

Consideraciones en la definición del modelo específico al paciente de la tibia

Considerations about the definition of a patient specific model of the tibia

DrC. Raide Alfonso González Carbonell,^I Dr. Armando Ortiz Prado,^{II} Dr. Victor Hugo Jacobo Armendáriz,^{II} MSc. Yosbel Angel Cisneros Hidalgo,^I Dr. Lázaro Morales Acosta^{II}

^I Facultad de Electromecánica, Universidad de Camagüey "Ignacio Agramonte Loynaz". Camagüey, Cuba.

^{II} Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM). DF, México.

RESUMEN

Introducción: los análisis por elementos finitos se usan para entender y predecir los procesos biológicos. En la biomecánica ortopédica, los modelos específicos al paciente se generan a partir de Tomografía Computarizada y empleados en la toma de decisiones médicas. Algunos procesos correctivos ortopédicos pueden simularse a través, de los análisis por elementos finitos. Para obtener modelos biomecánicos confiables, es muy recomendable reducir los errores en la definición del modelo en la etapa de pre-procesamiento del análisis por elementos finitos.

Objetivo: analizar la influencia de la densidad del mallado y las propiedades mecánicas durante la definición del modelo específico al paciente en los resultados del análisis por elementos finitos.

Métodos: se empleó el Método de Elementos Finitos en la simulación de la tibia a compresión. La geometría de la tibia del paciente se generó a partir de Tomografía Computarizada. Se emplearon mallas con tamaño de elementos no uniforme y uniforme. Al modelo se le aplicaron propiedades mecánicas homogéneas y no homogéneas.

Resultados: los elementos de bajo orden convergen a la solución, las tensiones para las mallas con estos elementos son inferiores a las correspondientes las mallas con elementos de tamaño uniforme y de alto orden. Por otra parte, las propiedades mecánicas no homogéneas reducen la diferencia en el cálculo de las tensiones.

Conclusiones: para obtener modelos específicos al paciente confiables se recomienda, generar la geometría del hueso con superficies suavizadas, controlar la calidad de la malla superficial, usar propiedades mecánicas no homogéneas, y utilizar la malla generada directamente en Abaqus con elementos de bajo orden y tamaño no uniforme.

Palabras clave: modelo específico al paciente, elementos finitos, densidad de la malla, biomecánica ortopédica.

ABSTRACT

Introduction: finite element analysis is used to understand and predict biological processes. In orthopedic biomechanics patient specific models are generated by computed tomography and used for medical decision making. Some corrective orthopedic processes may be simulated by means of finite element analysis. In order to obtain reliable biomechanical models it is highly advisable to reduce the number of errors in the definition of the model during pre-processing of the finite element analysis.

Objective: analyze the influence of mesh density and mechanical properties on the results obtained by finite element analysis during the stage of definition of the patient specific model.

Methods: the finite element method was used to simulate tibial compression. The geometry of the patient's tibia was generated by computed tomography. Meshes were used with non-uniform and uniform element sizes. Homogeneous and non-homogeneous mechanical properties were applied to the model.

Results: low-order elements converge to the solution. Tensions for meshes with these elements are lower than those for meshes with uniform size and high-order elements. On the other hand, non-homogeneous mechanical properties reduce the difference in the estimation of tensions.

Conclusions: to obtain reliable patient specific models it is recommended to generate the bone geometry with softened surfaces, control the quality of the surface mesh, use non-homogeneous mechanical properties, and use the mesh generated directly on Abaqus with low-order elements and non-uniform size.

Key words: patient specific model, finite elements, mesh density, orthopedic biomechanics.

