



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**MODELADO DE HUESO TRABECULAR
MEDIANTE ESTRUCTURAS BÁSICAS
TRIDIMENSIONALES POR PAQUETERÍA DE
ELEMENTO FINITO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
INGENIERO MECÁNICO**

P R E S E N T A:

IVÁN HERNÁNDEZ ROJANO

DIRECTOR DE TESIS

M. en I. EDGAR ISAAC RAMÍREZ DÍAZ



CD. UNIVERSITARIA

2011

Contenido

Capítulo 1	1
Anatomía y fisiología	1
1.1 Funciones del hueso	1
1.1.1 Soporte	1
1.1.2 Protección de los órganos vitales	1
1.1.3 Almacenamiento mineral	1
1.1.4 Hematopoyesis	1
1.2 Morfología	2
1.3 Hueso cortical y trabecular	4
1.4 Hueso fibroso y lamelar	6
1.5 Composición del hueso	7
1.6 Niveles de organización	8
1.7 Organización celular dentro de la matriz del hueso	9
1.8 Osificación del hueso	11
1.8.1 Osificación	11
1.8.2 Modelado	12
1.8.3 Remodelado	12
Capítulo 2	14
Comportamiento y propiedades mecánicas del hueso trabecular	14
2.1 Introducción	14
2.2 Comportamiento mecánico del hueso trabecular	14
2.3 Propiedades mecánicas del hueso trabecular	16
2.4 Factores que influyen en las propiedades mecánicas del hueso	20
2.4.1 Calidad del hueso	20
2.4.2 Edad	20
2.4.3 Enfermedades	22
2.4.4 Composición de la matriz	24
2.4.5 Hormonas y proteínas	24
2.4.6 Microarquitectura	25
2.4.7 Remodelado	25
2.4.8 Anisotropía y heterogeneidad	26
2.4.9 Sexo	26
2.4.10 Fracturas	28
2.4.11 Estímulos mecánicos	28

2.5 Relación entre propiedades elásticas y densidad estructural	29
Capítulo 3	31
Modelos de hueso	31
3.1 Métodos de adquisición de imágenes para estructuras trabeculares	31
3.2 Análisis de elemento finito basado en imágenes de hueso trabecular	31
3.3 Análisis de elemento finito basado en microestructura periódica	33
3.4 Modelos tridimensionales de microestructura periódica	34
3.5 Modelos bidimensionales	40
3.6 Consecuencias de la utilización de modelos	41
Capítulo 4	42
Modelado de la estructura trabecular	42
4.1 Estructura I constituida exclusivamente por barras	43
4.1.1 Análisis por elemento finito de la estructura I	46
4.1.2 Resultados	47
4.1.3 Análisis de resultados para la estructura I	57
4.2 Estructura II formada por placas paralelas	60
4.2.1 Análisis por elemento finito de la estructura II	63
4.2.2 Resultados	64
4.2.3 Análisis de resultados para la estructura II	74
4.3 Estructura III formada por placas que encierran cavidades cilíndricas	77
4.3.1 Análisis por elemento finito de la estructura III	80
4.3.2 Resultados	81
4.3.3 Análisis de resultados para la estructura III	91
Capítulo 5	
Conclusiones	94
Bibliografía	96

Prólogo

El hueso es el elemento estructural esencial para el cuerpo de los seres humanos y de todos los mamíferos. Es el elemento fundamental para llevar a cabo funciones locomotoras, de soporte y protección dentro del esqueleto. Además de sus funciones mecánicas, el hueso actúa como un depósito para muchos minerales. Está compuesto de células, fibras y sustancias minerales, y se asemeja en ese sentido a otros tejidos conectivos, pero a diferencia de ellos, sus componentes extracelulares están calcificados.

La morfología del hueso le permite ser un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez se le atribuye a la capa exterior, formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso. En términos mecánicos, el hueso es un material compuesto, constituido por varias fases.

El material óseo es radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica debido a que su estructura es heterogénea y anisotrópica, mientras que sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino que también lo hacen dentro de uno mismo.

El hueso es un sistema complejo, sujeto a un gran número de procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos relacionados entre sí y con sus propiedades mecánicas y geométricas. No se puede considerar como cualquier otro material utilizado en ingeniería debido a que su estructura se encuentra en un continuo proceso de crecimiento y regeneración que constituye el mecanismo mediante el cual el hueso adapta su estructura para hacer frente de manera efectiva a las cargas o sollicitaciones externas, procesos patológicos graves, fracturas, y el envejecimiento entre otros.

El objetivo de este trabajo es la comparación del efecto que tiene en la resistencia del hueso trabecular la pérdida de volumen de manera uniforme conservando su arquitectura original con el efecto que tiene en la estructura la pérdida de volumen de manera no uniforme y alterando su arquitectura original considerando celdas básicas tridimensionales.

En el primer capítulo se explican de manera general las características del hueso así como sus funciones principales en el cuerpo humano, los tipos de hueso que existen, su morfología, clasificaciones, composición, niveles de organización, y los procesos que existen para su crecimiento y modificación, lo cual permitirá entender de forma más clara la anatomía y fisiología de este tejido.

En el segundo capítulo se explican principalmente el comportamiento y propiedades mecánicas del hueso trabecular, así como los factores que influyen para la alteración en estos, como son las enfermedades, la edad, el sexo, la microarquitectura y la composición de la matriz entre otros.

Al final de éste se mencionan algunos métodos para la determinación de relaciones entre la estructura del hueso trabecular y sus propiedades mecánicas.

En el tercer capítulo se abordan algunos de los métodos que se utilizan para la adquisición de imágenes para estructuras trabeculares, así como los análisis de elemento finito basado en éstas y en microestructuras periódicas. Al final se mencionan algunos de los modelos bidimensionales y tridimensionales que se han desarrollado anteriormente por algunos autores.

En el cuarto capítulo se generan los modelos de la estructura trabecular basados en las tres estructuras propuestas por Singh en 1978 así como las variantes disminuyendo su volumen. También se hace el análisis de elemento finito de cada una y se muestra el análisis de los resultados obtenidos y su comparación.

Finalmente en el último capítulo se establecen las conclusiones obtenidas a partir del análisis de resultados desarrollado en el capítulo anterior.

Capítulo 1

Anatomía y fisiología

1.1 Funciones del hueso

Los huesos como parte del esqueleto, tienen cuatro funciones principales, dos mecánicas y dos fisiológicas. Las funciones mecánicas son la de soporte y la de protección, mientras que las fisiológicas son la de almacenamiento mineral y la de hematopoyesis.

1.1.1 Soporte

Al formar el esqueleto, los huesos proveen la resistencia y rigidez necesarias para soportar las fuerzas externas aplicadas sobre el, además, junto con los músculos, proveen de movilidad al cuerpo.

1.1.2 Protección de los órganos vitales

Con la finalidad de proteger a los órganos vitales como lo son el cerebro, el corazón, la médula espinal y los pulmones, el esqueleto posee estructuras que permiten absorber grandes cantidades de energía proveniente de cargas externas a la vez que se mantiene con un peso relativamente bajo.

Las costillas y el esternón protegen a los pulmones y al corazón, de la misma manera, la pelvis y la columna vertebral protegen los tejidos respectivos en su interior.

1.1.3 Almacenamiento mineral

Los huesos también actúan como depósitos de minerales, especialmente de calcio y fósforo. Aproximadamente el 99% del calcio de todo el cuerpo humano está almacenado en ellos y una de las maneras para regular su nivel y el del fósforo en el torrente sanguíneo es mediante el remodelado (Tortora, 1983). Si el cuerpo humano tiene una deficiencia alimenticia de calcio, recurre a los huesos para tomar la cantidad necesaria.

1.1.4 Hematopoyesis

El proceso llamado hematopoyesis es a través del cual se forman los glóbulos rojos de la sangre y se lleva a cabo dentro de la médula que es un tejido que está contenido en las porosidades del hueso trabecular, del cual se hablará más adelante.

1.2 Morfología

Existen 206 huesos en el esqueleto humano los cuales usualmente se dividen en cuatro categorías basadas en su forma y se clasifican en cortos, largos, planos e irregulares.

Los huesos largos son aquellos en los que predomina la longitud sobre su ancho y grosor, y están constituidos de una capa exterior gruesa de hueso cortical y una cavidad interior que contiene la médula. Sus extremos contienen hueso esponjoso. Entre los huesos que entran en esta clasificación se pueden mencionar al fémur, la tibia y el húmero (figura 1.1 a).

Los huesos cortos son aquellos en los que son prácticamente iguales el largo, ancho y espesor, y están formados en su mayoría por tejido esponjoso en su interior, y una delgada capa de tejido cortical en su exterior. Ejemplos de este tipo de hueso son los metacarpos (figura 1.1 b).

Algunos de los huesos planos son el íleon, el cráneo y el omóplato, y en estos la longitud y la anchura predominan sobre el grosor. Están constituidos principalmente por tejido cortical y una delgada lamina de tejido trabecular en su interior (figura 1.1 c).

Los huesos irregulares son aquellos que no entran en las categorías anteriores, y ejemplos de ellos son los huesos de las muñecas y los elementos posteriores de las vértebras. Al igual que los huesos cortos, están formados principalmente por tejido trabecular y una delgada capa exterior de tejido compacto (figura 1.1 d).

Los huesos largos tienen dos extremidades más anchas que el resto, a las que se les llama epífisis, un hueco cilíndrico en la parte media llamada diáfisis, y una zona de transición entre ellas llamada metáfisis (figura 1.2).

La epífisis por un lado y la metáfisis y diáfisis por otro, forman dos distintas zonas de osificación, y son separadas por una capa de cartílago durante el periodo de crecimiento. Esta capa de células es la responsable del crecimiento longitudinal del hueso, y con la edad se mineraliza hasta que al final del crecimiento es reemplazada por hueso.

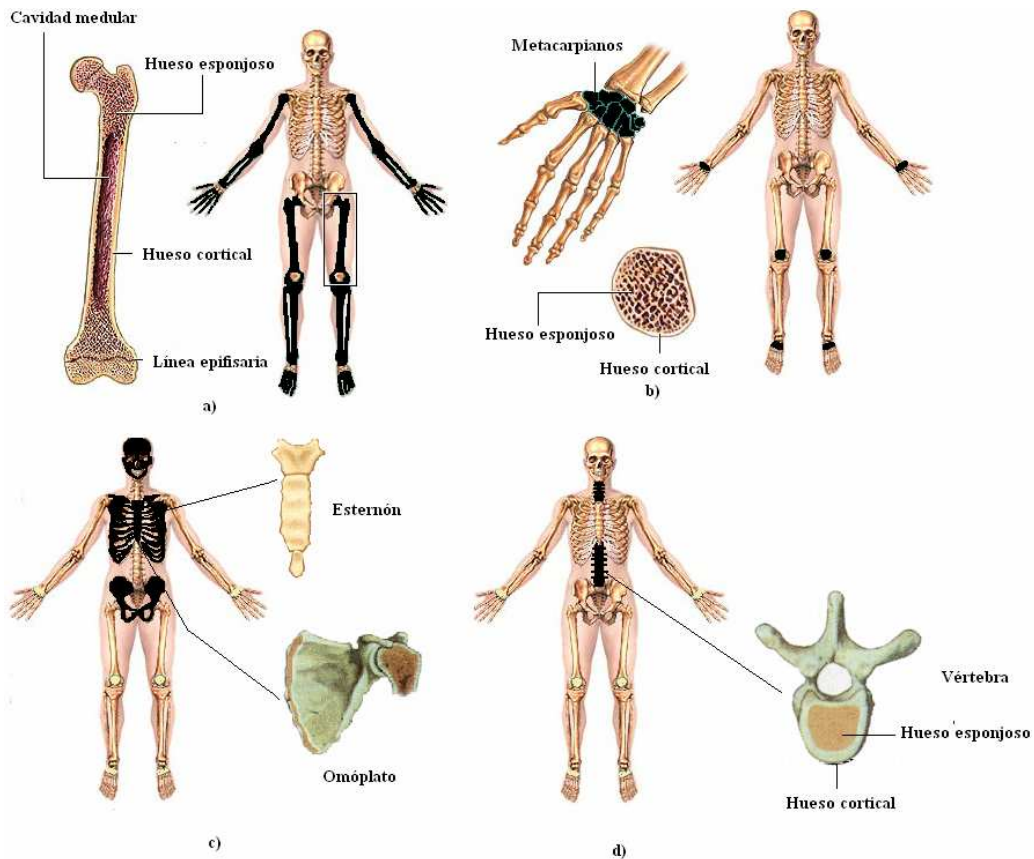


Figura 1.1 Clasificación de los huesos según su forma. a) largos, b) cortos c) planos d) irregulares (Ramírez, 2007).

Con respecto a la metáfisis y la epífisis, la corteza se vuelve paulatinamente más delgada y el espacio interno es llenado con una red o arreglo de delgadas barras o trabéculas calcificadas las cuales conforman el hueso esponjoso o trabecular. La superficie exterior de la corteza o hueso cortical en la zona de la epífisis se cubre por una capa de cartílago articular que no se calcifica mientras que los espacios que quedan entre las trabéculas se llenan con médula ósea.

La diáfisis que proporciona resistencia a la torsión y a la flexión está formada por hueso cortical denso en forma tubular de pared gruesa. La metáfisis por otro lado está prácticamente constituida por hueso trabecular lo que permite que se presenten mayores deformaciones que en la diáfisis bajo la misma carga.

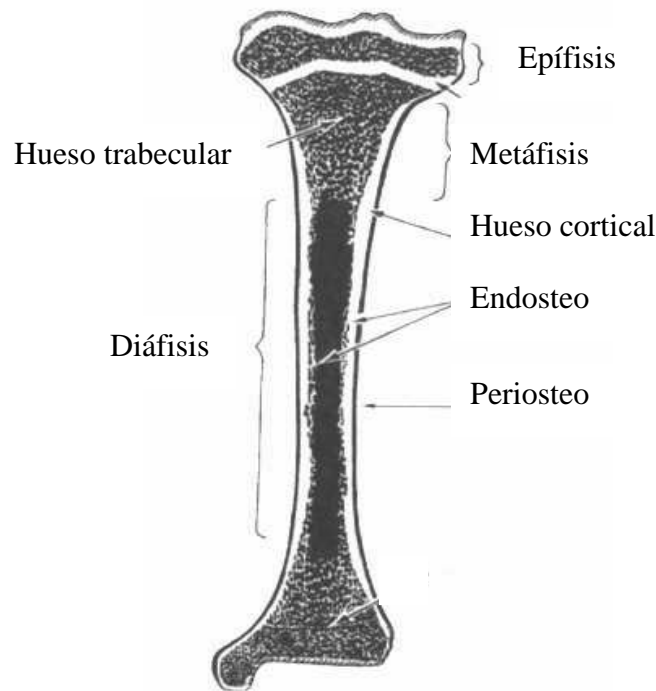


Figura 1.2 Diagrama de la tibia y sus componentes (Cowan, 2001).

La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago compuesto de fluidos corporales que lubrican y proporcionan una interfase con un bajo coeficiente de fricción que facilita el movimiento relativo entre los huesos de la articulación.

1.3 Hueso cortical y trabecular

El hueso cortical o compacto constituye aproximadamente el 80% de la masa del esqueleto y es el material de la corteza exterior de los huesos. Este tejido tiene una alta fracción volumétrica de material mineralizado de entre 90 y 95% y un área superficial baja.

El hueso trabecular constituye aproximadamente un 20% de la masa total del esqueleto y se localiza principalmente en la epífisis de los huesos largos, dentro de las vértebras y los huesos planos como el cráneo y la pelvis (figura 1.3). Tiene una gran área superficial y una fracción volumétrica de minerales en un rango de entre el 5 y el 50% dependiendo de su ubicación (Day, 2005).

El hueso trabecular está formado de una red tridimensional de barras muy delgadas acompañadas de paredes o placas. A este conjunto de elementos se le da el nombre de trabéculas y son las que le dan nombre a este tipo de hueso.

El hueso trabecular es muy poroso y este espacio es llenado por la médula ósea que es la sustancia que aporta los nutrientes necesarios para el desarrollo de este tejido. Es considerado como una estructura porosa de dos fases, el hueso y la médula. Además de lo anterior, el hueso trabecular juega un papel muy importante en el comportamiento mecánico y en la funcionalidad del esqueleto donde sea que este tejido se encuentre.

En los huesos cortos se presenta una delgada capa de tejido cortical y el tejido trabecular en mayor proporción, por lo cual se optimiza el peso.

En los huesos planos, el hueso trabecular ayuda a evitar que estos se flexionen, además de que le aporta la capacidad de absorber energía por impactos.

En los extremos de los huesos largos, el tejido trabecular ayuda a transmitir gradualmente las fuertes cargas a compresión provenientes de las articulaciones hacia el tejido cortical.

Los tejidos cortical y trabecular del hueso están formados por las mismas células y por los mismos elementos, pero tienen diferencias estructurales y funcionales. Mientras que el hueso cortical contiene vasos sanguíneos para su nutrición, el hueso trabecular se nutre mediante la médula contenida entre sus porosidades (Krstic, 1985).

El hueso cortical principalmente cumple con funciones de protección y de soporte mecánico, mientras que el hueso trabecular cumple principalmente con una función metabólica. Sin embargo, el hueso trabecular también tiene un papel importante en la función biomecánica de los huesos, particularmente en las vértebras.

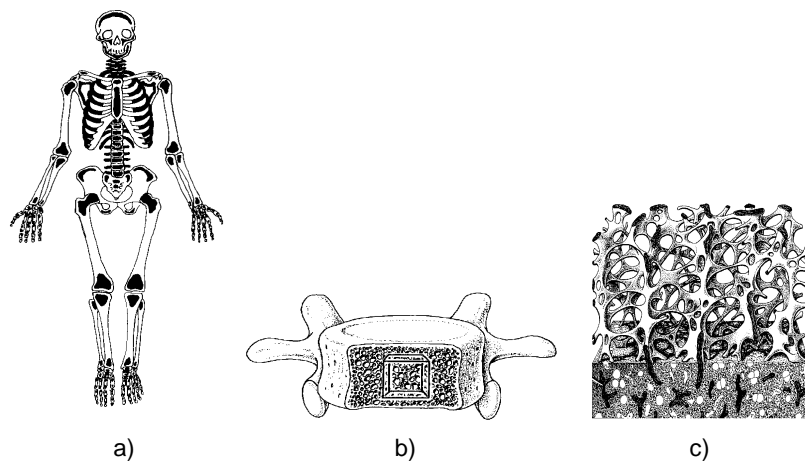


Figura 1.3 a) Distribución del hueso trabecular en el esqueleto humano (zonas oscuras), b) Vértebra con hueso trabecular en su interior, c) Arreglo tridimensional del hueso trabecular con médula en su interior (Krstic, 1991).

1.4 Hueso fibroso y lamelar

La formación del hueso involucra la actividad conjunta de células llamadas osteoblastos y osteoclastos. Las primeras producen la matriz del hueso, las segundas la destruyen.

Cuando las células producen el hueso por primera vez o cuando se realiza un proceso curativo como el que se presenta después de una fractura, en tumores o en enfermedades metabólicas del hueso, las fibras de colágeno contenidas en la matriz del hueso se forman rápidamente en direcciones no preferenciales o desorganizadas. Este tipo de hueso recibe el nombre de fibroso, y se caracteriza por formar bultos de fibras de colágeno irregulares, numerosos osteocitos de gran tamaño, además de tener una calcificación irregular.

Después, este tejido se somete a una reconstrucción por el proceso de remodelado del cual resulta un tejido mucho más organizado y maduro llamado lamelar. Para el hueso cortical, la estructura del tejido se convierte en un conjunto de anillos concéntricos llamados osteones, mientras que para el trabecular esta se convierte paulatinamente en trabéculas.

Las lamelas se acomodan de manera paralela entre si cuando se encuentran a lo largo de una superficie plana, como en el hueso trabecular o el periostio, o de forma concéntrica si se encuentran en una superficie cercana a un vaso sanguíneo.

En el hueso cortical, las lámelas se presentan en tres patrones principalmente. En anillos circulares, a las que se les llama concéntricas, y se encuentran rodeando a los canales vasculares. A este conjunto se le conoce como osteón. Extendidas ininterrumpidamente, en la parte interna o externa del hueso cortical, a las que se llama circunferenciales. En fragmentos, se encuentran llenando los huecos que dejan los osteones, a las que se les nombra intersticiales.

El osteón junto con su canal Haversiano forman el Sistema Haversiano. Los canales de Havers miden entre 30 y 70 μm de diámetro y contienen vasos sanguíneos, nervios y tejido conjuntivo. Los canales de Volkmann conectan a los canales Havesianos y forman una red que conecta a la superficie exterior e interior del hueso cortical (figura 1.4).

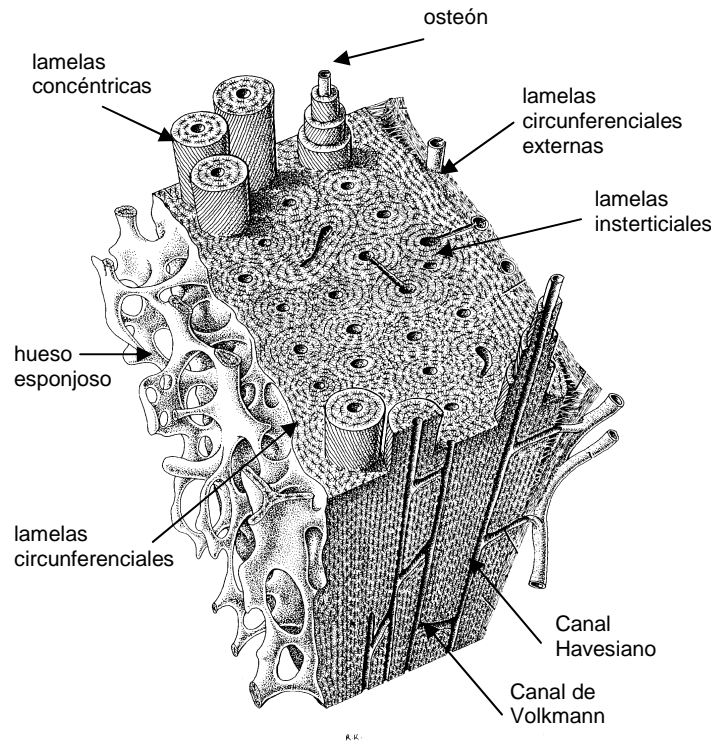


Figura 1.4 Estructura lamelar de los huesos trabecular y esponjoso (Krstic, 1985).

1.5 Composición del hueso

En el nivel de organización más bajo, el hueso es un material compuesto, integrado principalmente por fibras de colágeno tipo I reforzadas por cristales de fosfato de calcio inorgánicos que forman la hidroxiapatita. La fase mineralizada del hueso es la que le proporciona su rigidez, mientras que el colágeno contribuye a la resistencia a la tensión y a la dureza. Otros constituyentes del hueso son el agua, las células vivas, los vasos sanguíneos, numerosas proteínas no colágenas y los polisacáridos.

El colágeno tipo I es una proteína blanda constituida de tres cadenas proteínicas enrolladas entre sí formando una hélice y una gran cantidad de enlaces covalentes (figura 1.5).

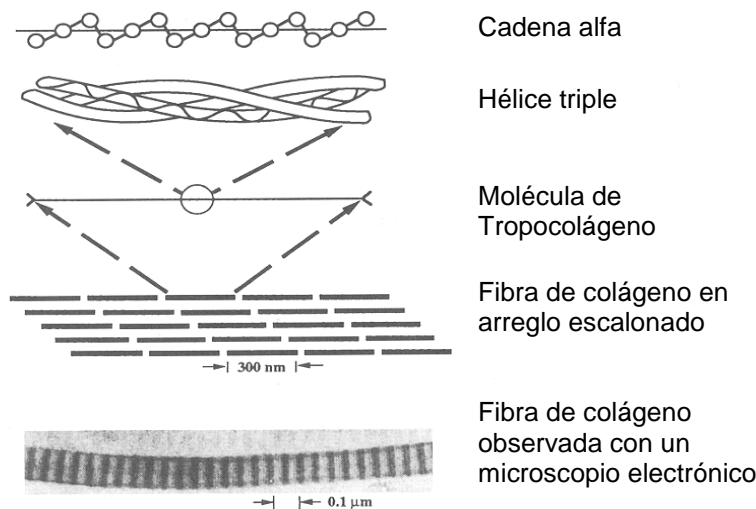


Figura 1.5 Representación esquemática y microfotografía de la estructura de la fibra de colágeno (Hayes et al., 1994).

La fase orgánica de la matriz representa aproximadamente un 35% del peso del hueso y consiste principalmente de fibras de colágeno del tipo I en aproximadamente un 90%, y de proteínas no colágenas.

La fase inorgánica representa aproximadamente el 65% del peso de la matriz ósea. Esta fase consiste principalmente de calcio, fósforo, y pequeñas cantidades de bicarbonato de magnesio, sodio y potasio (Garthner, 2001).

El calcio y el fósforo forman cristales de hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), que es un mineral frágil, y fosfato de calcio amorfo. El contenido mineral en los huesos de los humanos se incrementa con la edad hasta los sesenta años aproximadamente y después de esta edad disminuye, exactamente al contrario de lo que sucede con la cantidad de agua (Mueller, 1966).

Los cristales de hidroxiapatita y las fibras de colágeno forman una estructura resistente que soporta de manera eficaz las cargas mecánicas aplicadas a los huesos. Los cristales se encuentran dentro o alrededor de las fibras de colágeno y tienden a orientarse en la misma dirección que ellas. Estos tienen forma de placas irregulares, de entre 20 y 50 nm de largo y ancho, con un espesor de 1 a 3 nm (Jasuik, 2004). Las fibras reforzadas con cristales están alineadas y acomodadas en hojas lamelares de entre 3 y 7 μm de espesor y están apiladas en diferentes orientaciones para formar las trabéculas que miden aproximadamente 0.1 mm de diámetro y 1 mm de largo.

1.6 Niveles de organización

El hueso tiene una estructura complicada en la cual diferentes características geométricas se manifiestan a diferentes escalas de magnitud. Sus organizaciones jerárquicas están perfectamente bien adaptadas y optimizadas para cumplir con funciones mecánicas específicas (figura 1.6).

Kats et al. en 1984 distinguieron 5 niveles de organización jerárquica en el hueso, los cuales se aceptan en general en la comunidad científica y se describen a continuación.

La macroescala, que es la escala de observación de varios milímetros a centímetros, es aquella donde el hueso cortical y el trabecular se pueden distinguir.

La mesoescala, que se observa desde una escala de observación de 100 μm hasta varios milímetros, es la organización jerárquica donde las barras y placas que forman la red trabecular se pueden distinguir.

La microescala es aquel nivel de organización en el que se pueden observar las trabéculas de manera individual.

La submicroescala, en la que se observan las lamelas o arreglos de las fibras de colágeno mineralizadas.

Finalmente la nanoescala (decenas de nanómetros), en la cual los también llamados componentes elementales de tejidos mineralizados se pueden distinguir.

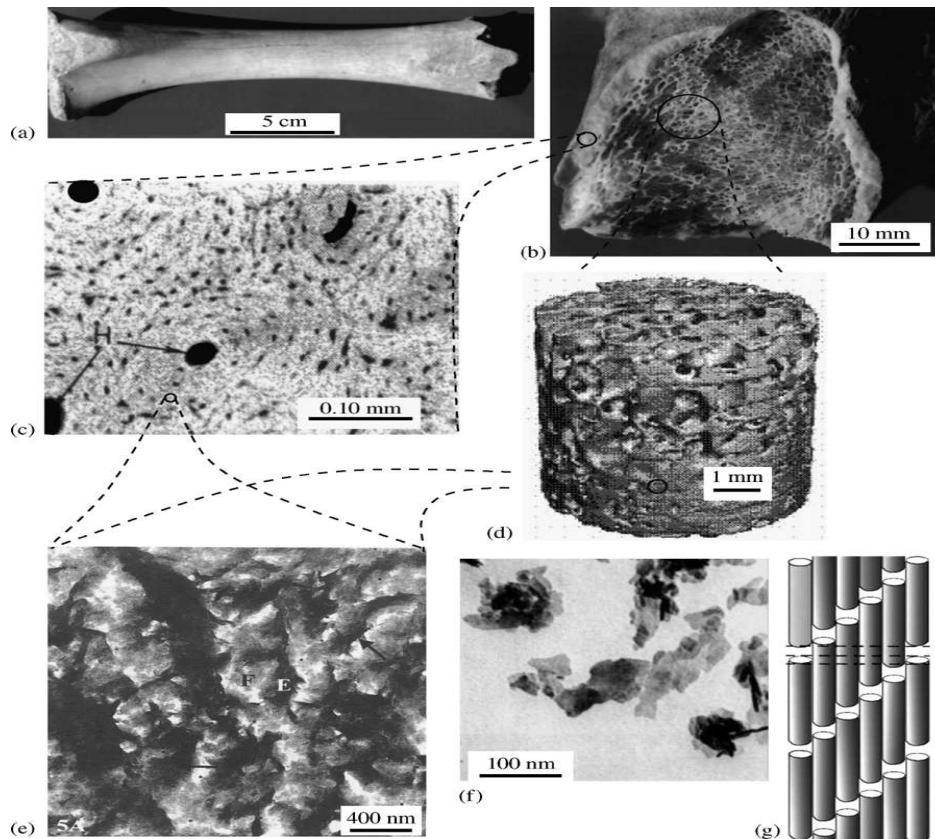


Figura 1.6 Organización jerárquica del hueso. a) hueso largo completo, b) sección a través del hueso largo, c) hueso cortical con ostiones, d) fracción de hueso trabecular, e) ultraestructura de hueso trabecular, f) cristales de hidroxipatita, g) moléculas de colágeno (Weigner y Wagner, 1998).

1.7 Organización celular dentro de la matriz del hueso

Las células que se encuentran dentro del hueso se clasifican en dos categorías según la función que realizan, es decir, si crean o absorben el hueso. Los osteoblastos crean el hueso, mientras que los osteoclastos lo absorben. Existen dos variaciones de los osteoblastos que son los osteocitos y las células de recubrimiento que se explican a continuación.

Los osteoblastos son células con un solo núcleo cuya función es la de sintetizar y depositar la matriz del hueso y miden unos 10 μm de diámetro. Estas células nunca aparecen aisladas, lo hacen en grandes grupos de entre 100 y 400 a lo largo de la superficie del hueso que será remodelado. Siempre se encuentran recubriendo al osteoide que es la capa de la matriz del hueso que éstas producen antes de ser calcificada. La producción y secreción de proteínas colágenas y no colágenas, incluyendo el colágeno tipo I, son responsabilidad de los organelos internos de los osteoblastos.

Los osteocitos son osteoblastos que quedaron atrapados en el interior de la matriz del hueso durante la creación de ésta y se cree sirven como sensores de estímulos mecánicos externos dentro del tejido óseo además de producir proteínas. Normalmente tienen una capacidad mucho menor que los osteoblastos para crear o sintetizar hueso y están interconectados con otros osteocitos y con los osteoblastos mediante una red llamada canaliculi (figura 1.7).

Las células de recubrimiento o revestimiento son básicamente osteoblastos inactivos que descansan sobre el osteoide. Debido a que la resorción ósea no ocurre sobre las superficies con osteoide, esta capa debe ser eliminada, para lo cual se activan las células de recubrimiento que secretan la enzima colagenosa. Una vez degradado el osteoide, se da paso a los osteoclastos.

Los osteoclastos son las células encargadas de la resorción de los huesos, son de gran tamaño con múltiples núcleos de unos 20 a 100 μm de diámetro y normalmente se les encuentra en contacto con la superficie calcificada del hueso o dentro de los huecos que ellas mismas forman. Normalmente se encuentran aislados o en parejas (figura 1.8).

Estas células secretan ácidos y enzimas colágenas para romper y resorber la matriz ósea. El primer proceso durante la resorción de la matriz es la remoción de los cristales de hidroxapatita mediante la digestión de sus enlaces con el colágeno con la ayuda de proteínas no colágenas y la disolución de los cristales debido a la acidez. La actividad de los osteoclastos es regulada por hormonas.

