

## Modelo mecanobiológico de una tibia humana para determinar su respuesta ante estímulos mecánicos externos

### Mechanobiological model of a human tibia to determine its response to external mechanical stimuli

MSc. Yosbel Angel Cisneros Hidalgo,<sup>I</sup> DrC. Raide Alfonso González Carbonell,<sup>I</sup> Dr. Armando Ortiz Prado,<sup>II</sup> Dr. Victor Hugo Jacobo Almendáriz,<sup>II</sup> Dr. Antonio Puente Álvarez<sup>III</sup>

<sup>I</sup> Facultad de Electromecánica. Universidad de Camagüey. Camagüey, Cuba.

<sup>II</sup> Facultad de Ingeniería. Universidad Autónoma de México (UNAM). México.

<sup>III</sup> Hospital Provincial Clínico Quirúrgico Docente "Amalia Simoni". Camagüey, Cuba.

---

#### RESUMEN

**Introducción:** las nuevas herramientas informáticas cada vez más influyen en los avances científicos tecnológicos en la esfera de la salud. Una de las áreas de mayor implementación de estas nuevas herramientas de cómputo es sin dudas, la ortopedia, debido en lo fundamental, a la similitud que tiene el cuerpo humano y su estructura ósea con las propiedades de los materiales de ingeniería que permite modelar tejidos y órganos en correspondencia con teorías remodeladoras que predicen su posible comportamiento mecanobiológico.

**Objetivo:** describir el comportamiento de una tibia humana ante estímulos externos de torsión.

**Métodos:** se utilizó el Método de los Elementos Finitos implementado en el software profesional ABAQUS/CAE para el cálculo de tensiones y deformaciones presentes en la tibia humana.

**Resultados:** se obtuvo el modelo específico del paciente con síndrome de torsión tibial, a partir de las imágenes médicas de un tomógrafo; las cuales fueron procesadas por ordenador, se utiliza el software de tratamiento de imágenes médicas MIMICS 10.01 para establecer una relación entre la escala de grises (unidades Hounsfield), la densidad ósea y el módulo de Young.

**Conclusiones:** se determinó que el valor correcto de momento torsor estático que debe ser aplicado a este paciente para iniciar el proceso remodelador es de 30 Nm.

**Palabras clave:** método de los elementos finitos, modelos mecanobiológicos, imágenes médicas, tibia.

---

## ABSTRACT

**Introduction:** new information tools have a growing influence on technological and scientific advances in health care. Orthopedics is one of the areas where new computational tools have been largely implemented, mainly owing to the similarity of the human body and its bone structure to the properties of engineering materials, enabling the modeling of tissues and organs in accordance with remodeling theories predicting their potential mechanobiological behavior.

**Objective:** describe the response of a human tibia to external torsion stimuli.

**Methods:** estimation of tensions and deformities in the human tibia was based on the Finite Element Method incorporated into the professional software Abaqus / CAE.

**Results:** starting from medical tomographic images, a specific model was obtained for a patient with tibial torsion syndrome. The images were computer processed with the medical imaging treatment software MIMICS 10.01 to establish a relationship between the grayscale (Hounsfield units), bone density and Young's modulus.

**Conclusions:** it was determined that 30 Nm is the correct static torsion moment value to be applied to this patient to start the remodeling process.

**Key words:** finite element method, mechanobiological models, medical images, tibia.

---

## INTRODUCCIÓN

Cuba ha alcanzado un desarrollo apreciable en la esfera de la salud y esto se debe a que las nuevas investigaciones científicas se han orientado al beneficio de la sociedad.<sup>1</sup> Las investigaciones interdisciplinarias contribuyen a este propósito y en el caso de las ingenierías constituyen una herramienta en el mejoramiento de la salud humana en cuanto al desarrollo de equipos médicos, de biomateriales, así como, la modelación de procesos biológicos y estructurales.

