

Prototipo de hueso humano y propiedades mecánicas de un biomaterial a partir de ramas de guadua

Prototype of human bone and mechanical properties of a biomaterial from branches of bamboo

Nerly Deyanira Montañez Supelano^{1,2*}; Leidys Rosio Solares Navarro²

¹Grupo de Sistemas y Tecnologías Biomédicas. ²Semillero de Investigación en Biomateriales e Ingeniería de Tejidos (Biocell). Universidad Manuela Beltrán, Calle 33 N° 27-62 Bucaramanga Colombia.

*nerly.montanez@virtualumb.com

Fecha Recepción: 18 de agosto de 2013

Fecha Aceptación: 15 de octubre de 2013

Resumen

Este artículo tiene como objetivo principal describir el desarrollo de un prototipo de hueso humano (costilla cortical), a partir de tacuaras de guadua; género de plantas representativo de los bosques andinos de países iberoamericanos y asiáticos, y la evaluación de las propiedades mecánicas que este material cuenta para el desarrollo de un biomaterial. Se describe el tratamiento de la materia prima para el desarrollo del prototipo y las caracterizaciones de tipo mecánico a partir de pruebas de tracción, compresión y dureza. Este trabajo muestra las propiedades mecánicas estáticas de un biomaterial creado a partir de ramas de guadua y resina cobaltada, su comportamiento frente a diferentes cargas y su posible utilización para el diseño de prótesis. Los resultados mostraron que el material en estudio se puede catalogar como un material linealmente elástico, con una dureza de 17,2HV, que comparada con la dureza de un hueso real se considera como una dureza media, y con una deformación similar a la del hueso real seco de $2,75 \pm 0,72\%$. Adicionalmente, el material mostró un valor máximo de esfuerzo a la tracción de $11,98 \pm 2,57\text{MPa}$, el cual se encuentra dentro del rango de 8-50MPa, correspondiente a hueso real trabecular.

Palabras clave: *Biomateriales, propiedades mecánicas, materiales naturales, guadua.*

Abstract

The main objective of this paper is to describe the development of a prototype of human bone (cortical rib), tacuaras from bamboo; plant genus representative of Andean forests of Latin American and Asian countries, and the evaluation of the mechanical properties of this material for the development of a biomaterial. The treatment of the raw material for prototype development and mechanical characterizations from tensile, compression and hardness are shown here. This work shows the static mechanical properties of a biomaterial created from bamboo branches and cobalted resin, their response to different loads and their possible use for the design of prostheses. The results show that the material under test can be classified as linear elastic material, with a hardness of 17.2HV, which compared with an actual bone hardness is considered as a medium hardness and with a deformation similar to bone dry real $2.75 \pm 0.72\%$. Additionally, the material shown a maximum tensile stress of $11.98 \pm 2.57\text{MPa}$, which is between the range of 8-50MPa, corresponding to real trabecular bone.

Keywords: *Biomaterials, mechanical properties, natural materials, bamboo.*

Introducción

Algunos de los biomateriales utilizados para llevar a cabo implantes protésicos o injertos óseos causan una variedad de efectos secundarios ocasionados por la calidad del material empleado en la construcción de este tipo de implantes. Los materiales de uso actual son fabricados a partir de cerámicas, metales y diversos tipos de aleaciones artificiales, los cuales la mayoría generan reacciones en el organismo, el cual en muchos casos no asimila correctamente el cuerpo extraño implantado, generando infecciones, inflamaciones y diversidad de traumas.

En las últimas décadas ha existido la necesidad de búsqueda de nuevos materiales para el desarrollo de prótesis y material de reemplazo de partes óseas. El uso de materiales naturales ha sido cada vez mayor, debido a la constante búsqueda de propiedades fisicoquímicas que se pueden asemejar a las propiedades del hueso real humano.