INTRODUCCIÓN

La torsión tibial es una de las deformaciones rotacionales de los miembros inferiores más comunes en niños.¹ Se define como la desviación rotacional de la tibia en su eje longitudinal, que ocasiona cambios en la alineación de los planos de las articulaciones distal y proximal. El tratamiento varía desde la aplicación de ejercicios de manipulación hasta el empleo de dispositivos ortopédicos.² Existen criterios divididos entre especialistas de ortopedia infantil respecto al tratamiento de la torsión tibial, ya que plantean que la deformación se corrige espontánea durante el crecimiento. Si

después de los 9 años persiste la torsión tibial anormal y existe incapacidad funcional, se indica la corrección quirúrgica.³

El estudio del comportamiento mecánico del hueso se basa en determinar sus propiedades mecánicas, parte de la estructura interna, la densidad, el grado de mineralización y analizar la respuesta estructural del hueso ante las cargas mecánicas a partir del análisis de esfuerzos y deformaciones (biomecánica).^{4,5} También se determina la influencia que tienen las cargas en la estructura interna y densidad como variables para analizar la actividad remodelación, fija como referencia un estímulo mecánico (mecanobiología).^{6,7}

El Método de Elementos Finitos (MEF) constituye la herramienta por excelencia, empleada en la modelación del comportamiento del hueso, sometido a la acción de cargas mecánicas, ya sea desde la biomecánica o la mecanobiología. Los análisis que se realizan con el MEF parten de la simplificación del objeto real y simplificado, y se denomina modelo. La geometría del modelo se obtiene de imágenes provenientes de Tomografía Computarizada.⁸

El MEF aproxima la forma geométrica del modelo mediante la división del sólido continuo en elementos. Este proceso se denomina discretización o mallado del continuo. Los elementos se unen a través de los nodos y conforman la malla. Es un método numérico y por tanto su solución es aproximada. La magnitud del error dependerá de la correcta definición del modelo y de la calidad de la malla. El presente trabajo tiene como objetivo analizar la influencia de la densidad del mallado y las propiedades mecánicas durante la definición del modelo específico al paciente en los resultados del análisis por elementos finitos (AEF).

MÉTODOS

Para la reconstrucción geométrica en 3D se emplearon las imágenes en formato DICOM provenientes de Tomografías Computarizadas del escáner GE *LightSpeed VCT* (120kV/89,40mAs, tamaño del pixel 0,773 mm, 512x512, espesor del corte 5 mm), instalado en el Instituto Nacional de Rehabilitación de México.

Se emplearon los softwares: MIMICS (Materialise, Leuven, Belgium) para el procesamiento de las imágenes médicas, generar la geometría y asignar las propiedades mecánicas al cuerpo. El Abaqus (SIMULIA, Dassault Systems, RI, USA) y el Hypermesh (Altair, HyperWorks, MI, USA) para generar y analizar el modelo por el MEF.

Modelo geométrico específico al paciente

La geometría se generó a partir de cortes realizados al hueso, mediante Tomografía Computarizada (Fig. 1). Se manipularon las imágenes médicas en formato DICOM. En el MIMIC se segmentaron las imágenes a partir de la escala de grises y se delimitó la región de interés. El software convierte la escala de grises de las imágenes y las Unidades Hounsfield. (HU) y crea una máscara delimitada por las HU, de manera que separa el tejido óseo del resto de la imagen. (Fig. 1b). Se editó manual, las máscaras para eliminar imperfecciones y evitar futuros errores en el mallado y en el posterior análisis por MEF. Por último se generó el sólido en 3D y se realizó el suavizado de las irregularidades geométricas producto de las imperfecciones del segmentado. El suavizado previene la generación de la malla superficial con triángulos de pobre calidad. (Fig. 1c)

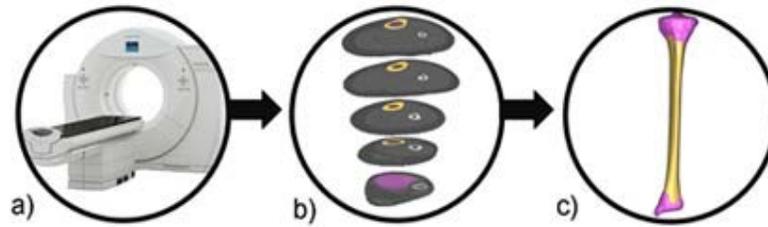


Fig. 1. Proceso de obtención del sólido de la tibia a partir de las imágenes médicas. **a)** Adquisición de los datos en el tomógrafo. **b)** Delimitación de la región de interés para separar el tejido óseo del resto de la imagen. **c)** Generación del sólido en 3D con suavizado de las irregularidades geométricas.

