Ingeniería Mecánica. Vol. 12. No.3, septiembre-diciembre de 2009, pag. 31-38 ISSN 1815-5944

Remodelación ósea a través del Modelo de Stanford

H. Figueredo-Losada, V. González-Fernández, J. Batista-Aguiar, M. Muramatsu,

Á. M. Felipe-Garmendia

Recibido el 15 de junio de 2009; aceptado el 5 de septiembre de 2009

Resumen

El material óseo es radicalmente distinto a cualquier otro material tratado por la mecánica clásica, su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían no solo entre distintos individuos, sino también, para un mismo hueso. En los tratamientos e intervenciones quirúrgicas donde está presente la readaptación, el crecimiento inducido del hueso puede ser modelado mediante el empleo de los criterios de remodelación ósea interna propuesto por algunos autores (Cowin y R. Huiskes, R. Carter, Doblare y García, Jacob y Beaupré y otros).

En este trabajo se toma el modelo de remodelación ósea propuesto por Jacob (1994) y se implementa con la utilización del programa Abaqus 6.4 utilizando una subrutina de usuario (UMAT), se aplico a un modelo 2D de hueso genérico con un sistema de cargas para comprobar los efectos de la remodelación y las variaciones de los valores de densidad. Como parte del trabajo fueron creados dos programas para el procesamiento de los datos, para un análisis de resultados fuera del visualizador del Abaqus, logrando una apreciación cualitativamente y cuantitativamente de los resultados.

Palabras claves: remodelación ósea, elementos finitos, biomecánica.

Bone remodeling through the Stanford´s Model.

Abstract

The bone material is radically different to any other material tried by the classic mechanics, its structure is heterogeneous and anisótropic, and its mechanical properties not vary alone among different individuals, but also, for oneself bone. In the medical treatments and surgical interventions where it is present the readaptation, the induced growth of the bone can be modeled by means of the employment of the approaches of remodeling bone intern proposed by some authors (Cowin and R. Huiskes, R. Crankcase, I will Doblare & García, Jacob & Beaupré and other).

In this work it takes the pattern of bone remodelling proposed by Jacob (1994) and it is implemented with the use of the software Abaqus using user's subroutine (UMAT), its applies a model 2D of generic bone with a system of loads to check the effects of the remodelling and the variations of the values of density. As part of the work two software were created for the prosecution of the data, for an analysis of results outside of the visualizador of the Abaqus, achieving a qualitative and quantitative appreciation of the result.

Key words: bone remodelling, finite elements method, biomechanic, jacob´s model

1. Introducción.

Dentro del gran abanico de aplicaciones que componen la Ingeniería Biomédica, se conoce como Biomecánica la disciplina que trata del análisis y predicción de la mecánica de los seres vivos ayuda por tanto a entender el funcionamiento motor de los organismos, a caracterizar el comportamiento de tejidos y órganos vivos desde el punto de vista estructural, a predecir los cambios microestructurales que sufren éstos por distintas alteraciones. En la actualidad, las actividades de la Biomecánica se pueden extender fundamentalmente en tres campos: teórico, experimental, computacional. El consiguiente incremento del nivel de salud, así como el elevado coste que supone la experimentación y la imposibilidad de la personalización, han motivado un mayor protagonismo de la Biomecánica desde el punto de vista computacional.

Históricamente el concepto de adaptación del hueso bajo condiciones mecánicas data de por lo menos 1638 cuando Galileo Galilei señala la implicación mecánica de la forma del hueso (Galilei, 1638), como hicieron otros después (Monro 1776; Bell, 1827; Bourgery, 1832; Ward, 1838).

La hipótesis de Wolff (1892) surgieren que la estructura del hueso se adapta en respuesta a las alteraciones de carga que sufre de acuerdo a leyes matemáticas (***ley de Wolff***); lo que se ha venido en llamar remodelación ósea.