En este trabajo se investigó un material catalogado en la literatura como el acero vegetal, la guadua, un material único, debido a las propiedades de flexibilidad, durabilidad, fácil manejo y accesibilidad [1]. Todas estas propiedades físicas, biológicas y mecánicas mencionadas hacen tentativo el uso de este material en el campo de los biomateriales para en un futuro utilizar la guadua como materia prima en el desarrollo de prótesis y reemplazos óseos. Sin embargo, estudios de compatibilidad de este material con células no ha sido estudiado, y no se encuentra amplia información de pruebas de

biocompatibilidad. Se han hecho estudios de tipo mecánico que evalúan la posibilidad de que este material sea usado como refuerzo en materiales compuestos [2] y para aplicaciones de tipo civil [3]. Con este estudio se busca caracterizar inicialmente la guadua desde el punto de vista mecánico, buscando contribuir en el estudio de nuevos materiales a partir de materias primas vegetales que puedan ser implementados en el diseño de dispositivos protésicos que cumplan con los requerimientos físicos y de bajo costo, para que de esta forma sean accesibles a la población que lo requiera.

Metodología

Se seleccionó un total de 5kg de tacuaras de guadua en estado de madurez (ramas secas de más de cuatro años de edad), obtenidos de la sede recreacional Cajasán Campoalegre, kilómetro 13 vía Piedecuesta, Santander. De la edad y el grado de lignificación (madurez) de la guadua, depende su resistencia física y su máxima dureza, que la adquiere entre los 4 y 6 años de edad [2,3].

Las tacuaras se sometieron a trituración y pulverización. Para la etapa de trituración se usó un molino de disco y cuchillas. El proceso de tamizaje para separación de las partículas secas se llevó a cabo de acuerdo a la norma ASTM D422 [4], en un sistema vibratorio RO-TAP, con malla #100, obteniendo partículas de 150µm. En la Figura 1 se muestra el primer procedimiento de pulverización y tamizado llevado a cabo al material de estudio.

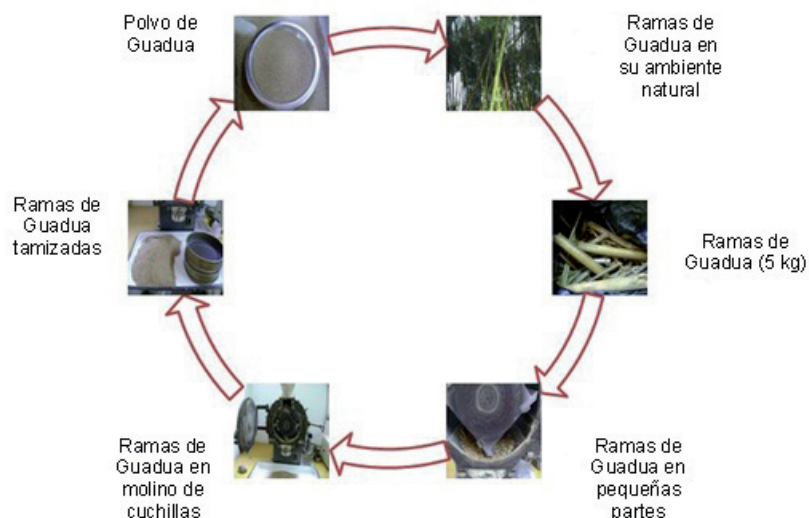


Figura 1. Primera fase de pulverización y tamizado de 5kg de guadua.

El prototipo de hueso escogido (costilla cortical) se realizó usando un negativo en venda de yeso antiadherente con un modelo de hueso real del laboratorio de Anatomía de la Universidad Manuela Beltrán (UMB). En la Figura 2 se muestra la costilla real. El negativo se dejó secar aproximadamente durante 12h, luego de transcurrido el tiempo, se llenó el negativo con el material pulverizado, preparado con resina cobaltada y catalizador met-peróxido (peróxido de metil etil cetona) al 30%v. Se usó 10ml de resina cobaltada y 10 gotas de catalizador por cada kg de material pulverizado.



Figura 2. Costilla real, laboratorio anatomía UMB.

Las cantidades de resina y catalizador se encontraron por medio de pruebas preliminares que se llevaron a cabo modificando la proporción

de resina cobaltada de 5, 10 y 15ml y catalizador con 10 y 20 gotas, combinando las cantidades en un total de 6 pruebas. La mejor consistencia de material fue con 10ml de resina y 10 gotas de catalizador. A 2h del llenado se retiró el prototipo y se dejó secar a temperatura ambiente durante 12h.