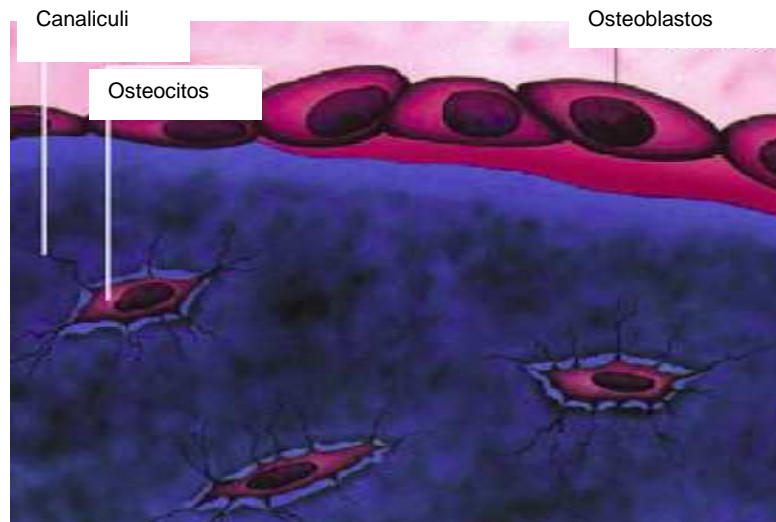


Figura 1.7 Esquema que muestra a los osteoblastos, osteocitos y el canaliculi (Pleasanton USD, 2009).

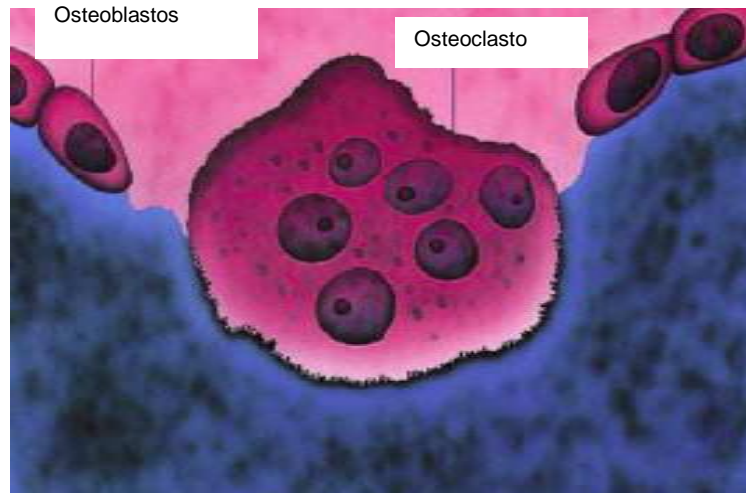


Figura 1.8 Esquema que muestra a los osteoblastos y el osteoclasto (Pleasanton USD, 2009).

Existe una gran cantidad de proteínas no colágenas presentes en la matriz del hueso y algunas de ellas son sintetizadas por los osteoblastos. Se conoce la función de algunas de ellas, mientras que la función de otras se desconoce.

1.8 Osificación del hueso

La osificación del hueso es la producción de hueso sobre un tejido suave. Existen tres procesos mediante los cuales el tejido óseo puede ser alterado:

- osificación
- modelado
- remodelado

Estos difieren entre si básicamente en el tejido donde se posiciona el hueso y en la manera en que los osteoblastos y osteoclastos trabajan entre si.

1.8.1 Osificación

La osificación es la producción de hueso sobre tejidos suaves, como lo son los cartílagos y los tejidos fibrosos suaves. Es la manera en la cual los huesos se forman durante el desarrollo embrionario o cuando se sana una fractura. Se puede clasificar en dos tipos dependiendo del tipo de tejido y el procedimiento que se lleva a cabo.

El primero se llama osificación intramembranosa y es el proceso en el cual los huesos planos como el cráneo, la mandíbula y las clavículas se forman. El segundo tipo de osificación es la endocondrial y se distingue del primero en que ocurre con una base de cartílago y es responsable en gran parte de la formación de los huesos largos y de las vértebras.

En la osificación, una gran cantidad de hueso fibroso se forma de manera muy rápida, además, los osteoblastos y osteoclastos generalmente actúan de manera independiente entre si al llevar a cabo sus acciones respectivas.

1.8.2 Modelado

El modelado del hueso es el cambio en la forma del hueso existente mediante la acción independiente entre sí de los osteoblastos y osteoclastos. Lo anterior quiere decir que la absorción y la formación del hueso pueden ocurrir en superficies distintas.

Una vez que se tiene un hueso creado previamente por el proceso de osificación, se requieren muchos cambios en su forma. Lo anterior ocurre por el rápido crecimiento de los huesos en el esqueleto de los niños principalmente o por la necesidad de hacer un cambio de forma de un hueso que se recupera de una fractura para ser más funcional.

El modelado de hueso puede causar cambios muy significativos en la forma y estructura del hueso.

1.8.3 Remodelado

Contrario a lo que normalmente se piensa acerca del hueso, este es un material vivo y activo que se renueva a sí mismo constantemente y es capaz de registrar y reaccionar a cambios en su entorno.

Hace más de 100 años, Wolf describió la relación entre la microarquitectura del hueso y las cargas que se aplican en él y descubrió que la orientación general de las trabéculas no era aleatoria, sino que estaba alineada con la dirección de las cargas mecánicas aplicadas sobre él.

La principal diferencia entre el remodelado del hueso y los procesos de osificación y modelado, es que en este caso los osteoblastos y los osteoclastos trabajan de manera coordinada entre sí, es decir, trabajan sobre la misma área del hueso y la producción y resorción que respectivamente llevan a cabo se dan en la misma magnitud o proporción.

Por otro lado, al igual que en el proceso de modelado, el remodelado se da sobre el hueso anteriormente creado en el proceso de osificación. En contraste con el modelado, el remodelado produce cambios menores en la forma y estructura del hueso manteniendo su misma cantidad de masa.

La actividad de regeneración está controlada principalmente por la hormona paratiroides y por la calcitonina. La vitamina D afecta el tejido del hueso debido a su habilidad de regular la absorción de calcio y fósforo en el cuerpo, mientras que los estrógenos tienen gran influencia en el contenido mineral del esqueleto en general (Zysset, 1994).

El hueso trabecular presenta un grado mucho mayor de remodelado que el hueso cortical y muestra una gran capacidad de adaptación a las cargas producidas desde el exterior.

Actividades como el ejercicio, el vuelo espacial, intervenciones quirúrgicas y enfermedades como la osteoporosis y la osteoartritis, son algunos ejemplos de factores externos los cuales se ha probado tienen una gran influencia para inducir cambios significativos en la morfología y en las propiedades mecánicas del hueso trabecular.

El proceso de remodelado de hueso se lleva a cabo en 5 etapas (figura 1.9):

- Reposo
- Activación
- Resorción
- Inversión
- Formación

El proceso de reposo se refiere al estado en el que la superficie del hueso se encuentra sin cambios y cubierto por las células de recubrimiento.

El de activación se presenta cuando los osteoclastos se posicionan sobre la superficie que será absorbida.

La resorción se da cuando los osteoclastos remueven la superficie en cuestión. La inversión se presenta cuando los osteoclastos terminan de remover el hueso y los osteoblastos llenan el espacio que será regenerado.

El proceso de formación se lleva a cabo con la producción del hueso nuevo por parte de los osteoblastos los cuales forman una capa no mineralizada llamada osteoide. Cuando esta capa tiene aproximadamente $6 \mu\text{m}$ de espesor, comienza a mineralizarse rápidamente.

La mineralización es promovida por sustancias secretadas por los osteoblastos y rápidamente alcanza una densidad de aproximadamente 1.4 g/cm^3 en un lapso de pocos días, a lo que se llama mineralización primaria (Parfitt, 1988). Después de esto, la mineralización se lleva a cabo de una manera más lenta, alcanzando una densidad de entre 1.8 y 2 g/cm^3 dentro de los seis meses siguientes continuando el decremento de su velocidad de mineralización exponencialmente durante varios años, a lo cual se llama mineralización secundaria.

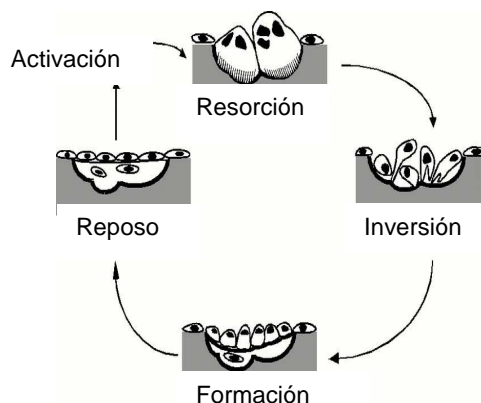


Figura 1.9 Secuencia del remodelado del hueso (Lanyon, 1993).

Capítulo 2

Comportamiento y propiedades mecánicas del hueso trabecular

2.1 Introducción

El hueso trabecular es un tejido altamente poroso con una compleja arquitectura que varía sustancialmente entre los lugares anatómicos y los individuos. Debido a esto, para obtener valores satisfactorios sobre propiedades mecánicas se requiere de una gran cantidad de especímenes.

Sus propiedades mecánicas son de gran interés tanto desde el punto de vista clínico como del de investigación. Mientras mayor sea la comprensión de las propiedades mecánicas del hueso trabecular, mayor será el conocimiento que se alcanzará sobre los mecanismos de fractura y permitirá la valoración de los efectos de la edad, las enfermedades y los tratamientos médicos.

2.2 Comportamiento mecánico del hueso trabecular

Desde el punto de vista mecánico, el hueso trabecular es un material viscoelástico altamente anisotrópico y heterogéneo. Numerosos métodos como pruebas a compresión, torsión y flexión, han sido desarrollados para poder hacer una evaluación cuantitativa de sus propiedades mecánicas. Actúa de manera similar a los materiales porosos o celulares debido a su estructura con gran capacidad de absorción de energía.

El comportamiento mecánico a compresión del hueso trabecular ha sido estudiado por Carter y Hayes desde el año 1976 (figura 2.1). Para sus pruebas tomaron muestras cilíndricas de hueso trabecular de ganado bovino de los que removieron la médula y les aplicaron cargas. Después observaron que el hueso trabecular tenía un comportamiento muy similar al de los metales y polímeros porosos ya que los especímenes absorbían grandes cantidades de energía cuando llegaban al rango plástico debido a su estructura porosa y por el colapso y fractura de sus trabéculas (Pilcher, 2010).

Mientras que la resistencia y la rigidez de los especímenes variaban de acuerdo a su densidad aparente, todas las curvas se caracterizaban por tener el mismo comportamiento. En todos los casos comenzaron con un incremento lineal de su esfuerzo, seguido por un pequeño decremento cuando la deformación alcanza un 15% aproximadamente, posteriormente presentaron una región horizontal o de esfuerzo constante. Al ser aplicadas grandes deformaciones, la magnitud del esfuerzo de compresión aumentó nuevamente hasta antes de llegar a la fractura, fenómeno al que se conoce como densificación (Zysset, 1994).

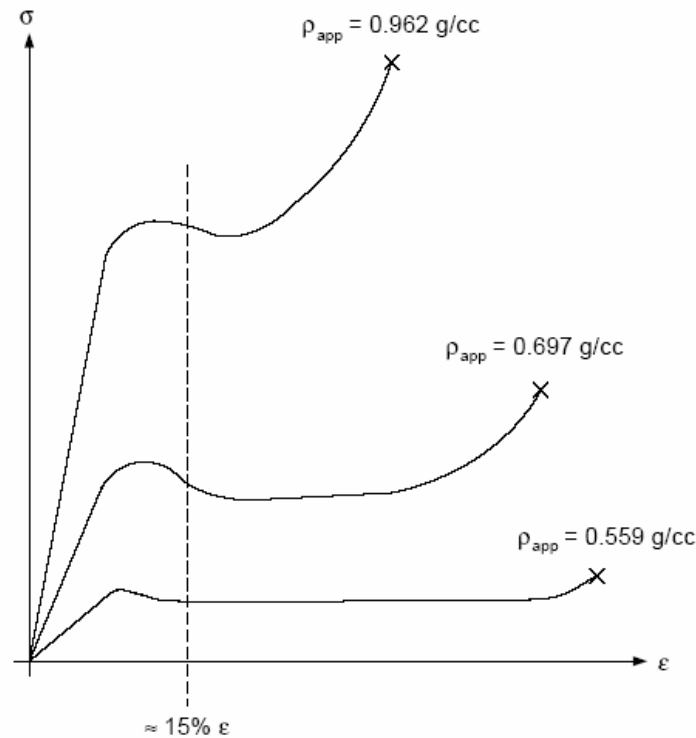


Figura 2.1 Comportamiento típico de la curva esfuerzo-deformación del hueso trabecular observado por Carter y Hayes en especímenes de diferentes densidades (Pilcher, 2010).

La región horizontal de la curva se presenta debido al colapso de la región porosa dentro de los especímenes y el endurecimiento aparente o densificación se debe a la cercanía y contacto entre sí de las trabéculas colapsadas. Se observó también que el fenómeno del endurecimiento aparente al final de la curva ocurre a menores deformaciones cuando la densidad del hueso es mayor.

Análisis más recientes fueron realizados por Fyhrie y Schaffler en 1994 con especímenes de hueso trabecular de vértebras humanas. Se hicieron pruebas de compresión uniaxial en la dirección superior-inferior de la vértebra con las que se obtuvo aproximadamente un 15% de deformación. Las fallas fueron examinadas y se observó que principalmente se presentaron en las trabéculas y de magnitudes microscópicas. Además de lo anterior, se observó también que los especímenes recuperaron el 94% de su altura original después de la deformación.

La morfología de las grietas encontradas en las muestras sugiere que la falla se presenta a cortante y la fractura total de las trabéculas se encuentra principalmente en las que están orientadas en dirección perpendicular a la aplicación de la carga. Además, la gran capacidad de recuperación llevó a la conclusión de que la mayoría de las trabéculas orientadas en la dirección de la aplicación de la carga fueron parcialmente dañadas pero no fracturadas de manera definitiva.

La típica relación esfuerzo-deformación fue caracterizada y mostró un comportamiento muy similar a la reportada por Carter y Hayes, y aunque se presentaron algunas diferencias con respecto a los valores de las deformaciones, estas se pueden atribuir a las diferencias en la fracción volumétrica entre las muestras.

Kopperdahl y Keaveny en 1998 hicieron una comparación entre probetas de hueso trabecular bovino y humano en la que se pretendía medir los esfuerzos y deformaciones de cedencia al aplicar cargas a compresión y a tensión en cada una de ellas.

El espécimen del hueso humano pertenecía a una vértebra, que es de baja densidad, y el espécimen del hueso bovino fue sustraído de la tibia, que es de alta densidad. Las deformaciones de cedencia medidas resultaron mayores a compresión. Por otro lado, para los especímenes de más alta densidad, se observó que mientras las deformaciones de cedencia a tensión son independientes de la densidad, las deformaciones a compresión son linealmente dependientes de ella. Finalmente a tensión, la respuesta es aproximadamente elástica-lineal hasta llegar a la ruptura, lo cual es el comportamiento clásico de un material frágil.

2.3 Propiedades mecánicas del hueso trabecular

La propiedad más importante de un sólido celular es su densidad relativa. En el caso del hueso, esta es la medida de la cantidad de masa de material mineralizado que hay en una unidad de volumen.

La resistencia de este material es mayor a compresión que a tensión aunque el módulo de elasticidad no varía mucho entre estos dos tipos de sollicitaciones. El hueso como un material tiene diferentes niveles jerárquicos de organización, por lo tanto, cualquier discusión acerca de sus propiedades mecánicas tiene que tomar en consideración el nivel de organización del cual se esté hablando.

A escala nanoestructural, el módulo de Young del hueso se determina por la composición del material, la calidad de la matriz y la estructura lamelar, y se encuentra en el rango de los 12 a los 30 GPa.

Al nivel microestructural, las grietas y los huecos donde se encuentran los osteocitos interrumpen la continuidad del material. El módulo de elasticidad resultante es consecuentemente reducido y tiene valores en el rango de los 5 a los 20 GPa. A nivel estructural, las propiedades mecánicas están influenciadas por propiedades subyacentes además de los efectos de la porosidad y la microarquitectura. A este nivel, el módulo de elasticidad puede variar mucho.

Capítulo 2 Comportamiento y propiedades mecánicas del hueso trabecular

Tabla 2.1 Valores de propiedades mecánicas del hueso trabecular en función de su ubicación anatómica (Goldstein,1987).

Región	Autor	Configuración del espécimen	Esfuerzo último [Mpa]	Módulo de elasticidad [Mpa]
Tibia proximal	Beherens et al. (1974)	Láminas de 5mm	1.8 - 63.6	
	Lindahl (1976)	Cubos de 14 X 9mm	0.2 - 2.7	
	Carter y Hayes (1977)	Barras de 10.3 mm de diámetro X 5mm de largo	1.5 - 45	1.4 - 79
	Williams y Lewis (1982)	Cubos de 6mm	1.5 - 6.7	10 - 500
	Goldstein et al. (1983)	Barras de 7mm de diámetro X 10mm de largo	1.0 - 13	8 - 457
	Hvid y Hansen (1985)	Láminas de 5mm	13.8 - 116.4	4 - 430
Fémur distal	Ciarelli et al. (1986)	Cubos de 8mm	0.52 - 11	5 - 552
	Pugh et al. (1973)	Barras de 9.5 mm de diámetro X 5mm de largo		413 - 1516
	Beherens et al. (1974)	Láminas de 5mm	2.25 - 62.2	
	Ducheyne et al. (1977)	Barras de 5mm de diámetro X 8mm de largo	0.98 - 22.5	58.8 - 2942
	Ciarelli et al. (1986)	Cubos de 8mm	0.56 - 18.6	7.6 - 800
	Fémur proximal	Evans y King (1961)	Prismas de 25 mm X 7.9mm	0.21 - 14.82
Schoenfeld et al. (1974)		Cubos de 7.9mm	0.15 - 13.5	20.68 - 965
Brown y Ferguson (1980)		Cubos de 5mm	120 - 310	344.7
Martens et al. (1983)		Barras de 8mm de diámetro X 10 mm de largo	0.45 - 15.6	1000 - 9800
Ciarelli et al. (1986)		Cubos de 8mm	2.1 - 16.2	49 - 572
Vértabras		Weaver y Chalmers (1966)	Cubos de 10mm	0.34 - 7.72
	Galante et al. (1970)	Barras de 7.1mm de diámetro X 10mm de largo	0.39 - 5.98	
	McElhaney et.al. (1970)		4.13	
	Lindahl (1976)	Cubos de 10 X 9 X 14mm	0.3 - 7	1.1 - 139
	Stuhl et al. (1987)	Cubos de 6 mm y 8 mm	0.06 - 15	10 - 428
	Ashman et al. (1986)	Barras de 5mm de diámetro X 10 mm de largo		158 - 378
	Keller et al. (1987)	Cubos de 10mm		15 -30

Tabla 2.2 Valores del Módulo de elasticidad de las trabéculas de diferentes huesos de humanos (Rincón, 2004).

Autor	Tipo de hueso	Método utilizado	Módulo de elasticidad de la trabécula
Wolff, 1892	húmedo	Hipótesis	17 - 20 Gpa
Pugh, 1973	Fémur distal	Elementos finitos	Menor que el cortical
Runkle , 1975	Fémur distal seco	Deformación	8,69 Gpa
Townsend, 1975	Tibia, proximal	Deformación no elástica	11,38 Gpa (fresco) 14,13 Gpa (seco)
Williams, 1982	Tibia, proximal	Elem. finitos 2-D	1,3 Gpa
Ku, 1987	Tibia congelada fresca	Flexión con 3 puntos	3,17 Gpa
Mente, 1987	Fémur seco Tibia fresca	Empotramiento a flexión con M.E.F	5,3 Gpa
Ashman, 1988	Fémur	Ultrasonidos	12,7 Gpa
Choi, 1989	Tibia	Flexión con 3 puntos	4,59 Gpa
Kuhn,1989	Cresta ilíaca	Flexión con 3 puntos	3,81 Gpa
Mente, 1989	Fémur seco Tibia fresca	Empotramiento a flexión con M.E.F.	7,8 Gpa
Jensen, 1990	Vértebra (L3)	Análisis estructural con modelo 3-D	3,8 Gpa
Choi, 1991	Tibia	Flexión con 4 puntos	5,35 Gpa
Rho,1993	Tibia	Ultrasonidos Ensayo tracción	14,8 Gpa 10,4 Gpa

El hueso trabecular es mecánicamente anisotrópico y su eficiencia como material se basa en el arreglo de su estructura porosa. Durante mucho tiempo se ha afirmado que su estructura se alinea en la misma dirección que las trayectorias de las principales cargas a los que es sometido.

Como se establece en la teoría de los sólidos celulares, el módulo de Young del hueso trabecular puede ser determinado a partir de la densidad aparente con una relación que puede ser desde lineal hasta cúbica.

La resistencia del hueso trabecular tiene una fuerte relación con su módulo de Young. En determinadas zonas, el hueso trabecular tiene una estructura anisótropa, por lo tanto, su comportamiento no se puede determinar simplemente mediante la densidad (Rincón, 2004).

Observaciones clínicas recientes han reportado algunas limitaciones en el procedimiento de medición de la densidad mineral del hueso. La mitad de las fracturas ocurren en mujeres que tenían un valor de densidad mineral superior a la que la Organización Mundial de Salud define como el límite entre huesos sanos y con osteoporosis (Boutroy, 2005).

Se ha demostrado en distintos estudios que la medición de la densidad mineral del hueso de manera aislada solo puede predecir entre un 65 y 70% de la resistencia del hueso (Bouxsein et al., 1995). La calidad del hueso es determinada por sus propiedades estructurales y materiales que incluyen la masa aparente del hueso, la geometría, la arquitectura y la composición (Einhorn, 1992).

Se utilizan técnicas de microtomografías computarizadas para hacer un escaneo del hueso y cuantificar sus parámetros morfométricos como lo son la fracción volumétrica (la razón del volumen del hueso al volumen de la estructura), el espesor de las trabéculas, el espaciado entre trabéculas, la conectividad, la densidad, y la anisotropía.

Con la ayuda de técnicas como la tomografía computarizada en aquellas zonas donde el hueso trabecular se puede considerar como isótropo, se pueden determinar sus propiedades mecánicas directamente a partir de la densidad obtenida a partir de imágenes radiográficas (Rincón, 2004). Esta técnica es una simplificación de la situación real ya que el módulo de elasticidad del hueso no depende únicamente de la densidad, pero es un método muy utilizado debido a su simplicidad y economía. Además de lo anterior, se trata de un método no destructivo y continuo lo que resulta muy adecuado para introducir las propiedades del material en modelos numéricos.

Goulet en 1994 analizó la relación entre las propiedades mecánicas del hueso trabecular y la estructura del mismo, considerando como parámetros definitorios de dicha estructura su anisotropía y su fracción volumétrica.

La variación que existe en la microestructura del hueso trabecular a una fracción volumétrica determinada de este, ha resultado en una variación de resistencia y rigidez mucho mayor que las observadas en otros tipos de sólidos celulares.

La conectividad es un parámetro topológico que describe el máximo número de trabéculas que pueden ser cortadas en una región de hueso antes de que este se parta en dos piezas. La densidad, la conectividad y el índice estructural del modelo son mediciones topológicas de la curvatura de la superficie del hueso y proporcionan información relativa a como se interconecta la microestructura trabecular.

En general, las trabéculas se pueden perder por dos mecanismos principalmente. El primero es biológico y en este algunas trabéculas se tornan tan delgadas por la reducción en la formación de hueso con el paso de la edad que la resorción normal por parte de los osteoclastos termina con ellas. Lo anterior ocasiona una interrupción en la red trabecular. Además de esto, si la actividad de la resorción osteoclástica se incrementa debido a una reducción en los estrógenos como ocurre en la menopausia, las trabéculas más gruesas pueden ser perforadas llevando a una pérdida prematura de trabéculas (Keaveny, 2002).

El segundo mecanismo es la sobrecarga mecánica, en el que la trabécula es fracturada debido a un esfuerzo local muy alto resultando nuevamente en la interrupción de la red trabecular llevando a las mismas secuelas del primer mecanismo. Para ambos mecanismos, que no son mutuamente excluyentes, es fundamental entender la manera en que las trabéculas pierden espesor y cantidad (Keaveny, 2002).

Ulrich et al. en 1999 utilizaron la densidad mineral del hueso junto con otras características estructurales para obtener las propiedades mecánicas del hueso con mejores resultados de los que se determinaron cuando se consideró la densidad mineral como el único parámetro. Como ejemplos de estos parámetros estructurales se pueden mencionar la fracción de volumen y la longitud de intersección media que son los que tienen un coeficiente de determinación más alto.

2.4 Factores que influyen en las propiedades mecánicas del hueso

2.4.1 Calidad del hueso

La calidad del hueso es en esencia un término que se refiere a todas las propiedades del hueso que contribuyen a su comportamiento mecánico a excepción de la masa. Entre ellas se encuentran la microarquitectura, la densidad de la fase mineral, la presencia de daños microscópicos, la calidad de la matriz de colágeno, y el grado de producción del hueso mismo.

La calidad del hueso es un concepto que incluye algunos otros factores. Estos se pueden dividir en los que afectan a nivel de la matriz del hueso y en los que describen su arquitectura a nivel microscópico. Entre ellos se tienen la edad, las fracturas, el tabaquismo, el alcoholismo, las enfermedades como la osteoporosis, el consumo de drogas, los medicamentos y actividades físicas. La evaluación de la calidad del hueso es importante en la diagnosis de la osteoporosis y para estudiar la eficacia de las intervenciones terapéuticas.

2.4.2 Edad

Se observan cambios significativos con la edad en la densidad y en la estructura trabecular. Estudios han reportado la disminución en la densidad trabecular acompañada de una disminución en el número de trabéculas y de su espesor. La disminución en el número de trabéculas es mayor a la disminución del espesor de estas.

Con la edad, alteraciones en la calidad del hueso (colágeno, minerales, y contenido de agua), cantidad (fracción volumétrica) y microarquitectura (espesor trabecular, grado de anisotropía, etc.) pueden alterar las propiedades de falla en ciertas regiones del hueso.

Análisis realizados en la matriz del hueso han revelado que la edad afecta con un incremento en la mineralización, en el tamaño de los cristales minerales, en la cantidad de enlaces no enzimáticos con una disminución en el contenido de colágeno. Por lo tanto, las variaciones en la cantidad y calidad del hueso tienen mayores implicaciones en el incremento de la incidencia de fracturas con la edad.

En los huesos de edades más avanzadas, la anisotropía resulta menor que los de los más jóvenes, mientras que el espesor de las trabéculas es mayor en los jóvenes que en los adultos (Nagaraja, 2006).

En los especímenes de edades avanzadas sometidos a cargas dentro de la región elástica, se notaron daños microscópicos en la superficie de las trabéculas, mientras que en los más jóvenes no se apreciaron (Nagaraja, 2006). Sin embargo, en todos ellos al ser cargados hasta su punto de cedencia, se observa la formación moderada de daños microscópicos.

La degradación en la calidad del hueso trabecular, puede llevar a una reducción en la resistencia local y a la formación de daños microscópicos. La acumulación de daños microscópicos puede ser un factor que contribuye a fracturas en la cadera, muñecas y en las vértebras.

Existen correlaciones importantes entre los daños microscópicos y los esfuerzos y deformaciones locales para los huesos jóvenes y de edad avanzada en los bovinos. Dentro de cada trabécula, los daños iniciados en el tejido del hueso mineralizado fueron mayores en los especímenes de huesos más viejos que en los jóvenes. Esto sugiere que existe un incremento en la fragilidad con la edad (Nagaraja, 2006).

Existe una relación entre las propiedades mecánicas del hueso y sus propiedades físicas con la edad. En general, se ha encontrado que el módulo de Young y la energía necesaria para la fractura tienen una relación lineal e inversa con la edad.

Estudios previos han reportado un decremento significativo del esfuerzo último del hueso trabecular de las vértebras, tibia y calcáneo. También una disminución en el módulo de Young del hueso trabecular de las vértebras y la tibia después de los 50 años de edad.

Para el tejido trabecular de las vértebras humanas, los valores de módulo de Young van de 25 a 250 MPa, el esfuerzo último está entre 2 y 4 MPa y la deformación última entre 2 y 2.7%.

2.4.3 Enfermedades

Artritis

Se manifiesta con cambios patológicos en los cartílagos, huesos y otros tejidos que interactúan entre sí, lo que causa una falla en las articulaciones. El progreso de esta enfermedad lleva a la destrucción del cartílago en combinación con un crecimiento anormal del hueso subcondrial y la deformación de la articulación. El hueso subcondrial aumenta su fracción volumétrica en las áreas donde recibe mayores cargas. El hueso trabecular también se modifica ensanchando sus trabéculas y dejando un menor espacio entre ellas (Day, 2005).

Según las investigaciones de Radin et al. en 1986, existe una relación entre el progreso de la artritis y la mecánica del hueso subcondrial. Ellos explican que el aumento en la rigidez del plato del hueso subcondrial es un factor por el cual se inicia la enfermedad. Según su hipótesis, las fracturas microscópicas en las trabéculas debidas a cargas excesivas producen un incremento en el remodelado del hueso en el plato subcondrial, lo que lleva a un endurecimiento localizado que produce un exceso de esfuerzos cortantes sobre el cartílago produciendo su desgaste.

Osificación imperfecta

Es una enfermedad hereditaria de los tejidos conectores causada principalmente por un desorden genético por el cual se reduce la presencia de colágeno de tipo I en la matriz del hueso lo que ocasiona que se fragilice. Los pacientes con osificación imperfecta presentan una reducida densidad ósea, alteraciones en la morfometría del hueso, mineralización anormal del hueso, fracturas múltiples y en los casos más severos, deformaciones en el esqueleto.

Osteoporosis

Es una enfermedad metabólica del hueso que ocasiona una disminución en su densidad. Se manifiesta con la disminución en la masa ósea y un deterioro en la microarquitectura lo que provoca un incremento en la fragilidad del esqueleto y a un mayor riesgo de fractura. Por lo tanto, es importante saber que la pérdida de hueso no es sólo la pérdida de su masa sino el cambio en su arquitectura trabecular para entender mejor sus propiedades mecánicas. Es la enfermedad de los huesos más común alrededor del mundo.

La densidad mineral del hueso se usa como un índice de masa de hueso para predecir el riesgo de fractura. Como el hueso trabecular es más poroso que el cortical, aporta una mayor área superficial para el remodelado y es más activo metabólicamente, en consecuencia, el hueso trabecular es afectado en mayor magnitud por la osteoporosis.

Las fracturas debidas a la osteoporosis usualmente ocurren en huesos con una alta presencia de hueso trabecular, como lo son la cadera, el radio distal, muñecas y las vértebras. Las fracturas en las vértebras, contrariamente a las de la cadera y el radio, no requieren de cuidados médicos ya que pueden seguir resistiendo condiciones normales de carga (Fyhrie and Schaffler, 1994).

Tabla 2.3 Densidades y características estructurales de huesos sanos y con osteoporosis en distintas regiones del esqueleto (Hakulinen, 2006).

	Densidad mineral [gr/cm ²]	Fracción volumétrica [%] (vol. hueso/vol. trabecular)	Espesor trabecular [µm]	Espaciado trabecular [µm]
Vértebra				
Sana	1.04	14	268	957
Con osteoporosis	0.79	10	238	1111
Radio				
Sano	0.37	46	240	280
Con osteoporosis	0.19	37	200	350
Calcáneo				
Sano	0.83	32	600	1380
Con osteoporosis	0.7	23	540	1840

Un número importante de investigaciones han estudiado el nivel de minerales en el hueso durante la osteoporosis. Algunos de ellos revelan que el contenido mineral se mantiene sin cambios o con una ligera disminución en la osteoporosis y otros revelan un incremento en el contenido mineral y una falta de colágeno. Otros han encontrado un incremento de los minerales y además una falta de colágeno en huesos de las vértebras con osteoporosis.

2.4.4 Composición de la matriz

La composición del hueso es el resultado final de una actividad coordinada de las células que se encuentran dentro de su matriz. La actividad de estas células es parcialmente regulada por proteínas no colágenas que están presentes en la matriz ósea. Se sabe que un gran número de ellas se encuentran en la matriz del hueso de donde pueden ser liberadas cuando el hueso es resorbido y entonces ejercer sus funciones específicas.

La calidad de la matriz de colágeno puede tener una gran influencia en la calidad del hueso entero. Se ha encontrado que la densidad de colágeno en la matriz es el factor más significativo para predecir la energía de fractura, además, su concentración en ella es el único factor que se utiliza para predecir la deformación última.

El grado de rigidez en el hueso es determinado por el grado de mineralización de su matriz y puede variar mucho dependiendo de su función biológica y de la especie animal al que pertenezca. El esfuerzo último se relaciona con su contenido mineral y el patrón de distribución de los minerales dentro de la matriz de colágeno. Además de lo anterior, también puede modificarse por el proceso de remodelado, por intervención médica o por enfermedad.

2.4.5 Hormonas y proteínas

Basándose en que muchas enfermedades del hueso se caracterizan por una alteración en su composición, es razonable pensar que las diferencias en la composición del hueso pueden contribuir directa e indirectamente a la alteración en la calidad del hueso.

