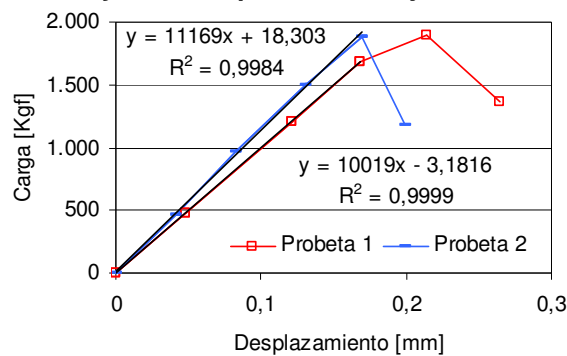
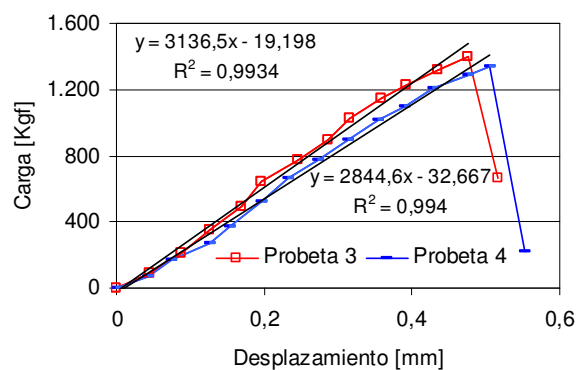
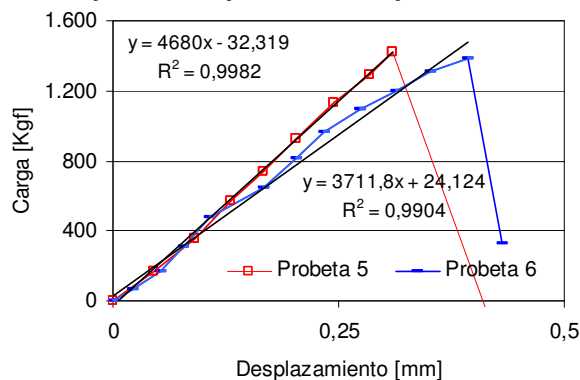
4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Ensayos Experimentales

4.1.1 Tejido Óseo Cortical

Las figuras 7, 8 y 9 muestran las curvas carga – desplazamiento producto de ensayos de compresión en dirección longitudinal (Z), radial (Y) y transversal (X) a probetas hexaédricas de tejido óseo cortical deshidratado, respectivamente.

Estas curvas se caracterizan básicamente por presentar una zona lineal con un ajuste promedio del 99,57% seguida del punto de ruptura, comportándose como material frágil, por solo contener matriz mineral. Del mismo modo se aprecia que la fuerza de ruptura es mayor en dirección longitudinal (Z) que en direcciones transversales.

Ensayo de Compresión en Tejido Óseo Cortical**Figura 7.** Ensayos de compresión en dirección longitudinal (Z) a probetas hexaédricas de tejido cortical.**Ensayo de Compresión en Tejido Óseo Cortical****Figura 8.** Ensayos de compresión en dirección radial (Y) a probetas hexaédricas de tejido cortical.**Ensayo de Compresión en Tejido Óseo Cortical****Figura 9.** Ensayos de compresión en dirección transversal (X) a probetas hexaédricas de tejido cortical.**4.1.2 Tejido Óseo Trabecular**

Las figuras 10, 11 y 12 muestran las curvas carga – desplazamiento producto de ensayos de compresión en dirección longitudinal (Z), radial (Y) y tangencial (X) a probetas cúbicas de tejido óseo trabecular, respectivamente. Estas gráficas muestran que el hueso trabecular sometido a compresión se caracteriza por presentar una zona lineal inicial con un factor de correlación promedio de 99,41% continuada por una zona no lineal. Según el IBV (1999) la no linealidad aparece cuando algunas trabéculas empiezan a romper. Dicha zona es seguida por una región plana que corresponde a la fractura progresiva de las trabéculas. A partir de un desplazamiento determinado la pendiente de la curva comienza a aumentar ligeramente. Esto

puede atribuirse al relleno de los poros por las partículas de las trabéculas fracturadas y de sustancia orgánica que refuerzan el comportamiento estructural.

