

# Modelado de hueso trabecular mediante paquetería de elemento finito basándose en estructuras de Voronoi

Edgar Isaac Ramírez D., Armando Ortiz P., Rafael Shouwenars F. y Osvaldo Ruiz C.

Departamento de Manufactura y Materiales de la Facultad de Ingeniería,  
Universidad Nacional Autónoma de México  
Circuito exterior de Ciudad Universitaria, Coyoacán, C.P. 04510, México, D.F.  
Tel. 5622-80-57, Fax 5622-80-58  
E-mail: edgarisaac10@yahoo.com.mx, armandoo@servidor.unam.mx, raf\_schouwenars@yahoo.com

## RESUMEN

Tratando de entender un sistema complejo, es muy útil extraer lo más esencial y usarlo para crear una representación simplificada. Un modelo permite observar el comportamiento del sistema y hacer predicciones de su desempeño bajo ciertas condiciones y parámetros.

El modelo del presente trabajo está enfocado a representar la estructura trabecular del hueso esponjoso, mediante celdas de Voronoi, a partir de las coordenadas de los centros de los poros de la estructura, para posteriormente ser evaluada mediante paquetería de elemento finito.

Adicionalmente buscando mayor similitud con la geometría trabecular, se asignó una geometría que considera un mayor espesor en la zona de unión de las trabéculas, ya que Kim y Al-Hassani [1], reportaron que este factor afecta la rigidez de la estructura y comprobaron que su consideración lleva a resultados con una mayor similitud a los experimentales.

Finalmente para nutrir el modelo se llevaron a cabo pruebas de compresión a probetas de hueso trabecular, tomando los valores de deformación máxima y esfuerzo máximo, que permitirán determinar la rigidez del tejido.

## ABSTRACT

For a better understanding of a complex system is really useful extracts the most important characteristics and use it for creating a simplified representation.

The model of this paper represents the trabecular architecture of bone by Voronoi cells, built from the coordinates of the porous centers, then the model was evaluated by finite element software.

For a better representation of the trabeculae geometry, Kim and Al-Hassani [1] reported that better results are obtained, if it is considered the coarsening in the union zone of the trabeculae.

Finally for the finite element model, it was made compression tests where we obtained the maximum strain and stress.

## PALABRAS CLAVE

Hueso esponjoso, Modelado de hueso, Estructuras de Voronoi.

## NOMENCLATURA

E\* Módulo de elasticidad a nivel aparente.

## INTRODUCCIÓN

En el hueso se distinguen dos clases de tejido, que desempeñan una función específica en cada sección en la cual se encuentran; estos son el hueso esponjoso y el cortical, los cuales tienen grandes diferencias.

A pesar de que existen numerosas investigaciones, la controversia acerca de que las propiedades mecánicas del hueso esponjoso y del hueso cortical son las mismas, sigue manteniéndose.

El hueso cortical es una masa sólida con canales únicamente microscópicos. Aproximadamente el 80% de la masa esquelética de un ser humano adulto es hueso cortical, el cual se forma como una pared exterior de los huesos y sus funciones principales son de soporte y protección.

El porcentaje restante pertenece al hueso esponjoso también conocido como poroso o trabecular (Figura 1), que está compuesto de una red interconectada de placas y barras que reciben el nombre de trabéculas. A densidades relativamente bajas, las celdas forman una red abierta de barras, conforme la densidad relativa aumenta, más material se acumula en las paredes de las celdas y la estructura se transforma en una red más cerrada de placas.

El hueso esponjoso se encuentra principalmente cerca de las terminales de los huesos largos y en los cuerpos vertebrales. En los huesos largos, distribuye las cargas mecánicas desde las superficies articulares hasta el hueso cortical, mientras que en las vértebras es el constituyente principal que absorbe la carga.

La densidad, arquitectura y función del hueso en una posición localizada dependen de la magnitud de las cargas a las que está sometido. En las imágenes las estructuras con bajas densidades y celdas abiertas, se desarrollan en regiones de bajos esfuerzos, mientras que las de mayores densidades y celdas cerradas se desarrollan en regiones sometidas a altos esfuerzos.

