



Revista UIS Ingenierías

ISSN: 1657-4583

ISSN: 2145-8456

revistaingenierias@uis.edu.co

Universidad Industrial de Santander

Colombia

Gómez-Ruiz, Nino; Vergara-Paredes, Mary; Alvarado-Contreras, José  
Comportamiento mecánico del tejido óseo cortical bajo condiciones de tensión y de compresión cíclica  
Revista UIS Ingenierías, vol. 20, núm. 1, 2021, -Marzo, pp. 79-88  
Universidad Industrial de Santander  
Bucaramanga, Colombia

DOI: <https://doi.org/10.18273/revuin.v20n1-2021007>

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=553768365007>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica Redalyc

Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe, España y Portugal  
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso  
abierto

# Comportamiento mecánico del tejido óseo cortical bajo condiciones de tensión y de compresión cíclica

## Mechanical behavior of cortical bone tissue under cyclic tensile and compressive conditions

Nino Gómez-Ruiz <sup>1</sup>, Mary Vergara-Paredes <sup>2a</sup>, José Alvarado-Contreras <sup>2b</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Estructuras, Universidad Nacional Experimental Francisco de Miranda, Venezuela.  
Orcid: 0000-0001-6977-0300. Correo electrónico: [ninojosegomezruiz@gmail.com](mailto:ninojosegomezruiz@gmail.com)

<sup>2</sup> Departamento de Tecnología y Diseño, Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad de Los Andes, Venezuela.  
Orcid: <sup>a</sup> 0000-0002-5718-3325, <sup>b</sup> 0000-0002-8716-1135. Correos electrónicos: [vmary@ula.ve](mailto:vmary@ula.ve), [ajose@ula.ve](mailto:ajose@ula.ve)

Recibido: 10 mayo, 2020. Aceptado: 19 agosto, 2020. Versión final: 30 octubre, 2020.

### Resumen

Esta investigación tiene como objetivo estudiar experimentalmente la respuesta mecánica del tejido óseo cortical bajo condiciones de cargas cíclicas de tracción y de compresión. Para ello, se construyeron probetas a partir de fémures bovinos las cuales se sometieron a sollicitaciones de ciclos bajos a post-fluencia a distintas velocidades de aplicación de la carga. Los resultados permiten afirmar que la rapidez de degradación del módulo elástico es inversamente proporcional a la velocidad de deformación en el caso de tensión y directamente proporcional a la velocidad en el caso de compresión. Las deformaciones plásticas inician a niveles superiores del 0,35% y del 1,09% de la deformación total en muestras cargadas a tensión y a compresión, respectivamente. Se obtuvieron importantes expresiones matemáticas que estiman con buena aproximación el módulo elástico instantáneo, la deformación total aplicada y la energía de deformación plástica total.

**Palabras clave:** comportamiento mecánico; compresión cíclica; daño; deformación; energía de deformación plástica; módulo elástico; post-fluencia; tejido cortical; tensión cíclica; prueba experimental.

### Abstract

This research aims to experimentally study the mechanical response of cortical bone tissue under cyclic tensile and cyclic compression loading conditions. Thus, experimental specimens were built from bovine femurs which were subjected to low cycle stresses at post-yield at different loading rates. The results reveal that the speed of degradation of the elastic modulus is inversely proportional to the deformation rate for tension cases and directly proportional to the deformation rate for compression ones. Plastic strains start at total strain levels above 0,35% and 1,09% for the tension and compression loaded samples, respectively. Important mathematical expressions were obtained which help to estimate with good approximation the instantaneous elastic modulus, the total applied deformation, and the total plastic deformation energy.

**Keywords:** mechanical behavior; cyclic compression; damage; strain; plastic deformation energy; elastic modulus; post-yield; cortical tissue; cyclic tension; experimental testing.

ISSN impreso: 1657 - 4583. ISSN en línea: 2145 - 8456, CC BY-ND 4.0 

Como citar: N. Gómez-Ruiz, M. Vergara-Paredes, J. Alvarado-Contreras, "Comportamiento mecánico del tejido óseo cortical bajo condiciones de tensión y de compresión cíclica," *Rev. UIS Ing.*, vol. 20, no. 1, pp. 79-88, 2021, doi: [10.18273/revuin.v20n1-2021007](https://doi.org/10.18273/revuin.v20n1-2021007)

## 1. Introducción

Las distintas afecciones del sistema esquelético son problemas de importancia clínica no solo en los adultos mayores sino también en las personas jóvenes. Por ejemplo, las fracturas causadas por caídas, accidentes o por degradación natural del tejido óseo contribuyen en forma importante al deterioro de la calidad de vida y al incremento de la mortalidad de los pacientes; aparte de los altos costos que implican los tratamientos requeridos y las consecuentes discapacidades.

Bajo condiciones normales de actividad, sin importar la edad, el sistema muscular esquelético se encuentra expuesto a cargas complejas que dan lugar a distintos campos de esfuerzos. Dependiendo de los niveles de esfuerzo alcanzados se pueden generar deformaciones inelásticas y daño en el tejido óseo, afectando en muchos casos la estática del sistema en la forma de desequilibrios pélvico, escapular o curvas escolióticas.

Se ha demostrado que la acumulación de daño genera alteraciones en la composición mineral y estructura cristalina del tejido óseo y degrada las propiedades mecánicas [1-4]. Desde el punto de vista biológico, el daño óseo coadyuvado por sobrecargas y problemas degenerativos propios de la edad contribuye a la ocurrencia de fracturas [5,6] y afecta el proceso de sustitución y remodelación del hueso [7].

Estudios previos han desarrollado técnicas experimentales y modelos de comportamiento que describen las respuestas mecánicas del tejido óseo a niveles de la macro-, meso- y micro-estructura [8-11]. Este particular interés se debe a las muchas aplicaciones; por ejemplo, en las áreas de la biomedicina, biomecánica, ingeniería del deporte, donde el comportamiento mecánico de las estructuras óseas a las sollicitaciones externas es de importancia.

