

# Criterio de predicción de la vida útil de la prótesis total de cadera en función de la falla del cemento en el componente femoral.

G. García del pino\*, E. Gonçalves \*\*, J. L. Valín Rivera \*.

\*Facultad de Ingeniería Mecánica.

Instituto Superior Politécnico José A. Echeverría (ISPJAE)  
Calle 127 s/n, CUJAE, Marianao 15, Ciudad Habana, Cuba.  
Teléfono: 53 7-20 2267, Fax: 53 7-27 7129.

\*\*Dpto. de Ingeniería Mecánica de EPUSP, Brasil  
E-mail: gdelpin@mecanica.ispjae.edu.cu

(Recibido el 23 de Junio de 2001, aceptado el 14 de Enero del 2002).

## Resumen

## Resumen

En este trabajo se utiliza el Método de los Elementos Finitos para estudiar la combinación de diferentes parámetros, y su influencia en la vida útil de la prótesis total de cadera utilizando como criterio la falla del cemento que une estas prótesis al fémur, debido a que este tipo de falla es una de las fallas que mas provoca la pérdida de la implantación. Los parámetros estudiados aquí fueron el tipo de material del vástago de la prótesis dado por su modulo de elasticidad, la calidad del hueso dada por la densidad y las cargas simulando diferentes actividades físicas y diferentes pesos del cuerpo.

Los resultados obtenidos a través del Método de los Elementos Finitos, fueron procesados utilizando rutinas creadas en lenguaje C y técnicas de estadística, determinando las variables más influyentes y los valores más favorables para obtener una transmisión apropiada de cargas, que garanticen una vida útil mayor.

**Palabras claves: biomecánica, ortopedia, elementos finitos, modulación**

## 1. Introducción.

La primera aplicación de los principios de la mecánica en la ortopedia está en el trabajo de MELLER (1867) [1] donde se hace un análisis de tensiones en la parte superior del fémur. Este trabajo se siguió después por WOLFF (1870) [2] y otros autores y aunque éstos no usaron el "Método de los Elementos Finitos" (MEF), motivaron el empleo del mismo. PAUWELS (1948) [3] realizó experimentos de foto-elasticidad dirigidos a la teoría de la adaptabilidad de los huesos a los esfuerzos mecánicos. KUMER (1966) [4] demostró cualitativamente la similitud entre un modelo tridimensional y la arquitectura del hueso trabecular del fémur. Los trabajos de JONES et. al (1977) [5] y de WOOD et. al (1979) [6] mostraron un aumento en la densidad y en el espesor de los huesos en animales sometidos a ejercicios fuertes. También existen los

trabajos de RAMBAUT & JOHNSON (1979) [7] donde se observó el estancamiento en la formación y crecimiento de los huesos de animales que viajaron al espacio dónde hay ausencia de gravedad. Según SLOOFF (1977) [8] otro aspecto que influencia en los procesos del remodelación es el injerto de implantes o prótesis metálicas que son mucho más rígidos que el material óseo y produce un efecto del escudo a la transmisión de esfuerzo, que provoca la reabsorción de hueso en los lugares dónde la transmisión de esfuerzos no existe y eso puede minimizarse con patrones de tensiones naturales. En la actualidad las investigaciones en las que se evalúa la conducta mecánica de los huesos y sus prótesis, se dirigen a aumentar la vida útil de las mismas, utilizando varias técnicas: clínicas, computacionales y de laboratorio, tratando de conseguir nuevos materiales para las prótesis y para el cemento que une las prótesis al hueso. En esa línea de

investigación se pueden mencionar los trabajos de GUSTILO et al. (1989) [9] y CHIAL et al. (1992) [10].

Los programas de elementos finitos, muy usados en los análisis de estructuras y componentes mecánicos, pueden aplicarse en el análisis de tensiones en prótesis y huesos, desde que se definan las propiedades del material y la geometría cuidadosamente. Este procedimiento además de incurrir en la disminución del costo de análisis y del tiempo de procesamiento, ha presentado buenos resultados y ha proporcionado un entendimiento perfecto de la interacción prótesis-hueso.

