

# **OBTENCIÓN DE LAS PROPIEDADES DE MICRO DUREZA Y TORSIÓN EN INJERTO ÓSEO LIOFILIZADO PARA EL TRATAMIENTO DE ENFERMEDADES ESQUELÉTICAS**

***José Luis Díaz León***

Instituto Tecnológico de Celaya  
*joluisdiazleon@hotmail.com*

***Raúl Lesso Arroyo***

Instituto Tecnológico de Celaya  
*raul.lesso@itcelaya.edu.mx*

***Ramón Rodríguez Castro***

Instituto Tecnológico de Celaya  
*ramon.rodriguez@itcelaya.edu.mx*

***Alfonso López Vázquez***

Top Health  
*alfonso.lopez@top-health.mx*

## **Resumen**

El material usado como injertos óseos, esta descelularizado y enriquecido con células mesénquimales, el cual constantemente estará sometido a una gran cantidad de cargas estáticas, como son las fuerzas de compresión, tensión, flexión y torsión, las cuales en algunas ocasiones generan esfuerzos combinados. Los efectos de torsión no son ampliamente estudiados en los injertos óseos de este tipo, por ello en el presente trabajo se obtuvo el torque máximo en este tipo de material y su micro dureza. Para ello se realizaron ensayos de torsión obteniendo un torque promedio de 801.1 N-mm. Las pruebas de micro dureza fueron realizadas para conocer su capacidad de rigidez y la capacidad para preservar su forma o la integridad física de un injerto óseo descelularizado, donde su micro dureza fue de

51.3 HV 4.904 N. Los resultados obtenidos, aportan un conocimiento sobre las propiedades mecánicas de micro dureza y torsión que tienen este nuevo material de injerto óseo descelularizado.

**Palabra(s) Clave(s):** Descelularizado, microdureza, Hueso humano, Células mesenquimales, Torsión.

## **Abstract**

*This bone graft to be human nature is limited by the difficulty in obtaining the material, it is why information about this material is scarce. The material developed for use as a graft, decellularized and enriched mesenchymal cells, may be subjected to large amount of static charges, such as compression and tension forces also these efforts may be combined and observed in torsional loads. torsion tests were conducted obtaining an average torque 801.1 N-mm. Hardness tests were conducted to learn more about their capabilities to preserve their shape or physical, of which a hardness of 51.3 HV 4904 N. The results were obtained, provide an understanding of the mechanical properties of this new material.*

**Keywords:** Decellularized, hardness, human bone, mesenchymal cells, torsion.

## **1. Introducción**

El hueso es un sistema complejo, esencial para el humano el cual forma un tejido conectivo a lo largo y ancho del cuerpo humano, para cumplir funciones fundamentales en el organismo como proteger los órganos blandos, dar soporte al cuerpo; como palancas ayudan a la transmisión de energía y el movimiento a través de las articulaciones y además al almacenamiento de minerales esenciales (como el calcio, el colágeno, etc.). Esta asombrosa estructura representa del 10 al 15% de la masa corporal, y aunque es mucho menor con respecto a otros órganos en el cuerpo como los músculos (alrededor del 35%), es un sistema sometido a gran cantidad de cargas estáticas, principalmente fuerzas naturales presentes de compresión debido al efecto de la gravedad y la tensión por el efecto de los músculos y los tendones, estas cargas pueden estar combinadas y estar presentes en las fuerzas de torsión [1,2].

El comportamiento mecánico del hueso se incluye en un área relativamente nueva en la ciencia del estudio de la ingeniería de tejidos que es la biomecánica. Se pueden estudiar las características mecánicas considerando la biología del material para compararlo con otros materiales y así crear nuevos materiales o sustituirlos por los ya existentes, como las partes fracturadas del hueso humano y ser sustituido por biomateriales [3,4].

Para poder validar prótesis y biomateriales en el área médica es necesario realizar un estudio del material para determinar si es viable o no para su uso como implante. En este proyecto, se presenta la caracterización mecánica de hueso liofilizado mediante su micro dureza. Las características geométricas del hueso, facilitan la elaboración de probetas de dimensiones pequeñas para evaluar la microdureza del hueso cortical o compacto (figura 1), además de que es un ensayo relativamente simple y de bajo costo con respecto a otros métodos de ensayo [5]. Otro de los ensayos propuestos para la evaluación del material es el de torsión, se puede encontrar el par máximo en este material al ser sometido a un esfuerzo de torsión [6].