Propiedades mecánicas del hueso (modelo de material)

Las propiedades mecánicas se asignaron al modelo, se tomó como base los valores reportados en la literatura, donde todo el volumen del cuerpo se considera como homogéneo con densidad de 1,92 g/cm³, módulo de elasticidad de 16 GPa y coeficiente de Poisson de 0,3.⁹ En un segundo estudio se empleó el MIMIC para asignar propiedades mecánicas en función de la densidad, de manera que el cuerpo tiene propiedades mecánicas no homogéneas.¹⁰

Para asignar las propiedades mecánicas del hueso en función de su densidad se establecieron 10 niveles, cada uno con propiedades distintas. Las propiedades de estos niveles se calcularon a partir de las fórmulas que relacionan las HU y la densidad (fórmula 1),^{11,12} y la densidad y el Módulo de Young (fórmula 2).¹³ Para determinar los coeficientes de correlación lineal de la fórmula 1 fueron usados como límites de densidad para el tejido cortical y trabecular de 0,05 a 1,92 g/cm³, y para las HU de 156 a 1799. Se aplicó un coeficiente de *Poisson* constante de 0,3 en los 10 niveles.

$$\rho = 0,00108 \cdot HU + 0,02901$$

$$E = 6,950 \cdot \rho_{app}^{1,49}$$

Modelo de cargas

La tibia en sus extremos se encuentra unida a la articulación de la rodilla en la epífisis proximal y al tobillo en la epífisis distal. Se plantea que la marcha está dividida en dos etapas, apoyo y balanceo, para un 60 % y 40 % del total del ciclo al respecto.¹⁴ Al caminar se producen cargas dinámicas que afectan el valor del peso estático. *Schwartz y colaboradores*¹⁵ estudiaron la marcha en niños, al variar la velocidad de traslación, se obtuvo que de las distintas fases del ciclo de marcha, es en el apoyo con extensión completa de rodilla donde se encuentran los mayores valores de fuerza sobre la pierna. Se estima que la fuerza puede ser 3 veces el peso corporal, comparado con 0,5 veces del peso, cuando la persona está de pie, estática sobre sus dos piernas.

El análisis se realiza en niños de edades entre 3 y 9 años. La masa promedio de los niños de 3 años es 12,5 kg, y la de los niños de 9 años es 40 kg.^{16,17} El autor estima que para considerar el efecto dinámico de la marcha, se emplea un coeficiente dinámico de valor 3. El modelo de cargas y condiciones de contorno está definido por una fuerza longitudinal de 500 N aplicada en la epífisis distal, y las condiciones de borde se aplican en la epífisis proximal como un empotramiento. (Fig. 2)



Fig. 2. Modelo de cargas aplicado a la tibia en 3D. Se define mediante una fuerza longitudinal de 500 N aplicada en la epífisis distal y las condiciones de borde se aplican en la epífisis proximal como un empotramiento.

RESULTADOS

Generación de la malla superficial de la geometría de la tibia en 3D

Como la geometría del hueso es muy compleja, se emplearon algoritmos para el mallado automático del continuo, con elementos tetraédricos de triangulación *Delaunay*.¹⁸ Se obtuvo una malla superficial de elementos triangulares con tamaño de elementos en el rango de 2 a 5 mm.^{19,20} La malla superficial generada, contiene 8344 elementos triangulares con un factor de forma promedio de 0,76; una relación de aspecto promedio de 1,65 y una relación de aspecto máxima de 3,29.