El uso de imágenes médicas en el campo de la salud ha cogido en la actualidad un uso importante, que permiten observar diversas partes del cuerpo humano, con el fin de ayudar a los médicos y especialistas a diagnosticar alguna afección del paciente.<sup>2</sup> En el campo de la modelación mecanobiológica de tejidos, se han desarrollado varias investigaciones dirigidas a la caracterización de tejidos duros y blandos con mayor aplicación en tejidos duros.<sup>3,4</sup> El estudio del comportamiento mecánico del hueso se basa en determinar sus propiedades mecánicas, que parte de la estructura interna, la densidad y el grado de minerales presentes en cada individuo, con el objetivo de analizar la respuesta estructural del hueso ante las cargas mecánicas a partir del análisis de tensiones y deformaciones.

---

La simulación del comportamiento del hueso ante cargas mecánicas externas permite establecer predicciones sobre procesos que pueden durar años y cuya evaluación experimental es muy costosa y a veces imposible. El Método de Elementos Finitos (MEF) constituye la herramienta por excelencia empleada en la modelación del comportamiento del hueso.<sup>5,6,7</sup> Este método consiste en dividir en pequeñas porciones de área la geometría del hueso y luego formar un sistema de ecuaciones que relacione cada diferencial de área para luego dar solución al sistema mediante métodos numéricos. La exactitud del método depende de algunos factores entre los que están:

- Elección de un correcto mallado o discretizado de la región.
- Elección de un tamaño óptimo de elemento y selección del tipo correcto de elemento.

Los modelos mecanobiológicos intentan determinar de forma cuantitativa la influencia del entorno mecánico en la diferenciación de tejidos, así como en su crecimiento, adaptación y modificación estructural; se incorporan los procesos biológicos y celulares implicados. La utilización de estos modelos es básica en ingeniería de tejidos y en el tratamiento y prevención de situaciones patológicas, como deformaciones congénitas, osteoporosis, osteoartritis, consolidación de fracturas óseas y curación de heridas. El objetivo de este trabajo es determinar el comportamiento mecanobiológico de una tibia humana sometida a la acción de cargas externas de torsión, y establecer el valor correcto de cargas necesarias para iniciar el proceso de remodelación del tejido óseo.

## MÉTODOS

Los métodos numéricos implementados en softwares profesionales son empleados por ingenieros y especialistas en la actualidad como una de las herramientas más robustas en el diseño de implantes médicos, robótica, fabricación de maquinarias y construcción de estructuras. Recién, se ha incorporado en el modelado de funciones y partes del cuerpo humano a través, de soluciones numéricas basadas en el cálculo de ecuaciones diferenciales parciales (EDP). Usando un software especial, es posible modelar estructuras muy complejas, gracias a la discretización de los elementos en pequeños diferenciales de áreas, llamados "elementos finitos", los cuales son fáciles de caracterizar y modelar matemáticamente.<sup>8</sup> El MEF será empleado en el análisis de la tibia bajo torsión debido a su rápida convergencia a la solución, y a la posibilidad de definir mediante el software ABAQUS/CAE un valor de densidad variable con el tiempo permitiendo en cada corrida del programa actualizar el valor de la densidad y con ella las propiedades mecánicas del hueso.

### Modelo de cargas empleado y condiciones de contorno

Los dispositivos ortopédicos más comunes en el tratamiento de la torsión tibial corrigen la deformación, inmovilizan la pierna como la férula *Denis-Brown* o el brazo de *Wheaton*.<sup>9</sup> Por tal motivo, se utilizó en el estudio un modelo donde a la tibia se le han eliminado los seis grados de libertad posibles (empotramiento), en la epífisis proximal y se aplicó un momento torsor, en la epífisis distal, se colocó además, una carga de 500 N a compresión, que corresponde con el peso promedio de un paciente típico (Fig. 1).