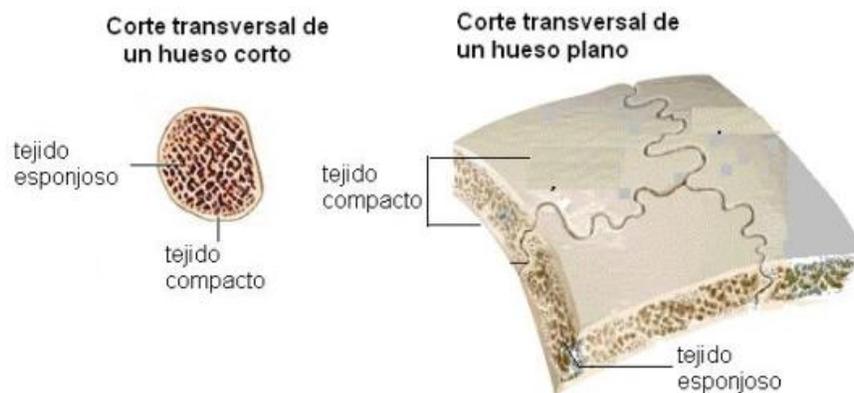


Figura 1 Partes del hueso humano, se observa la zona cortical y la zona trabecular.  
([http://www.genomasur.com/BCH/BCH\\_libro/capitulo\\_10.htm](http://www.genomasur.com/BCH/BCH_libro/capitulo_10.htm))

## 2. Métodos

### Material

El material recibido por parte de la empresa TopHealth, es obtenido de huesos humanos, por lo que las características físicas del injerto óseo son irregulares (figura

2) debido a la naturaleza del hueso que no cuenta con geometrías uniformes que faciliten la medición y los cortes con dimensiones regulares.



Figura 2 Tira de injerto óseo obtenido de hueso humano.

El proceso de elaboración de las probetas para el ensayo de microdureza es simple, ya que las tiras de hueso cortical son cortadas en trozos más cortos, para lijarlas hasta obtener una superficie plana como lo indica la norma ASTM E 384 [7] (figura 3), con esto se asegura que la indentación sea uniforme en la superficie a evaluar.



Figura 3 Probeta de hueso cortical preparada para el ensayo de dureza.

Para los ensayos de torsión las probetas que se usaron tenían la forma como se muestra en la figura 2, para evaluar sus características mecánicas a torsión fue necesario considerar la tira completa de injerto óseo tal como será usada durante un implante.

### **Ensayo de microdureza**

En la norma ASTM E 384 [7], se incluyen los detalles para realizar pruebas de micro dureza Vickers. Este ensayo de micro dureza debe realizarse con

una punta de diamante de forma piramidal (figura 4); donde el indentador cumple con las características mencionadas en la norma, de acuerdo con las especificaciones para la prueba, en pruebas de microdureza es un indentador de diamante con geometría específica que se imprime en la superficie de la muestra de ensayo utilizando una fuerza aplicada conocida de 1 a 1000 gramos fuerza, la máquina usada en los ensayos fue un micro durómetro Dorlab. En la figura 5 se observa el indentador durante la prueba de dureza. Una vez que se realizó la prueba los resultados se leen de la siguiente manera, en la primera posición se coloca el valor de la micro microdureza medida con el micro durómetro, en la segunda posición el tipo de micro microdureza y en la tercera posición la fuerza aplicada en Newtons, ejemplo 125 HV 9.807N.

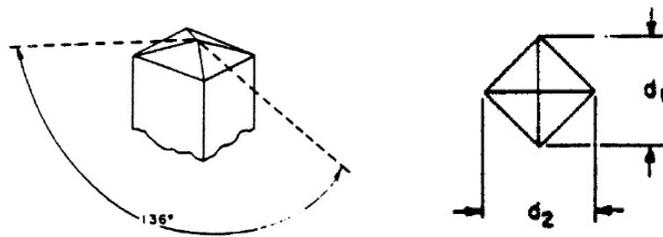


Figura 4 Características del indentador para pruebas de micro microdureza Vickers [7].