Muchos son los modelos que se han desarrollado durante los últimos años y se están revisando en la actualidad (Beaupré 1990a, 1990b, Jacobs, 1994, 1997, Carter y otros, 1989; Prendergast y Taylor , 1994; Rodrigues y otros 1998; Fernández y otros 1998; Fyhrie y Schaffler, 1995 , Rakotomanana y otros 1996; Terrier y otros 1997a; Mikic y Carter, 1995; Petermann y otros 1997, Stulpner y otros 1997; Turner y otros 1997; Luo y otros 1995; Doblaré y García-Aznar,1999, 2001, 2002).

Fundamentalmente dos modelos continuos han sido desarrollados imponiéndose sobre los anteriores; uno desarrollado en la Universidad de Stanford y el otro en la Universidad de Nijmegen. Estos modelos, como fueron originalmente creados comparten muchas características.

La mayoría de los modelos de remodelación ósea parte de una idea fenomenológica, obviando los procesos biológicos que se desarrollan y su interacción con los factores mecánicos. En la actualidad están comenzando a aparecer algunos modelos que los incorporan [Huiskes y otros.,2000 [1], Hazelwood y otros .2001 [2]; Hernández y otros., 2000 [3]; Hernández, 2001 [4] ;Taylor y Lee, 2003 [5]; Taylor y otros.,2004 [6], Doblare y García, 2004 [7], 2005

El objetivo de este trabajo es implementar el modelo remodelación ósea propuesta por Jacob (1994), empleando para esto el método de los elementos finitos mediante el programa Abaqus logrando describir el modelo de remodelación anterior mediante una subrutina definida por el usuario (UMAT), esta (UMAT) tiene la capacidad de ser un recurso energético para el analista sofisticado para hacerle frente a las demandas de un modelo material complicado.

En el trabajo por el método de elementos finitos (MEF) de los modelos de remodelación además de lo planteado anteriormente, aparece la dificultad de procesar una gran cantidad de datos (densidad) para poder así cuantificar los datos se acudió a desarrollar con la ayuda de la subrutina *HKSMAIN* [13] y utilizando Lenguaje programación Visual Fortran, un programa de lectura de ficheros de resultados, los cuales fueron generados por Abaqus, para su posterior utilización en el procesamiento estadístico; haciendo posible el intercambio activo de información con el programa Abaqus.

2. Materiales y Métodos.

El modelo empleado establece una teoría de remodelación dependiente del tiempo que incluye una condición de remodelación homeostática a nivel local, se considera que el tejido óseo, para mantener sus características, necesita un cierto nivel de estímulo mecánico e intenta siempre autoregularse para conseguir mantener dicho nivel, de modo que si se encuentra sometido a un estado tensional superior modifica sus propiedades mecánicas incrementándolas, para conseguir reducir ese grado de estímulo mecánico,

mientras que cuando el estado tensional es inferior, el hueso disminuye sus características mecánicas con el fin de alcanzar, de nuevo ese nivel.

Condición homeostática se puede escribir

$$\psi_t = \psi_t^* \qquad (1)$$

Siendo

ψ_t: estimulo tensional diario a nivel de tejido.

ψ_t^*: Valor de referencia de estimulo tensional a nivel de tejido.

El valor del estimulo mecánico diario puede calcularse como

$$\psi_t = \left(\sum_{i=1}^{N} n_i \overline{\sigma_i}^m\right)^{1/m} \left(\frac{\hat{\rho}}{\rho}\right)^z \qquad (2)$$

Siendo N el número de diferentes casos de cargas, n_i es el número promedio de ciclos por día de cada caso de carga i, y $\overline{\sigma_i}$ es la tensión efectiva real. El exponente m es un parámetro que cuantifica la importancia del estado tensional y el número de ciclos, siendo $\hat{\rho}$ la densidad del hueso cortical con porosidad nula y la densidad aparente es definida por ρ.

La tensión efectiva es una función del modulo elástico, E, y del valor de la densidad de energía de deformación, U, de acuerdo a la siguiente ecuación.

$$\overline{\sigma_i} = \sqrt{2EU_i} \qquad (3)$$

Al no incluir la direccionalidad ni en las variables del modelo ni en el estimulo, este modelo conduce a un comportamiento isótropo pero no homogéneo, pues en cada punto del sólido existe un valor de densidad diferente y por tanto una propiedades mecánicas distintas.