Ensayo de Compresión en Tejido Óseo Trabecular

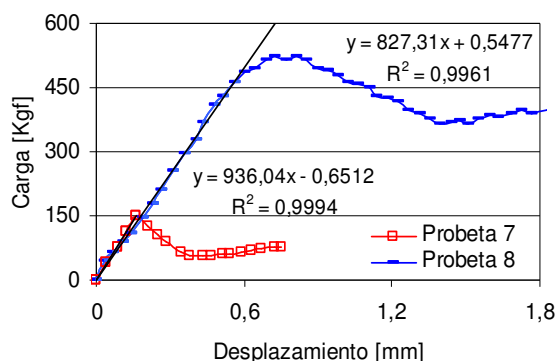


Figura 10. Ensayos de compresión en dirección longitudinal (Z) a probetas hexaédricas de tejido trabecular.

Ensayo de Compresión en Tejido Oseo Trabecular

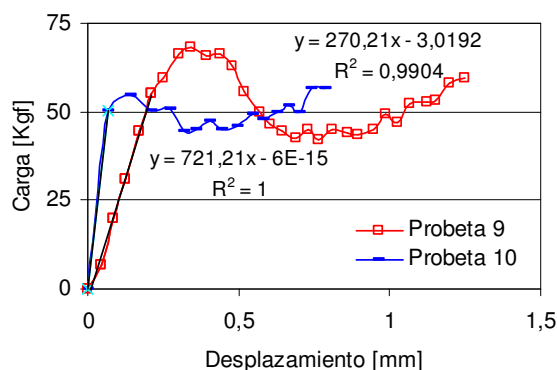


Figura 11. Ensayos de compresión en dirección radial (Y) a probetas hexaédricas de tejido trabecular.

Ensayo de Compresión en Tejido Óseo Trabecular

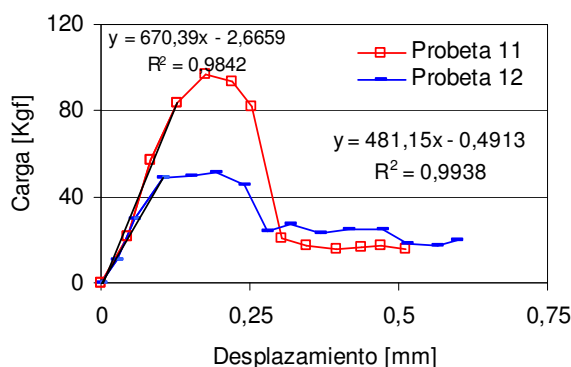


Figura 12. Ensayos de compresión en dirección transversal (X) a probetas hexaédricas de tejido trabecular

La variación de los resultados que existe entre los ensayos de compresión a probetas cúbicas de hueso trabecular en una misma dirección se puede atribuir a la diferencia de porosidad y densidad aparente existente entre las muestras. Según [Ashman y Rho \(1988\)](#) el aumento de la porosidad disminuye las características mecánicas del tejido óseo trabecular. Igualmente, las grandes variaciones entre especímenes de un mismo tipo de ensayo es indicativo de que es necesario hacer las pruebas con mayor número de muestras.

4.2 Simulaciones Numéricas

4.2.1 Obtención de Puntos de Gauss

Las gráficas de las figuras 13 y 14 muestran valores de carga [kgf] para elementos tetraédricos con 4 puntos de Gauss, y elementos hexaédricos con 8 y 27 puntos de Gauss respectivamente. Estas reflejan que la convergencia es más rápida con elementos hexaédricos, debido a que las simulaciones del modelo con elementos tetraédricos converge con la malla 4 (12487 elementos), mientras que los modelos con elementos hexaédricos convergen con las mallas 4 (1000 elementos) y 3 (512 elementos) para 8 y 27 puntos de Gauss respectivamente. Lo cual se traduce en una significativa reducción del número de elementos utilizados en comparación con la malla 4 del modelo con elementos tetraédricos. Igualmente se observa que los modelos con elementos hexaédricos tienden a converger más rápido mientras mayor sea el número de puntos de Gauss empleados.