En la práctica la densidad relativa del hueso esponjoso varía de 0.05 a 0.7 (técnicamente, cualquier hueso con una densidad relativa menor a 0.7 se clasifica como esponjoso).

La densidad relativa de una celda abierta, con estructura de barras es generalmente menor que 0.13 mientras que en una celda cerrada con estructura de placas es mayor a 0.2. Cuando hay una densidad relativa intermedia se trata de una combinación entre barras y placas [2].

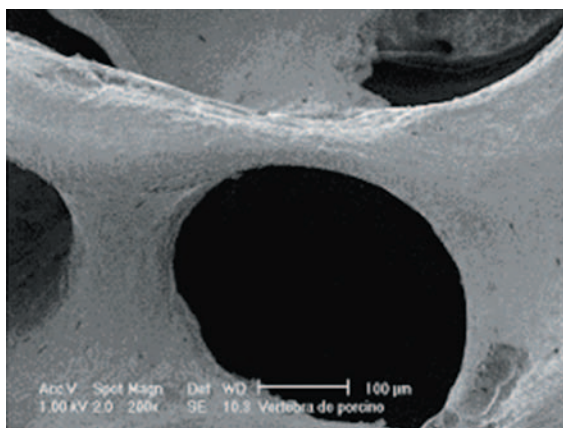


Figura 1 Imagen hueso esponjoso 200X [3]

En el hueso esponjoso las células óseas se sitúan entre láminas o en la superficie de las trabéculas donde pueden ser directamente influenciadas por la médula. Parece ser más activo metabólicamente y de respuesta más rápida a las cargas.

La mayoría de las trabéculas tienen un espesor menor a 0.2 mm y no contienen vasos sanguíneos. Cada trabécula se compone de un mosaico de segmentos angulares que reciben el nombre de paquetes trabeculares y son la unidad estructural del hueso esponjoso. Estos paquetes se componen de hojas paralelas de láminas unidas por líneas de cemento al igual que en el hueso cortical. En el caso de trabéculas de espesor mayor a 0.2 mm suelen aparecer estructuras similares a los osteones (hemiosteones).

Aun cuando la resistencia del hueso esponjoso es el parámetro más relevante para el riesgo de fractura, las propiedades elásticas determinan el comportamiento mecánico durante las actividades de la vida diaria. Durante tales actividades, las deformaciones en el hueso generalmente no exceden el rango lineal.

El comportamiento mecánico de los materiales celulares como el hueso trabecular depende de tres parámetros, el tipo de estructura que forman las celdas, la fracción volumétrica de sólido o la densidad relativa y las propiedades del material de la pared de la celda.

El hueso esponjoso es altamente poroso, tiene una estructura interna de trabéculas, que están compuestas de cristales de hidroxiapatita dentro de una matriz de fibras de colágeno. Las propiedades mecánicas de la matriz del hueso son las que influyen primariamente en el comportamiento mecánico.

La estructura trabecular (arquitectura) del hueso esponjoso es el segundo factor en importancia para las propiedades. La estructura puede tener distintas formas.

## CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DEL HUESO ESPONJOSO

Para la primera parte de este trabajo se tomaron resultados de la caracterización mecánica de probetas de hueso esponjoso obtenidas de fémur.

Las muestras se obtienen con la ayuda de un sacabocados (herramienta cilíndrica hueca). Se corta de tal forma que se obtenga la mayor cantidad de hueso esponjoso posible.

Luego se lava la muestra con agua y jabón, sin el uso de sosa o algún elemento desengrasante debido a los daños que pueda ocasionar en la misma.

Las relaciones entre longitud y diámetro de la muestra es de 2:1, donde el diámetro de la probeta obtenida es de 1.05 cm.

Posteriormente se realiza un lavado ultrasónico para eliminar médula y grasa, ya que la limpieza con aire a presión puede dañar la estructura.