Se llevó a cabo el ensayo de dureza Vickers de acuerdo a la norma ASTM E92 [3] en un durómetro Vickers con un indentador de diamante y carga variante entre 1 y 120kgf.

Las pruebas de tracción y compresión se llevaron a cabo en una máquina de ensayos universal del Laboratorio de Caracterización de Materiales de la Universidad Santo Tomás de Bucaramanga. La velocidad de carga para ambos ensayos fue de 0,05mm/min.

Se elaboraron las probetas para los ensayos de tracción y compresión de acuerdo a la norma ASTM E8 y E9 [5, 6] sobre moldes de acetato con las medidas requeridas.

En la Figura 3, se muestran los moldes y el llenado de los mismos. Se usó Met-Peróxido como catalizador, el cual garantiza un fraguado mucho más rápido, después de aproximadamente 20m se desmoldaron las probetas y se dejaron secar durante un día; se pasaron por una pulidora vertical para asegurar la obtención de una superficie totalmente uniforme. De esta manera se garantiza una mejor calidad de las probetas para las pruebas mecánicas estáticas.

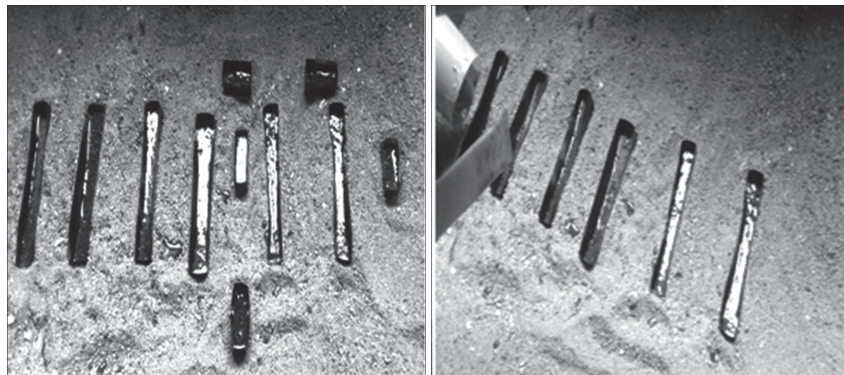


Figura 3. Moldes de acetato.

En las Figuras 4 y 5 se muestra el producto de la mezcla de la resina cobaltada con las ramas de guadua y las probetas terminadas que se sometieron a los diferentes ensayos mecánicos. La guadua se encuentra conformada por una fibra única, que en su estructura interna posee capas gruesas y delgadas con diferente orientación, conocidas como fibras internas, intermedias y

exteriores con una resistencia a la tensión de 708, 706 y 578MPa, respectivamente [2], y con una resistencia promedio a la tensión de 610MPa, rodeada por una matriz con una resistencia a la tensión de 50MPa [3]. Con el proceso trituración y pulverización, se busca que la resistencia a la tensión o tracción sea un promedio entre la tensión soportada por la fibra y la soportada por la matriz.

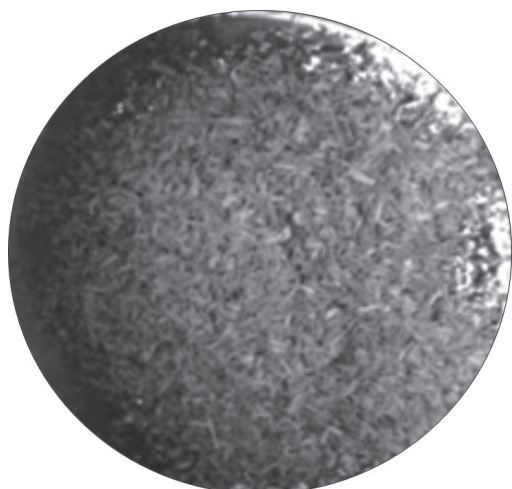


Figura 4. Resina cobaltada con ramas de guadua trituradas y tamizadas.