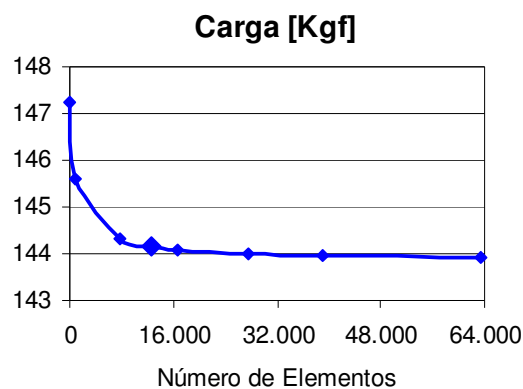


Figura 13. Análisis de convergencia por carga [Kgf] en modelo de probeta hexaédrica No. 5 con elementos tetraédricos y 4 PG por elemento.

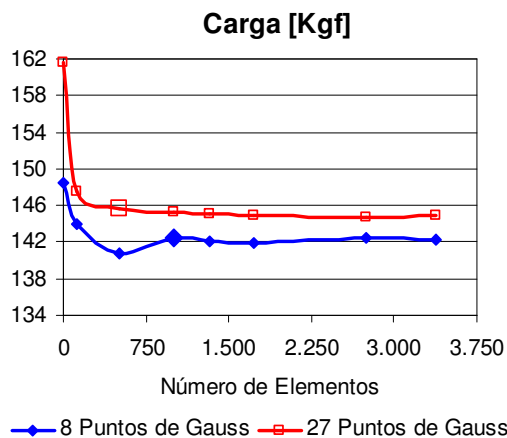


Figura 14. Análisis de convergencia por carga [Kgf] en modelo de probeta hexaédrica No. 5 con elementos hexaédricos, 8 y 27 PG por elemento.

4.2.2 Análisis de Convergencia

Para comprobar la convergencia de los modelos numéricos de ensayos de compresión a probetas hexaédricas de tejido óseo cortical y trabecular, se desarrolló un estudio por carga con seis mallas para cada modelo (ver figuras 15 y 16).

De las curvas representadas en dichas figuras se seleccionó la malla 3 de cada modelo, a excepción de la probeta 4, donde la convergencia se inicia en la malla 5.

No se presentan los resultados del análisis de convergencia de los modelos correspondientes a las probetas 9, 11 y 12, por cuanto la asignación de propiedades mecánicas en estas muestras son muy bajas, lo cual se estima que durante la segmentación los puntos seleccionados no se corresponden a la zona de extracción de las probetas.

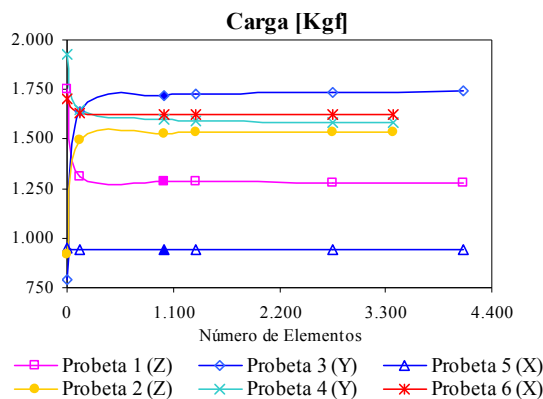


Figura 15 Análisis de convergencia por carga [Kgf] para el desplazamiento máximo en probetas hexaédricas de tejido cortical.

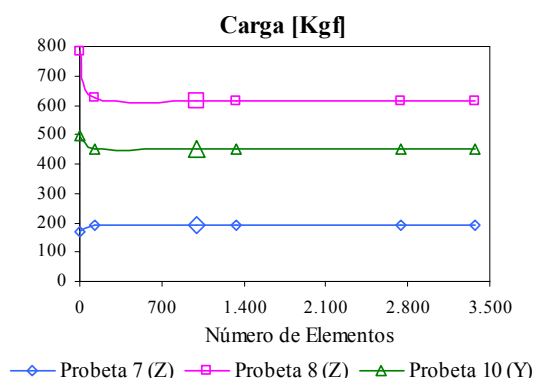


Figura 16. Análisis de convergencia por carga [Kgf] para el desplazamiento máximo en probetas hexaédricas de tejido trabecular.

4.3 Comparaciones de Simulaciones Numéricas con Ensayos Experimentales

Las curvas obtenidas de simulaciones numéricas se compararon a través de las gráficas de las figuras 17, 18, 19, 20 y 21 con la región lineal de las curvas carga – desplazamiento producto de ensayos experimentales.