Finalmente se almacenan las muestras en solución isotónica de cloruro de Sodio Abbott (Cloruro de Sodio al 0.9%) y se refrigeran.

Las probetas fueron almacenadas en solución salina por un periodo de 8 días a una temperatura aproximada de 10 ° C.

Se obtuvieron 10 probetas cilíndricas, las cuales fueron sometidas a pruebas de compresión. El análisis de las curvas se hizo únicamente en la región elástica y se obtuvieron los resultados que se presentan en la tabla 1.

Tabla 1 Resultados de las curvas esfuerzo-deformación.

Probeta	Módulo de Young $E^*$ [Gpa]	Deformación Máxima [%]	Esfuerzo Máximo [MPa]
1	.113	8	7.7
2	.123	4.8	4.7
3	.131	6	6.6
4	.129	4.6	4.5
5	.168	5.2	6.8
6	.068	7.9	5.06
7	.113	7.1	5.09
8	.170	5	6.43
9	.140	4	5.12
10	.093	5.4	5
Promedio	.126	5.55	5.47

Cabe mencionar que el módulo obtenido se conoce como módulo aparente  $E^*$ , debido a que es el módulo de elasticidad del hueso trabecular y de los poros de la estructura, por lo que para el modelo no puede ser utilizado, ya que éste considera la porosidad en su geometría. Por lo anterior los valores que se utilizarán serán los de deformación y esfuerzo máximo promedio.

La deformación máxima promedio se aplicará mediante un desplazamiento a compresión al modelo en elemento finito y al mismo tiempo se manejará un módulo de elasticidad variable, hasta encontrar en la estructura del modelo, el esfuerzo máximo determinado experimentalmente, teniendo en cuenta que a este esfuerzo, la estructura colapsa, finalmente, esto permitirá determinar el módulo de elasticidad del tejido óseo.

Las curvas esfuerzo-deformación obtenidas de las pruebas de compresión presentan el comportamiento típico para sólidos celulares y está caracterizado por tres regímenes (Figura 2): Régimen elástico lineal, correspondiente a la flexión de los bordes o la deformación de las paredes; el esfuerzo meseta (plateau), correspondiente al colapso progresivo de la celda por pandeo elástico, cedencia plástica o fractura frágil, dependiendo de la naturaleza del sólido del que está hecho el material; y la densificación, correspondiente al colapso de las celdas a través del material y de la carga subsecuente de los bordes y de las caras de las celdas, unas sobre otras [4].

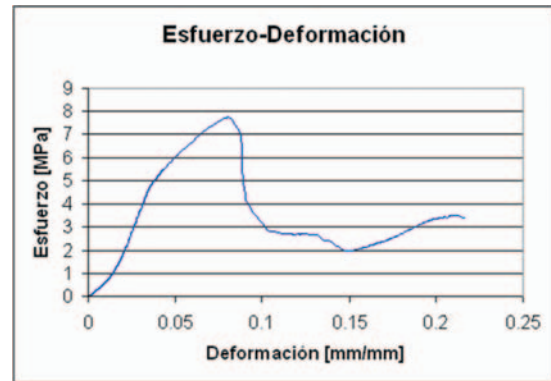


Figura 2 Curva esfuerzo-deformación para sólidos celulares.

## CARACTERIZACIÓN MICROESTRUCTURAL DEL HUESO ESPONJOSO

Para llevar a cabo la caracterización microestructural se obtuvo una muestra de hueso esponjoso, mediante la metodología utilizada para la caracterización mecánica, de 1.05 cm de diámetro y 2.1 cm de longitud.

Para observar la estructura trabecular, en un inicio se utilizó el estereoscopio, pero en la sección longitudinal debido al corte del sacabocados se muestra un daño sobre la arquitectura trabecular, que no permite su análisis.

Por lo anterior se optó por usar la cortadora de diamante y cortar en dos la probeta cilíndrica, de donde se obtendrá el área de observación (Figura 3).