A pesar del número importante de estudios donde se han propuesto modelos constitutivos para describir las observaciones experimentales, las propiedades mecánicas y los procesos de degradación de los huesos no han sido definidos completamente [12,13]. Por ejemplo, hoy en día aún existen interrogantes sobre la influencia de las condiciones de ensayo en las distintas variables medidas.

Los métodos de ensayo desempeñan un rol de significancia en la determinación de las relaciones entre la acumulación de daño y la degradación de las propiedades mecánicas. La naturaleza y nivel del daño no solo difieren entre las condiciones de carga. En muchas de las investigaciones se ha encontrado que diferencias sutiles en las condiciones particulares de ensayo afectan el proceso de acumulación de daño. La interpretación de

los efectos del daño en el tejido óseo, particularmente en términos de su magnitud, también son influenciados por las condiciones de ensayo, tales como el porcentaje de deformación alcanzado, la velocidad de deformación, el número de ciclos, entre otros [14,15].

Esta investigación se desarrolla en el marco del modelado del comportamiento mecánico de tejido óseo como un material estructural. Particularmente, el presente trabajo tiene como objetivo estudiar experimentalmente la respuesta mecánica del tejido óseo cortical bajo condiciones de tracción y de compresión cíclica. Para ello, se consideran distintas velocidades de aplicación de carga a post fluencia a ciclos bajos para describir las deformaciones y el proceso de degradación del módulo elástico.

Las estructuras óseas adoptan básicamente dos tipos de tejidos; cortical y trabecular [16,17]. Con una relación aproximada 80 a 20, el tejido cortical conforma las paredes externas de los huesos, mientras que el tejido trabecular se localiza en los extremos de los cuerpos vertebrales y huesos de las extremidades (huesos largos). Para facilitar el estudio, en este trabajo se ensaya exclusivamente el tejido cortical por ser el material más denso y externo lo que lo hace soportar los mayores niveles de esfuerzo durante las sollicitaciones mecánicas. Esto significa que la presencia de tejido trabecular de las estructuras óseas no será considerada.

## 2. Metodología

Los materiales y métodos empleados son resumidos en tres sub-secciones: La primera parte detalla la técnica empleada para la obtención de especímenes para los ensayos de tracción y de compresión. La segunda parte se refiere al tipo de ensayo mecánico desarrollado, las velocidades de aplicación de la carga y la medición de las deformaciones experimentadas por los especímenes óseos. En la última parte se describe la cuantificación de las propiedades mecánicas obtenidas y se discuten los resultados.

### 2.1. Obtención de los especímenes

Todas las muestras empleadas corresponden a fémures bovinos obtenidos de animales de los cuales se desconoce las características de raza, edad, alimentación y sexo. Una vez retirada la muestra del animal se diseccionó completamente el tejido muscular. Las muestras óseas fueron hidratadas utilizando solución isotónica de cloruro de sodio (NaCl) al 0.9%. Siguiendo Turner y Burr [18], las muestras fueron hidratadas en solución isotónica, envueltas en gasa y plástico hermético y posteriormente congeladas a -20°C. A partir de ocho muestras distintas de fémures frescos se construyeron igual número de probetas para ensayos mecánicos a tracción, como la mostrada en la

Figura 1. Todos los especímenes para los ensayos mecánicos fueron extraídos haciendo coincidir su longitud mayor con la dirección longitudinal de las muestras femorales. Las dimensiones de la geometría de las probetas para ensayos de tracción se estandarizaron de acuerdo con lo establecido por Keller y Liebschner [19], donde  $D/d = 2$ , la longitud de la región de medición o estudio es  $L = 3d$  y la longitud de agarre  $c = a/4$ , siendo  $a$  la longitud total de la probeta. El radio de entalle  $r$  es de 15mm. Para la fabricación de las probetas se empleó una fresadora a control numérico marca Chevalier, modelo QP1620-L.

La Tabla 1 muestra la media y desviación estándar de las dimensiones obtenidas de los especímenes para los ensayos de tracción. Los ensayos a compresión se realizaron en seis especímenes cilíndricos, como los mostrados en la Figura 2. Las probetas se obtuvieron a partir de dos muestras femorales extraídas de la zona diafisiaria. Para evitar el pandeo durante la prueba de

compresión se aseguró una relación de esbeltez inferior a 2 [20-22].

En la Tabla 2 se muestran los valores medios y las desviaciones de la altura, el diámetro y el área de la sección transversal de cada espécimen cilíndrico. Las estimaciones geométricas de los especímenes para ensayos de tracción y de compresión se obtuvieron a partir de tres mediciones realizadas a cada una de las variables implicadas. Los especímenes construidos se consideran regulares por baja dispersión de sus características geométricas.



Figura 2. Selección de especímenes para los ensayos de compresión.

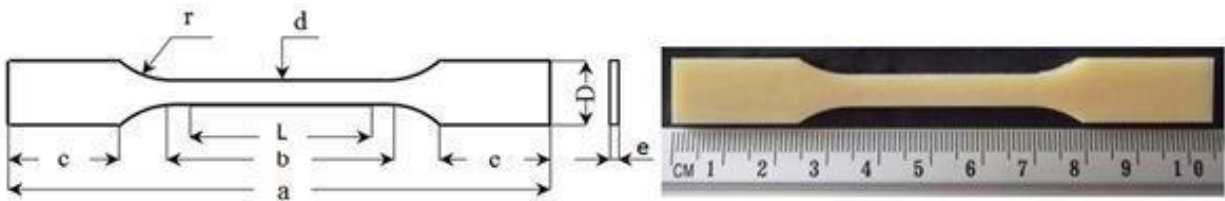


Figura 1. (Izquierda) Geometría de la probeta de tracción. (Derecha) Especimen para ensayo de tracción.