Se determinó el error de los modelos óseos a través de la ecuación 13:

$$\%e = \frac{(C_e - C_s)}{C_e} \cdot 100\% \quad (13)$$

donde:

%e: porcentaje de error.

C_e: carga asociada al máximo desplazamiento de la región lineal de la curva obtenida de ensayos experimentales.

C_s: carga asociada al máximo desplazamiento de la región lineal de la curva obtenida mediante simulaciones numéricas.

El mayor error estimado es del 33,80% y 27,14% para las probetas cúbicas de tejido óseo cortical y trabecular respectivamente.

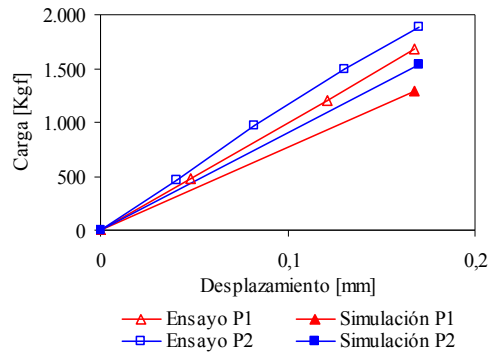


Figura 17. Curvas carga vs. desplazamiento de ensayos de compresión mediante simulaciones numéricas y ensayos experimentales a probetas hexaédricas de tejido cortical en dirección longitudinal (Z).

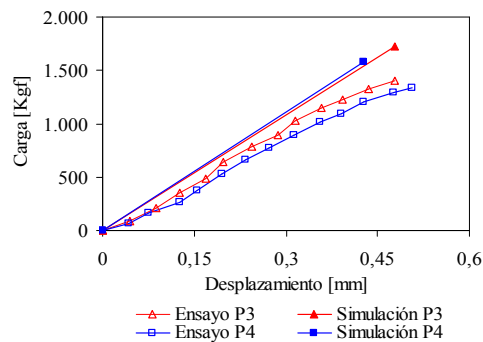


Figura 18. Curvas carga vs. desplazamiento de ensayos de compresión mediante simulaciones numéricas y ensayos experimentales a probetas hexaédricas de tejido cortical en dirección radial (Y).

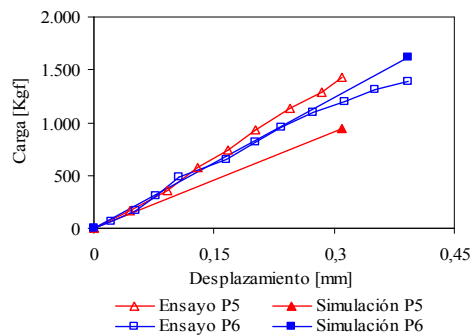


Figura 19. Curvas carga vs. desplazamiento de ensayos de compresión mediante simulaciones numéricas y ensayos experimentales a probetas hexaédricas de tejido cortical en dirección transversal (X).

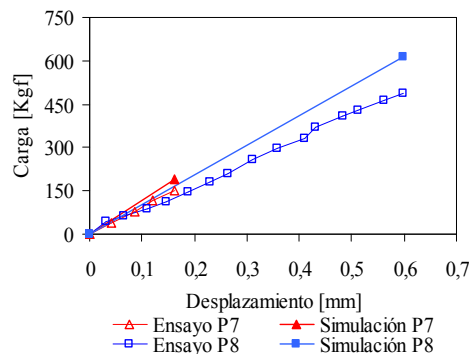


Figura 20. Curvas carga vs. desplazamiento de ensayos de compresión mediante simulaciones numéricas y ensayos experimentales a probetas hexaédricas de tejido trabecular en dirección longitudinal (Z).

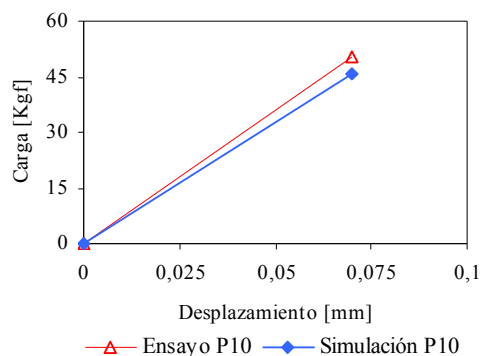


Figura 21. Curvas carga vs. desplazamiento producto de ensayos de compresión mediante simulaciones numéricas y ensayos experimentales a probetas cúbicas de tejido trabecular en dirección radial (Y).