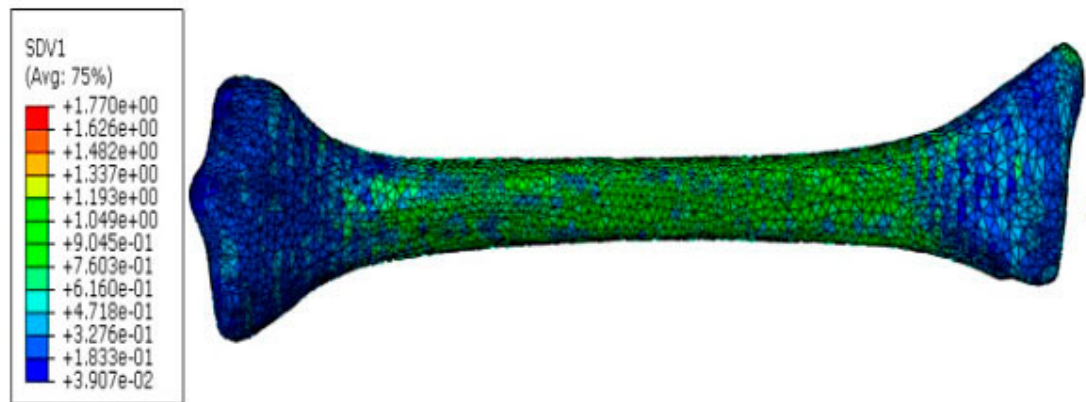


**Fig.1.** Modelo de cargas y condiciones de contorno.

## RESULTADOS

### Influencia de la densidad en la remodelación ósea

Trabajos consultados que simulan procesos de remodelación ósea definen como condiciones iniciales del modelo, una densidad homogénea a todo el volumen con valores de  $0,5 \text{ g/cm}^3$  del hueso,<sup>10,11</sup> esto es incorrecto, pues en realidad el hueso presenta propiedades diferentes en distintas direcciones (anisotropía). Por tal motivo, se definieron diez propiedades diferentes en diez regiones distintas, estas densidades son obtenidas a partir de las imágenes médicas provenientes del tomógrafo (Unidades Hounsfield) (Fig. 2).



**Fig. 2.** Distribución de las propiedades no homogéneas de la tibia en diez regiones.

### Análisis mecanobiológico

Se implementó una subrutina de usuario UMAT utilizando el lenguaje de programación FORTRAN debido a su compatibilidad con el ABAQUS/CAE y manejar fácilmente fórmulas y ecuaciones matemáticas que definen el modelo. A continuación, se muestran las principales ecuaciones utilizadas e implementadas en la subrutina.

Cálculo de la relación entre la actividad celular y el estímulo mecánico (fórmula 1)

$$\dot{\rho} = \begin{cases} c_1 [\Psi - \Psi_{AS}(1+w)] & \Psi > \Psi_{AS}(1+w) \\ 0 & \Psi_{AS}(1+w) \leq \Psi \leq \Psi_{AS}(1-w) \\ c_2 [\Psi - \Psi_{AS}(1-w)] & \Psi < \Psi_{AS}(1-w) \end{cases} \quad (1)$$

Donde:

$c_1$  Se utiliza cuando existe formación ósea (remodelación).  $c_1 = 0,02 \mu m / MPa$

$c_2$  Se utiliza cuando existe reabsorción ósea (perdida de densidad).  $c_2 = 3 \cdot c_1$

$w = 0,25$

Cálculo de la variación de la densidad ósea (fórmula 2)

$$\Delta\rho = k \cdot S_v \cdot \rho_t \cdot \dot{\rho} \cdot \Delta t \quad (2)$$

Donde:

$\Delta\rho$  Es la variación de la densidad en cada corrida de la subrutina UMAT

$k$  Es la fracción de área local que está siendo remodelada respecto al área interna total

$S_v$  Cuantifica la superficie disponible para remodelar en el volumen óseo

$\rho_t$  Densidad del tejido óseo que se está remodelando

$\dot{\rho}$  Relación entre la actividad celular y el estímulo mecánico

$\Delta t$  Variación del tiempo

Cálculo del módulo de Young (fórmula 3)

$$E = \begin{cases} 2042 \cdot \rho^{2.5} & \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3 \\ 1798 \cdot \rho^{3.2} & \rho > 1,2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (3)$$

El módulo de Young será calculado en dependencia de los valores de densidades presentes según la forma paramétrica mostrada.