Tabla 1. Dimensiones de los especímenes para ensayos a tracción

Especímen	Dimensiones					
	$a$ [mm]	$b$ [mm]	$d$ [mm]	$D$ [mm]	$e$ [mm]	Área [mm <sup>2</sup> ]
T1	104,33±0,12	54,00±0,26	5,88±0,03	11,83±0,06	4,40±0,26	25,89±1,64
T2	103,85±0,00	52,93±0,23	6,17±0,23	11,63±0,06	4,12±0,29	25,43±2,68
T3	104,02±0,03	53,60±0,26	6,32±0,13	11,70±0,00	4,68±0,03	29,58±0,43
T4	103,80±0,00	53,73±0,29	6,18±0,19	11,63±0,06	4,60±0,00	28,44±0,87
T5	103,80±0,00	53,60±0,30	6,18±0,08	11,75±0,17	4,60±0,05	28,44±0,28
T6	103,72±0,08	53,75±0,05	6,02±0,08	11,67±0,12	4,60±0,00	27,68±0,35
T7	103,82±0,03	53,62±0,10	6,05±0,13	11,63±0,06	4,68±0,03	28,34±0,75
T8	104,27±0,55	53,00±1,29	5,82±0,06	11,50±0,05	4,63±0,03	26,95±0,43

Tabla 2. Dimensiones de los especímenes para ensayos a compresión

Especímen	Dimensiones			
	$h$ [mm]	$d$ [mm]	Área [mm <sup>2</sup> ]	Relación $h/d$
C1	11,91±0,02	6,65±0,05	34,73±0,52	1,79
C2	11,78±0,03	7,13±0,03	39,93±0,30	1,65
C3	11,88±0,03	6,62±0,06	34,39±0,60	1,80
C4	11,95±0,00	6,40±0,00	32,17±0,00	1,87
C5	12,00±0,05	6,62±0,03	34,39±0,30	1,81
C6	11,93±0,03	6,63±0,03	34,56±0,30	1,80

## 2.2. Ensayos mecánicos

Las pruebas se realizaron en una máquina de ensayos mecánicos marca LLOYD, modelo LR300K, de capacidad máxima 30 toneladas. Los especímenes fueron cargados y descargados a velocidad constante en un rango de esfuerzo que oscilaba entre valores positivos cercanos a cero y levemente por encima del límite elástico. Las muestras fueron hidratadas con solución isotónica durante los ensayos. Las Tablas 3 y 4 resumen las condiciones de los ensayos; es decir, los valores de velocidad de carga, máximos y mínimos de fuerza aplicada y el número de ciclos. El número de ciclos corresponde al número de cargas y descargas hasta el fallo o hasta un máximo de 100 repeticiones.

Durante los ensayos de tracción, las deformaciones fueron medidas empleando un extensómetro marca Epsilon, modelo E82061 con una longitud calibrada de 25mm. Para los ensayos de compresión se empleó un extensómetro óptico basado en medidas de distancias de similitud de imágenes digitales.

## 2.3. Cuantificación de las propiedades mecánicas

A continuación, se describe la metodología empleada para determinar las propiedades mecánicas de los especímenes ensayados. Las respectivas propiedades se puntualizan en la Figura 3, donde para simplificar la gráfica solo se muestran tres ciclos de carga-descarga.

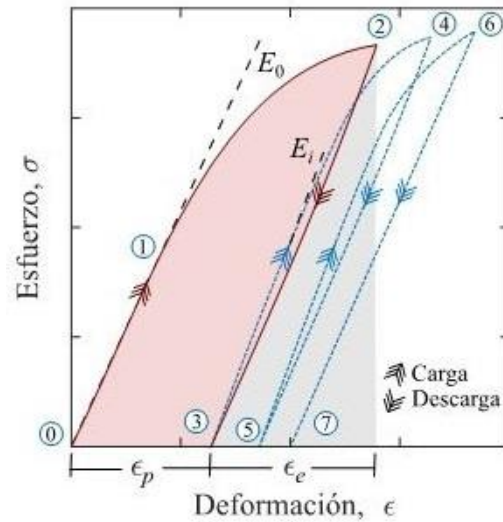


Figura 3. Curva de esfuerzo-deformación del tejido óseo cortical durante un ensayo de tracción cíclica.

Las propiedades mecánicas cuantificadas son los módulos elástico inicial ( $E_0$ ) e instantáneo ( $E_i$ ), las deformaciones del ciclo ( $\epsilon_{tc}$ ), acumulada ( $\epsilon$ ), plástica del ciclo ( $\epsilon_{pc}$ ) y plástica acumulada ( $\epsilon_p$ ), las energías de deformaciones total del ciclo ( $U_{tc}$ ), total ( $U$ ), plástica del ciclo ( $U_{pc}$ ) y plástica total ( $U_p$ ) y el daño mecánico ( $D$ ). Estas propiedades fueron estimadas en cada ciclo de forma progresiva. El primer ciclo (1C) de la curva esfuerzo-deformación representada en la Fig. 3 se identifica con las líneas definidas por los puntos (0-1-2) y (2-3), las cuales corresponden a la carga y descarga, respectivamente.

Tabla 3. Condiciones de carga de los ensayos de tracción

Espécimen	Velocidad [mm/min]	Carga máxima [N]	Carga mínima [N]	Número de ciclos
T1	0,5	980,67	196,13	40
T2		980,67	98,07	57
T3		1765,20	19,61	18
T4		1765,20	19,61	100
T5	5,0	1961,33	98,07	6
T6		1961,33	98,07	60
T7		1961,33	98,07	54
T8		1961,33	98,07	51

Tabla 4. Condiciones de carga de los ensayos de compresión

Espécimen	Velocidad [mm/min]	Carga máxima [N]	Carga mínima [N]	Número de ciclos
C1	0,5	4903,33	19,61	9
C2		4903,33	19,61	96
C3		5883,99	19,61	6
C4	3,6	4903,33	19,61	31
C5		4903,33	19,61	23
C6		4903,33	19,61	-

Igualmente, la recarga y descarga del segundo ciclo (2C) se indica con las líneas definidas por los puntos (3-4) y (4-5), respectivamente. En el tercer ciclo (3C) la recarga se representa por el segmento definido por los puntos (5-6) y la descarga por los puntos (6-7).