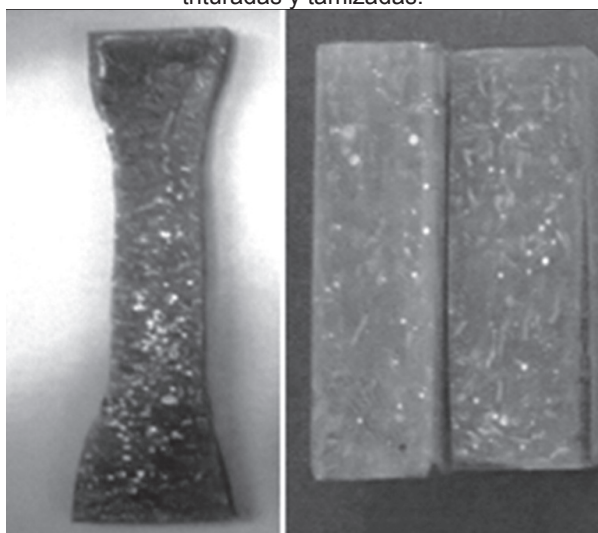


Figura 5. Probetas expuestas a ensayos mecánicos.

Resultados y Discusión

Se llevó a cabo el ensayo de tracción, compresión y dureza a las muestras de la Figura 5. En la Tabla 1 se muestra la comparación de los resultados obtenidos con ramas de guadua frente a los obtenidos con hueso real trabecular y cortical de varios autores [7-12].

Los resultados obtenidos de las probetas expuestas a los ensayos mecánicos sugieren que el prototipo de ramas de guadua tiene un máximo esfuerzo a la tracción más cercano al de hueso trabecular que cortical, así como el módulo elástico de compresión y tensión. El valor

de deformación total para el prototipo en estudio se encuentra dentro del rango encontrado por otros autores [7-9] relativos a hueso trabecular. Con los valores obtenidos de máxima carga a la tracción, deformación, dureza y módulo elástico, se evidencia que el material tiene un comportamiento frágil, susceptible a la fuerza aplicada de tensión pero con una ductilidad mayor a la del hueso real cortical.

En las Tablas 2 a 4, se muestran los diferentes resultados obtenidos en las pruebas mecánicas de compresión, tracción y dureza, respectivamente, evidenciando los resultados de las diferentes probetas expuestas a diferente carga aplicada.

En las Figuras 6 y 7 se muestran las probetas al final de los ensayos de tracción, compresión y dureza respectivamente.

Las propiedades mecánicas difieren en dos tipos de hueso, el hueso trabecular y el hueso cortical. Estas diferencias se deben básicamente a la densidad y porosidad de cada estructura del hueso. El hueso trabecular tiene una alta porosidad que le permite tener una alta deformación con respecto al hueso cortical pero menor capacidad a la tracción [7]. La muestra de guadua pulverizada y resina cobaltada tiene un valor bajo de esfuerzo máximo a la tracción, sin embargo presenta un alto valor de deformación, comportamiento que se asemeja al del hueso trabecular, observando la Tabla 2.

El máximo esfuerzo de tracción para una costilla humana presenta un valor de $124,3 \pm 35,4$ MPa, el prototipo de hueso diseñado a partir de ramas de guadua mostró un valor promedio de $11,98 \pm 2,57$ MPa; comparando estos dos resultados se obtiene una diferencia significativa alta, sin embargo si se observan los valores correspondientes a hueso trabecular, el valor obtenido para el prototipo de ramas de guadua se encuentra dentro del rango 8-50MPa.

En cuanto al porcentaje de deformación total, los resultados muestran que una costilla humana tiene un índice de deformación de $2,68 \pm 1,4\%$ y el prototipo estudiado $2,75 \pm 0,72\%$, lo cual indica que esta propiedad contribuye a que el biomaterial tenga mayor deformación con relación a la carga aplicada y el área de la muestra; pero menor dureza debido a la pulverización de la fibra y matriz que lo componen y al proceso que se sometió con la agregación de la resina cobaltada.

Tabla 1. Resultados de ensayos mecánicos y comparación con hueso real.

Propiedad Mecánica	Costilla	Hueso real trabecular; cortical	Prototipo de Ramas de Guadua
Máx. Esfuerzo a Tracción (MPa)	124,3± 35,4	8-50; 100-150	11,98±2,57
Deformación Total (%)	2,68± 1,4	2-4%; 1-3	2,75±0,72
Dureza Vickers(HV)	30,57	---	17,2
Módulo Elástico	13900± 3700	40; 10000-15000	Tracción: 496,35± 145,96

Tabla 2. Datos ensayo de compresión.