Las terapias con hormonas y bisfosfonatos previenen la osteoporosis al mantener la masa del hueso con la inhibición de la resorción de los huesos por parte de los osteoclastos. Aunque este tipo de tratamientos reduce la susceptibilidad de las fracturas con un tratamiento continuo, las fracturas se incrementan de cualquier forma después de algún tiempo debido a que con la inhibición del remodelado los daños microscópicos en el hueso se incrementan aunque la masa y la arquitectura del hueso se mantengan.

La eficacia de los tratamientos con drogas han sido estudiados y se ha encontrado que el tratamiento con tibolone, estrógeno, y otras drogas antiresorsivas, incrementan la resistencia de la estructura del hueso trabecular y la resistencia de todo el hueso. Sin embargo, se ha encontrado también que el tratamiento con altas dosis de ciertas drogas antiresorsivas se asocia con un incremento de fracturas o daños microscópicos espontáneos (Hirano, 2000).

Yoshitake et al. en 1999 examinó la arquitectura del hueso después de tratamientos con drogas y observó un incremento en el volumen del hueso, el volumen del tejido, el número de trabéculas y una disminución en la separación de estas en comparación con un hueso con osteoporosis al que no se aplicó el tratamiento. Su estudio encontró que la inhibición de los osteoclastos facilitó el mantenimiento del comportamiento mecánico de la matriz que es normalmente afectada durante la osteoporosis.

Además de estos medicamentos, los risedronatos reducen el riesgo de fractura incrementando la uniformidad de las trabéculas, previniendo el pandeo en las trabéculas longitudinales cargadas a compresión principalmente. Los bisfosfonatos son inhibidores de la resorción del hueso, y son muy utilizados en el tratamiento de la osteoporosis. Los bisfosfonatos inhiben la actividad de los osteoclastos en la superficie del hueso causando su muerte prematura.

2.4.6 Microarquitectura

Se ha sugerido que la pérdida en la resistencia del hueso trabecular y su incremento en el riesgo de fractura resultante, no sólo depende de la pérdida de densidad del hueso, sino también en la pérdida de elementos estructurales así como de pérdida de conectividad. En consecuencia, es importante al estudiar los cambios en el hueso trabecular considerando no solo los cambios en la densidad del hueso, sino también en su estructura.

Numerosos estudios con huesos de humanos y bovinos muestran que cerca del 94% de las variaciones en el módulo de elasticidad se deben a una combinación de la fracción volumétrica, la orientación de las trabéculas y la anisotropía.

La orientación en el tejido trabecular es muy diversa y puede tener un alto grado de anisotropía. Este nivel puede variar en gran magnitud dependiendo del individuo y de la ubicación del hueso.

2.4.7 Remodelado

Los daños microscópicos en el hueso son inducidos por cargas excesivas y las actividades cotidianas del cuerpo, aunque en diferentes magnitudes. Si bien existe una afectación en la resistencia y la rigidez del hueso con la presencia de estos daños microscópicos, la resistencia a la fractura es la propiedad que se ve más disminuida con ellos.

A pesar de que existe una gran evidencia de que el proceso de remodelado se da preferentemente en las áreas que presentan daños, no siempre es así. Aunque el remodelado presenta un efecto reparativo, con la edad el hueso tiende a acumular estos daños lo que contribuye al incremento en el riesgo de fractura. También se puede presentar un exceso en el proceso de remodelado, el cual puede afectar el nivel de mineralización de la matriz al reducir la edad promedio del tejido. Además, el exceso en los huecos de resorción pueden actuar como concentradores de esfuerzos en la estructura trabecular.

2.4.8 Anisotropía y heterogeneidad

Algunos investigadores han estudiado la orientación estructural de las redes trabeculares en relación con su aportación biomecánica y encontraron que la orientación de la red trabecular es el segundo mayor contribuyente después de la densidad mineral para la resistencia del hueso.

Debido a que el hueso trabecular es un material heterogéneo, este muestra una gran variación en sus propiedades mecánicas. Esta heterogeneidad resulta de los cambios en su fracción volumétrica, arquitectura y las propiedades de su tejido. El módulo de elasticidad y la resistencia del hueso trabecular varían dentro de un mismo espécimen y entre unos y otros.

Se sabe que muchos parámetros morfológicos están relacionados con la fracción volumétrica del hueso. A pesar de lo anterior, poco se sabe acerca de como varía la relación entre la fracción volumétrica del hueso y la microarquitectura entre los diferentes lugares anatómicos o individuos. Con respecto a lo anterior, pueden existir individuos con la misma densidad mineral de hueso y la misma fracción volumétrica pero con diferente morfología en algún lugar de su anatomía.

Entre las dos situaciones extremas correspondientes a un material completamente isótropo o anisótropo, existen muchas situaciones intermedias en las que el material sólo presenta simetría elástica en determinadas direcciones como es el caso de la isotropía transversal o en el de la ortotropía.

2.4.9 Sexo

En general se cree que existen grandes diferencias entre los mecanismos de pérdida de hueso con la edad entre hombres y mujeres. Se ha reportado que la pérdida de hueso en los hombres se debe principalmente al adelgazamiento de las trabéculas, mientras que en las mujeres se debe a una combinación entre este mismo efecto y una reducción de su conectividad debido a la pérdida definitiva de algunas de ellas.

Aunque la mayoría de los estudios no han encontrado mucha diferencia entre hombres y mujeres respecto al espaciado de las trabéculas, uno de ellos reporta un mayor espaciado entre las trabéculas horizontales de las mujeres de edades muy avanzadas. Este aumento en el espaciado se debe principalmente por la pérdida de las trabéculas. Tampoco se han encontrado diferencias significativas en la resistencia del hueso trabecular vertebral entre hombres y mujeres.

En un estudio realizado en el radio distal de hombres y mujeres de edades de entre 20 y 97 años de edad, se encontró que los hombres entre 20 y 29 años tienen una mayor fracción volumétrica de hueso en un 26% que las mujeres de la misma edad. Además, con respecto al espesor trabecular los hombres tienen un 28% más que las mujeres pero valores similares de la cantidad de trabéculas y de espaciado entre ellas (figura 2.2).

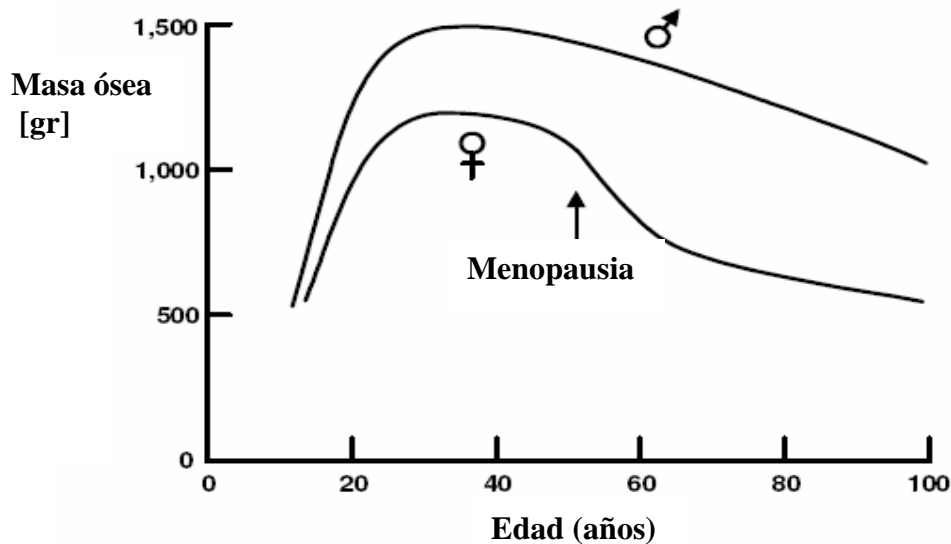


Figura 2.2 Promedio de la masa ósea en función de la edad en hombres y mujeres (Verhulp, 2006).

Entre las edades de 20 y 90 años la pérdida en la fracción volumétrica es similar en hombres y mujeres pero las mujeres tienen una disminución de el número de trabéculas de un 13% y un incremento en el espaciado de ellas en un 24%, mientras que en los hombres el número de trabéculas aumenta en un 7% y el espaciado disminuye un 2%. Sin embargo, el espesor en las trabéculas de los hombres disminuye en un 24% mientras que en las mujeres solo un 18% (Khosla, 2006).

Aunque la pérdida de la fracción volumétrica del hueso es muy similar en hombres y mujeres, la estructura de este con la edad es muy diferente. Como la pérdida del número de trabéculas ha mostrado tener un mayor impacto en la resistencia del hueso comparado con la disminución del espesor de éstas, se puede entender la razón de que el riesgo de fractura en los huesos de las mujeres es mayor que en el de los hombres con el paso del tiempo (Khosla, 2006).

Tabla 2.4 Comparación de las propiedades mecánicas de los huesos de diferentes edades entre hombres y mujeres (Ding, 1997).

Autor	Rango de edad	Región	Esfuerzo último [MPa]	Módulo de Young [MPa]
Weaver y Chalmers	10 a 90	Vértebra	0.4 a 8	
		Calcáneo	0.4 a 10	
Bell et al.	26 a 86	Vértebra	0.7 - 16	
Lindahl	14 a 89	Vértebra		
		Hombre	0.2 a 11	1 a 139
		Mujer	0.3 a 7	5 a 104
		Tibia		
		Hombre	0.2 a 6.7	3 a 74
		Mujer	0.6 a 5	1.4 a 79
Mosekilde et al.	15 a 87	Vértebra		
		vertical	0.8 a 7	10 a 175
		horizontal	0.1 a 2.7	10 a 70
Ding et al.	16 a 83	Tibia	1.4 a 19	24 a 2000

2.4.10 Fracturas

Estudios de histología del hueso trabecular de personas con fracturas indican que existe en ellos una deficiencia en la conectividad y un incremento en su anisotropía comparada con especímenes de la misma edad y densidad mineral que no han sufrido fracturas.

2.4.11 Estímulos mecánicos

El potencial de una intervención basada en estímulos mecánicos tiene fuertes efectos anabólicos y es evaluada de acuerdo a su habilidad de influenciar al hueso cualitativa y cuantitativamente.

La habilidad del hueso para hacer cambios mecánicos a si mismo asegura que haya masa apropiadamente ubicada para soportar su actividad funcional. La sensibilidad del tejido hacia las cargas funcionales sugiere que los estímulos mecánicos deben ser capaces de actuar en sitios específicos para inhibición de pérdida del hueso sin la necesidad de intervenciones farmacológicas.

De acuerdo con el potencial anabólico de los estímulos mecánicos, el ejercicio excesivo, y por periodos largos de tiempo ha mostrado incrementar la masa esquelética, aunque puede provocar fracturas.

El tejido óseo depende tanto de decenas de miles de sollicitaciones de baja magnitud que se presentan con la actividad muscular como por las altas frecuencias de deformación que casi nunca ocurren. Basado en lo anterior, se puede argumentar que la pérdida de hueso ocurre no solo por la falta de cargas recibidas por este, sino también por la falta de actividad muscular.

Al someter borregos a vibraciones verticales por 20 minutos al día, 5 días por semana, durante un año a una frecuencia de 30 Hz, se observó un aumento en el volumen del hueso del cóndilo del fémur en un 10.2% con respecto a los animales de control, lo que prueba un incremento en la cantidad de hueso (Rubin, 2002).

El número de trabéculas en los animales experimentales fue un 8.3% mayor y el espaciado trabecular disminuyó en un 11.3%. La tenacidad del hueso fue mayor en la dirección longitudinal en un 12.1%, y la resistencia a la falla fue un 26.7% mayor en la misma dirección. Las propiedades medidas en las direcciones lateral-medial y anterior-posterior no reportaron diferencias significativas (Rubin, 2002).

Después de un periodo de un año con los estímulos provocados por las vibraciones, se observó un incremento en la calidad y cantidad del hueso. El aumento en la fracción volumétrica, el número de trabéculas, el espesor, la rigidez y la resistencia, sugiere que este tipo de intervención puede aportar una estrategia única para el tratamiento de desordenes metabólicos como la osteoporosis.

2.5 Relación entre propiedades elásticas y densidad estructural

Las propiedades elásticas para las estructuras celulares como lo son el módulo de Young relativo (E^*) y la densidad estructural (ρ), son típicamente relacionadas a través de la siguiente expresión:

$$E^* \sim \rho^k$$

Para estructuras regulares el exponente k puede ser calculado y ha sido verificado experimentalmente (figura 2.3). Un exponente de k cercano a 1 se ha encontrado en las estructuras que fueron deformadas a compresión y tensión, mientras que un exponente de $k=3$ se obtuvo principalmente en pruebas de flexión. En pruebas de especímenes de hueso trabecular, los valores de k entre 1.5 y 2.2 se encontraron dependiendo del sitio anatómico.

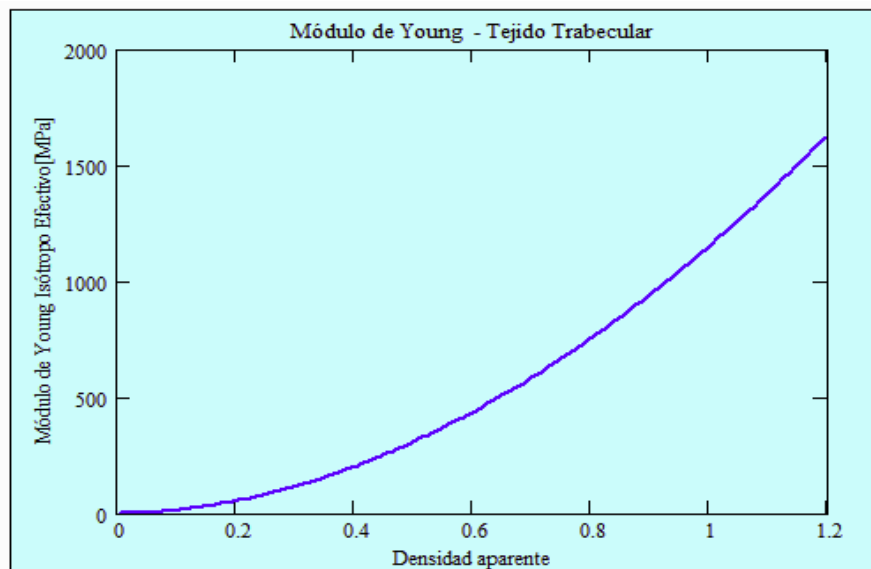


Figura 2.3 Gráfica densidad aparente-módulo de Young típica del tejido trabecular (D'Amico, 2005).

El esfuerzo último sigue también una relación exponencial con la densidad aparente. Dependiendo del tamaño del espécimen, la ubicación en la anatomía, la orientación, y el procedimiento experimental, la relación exponencial varía entre 1 y 3 aproximadamente. Además de los factores anteriores, la variación de las propiedades mecánicas puede atribuirse también al grado de mineralización del tejido.

Gibson en 1985 mostró a partir de datos experimentales que la relación exponencial de la densidad aparente con el módulo de elasticidad es de 2 si la densidad del espécimen es menor a 350 kg/m^3 , mientras que a mayores densidades el exponente es de 3.

Capítulo 3

Modelos de hueso

3.1 Métodos de adquisición de imágenes para estructuras trabeculares

El efecto de la estimulación mecánica en la formación del tejido óseo es tradicionalmente evaluado por el análisis histomorfométrico de secciones histológicas. Para conocer la respuesta adaptativa en función del tiempo, distintos especímenes animales tienen que ser utilizados y sacrificados en diferentes intervalos de tiempo, por lo que no es posible monitorear la respuesta adaptativa del hueso en el mismo animal. Además de esto, la preparación de secciones histológicas toma demasiado tiempo y requieren de una gran cantidad de mano de obra. Por otro lado, el número de secciones histológicas que se pueden obtener de una muestra de tejido es muy reducido. En este sentido, usualmente no es posible obtener una vista tridimensional completa del tejido óseo.

Para superar las limitaciones relacionadas con las secciones histológicas, la mayoría de los investigadores han utilizado las microtomografías computarizadas como una alternativa. Estas han evolucionado de tal manera que se han convertido en una herramienta estandar para el estudio de la arquitectura del hueso trabecular.

Otro método para digitalización de imágenes tridimensionales en vivo es la tomografía microcomputarizada cuantitativa periférica. Aunque es un método no destructivo, utiliza radiación iónica y las limitaciones en su dosis no le permiten alcanzar una buena resolución.

Las imágenes por resonancia micromagnética es un método interesante ya que se puede llevar a cabo en especímenes vivos debido a su naturaleza no invasiva.

3.2 Análisis de elemento finito basado en imágenes de hueso trabecular

Para hacer los estudios computacionales se utilizan usualmente datos experimentales para nutrir el análisis por elemento finito a partir de modelos microestructurales obtenidos de microtomografías y microestructuras homogéneas idealizadas.

Un modelo de elemento finito puede ser sujeto a distintas condiciones de carga, lo cual hace posible obtener los datos necesarios para evaluar por completo la matriz de rigidez ortotrópica del hueso trabecular microscópicamente continuo, que es una aproximación de la estructura real del hueso con el fin de obtener resultados simplificados. Una ventaja adicional de esta técnica es la disponibilidad de resultados sobre esfuerzos y deformaciones a nivel local, los cuales son necesarios para estudios de análisis de microfractura y sus relaciones con el esfuerzo macroscópico.

Hasta hace poco, los esfuerzos para representar una parte substancial de hueso en un modelo de elemento finito han fracasado debido a restricciones de memoria y tiempo de computadora. Con el objetivo de relacionar las propiedades a nivel local en el hueso con aquellas a nivel aparente o continuo, el espécimen del hueso debe ser lo suficientemente grande para permitirlo.

Varios artículos que reportan resultados de pruebas mecánicas o acústicas del hueso trabecular en especímenes han sido publicados, sin embargo, los datos obtenidos no satisfacen las necesidades computacionales de los ingenieros por las siguientes razones:

- 1.- Los datos son obtenidos de especímenes muy pequeños que no son representativos del volumen total del hueso.
- 2.- Los daños de las trabéculas durante las mediciones de sus propiedades causan una subestimación de su módulo de elasticidad.
- 3.- La manera en que los especímenes son sujetos en la máquina donde se realiza la prueba no garantizan mediciones uniformes de las deformaciones.
- 4.- La cantidad de información proporcionada por el experimento es insuficiente para describir el comportamiento constitutivo del material. En la mayoría de los casos solo se puede determinar el módulo de rigidez longitudinal en las direcciones ortogonales.

Las tomografías computacionales microscópicas tomadas del hueso pueden ser transformadas en modelos de elemento finito a gran escala que sirven para obtener una descripción tridimensional de las propiedades mecánicas de una muestra (figura 3.1). Estas son importantes para obtener la densidad del hueso y así predecir sus propiedades físicas en el estudio de la osteoporosis. También lo son en el modelado computacional de estructuras anatómicas específicas y en el estudio de ingeniería de los tejidos.

Los dispositivos para obtener tomografías computarizadas microscópicas han sido usados para estudiar la microestructura de los materiales en tres dimensiones. Ulrich et al en 1999 usaron uno para estudiar la relación entre los parámetros estructurales y las propiedades mecánicas del hueso trabecular.

El método de la resonancia magnética de baja resolución para el conocimiento de la fracción volumétrica puede ser aplicado a cualquier sitio anatómico de un espécimen vivo, en contraste con las técnicas de alta resolución las cuales están limitadas a sitios anatómicos periféricos.

Recientemente, el método de tomografías computacionales periféricas y las resonancias magnéticas han sido capaces de tener la suficiente resolución para digitalizar las trabéculas de zonas periféricas como las muñecas.

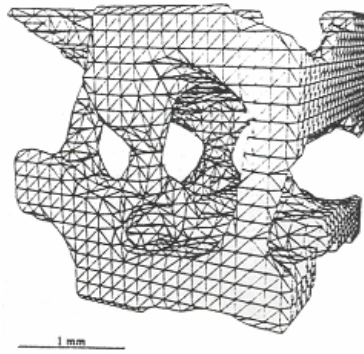


Figura. 3.1. Representación 3D de una estructura de hueso mallado (Müller y Rüegegger, 1996).

3.3 Análisis de elemento finito basado en microestructura periódica

Por definición, el sólido celular con una estructura periódica consiste de una colección infinita de celdas unitarias, satisfaciendo la continuidad de desplazamientos y tracciones a lo largo de los límites de la celda. Ejemplos de los materiales naturales con celdas en forma de panal incluyen la madera y el corcho, mientras que con celdas poliédricas se incluyen el centro del tallo de las plantas y el hueso trabecular.

La respuesta mecánica de los sólidos celulares ha sido modelada mediante la representación de la estructura celular en distintas formas. Los modelos iniciales desarrollados para análisis estructural de una celda unitaria como un hexágono en dos dimensiones y un dodecaedro o tetracaidecaedro en 3 dimensiones. La geometría de la celda unitaria hace el análisis sencillo pero no da una representación exacta del material real.

Las secciones histológicas y las imágenes de escaneos por microscopía del hueso trabecular no soportan la hipótesis de la periodicidad del material, sin embargo, esta simplificación puede servir para la comprensión del comportamiento biomecánico y morfológico.

Debido a la variación en el tamaño y la orientación de las trabéculas de manera individual, el hueso es típicamente cuantificado usando parámetros promedio. Los especímenes humanos han sido probados, pero la variación en los parámetros hace difícil la comparación entre ellos. Debido a esto, los investigadores han decidido modelar el hueso trabecular usando estructuras simplificadas para realizar análisis de elemento finito o para construir prototipos para hacer pruebas.

Los modelos celulares regulares son útiles para el estudio de los efectos de cambios paramétricos en los sólidos celulares. El hueso trabecular no es regular y por esta razón los modelos regulares no pueden reproducir detalles locales en la estructura, sin embargo, como un sólido celular, se puede someter a las mismas restricciones topológicas y arquitectónicas que los modelos.

Un modelo de hueso puede ser útil en diversas áreas de investigación como pueden ser el estudio de la acumulación de daños en la estructura trabecular con las cargas mecánicas y la evaluación de implantes ortopédicos usando análisis de elemento finito. También se pueden estudiar los efectos de la osteoporosis y de otros problemas clínicos en la estructura integral de la vértebra, así como el análisis de los efectos de la orientación estructural y la densidad relativa en el comportamiento del hueso trabecular.

Parece ser que el concepto de microestructura equivalente puede ser una herramienta satisfactoria en el modelado de hueso trabecular. Los resultados obtenidos por varios investigadores sobre las propiedades mecánicas del hueso trabecular, a excepción de las relaciones de Poisson, y algunos módulos de elasticidad longitudinales, parecen confirmar de manera adecuada los resultados medidos de huesos reales.

3.4 Modelos tridimensionales de microestructura periódica

Un número de celdas elementales se han propuesto en la literatura y han sido clasificadas de acuerdo a su simetría y su morfología por Singh en 1978. Cada una de las celdas elementales llena el espacio tridimensional y representan un modelo periódico idealizado de la red trabecular.

Celda tipo I:

Constituida exclusivamente por barras rectas y curvadas de entre 0.08 y 0.14 milímetros de diámetro y uno de largo. Las barras se tornan más gruesas en sus extremos donde se conectan para formar la red o arreglo de baja densidad estructural y no tienen una dirección preferencial. Este tipo de morfología se encuentra normalmente en los huesos largos (figura 3.2).

Celda tipo II:

Formada por placas organizadas de manera paralela entre si e interconectadas por numerosas barras. Las placas son de entre 0.16 y 0.3 milímetros de espesor y de algunos milímetros de largo y están separadas entre si por aproximadamente 0.4 a 0.8 milímetros. Estas placas dan al arreglo una orientación bien definida. Este tipo de morfología se encuentra cerca de las superficies articuladas (figura 3.2).

Celda tipo III:

Está constituida exclusivamente de placas irregulares de entre 0.12 y 0.24 milímetros de espesor con una gran cantidad de agujeros. Estas placas encierran espacios tubulares de entre 0.7 y 2 milímetros de diámetro que aportan una orientación bien marcada a toda la estructura. Este tipo de morfología tiene una densidad estructural muy variable y se encuentra típicamente en las vértebras (figura 3.2).

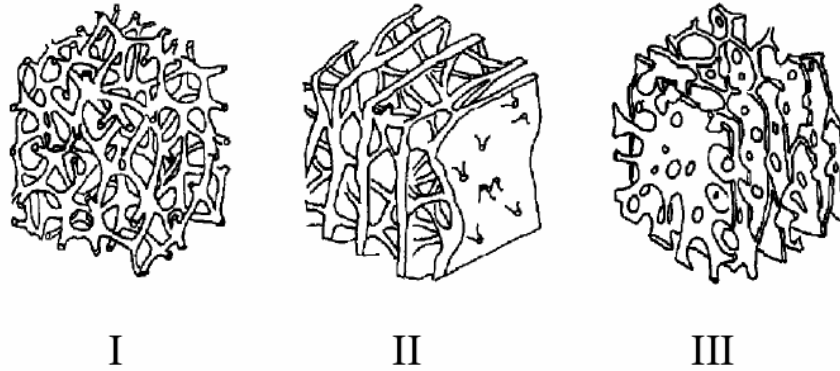


Figura 3.2 Tipos morfológicos de hueso trabecular según Singh (1978)

Algunos análisis muestran morfologías intermedias a las descritas anteriormente en muchas partes del cuerpo, pero no la existencia de otras diferentes.

El arreglo o red tiene el objetivo de tener las mismas propiedades mecánicas que el real. Las ventajas son que la red general es uniforme y la unidad base es pequeña y puede ser resuelto de manera analítica o numérica con recursos computacionales bajos. Las desventajas son la confiabilidad de la nueva estructura reconstruida.

Un método para evaluar numéricamente las propiedades del hueso trabecular consiste en el análisis de una microestructura ósea equivalente en lugar de la real. Lo anterior se justifica por observaciones que se han hecho a la microestructura trabecular la cual conforma aproximadamente un arreglo tridimensional de barras y placas interconectadas.

Gibson y Ashby en 1988 también distinguieron cuatro tipos de microestructura básicas (figura 3.3):

- 1.- Arreglo de barras equiaxiales
- 2.- Arreglo de placas equiaxiales
- 3.- Tubos con forma de panal
- 4.- Arreglo de placas paralelas con barras espaciadoras

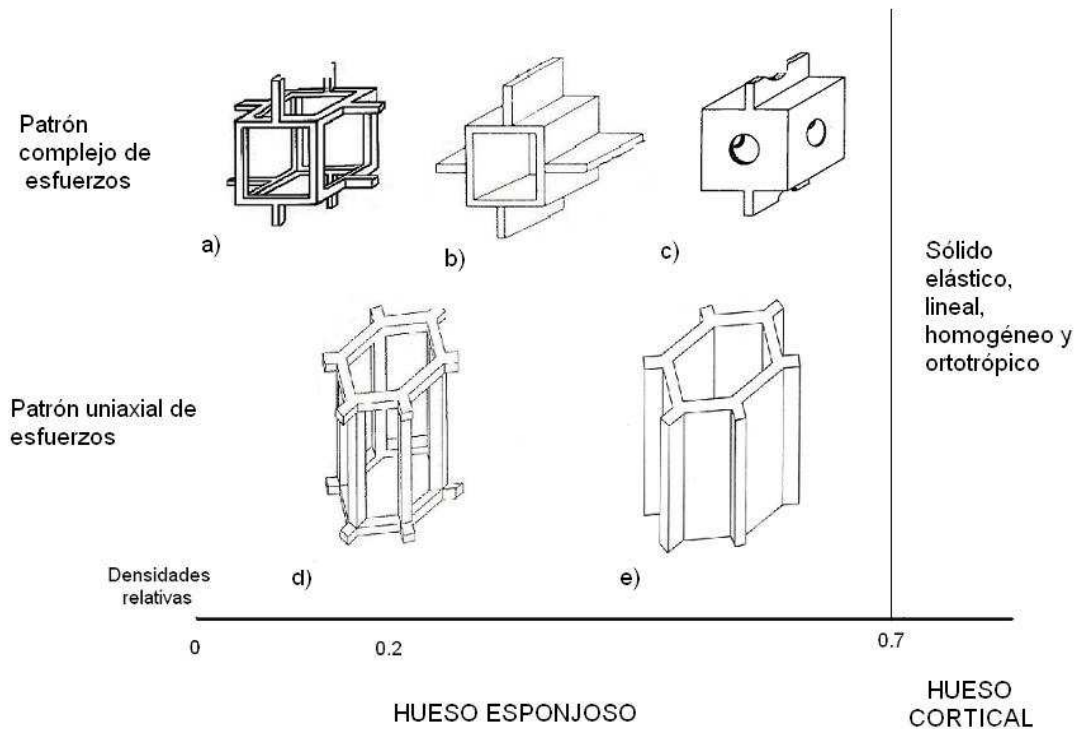


Figura 3.3 Asignación de modelos micromecánicos en función de la densidad del hueso esponjoso. a) arreglo de barras equiaxiales, b) y c) arreglo de placas equiaxiales, d) tubos en forma de panal, e) arreglo de placas paralelas (Gibson et al. , 1985).

Los espesores y el espacio entre los elementos microestructurales son los parámetros de los modelos. Estos modelos microestructurales equivalentes han sido analizados teóricamente y numéricamente mediante el análisis de elemento finito.

Las ventajas adicionales de este tipo de análisis son la simplicidad en la formulación, facilidad en la definición de las condiciones de frontera correctas y la habilidad de parametrización de los resultados. Sin embargo, a excepción de la contribución hecha por Kim y Al-Hassani en 2002, los modelos fallan al describir el estado tridimensional de deformación a nivel microscópico, especialmente en las cercanías de los nodos de interconexión. La falta de generalidad en algunas geometrías en particular es otro punto débil de este método.

Estos modelos están basados en la suposición de la repetitividad de una celda unidad estándar. Únicamente una celda requiere ser analizada con las condiciones de frontera apropiadas las cuales aseguren el ajuste de todas las celdas que tienen vecindad entre si. El punto importante de estos modelos es que dependiendo de los valores de los parámetros de la celda, ellos pueden corresponder a una de las 4 clasificaciones mencionadas anteriormente.

Los modelos aportan información exhaustiva de cómo la rigidez y la anisotropía de los huesos depende de los parámetros de la sección transversal de las barras y placas de diferentes orientaciones espaciales.

Hollister et al. en 1991 introdujeron una teoría de homogenización en combinación con el método de elemento finito para modelar grandes regiones de hueso trabecular a detalle. Esta teoría asume al hueso trabecular como una estructura hecha a base de celdas unitarias las cuales tienen la misma estructura morfológica (figura 3.4). Las celdas unitarias pueden también ser simplificadas a subestructuras regulares o representar a detalle la morfología trabecular. La confianza o validez y aplicabilidad de estos métodos es limitada.

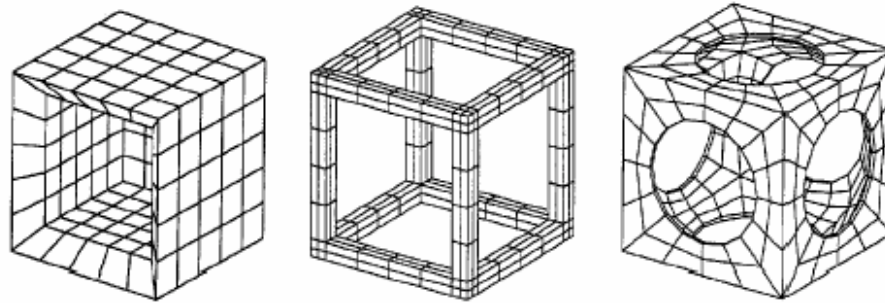


Figura 3.4 Modelos de celdas unitarias tridimensionales utilizadas para cálculos de homogenización del hueso trabecular (Hollister, 1991).