En la primera variante se partió de la malla superficial y se utilizó el Software de elementos finitos Abaqus para generar la malla volumétrica. Esta variante tiene como inconveniente que no se puede controlar la densidad de la malla, la calidad del mallado depende de la calidad de la malla superficial y el tamaño de elementos no es uniforme.

En la segunda variante se partió igualmente de la malla superficial y se utilizó el Software de elementos finitos HyperMesh para generar la malla volumétrica. Se generaron 12 mallas controlando el tamaño (4,5; 4,0; 3,5; 3,0; 2,5 y 2,0 mm). En todos los casos se establecieron criterios de control de la calidad del mallado donde todos los elementos tuvieron una relación de aspecto inferior a 5.

Simulación del modelo con propiedades mecánicas homogéneas

Los esfuerzos obtenidos en las mallas de elementos C3D10 fueron superiores a los de las mallas con elementos C3D4. (Fig. 3) Los elementos de bajo orden C3D4 tuvieron un mejor comportamiento en cuanto a la convergencia de la solución que los elementos C3D10.

Los esfuerzos obtenidos para las mallas con elementos C3D4 estuvieron entre 8,617 y 9,775 N/mm². En la figura 3 se muestra la sensibilidad de los esfuerzos a la variación del tamaño de elementos C3D4. Se observa que en la malla con 50890 elementos y 2,5 mm de tamaño de elemento, el esfuerzo equivalente máximo es de 9,630 MPa. Al reducir el tamaño de elemento por debajo de 2,5 mm (o incrementar la cantidad de elementos) la diferencia porcentual entre dos corridas sucesivas es inferior al 5 %.

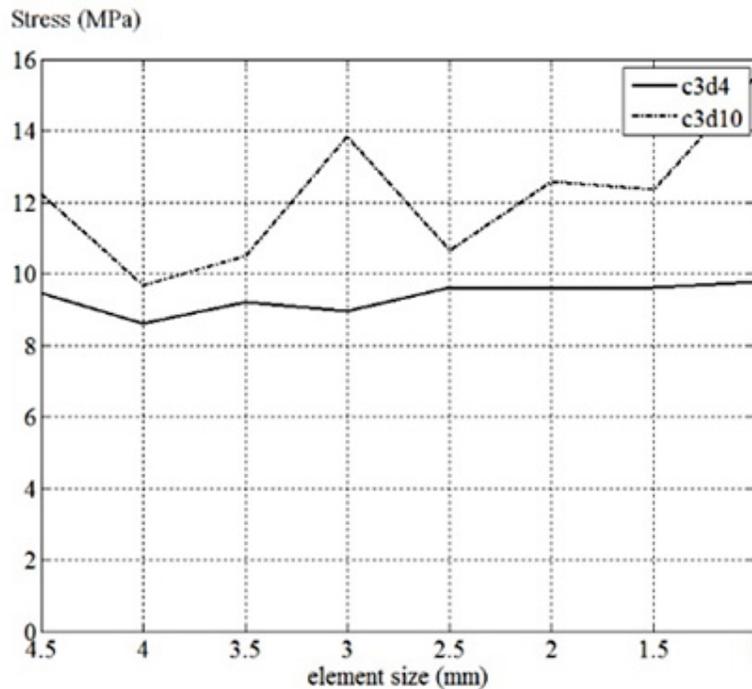


Fig. 3. Sensibilidad de los esfuerzos a la variación del tamaño de elementos C3D4 y C3D10.

Por otra parte, los esfuerzos obtenidos en análisis, usando mallas con elementos de alto orden C3D10 fueron superiores a los obtenidos con C3D4 y estuvieron entre 10,51 y 15,55 N/mm². No se observó convergencia hacia la solución con el incremento del número de elementos.

Independiente del valor del esfuerzo y de las características de la malla empleada en los análisis, los esfuerzos equivalentes máximos se ubicaron en la zona de la diáfisis de la tibia (Fig. 4).