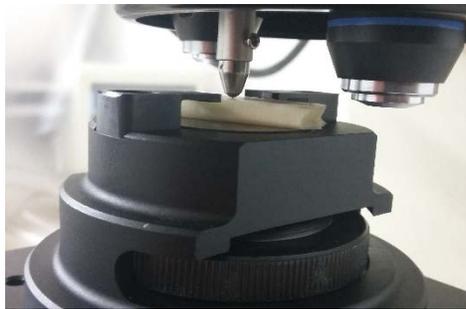


Figura 5 Probeta y micro durómetro durante un ensayo de microdureza.

## Ensayo de torsión

Los ensayos de torsión son realizados más frecuentemente en barras circulares donde se aplica un momento circular alrededor de un eje longitudinal, pero esto no significa que este ensayo no se pueda realizar en otros tipos de geometrías como

barras rectangulares, ya que el uso de los injertos de hueso liofilizado será por los cortes que resulten de un hueso normal que es la materia prima de donde se obtienen los injertos, y por lo tanto conocer las propiedades mecánicas a torsión para estas tiras es importante. El ensayo fue llevado a cabo en una máquina de torsión (figura 6a) donde se realizaron un total de tres pruebas en las probetas de hueso cortical. Las probetas tienen dimensiones promedio de 62.7mm de largo, 8.45mm de ancho y 2.4mm, de espesor, estas se sujetaron a las mordazas de la máquina de torsión mediante el uso de láminas de latón (figura 6b), en los extremos con la finalidad de no dañar la probeta durante la colocación de la muestra en la máquina y de esta forma obtener los resultados en la parte central de las probetas.



Figura 6a Máquina ensayos de torsión.



Figura 6b Probeta de hueso cortical.

Una vez preparada la probeta, se colocaron en las mordazas para medir el desplazamiento angular y el par torsional para cada una de las probetas gracias a la caratula de la máquina de torsión, en donde se observa el torque registrado y el desplazamiento angular para cada uno de los ensayos realizados, existe información donde se explica la forma de realizar ensayos en torsión debido a la escasa disponibilidad de normas para este tipo de ensayos, ya que normalmente esta normas se aplican a alambres, tornillos, etc., pero esto no implica que no se puedan llevar a cabo en barras rectangulares o elementos ya establecidos.

### 3. Resultados

Para el ensayo de micro dureza se realizaron tres pruebas, seleccionadas de diferentes injertos de hueso cortical. En la figura 7 se muestra una probeta indentada

en donde se observa la huella que dejó el indentador en la superficie de la probeta, se midieron las dos diagonales y se promediaron usando la ecuación 1 para micro dureza, dando como resultado una micro dureza de 51.3 HV 4.904 N.

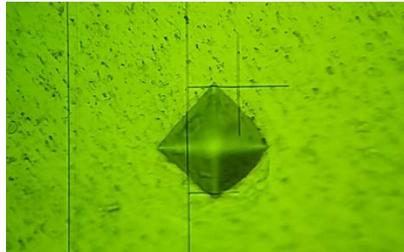


Figura 7 Superficie de la probeta después del ensayo.

$$HV = \frac{1854.4 * P * 9.81}{d^2} \quad (1)$$

En la figura 8 se muestra la gráfica de los resultados, del ensayo de torsión donde se realizaron tres pruebas obteniendo valores de 784.8, 637.6 y 981 N-mm, y promediando los resultados de cada una de las probetas 801.1 N-mm.

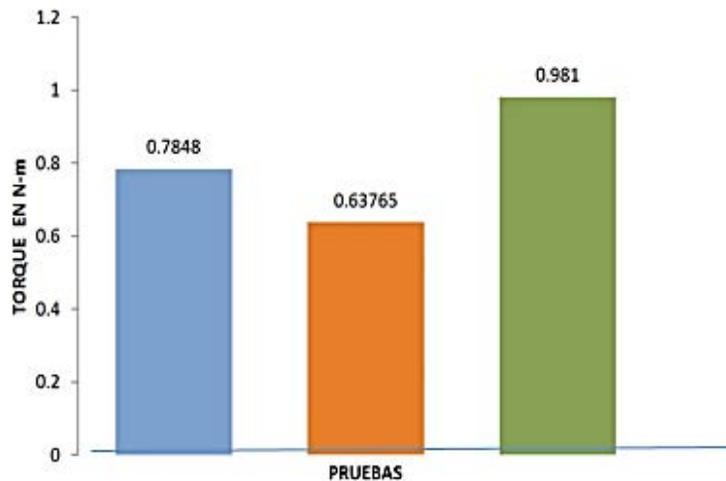


Figura 8 Resultados de los ensayos de torsión.