La ley de evolución de la densidad viene dada inmediatamente por la siguiente expresión:

$$\dot{\rho} = k\dot{r}S_v\hat{\rho} \qquad (4)$$

Siendo

$\dot{r}$: la velocidad de remodelación superficial, y cuantifica la cantidad de volumen de hueso generado o eliminado por unidad de superficie disponible y por unidad de tiempo.

S_v: es la superficie del hueso disponible para remodelar por unidad de volumen de hueso.

K: es el porcentaje de la superficie disponible que se encuentra activo para que se produzca la remodelación.

Después que se conoce la ley de evolución de la densidad, es necesario determinar el valor de las propiedades mecánicas en función de la misma, como el hueso es considerado un material isótropo, es suficiente con determinar el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson. Ello se realiza en base a las siguientes expresiones experimentales (Beaupré y otros, 1990b[8]; Jacobs,1994[9]).

$$E = \begin{cases} 2014\,\rho^{2.5}, & si\ \rho \leq 1.2\ g/cc \\ 1763\,\rho^{3.0}, & si\ \rho \geq 1.2\ g/cc \end{cases} \qquad (5)$$

$$v = \begin{cases} 0.2, & si\ \rho \leq 1.2\ g/cc. \\ 0.32, & si\ \rho \geq 1.2\ g/cc \end{cases} \qquad (6)$$

Donde el modulo de Young viene dado en MPa.

El algoritmo de remodelación de Jacob (1994) es mostrado en la figura 1

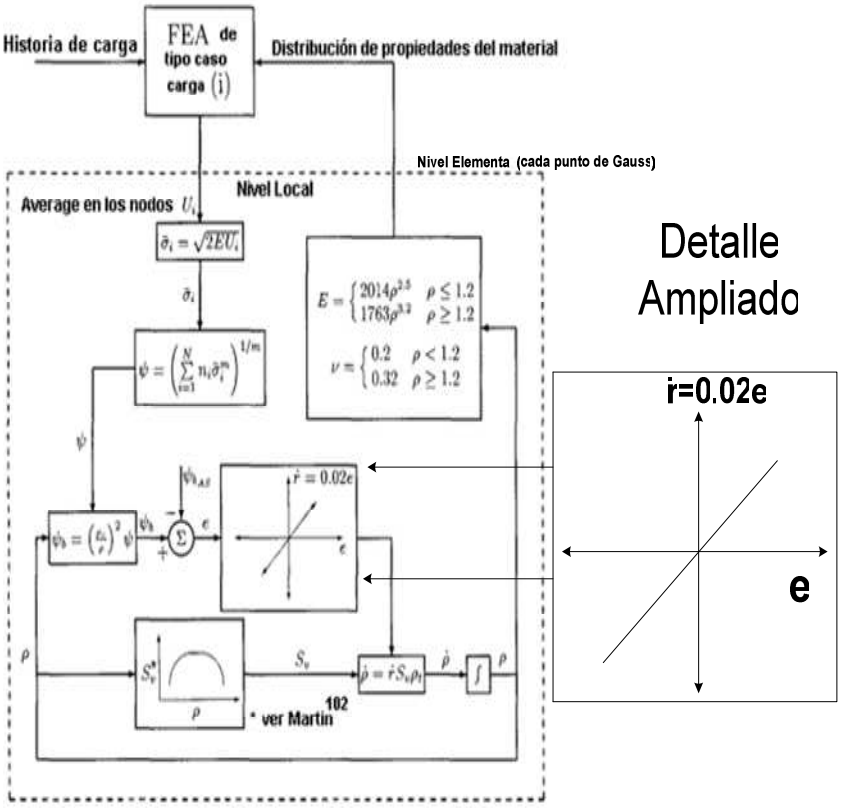

Figura 1. Diagrama de bloque de la implementación de elementos finito del modelo de remodelación de Stanford, con una velocidad de remodelación lineal detalle ampliado. Adaptado [10].