La evolución de la densidad de daño del material se estima de acuerdo con la ecuación 1. La densidad de daño toma valores entre 0 y 1 [23], donde una densidad igual a 0 corresponde a un material no degradado mecánicamente y una igual a 1 al caso de falla por fractura.

$$D = 1 - E_i/E_0 \quad (1)$$

### 3. Resultados

En esta sección se presenta y discute los resultados experimentales obtenidos de los ensayos de tracción y de compresión cíclica a distintas velocidades de carga. Las muestras fueron cargadas por encima de la región elástica y descargadas hasta valores de carga cercanos a cero. Para cada uno de los especímenes se obtuvieron las correspondientes curvas de esfuerzo-deformación.

Una vez determinadas experimentalmente las propiedades mecánicas, se construyeron las gráficas que describen la evolución de las deformaciones, densidad de daño y energías. De los diagramas de dispersión obtenidos se generaron las ecuaciones 2-5 de ajustes. La ecuación 2 representa una correlación exponencial decreciente

mientras que las ecuaciones 3-5 constituyen expresiones lineales con pendientes positivas. A continuación, se describen los resultados derivados de los ensayos de ciclos bajos.

$$E_i = E_0 e^{-q\varepsilon} \quad (2)$$

$$\varepsilon_p = A\varepsilon - B \quad (3)$$

$$U_p = C\varepsilon - F \quad (4)$$

$$\varepsilon_p = kD + n \quad (5)$$

donde  $q, k, A, B, C$  y  $F$  corresponden a constantes derivadas de los ajustes correspondientes.

#### 3.1. Ensayos de tracción cíclica

Las Figuras 4 y 5 muestran las curvas de esfuerzo-deformación de los especímenes ensayados a tracción cíclica; el primero caso a una velocidad constante de 0,5 mm/min y el segundo caso a 5,0 mm/min. Los especímenes T3 y T5 fallaron luego de 18 y 6 ciclos de carga, respectivamente. En las Figuras 6 y 7 se muestran las curvas estimadas para los especímenes T3 y T7. En las Tablas 5 y 6 se resume los coeficientes de los ajustes de las ecuaciones 2-5 así como los correspondientes promedios y desviaciones estándares. De los valores de los coeficientes de determinación reportados se infiere que los ajustes poseen una buena capacidad para estimar las propiedades observadas experimentalmente.

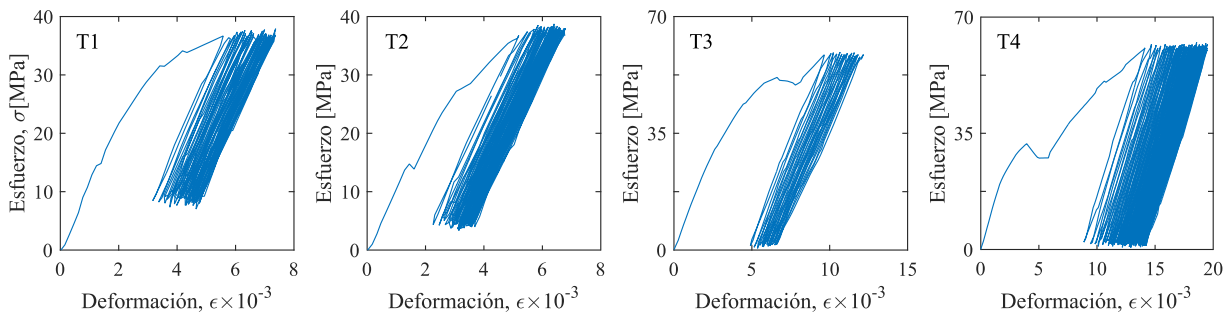


Figura 4. Curvas esfuerzo-deformación de los especímenes ensayados a tracción cíclica a 0,5 mm/min.

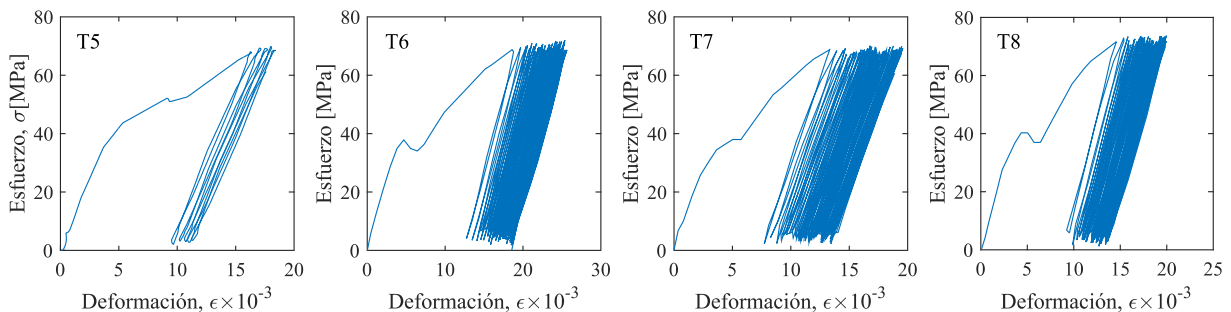


Figura 5. Curvas esfuerzo-deformación de los especímenes ensayados a tracción cíclica a 5,0 mm/min.