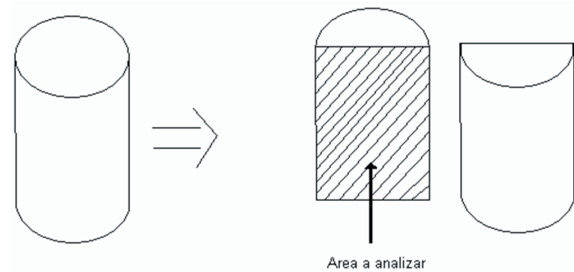


Figura 3 Corte mediante disco de diamante para caracterización microestructural.

De lo anterior se obtuvieron imágenes a 100X, mediante el microscopio óptico y se barrió toda la superficie de la probeta, de tal forma que se pudiera reconstruir mediante Corel Draw®, el área longitudinal de la muestra (figura 4).

A partir de la imagen descrita en el párrafo anterior, se obtuvieron las coordenadas de los centros de cada uno de los poros de la arquitectura trabecular, mediante los cuales se construyeron los modelos de celdas de Voronoi con ayuda de Mathematica® (figura 6).



Figura 4 Probeta 1 corte transversal (10.99 x 15.3 mm).

Adicionalmente se dividió en tres regiones del mismo tamaño, la figura 4, debido a la clara diferencia en el espesor trabecular a lo largo de la altura de la probeta. Se llevaron a cabo 10 mediciones en cada una de las zonas, obteniendo para cada una de estas el valor de L (espesor trabecular en la zona de unión con las demás trabéculas) y el valor de l (espesor mínimo en la zona central de la trabécula) mostrado en la figura 5 y colocando los valores promedio en la tabla 2.

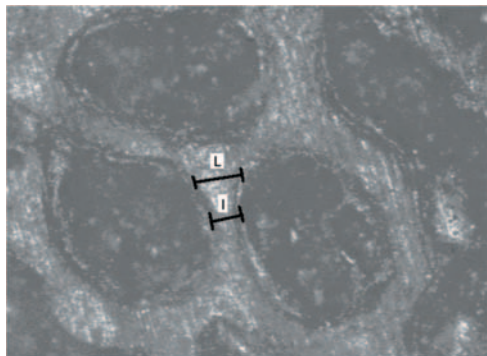


Figura 5 Imagen del hueso trabecular a 50 X.

Tabla 2 Valores promedio de espesores en el centro de las trabéculas [l] y en las zonas de unión [L], para tres regiones distintas de la figura 4.

Probeta 1	l [mm]	L [mm]
Arriba	0.20	0.46
En medio	0.19	0.44
Abajo	0.30	0.75
Promedio	0.23	0.55

De las mediciones mostradas en la tabla 2, se utilizarán, para 2/3 del modelo el valor promedio de l y L de las regiones

de arriba y en medio, y para el tercio restante los valores medidos en la región de abajo.

### MODELADO DE HUESO TRABECULAR

Silva y Gibson [5], plantearon un modelo bidimensional de elemento finito para simular el hueso trabecular de una vértebra, usando la técnica Voronoi.

Un diagrama de Voronoi es construido a partir de un grupo de puntos de nucleación, que pueden estar espaciados regularmente o sin orden. El diagrama es generado mediante la construcción de bisectores perpendiculares para cada par de puntos adyacentes. Las celdas resultantes son aquellas que son formadas simultáneamente desde los puntos de nucleación y crecen a una velocidad uniforme hasta que se conectan con las celdas adyacentes.

De esta manera en el diagrama de Voronoi, las paredes de las celdas se encuentran vinculadas a todos los puntos en el espacio que se encuentran cercanos a un solo punto de nucleación.

Para los diagramas de hueso trabecular, los puntos de nucleación no tienen ningún significado físico, son simplemente entidades de construcción que permiten crear los diagramas de un modo repetitivo.