MODELO FEM. El modelo de elementos finitos fue simplificado a un modelo genérico de hueso largo figura 2. El modelo contiene 248 elementos bilineales cuadrilátero de 40 mm de espesor y 282 nodos en un estado de deformación plana.

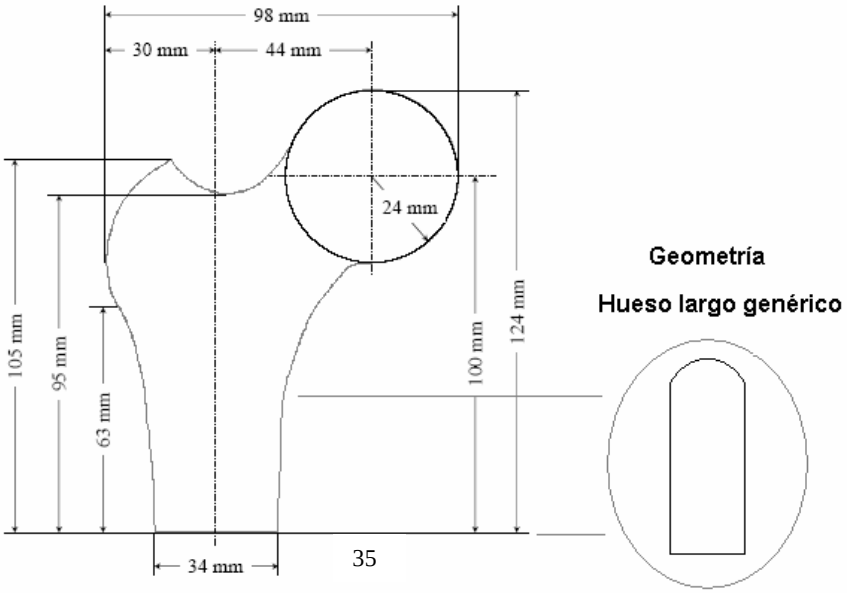

Figura 2. Geometría de un modelo de fémur, A la derecha geometría simplificada (hueso largo genérico) adaptado [11].

Para caracterizar la historia de carga, se aplican cinco cargas estáticas en el extremo superior (tabla 1) empleada por [10] ,las condiciones de frontera impuestas serán la limitación de todos los grados de libertad(empotramiento) en el nodo inferior izquierdo y limitando los demás nodos inferiores un grado de libertad correspondiente a la vertical (figura 3).

Tabla No. 1. Magnitudes para los cinco casos de carga utilizada en el modelo de hueso largo genérico. Las magnitudes fueron tomadas de [10]

carga	magnitud	ciclos por días
1	578	1000
2	578	2000
3	578	4000
4	578	2000
5	578	1000

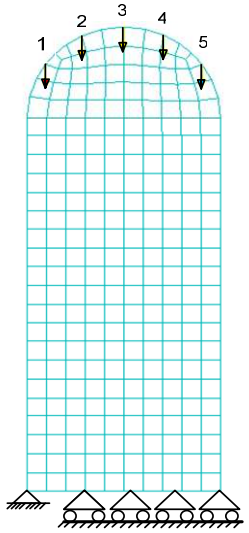

Figura 3. Modelo bidimensional utilizado del hueso genérico.

Para la solución del modelo se va utilizar una subrutina UMAT, implementado en el programa Abaqus 6.4, como datos adicionales se puede comentar que la solución va a depender de una sola variable de estado (densidad) , las variables necesarias para el modelo van hacer las empleadas por Jacob (1994) tabla 2.

Tabla No. 2. Datos físicos del modelo.

Exponente (m)	Densidad mínima	Densidad máxima	Estimulo referencia /Diario
4	0.05(g/cc)	1.92(g/cc)	MPa

3. Resultados.

Como se observa en la figura 4, se muestran los resultados obtenidos de la distribución de densidad, en diferentes intervalos de tiempos, partiendo inicialmente de un valor de densidad homogénea igual 1.92 g/cm3, en la figura 5 se muestra otra distribución de densidad obtenida para un tiempo igual a 500 días, partiendo de una densidad homogénea igual 0.5 g/cm3, nótese que estableciendo una comparación cualitativa entre los dos resultados, siendo los estados iníciales diferentes bajo el mismo estado mecánico el modelo converge a una distribución de densidades iguales [12, 13].