Simulación del modelo con propiedades mecánicas no homogéneas

Los resultados se correspondieron en cuanto a la ubicación de los máximos, para propiedades mecánicas homogéneas. El esfuerzo para la malla con elementos C3D4 de 2,5 mm fue de 13,04 MPa y para la malla no-estructurada de 13,81 MPa, para una diferencia entre ambos resultados de 4,82 %, la diferencia porcentual entre dos corridas sucesivas es inferior al 5 % (Fig. 5).

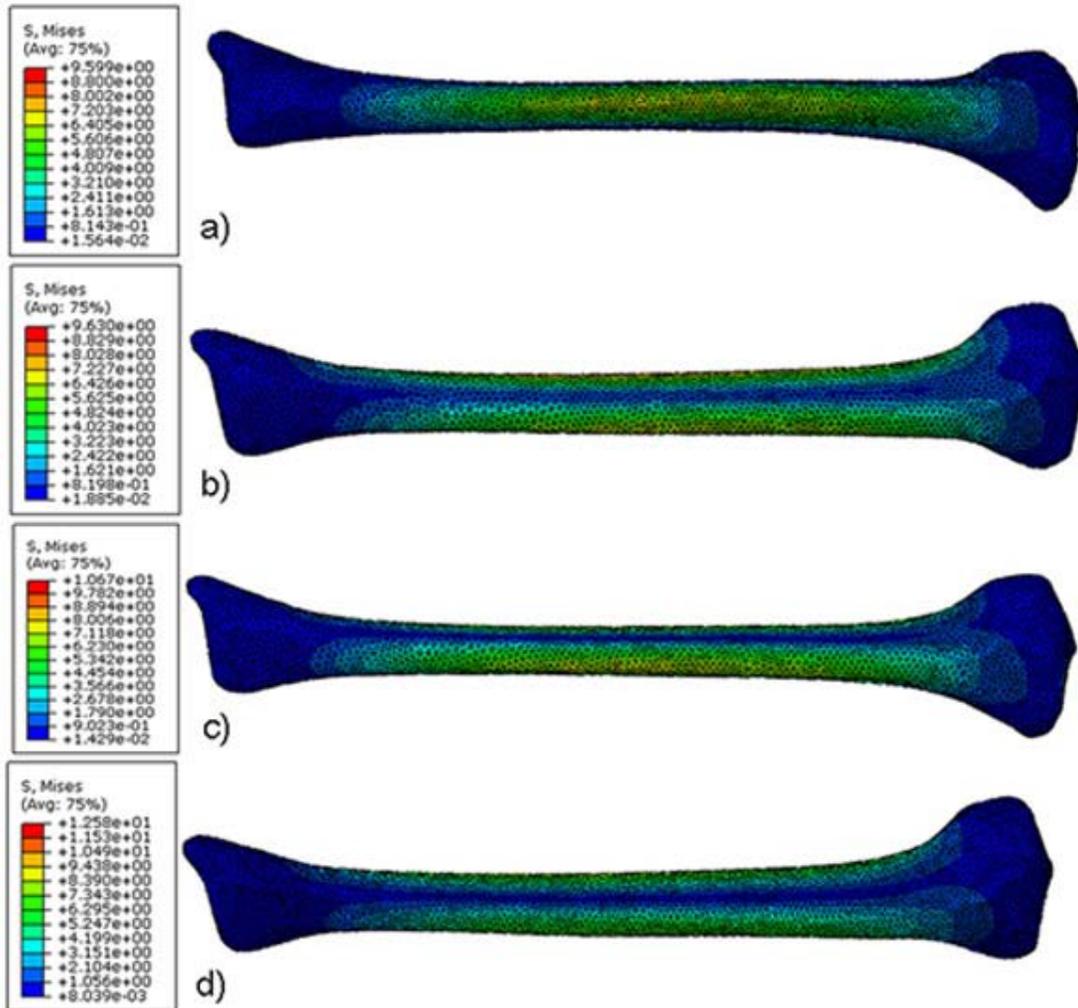


Fig. 4. Distribución de los esfuerzos en la tibia para diferentes tipos y tamaños de elementos. En la diáfisis es donde se encuentra los mayores esfuerzos. **a)** Malla C3D4 de 2,0mm. **b)** Malla C3D4 de 2,5 mm. **c)** Malla C3D10 de 2,5 mm. **d)** Malla C3D10 de 2,0 mm.