Algunas celdas unitarias elementales han sido propuestas en la literatura las cuales pueden ser clasificadas de acuerdo a su grupo de simetría y al tipo de morfología descrito por Singh. Cada una de estas celdas unitarias llena el espacio tridimensional y representan un modelo periódico e idealizado de un arreglo tridimensional (figura 3.5):

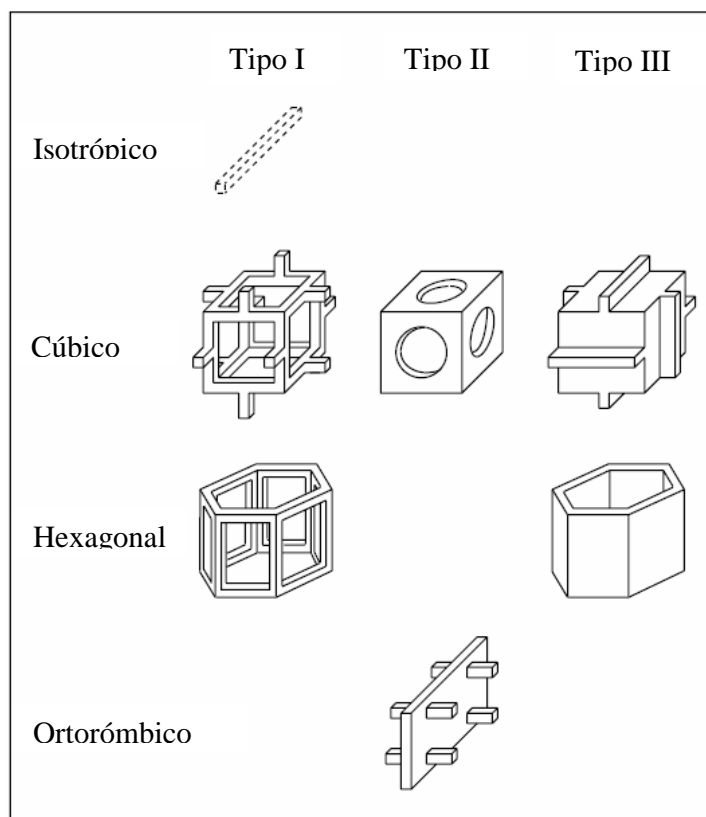


Figura. 3.5 Celdas unitarias tridimensionales de un modelo periódico del hueso trabecular (Zisset, 1994).

Un modelo isotrópico propuesto por Christensen en 1986, se basa en una distribución espacial de barras con una orientación aleatoria y corresponde claramente a la morfología trabecular del tipo I.

Por otro lado, el modelo ortorrómbico realizado por Klever en 1984 fue hecho de placas con barras interconectadas y diseñado específicamente para la morfología tipo II.

El modelo hexagonal cerrado es una generalización natural de la estructura de panal bidimensional estudiado por Gibson y Ashby e involucra las características morfológicas del tipo III. Gibson también propuso modelos cúbicos, hexagonales y ortorrómbicos que pueden asociarse con la clasificación tipo I y la tipo III respectivamente.

Otro modelo interesante sugerido por Beaupré y Hayes está compuesto de un elemento cúbico el cual contiene una cavidad esferoidal (figura 3.6). Dependiendo del tamaño de la cavidad los elementos estructurales de las celdas se pueden considerar como placas o barras.

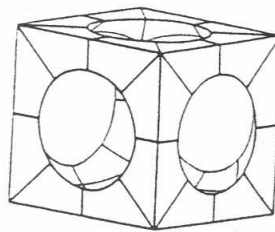


Figura 3.6 Celda unitaria básica que sirve para la construcción de un bloque de hueso trabecular mediante elemento finito (Beaupré et al., 1985).

Los tres modelos que pertenecen a la clasificación de simetría cúbica pueden ser clasificados como ortorrómbicos si se incrementa la longitud de sus celdas unitarias. La densidad estructural de las estructuras resultantes puede ser fácilmente calculada con respecto a los parámetros de las celdas unitarias como lo son el espesor de las placas o de las barras y su longitud.

Tabla 3.1 Relaciones entre la densidad estructural (ρ_s) y el espesor y longitud de placas o barras (t_b y l_b). (Zysset, 1994)

	Tipo	Densidad
Isotrópico	I	$\rho_s = (t_b/l_b)^2$
Cúbico	I	$\rho_s = (t_b/l_b)^2$
Cúbico	III	$\rho_s = (t_b/l_b)$
Hexagonal	I	$\rho_s = (t_b/l_b)^2$
Hexagonal	III	$\rho_s = (t_b/l_b)$
Ortorómbico	II	$\rho_s = (t_b/l_b)$

Otro modelo de hueso trabecular de Jensen en 1990 utilizaba trabéculas de forma cilíndrica en un arreglo cúbico. Modelos similares han sido utilizados por otros investigadores (Silva y Gibson, 1997, Yeh y Keaveny, 2001, Kim y Al-Hassani, 2002).

Algunas imágenes del hueso trabecular muestran una transición suave desde una trabécula a otra de manera opuesta al modelo de Jensen de trabéculas cilíndricas. Este material extra en las uniones se incluye únicamente en el estudio de Kim et al. en 2002 donde utilizaron una trabécula con la parte central de sección transversal menor que los extremos para reducir la concentración de esfuerzos causados por las esquinas que se forman en los modelos de trabéculas totalmente cilíndricas (figura 3.7).

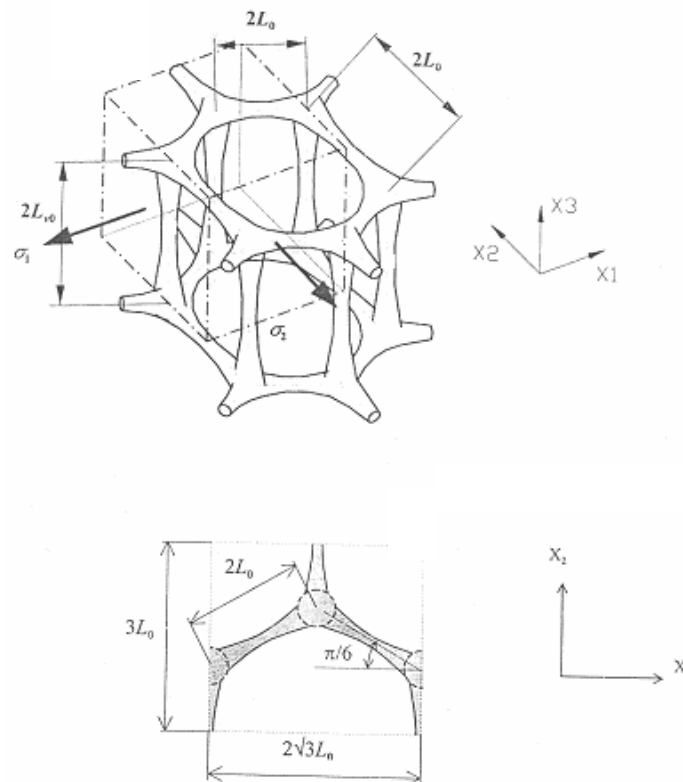


Figura 3.7 Modelo con estructura columnar hexagonal de hueso trabecular (Kim et al., 2002).

Smith en 2006 observó un cambio en el modo de falla cuando el material es redistribuido en un arreglo hexagonal tipo panel bidimensional sometido a compresión. Los especímenes con más material en las uniones fallaron de manera perpendicular a la dirección de compresión, mientras que aquellos con menos material fallaron a lo largo de una diagonal.

A partir de que la distribución del material tiene un efecto en dos dimensiones, puede también afectar la respuesta en materiales tridimensionales como los modelos de las trabéculas cilíndricas usadas para representar hueso trabecular.

Además de lo anterior, Smith en su estudio investigó la relación entre la distribución de la masa y los modos de deformación en un modelo tridimensional poroso de celdas abiertas que simula el hueso trabecular humano.

Las celdas unitarias fueron diseñadas en un programa de CAD basadas en modelos de 12 trabéculas cilíndricas conectadas entre si formando un cubo. Los diámetros de estos cilindros fueron similares al espesor trabecular de los modelos y la longitud de las trabéculas fue similar al espacio entre ellas. El resto del volumen óseo fue incluido en las esquinas redondeadas que se colocaron en cada celda unidad.

A este diseño se le conoce como celda unitaria o básica. Como no existe documentación que ayude a cuantificar los radios de las esquinas en el hueso real, este se creó con ensayos de prueba y error hasta igualar el volumen total con el del hueso real.

3.5 Modelos bidimensionales

Un modelo bidimensional de elemento finito del hueso trabecular fue generado usando la técnica basada en los diagramas de Voronoi (figura 3.8). El comportamiento de los esfuerzos y deformaciones a compresión se predijo usando modelos de elemento finito y fue comparable con lo observado experimentalmente en especímenes de hueso trabecular del vértebras humanas (Silva et al., 1997).

El hueso trabecular no es regular y por esta razón los modelos regulares no pueden reproducir detalles locales en la estructura, sin embargo, como un sólido celular, se puede someter a las mismas restricciones topológicas y arquitectónicas que los modelos.

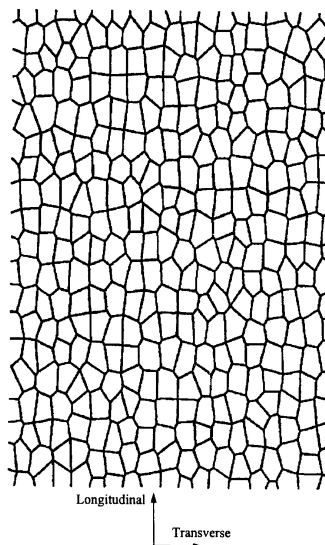


Figura 3.8 Modelo bidimensional en elemento finito (Silva et al., 1997).

3.6 Consecuencias de la utilización de modelos

Algunos de los modelos tridimensionales microestructurales mencionados anteriormente asumen que el hueso trabecular está construido de celdas unitarias idénticas, sin embargo, es claro que este tipo de estructuras difícilmente se presentan en el hueso trabecular.

A la fecha, la mayoría de los modelos óseos han sido limitados a análisis en el rango elástico debido a la gran cantidad de elementos involucrados y las dificultades computacionales.

Debido a los cambios recurrentes en la microestructura del hueso trabecular por la edad, es difícil establecer los efectos relativos de cada uno de estos cambios de manera independiente.

Los métodos que utilizan trabéculas individuales o especímenes maquinados tienen la desventaja de los efectos de forma y de las irregularidades debido al corte de estos. Además, estos métodos no pueden utilizarse para determinar in situ los esfuerzos y deformaciones. La confiabilidad de los métodos que utilizan modelos de hueso trabecular dependen de su capacidad de describir de forma realista la estructura trabecular.

Capítulo 4

Modelado de la estructura trabecular

A partir de las tres estructuras propuestas en la literatura por Singh explicadas en el capítulo anterior, se construyeron modelos tridimensionales de cada una de ellas.

De los modelos originales se construyeron cuatro variantes; en las dos primeras se disminuyó un 4% de volumen, y en las dos restantes, se disminuyó un 8%, ambas con respecto al original. Estos porcentajes se determinaron con base al porcentaje de disminución en volumen máximo que se presenta en el hueso trabecular después de los primeros 2 años y 4 años de la postmenopausia respectivamente (Ruiz, 2010).

En la primera modificación de ambos porcentajes, toda la estructura se mantuvo con una arquitectura idéntica a la original, pero se redujeron sus espesores homogéneamente. La segunda modificación en el volumen total para ambos porcentajes se obtuvo removiendo porciones del modelo original de manera aleatoria pero conservando los espesores originales, lo cual resultó en un modelo con una arquitectura diferente a la original. En total se construyeron quince modelos diferentes. Cabe mencionar que estos dos fenómenos se presentan durante el desarrollo de la enfermedad, por lo que se pretende observar cual de ellos tiene un efecto mas severo en el comportamiento mecánico de la estructura trabecular.

A cada uno de estos modelos se le aplicó un desplazamiento en la dirección preferencial de carga de la estructura para lograr una deformación del 5.5%, que corresponde al porcentaje de deformación elástica máxima obtenida en muestras de hueso trabecular (Ramírez, 2007).

En todos los modelos originales, así como en sus variantes, se utilizó un módulo de Young de 5.35 GPa el cual se encuentra en la literatura como propiedad de las trabéculas individuales (Rincón, 2004), así como un esfuerzo máximo de 100 MPa (Kim, 2002). Finalmente se utilizó un coeficiente de Poisson de 0.3 ya que es el coeficiente típico utilizado en el modelado de hueso.

A continuación se explica con mayor detalle el procedimiento que se llevó a cabo en cada uno de los modelos para obtener los resultados.

4.1 Estructura I constituida exclusivamente por barras

Primero se construyó la estructura tipo I que típicamente se encuentra en huesos largos como el fémur. Esta se encuentra inscrita en un cubo de 7 mm por lado y está compuesta de barras unidas entre si de diámetro constante (figura 4.1). Este modelo representa una idealización de la estructura tipo I descrita por Singh en 1978, ya que se acomodaron las barras únicamente en direcciones horizontales y verticales con el fin de hacer más sencilla su construcción.

Modelo original

Se utilizaron barras de 0.14 mm. de diámetro constante (Singh, 1978). El volumen del sólido de esta estructura trabecular es de 14.3 mm^3 dando como resultado una fracción volumétrica de 0.041.

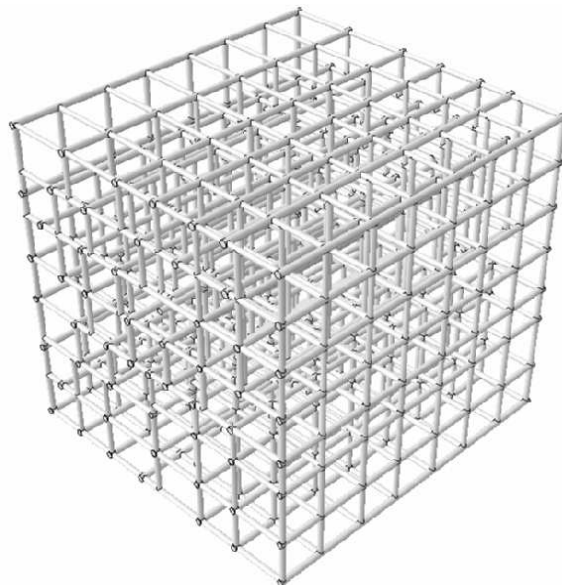


Figura 4.1 Modelo de la estructura I

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

En este caso se tomó como base el modelo original, pero el diámetro de las barras se redujo a 0.137 mm. para lograr disminuir en 4% su volumen. El volumen del sólido para esta estructura trabecular es de 13.87 mm^3 y su fracción volumétrica es de 0.04.

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

Se tomó como base el modelo original, pero se eliminaron algunas secciones de las barras de manera aleatoria utilizando el comando de números aleatorios de Excel® hasta lograr disminuir el 4% de su volumen. El volumen del sólido para esta estructura es de 13.85 mm^3 y la fracción volumétrica al igual que en el modelo anterior resultó ser de 0.04.

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

En este caso se tomó como base el modelo original, pero el diámetro de las barras se disminuyó a 0.134 mm. para lograr disminuir en 8% su volumen. El volumen del sólido para esta estructura trabecular es de 13.27 mm³ y su fracción volumétrica es de 0.039.

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

Se tomó como base el modelo original, pero se eliminaron algunas secciones de las barras de manera aleatoria hasta lograr disminuir el 8% de su volumen. El volumen del sólido para esta estructura es de 13.3 mm³ y la fracción volumétrica al igual que en el modelo anterior resultó ser de 0.039.

4.1.1 Análisis por elemento finito de la estructura I

El modelo se llevó a la paquetería de elemento finito ABAQUS ® y se le aplicó un desplazamiento en la dirección del eje Y en sentido negativo sobre toda la superficie superior y se restringió la superficie inferior en su desplazamiento en la misma dirección.

Modelo original

La malla está compuesta de 508,517 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 163,663 nodos.

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

La malla está compuesta de 514,689 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 166,179 nodos.

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

La malla está compuesta de 486,641 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 156,980 nodos.

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

La malla está compuesta de 533,387 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 171,869 nodos.

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

La malla está compuesta de 468,982 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 151,382 nodos.

4.1.2 Resultados

Modelo original

En la figura 4.2a se muestra la distribución de esfuerzos en el momento en el que la deformación es de 1.1%. Los esfuerzos mayores se muestran en las barras verticales con magnitudes menores a los 66 MPa. En las barras horizontales se muestran esfuerzos elevados solo en los casos en los que trabajan a flexión.

En la figura 4.2b se observa que varias barras verticales han llegado al esfuerzo máximo cuando la deformación es del 1.65%. Las barras horizontales en su mayoría muestran valores por debajo de los 83 MPa.

En la figura 4.2c cuando la deformación es el 1.76%, se observa un comportamiento muy similar al de cuando era del 1.65%.

En la figura 4.2d se muestran los esfuerzos al aplicarse el 5.5% de deformación. En este momento, aproximadamente un 30% de las barras verticales y horizontales de la estructura muestran el esfuerzo máximo. El resto muestra valores de menos de 75 MPa.

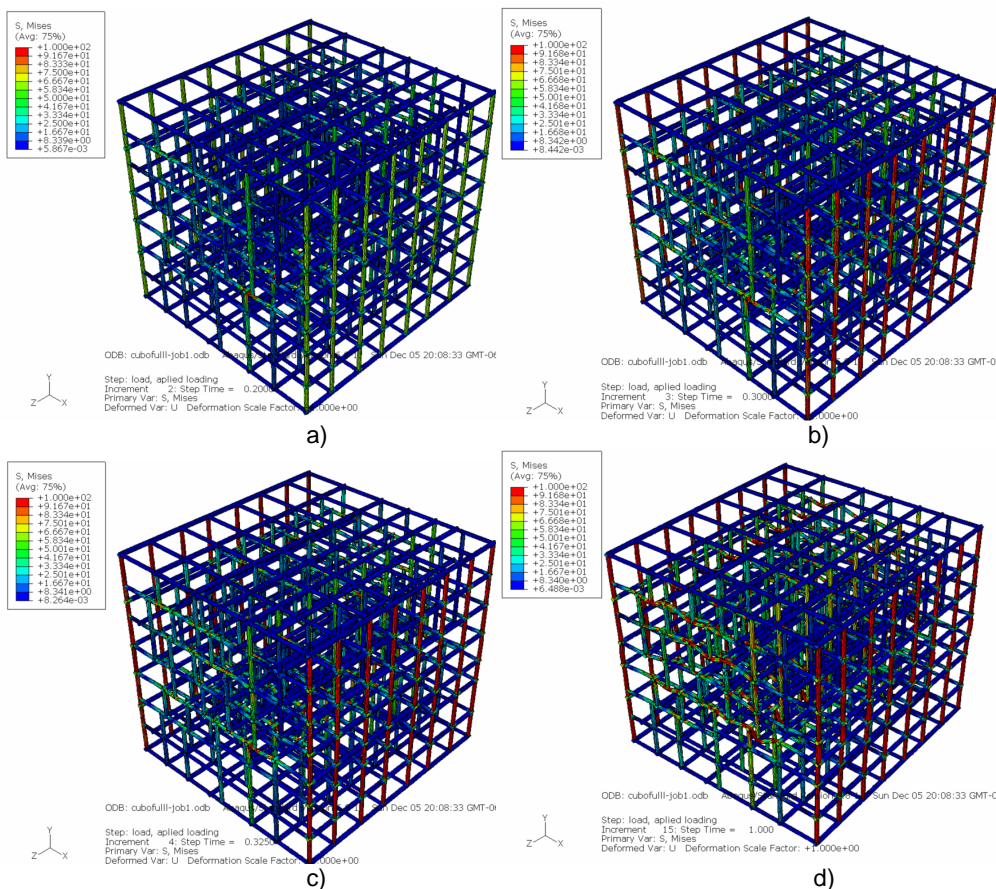
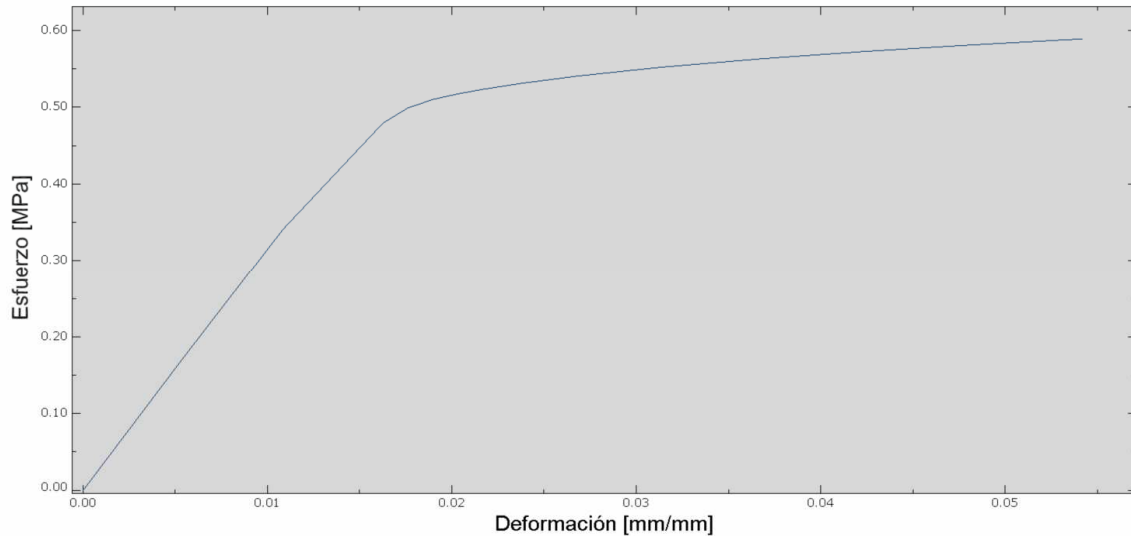


Figura 4.2 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación del modelo original de la estructura I, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.76%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.1 se observa que la estructura empieza a colapsar cuando la deformación aplicada sobre ella es de 1.62% y el esfuerzo que soporta es de 479 kPa. Cuando la estructura se deforma en 1.76% al soportar 500 kPa colapsa totalmente ya que la mayoría de las barras verticales han colapsado total o parcialmente.



Gráfica 4.1 Esfuerzo contra deformación del modelo original de la estructura I

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

En la figura 4.3a, cuando la deformación es del 1.1%, se observa que ningún punto de la estructura ha llegado al esfuerzo máximo. Los esfuerzos mayores se observan en las barras verticales, pero son menores a los 66 MPa.

En la figura 4.3b, cuando la deformación es del 1.65%, se observa que algunas barras verticales han llegado al esfuerzo máximo. El resto de la estructura mantiene valores de esfuerzos por debajo de los 75 MPa.

En la figura 4.3c, cuando la deformación es del 1.76%, se observa que los esfuerzos muestran un comportamiento muy similar a cuando la deformación era del 1.65%.

En la figura 4.3d, cuando la deformación llega al máximo, se muestra que los esfuerzos han llegado al máximo en aproximadamente 30% de la estructura, principalmente en las barras verticales.

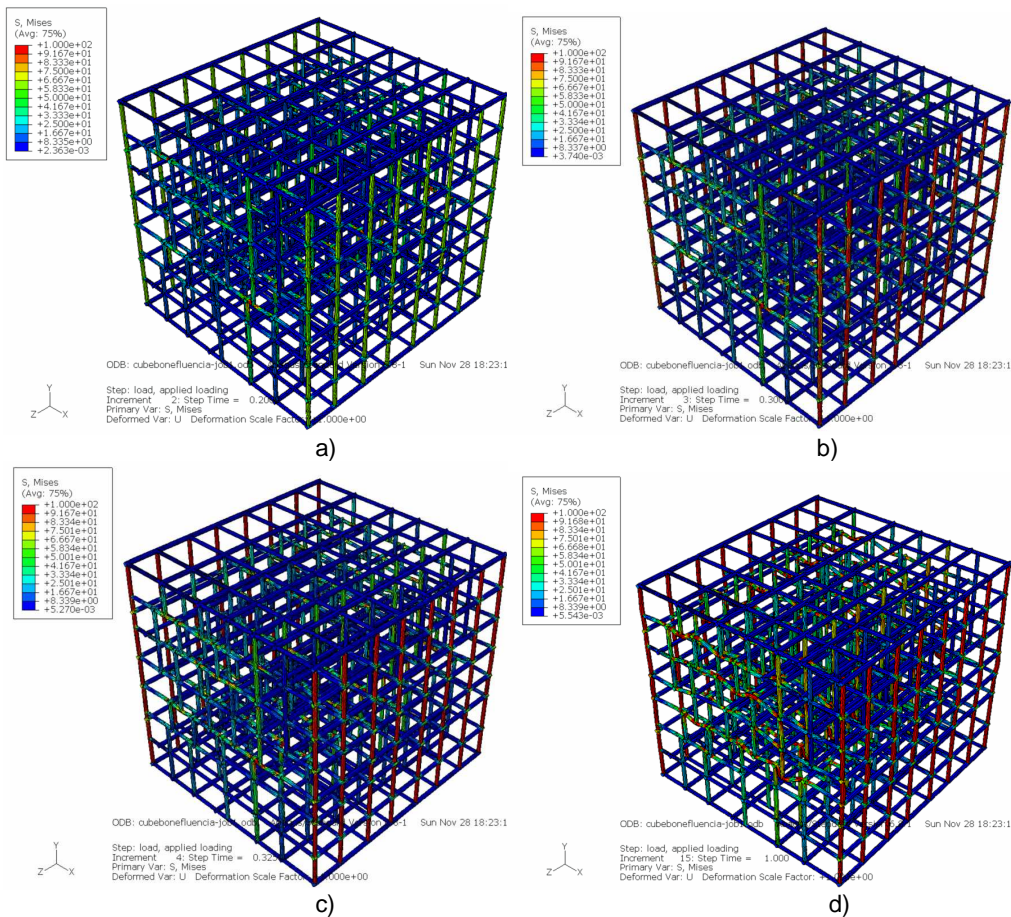
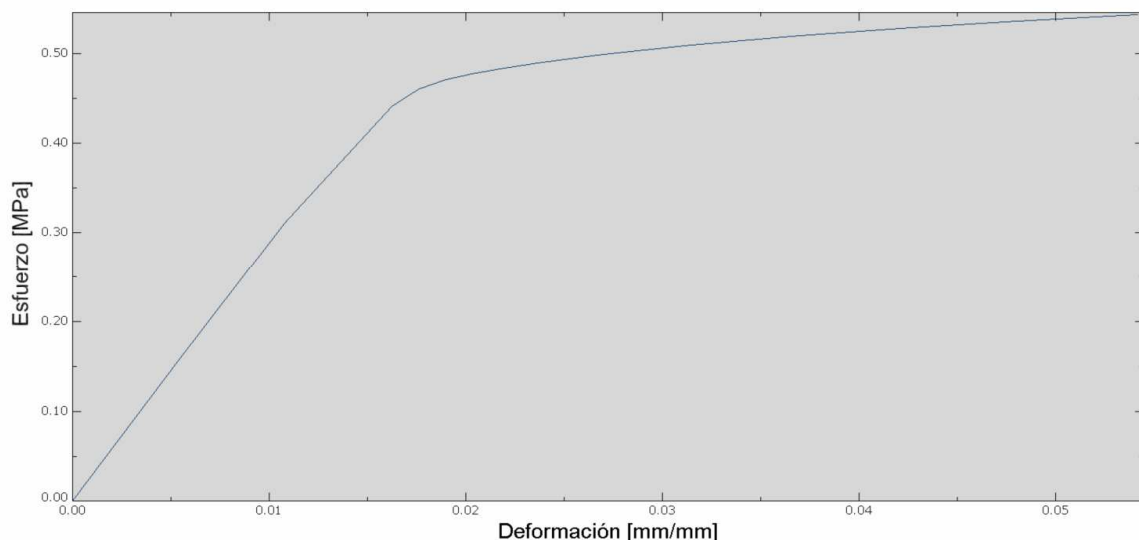


Figura 4.3 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores de la estructura I, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.76%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.2 se observa que la estructura empieza a colapsar cuando la deformación aplicada sobre ella es de 1.6% y el esfuerzo que soporta es de 441 kPa. Posterior a esto la estructura colapsa totalmente al deformarse en 1.76% cuando soporta un esfuerzo de 460 kPa.



Gráfica 4.2 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores de la estructura I

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

En la figura 4.4a se observa la distribución de esfuerzos cuando la deformación aplicada es del 1.1%. Ningún punto de la estructura llega al máximo. Las barras verticales muestran los mayores esfuerzos con magnitudes de 58 MPa o menores.

En la figura 4.4b, cuando la deformación es del 1.65%, algunos puntos de las barras verticales llegan al esfuerzo máximo. Las barras horizontales muestran esfuerzos de 33 MPa o menores.

En la figura 4.4c, cuando la deformación es del 1.76%, la magnitud de esfuerzos que se muestran es muy similar a los de la imagen anterior.

En la figura 4.4d, cuando la deformación aplicada es la máxima, los esfuerzos que se muestran en la estructura llegan al máximo en varios puntos de las barras horizontales y de las verticales, aunque gran parte de la estructura muestra esfuerzos menores a los 33 MPa. Esto debido a la distribución irregular de esfuerzos.

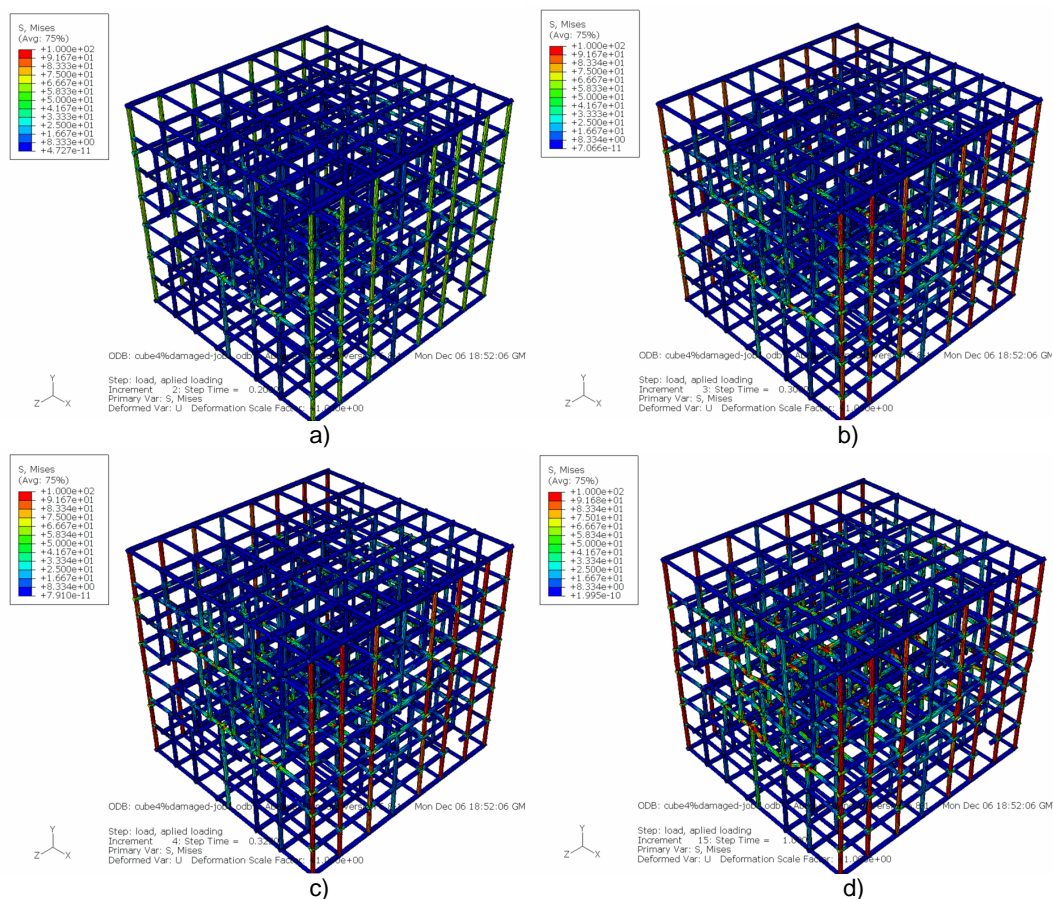
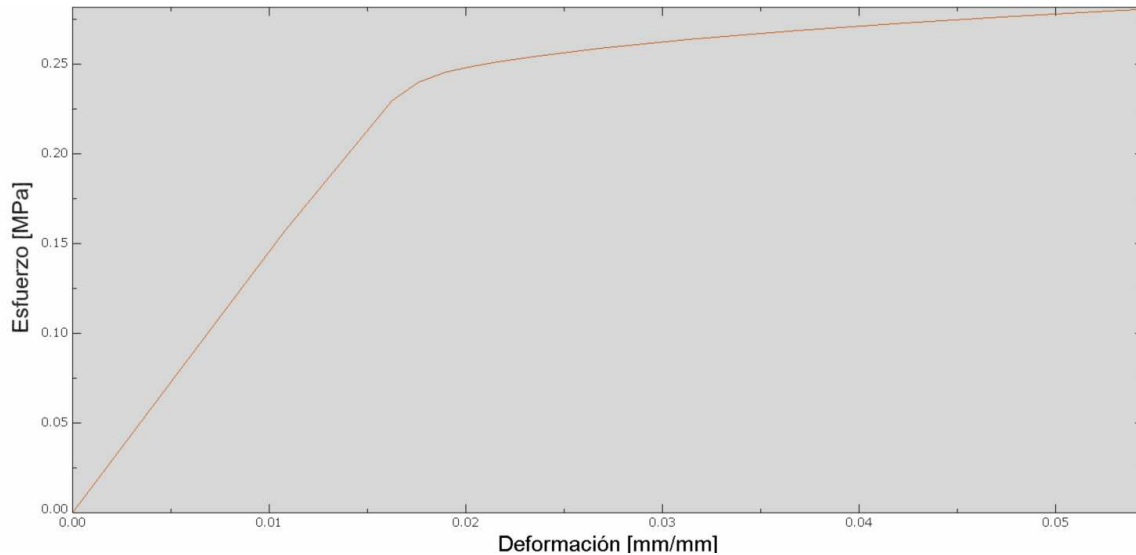


Figura 4.4 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura I, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.76%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.3 se observa que la estructura pierde rigidez y empieza a colapsar cuando la deformación aplicada sobre ella es de 1.6% y el esfuerzo que soporta es de 229 kPa. Posterior a esto la curva cambia de pendiente al llegar al 1.76% de deformación cuando el esfuerzo es de 240 kPa. En este comento la estructura colapsa totalmente.