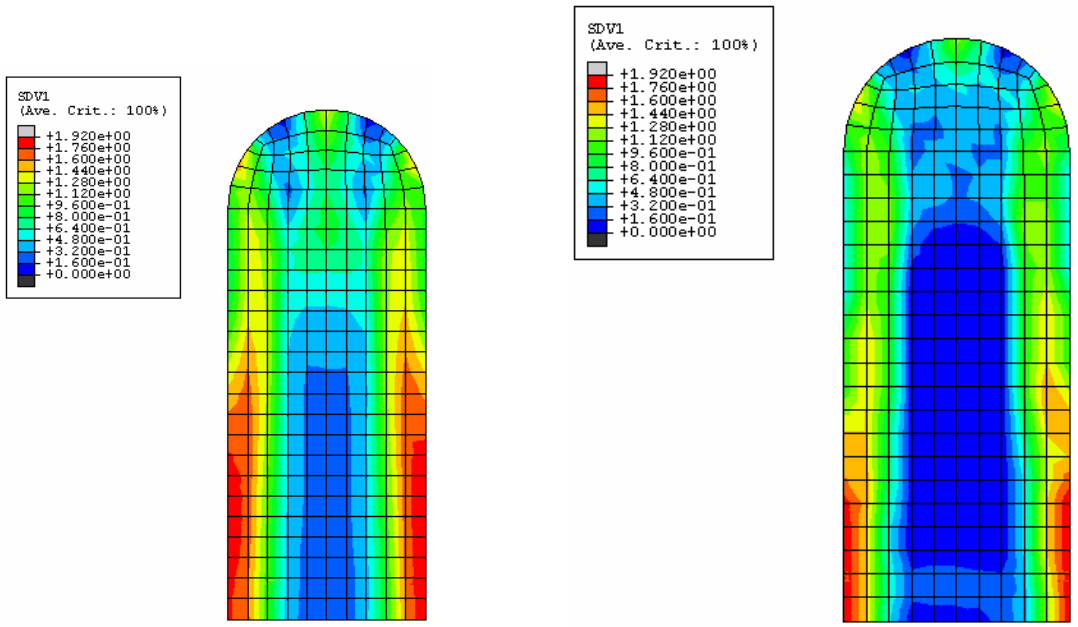

Figura 4. Distribución de densidad del hueso genérico con una densidad inicial de 1.92 g/cm^3 a los a) 100 días b) 500 días.

Procesamiento de datos.

Utilizando las técnicas antes descrita en el capitulo anterior figura 3.12, procedemos a utilizar el fichero de resultados (output.dat) obtenido para el modelo de la figura 8 y en la figura 6 se puede observar el histograma de frecuencia al igual que el gráfico estadístico exploratorio (Box-and-Whisker) pertenecientes a elementos de la estadísticas descriptiva, podemos ahora comprobar los resultados visuales en la figura 8 con los valores de la figura 6, donde se evidencia el mayor predominio de zonas de baja densidad, permitiendo la estimación de una forma cualitativa (8) y cuantitativa (6) de los resultados.

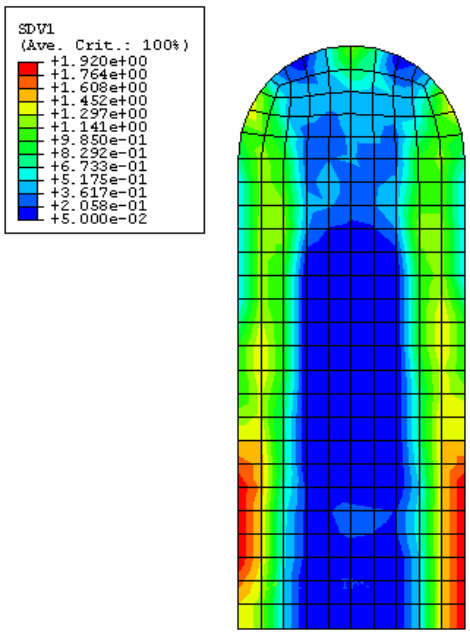

Figura 5. Distribución de densidad del hueso genérico con una densidad inicial 0.05 g/cm3 a los 500 días.