A diferencia de la técnica utilizada por Silva y Gibson, donde parten de puntos de nucleación acomodados de tal forma que generan un arreglo de Voronoi de celdas cuadráticas y a los cuales les aplican un factor de distorsión para la obtención de la estructura final. En este trabajo se tomaron las coordenadas de los puntos centrales de los poros con los cuales directamente se generó la estructura de Voronoi (figura 6).

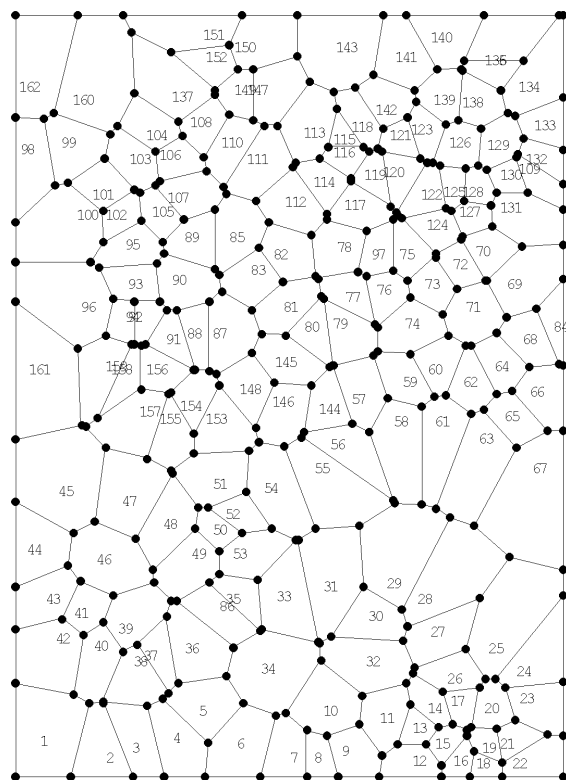


Figura 6 Modelo con celdas de Voronoi para la probeta 1 corte transversal.

A partir de la estructura de Voronoi generada mediante paquetería, se transfirieron los datos de la estructura a Abaqus®, para analizarla por elemento finito.

A cada una de las barras de la estructura de Voronoi se le asignó la geometría trabecular que se observa en la figura 7. Buscando que la estructura se asemeje en mayor medida a la geometría que se observa en las imágenes, y considerando que Kim y Al-Hassani han reportado que la rigidez de las barras en las regiones de sus uniones influye en la deformación a flexión de las mismas, ya que se reduce la longitud efectiva sobre la cual se deforma elásticamente, además comprobaron que se obtiene una mejor aproximación si se considera este engrosamiento en los modelos.

El modelo de la trabécula individual consta de 2 circunferencias de radios iguales a la mitad del espesor medido en las regiones más gruesas ( $L/2$ ), mientras que la sección media tiene como espesor el valor medio evaluado en el centro de las trabéculas ( $l$ ).

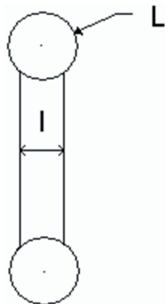


Figura 7 Geometría básica del modelo de la trabécula.

La estructura generada en la paquetería queda como se muestra en la figura 8.

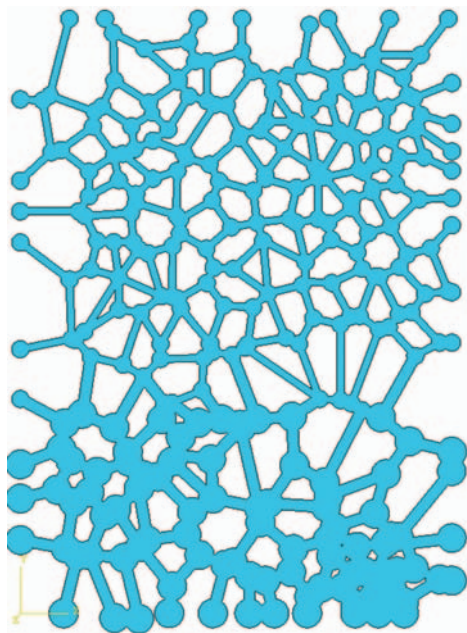


Figura 8 Modelo generado a partir de la estructura de Voronoi, agregando la estructura trabecular.