Gráfica 4.3 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura I

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

Se observa en la figura 4.5a cuando la deformación aplicada es del 1.1%, que ningún punto de la estructura muestra el esfuerzo máximo. En este momento la estructura recibe una carga de 14 Newtons. Las barras verticales son las que reciben los esfuerzos mayores con valores de 66 MPa o menores.

En la figura 4.5b se muestra que algunas de las barras verticales han llegado al esfuerzo máximo, así como algunas regiones de las barras horizontales que trabajan a flexión. El resto de las barras muestran esfuerzos de 75 MPa o menores. La carga que recibe la estructura es este momento es de 19.8 Newtons.

En la figura 4.5c cuando la deformación es del 1.76%, el comportamiento es muy similar a cuando era del 1.65%.

En la figura 4.5d, se muestra el nivel de esfuerzos al final de la deformación. En este momento cerca del 30% de la estructura ha llegado al esfuerzo máximo.

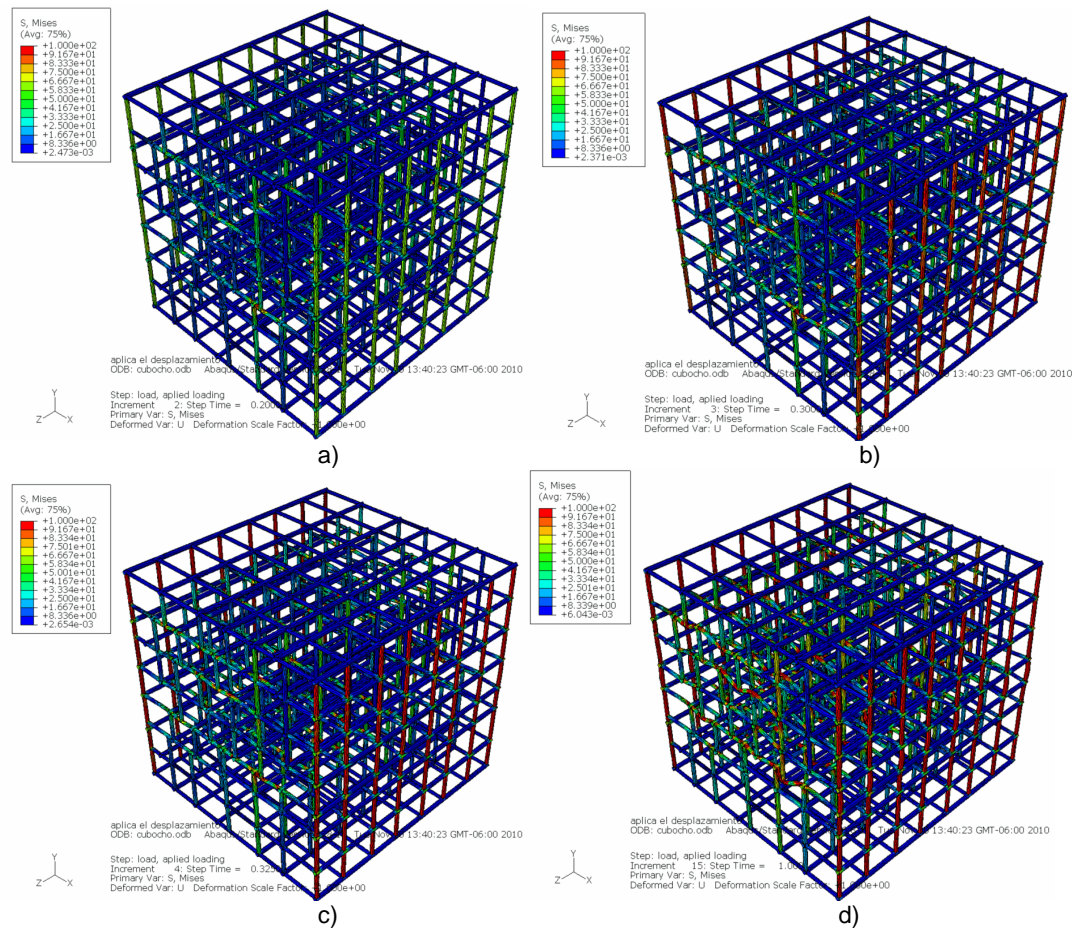
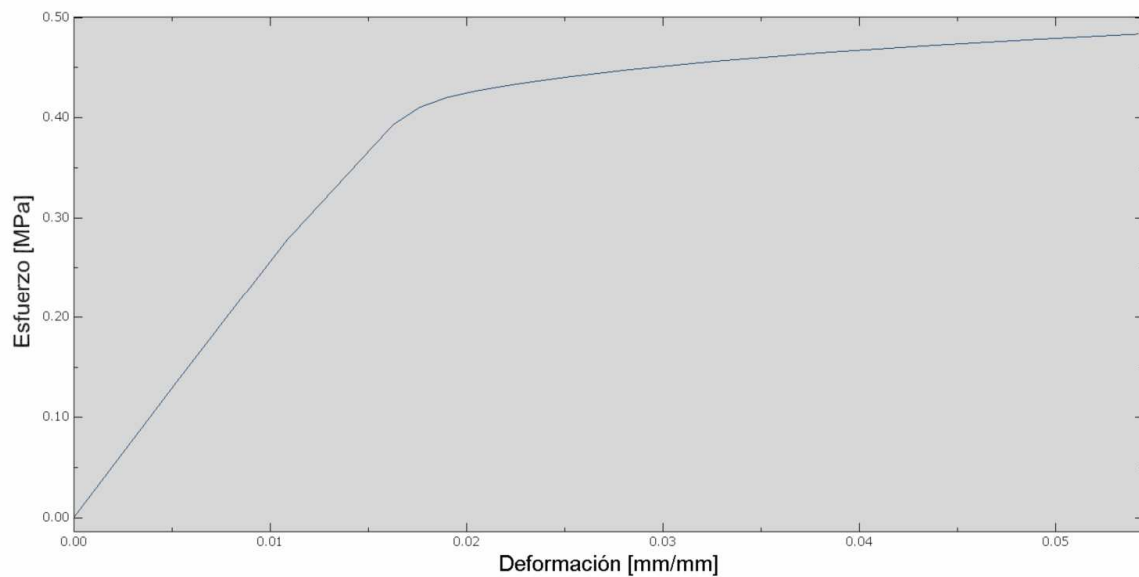


Figura 4.5 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores de la estructura I, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.76%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.4 se observa que la estructura empieza a colapsar cuando la deformación aplicada sobre ella es de 1.6% y el esfuerzo que soporta es de 392 kPa. Posteriormente, la estructura colapsa por completo al llegar a una deformación de 1.76% y al soportar un esfuerzo de 410 kPa.



Gráfica 4.4 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores de la estructura I

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

En la figura 4.6a, cuando la deformación aplicada es del 1.1%, los esfuerzos que se muestran están por debajo del valor máximo. Las barras verticales muestran los esfuerzos más altos con magnitudes de menos de 66 MPa.

En la figura 4.6b, cuando la deformación es del 1.65%, algunas zonas de las barras verticales llegan al esfuerzo máximo. El resto de la estructura se mantiene con valores menores a los 41 MPa.

En la figura 4.6c, cuando la deformación es del 1.76%, la distribución de esfuerzos es muy similar a la imagen anterior.

En la figura 4.6d que muestra la deformación máxima, se observa que aproximadamente un 30% de las zonas de las barras horizontales y verticales llegan al esfuerzo máximo.

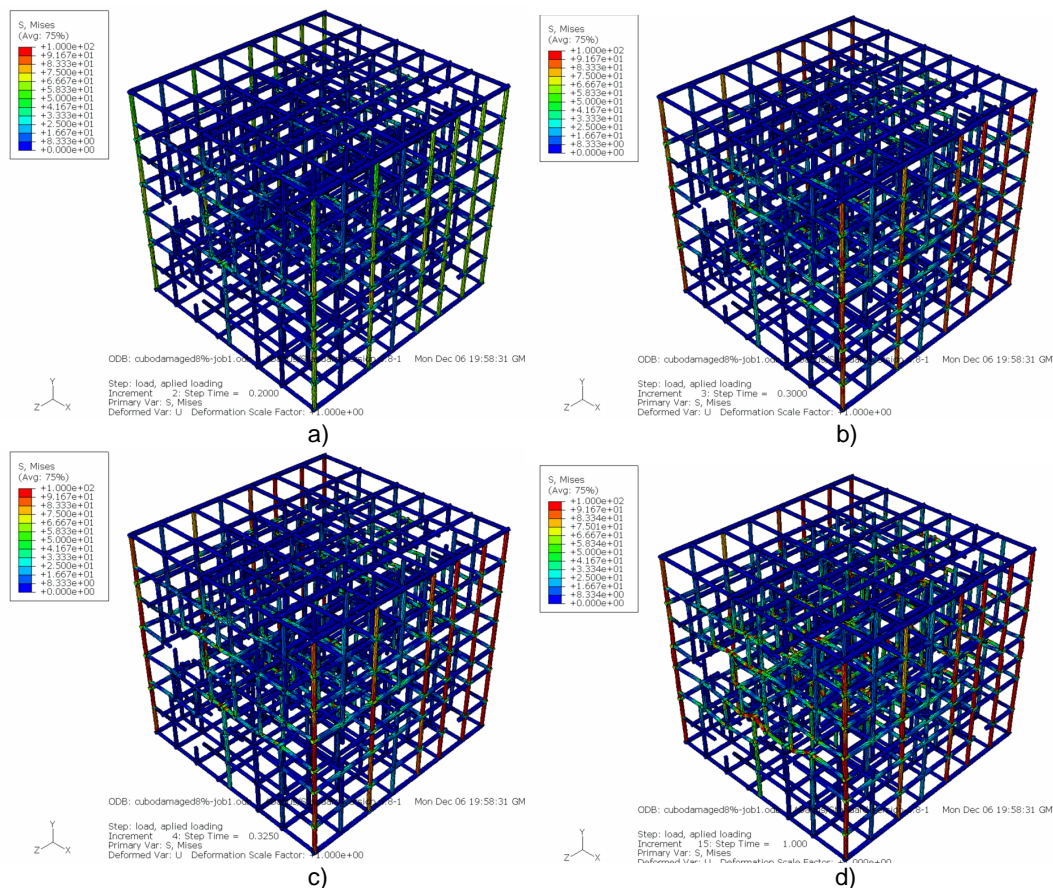
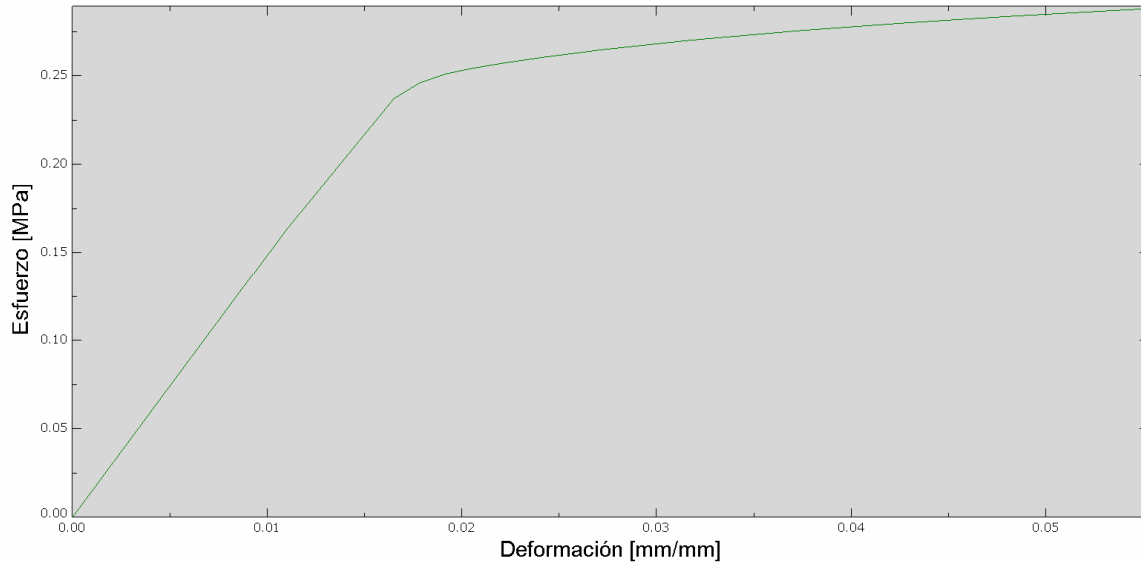


Figura 4.6 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura I, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.76%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.5 se observa que la estructura empieza a colapsar cuando la deformación aplicada sobre ella es de 1.6% y el esfuerzo que soporta es de 237 kPa. Posteriormente colapsa por completo al llegar al 1.76% de formación cuando el esfuerzo que soporta es de 246 kPa.



Gráfica 4.5 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura I

4.1.3 Análisis de resultados para la estructura I

Con respecto a las estructuras disminuidas un 4% en volumen y de acuerdo a los resultados de las gráficas, la resistencia de la estructura original durante su deformación es aproximadamente un 8% mayor a la de la estructura disminuida en volumen reduciendo espesores, y a su vez, es un 53% más resistente que la estructura disminuida en volumen eliminando secciones de manera aleatoria.

En las estructuras disminuidas un 8% en volumen, la resistencia de la estructura original durante su deformación es aproximadamente un 18% mayor a la de la estructura disminuida en volumen reduciendo espesores, y a su vez, es un 51% más resistente que la estructura disminuida en volumen eliminando secciones de manera aleatoria.

Para todos los casos, la distribución de esfuerzos mostrada en las imágenes de los resultados es muy irregular.

Los resultados anteriores concuerdan con el comportamiento esperado, ya que al disminuir el volumen de manera uniforme en la estructura, se esperaba una reducción moderada de la resistencia de esta debido a que se conserva su continuidad. En el caso de la disminución de volumen eliminando secciones de la estructura, se esperaba una reducción más drástica en la resistencia de esta ya que pierde continuidad. Esto se observó en ambos casos de manera similar, cuando la disminución de volumen se hizo del 4% y cuando se hizo del 8%.

En las gráficas de esfuerzo contra deformación se observa que aún después del segundo punto de inflexión donde se consideró el colapso total de la estructura en base a la magnitud y distribución de los esfuerzos, el esfuerzo que esta resiste aparentemente sigue incrementando hasta el final del ciclo de deformación. Esto se debe a que en el análisis por elemento finito no se eliminan las secciones de la estructura que ya han colapsado por completo al exceder su resistencia máxima, pero en la realidad, estas secciones ya no existirían y esta zona de la gráfica no mostraría este incremento.

A partir de estas gráficas se puede obtener el módulo de elasticidad aparente (E^*) de cada uno de los modelos. En el modelo original se obtiene el valor de 29.47 MPa, en el modelo disminuido en volumen 4% disminuyendo espesores es de 27.12 MPa y en el modelo disminuido en volumen 4% eliminando secciones es de 14.12 MPa. Por otro lado, en el modelo disminuido en volumen 8% disminuyendo espesores es de 24.1 MPa y en el modelo disminuido en volumen 8% eliminando secciones es de 14.57 MPa.

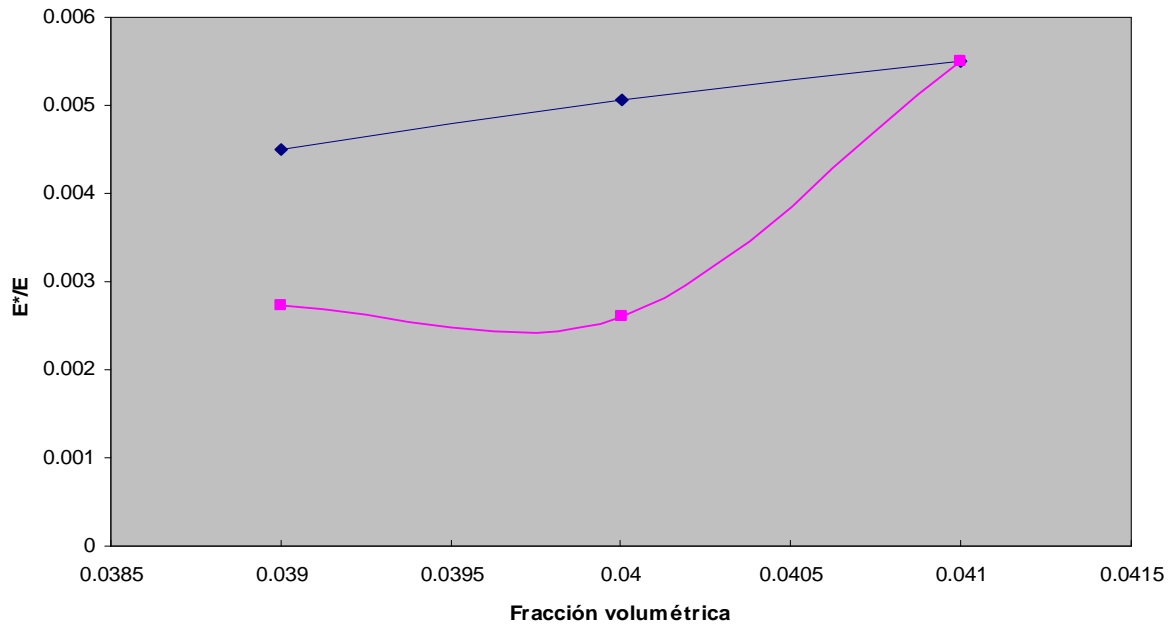
Los valores del módulo de elasticidad relativo (E^*/E) y de resistencia relativa (σ^*/σ) que se obtuvieron se muestran en la tabla 4.1:

Tabla 4.1 Valores de módulo de elasticidad relativo y resistencia relativa de la estructura I

Modelo	(E^*/E)	(σ^*/σ)
Original	0.06	0.00479
Disminuido 4% reduciendo espesores	0.0051	0.00441
Disminuido 4% eliminando secciones aleatorias	0.0026	0.00229
Disminuido 8% reduciendo espesores	0.0045	0.00392
Disminuido 8% eliminando secciones aleatorias	0.0026	0.00237

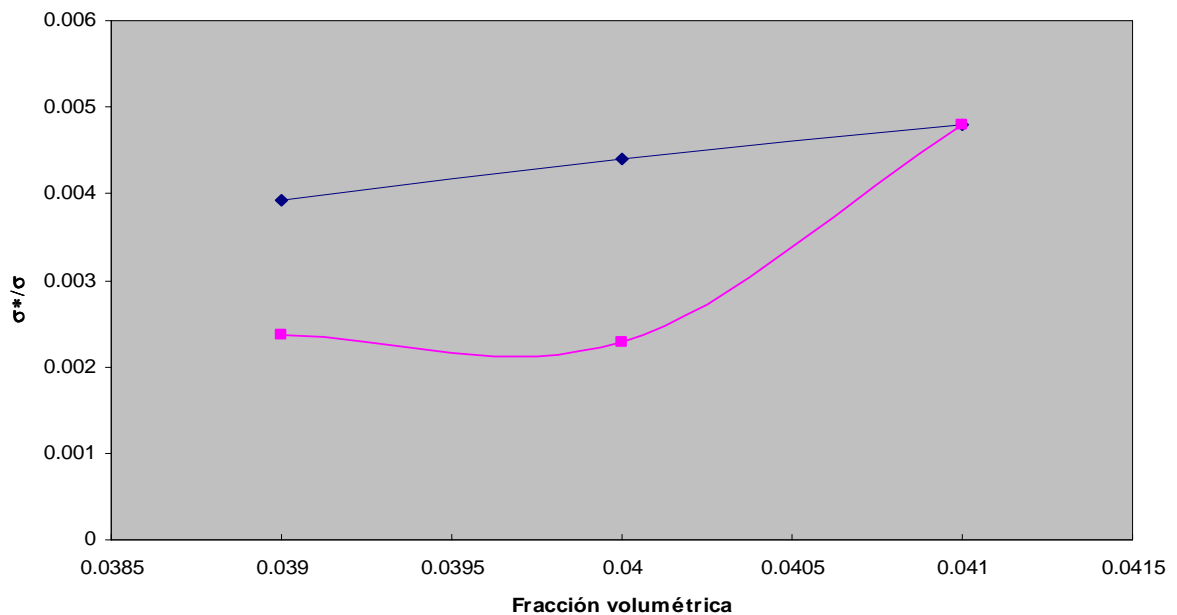
Con estos valores y la fracción volumétrica (V_R/V_I) de cada uno de los modelos, se puede obtener la gráfica 4.6 en la cual se observa que a pesar de que los modelos disminuidos en volumen tienen la misma fracción volumétrica entre sí, el módulo de elasticidad relativo de los modelos disminuidos en volumen reduciendo espesores es un 50% mayor al del modelo al que se le eliminaron secciones, para el caso en el que se disminuyó el 4%, y un 42% mayor al del modelo al que se le eliminaron secciones para el caso en el que se disminuyó el 8%. Lo anterior demuestra que la pérdida de continuidad en la estructura tiene una afectación considerable en la rigidez de las estructuras óseas.

También se observa una relación lineal entre la fracción volumétrica y el módulo de elasticidad relativo para el caso de la disminución de volumen reduciendo espesores, no siendo así en el caso de disminución de volumen eliminando secciones aleatorias.



Gráfica 4.6 Módulos de elasticidad relativos contra fracción volumétrica de las cinco variantes de la estructura I

También se obtuvo la gráfica 4.7 de resistencia relativa contra fracción volumétrica. En ella se observa un comportamiento lineal entre la fracción volumétrica y la resistencia relativa para los modelos en los que se disminuyó el volumen reduciendo espesores, mientras que no es así para los modelos en los que se disminuyó el volumen eliminando secciones.



Gráfica 4.7 Resistencia relativa contra fracción volumétrica de las cinco variantes de la estructura I

Al comparar la resistencia relativa de los dos modelos con la misma fracción volumétrica, se observa que la del modelo reducido en espesores es un 48% mayor que la del modelo al que se le eliminaron secciones en los modelos a los que se disminuyó el 4% de volumen. Con respecto a los modelos a los que se disminuyó un 8%, la resistencia relativa del modelo reducido en espesores es un 40% mayor comparado con el modelo al que se le eliminaron secciones.

4.2 Estructura II formada por placas paralelas

Se construyó la estructura II que típicamente se encuentra cerca de las superficies articuladas. Esta está inscrita en un cubo de 7 mm. de lado y está compuesta de placas paralelas. Estas placas se unen entre si por barras de 0.2 mm. de espesor ordenadas de manera aleatoria según el modelo descrito por Singh en 1978 (figura 4.7).

Modelo original

Para la estructura original las placas paralelas tienen un espesor de 0.3 mm. y están espaciadas entre si por 0.7 mm. Las barras que las unen tienen 0.2 mm. de diámetro (Singh, 1978). El volumen del sólido de esta estructura es de 133.46 mm^3 y su fracción volumétrica es de 0.39.

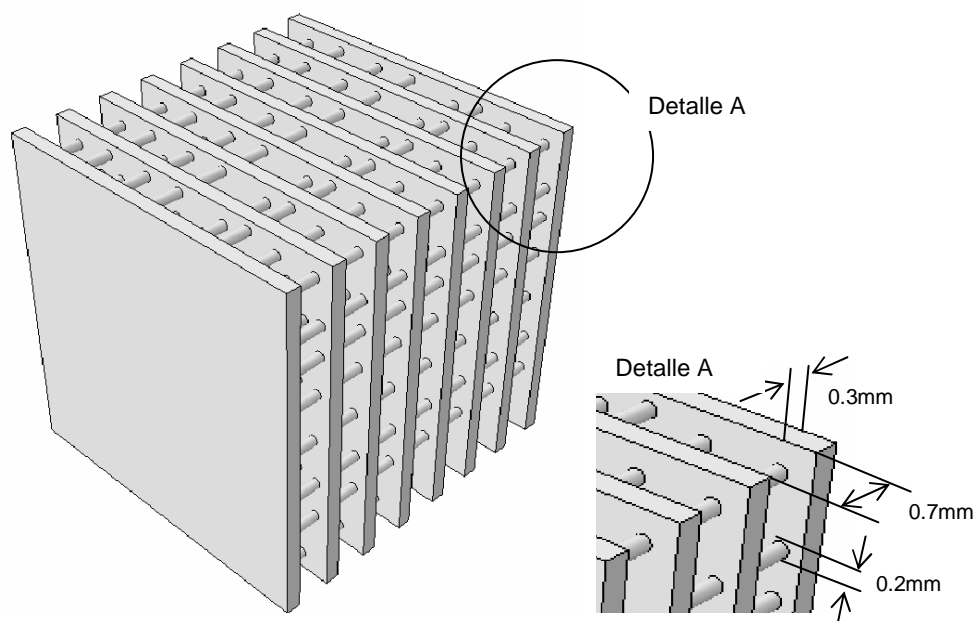


Figura 4.7 Modelo de la estructura II

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

Para este modelo se tomó como base el original pero para lograr un 4% de disminución en volumen, se redujo el espesor de las placas paralelas a 0.285 mm. y se aumentó el espacio entre si a 0.715 mm. Las barras que las unen tienen 0.2 mm. de diámetro. El volumen del sólido de esta estructura es de 128.1 mm^3 y su fracción volumétrica es de 0.37.

Modelo disminuido en un 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

En este caso se tomó como base el modelo original, pero se eliminaron algunas secciones de las placas y de las barras de manera aleatoria hasta lograr disminuir el 4% de su volumen. El volumen del sólido para este modelo es de 128.4 mm^3 y su fracción volumétrica es también de 0.37.

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

Para este modelo se tomó como base el original pero para lograr un 8% de disminución de volumen se redujo el espesor de las placas paralelas a 0.27 mm. y se aumentó el espacio entre si a 0.73 mm. Las barras paralelas que las unen tienen 0.2 mm. de diámetro. El volumen del sólido de esta estructura es de 122.38 mm³ y su fracción volumétrica es de 0.36.

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

En este caso se tomó como base el modelo original, pero se eliminaron algunas secciones de las placas y de las barras de manera aleatoria hasta lograr disminuir el 8% de su volumen. El volumen del sólido para este modelo es de 122.15 mm³ y su fracción volumétrica es también de 0.36.

4.2.1 Análisis por elemento finito de la estructura II

El modelo se llevó a la paquetería de elemento finito ABAQUS ® y se le aplicó un desplazamiento en la dirección preferencial de carga sobre toda la superficie superior y restringiendo la superficie inferior en su desplazamiento en la misma dirección.

Modelo original

La malla está compuesta de 301,570 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 79,403 nodos.

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

La malla está compuesta de 283,825 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 76,446 nodos.

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

La malla está compuesta de 275,852 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 73,385 nodos.

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

La malla está compuesta de 357,851 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 98,315 nodos.

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

La malla está compuesta de 245,374 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 65,971 nodos.

4.2.2 Resultados

Modelo original

En la figura 4.8a se observa el comportamiento de los esfuerzos cuando al modelo se le ha aplicado una deformación del 1.1%. Los esfuerzos mayores están en las placas con magnitudes de entre 50 y 66 MPa. Los esfuerzos más bajos se presentan en las barras que unen a las placas con magnitudes de 41 MPa o menores. Se observa también que la distribución de esfuerzos es muy uniforme.

En la figura 4.8b se observa el comportamiento de los esfuerzos en el momento en el que el modelo fue deformado 1.65%, que es cuando algunas pequeñas zonas en las placas cercanas a las barras llegan al esfuerzo máximo.

En la figura 4.8c se muestra el comportamiento de los esfuerzos cuando el modelo se deforma 2.2%. En ese momento casi el 100% de las placas de la estructura han llegado al esfuerzo máximo y solo las barras se encuentran con valores por debajo de este con 42 MPa por lo que se puede decir que en este momento la estructura colapsó por completo.

La figura 4.8d se presenta cuando al modelo se le aplica una deformación de 5.5%, la magnitud y la ubicación de los esfuerzos que se observan es muy similar a la que se presenta en la imagen anterior.

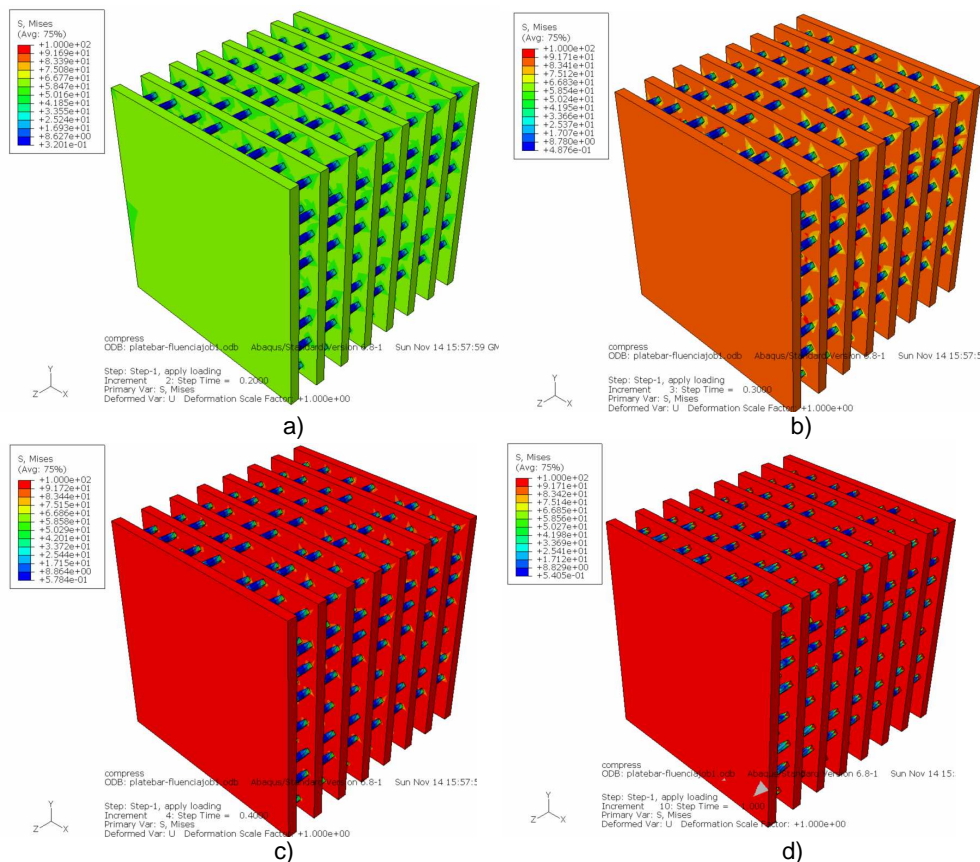
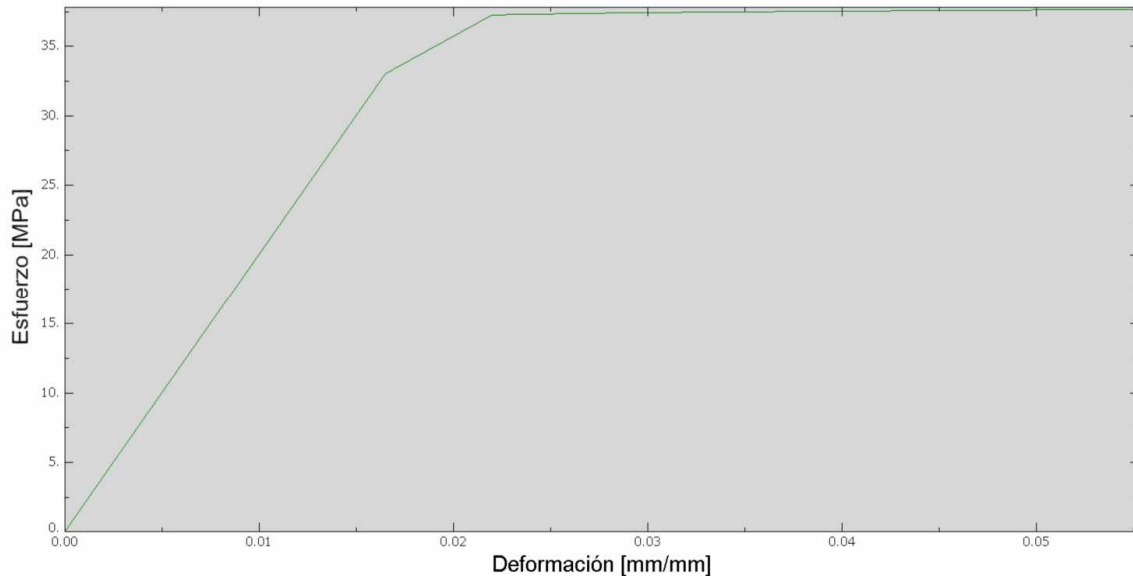


Figura 4.8 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo original de la estructura II, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.8 se observa que el porcentaje de deformación que resiste la estructura en el momento que comienza a colapsar el de 1.65% cuando el esfuerzo máximo que esta resiste es de 33 MPa. Después de esto, el porcentaje de deformación que alcanza cuando colapsa totalmente es de 2.2% cuando el esfuerzo que soporta es de 37.2 MPa.