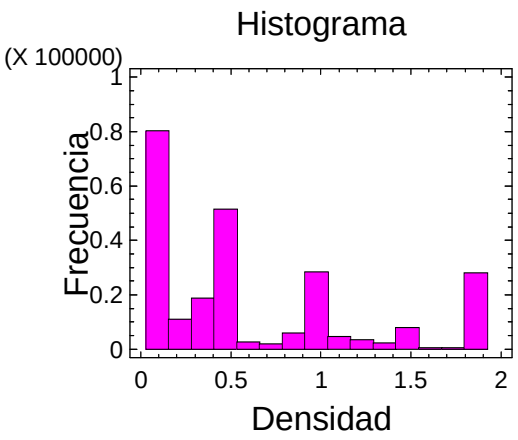

Figura 6. Histograma de Frecuencia mayor predominio de valores de densidades bajas.

4. Discusión.

Un criterio fundamental para evaluar una formulación de remodelación es la habilidad para predecir una distribución de densidad normal cuando una historia de carga normal es aplicada, esta propiedad es observada cuando se comienza, una simulación con una distribución de densidad homogénea y se observa la formación de una apropiada distribución. Para ello, se comenzó la simulación con una distribución inicial de densidad homogénea y observando cómo evoluciona ésta a lo largo del tiempo, hasta adquirir la distribución habitual de densidades, el tipo de simulación utilizada no debe ser considerada realista siempre que las condiciones iníciales sean artificiales la cual es nuestro caso.

Se obtuvo algunas similitudes cualitativas en los resultados obtenidos por otros autores en términos y zonas de importancia, para la comprobación de la subrutina UMAT implementada.

Como se muestra la figura 7 y 8 se puede apreciar como las mayores distribuciones de densidad se encuentran en los dos modelos muy similares, correspondiéndose estos con los datos experimentales obtenidos por muchos autores.

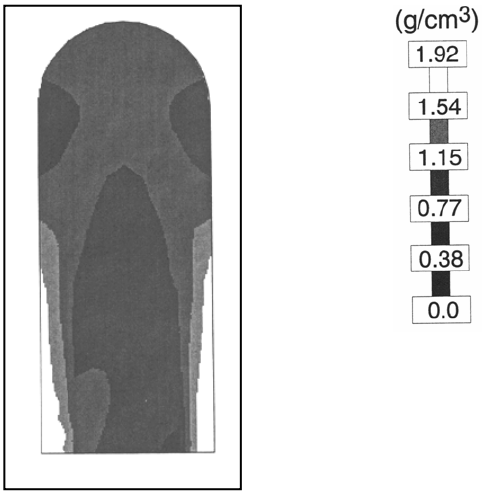

Figura 7. Distribución de densidad del hueso genérico con permiso de [10].

La implementación de este modelo ha sido utilizada para predecir la remodelación ósea en el fémur con excelentes resultados, de ahí la importancia de contar con este primer modelo desarrollado para trabajos futuros en otras áreas.

Aunque este modelo no se puede tomar como real, si nos brinda una gran información sobre las densidades habituales, en figura 8 podemos distinguir lo que sería una estructura típica de un material óseo, distinguiendo muy bien la z cortical y la zona trabecular.