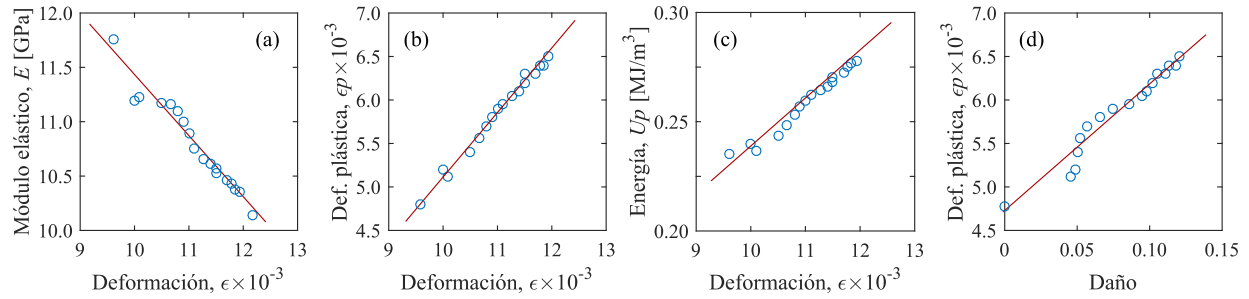


Figura 6. (a) Módulo elástico, (b) deformación plástica acumulada y (c) energía de deformación plástica total vs deformación. (d) Deformación plástica acumulada vs daño del espécimen T3 ensayado a 0,5mm/min.

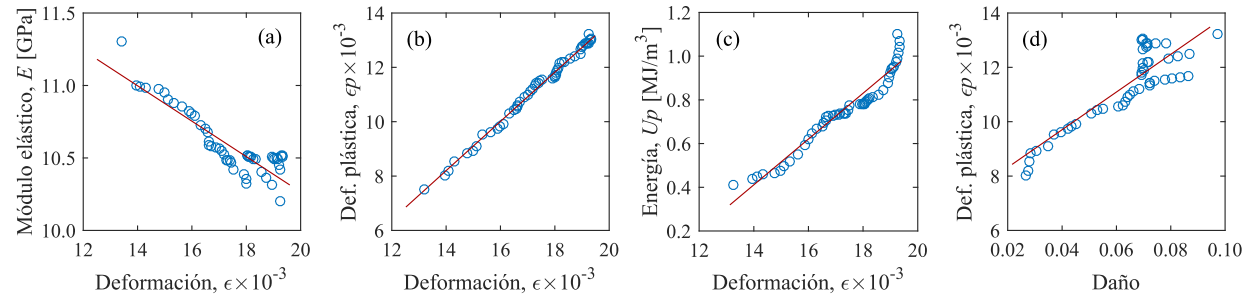


Figura 7. (a) Módulo elástico, (b) deformación plástica acumulada y (c) energía de deformación plástica total vs deformación. (d) Deformación plástica acumulada vs daño del espécimen T7 ensayado a 5,0 mm/min.

Tabla 5. Coeficientes de las ecuaciones de ajuste de los ensayos de tracción cíclica a 0,5mm/min

Especimen	Ec. (2)			Ec. (3)			Ec. (4)			Ec. (5)		
	$E_0^*$	$q$	$r^2$	$A$	$B$	$r^2$	$C^{**}$	$F^{**}$	$r^2$	$k$	$n$	$r^2$
T1	17,90	66,10	0,957	0,822	0,002	0,966	96,1	0,44	0,944	0,012	0,002	0,943
T2	20,20	102,00	0,781	0,895	0,002	0,944	63,4	0,30	0,727	0,007	0,002	0,710
T3	19,20	52,00	0,953	0,736	0,002	0,988	20,6	0,03	0,978	0,014	0,004	0,948
T4	16,20	22,20	0,774	0,972	0,004	0,995	105,3	1,26	0,900	0,037	0,008	0,760
Media	18,40	60,58	0,866	0,856	0,003	0,973	71,3	0,49	0,887	0,018	0,004	0,840
Desviación	1,70	33,13	0,103	0,101	0,001	0,023	38,3	0,55	0,112	0,013	0,003	0,123

(\*) [GPa]; (\*\*) [MJ/m³]

Tabla 6. Coeficientes de las ecuaciones de ajuste de los ensayos de tracción cíclica a 5,0mm/min

Especimen	Ec. (2)			Ec. (3)			Ec. (4)			Ec. (5)		
	$E_0^*$	$q$	$r^2$	$A$	$B$	$r^2$	$C^{**}$	$F^{**}$	$r^2$	$k$	$n$	$r^2$
T5	24,75	55,50	0,840	0,876	0,005	0,972	26,33	0,26	0,998	0,012	0,009	0,834
T6	18,66	28,70	0,944	0,830	0,003	0,981	243,30	4,54	0,770	0,031	0,012	0,960
T7	12,92	11,40	0,808	0,925	0,004	0,994	103,30	1,04	0,937	0,069	0,006	0,821
T8	18,31	26,20	0,923	0,830	0,003	0,980	207,80	2,82	0,910	0,031	0,009	0,934
Media	18,66	30,45	0,879	0,865	0,004	0,982	145,18	2,03	0,904	0,036	0,009	0,887
Desviación	4,84	18,36	0,065	0,045	0,001	0,009	99,04	2,09	0,096	0,024	0,002	0,070

(\*) [GPa]; (\*\*) [MJ/m³]

La ecuación 2 estima el módulo elástico en función de la deformación y número de ciclos en consideración, donde  $q$  define la sensibilidad del hueso a la acumulación del daño. De acuerdo con los resultados mostrados en las Tablas 5 y 6, los módulos elásticos iniciales no presentan diferencias significativas y alcanza valores promedios de 18,40 y 18,66GPa para velocidades de 0,5 y 5,0 mm/min,

respectivamente. Estos módulos elásticos son mayores que los promedios de 11,92 y 11,22GPa encontrados experimentalmente en C1. También se desprende de los resultados obtenidos que el módulo elástico instantáneo disminuye exponencialmente al incrementar la deformación. De igual forma, cuando se comparan los valores de sensibilidad, se puede concluir que la velocidad



de degradación es inversamente proporcional a la velocidad de deformación del espécimen.

Admitiendo la existencia de una relación lineal positiva, la ecuación 3 determina la deformación plástica acumulada en función de la deformación total aplicada. De los resultados se desprende que las deformaciones plásticas inician a niveles superiores al 0,35 y 0,46% de la deformación total aplicada para las velocidades de 0,5 y 5,0 mm/min, respectivamente. Los valores respectivos de los términos  $A$  y  $B$  del ajuste no mostraron diferencias significativas al variar la velocidad de deformación.