Gráfica 4.8 Esfuerzo contra deformación del modelo original de la estructura II

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

En la figura 4.9a se observa la distribución de esfuerzos en el momento en el que la deformación aplicada es del 1.1%. La mayor parte de las placas muestran esfuerzos de magnitudes de entre 50 y 66 MPa. Las barras soportan esfuerzos de 33 MPa o menores. En ese momento de la deformación ningún punto de la estructura alcanza el esfuerzo máximo.

En la figura 4.9b se observa la distribución de esfuerzos de la estructura cuando la deformación aplicada es de 1.65%. En este momento solo algunas pequeñas regiones en las placas alcanzan el valor de esfuerzo máximo, pero el resto de la estructura soporta esfuerzos de entre 83 y 91 MPa en las placas y menores a los 41 MPa en las barras.

En la figura 4.9c se observa la distribución de esfuerzos cuando la deformación llega al 2.2%. El nivel de esfuerzos en la totalidad de las placas supera el esfuerzo máximo y solo en las barras están por debajo con magnitudes menores a los 66 MPa, lo cual indica que en este momento la estructura ya colapsó.

En la figura 4.9d cuando la deformación llega a su punto máximo, la distribución de esfuerzos es similar a cuando la deformación era del 2.2%.

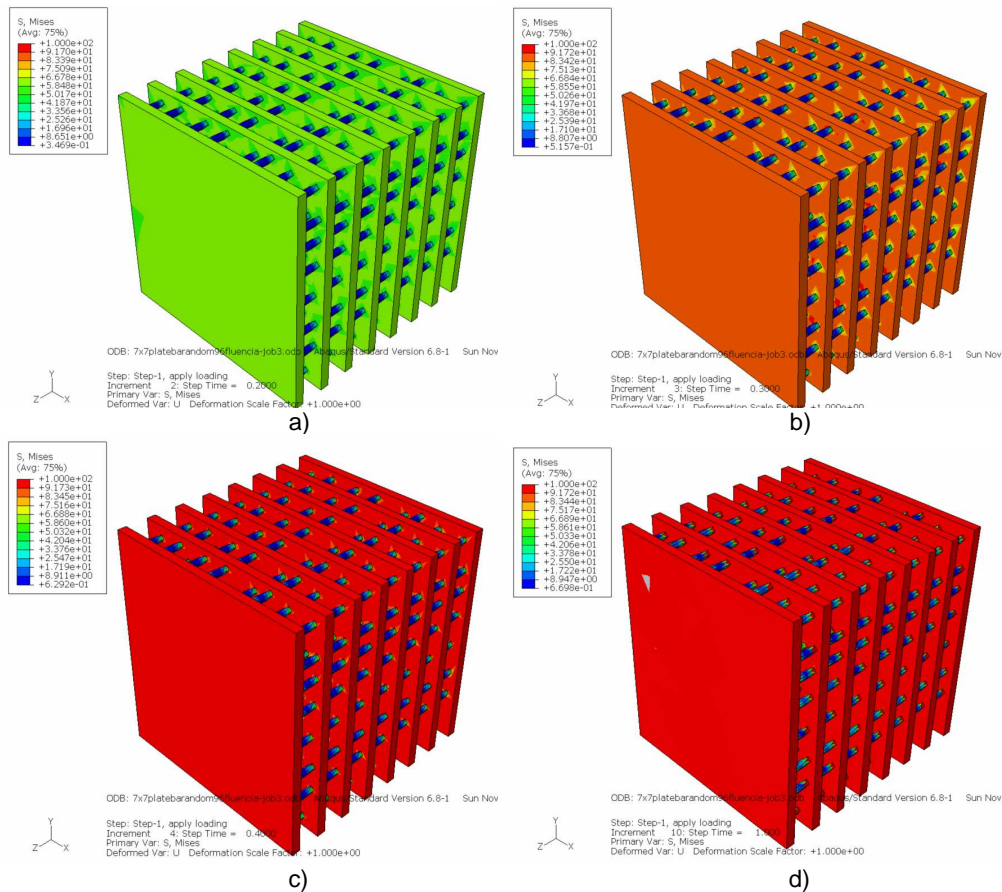
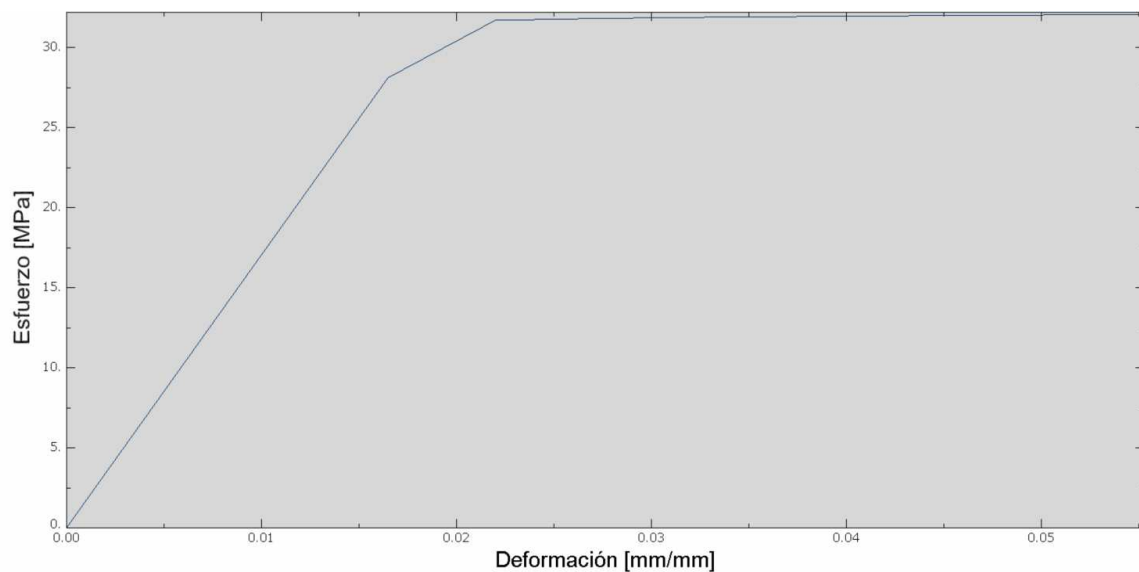


Figura 4.9 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores de la estructura II, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.9 se observa que el esfuerzo máximo que resiste la estructura en el momento en que algunos puntos de ella empiezan a colapsar es de 29.3 MPa cuando la deformación es de 1.65%. Posteriormente, la estructura soporta un esfuerzo de 30.7 MPa cuando colapsa totalmente al aplicarse sobre ella una deformación de 2.2%.



Gráfica 4.9 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores de la estructura II

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

En la figura 4.10a se observa la estructura cuando la deformación aplicada sobre ella es del 1.1%. En ese momento solo algunas regiones muy pequeñas cerca de los agujeros llegan al valor de esfuerzo máximo lo que nos muestra que actúan como concentradores de esfuerzos. La estructura en general muestra magnitudes de esfuerzos muy irregulares de entre 16 y 91 MPa en las placas y valores de menos de 41 MPa en las barras debido al cambio en su arquitectura.

En la figura 4.10b se muestra la distribución de esfuerzos cuando la estructura es deformada 1.65%. En ese momento gran parte de las placas ya ha alcanzado el esfuerzo máximo, pero algunas otras zonas de estas soportan esfuerzos menores de 91 MPa.

En la figura 4.10c se muestra la distribución de esfuerzos cuando la deformación es de 1.78%. En ese momento las zonas de las placas que han alcanzado el esfuerzo máximo son de aproximadamente el 50% del volumen total de la estructura, pero a pesar de ello, todavía quedan zonas con esfuerzos menores de entre 17 y 91 MPa.

En la figura 4.10d se observa que la mayor parte de las placas alcanzaron el esfuerzo máximo cuando se aplicó la deformación de 5.5%, pero aún hay algunas zonas de las placas con esfuerzos de entre 34 y 91 MPa.

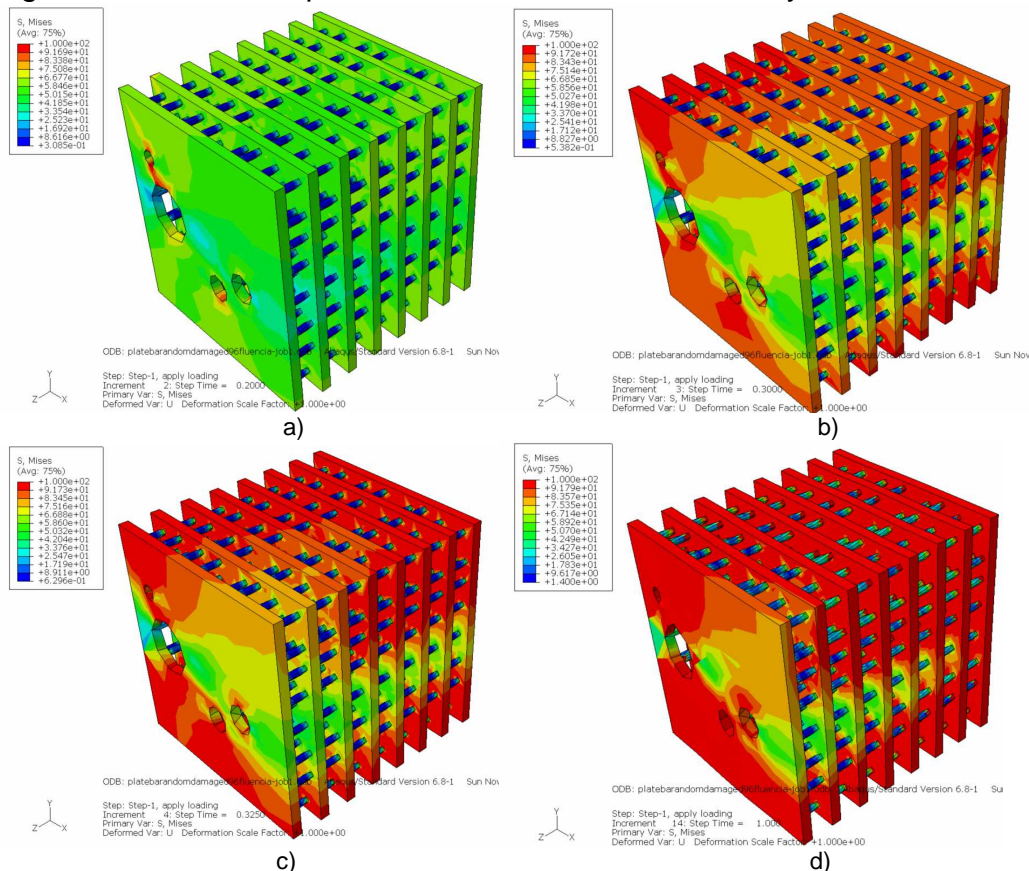
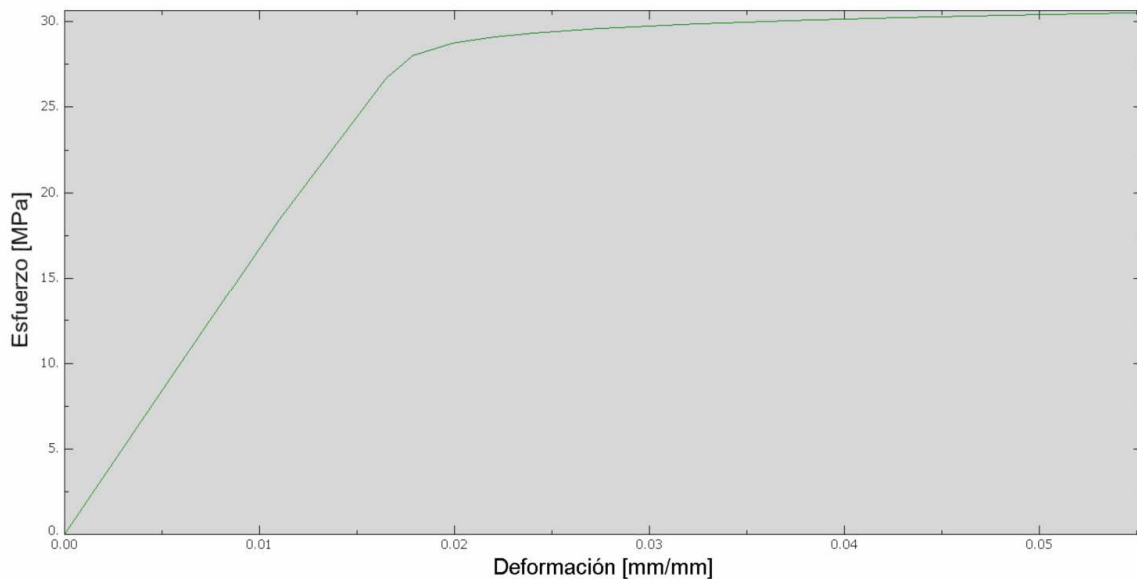


Figura 4.10 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para la estructura disminuida 4% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura II, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.78%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.10 se observa que la estructura resiste un esfuerzo de 27.2 MPa cuando comienza a colapsar, esto sucede cuando la deformación es de 1.65%, después de esto, se observa que la estructura colapsa totalmente cuando se deforma 1.78% y el esfuerzo que resiste es de 28.6 MPa.



Gráfica 4.10 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura II

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

En la figura 4.11a se observa la distribución de esfuerzos en el momento en el que la deformación aplicada es del 1.1%. La mayor parte de las placas muestran esfuerzos de magnitudes de entre 58 y 66 MPa. Las barras presentan esfuerzos menores, de entre 8 y 33 MPa. En ese momento de la deformación ningún punto de la estructura alcanza el esfuerzo máximo.

En la figura 4.11b se tiene la distribución de esfuerzos de la estructura cuando la deformación aplicada es del 1.65%. En este momento solo algunas pequeñas regiones en las placas alcanzan el valor de esfuerzo máximo, pero el resto de la estructura soporta esfuerzos menores de entre 83 y 91 MPa en las placas y menores a los 58 MPa en las barras.

En la figura 4.11c se observa la distribución de esfuerzos cuando la deformación llega al 2.2%. El nivel de esfuerzos en la totalidad de las placas superan el esfuerzo máximo de 100 MPa y solo en las barras estos están por debajo con magnitudes menores a los 66 MPa.

En la figura 4.11d cuando la deformación llega a su punto máximo del 5.5%, la distribución de esfuerzos es similar a cuando la deformación era del 2.2%

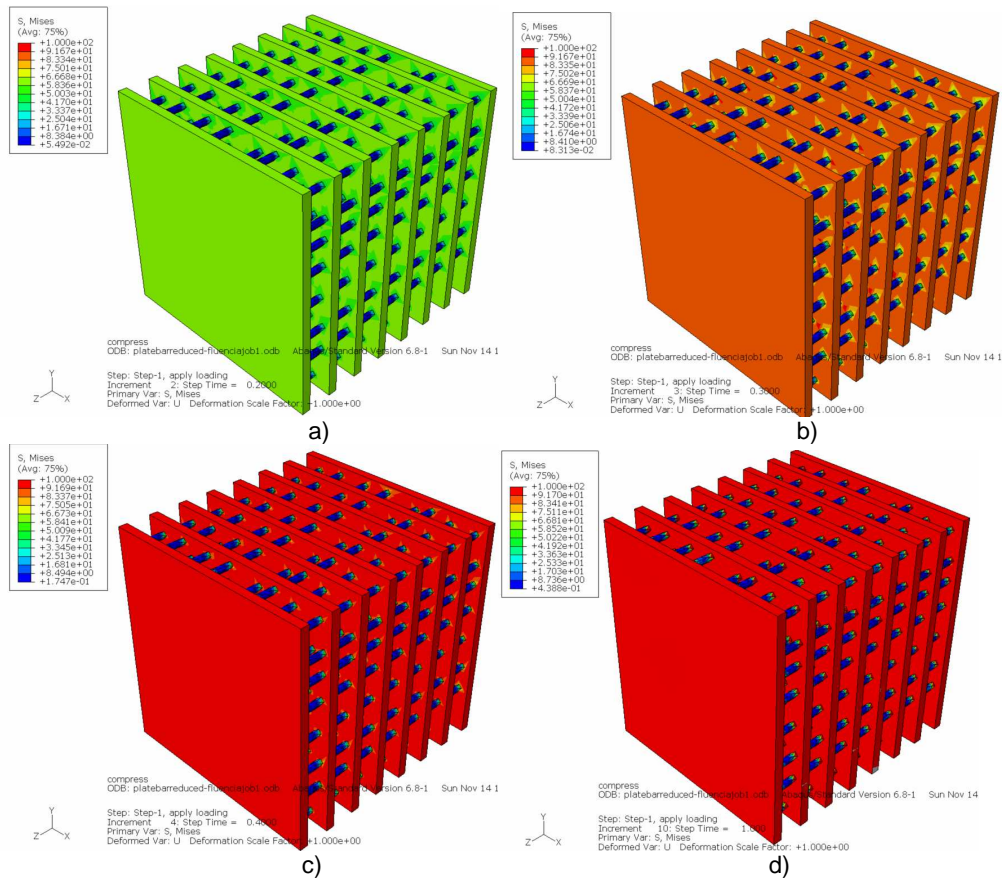
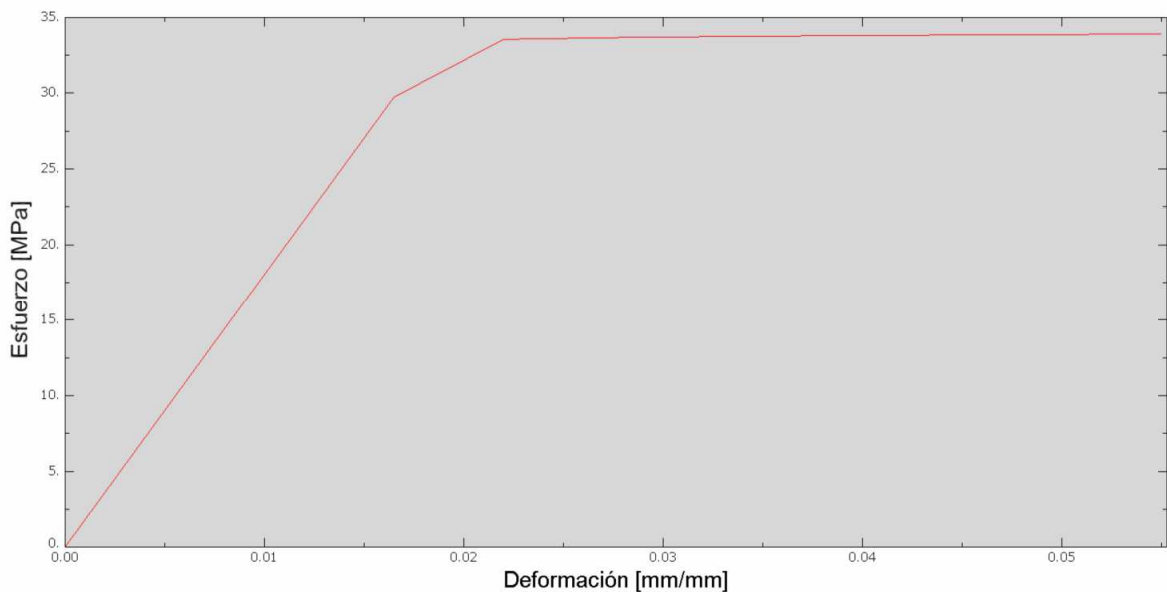


Figura 4.11 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores de la estructura II, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.11 se observa que el esfuerzo que resiste la estructura en el momento en que algunos puntos de ella empiezan a colapsar es de 29.7 MPa cuando la deformación es de 1.65%. Posteriormente, la estructura soporta un esfuerzo de 33.5 MPa cuando la estructura colapsa totalmente al aplicarse una deformación de 2.2%.



Gráfica 4.11 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores de la estructura II

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

En la figura 4.12a se observa la estructura cuando la deformación aplicada sobre ella es del 1.1%. En ese momento solo algunas regiones muy pequeñas de las placas llegan al valor de esfuerzo máximo. Las placas muestran esfuerzos de entre 33 y 83 MPa y las barras valores de menos de 33 MPa.

En la figura 4.12b se muestra la distribución de esfuerzos cuando la estructura es deformada 1.65%. Se puede notar que esta distribución es muy irregular. En ese momento gran parte de las placas ya ha alcanzado el esfuerzo máximo, pero algunas otras zonas de estas presentan esfuerzos menores de entre 41 y 83 MPa.

En la figura 4.12c se muestra la distribución de esfuerzos cuando la deformación es del 1.78%. En ese momento las zonas de las placas que han alcanzado la deformación máxima han aumentado hasta llegar al 50% del volumen de la estructura aproximadamente, pero todavía quedan zonas con esfuerzos menores a los 75 MPa.

En la figura 4.12d se observa que la mayor parte de las placas alcanzaron el esfuerzo máximo al aplicarse la deformación máxima del 5.5%.

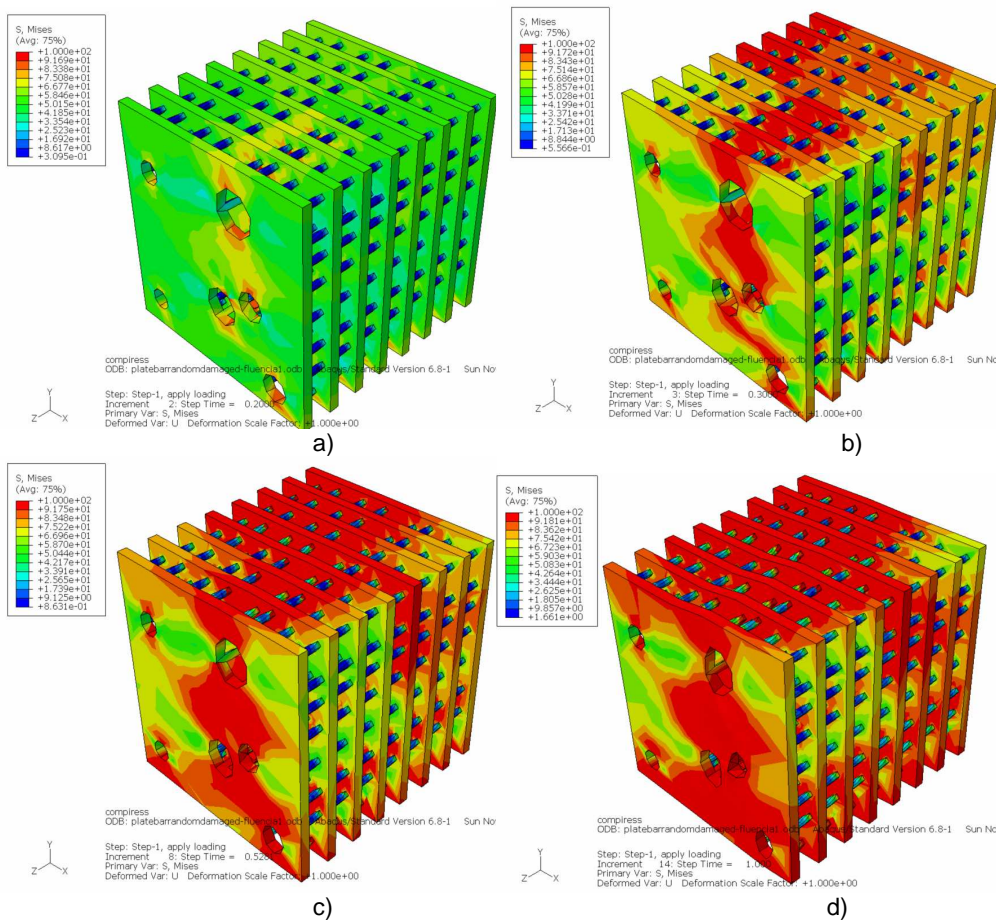
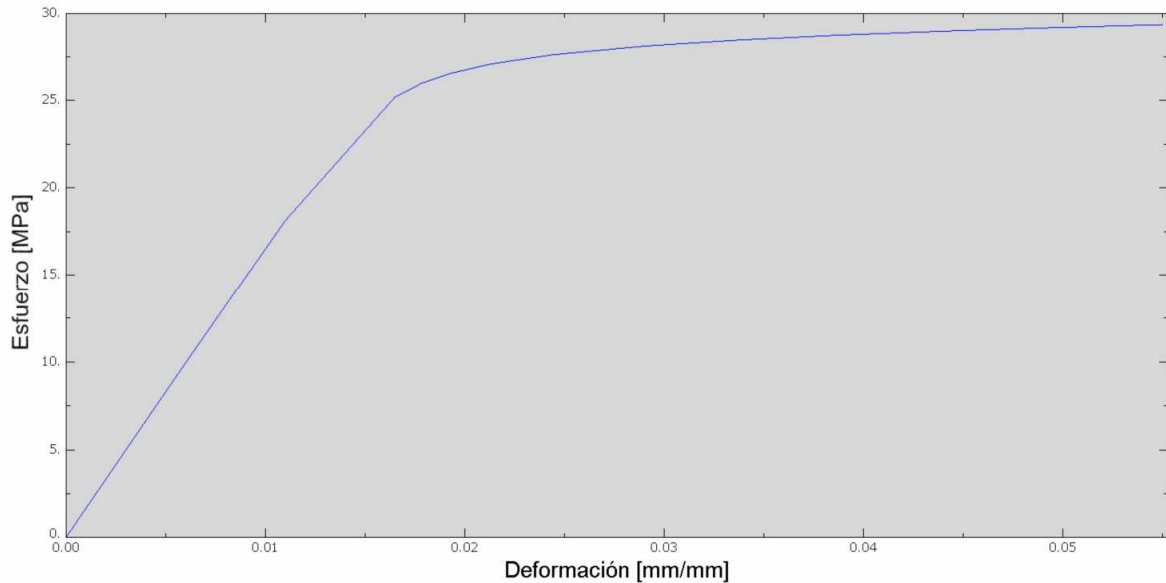


Figura 4.12 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura II, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 1.78%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.12 se observa que la estructura resiste un esfuerzo de 25.1 MPa cuando comienza a colapsar, en ese momento la deformación es de 1.6%, y 26 MPa cuando colapsa totalmente al deformarse en 1.78%.



Gráfica 4.12 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura II

4.2.3 Análisis de resultados para la estructura II

Con respecto a las estructuras disminuidas un 4% en volumen, de acuerdo a los resultados de las gráficas, la resistencia de la estructura original durante su deformación es aproximadamente un 5% mayor a la de la estructura disminuida en volumen reduciendo espesores, y a su vez, es un 17.5% más resistente que la estructura disminuida en volumen eliminando secciones de manera aleatoria.

En las estructuras disminuidas un 8% en volumen, la resistencia de la estructura original durante su deformación es aproximadamente un 10% mayor a la de la estructura disminuida en volumen reduciendo espesores, y a su vez, es un 24% más resistente que la estructura disminuida en volumen eliminando secciones de manera aleatoria.

Al igual que para la estructura I, se esperaba una reducción moderada de la resistencia al disminuir espesores debido a que se conserva su continuidad. En el caso de la disminución de volumen eliminando secciones de la estructura, se esperaba una reducción más drástica en la resistencia ya que pierde continuidad. Esto se observó en ambos casos de manera similar, cuando la disminución de volumen se hizo del 4% y cuando se hizo del 8%.

Al analizar las gráficas de esfuerzo contra deformación, se observa un comportamiento muy diferente entre las gráficas de los modelos a los que se les redujeron espesores con el de las gráficas de los modelos a los que se les eliminaron secciones aleatorias.

Para los primeros, las gráficas muestran de manera muy marcada los puntos de inflexión que representan el momento en que la estructura comienza a colapsar y colapsa por completo y para los segundos, los cambios de dirección de la gráfica no son tan marcados. También se observa que el rango de deformación entre estos dos puntos es un 0.5% mayor para los primeros con respecto a los segundos. Lo anterior se debe a que la distribución de esfuerzos es muy regular para el caso de las estructuras a las que se redujeron los espesores y muy irregular para el caso de las que se les eliminaron secciones aleatorias.

A partir de estas gráficas, se obtuvo el módulo de elasticidad aparente (E^*) de cada uno de los modelos. En el modelo original se obtiene el valor de 2.001 GPa, en el modelo disminuido en volumen 4% disminuyendo espesores es de 1.907 GPa y en el modelo disminuido en volumen 4% eliminando secciones es de 1.65 GPa. Por otro lado, en el modelo disminuido en volumen 8% disminuyendo espesores es de 1.801 GPa y en el modelo disminuido en volumen 8% eliminando secciones es de 1.526 GPa.

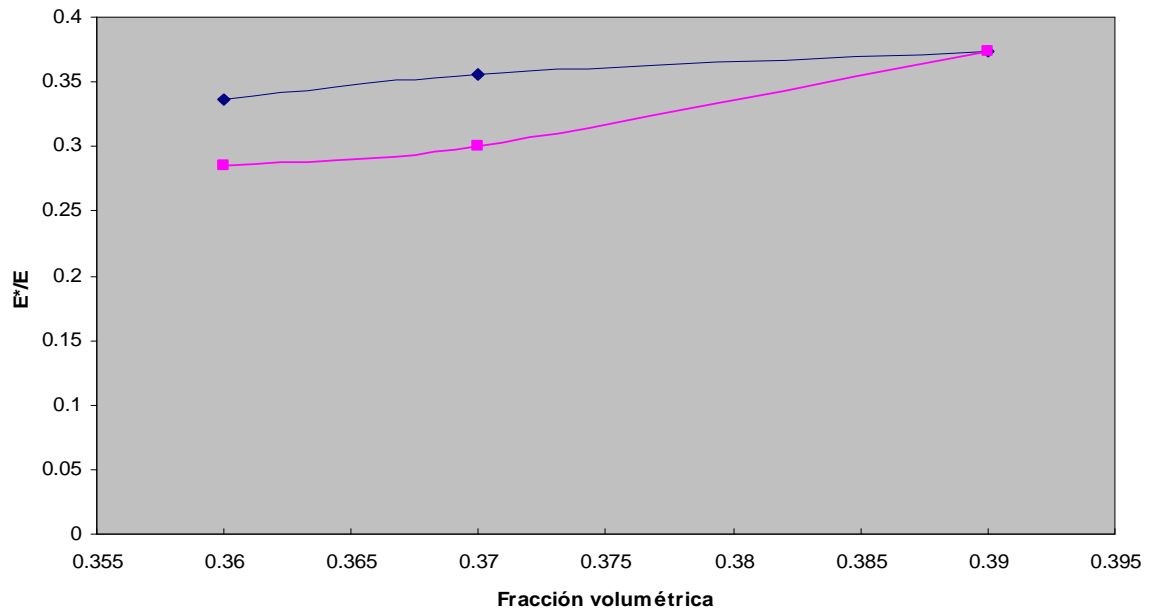
Los valores del módulo de elasticidad relativo (E^*/E) y de resistencia relativa (σ^*/σ) que se obtuvieron se muestran en la tabla 4.2:

Tabla 4.2 Valores de módulo de elasticidad relativo y resistencia relativa de la estructura II

Modelo	(E^*/E)	(σ^*/σ)
Original	0.37	0.33
Disminuido 4% reduciendo espesores	0.35	0.314
Disminuido 4% eliminando secciones aleatorias	0.30	0.272
Disminuido 8% reduciendo espesores	0.33	0.297
Disminuido 8% eliminando secciones aleatorias	0.28	0.251

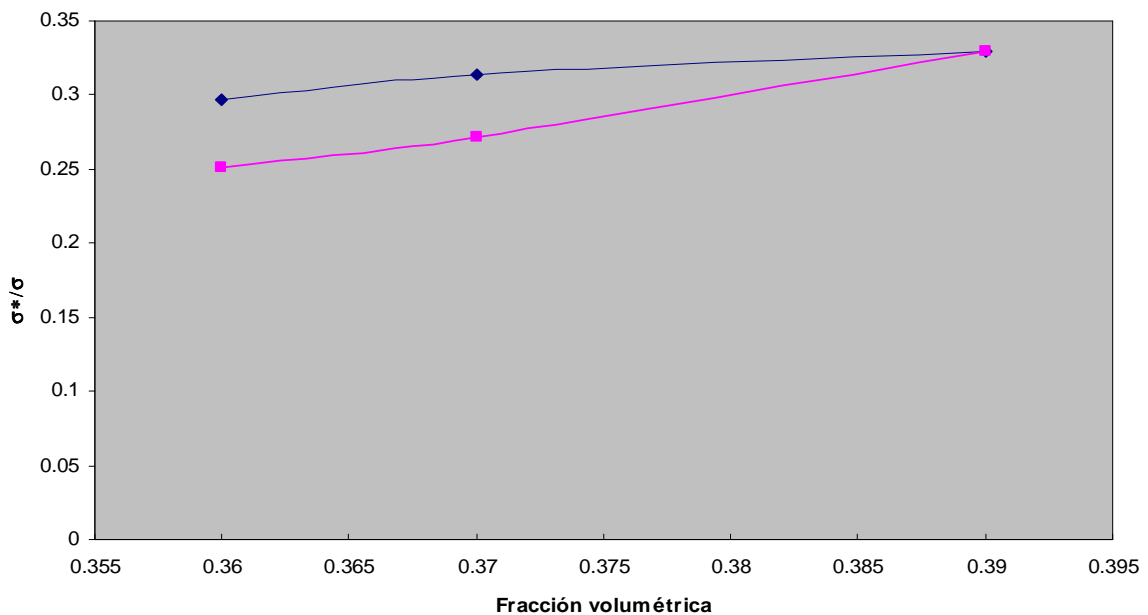
Con los valores anteriores y la fracción volumétrica (V_R/V_I) de cada uno de los modelos, se puede obtener la gráfica 4.13 en la que se observa que a pesar de que los modelos disminuidos en volumen tienen la misma fracción volumétrica entre sí, el módulo de elasticidad relativo de los modelos disminuidos en volumen reduciendo espesores es un 16% mayor al del modelo al que se le eliminaron secciones para el caso en el que se disminuyó el 4%, y un 15% mayor al del modelo al que se le eliminaron secciones para el caso en el que se disminuyó el 8% en volumen. Al igual que para la estructura tipo I, esto demuestra que la pérdida de continuidad en la estructura tiene una afectación considerable en la resistencia de las estructuras óseas.