Este trabajo se realiza con el propósito de prever y reducir el nivel de falla de las prótesis y de asegurar una vida útil elevada, debido a que cada vez más es necesario el uso de implantes en pacientes jóvenes. A través de los métodos de seguimiento clínico no es posible determinar el mejor tipo de prótesis debido a sus limitaciones, principalmente al tiempo. Por consiguiente, se emplea en este trabajo el MEF para estudiar la combinación de diferentes parámetros, y su influencia en la vida útil de las prótesis basados en la falla del cemento que las une al fémur, debido a que este tipo de falla es una de las que mas provoca la pérdida de la implantación, para esto fue utilizado el código de Elementos Finitos "LUSAS, (FEA Ltda United Kindom) [11].

## 2. Materiales y Métodos.

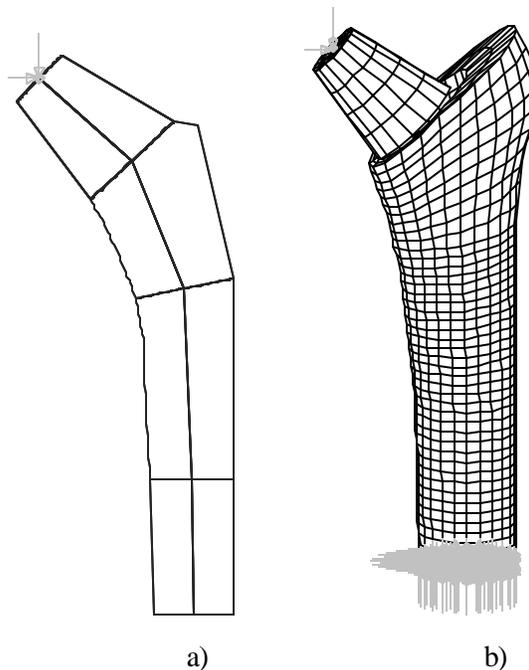
A través de modelos de Elementos Finitos, como pueden ser observados en la Figura 1, fue evaluada la falla del cemento en función de la generación de tensiones equivalentes máximas en la capa de cemento. Esta generación de tensiones se estudió de dos maneras:

a)-Manteniendo la fuerza constante y analizando cómo influyen en la generación de tensiones máximas en la capa de cemento, la variación del módulo de elasticidad del vástago de la prótesis y la densidad del hueso

b)-La otra manera fue manteniendo las mismas características de los materiales y calidad del hueso y variando la fuerza según el peso del cuerpo y la actividad física.

Fueron modelados tres componentes independientes (vástago, cemento y hueso), considerados como materiales linealmente elásticos. Para el cemento acrílico las propiedades fueron mantenidas constantes  $E = 2617 \text{ MPa}$  y  $\eta = 0.23$ , siendo variando el módulo de elasticidad del vástago y la calidad del hueso. Los valores de módulo de elasticidad del vástago de las prótesis y de densidad del hueso utilizados pueden verse en la Tabla 1 donde también se observan las tensiones máximas generadas en la capa de cemento a partir de los

resultados de modelos desarrollados de Elementos Finitos, en función de los valores de densidad del hueso y módulo de elasticidad del vástago, para una de las posiciones del ciclo de caminar.



**Figura 1.** Geometría para el vástago de la prótesis tipo CHARNLEY: a) Componente femoral, b) Implantación en el fémur.

**Tabla 1.** Tensiones máximas en la capa de cemento en función de la densidad del hueso y del módulo de elasticidad del vástago de la prótesis.

$S_E$ (MPa)	$d$ $\text{g/cm}^3$	$E$ (GPa)
16,5	0,6	15
11	1	15
9,4	1,6	15
9,9	2,2	15
16,24	0,6	57
8	1	57
5	1,6	57
5	2,2	57
16,5	0,6	100
5,8	1	100
4,22	1,6	100
4,42	2,2	100
16,8	0,6	163
6	1	163
3,5	1,6	163
3,2	2,2	163
16,8	0,6	210
7	1	210
3,1	1,6	210
3,1	2,2	210