La ecuación 4 supone una relación lineal entre la energía de deformación plástica total y la deformación total aplicada. Los resultados exhiben diferencias entre las relaciones de proporcionalidad  $C$  de los especímenes ensayados a 0,5 y a 5,0 mm/min; con valores respectivos de 71,34 y 145,18 MJ/m<sup>3</sup>. Esto refleja, como es de esperarse, que para valores similares de deformación las muestras ensayadas a mayor velocidad absorben más energía.

La ecuación 5 define la deformación plástica acumulada en función de la densidad del daño. Los resultados sugieren que la degradación del material inicia a partir del 0,4 y del 0,9% de la deformación plástica acumulada en el caso de las muestras sometidas a velocidades de carga de 0,5 y 5,0 mm/min.

### 3.2. Ensayos de compresión cíclica

Las Figuras 8 y 9 representan curvas de esfuerzo-deformación de las muestras ensayadas a compresión cíclica a velocidades de 0,5 y 3,6 mm/min, respectivamente. De igual forma, las Figuras 10 y 11 muestran la dispersión de las propiedades estimadas de los especímenes C1 y C4.

Las Tablas 7 y 8 resume los coeficientes y términos independientes de las ecuaciones 2-5, así como, los coeficientes de determinación, promedios y desviaciones. En ellas se observa que los promedios de los coeficientes de determinación se encuentran entre  $(0,577 \pm 0,437; 0,654 \pm 0,072)$  y  $(0,248 \pm 0,177; 0,342 \pm 0,049)$  para los casos analizados.

De estos resultados se puede inferir que los ajustes describen las relaciones entre las propiedades mecánicas observadas experimentalmente en las muestras ensayadas a 0,5 mm/min. Mientras que, para una velocidad de desplazamiento de 3,6 mm/min la dispersión de los resultados dificultan la obtención de una regresión que describa apropiadamente los resultados obtenidos experimentalmente.

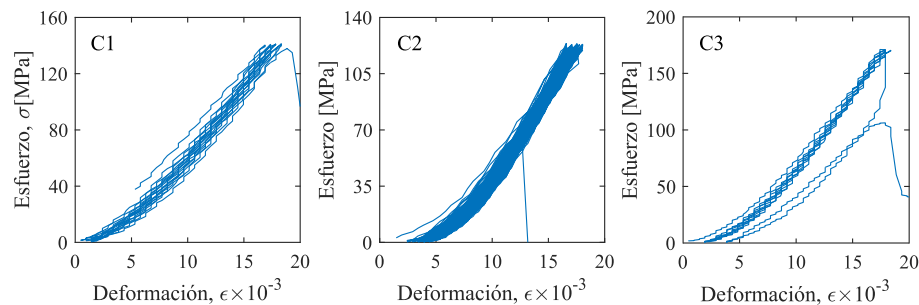


Figura 8. Curvas esfuerzo-deformación de los especímenes ensayados a compresión cíclica a 0,5 mm/min.

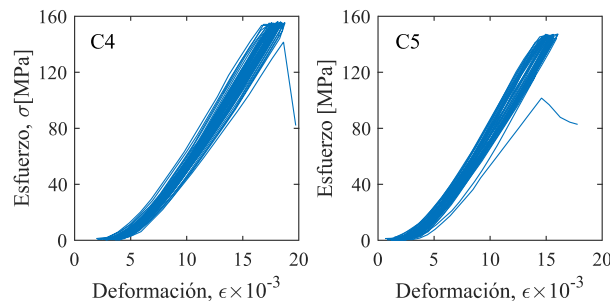


Figura 9. Curvas esfuerzo-deformación de los especímenes ensayados a compresión cíclica a 3,6 mm/min.



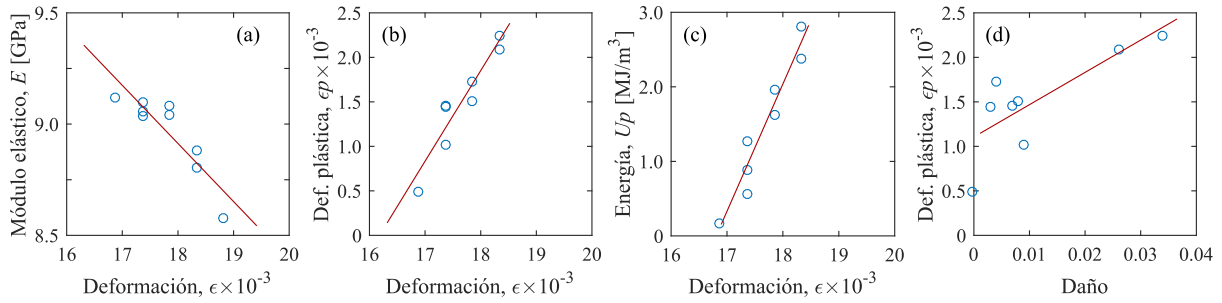


Figura 10. (a) Módulo elástico, (b) deformación plástica acumulada y (c) energía de deformación plástica total vs deformación. (d) Deformación plástica acumulada vs daño del espécimen C1 ensayado a 0,5 mm/min.

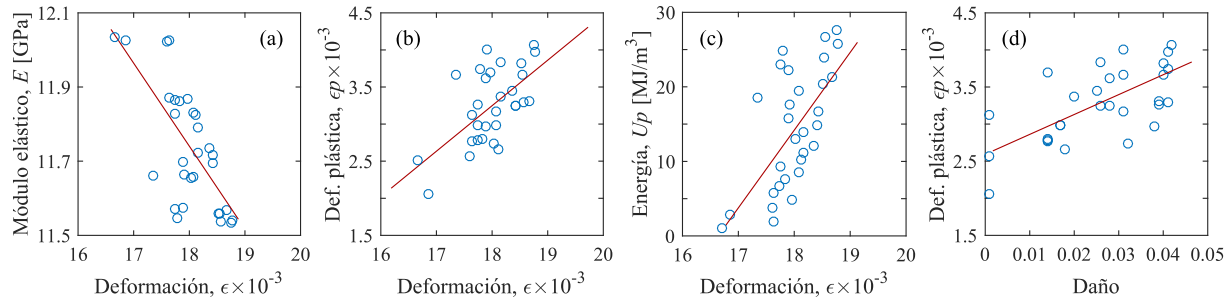


Figura 11. (a) Módulo elástico, (b) deformación plástica acumulada y (c) energía de deformación plástica total vs deformación. (d) Deformación plástica acumulada vs daño del espécimen C4 ensayado a 3,6 mm/min.