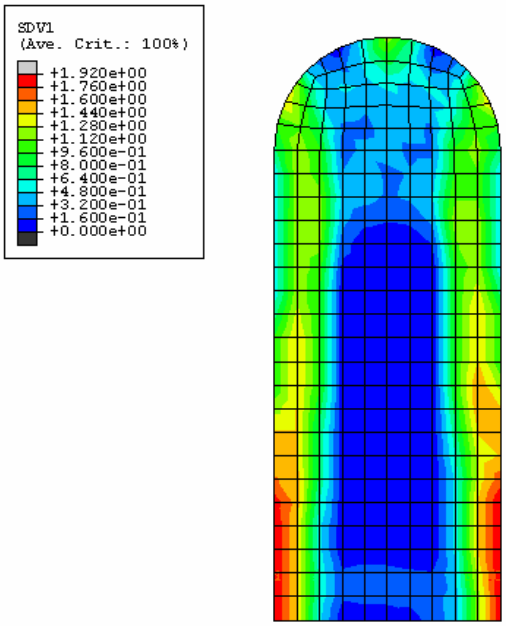

Figura 8. Distribución de densidad del hueso genérico a los 500 días.

5. Referencias.

1. **HUISKES R., R. R.; G.H, V. L.,** *et al.* "Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone". *Nature*. 2000. vol. 405, p. 704-706.
2. **HAZELWOOD, S. J.; M.R.B**, *et al.* "A mechanistic model for internal bone remodelling exhibits different dynamic responses in disuse and overload". *Journal of Biomechanics Engineering*, 2001, vol. 34, p. 299-308.
3. **C.J, H.; B.G.S,** *et al.* "A model of mechanobiologic and metabolic influences on bone adaptation". *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, vol. 37, nº 2, p. 235-244.
4. **HERNANDEZ, C. J.** *Simulation of bone remodelling during the development and treatment of osteoporosis.* Tesis doctoral, Univesidad de Stanford, 2001.
5. **TAYLOR, D. y LEE, T. C.** "Microdamage and mechanical behaviour: predicting failure and remodelling in compact bone". *Journal of Anatom*, 2003, vol. 203, p. 203-211.
6. **TAYLOR, D.; CASOLARI, E.,** *et al.* "Predicting stress fracture using a probabilistic model of damage, repair and adaptation". *Journal of Orthopaedic Science*, 2004, vol. 22, nº 3, p. 487-494.
7. **DOBLARÉ, M. y GÓMEZ, M. J.** "Modelling bone tissue fracture and healing: a review". *Engineering Fracture Mechanics*. 2004. p. 1809-1840. DOI: 10.1016/j.engfracmech.2003.08.03
8. **BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T. E.,** *et al.* "An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: A preliminary remodeling simulation". *Journal of Orthopaedic Research*, 1990, vol. 8, nº 5, p. 662-670.
9. **JACOBS, C. R.** "Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading". *Mechanical engineering*. Stanford University. 1994. p. 239.
10. **J.FISCHER, K. y AL,** E. "Observation of Convergence and Uniqueness of Node-Based Bone Remodeling Simulations". *Annals of Biomedical Engineering*. 1997. p. 261-268
11. **TOVAR, A.** "Bone remodeling as a Hybrid cellular automaton optimization process, in Aerospace and Mechanical Enginieering". Notre Dame: Indiana. 2004. p. 233.
12. **COWIN, S. C.** "Wolff´s law of trabecular architecture at remodeling equilibrium." *Journal of Biomechanics Engineering*, 1986, vol. 108, p. 83-88.
13. **WOLFF, J.** *The law of bone remodeling.* Berlin: Springer-Verlag, 1986.

H. Figueredo-Losada[1], V. González-Fernández[1], J. Batista-Aguiar[2], M. Muramatsu[3], Á. M. Felipe-Garmendia[4]

1. Departamento de Mecánica Aplicada. Facultad de Ingeniería Mecánica
Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría" – ISPJAE
Calle 114 #11901 e/119 y 127. Marianao. La Habana. CP 19390. Cuba.
E-mail: henry@mecanica.cujae.edu.cu, vladimir@mecanica.cujae.edu.cu
2. Departamento de Mecánica, Universidad de Sao Paulo. USP. Brasil
E-mail: jaguiar@yahoo.es
3. Departamento de Física General. Universidad de Sao Paulo. USP. Brasil
E-mail: mikiya@usp.br
4. Departamento de Odontología. Hospital Pediátrico Juan Manuel Márquez. La Habana. Cuba
E-mail: Mario.Felipe@infomed.sld.cu