### 3. RESULTADOS.

Como fueron analizados varios casos de carga para esas condiciones de modulo de elasticidad y de calidad del hueso fue necesario la creación de varias rutinas en lenguaje "C", que evaluaron y organizaron los datos

para un análisis estadístico posterior. Después que los datos fueron procesados por regresión múltiple, se obtuvo el modelo siguiente, según la ecuación 1:

$$S_E = 126,061\delta_o - 219,063\delta_o^2 + 132,063\delta_o^3 - 26,160\delta_o^4 - 0,174E_h + 2e^3E_h^2 - 9,1e^{-6}E_h^3 + 1,6e^{-8}E_h^4 \quad (1)$$

Donde:

SE= Tensión equivalente máxima  
 $\delta_o$  densidad del hueso (g/cm<sup>3</sup>)  
 Eh módulo de elasticidad del vástago (GPa)

Los parámetros estadísticos que representan la validez del modelo, dados por el programa (ESTATISTIC), son: R= 0.99426848, R<sup>2</sup>= 0.98856982 con p< 0.00000 e Std.Error = 0.13774. Aquí fue comprobado que el módulo de elasticidad del vástago no fue una variable significativa, por lo que se estudio la influencia del peso del cuerpo conjuntamente con la calidad del hueso en la transmisión de las tensiones equivalentes máximas

Para definir el modelo para la generación de tensiones equivalentes máximas en la capa de cemento se emplearon como variables independientes el peso del

cuerpo y la densidad del hueso. Para esto se fueron combinando diferentes pesos y diferentes densidades del hueso. De acuerdo con los resultados obtenidos, la tensión máxima equivalente en la capa de cemento aumentó con el incremento del peso del cuerpo y con la disminución de la densidad del hueso, pero, el aumento de la tensión fue de manera diferente para las densidades superiores a 1.0 g/cm<sup>3</sup>, por eso fue necesario realizar dos regresiones múltiples: una para las densidades menores a 1.0 g/cm<sup>3</sup> y otro para las densidades mayores.

Para el caso en que son consideradas las densidades más pequeñas se obtuvo el modelo siguiente expresado en la ecuación 2, después de que los datos fueron procesados por regresión:

$$S_E = 130.48 + 0.178 * w - 0.000002 * w * w - 342.666 * \delta + 215.679 * \delta * \delta - 0.153 * w * \delta. \quad (2)$$

Donde:

W= Peso Del cuerpo em N  
 $\delta$ = Densidad del hueso  
 S<sub>E</sub>= Tensión equivalente máxima

Los parámetros estadísticos que representan la validez del modelo, dados por el programa fueron: R = 0.9987,

R<sup>2</sup> = 0.995 con p < 0.00000 y Std. Error: 0.0684. En el gráfico de la Figura 2 esta representado el modelo anterior. Para las densidades mayores a 1.0 g/cm<sup>3</sup>, después que los datos fueron procesados por regresión múltiple, se obtuvo el modelo siguiente dado en la ecuación 3, cuyo gráfico corresponde a la Figura 3.

$$S_E = 28.285 + 0.037 * w - 3.042e^{-6} * w * w - 39.742 * \delta + 12.346 * \delta * \delta - 0.009 * w * \delta \quad (3)$$

Una característica importante a mencionar es el hecho que cuando la densidad del hueso es baja las tensiones máximas equivalentes en la capa de cemento se producen en la punta del vástago del componente femoral (parte inferior) y sus valores son altos (Figura 4). Con el incremento de la densidad del hueso, estas

tensiones equivalentes máximas en la capa de cemento van disminuyendo y pasan para la parte superior. Esta observación coincide con que algunos autores mencionaron previamente, que las grietas y las fallas del cemento empiezan en las puntas de los vástagos.