Fig. 5. Distribución de los esfuerzos en la tibia para propiedades mecánicas no homogéneas del modelo. a) C3D4 de 2,5 mm. b) C3D4 malla no estructurada.

DISCUSIÓN

En el presente trabajo se analizó la influencia que tiene el tamaño y tipo de elementos del modelo, así como la definición de las propiedades mecánicas sobre los resultados de los esfuerzos.

Se realiza análisis sucesivos, se emplea los elementos tetraédricos de 4 nodos C3D4 y de 10 nodos C3D10. Se consideró que la tibia está sometida a una fuerza de compresión de 500 N y se definieron propiedades mecánicas constantes en toda la geometría. Para cada corrida se registraron los resultados de esfuerzos.

El esfuerzo obtenido para la malla generada con una cantidad de elementos C3D4 de 57792 y tamaño de elementos no uniforme de 2 a 5 mm, es de 8,874 N/mm². Este valor se encuentra dentro del rango de bríos adquiridos, se usa las mallas generadas con elementos uniformes (de 8,617 a 9,775 N/mm²). Sin embargo, a pesar de tener una cantidad de elementos superior a 50000, tiene una desviación porcentual respecto a la malla de 2,5 mm de tamaño de elemento de 7,85 %.

El hecho de que los esfuerzos para elementos C3D10 fueron superiores a los obtenidos con elementos, se debe a que los elementos de orden superior son menos rígidos que los de bajo orden. Este resultado se corresponde con el reportado por *Bright*.²⁰

El esfuerzo logrado para la malla con 57792 elementos C3D10 y tamaño de elementos no uniforme de 2 a 5 mm, es de 14,02 N/mm². Este valor se encuentra dentro del rango de esfuerzos alcanzados, con el uso de las mallas generadas. También es superior para la malla de elementos C3D4 de dicha variante (8,874 N/mm²).

Los esfuerzos equivalentes máximos se ubicaron en la zona de la diáfisis de la tibia. Esto se debe a las características del modelo, se emplea en el análisis de sensibilidad, donde las propiedades mecánicas se asignaron al modelo como homogéneas en todo el volumen. Es por ello que las tensiones equivalentes máximas se encuentran en la menor sección transversal del hueso.

Del análisis de la sensibilidad de los esfuerzos a la variación del tipo de elemento (C3D4 y C3D10) y del tamaño de elementos, se selecciona que la malla a emplear en el resto de los análisis es la que tiene 50890 elementos del tipo C3D4 y 2,5 mm de tamaño de elementos. Esta malla es además, la que posee la relación de aspecto máxima, más baja de todas las generadas.

Se realizó un nuevo análisis, se considera un modelo de material con propiedades no homogéneas en el volumen. Se aplicaron las mismas condiciones de contorno y una fuerza de 500 N.

Al comparar los resultados entre el modelo de la tibia con malla de 50890 elementos de bajo orden C3D4 de tamaño 2,5 mm y el de la malla no estructurada de 57792 elementos de bajo orden C3D4 y tamaño de elementos entre 2 y 5 mm, se obtiene que los esfuerzos fueron superiores a los conquistados en el análisis de sensibilidad para elementos C3D4. El resultado se debe a que ahora la tibia presenta menos rigidez en zonas donde el módulo de *Young* disminuye de acuerdo a la densidad ósea.