Tabla 7. Coeficientes de las ecuaciones de ajuste de los ensayos de compresión cíclica a 0,5mm/min.

Especímen	Ec. (2)			Ec. (3)			Ec. (4)			Ec. (5)		
	$E_0^*$	$q$	$r^2$	$A$	$B$	$r^2$	$C^{**}$	$F^{**}$	$r^2$	$k$	$n$	$r^2$
C1	15,15	29,4	0,790	1,036	0,016	0,883	1716	28,86	0,928	0,035	0,001	0,604
C2	12,74	17,6	0,074	0,864	0,011	0,300	2718	44,39	0,507	0,013	0,003	0,737
C3	17,90	23,7	0,867	1,845	0,030	0,634	656	11,41	0,760	0,072	0,001	0,622
Media	15,26	23,6	0,577	1,248	0,019	0,606	1697	28,22	0,732	0,040	0,002	0,654
Desviación	2,58	5,90	0,437	0,524	0,010	0,293	1031	16,50	0,212	0,030	0,001	0,072

(\*) [GPa]; (\*\*) [MJ/m³]

Tabla 8. Coeficientes de las ecuaciones de ajuste de los ensayos de compresión cíclica a 3,6mm/min.

Especímen	Ec. (2)			Ec. (3)			Ec. (4)			Ec. (5)		
	$E_0^*$	$q$	$r^2$	$A$	$B$	$r^2$	$C^{**}$	$F^{**}$	$r^2$	$k$	$n$	$r^2$
C4	16,58	19,20	0,485	0,616	0,007	0,373	10587	176,10	0,431	0,025	0,002	0,473
C5	21,57	39,10	0,199	0,482	0,005	0,123	478,9	6,960	0,501	0,004	0,001	0,053
Media	19,08	29,15	0,342	0,549	0,006	0,248	5533	91,53	0,466	0,015	0,002	0,263
Desviación	3,53	14,07	0,202	0,095	0,001	0,177	7148	119,60	0,049	0,015	0,001	0,297

(\*) [GPa]; (\*\*) [MJ/m³]

Con respecto a la ecuación 2, se tiene que el módulo elástico inicial muestra valores de 15,26 y 19,08GPa para las muestras cargadas a 0,5 y 3,6mm/min, respectivamente, los cuales son mayores que los estimados experimentalmente. Este comportamiento se puede deber a un daño preexistente a la prueba experimental. De los resultados se desprende que la velocidad de degradación del módulo elástico se incrementa con la velocidad de deformación aplicada,

por obtenerse valores de  $q$  igual a  $(23,57 \pm 5,90)$  y  $(29,15 \pm 14,07)$  en los especímenes ensayados respectivamente a 0,5 y 3,6mm/min.

Los valores promedio del coeficiente  $C$  de la ecuación 4 para velocidades de 0,5 y 3,6 mm/min son respectivamente 1697 y 5533, confirmando que las muestras ensayadas a mayor velocidad requieren más energía para deformar el material.

El ajuste de la ecuación 5 sugieren que el daño inicia a niveles de deformación plástica superiores al 0.20%. De la ecuación 4 se tiene que para un material sin daño  $\varepsilon_p = n$ , lo que permite inferir que el daño inicia cuando  $\varepsilon_p > n$ . Sustituyendo  $\varepsilon_p = n$  en la ecuación 3 tenemos que la acumulación del daño ocurre cuando la  $\varepsilon > (n - B)/A$ , sugiriendo que la degradación del módulo elástico está relacionada con la deformación plástica del tejido óseo [6,12, 24,25].

#### 4. Conclusiones

El estudio experimental acerca del comportamiento mecánico del tejido óseo cortical bajo condiciones cíclicas de tracción y de compresión, con distintas velocidades de aplicación de carga a post fluencia permite afirmar que:

- La rapidez de degradación del módulo elástico es inversamente proporcional a la velocidad de deformación aplicada en muestras cargadas a tensión y directamente proporcional en especímenes sometido a compresión.
- La deformación plástica en tensión inicia a niveles superiores al 0,35 y 0,46% de la deformación total para las velocidades de 0,5 y 5,0mm/min, respectivamente. Para los especímenes sometidos a compresión el inicio de deformación plástica no muestra diferencias significativas para las velocidades de deformación estudiadas. Para estos casos, la deformación plástica inicia aproximadamente a valores de 1,09% de la deformación total.
- La energía requerida para la deformación a tensión y a compresión es proporcional a la velocidad de deformación.
- Para las muestras cargadas a compresión con una velocidad de aplicación de la carga de 3,6mm/min no se obtienen ecuaciones de ajuste con buena capacidad para estimar los resultados obtenidos en las pruebas mecánicas.

Este trabajo representa un aporte al modelado del comportamiento mecánico del tejido óseo como un material estructural, por obtenerse importantes expresiones matemáticas que estiman la evolución del módulo elástico, la deformación plástica, del daño y la energía de deformación plástica en términos del modo y velocidad de carga.