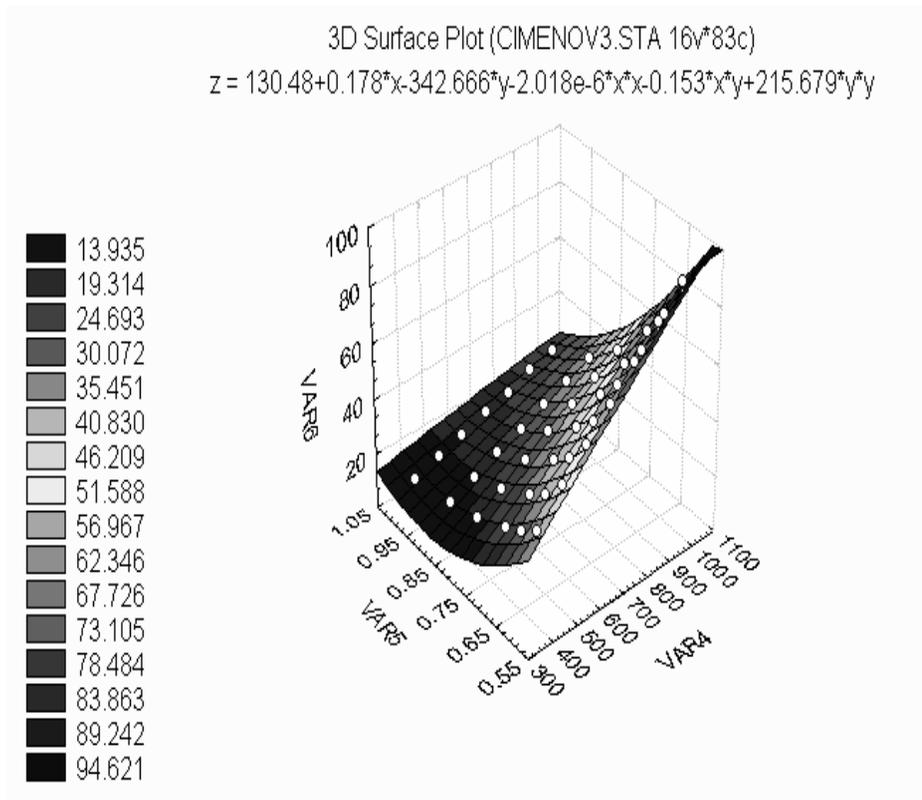


Figura 2. Representación del modelo de la influencia de la densidad del hueso (VAR 5 ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )) y del peso del cuerpo (VAR 4 (N)) en la tensión equivalente máxima (VAR 6 (MPa)) en la capa de cemento, para densidades bajas.

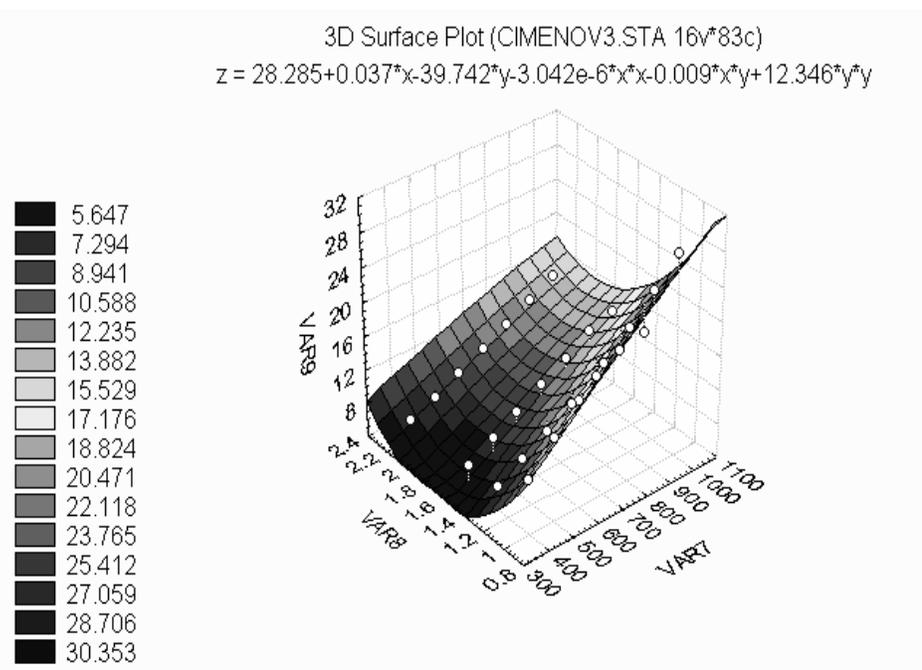


Figura 3. Representación del modelo de la influencia de la densidad del hueso (VAR 8 ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )) y del peso del cuerpo (VAR 7 (N)) en la tensión equivalente máxima (VAR 9 (MPa)) en la capa de cemento, para densidades altas