5 CONCLUSIONES

Las curvas carga – desplazamiento obtenidas en ensayos mecánicos a huesos que solo contienen componente mineral presentan, como era de esperarse, un comportamiento de material frágil.

El tejido óseo presenta mayor capacidad de carga en dirección longitudinal (Z) que en dirección transversal (X) y radial (Y). Esta característica de resistir fuerza es significativamente mayor en el hueso cortical que en el hueso trabecular.

La variación de los resultados que existe entre los ensayos de compresión a probetas hexaédricas de hueso trabecular en una misma dirección se puede atribuir a la diferencia de porosidad y densidad aparente existente entre las muestras.

La construcción de probetas hexaédricas posterior a la realización de TAC a estructuras óseas completas no permite ubicar con exactitud dicha probeta durante el proceso de segmentación, lo que se traduce en desviaciones de los resultados con relaciones a los obtenidos con ensayos experimentales.

En base al estudio de este trabajo es factible simular a través del MEF la curva carga-desplazamiento observada experimentalmente, con el uso de la ecuación publicada por Carter y Hayes (1977) y Rice et al. (1988) en modelos óseos de tejido cortical y trabecular respectivamente, mediante la correcta aplicación de condiciones de contorno, asignación de propiedades heterogéneas y ortotrópicas a partir de TAC. Todo esto se traduce en importantes contribuciones al estudio del comportamiento mecánico del tejido óseo. Más aun si se considera que pocos investigadores han efectuado simulaciones numéricas de estructuras óseas validadas con ensayos experimentales.

La convergencia de resultados producto de simulaciones numéricas en modelos óseos de probetas cúbicas, ocurre más rápida con elementos hexaédricos que con elementos tetraédricos, y es más acelerada mientras mayor es el número de puntos de Gauss empleados.

6 REFERENCIAS

- ANSYS[®], Inc. ANSYS 10.0 Help, Theory Referente, 2005.
- Ashman R. y Rho J. Elastic moduli of trabecular bone material. *Journal of Biomechanic*, 21, 177-181, 1988.
- Beaupré G., Orr T., Carter D. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 651-670, 1990.
- Carter D. y Hayes W. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 59A: 954-962, 1977.
- Cowin S. *Bone Mechanics*, CRC Press Inc., Boca Raton, Florida, 1989.

- Crowninshield R. y Pope, M. The response of compact bone in tension at various strain rates. *Ann. Biomedical Engineering*, 2., 217-225, 1974.
- García C. y Castejón F. Problemas de meteorología I. Estática y Termodinámica de la Atmósfera. *Instituto Nacional de Meteorología*, Madrid, España, B-2: 141-142, 1986.
- Hight T. y Brandeau J. Mathematical model of the stress strain-strain rate behavior of bone using the Ramberg-Osgood equation. *J. of Biomechanics*, 16, 445-450, 1983.
- Instituto de Biomecánica de Valencia. Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación. (2^{da} ed.). Valencia, España: COMIN M., PERIS J., PRAT J., DEJOZ R., VERA P., HOYOS J, 1999.
- Lotz J., Gerhart T., Hayes W. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 24, 317-329, 1991.
- Müller-Karger C. Simulación ósea por medio de la versión p del método de los elementos finitos. Tesis doctoral en ciencias de la ingeniería. Venezuela, 2001.
- Perillo-Marcón A., Ryd L., Jonsson K., Taylor M. A combined RSA and FE study of the implanted proximal tibia: correlation of the post-operative mechanical environment with implant migration. *Journal of Biomechanics*, 33: 1205-1213, 2004.
- Rice J. Cowin S. y Bowman J. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics J. of Biomechanic*, 21: 155-168, 1988.
- San Antonio T., Araque E., Casanova E., Müller-Karger C. Sensitivity analysis of heterogeneous mechanical properties of a bone model. II International Conference on Computational Bioengineering, Lisboa, Portugal, 2005.
- Turner C. y Burr D. Basic biomechanical measurements of bone: A Tutorial. *Bone*, 14, 595-606, 1993.
- Van Buskirk W., Cowin S., Ward R. Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. *Journal of Biomechanics*, 103: 67-71, 1981.