#### Referencias

- [1] A. C. Courtney, W. C. Hayes, L. J. Gibson, "Age-related differences in post-yield damage in human

cortical bone. Experiment and model", *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 11, pp. 1463-1471, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(96)84542-8

- [2] C. A. Pattin, W. E. Caler, D. R. Carter, "Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone", *Journal of Biomechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 69-79, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(94)00156-1

- [3] D. B. Burr, M. R. Forwood, D. P. Fyhrie, R. B. Martin, M. B. Schaffler, C. H. Turner, "Bone microdamage and skeletal fragility in osteoporotic and stress fractures", *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 12, no. 1, pp. 6-15, 1997, doi: 10.1359/jbmr.1997.12.1.6

- [4] M. J. Mirzaali, F. Libonati, D. Ferrario, L. Rinaudo, C. Messina, F. M. Ulivieri, B. M. Cesana, M. Strano, L. Vergani, "Determinants of bone damage: An ex-vivo study on porcine vertebrae", *PLoS One*, vol. 13, no. 8, 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0202210

- [5] M. A. R. Freeman, R. C. Todd, C. J. Pirie, "The role of fatigue in the pathogenesis of senile femoral neck fractures", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 56B, no. 4, pp. 698-702, 1974, doi: 10.1302/0301-620X.56B4.698

- [6] M. B. Schaffler, K. Choi, C. Milgrom, "Aging and matrix micro damage accumulation in human compact bone", *Bone*, vol. 17, no. 6, pp. 521-525, 1995, doi: 10.1016/8756-3282(95)00370-3

- [7] D. B. Burr, R. B. Martin, M. B. Schaffler, E. L. Radin, "Bone remodeling in response to in vivo fatigue micro damage", *Journal of Biomechanics*, vol. 18, no. 3, pp. 189-200, 1985, doi: 10.1016/0021-9290(85)90204-0

- [8] J. Seto, H. S. Gupta, P. Zaslansky, H. D. Wagner, P. Fratzl, "Tough lessons from bone: Extreme mechanical anisotropy at the meso scale", *Advanced Functional Materials*, vol. 18, no. 13, pp. 1905-1911, 2008, doi: 10.1002/adfm.200800214

- [9] W. J. Parnell, Q. Grimal, "The influence of meso scale porosity on cortical bone anisotropy. Investigations via asymptotic homogenization", *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 6, no. 30, pp. 97-109, 2009, doi: 10.1098/rsif.2008.0255

- [10] S. J. Kirkpatrick, B. W. Brooks, "Micromechanical behavior of cortical bone as inferred from laser speckle data", *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 39, no. 3, pp. 373-379, 1998, doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(19980305)39:3<373::AID-JBM5>3.0.CO;2-G

- [11] S. I. Ranganathan, D. M. Yoon, A. M. Henslee, M. B. Nair, C. Smid, F. K. Kasper, E. Tasciotti, A. G. Mikos, P. Decuzzi, M. Ferrari, "Shaping the micromechanical behavior of multi-phase composites for bone tissue engineering", *Acta Biomaterialia*, vol. 6, no. 9, pp. 3448-3456, 2010, doi: 10.1016/j.actbio.2010.03.029
- [12] D. B. Burr, C. H. Turner, P. Naick, M. R. Forwood, W. Ambrosius, M. S. Hasan, R. Pidaparti, "Does microdamage accumulation affect the mechanical properties of bone?", *Journal of Biomechanics*, vol. 31, no. 4, pp. 337-345, 1998, doi: 10.1016/S0021-9290(98)00016-5
- [13] G. C. Reilly, J. D. Currey, "The effects of damage and microcracking on the impact strength of bone", *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 3, pp. 337-343, 2000, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00167-0
- [14] K. J. Jepsen, D. T. Davy, "Comparison of damage accumulation measures in human cortical bone", *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 9, pp. 891-894, 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(97)00036-5
- [15] D. F. Knott, K. J. Jepsen, D. T. Davy, "Age related changes in tensile damage accumulation behavior of human cortical bone", en *Proc. 46th Annu. Meeting Orthopaedic Research Society*, Orlando, 2000, pp. 10.
- [16] J. Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, P. Zioupos, "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone", *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, no. 2, pp. 92-102, 1998, doi: 10.1016/S1350-4533(98)00007-1
- [17] M. A. Meyers, P.-Y. Chen, A. Y. -M. Lin, Y. Seki, "Biological materials: Structure and mechanical properties", *Progress in Materials Science*, vol. 53, no. 1, pp. 201-206, 2008, doi: 10.1016/j.pmatsci.2007.05.002
- [18] C. H. Turner, D. B. Burr, "Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial", *Bone*, vol. 14, no. 4, pp. 595-608, 1993, doi: 10.1016/8756-3282(93)90081-K
- [19] T. S. Keller, M. A. K. Liebschner, "Tensile and compression testing of bone", en *Mechanical Testing of Bone and the Bone-implant Interface*, Boca Raton: CRC Press, 1999, pp. 175-206, doi: 10.1201/9781420073560
- [20] R. D. Crowninshield, M. H. Pope, "The response of compact bone in tension at various strain rates", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 2, pp. 217-225, 1974, doi: 10.1007/BF02368492
- [21] X. Wang, J. S. Nyman, X. Dong, H. Leng, M. Reyes, "Fundamental biomechanics in bone tissue engineering", *Synthesis Lecture on Tissue Engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 1-225, doi: 10.2200/S00246ED1V01Y200912TIS004
- [22] B. Varghese, D. Short, R. Penmetsa, T. Goswami, T. Hangartner, "Computed-tomography-based finite-element models of long bones can accurately capture strain response to bending and torsion", *Journal of Biomechanics*, vol. 44, no. 7, pp. 1374-1379, 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.12.028
- [23] J. Lemaitre, R. Desmorat, *Engineering Damage Mechanics*. New York, NY, USA: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005.
- [24] D. R. Carter, W. C. Hayes, "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure", *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 59, no. 7, pp. 954-962, 1977.
- [25] P. Zioupos, J. D. Currey, A. J. Sedman, "An examination of the micromechanics of failure of bone and antler by acoustic emission tests and laser scanning con focal microscopy". *Medical Engineering and Physics*, vol. 16, no. 3, pp. 203-212, 1994, doi: 10.1016/1350-4533(94)90039-6