Los resultados se corresponden en cuanto a la ubicación de los máximos. El esfuerzo de la malla con elementos C3D4 de 2,5 mm es de 13,04 MPa y el de la malla no estructurada es de 13,81 MPa para una diferencia entre ambos resultados de 4,82 %, lo que no representa una diferencia significativa.

A partir de este resultado se puede plantear que al aplicar propiedades mecánicas no homogéneas se reducen los efectos de la variación del tamaño de elemento, ya que al emplear propiedades mecánicas homogéneas en la tibia, la diferencia de los esfuerzos entre estas dos mallas es de 7,85 % y con propiedades no homogéneas es de 4,82 %.

Se puede afirmar que a partir de las imágenes médicas provenientes del tomógrafo, es posible obtener la geometría del hueso para cada individuo (modelo específico al paciente) y establecer una relación entre la escala de grises, la densidad ósea y el módulo de *Young*, lo que permite definir propiedades mecánicas no homogéneas al volumen del hueso.

El análisis de la sensibilidad de los esfuerzos a la variación del tipo de elemento (C3D4 y C3D10) y del tamaño de elementos permitió seleccionar la malla a utilizar en los análisis de la tibia. Dicha malla tiene 50890 elementos del tipo C3D4, 2,5 mm de tamaño de elementos, 11503 nodos, una relación de aspecto promedio de 1,57 y un factor de forma promedio de 0,72.

Al aplicar propiedades mecánicas no homogéneas se reducen los efectos de la variación del tamaño de elemento, ya que al emplear propiedades mecánicas homogéneas en la tibia la diferencia de los esfuerzos entre estas dos mallas es de 7,89 % y con propiedades no homogéneas es de 4,82 %. Se recomienda por tanto utilizar la malla generada, directa en Abaqus, con elementos de bajo orden y tamaño no uniforme.

Agradecimientos

Este trabajo de investigación fue realizado en una beca de excelencia, otorgada por el Gobierno de México, a través de la Secretaría de Relaciones Exteriores. Agradecemos a la Unidad de Investigaciones y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM) de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) por su asesoría científica y la

posibilidad de utilizar sus laboratorios. También al *Dr. Armando Alpizar Aguirre*, del Instituto Nacional de Rehabilitación de México por brindar las imágenes médicas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Agnihotri G, Rath G, Kullar J, Singla R, Suri R, Gandhi S, et al. Human tibial torsion - Morphometric assessment and clinical relevance. *Biomed J.* 2014 Feb; 37(1): 10-3.
2. González Carbonell RA, Álvarez García E, Moya Rodríguez J. Tacón de Torque para uso Ortopédico: Propuesta de un Nuevo Diseño. En: Folgueras Méndez J, Aznielle Rodríguez TY, Calderón Marín CF, Llanusa Ruiz SB, Castro Medina J, Vega Vázquez H, et al., editores. V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011. IFMBE Proceedings. Berlín: Springer; 2013. p. 912-5.
3. Davids JR, Davis RB, Jameson LC, Westberry DE, Hardin JW. Surgical management of persistent intoeing gait due to increased internal tibial torsion in children. *J Pediatr Orthop.* 2014 Jun; 34(4):467-73. doi: 10.1097/BPO.000000000000173.
4. González Carbonell RA, Ortiz Prado A, Jacobo Armendáriz VH, Cisneros Hidalgo YA, Alpizar Aguirre A. 3D patient specific model of the tibia from CT for orthopedic use. *J Orthop.* 2015 Mar; 12(1): 11-6.
5. González Carbonell RA, Nápoles Padrón E, Claderín Pérez B, Hidalgo Cisneros YA, Landín Sorí M. Carácter interdisciplinario de la modelación computacional en la solución de problemas de salud. *Hum Med.* 2014 Sep-Dic; 14(3): 646-58.
6. González Carbonell RA, Ortiz Prado A, Cisneros Hidalgo YA, Alpizar Aguirre A. Bone remodeling simulation of subject-specific model of tibia under torque. En: Braidot A, Hadad A, editores. VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014. IFMBE Proceedings. Berlín: Springer; 2015. p. 446-9.
7. Cisneros Hidalgo YA, González Carbonell RA, Ortiz Prado A, Jacobo Almendáriz VH, Puente Álvarez A. Modelo mecanobiológico de una tibia humana para determinar su respuesta ante estímulos mecánicos externos. *Rev Cubana Invest Bioméd [revista en la Internet].* 2015 Mar [citado 7 Feb 2015]; 34(1):54-63. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002015000100006&lng=es.
8. Cisneros Hidalgo YA, González Carbonell RA, Puente Alvarez A, Camue Corona E, Oropesa Rodríguez Y. Generación de imágenes tridimensionales: integración de tomografía computarizada y método de los elementos finitos. *Rev Cubana Invest Bioméd [revista en la Internet].* 2014 Sep [citado 7 Feb 2015]; 33(3): 313-21. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002014000300007&lng=es.
9. Djoudi F. 3D reconstruction of bony elements of the knee joint and finite element analysis of total knee prosthesis obtained from the reconstructed model. *J Orthop.* 2013 Dic; 10(4): 155-61.
10. Eberle S, Göttlinger M, Augat P. An investigation to determine if a single validated density-elasticity relationship can be used for subject specific finite element analyses of human long bones. *Med Eng Phys.* 2013 Jul; 35(7): 875-83.