## RESULTADOS

Al modelo en elemento finito se le asignó un desplazamiento vertical en la superficie superior de 0.84 mm, que corresponde al 5.5 % de deformación, y se empotró en la superficie inferior.

Se consideró como elástico asignando un módulo de Young de 1 GPa y una relación de Poisson de 0.3, con esto se observó el nivel de esfuerzos presente en la estructura. Este valor divide el nivel de esfuerzos máximo obtenido experimentalmente ya que se tiene una relación lineal y con esto se determina el factor por el que hay que multiplicar el módulo de elasticidad. Para esta estructura se determinó un módulo de 180 MPa.

Partiendo del módulo de Young de 180 GPa en las figuras 9 y 10 se observa la distribución de esfuerzos sobre la estructura trabecular, se asignó un valor de 5.5 MPa, como valor máximo para que con esto se observe de una manera mas clara las zonas que superan este valor (zonas grises) y por lo tanto las trabéculas que en consecuencia fallan y llevan al colapso de la estructura.

Para la figura 9 a un 2% de deformación ya existen trabéculas que llegan a su esfuerzo máximo o que en un momento dado están a límite de este valor (aparecen en color rojo) y en consecuencia empieza la falla de la estructura por estas regiones.

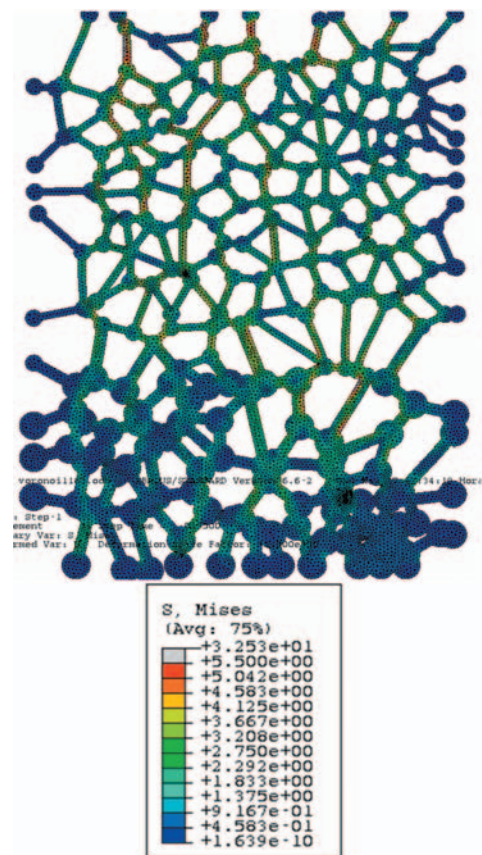


Figura 9 Estructura 1 deformada 2%, mostrando el nivel de esfuerzos para un modulo de elasticidad de 180 MPa.

En la figura 10 se observa la distribución de esfuerzos para la deformación máxima de 5.5 %, es evidente que para esta condición si no todas, si una gran cantidad de las trabéculas han llegado o incluso rebasado el nivel máximo de 5.5 MPa, por lo que se presentará el colapso de la estructura.