Datos	Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Promedio	Desv. Estándar
Área (mm ²)	314,08	177,10	349,03	280,07	90,87
Carga (N)	3375,0	4706,3	5340,6	4473,9	1003,2
Max. carga (N)	11478,10	12412,50	12962,50	12284,37	750,45
Max. esfuerzo (MPa)	36,55	70,09	37,14	47,92	19,20
Max. deformación (%)	19,69	18,06	7,69	15,15	6,50
M. elástico (N/mm ²)	560,10	1440,30	790,74	930,38	456,41

Tabla 3. Datos ensayo de tracción.

Datos	Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Promedio	Desv. Estándar
Área (mm ²)	55,63	65,25	48,00	56,29	8,64
Carga (N)	456,25	546,88	312,50	438,54	118,19
Max. carga (N)	578,12	975,00	509,38	687,50	251,35
Max. esfuerzo (MPa)	10,39	14,94	10,61	11,98	2,57
Max. deformación (%)	1,96	2,92	3,36	2,75	0,72
M. elástico (N/mm ²)	634,25	511,32	343,49	496,35	145,96

Tabla 4. Datos ensayo de dureza de Vickers: Tiempo de indentación 10s.

Datos	Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4
Espesor (mm)	0,5	0,5	0,5	0,5
Anchura (mm)	20	20	20	20
Longitud (mm)	50	50	50	50
Carga (kgf)	0,5	0,5	0,5	0,5
Dureza Vickers (HV)	16,6	17,7	17,2	17,3



Figura 6. Probetas después de los ensayos de a) Tracción, b) Compresión.

Con respecto al porcentaje de deformación para cada probeta (Tabla 3) se observa que la relación área-carga aplicada es uno de los factores que afecta el valor de deformación total, ya que a menor carga aplicada con un área de probeta menor, se encuentra el valor máximo para porcentaje de deformación.

Ahora, comparando el porcentaje de deformación en los ensayos de compresión y tracción (Tablas 2 y 3), se presenta una mayor deformación para las probetas ensayadas en compresión, resultado que va en concordancia con los mostrados en hueso cortical humano por Hansen *et al.*, en donde concluyen de acuerdo a ensayos de compresión y tracción, que el hueso humano tiene mayor capacidad de contraer que de ceder [13].

La dureza (Tabla 4) se trabajó en escala de Vickers y los resultados obtenidos experimentalmente con el biomaterial utilizado muestran una dureza de 17,2HV, que comparada con la de una costilla humana, es casi la mitad. Esto se atribuye probablemente a la adición de la resina cobaltada y el peróxido de metil etil cetona, para formar las probetas, lo que hace que disminuya la dureza de la muestra.



Figura 7. Probetas después del ensayo de dureza.

En la Figura 8 se muestra el resultado del ensayo de compresión para la probeta 1, en donde la variable fue la carga y el área transversal de la muestra; este ensayo se realizó para determinar la resistencia del material a la deformación ante el esfuerzo de compresión realizado por la máquina universal.

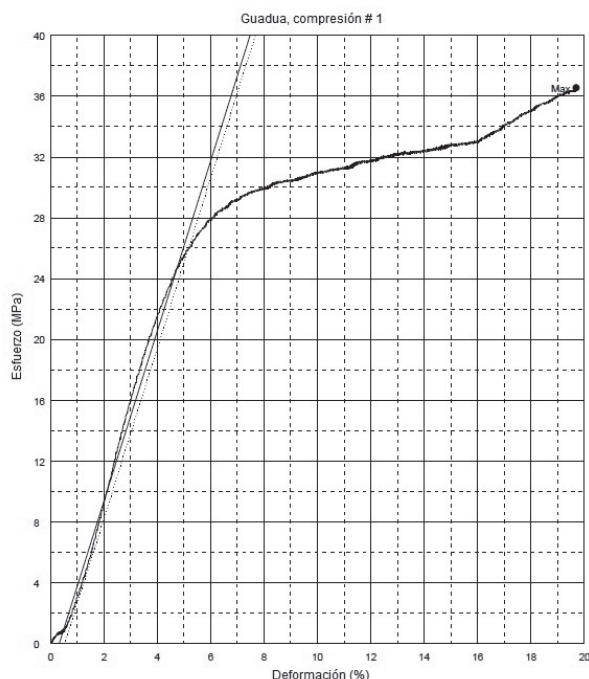


Figura 8. Prueba de Compresión.