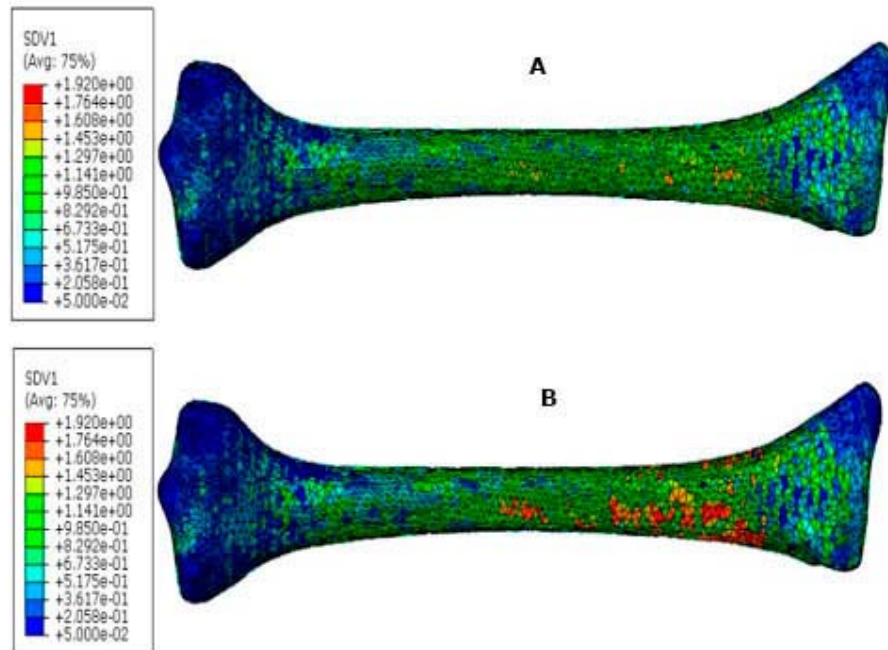
Donde:

$\rho$  Es la densidad obtenida de las Unidades Hounsfield (HU) procedente del tomógrafo.

$$\rho = 0,00108 \cdot HU + 0,02901 \quad (4)$$

Cálculo del coeficiente de Poisson

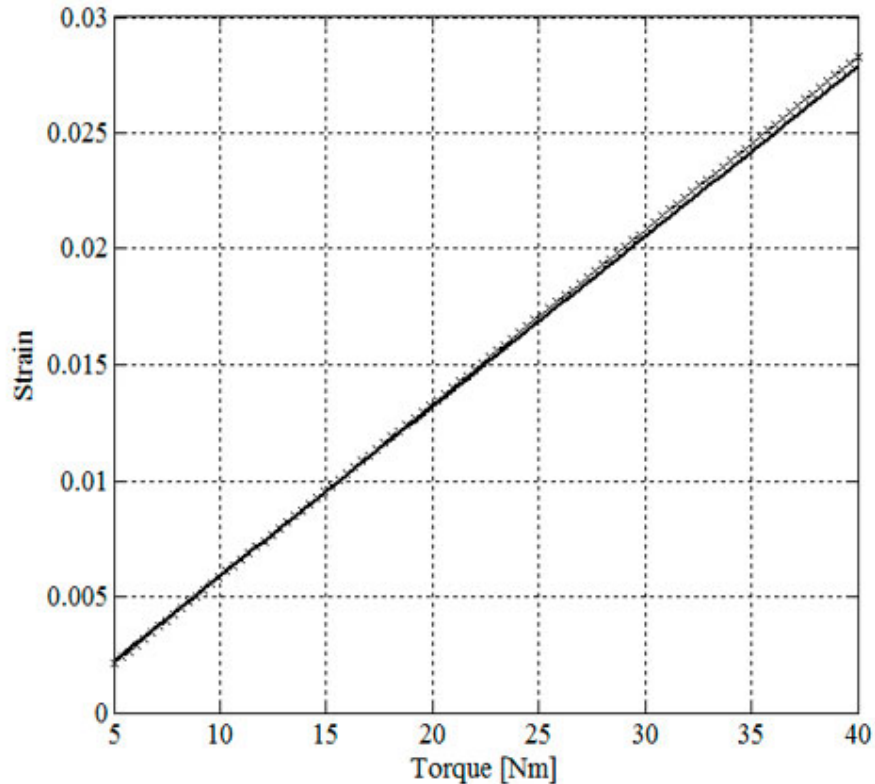
Según bibliografía consultada<sup>12,13</sup> se toma el valor experimental de 0,3 para el coeficiente de Poisson. En el modelo obtenido, cada corrida de la subrutina UMAT corresponde a un día de aplicación del momento torsor al paciente, donde la densidad ósea es actualizada con constancia, hasta obtener la zona de mayor formación de tejido y con ésta la zona de remodelación ósea. En la Fig. 3 a y b se observa como, al cabo de la corrida 50 comienzan a aparecer zonas de tonalidad amarilla que indican actualización de densidad ósea y en la 100 se localizan focos de tonalidad roja que muestran zonas de alta remodelación.