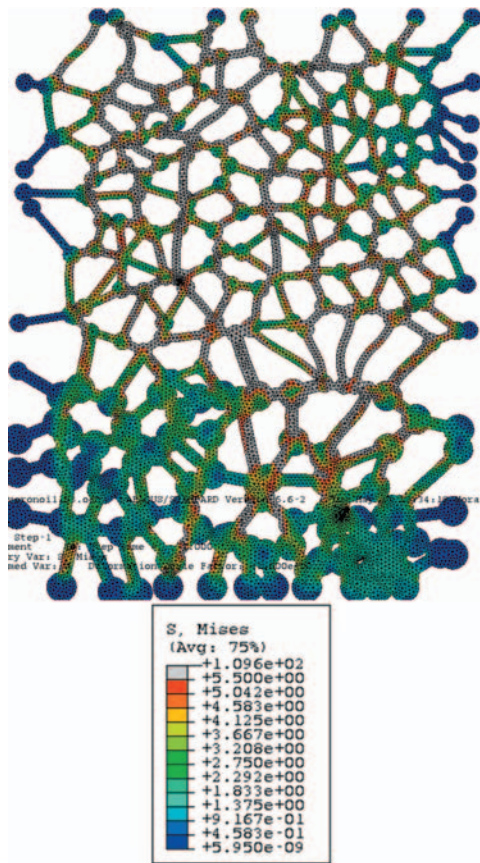


Figura 10 Estructura 1 deformada 5.5%, mostrando el nivel de esfuerzos para un módulo de elasticidad de 180 MPa.

Cabe mencionar que también se consideraron condiciones de auto-contacto debido a que durante la deformación algunas trabéculas empezaron a interactuar con otras, considerando el contacto sin fricción.

## CONCLUSIONES

El método de celdas de Voronoi es una técnica geométrica que permite reproducir de una forma relativamente simple una estructura celular como la del hueso trabecular.

Este modelo a diferencia de aquellos que consideran únicamente una celda unitaria, tiene la ventaja que se pueden tomar en cuenta los tres factores determinantes de cualquier sólido celular, las propiedades del tejido, la arquitectura trabecular y la densidad o fracción volumétrica, sobre este último punto se puede desarrollar variando el espesor mínimo de las trabéculas.

Adicionalmente el modelo permite observar perfectamente el nivel de esfuerzos a través de la estructura y en consecuencia su secuencia de falla

El resultado obtenido para el módulo de elasticidad se encuentra por debajo de los reportados en la literatura, esto se puede deber a que los valores obtenidos experimentalmente, si bien se encuentran dentro de los rangos reportados, están entre de los valores mínimos.

Se debe trabajar en la automatización del proceso, para hacerlo mas eficiente, principalmente en la generación de la geometría en la paquetería de elemento finito después de la obtención de la estructura de Voronoi, al mismo tiempo se debe trabajar en la obtención de un modelo en 3 dimensiones.

## AGRADECIMIENTOS

Se agradece el apoyo en las diferentes etapas del presente estudio a los ingenieros Efraín Ramos, Roberto Cisneros, Ignacio Cueva, Jorge L. Romero y al biólogo Germán Álvarez. Por otra parte se reconoce el apoyo económico brindado por la Dirección de Asuntos del Personal Académico de la UNAM, esto a través del proyecto PAPIIT IN102006-3.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Kim H., Al-Hassani S., A morphological model of vertebral trabecular bone, *Biomechs. Journal*, South Korea, 2002.
- [2] Jee W, The skeletal tissues, in *cell and tissue biology*. A text book of histology, Urban and Schwarzenberg, Baltimore, 1988.
- [3] Narváez Mónica, Propuesta para el análisis de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso vertebral, Tesis Licenciatura UNAM, México, 2004.
- [4] Gibson L., The mechanical behavior of cancellous bone, *J. of Biomechanics*, 1985.
- [5] Silva M. y Gibson L., Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: Effects of age-related changes in microstructure, *Bone*, Vol. 21, No. 2, 1997.
- [6] Cowin Stephen, *Bone mechanics handbook*, 2ª edición, CRC, USA, 2001.
- [7] Gibson y Lorna, *Biomechanics of cellular solids*, Massachusetts, 2004.
- [8] An Yuehui y Draughn Robert, *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*, CRC, U.S.A., 2000.
- [9] Currey J., *Bones: Structure and Mechanics*, Princeton University Press, E.U.A, 2002.
- [10] Martínez David, Estudio de las propiedades mecánicas del tejido óseo y sus mecanismos de evaluación, Tesis Licenciatura UNAM, México, 2006.
- [11] Narváez Mónica, Propuesta para el análisis de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso vertebral, Tesis Licenciatura UNAM, México, 2004.