A un punto de esfuerzo de 25MPa, se presenta el punto de fluencia, lo que indica que el material presenta una fluencia considerable sin que aumente la carga debido a la composición química y biológica de la guadua. Este material se puede catalogar como linealmente elástico.

La curva tiende a aplanarse lo que conlleva a un incremento en el esfuerzo. El material mostró una mayor porción de la curva elástica que plástica, lo que sugiere que en la zona plástica, el cambio en el esfuerzo es menor, y por consiguiente la estructura de la guadua no tiene una capacidad alta de deformación en compresión. Este mismo comportamiento se mostró para las otras dos cargas probadas en las probetas 2 y 3. Se encuentra un esfuerzo máximo real que el material puede soportar, el cual es de 36,55MPa a una carga aplicada de 3375N con una carga máxima de 11478,10N.

Las probetas 1 y 3, tienen áreas de 314,08 y de 349,03mm², respectivamente. Para una diferencia de carga de 1965,63N, el esfuerzo y el esfuerzo máximo tienen unas desviaciones estándar de 3,22 y 0,42, respectivamente, lo cual indica que la prueba de compresión se llevó a cabo en forma estándar. A la probeta 2 se le realizó la prueba de compresión a un área menor de 177,1mm², dando como resultado un esfuerzo mayor, lo cual está en concordancia con los datos anteriores ya que a una carga alta y a un área menor, el esfuerzo será mayor.

Según el ensayo de tracción y la figura mostrada (Figura 9), la probeta 2 de guadua presenta un comportamiento que tiende más a un material frágil, que a un material dúctil.

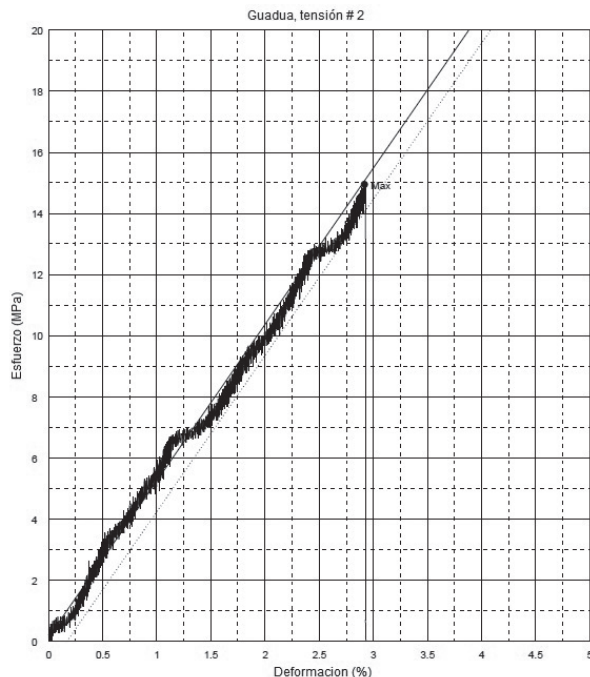


Figura 9. Prueba de Tracción.

Esto se debe principalmente a que la estructura de la guadua no permite deformación mayor. No hubo encuellamiento de las muestras al momento de la prueba, medida que indica la poca ductilidad del material.

Si se compara la propiedad de ductilidad de un hueso real con el del material estudiado, se encuentra que la ductilidad del hueso es alta, debido a la disposición especial de las fibras de colágeno y de los cristales de hidroxiapatita alrededor y en el mismo [14]. Debido a esto y que el material ensayado no contiene otros materiales como proteínas y otro tipo de cerámico es que se presenta la diferencia. Sin embargo, la guadua como material soporte con otros materiales posiblemente mejore esta propiedad. Adicionalmente la superficie de la muestra contiene cierta morfología similar a la del hueso, de tipo poroso, lo que permite pensar en este material para diseño de superficies que permitan la introducción en los poros de otros materiales como hidroxiapatitas sintéticas o fosfatos tricálcicos para que las respuestas del tejido circundante a la inserción de una prótesis o implante ortopédico sea favorable, ya que esta respuesta se encuentra determinada por la topografía del material además de la estimulación mecánica a la cual está sometido el material [15].