En figura 9 se muestra una probeta resultante del ensayo con las fracturas que se generaron.



Figura 9 Probeta ensayada bajo cargas de torsión.

Del ensayo de torsión podemos obtener el esfuerzo cortante máximo, que de acuerdo a las sollicitaciones del material fue el requerido para ocasionar las fracturas a 45° en el injerto óseo. Siguiendo la fórmula para elementos rectangulares bajo cargas de torsión tenemos ecuaciones 2.

$$\tau = \frac{3T}{Lc^2} \quad (2)$$

Dónde:  $\tau$  es el esfuerzo cortante,  $T$  el par registrado,  $L$  longitud de la línea mediana y  $c$  espesor de la pared delgada [8]. Considerando el ancho como la línea mediana tenemos que  $L = 8.45$  mm, el espesor de 2.4 mm y el torque 801.1N-mm. Y sustituyendo en la ecuación (2) tenemos un esfuerzo cortante de 49.38MPa.

#### 4. Discusión

De acuerdo con los ensayos realizados muestran un material frágil, debido a la liofilización del hueso. Sin embargo, se debe aclarar que este material no se realizaron procesos de desmineralización, por lo que contiene todos los componentes orgánicos minerales intactos, debido a esto y al comportamiento de las fibras en el hueso cortical el material en torsión presenta cortes a 45° mostrado en la figura 9, observadas en las probetas después de la prueba, debido a esto el material falla por tensión normal máxima a cortante. Comparando el esfuerzo cortante obtenido de 49.38 MPa con otro estudio de cortante puro, sobre el mismo material de 37.8 MPa [9], obtenemos una diferencia de 11.58 MPa de las diferentes pruebas. El ensayo de microdureza medido en este material de 51.3 HV aplicando una carga de 50 g, para comparar con otro estudio donde se realizaron pruebas de microdureza Vickers a huesos humanos secos con osteoartritis [10], aplicando la

misma carga de 50 g obtuvieron una microdureza de 35.4 HV. Estos ensayos tienen como objetivo determinar las características mecánicas del injerto óseo y obtener su comportamiento bajo estos tipos de cargas, así comparar su comportamiento con los huesos humanos y determinar si su función una vez dentro del organismo es similar al del sistema esquelético, ya que su aplicación principal será la de sustituir huesos para reparar las fracturas de este sistema.

## 5. Bibliografía y Referencias

- [1] Ozkaya N. and Nordin M.: *Fundamentals of Biomechanics*. Springer. New York, USA., 1999.
- [2] Keaveny, M., Morgan F., and YEH C.: *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, chapter 8: Bone Mechanics*. McGraw-Hill, 2004.
- [3] Nordin M. and Frankel V. *Biomechanics of bone. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System (pp. 26-58)*. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, Pennsylvania USA, 2001.
- [4] Joon P. and Lakes R. S., *Biomaterials: An Introduction. Composites as Biomaterials*. Springer. New York USA, 2007.
- [5] International ASM. *Mechanical Testing and Evaluation, VOLUME 8*. ASM, 2000.
- [6] Turner, C. H., Burr, D. B. *Basic Biomechanical Measurements of Bone: A Tutorial*. Pergamon Press, 1993.
- [7] ASTM E 384, *Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials*.
- [8] Budynas, R. G., Nisbett, J. K.: *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. McGraw-Hill, 2008.
- [9] Díaz León J. L., Lesso Arroyo R., Rodríguez Castro R., López Vázquez A.: *Mechanical characterization of bone allografts, enriched with mesenchymal cells*. Design & Nature and Ecodynamics, 2016.
- [10] Enrico, D. A., Caroline, O., Massimiliano, B., Marco, V.: *The effect of tissue condition and applied load on Vickers hardness of human trabecular bone*. Journal of biomechanics, 2007.