También se observa una relación lineal entre la fracción volumétrica y el módulo de elasticidad relativo para el caso de la disminución de volumen reduciendo espesores, pero no así en el caso de disminución de volumen eliminando secciones aleatorias.



Gráfica 4.13 Módulos de elasticidad relativos contra fracción volumétrica de las cinco variantes de la estructura II

También se obtuvo la gráfica 4.14, donde al igual que para la estructura tipo I, se observa un comportamiento lineal entre la fracción volumétrica y la resistencia relativa para los modelos en los que se disminuyó el volumen reduciendo espesores, mientras que no es así para los modelos en los que se disminuyó el volumen eliminando secciones.



Gráfica 4.14 Resistencia relativa contra fracción volumétrica de las cinco variantes de la estructura II

Al comparar la resistencia relativa de los dos modelos con la misma fracción volumétrica, se observa que la del modelo reducido en espesores es un 13.5% mayor que la del modelo al que se le eliminaron secciones para los modelos a los que se disminuyó el 4% de volumen. En el caso de los modelos a los que se disminuyó un 8%, la resistencia relativa del modelo reducido en espesores es un 15.5% mayor comparado con el modelo al que se le eliminaron secciones.

4.3 Estructura III formada por placas que encierran cavidades cilíndricas

Se construyó la estructura tipo III que típicamente se encuentra en las vértebras. Está inscrita en un cubo de 7 mm. de lado y está compuesta de placas paralelas entre si con agujeros. Estas placas están separadas por cavidades cilíndricas como está descrito en el modelo de Singh en 1978 (figura 4.13).

Modelo original

Se construyeron las placas horizontales con un espesor de 0.2 mm. y las cavidades cilíndricas que las separan tienen un diámetro de 1.6 mm. con un espesor de 0.2 mm. (Singh, 1978). El volumen del sólido de esta estructura es de 90.68 mm^3 y su fracción volumétrica es de 0.26.

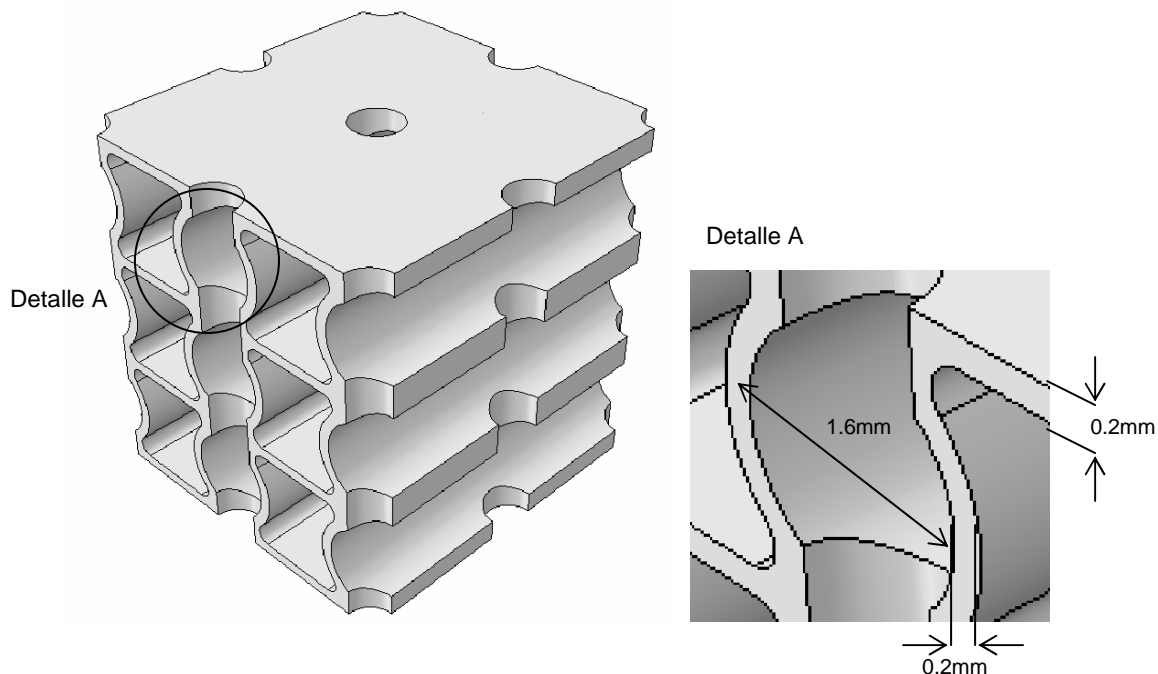


Figura 4.13 Modelo de la estructura III

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

En este caso se tomó como base el modelo original, pero se construyeron las placas horizontales con un espesor de 0.2 mm. y las cavidades cilíndricas que las separan tienen un diámetro de 1.68 mm. con un espesor de 0.19 mm. para lograr la disminución del 4% en volumen en la estructura. El volumen del sólido de esta estructura es de 87.08 mm^3 y su fracción volumétrica es de 0.25.

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

En este caso se tomó como base el modelo original, pero se eliminaron algunas secciones de las placas y de las cavidades cilíndricas de manera aleatoria hasta lograr disminuir el 4% de su volumen. El volumen del sólido para este modelo es de 87.01 mm^3 y su fracción volumétrica es de 0.25.

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

En este caso se tomó como base el modelo original, pero se construyeron las placas horizontales con un espesor de 0.2 mm. y las cavidades cilíndricas que las separan tienen un diámetro de 1.68 mm. con un espesor de 0.16 mm. para lograr la disminución del 8% en volumen en la estructura. El volumen del sólido de esta estructura es de 82.65 mm³ y su fracción volumétrica es de 0.24.

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

En este caso se tomó como base el modelo original, pero se eliminaron algunas secciones de las placas y de las cavidades cilíndricas de manera aleatoria hasta lograr disminuir el 8% de su volumen. El volumen del sólido para este modelo es de 82.8 mm³ y su fracción volumétrica es de 0.24.

4.3.1 Análisis por elemento finito de la estructura III

El modelo se llevó a la paquetería de elemento finito ABAQUS ® y se le aplicó un desplazamiento en la dirección preferencial de carga de la estructura sobre toda la superficie superior restringiendo la superficie inferior en su desplazamiento en la misma dirección.

Modelo original

La malla tiene 81,329 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 21,933 nodos.

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

La malla tiene 76,104 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 20,909 nodos.

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

La malla tiene 87,619 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 23,746 nodos.

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

La malla tiene 75,843 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 21,097 nodos.

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

La malla tiene 77,599 elementos tetragonales del tipo C3D4 y se generaron 21,368 nodos.

4.3.2 Resultados

Modelo original

En la figura 4.14a se observa que los esfuerzos que se muestran en la mayor parte de la estructura son de magnitudes de 68 MPa o menores. Solo en algunas pequeñas regiones cercanas a los agujeros se presentan valores mayores.

En la figura 4.14b, los esfuerzos en varias zonas de las placas llegan al esfuerzo máximo, pero en la mayor parte de estas todavía están por debajo de los 92 MPa. En las zonas cercanas a los agujeros, los valores son de entre 31 y 77 MPa.

En la figura 4.14c, cuando la deformación aplicada es del 2.2%, los esfuerzos en la mayor parte de las placas ha superado el esfuerzo máximo, sin embargo aún hay algunas áreas con esfuerzos menores a los 69 MPa.

En la figura 4.14d se observa que al final de la deformación de la estructura, la mayor parte de las placas horizontales reciben esfuerzos que sobrepasan el esfuerzo máximo de 100 MPa.

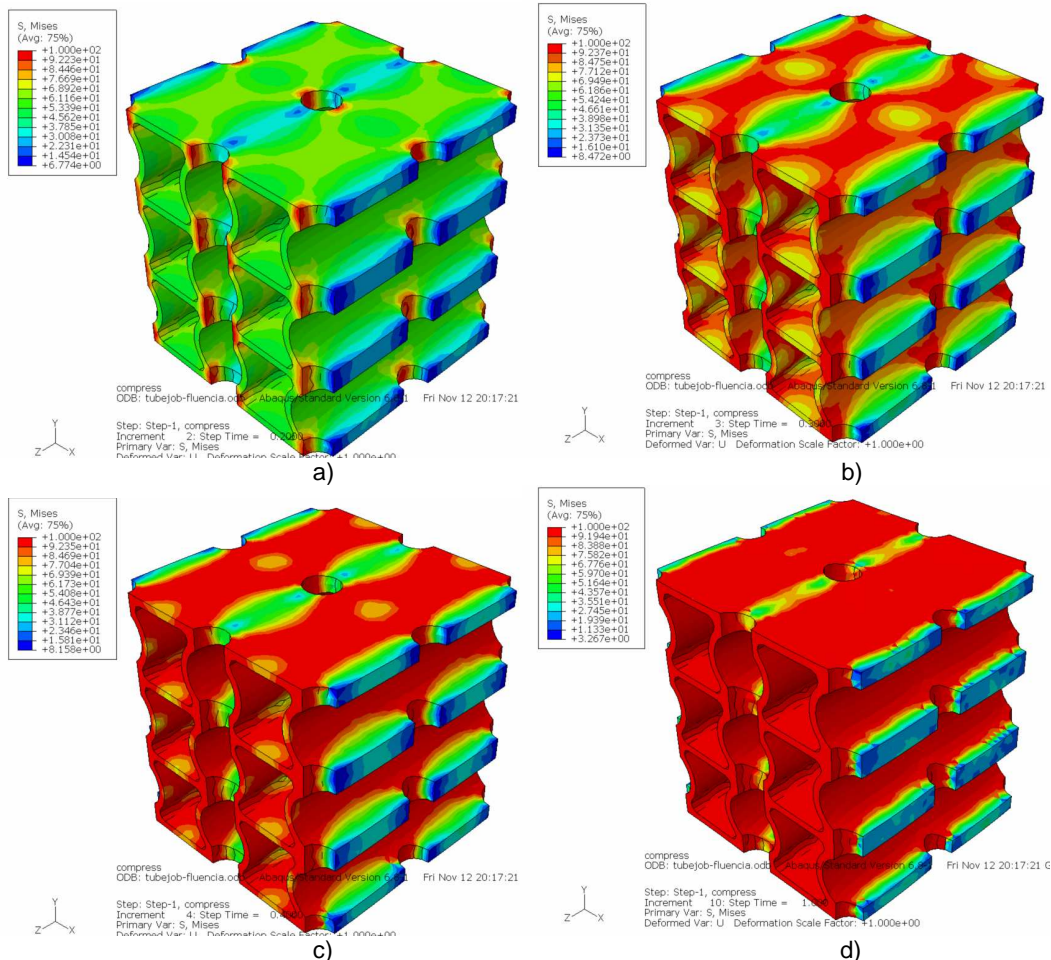
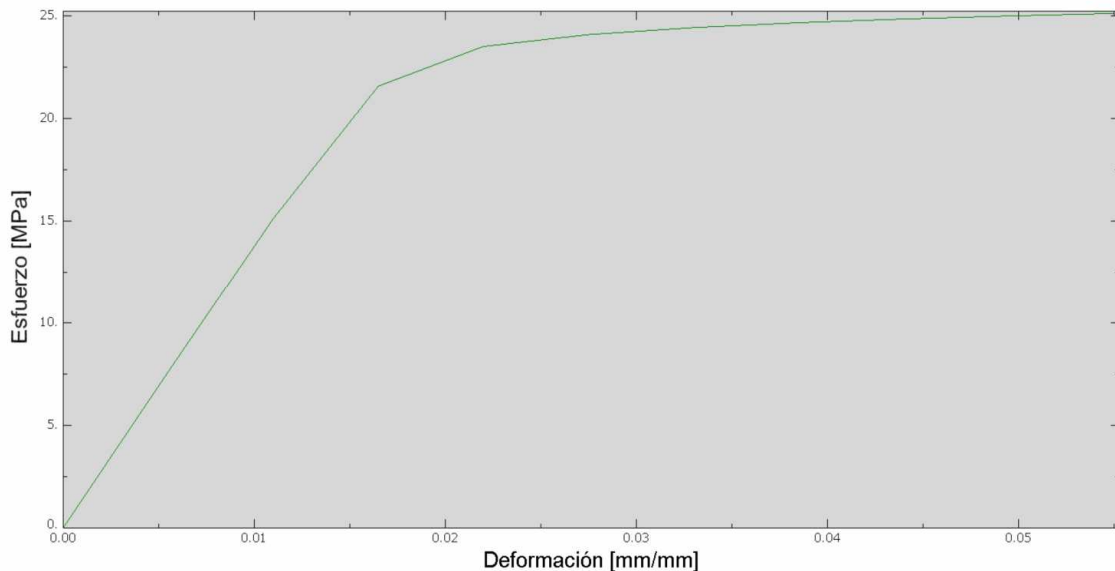


Figura 4.14 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo original de la estructura III, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.15 se observa que el porcentaje de deformación que resiste la estructura en el momento que comienza a colapsar el de 1.65% cuando el esfuerzo máximo que esta resiste es de 21.5 MPa. Después de esto, el porcentaje de deformación que alcanza en el momento colapsa de manera total es de 2.2% y el esfuerzo que soporta es de 23.5 MPa.



Gráfica 4.15 Esfuerzo contra deformación del modelo original de la estructura III

Modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores

En la figura 4.15a se observa el comportamiento de los esfuerzos cuando la estructura ha recibido una deformación del 1.1%, en la mayor parte de la estructura muestran magnitudes menores a los 68 MPa y solo en algunas zonas muy pequeñas cercanas a los agujeros se presentan de más de 100 MPa lo que indica que sirven como concentradores de esfuerzos.

En la figura 4.15b, cuando la deformación es del 1.65%, aproximadamente el 50% del volumen de las placas han llegado al esfuerzo máximo, sin embargo, el resto de la estructura presenta esfuerzos de 84 MPa o menores.

En la figura 4.15c cuando la deformación aplicada es del 2.2%, se observa que la mayor parte de esta ha llegado al esfuerzo máximo, solo algunas zonas en la parte central de las placas tienen esfuerzos de menos de 60 MPa.

En la figura 4.15d, se observa que la estructura casi en su totalidad tiene esfuerzos que han llegado al máximo.

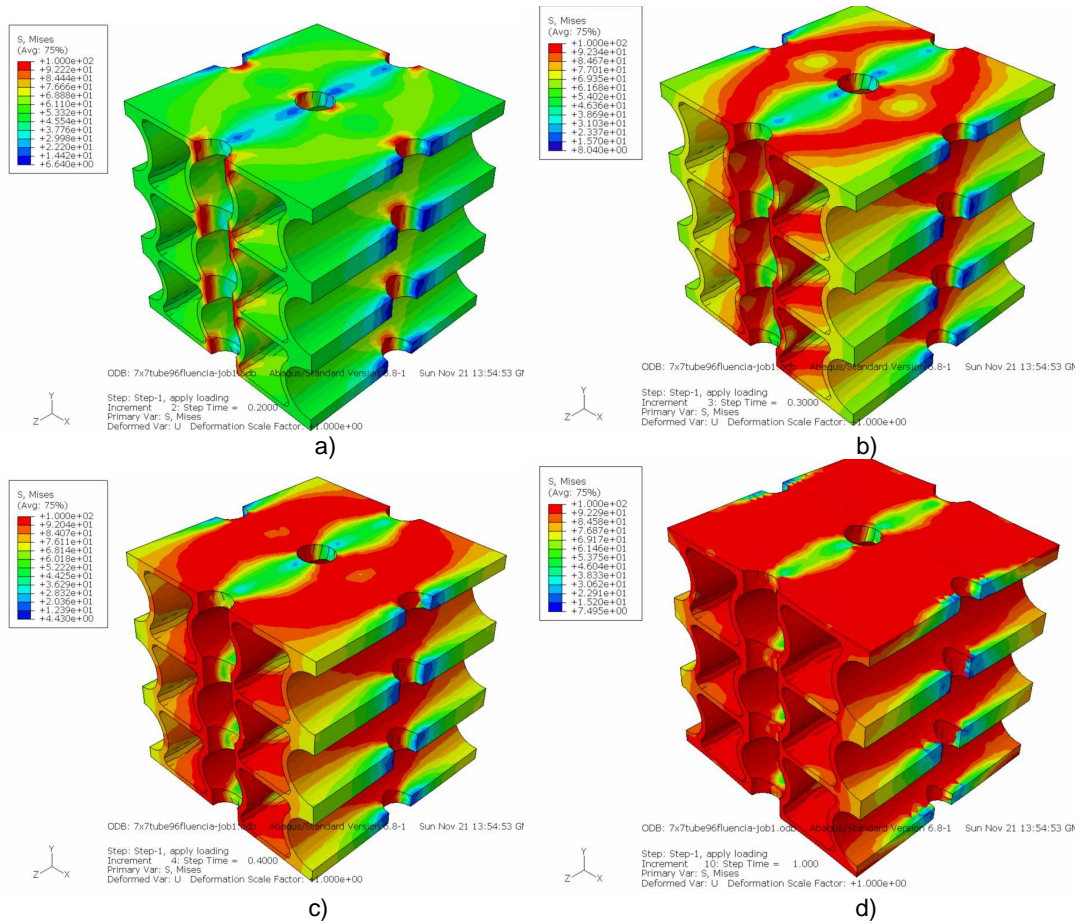
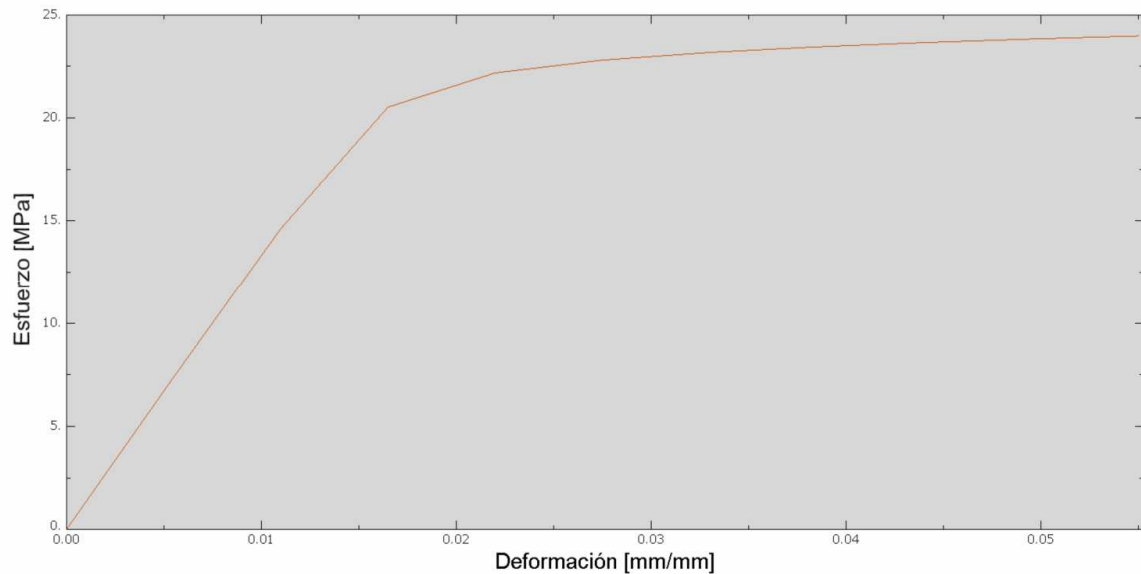


Figura 4.15 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores de la estructura III, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.16 se observa que el esfuerzo que soporta la estructura cuando empieza a colapsar es de 20.5 MPa cuando la deformación es del 1.6% y colapsa totalmente al llegar a los 22.1 MPa cuando la deformación es de 2.2%.



Gráfica 4.16 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 4% en volumen reduciendo espesores de la estructura III

Modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias

En la figura 4.16a cuando la deformación aplicada es del 1.1%, se observa que solo en algunas zonas muy reducidas los esfuerzos han llegado al máximo, pero la mayor parte de la estructura presenta esfuerzos de menos de 67 MPa.

En la figura 4.16b, cuando la deformación es del 1.65%, la distribución de esfuerzos es muy irregular, y en varias zonas de la estructura se observa que los esfuerzos han llegado al máximo. El resto de la estructura tiene esfuerzos de 67 MPa o menores.

En la figura 4.16c, la deformación aplicada es del 2.2% y las zonas que han llegado al esfuerzo máximo se presentan en un 50% de la estructura aproximadamente. Las zonas donde se encuentran los esfuerzos menores son en la parte central de las placas.

En la figura 4.16d, cuando la deformación aplicada es del 5.5%, más del 80% de la estructura ha alcanzado el esfuerzo máximo.

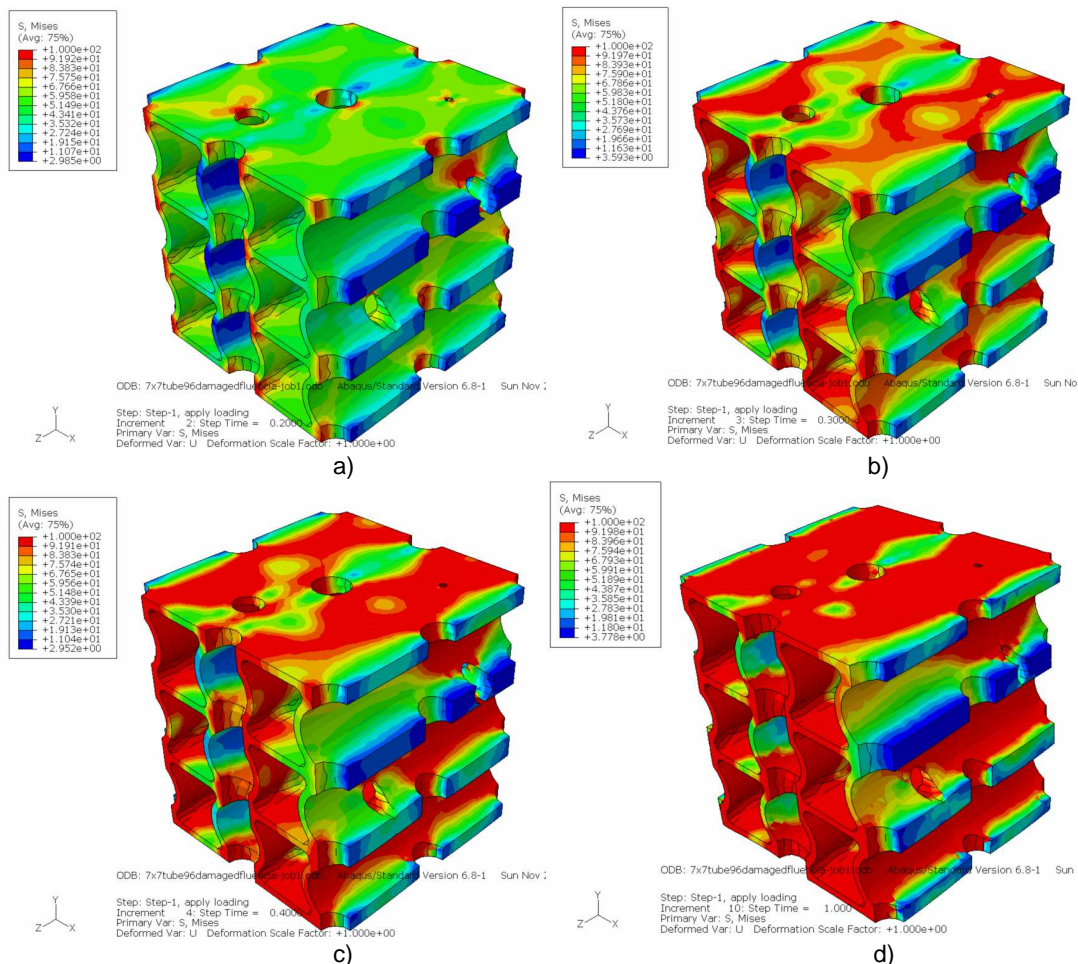
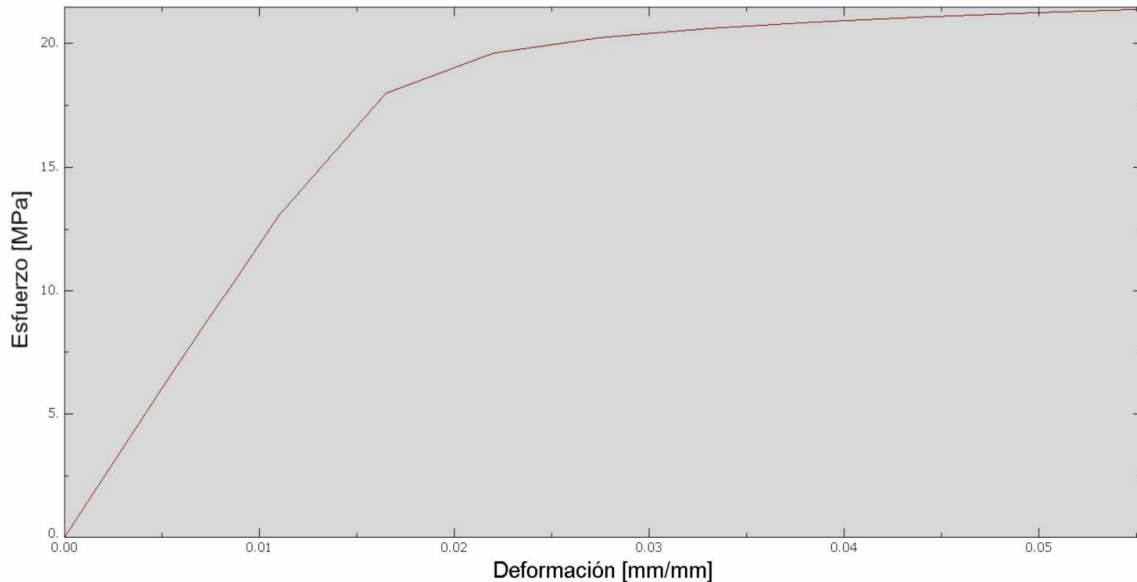


Figura 4.16 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura III, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la gráfica 4.17 se observa que la estructura soporta un esfuerzo de 18 MPa y una deformación de 1.6% cuando empieza a colapsar. Posterior a esto colapsa totalmente cuando se deforma un 2.2%, en el momento que la estructura soporta 19.6 MPa.



Gráfica 4.17 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 4% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura III

Modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores

En la figura 4.17a, cuando la deformación aplicada es del 1.1%, solo algunas pequeñas zonas cercanas a los agujeros han llegado al esfuerzo máximo. La mayor parte de los puntos de la estructura soporta esfuerzos de entre 36 y 68 MPa.

En la figura 4.17b, cuando la deformación aplicada es del 1.65%, se observa que aproximadamente el 30% de las zonas de la estructura ha alcanzado el valor del esfuerzo máximo. El resto de la estructura tiene esfuerzos de entre 14 y 92 MPa.

En la figura 4.17c, cuando la deformación es del 2.2%, la mayor parte de la estructura tiene esfuerzos mayores al máximo, solo las zonas centrales de las placas tienen esfuerzos menores, de entre 29 y 76 MPa.

En la figura 4.17d, se observa que más del 90% de la estructura ha alcanzado el esfuerzo máximo.

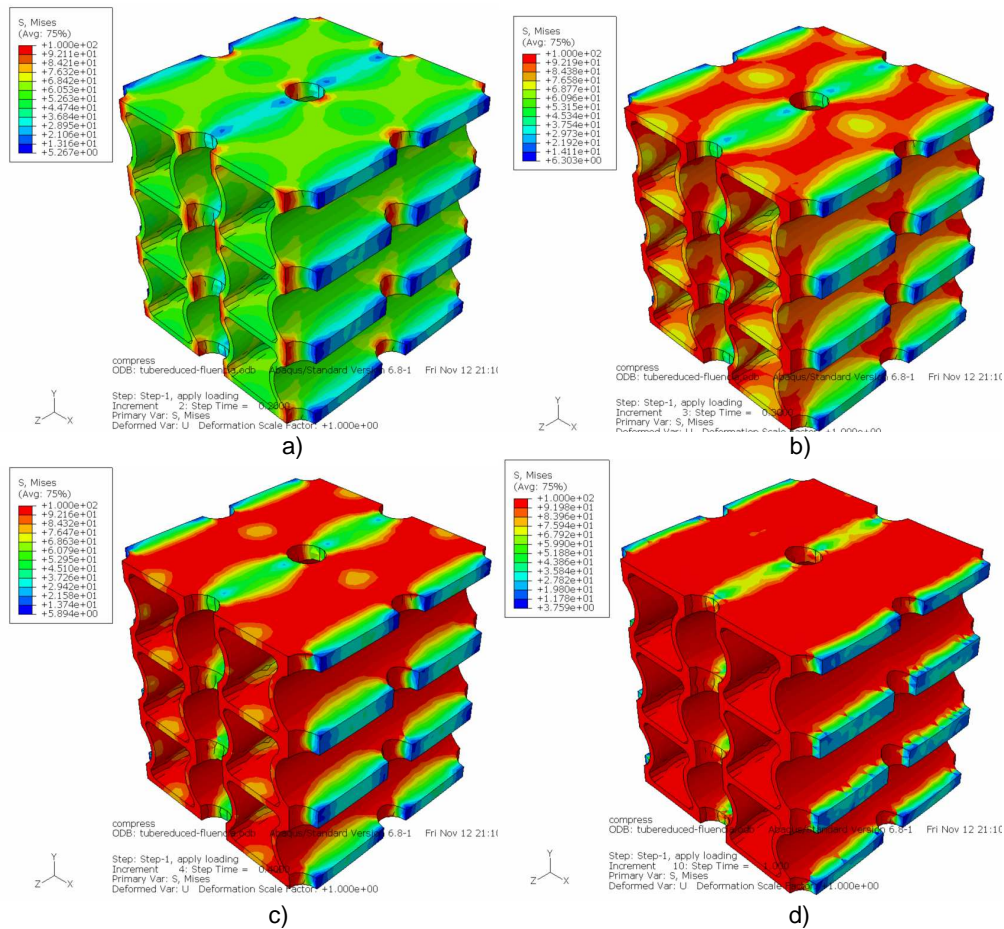
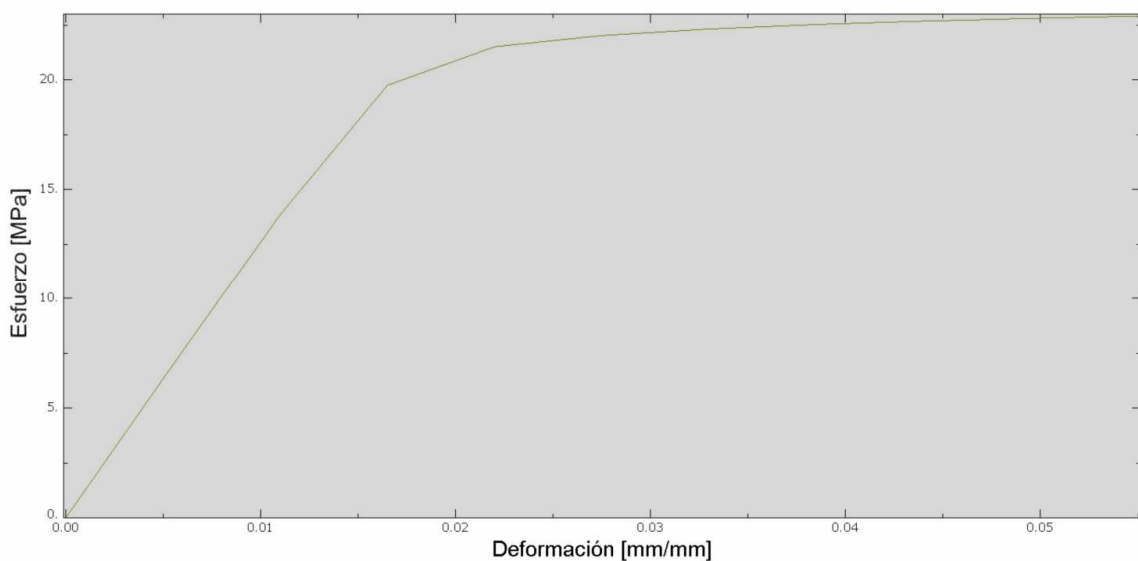


Figura 4.17 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación del modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores de la estructura III, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

Con respecto a la gráfica 4.18, se observa que la estructura comienza a colapsar en el momento en que presenta un esfuerzo de 19.8 MPa cuando la deformación que sufre es de 1.65%. Posterior a esto colapsa totalmente cuando el esfuerzo que presenta es de 21.5 MPa y la deformación es de 2.2%.