11. Schileo E, Taddei F, Malandrino A, Cristofolini L, Viceconti M. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *J Biomech.* 2007; 40(13): 2982-9.
12. Lagravère M, Carey J, Ben-Zvi M, Packota G, Major P. Effect of object location on the density measurement and Hounsfield conversion in a NewTom 3G cone beam computed tomography unit. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2008; 37(6): 305-8.
13. Helgason B, Perilli E, Schileo E, Taddei F, Brynjólfsson S, Viceconti M, et al. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clin Biomech.* 2008; 23(2): 135-46.
14. Soler Gracia C, Pastor JP, Jorge RL, Luna PV, Lacuesta JMS, Fuentes JVH, et al. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* [Internet]. Valencia: IBV. 2006 [citado 3 Feb 2015]. Disponible en: https://books.google.es/books/about/Biomec%C3%A1nica_de_la_marcha_humana_normal.html?hl=es&id=wkAcOwAACAAJ
15. Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech.* 2008; 41(8): 1639-50.
16. Wijnhoven TM, Van Raaij JM, Spinelli A, Rito AI, Hovengen R, Kunesova M, et al. WHO European childhood obesity surveillance initiative 2008: weight, height and body mass index in 6-9-year-old children. *Pediatr Obes.* 2013 Abr; 8(2): 79-97.
17. Samson W, Dohin B, Desroches G, Chaverot JL, Dumas R, Cheze L. Foot mechanics during the first six years of independent walking. *J Biomech* [Internet]. 2011 [citado 20 Abr 2014]; 44(7): 1321-7. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21257173>.
18. Salo Z, Beek M, Whyne CM. Evaluation of mesh morphing and mapping techniques in patient specific modeling of the human pelvis. *Int J Numer Meth Bio.* 2013 Ene; 29(1): 104-13.
19. Schileo E, Taddei F, Cristofolini L, Viceconti M. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *J Biomech.* 2008 Nov; 41(2): 356-67.
20. Bright JA, Rayfield EJ. The response of cranial biomechanical finite element models to variations in mesh density. *Anat Rec.* 2011 Abr; 294(4): 610-20.

Recibido: 23 de febrero de 2015.

Aprobado: 23 de marzo de 2015.

Raide Alfonso González Carbonell. Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Camagüey "Ignacio Agramonte Loynaz". Camagüey, Cuba.
Correo electrónico: raide.gonzalez@reduc.edu.cu