Conclusiones

Este trabajo de investigación permitió determinar que el biomaterial realizado a partir de ramas de guadua trituradas y pulverizadas, resina cobaltada y met-peróxido cumple solamente con la propiedad mecánica de porcentaje de deformación comparado con el expuesto por costilla humana. En cuanto al comportamiento general de la muestra obtenida de guadua, el material tuvo un comportamiento más frágil pero con cierta deformación similar a la de un hueso real, debido a los componentes de la guadua, la fibra y la matriz. Para las demás propiedades mecánicas en estudio, dureza, máximo esfuerzo de tracción y módulo elástico, el prototipo de guadua se aproximó a los valores de dureza, tracción y módulo elástico de hueso trabecular, lo que conlleva a pensar en este material como soporte de otros materiales como materiales cerámicos, que le confieren valores más altos en las propiedades mecánicas anteriormente mencionadas para cumplir satisfactoriamente con un material pensado para prótesis ortopédicas.

Referencias

- [1] De Navas Elvira. Aplicaciones estructurales de la Guadua (*Guadua angustifolia Kunth*). Proyecto de estructura modular multifuncional en Colombia, (tesis doctoral). Madrid, España: Universidad Politécnica de España; 2011.
- [2] Moreno L, Osorio L, Trujillo E. Estudio de las propiedades mecánicas de haces de fibra de Guadua angustifolia. *Ingeniería & Desarrollo*. 2006;20:1-9.
- [3] Osorio J, Espinosa A, García, E. Evaluación de las propiedades mecánicas de la estructura interna de la guadua con un modelo matemático. *Dyna*. 2009;160:169-78.
- [4] ASTM Standars Worldwide. ASTM D422-63 (2007). Standard test method for particle-size analysis of solids. Disponible en: <http://www.astm.org/Standards/D422.htm>. Acceso el 12 de noviembre de 2012.
- [5] Hufnagel W. Manual Del Aluminio. Vol. 2. España: Editorial Reverté S.A.; 2004.
- [6] Urrutia M, Bustillo C, Salinas J. Normas ASTM para pruebas mecánicas. Facultad de Ingenierías, Laboratorio de mecánica de materiales, Universidad Nacional Autónoma de Honduras. Disponible en: <https://sites.google.com/site/labmecanicadematerialesunah/noticias/normasastmparapruebasmecanicas>. Acceso el 12 de noviembre de 2012.
- [7] Nordin Margareta. Frankel Victor H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3 ed. Estados Unidos: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- [8] Subit D, Del Pozo E, Velasquez J, Arregui C, Crandall J. Tensile material properties of human rib cortical bone under quasi-static and dynamic failure loading and influence of the bone microstructure on failure characteristics. *Physics.bio-ph*. 2013;1-22. Article in press.
- [9] Li Z, Kindig M. Subit D. Kent R. Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction. *Med Eng Phys*. 2010;32(9):998-1008.
- [10] Li Z, Kindig M. Subit D. Kent R, Kerrigan J, Untaroiu C, Crandall J. Rib fractures under anterior-posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study. *Journal of Biomechanics*. 2010;43:228-34.
- [11] Yamada H, Evans F. Strength of biological materials. Estados Unidos: Lippincott. Williams & Wilkins; 1970.
- [12] Vezin P, Berthet F. Structural characterization of human rib cage behavior under dynamic loading. *Stapp car crash Journal*. 2009;53:93-125.
- [13] Hansen U, Zioupos P, Simpson R, Currey J, Hynd D. The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone. *J Biomech Eng*. 2008;130:1-8.
- [14] Wright T, Hayes W. Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: effects of strain rate, microstructure and density. *Med. Biol. Eng*. 1976;14:671-80.
- [15] Cuadrado T. Biomateriales y dispositivos biomédicos: Hacia la sofisticación y el reúso (sitio en internet). Instituto de Investigación en Ciencia y Tecnología de Materiales, Facultad de Ingenierías, Universidad Nacional del Mar de Plata. Disponible en: <http://www.hpc.org.ar/images/revista/169-v3p86.pdf>. Acceso el 12 de noviembre de 2012.