**Fig. 3. a)** Paso 50 de la interacción. **b)** Paso 100 de la interacción.

Determinación del momento torsor correctivo

Según bibliografía consultada,<sup>14-17</sup> los huesos comienzan su actividad remodeladora cuando alcanzan valores de  $0,02 \mu m / MPa$  en las deformaciones. En el gráfico obtenido de desplazamientos y momento torsor (Fig. 4) se determina que para este paciente con sus características, el momento necesario para alcanzar la remodelación es de 30 Nm.



**Fig. 4.** Gráfico de deformaciones (*Strain*) y momento torpor (*Torque*).

## DISCUSIÓN

Para la realización de este trabajo sólo se tomó en cuenta como modelo de cargas y condiciones de contorno, las que más se adecuan a las condiciones de Cuba; que consiste en la inmovilización total del miembro afectado, ya que los dispositivos ortopédicos utilizados para este propósito son en lo relativo, caros en el mercado internacional. Cabe destacar que si bien se realizó un estudio de las tensiones y deformaciones que tienen lugar en la tibia durante la aplicación del momento torsor, sería de interés real tener en cuenta además, para la definición del modelo los aspectos relacionados con la marcha humana, ya que en la actualidad existen dispositivos ortopédicos cuyo principio de funcionamiento aprovecha muy preciso, esta actividad física para aplicar al paciente un torque.<sup>18</sup>

La aplicación de este tipo de modelo en la práctica clínica, resultaría de interés marcado para especialistas en la rama ortopédica y predecir con bastante exactitud, el valor correcto de momento torsor que deber ser aplicado a los pacientes con el objetivo de corregir deformidades. Sería posible además, llegar a tiempo de tratamiento para lograr, indiscutible, la disminución de los costos específicos por paciente.

Mediante el estudio de la respuesta de la tibia ante estímulos mecánicos externos, fue posible corroborar que el hueso es capaz de modificar sus propiedades físico-mecánicas de acuerdo a los estímulos externos remodeladores, lo cual demuestra algunas de las principales teorías mecanobiológicas.<sup>19</sup>

Con el momento torsor aplicado a la superficie de la epífisis distal con la restricción de la epífisis proximal acoplados a un punto de referencia, se obtiene que las tensiones máximas se encuentran en la zona central de la diáfisis del hueso. Por lo que el resultado de la simulación indica que la zona de mayor actividad remodeladora está en el árbol de la diáfisis de la tibia. En la simulación biomecánica se logra que las tensiones y deformaciones máximas se encuentran en la diáfisis cercana a la epífisis distal. Para el modelo específico al paciente utilizado, a partir de 30 Nm se registran los valores de deformaciones que definen el inicio de la remodelación ósea. Las condiciones iniciales del modelo influyen mucho en los resultados esperados. Fueron utilizadas diez zonas de diferentes densidades, con los objetivos de diferenciar las propiedades que están presentes en toda la geometría de la tibia debido a su notable anisotropía. Los resultados obtenidos permiten comprobar las principales teorías remodeladoras del hueso, las cuales por lo general plantean que, él mismo cambia o modifica sus propiedades ante la presencia de un estímulo externo.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. González-Carbonell RA, Alvarez-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 33. La Habana: Springer; 2013. p. 912-5.
2. Zurl B, Tiefling R, Winkler P, Kindl P, Kapp KS. Hounsfield units variations. *Strahlenther Onkol.* 2014;190(1):88-93.
3. Cisneros Hidalgo YA, González-Carbonell RA, Puente-Alvarez A, Camue-Corona E, Oropesa-Rodríguez Y. Aplicación de los modelos mecanobiológicos en los procesos de regeneración ósea. *Rev Cub Ortop Traumatol [Internet]*. 2014 [citado 20 Oct 2014];28(2):214-22. Disponible en: [http://bvs.sld.cu/revistas/ibi/vol33\\_3\\_14/ibi07314.htm](http://bvs.sld.cu/revistas/ibi/vol33_3_14/ibi07314.htm)
4. Carretta R, Lorenzetti S, Müller R. Towards patient-specific material modeling of trabecular bone post-yield behavior. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering.* 2013;29(2):250-72.
5. Hazrati Marangalou J, Ito K, Rietbergen B. A new approach to determine the accuracy of morphology-elasticity relationships in continuum FE analyses of human proximal femur. *Journal of Biomechanics.* 2012;45:2884-92.
6. Lovreni-Jugović M, Tonković Z, Skozrit I. Numerical modeling of damage accumulation in cortical bone tissue. *Numeričko modeliranje akumuliranja oštećenja u kortikalnom koštanom tkivu.* 2012;19(1):83-91.