Gráfica 4.18 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 8% en volumen reduciendo espesores de la estructura III

Modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias

En la figura 4.18a se observa el modelo cuando se le aplica una deformación del 1.1%. Solo en algunas zonas muy pequeñas cercanas a los agujeros se presentan los esfuerzos máximos. La mayor parte de la estructura tiene esfuerzos de entre 33 y 66 MPa. La distribución de esfuerzos es muy irregular.

En la figura 4.18b se observa el modelo cuando se le aplica una deformación del 1.65%. En este momento aproximadamente un 25% de la estructura alcanzó el valor del esfuerzo máximo. El resto de la estructura muestra esfuerzos de entre 25 y 83 MPa.

En la figura 4.18c se observa que aproximadamente el 50% de la estructura ha alcanzado el esfuerzo máximo. El resto muestra valores de 83 MPa o menos.

En la figura 4.18d se observa que prácticamente todos los puntos de la estructura han alcanzado el esfuerzo máximo. Solo algunas zonas en la parte central de las placas muestran esfuerzos de menos de 75 MPa.

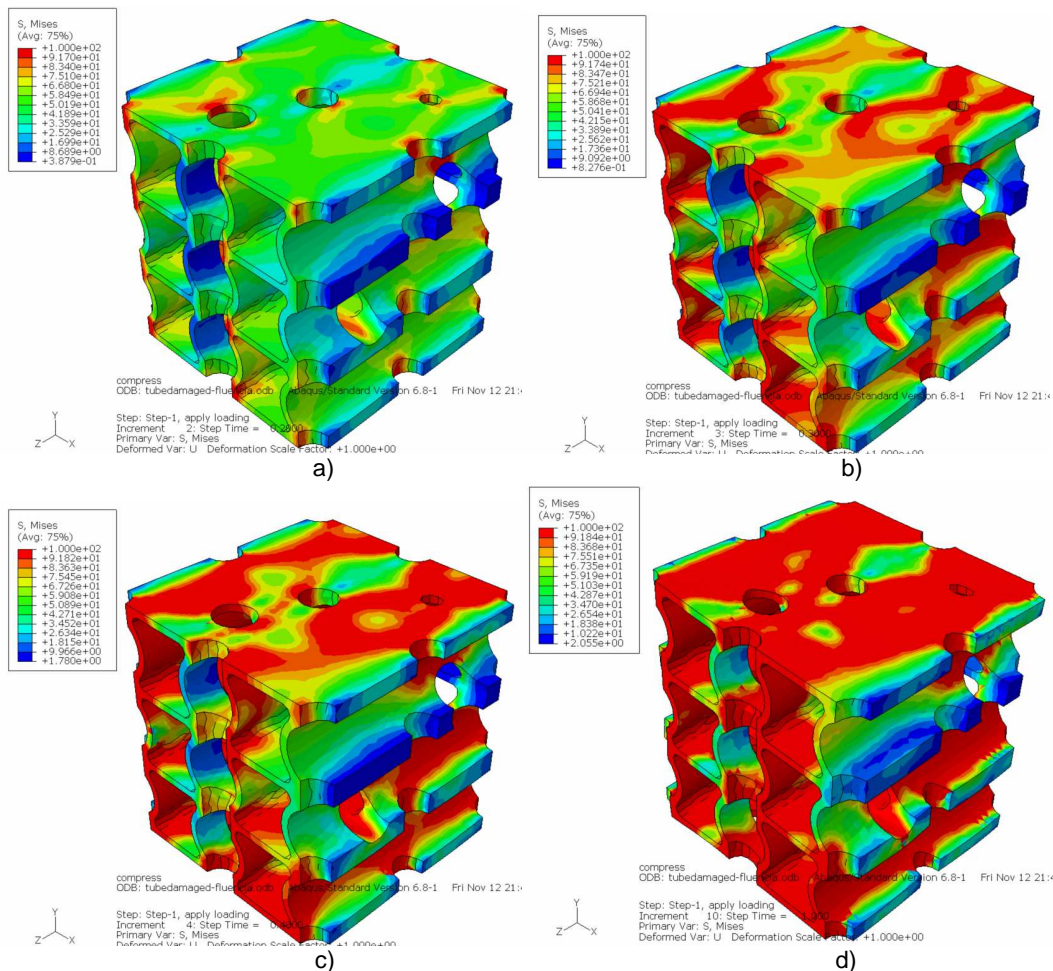
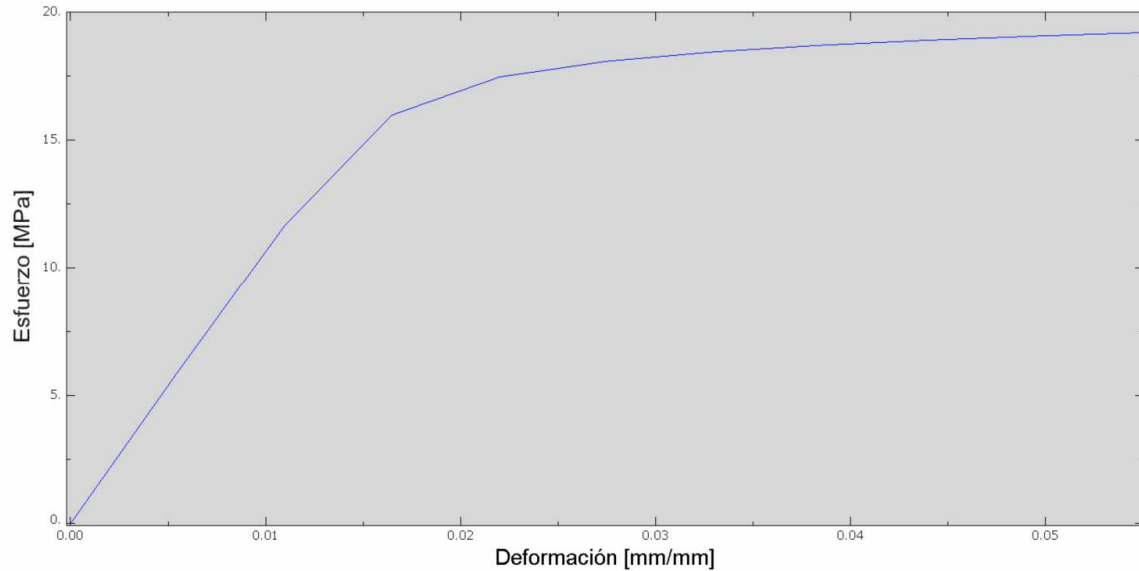


Figura 4.18 Magnitud de los esfuerzos y las regiones donde estos se presentan en cuatro diferentes etapas de la deformación para el modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura III, a) 1.1%, b) 1.65%, c) 2.2%, d) 5.5%.

En la grafica 4.19 se observa que la estructura comienza a colapsar cuando la deformación es del 1.6% y el esfuerzo es de 16 MPa. Cuando la deformación es de 2.2% la estructura colapsa totalmente. El esfuerzo que tiene entonces es de 17.4 MPa.



Gráfica 4.19 Esfuerzo contra deformación del modelo disminuido 8% en volumen eliminando secciones aleatorias de la estructura III

4.3.3 Análisis de resultados para la estructura III

Con respecto a las estructuras disminuidas un 4% en volumen, de acuerdo a los resultados de las gráficas, la resistencia de la estructura original durante su deformación es aproximadamente un 5% mayor a la de la estructura disminuida en volumen reduciendo espesores, y a su vez, es un 17% más resistente que la estructura disminuida en volumen eliminando secciones de manera aleatoria.

En las estructuras disminuidas un 8% en volumen, la resistencia de la estructura original durante su deformación es aproximadamente un 9% mayor a la de la estructura disminuida en volumen reduciendo espesores, y a su vez, es un 26% más resistente que la estructura disminuida en volumen eliminando secciones de manera aleatoria.

Al analizar las graficas de esfuerzo contra deformación se puede notar que son muy similares para el caso de los modelos con espesores reducidos y para el de los modelos a los que se les eliminaron secciones de manera aleatoria. En ambos casos se distingue fácilmente el punto en el que la estructura comienza a colapsar y en el cual colapsa totalmente, así como que el rango de deformación entre estos dos puntos es similar en todos los casos. También al igual que en la estructura I, se presenta una zona después del punto en el que la estructura colapsa por completo en la que aparentemente la estructura puede soportar un esfuerzo mayor cuya razón ya se explicó anteriormente.

A partir de estas gráficas se obtiene el módulo de elasticidad aparente (E^*) de cada uno de los modelos. En el modelo original se obtiene el valor de 1.306 GPa, en el modelo disminuido en volumen 4% disminuyendo espesores es de 1.243 GPa y en el modelo disminuido en volumen 4% eliminando secciones es de 1.090 GPa. Por otro lado, en el modelo disminuido en volumen 8% disminuyendo espesores es de 1.197 GPa y en el modelo disminuido en volumen 8% eliminando secciones es de 0.968 GPa.

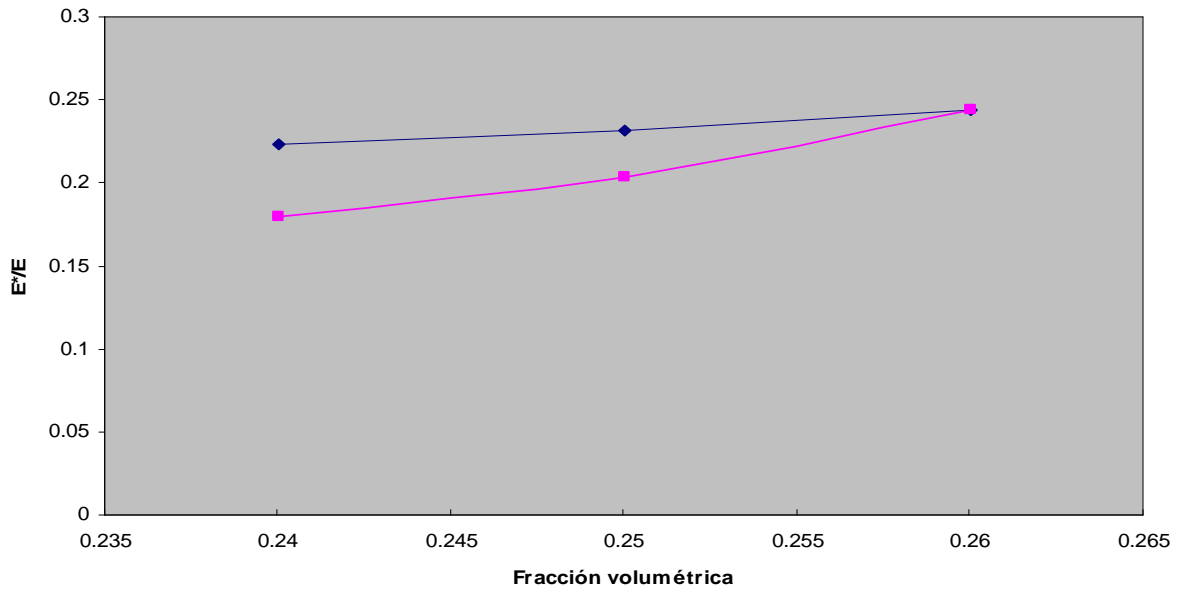
Los valores del módulo de elasticidad relativo (E^*/E) y de resistencia relativa (σ^*/σ) que se obtuvieron se muestran en la tabla 4.3:

Tabla 4.3 Valores de módulo de elasticidad relativo y resistencia relativa de la estructura III

Modelo	(E^*/E)	(σ^*/σ)
Original	0.24	0.215
Disminuido 4% reduciendo espesores	0.23	0.205
Disminuido 4% eliminando secciones aleatorias	0.20	0.179
Disminuido 8% reduciendo espesores	0.22	0.197
Disminuido 8% eliminando secciones aleatorias	0.18	0.157

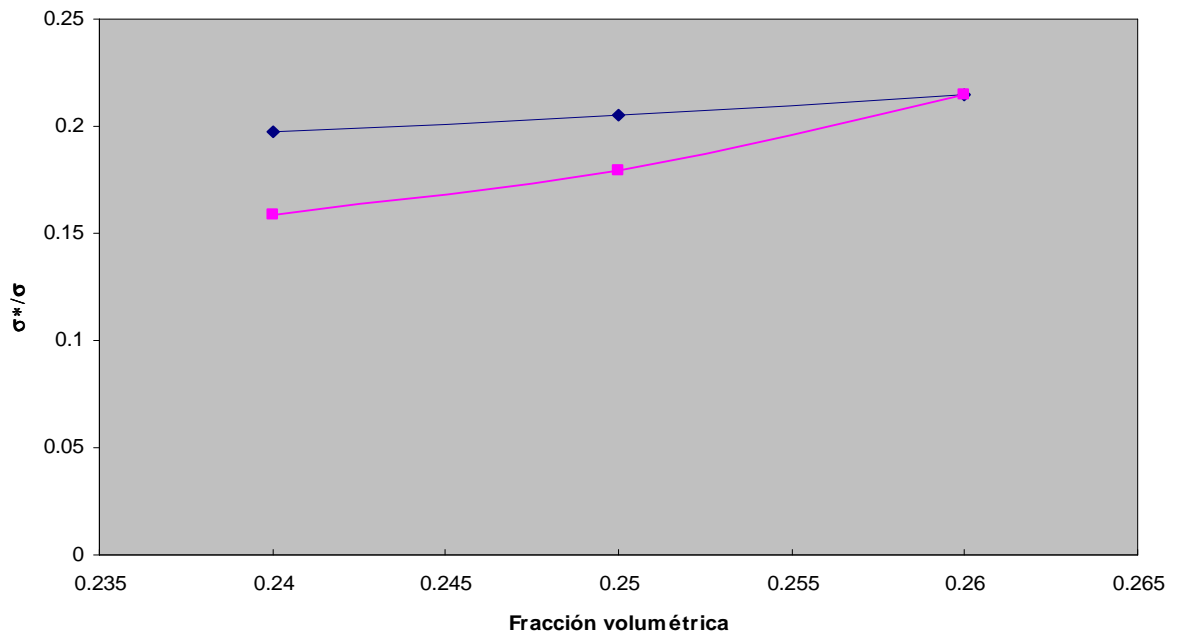
Con estos valores y la fracción volumétrica de cada uno de los modelos (V_R/V_I) se puede obtener la gráfica 4.20 donde se observa que a pesar de que los modelos disminuidos en volumen tienen la misma fracción volumétrica entre si, el módulo de elasticidad relativo de los modelos disminuidos en volumen reduciendo espesores es un 13% mayor a la del modelo al que se le eliminaron secciones para el caso en el que se disminuyó el 4%, y un 18% mayor a la del modelo al que se le eliminaron secciones para el caso en el que se disminuyó el 8%. Al igual que en las estructuras I y II, esto demuestra que la pérdida de continuidad en la estructura tiene un efecto mas importante en la rigidez de las estructuras óseas.

Se observa también una relación lineal entre la fracción volumétrica y el módulo de elasticidad relativo para el caso de la disminución de volumen reduciendo espesores. En el caso de disminución de volumen eliminando secciones aleatorias, al igual que en las dos primeras estructuras, la relación no es lineal.



Gráfica 4.20 Módulos de elasticidad relativos contra fracción volumétrica de las cinco variantes de la estructura III

Al igual que para las estructuras tipo I y II, se observa en la gráfica 4.21 un comportamiento lineal entre la fracción volumétrica y la resistencia relativa para los modelos en los que se disminuyó el volumen reduciendo espesores, mientras que no es lineal para los modelos en los que se disminuyó el volumen eliminando secciones.



Gráfica 4.21 Resistencia relativa contra fracción volumétrica de las cinco variantes de la estructura III

Al comparar la resistencia relativa de los dos modelos con la misma fracción volumétrica, se observa que la del modelo reducido en espesores es un 13% mayor que la del modelo al que se le eliminaron secciones para los modelos a los que se disminuyó el 4% de volumen. Para los modelos a los que se disminuyó un 8%, la resistencia relativa del modelo reducido en espesores es un 20% mayor comparado con la del modelo al que se le eliminaron secciones.

Capítulo 5

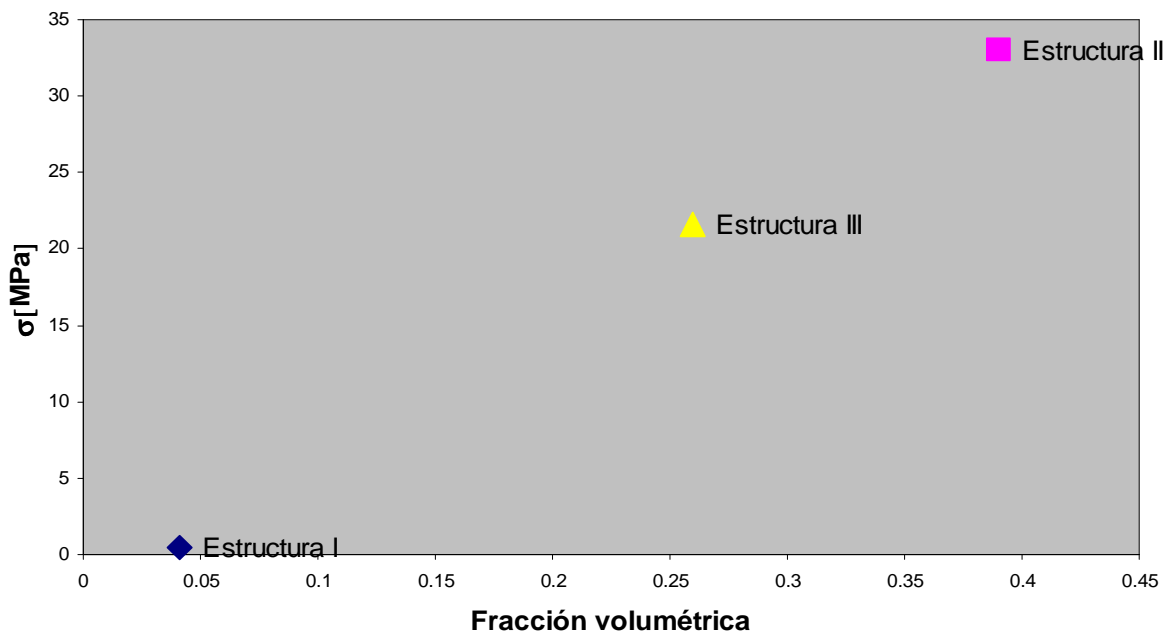
Conclusiones

Se observó que la arquitectura del hueso trabecular es un factor determinante para la resistencia y la rigidez, ya que se comprobó de igual manera para cada una de las tres estructuras que la pérdida de continuidad es el factor más significativo. Esto se comprueba al compararse entre si la rigidez de los modelos que han perdido volumen de manera uniforme en toda la estructura y los que han perdido volumen eliminando secciones completas de la estructura. Como se pudo observar en las gráficas 4.12, 4.24 y 4.36 de los análisis de resultados, los que han perdido volumen de la primera forma, conservan entre 7 y 45% más rigidez que los modelos que han perdido volumen de la segunda manera según el tipo de estructura.

También se observó que las estructura tipo I, que típicamente se encuentra en los huesos largos, tiene la menor fracción volumétrica de las tres, siendo 89.5% menor que la de la estructura II y un 84.3% menor que la de la III. Tiene también una menor rigidez que las demás, soporta 98.5% menos carga que la estructura tipo II y 97.8% menos que la tipo III (Gráfica 5.1).

En la estructura II, que se encuentra cerca de las articulaciones, se observa que tiene la mayor fracción volumétrica de las tres, siendo 850% mayor que la I y 50% mayor que la III. Tiene también la mayor rigidez de todas, tiene la capacidad de soportar 6789% mas carga que la estructura I y 53% más que la III (Gráfica 5.1).

Por último, la estructura III que se ubica en las vértebras, tiene una fracción volumétrica 534% mayor que la estructura I pero 33% menor a la de la II. Su rigidez y capacidad de resistir cargas son 4400% mayores que la de la estructura I pero 37% menores a las de la estructura II (Gráfica 5.1).



Gráfica 5.1 Comparación de la fracción volumétrica contra el esfuerzo máximo de los modelos originales de las estructuras I, II y III

Lo anterior tiene lógica ya que las zonas donde la estructura I se ubica son únicamente de transferencia de carga y para este propósito no requiere de una rigidez alta ni de una gran capacidad de carga. La estructura II posee la mayor rigidez y una gran capacidad de carga ya que se ubica muy cerca de las articulaciones y del hueso cortical, por eso requiere de estas características. La estructura III se ubica en gran parte de las vértebras, debido a esto requiere tener una importante capacidad para resistir cargas y una rigidez considerable, pero no de tal magnitud de las de la estructura II.

Al comparar los resultados de los modelos a los que se les disminuyeron los espesores con los modelos a los que se les eliminaron secciones aleatorias, se pudo observar que para los primeros existe un comportamiento lineal entre la fracción volumétrica y el módulo de elasticidad relativo, la arquitectura se conserva igual que en el modelo original, la distribución de esfuerzos es muy uniforme y también que la disminución de la resistencia y rigidez no es muy radical. En cambio, para los segundos, se observa que el comportamiento no es lineal entre la fracción volumétrica y el módulo de elasticidad relativo, la arquitectura del modelo cambia con respecto al original, la distribución de esfuerzos es muy irregular, y por último, existe un efecto mucho más fuerte en la disminución de la resistencia y rigidez de la estructura.

De acuerdo a los resultados obtenidos, los valores de módulo de elasticidad de cada uno de los modelos se encuentran dentro de los rangos establecidos en la literatura, por lo que se puede decir que los modelos construidos se asemejan a las estructuras reales.

El uso de paquetería de elemento finito permitió además del análisis de esfuerzos de la estructura trabecular, su caracterización eliminando muchas de las variables que se tienen presentes en la experimentación real, por lo que si se llevan a cabo las consideraciones adecuadas, se pueden obtener resultados mas confiables.

En este trabajo solo se analizaron tres estructuras idealizadas, lo cual es una limitante ya que tiene un efecto en los resultados numéricos obtenidos. Como se observó en los resultados, la arquitectura es sumamente importante por lo que el considerar únicamente celdas básicas para el análisis de toda una región trabecular puede ser aventurado, por lo que modelos que puedan ser fácilmente manipulables en su arquitectura serían mas adecuados para obtener resultados mas exactos.

Para trabajos futuros se deben hacer modelos tridimensionales fácilmente adaptables los cuales pueden ser de ayuda para ampliar las arquitecturas a analizar. Posteriormente se pueden adaptar estos modelos a las arquitecturas observadas en hueso y así corroborar lo dicho por Singh. Se puede también trabajar con la falla de las estructuras e implementar la ruptura trabecular, así como agregar el efecto de la médula en las cavidades óseas.

Bibliografía

Beaupré G.S., Hayes W.C., "Finite element analysis of a three-dimensional open-celled model of trabecular bone", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 107, pp. 249-256, 1985.

Boutroy S., Bouxsein M.L., Munoz F., Delmas P.D., "In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by High-resolution peripheral quantitative computed tomography", *Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 2005.

Christensen R.M., "Mechanics of low density materials", *Journal of Mechanics and Physics of Solids*, Vol. 34, pp. 563-578, 1986.

Cowin S., "Bone Mechanics Handbook", CRC Press, 2nd ed. Boca Raton, FL, 2001.

D'amico D.S., Cisilino A.P., Sammartino M.R., Capiel C., "Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: Análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral", *Mecánica computacional* Vol. XXIV, Buenos Aires, Argentina, 2005.

Day J., "Bone Quality: The mechanical effects of microarchitecture and matrix properties", Department of Orthopaedics, Erasmus MC, Rotterdam, Netherlands, 2005.

Ding M., Dalstra M., Danielsen C.C., Kabel J., Hvid I., Linde F., "Age variations in the properties of human tibial trabecular bone", Aarhus University Hospital, Denmark, *Journal of Bone Joint Surgery*, Vol. 79-B, 995-1002, 1997.

Einhorn T.A., Azria M., Goldstein S.A., "Bone fragility: The biomechanics of normal and pathologic bone", Sandoz Pharma Ltd, Monograph, 1992.

Fyhrie D.P., Schaffler M.B., "Failure mechanisms in human vertebral cancellous bone", *Bone*, Vol. 15, pp. 105-109, 1994.

Gibson L.J., "The mechanical behavior of cancellous bone", *Journal of Biomechanics*, Vol. 18, pp. 317-328, 1985.

Gibson L.J., Ashby M.F., "Cellular Solids: Structure and Properties", Pergamon Press, Oxford, 1988.

Goldstein G.A., "The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function", University of Michigan, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 1112, pp. 1055-1061, 1987.

Goulet R.W., Goldstein S.A., Ciarelli M.J., Kuhn J.L., Brown M.B., Feldkamp L.A., "The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone", The University of Michigan, Journal of Biomechanics, Vol. 27, No. 4, pp. 375-389, 1994.

Hakulinen M., "Prediction of density, structure and mechanical properties of trabecular bone using ultrasound and X-ray techniques", Doctoral dissertation, University of Luopio, 2006.

Hirano T., Turner C.H., Forwood M.R., Johnston C.C., Burr B. "Does suppression of bone turnover impair mechanical properties by allowing microdamage accumulation?", Bone, Official Journal of the International Bone and Mineral Society, Vol. 27, Issue 1, pp. 13-20, 2000.

Hollister S.J., Fyhrie D.P., Jepsen K.J., Goldstein S.A., "Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics", Journal of Biomechanics, Vol. 24(9), pp. 825-839, 1991.

Jasiuk I.M., "Analysis of trabecular bone as a hierarchical material", Georgia Institute of Technology, Atlanta, XXI ICTAM, pp. 15-21, 2004.

Katz J., Yoon H., Lipson S., Maharidge R., Meunier A., Christel P., "The effects of remodeling on the elastic properties of bone", Calcified Tissue Int., 36 S31-S36, 1984.

Keaveny T.M., Morgan E.F., Niebur G.L., Yeh O.C., "Biomechanics of trabecular bone", Biomedical Engineering, Vol. 3, pp. 307-333, 2001.

Keaveny T.M. and Yeh O.C., "Architecture and trabecular bone-Toward an improved understanding of the biomechanical effects of age, sex and osteoporosis", J. Musculoskel Neuron Interact, Vol.2, pp. 205-208, 2002.

Khosla S., Riggs B.L., Atkinson E.J., Oberg A.L., McDaniel L.J., Holets M., Peterson J.M., Melton III L.J., "Effects of sex and age on bone microstructure at the ultradistal radius: A population-based noninvasive in vivo assessment", Mayo Clinic College of Medicine, Rochester, Minnesota, USA, Journal of Bone and Mineral Research, Vol. 21(1), pp. 124-131, 2006.

Kim H., Al-Hassani S., "A morphological model of vertebral trabecular bone", Journal of Biomechanics, Vol. 35, pp. 1101-1114, South Korea, 2002.

Klever F.J., "On the mechanics of failure of artificial knee joints", Ph. D. thesis, University of Twente, 1984.

Kopperdahl D.L., Keaveny T.M., "Yield strain behavior of trabecular bone", Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 31 (7), pp. 601-608, 1998.

Krstic R.V., "General histology of the mammal", Springer, Berlin, 1985.

Krstic R.V., "Human microscopic anatomy", Springer, Berlin, 1991.

Layon L.E., "Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling", *Calcif Tissue Int.* 53 Suppl, 1, S102-S106, 1993.

Mueller K.H., Trias A., Ray R.D., "Bone density and composition", University of Illinois, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 48, pp.140-148, 1966.

Müller R., and Rügsegger, P., "Analysis of mechanical properties of cancellous bone under conditions of simulated bone atrophy", *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 1053-1060, 1996.

Nagaraja S., "Microstructural stresses and strains associated with trabecular bone microdamage", George W. Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 2006.

Nagaraja, S., Lin, A.S., Guldberg R.E., "Age related changes in trabecular bone microdamage initiation" George W. Woodruff School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, *Bone*, Vol 40, pp. 973-980, 2007.

Parfitt A.M., "The composition structure and remodeling of bone: A basis for the interpretation of bone mineral measurements", Wahrer H.W. ed., Leulen University Press, pp. 9-28, 1988.

Pilcher A., Wang X., Kaltz Z., Garrison J.G., Niebur L., Mason J., "High strain rate testing of bovine trabecular bone", Department of Aerospace and Mechanical Engineering, University of Notre Dame, *Journal of Biomechanical Engineering*, Volume 132, Issue 8, 2010.

Pleasanton Unified School District, "Skeletal, Muscular, and Circulatory Systems", 2009.

Radin E.L., Rose R.M., "Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage", *Clin Orthop*, Vol. 213, pp. 34-40, 1986.

Ramirez E.I., "Desarrollo de un modelo micromecánico para la predicción de las propiedades de hueso mediante paquetería de elemento finito", Maestría, Instituto de Investigación en Materiales, UNAM, México, 2007.

Rincón E., Ros A., Claramunt R., Arranz F., "Caracterización mecánica del material óseo", Universidad Alfonso X El Sabio, Madrid, España, *Tecnología y Desarrollo*, Volumen 2, 2004.

Rubin C., Turner A.S., Müller R., Mittra E., Mcleod K., Lin W., Qin Y., "Quantity and quality of trabecular bone in the femur are enhanced by a strongly anabolic, noninvasive mechanical intervention", *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 17(2), 2002.

Ruiz O., "Efecto en la resistencia mecánica del hueso esponjoso al variar la densidad y arquitectura trabecular", Maestría, Instituto de Investigación en Materiales, UNAM, México, 2010.

Silva M.J., Gibson L.J., "Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: Effects of age-related changes in microstructure", *Bone*, Vol. 21, No. 2, pp. 191-199, 1997.

Singh I., "The architecture of cancellous bone", Department of Anatomy, Medical College, Rohtak, India, *Journal of Anatomy*, Vol. 127(2), pp. 305-310, 1978.

Tortora G.J., Derrickson B.H., "Principles of Anatomy and Physiology", Ed. John Wiley & Sons, 10th Edition, 1983.

Ulrich D., Rietbergen B., Laib A., Rügsegger P., "The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular Bone", University of Zurich, Switzerland, *Bone* Vol. 25, No. 1, 55-60, 1999.

Verhulp E., "Analyses of Trabecular Bone Failure", Technische Universiteit Eindhoven, The Netherlands, 2006.

Weiner S., Wagner H., "The material bone: Structure-mechanical function relations", *Annu. Rev. Mater. Sci.* Vol. 28, pp. 271-298, 1998.

Yoshitake H., Rittling S.R., Denhardt D.T., Noda M., "Osteopontin-deficient mice are resistant to ovariectomy-induced bone resorption", Tokyo Medical and Dental University, *Proc. Natl. Acad. Sci.*, Vol. 96, pp. 8159-8160, 1999.

Zysset P., "A constitutive law for trabecular bone", Thesis to get the grade of doctor in science, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Switzerland, 1994.