7. González Carbonell RA, Ortiz Prado A, Jacobo-Armendáriz VH, Cisneros Hidalgo YA, Alpízar Aguirre A. 3D patient-specific model of the tibia from CT for orthopedic use. *J Orthop*. 2015;12(1):11-6.
8. Li J, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Devlin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Materials*. 9;23(9):1073-8.
9. Carbonell RG, García EÁ, Pérez YC. Tacón de torque. Análisis tensional y deformacional utilizando el Método de Elementos Finitos. *Ingeniería Mecánica*. 2007;2:79-83.
10. Hambli R. Connecting Mechanics and Bone Cell Activities in the Bone Remodeling Process: An Integrated Finite Element Modeling. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [Internet]. 2014 [citado 20 Nov 2014];2. Disponible en: <http://journal.frontiersin.org/Journal/10.3389/fbioe.2014.00006/abstract>
11. Ruiz O, Schouwenaars R, Ramírez EI, Jacobo VH, Ortiz A. Effects of architecture, density and connectivity on the properties of trabecular bone: a two-dimensional, Voronoi cell based model study. *AIP Conference Proceedings*. 2011;1394(1):77-89.
12. Agnihotri G, Rath G, Kullar J, Singla R, Suri R, Gandhi S, et al. Human tibial torsion-Morphometric assessment and clinical relevance. 2014:10-3.
13. Pioletti DP. Biomechanics in bone tissue engineering. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2010;13(6):837-46.
14. Brassey CA, Margetts L, Kitchener AC, Withers PJ, Manning PL, Sellers WI, et al. Finite element modelling versus classic beam theory: comparing methods for stress estimation in a morphologically diverse sample of vertebrate long bones. *Journal of the Royal Society* [Internet]. 2013 [citado 7 Mar 2014];10(79). Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23173199>
15. Gosman JH, Hubbell ZR, Shaw CN, Ryan TM. Development of Cortical Bone Geometry in the Human Femoral and Tibial Diaphysis. *The Anatomical Record*. 2013;296(5):774-87.
16. Holzapfel G, Kuhl E. *Computer Models in Biomechanics*. Springer International Publishing [Internet]. 2013 [citado 19 Nov 2014]. Disponible en: <http://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-94-007-5464-5.pdf>
17. Berteau J-P, Baron C, Pithioux M, Chabrand P, Lasaygues P. Mechanical properties of children cortical bone: a bimodal characterization. 2012:1-5.
18. González R. Tacón de Torque para uso ortopédico: Material y Diseño [Tesis]. Santa Clara, Las Villas: Universidad Central de Las Villas "Martha Abreu" ; 2009.

19. Wolff J. Concept of the Law of Bone Remodelling. The Law of Bone Remodelling. Springer Berlín Heidelberg [Internet]. 1986 [citado 14 Oct 2014];1. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-71031-5\\_1](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-71031-5_1)

Recibido: 24 de noviembre de 2014.

Aprobado: 22 de diciembre de 2014.

*Yosbel Angel Cisneros Hidalgo*. Facultad de Electromecánica. Departamento de Ingeniería Mecánica. Universidad de Camagüey. Camagüey, Cuba.  
Correos electrónico: [yosbel.cisnero@reduc.edu.cu](mailto:yosbel.cisnero@reduc.edu.cu) ; [yosbel.cisneros2013@gmail.com](mailto:yosbel.cisneros2013@gmail.com)