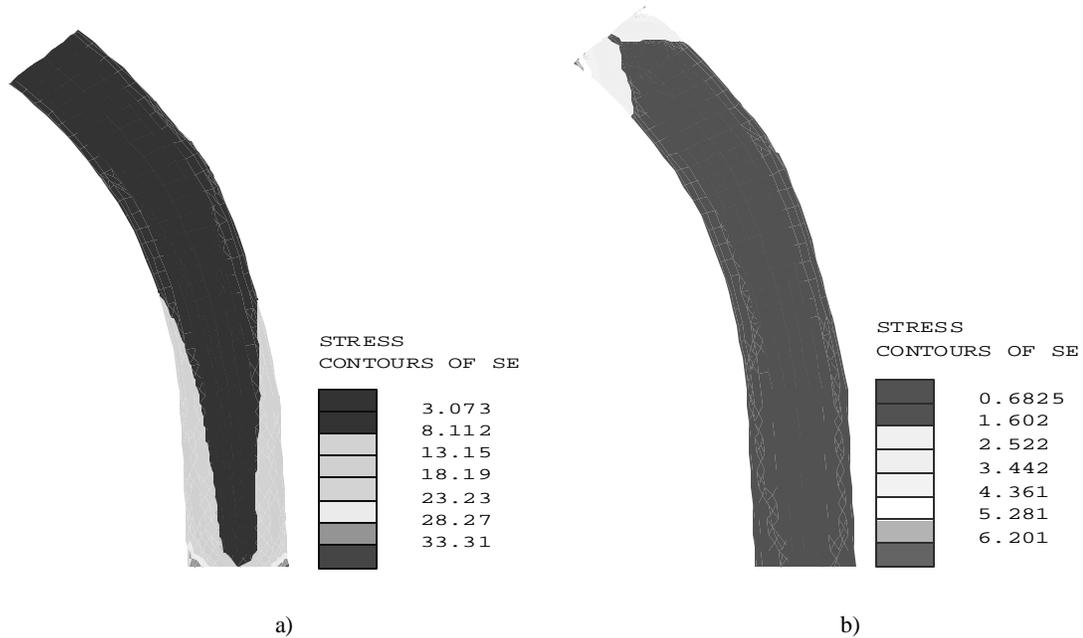


Figura 4 . Puntos de tensión equivalente máxima en el cemento en función de la densidad del hueso para las mismas condiciones de carga y el mismo material da vástago de la prótesis: a)-Densidad baja del hueso. b)- Densidad alta del hueso.

Realizando un ajuste de la ecuación de la resistencia a la fatiga para el cemento PMMA, [12], y considerado un millón de ciclos por año, se obtuvo un modelo para la vida útil de la prótesis  $Vu(ci)$ , en función de la falla del cemento como:

$$Vu(ci) = 82.59 - 5.65SE + 0.121SE^2 - 8.3e-4SE^3 \quad (5)$$

Donde el valor de  $S_E$  es determinado por las ecuaciones anteriores.

#### 4. Conclusiones.

- De acuerdo con los resultados obtenidos en este trabajo podemos plantear como conclusiones que los factores o variables que mas influyen en la falla del cemento son el peso del cuerpo o actividad física que realiza y la densidad del hueso.
- Considerando la resistencia del cemento, la resistencia del de la interfase cemento-hueso, la resistencia de la interfase vástago-hueso en prótesis no cementadas (osteointegración) y la influencia del efecto del escudo en la reabsorción del hueso, los vástagos más rígidos (CrCoMo) son más aconsejables para prótesis cementadas y los menos rígidos para prótesis no cementadas
- En el caso de prótesis cementadas, para las densidades del hueso muy bajas el esfuerzo equivalente máximo aumenta considerablemente en el cemento y disminuye en el hueso, lo cual es desfavorable para la vida útil de la prótesis. El

incremento de la fuerza produce un aumento principalmente en la transmisión de esfuerzos al cemento para densidades bajas del hueso y vástagos flexibles, porque lo importante no es la rigidez de la prótesis, sino, la relación de la rigidez del vástago con la rigidez del hueso, según la densidad del mismo.

#### 5. Bibliografía.

1. MEYER, H. **Die architectur der spongiosa**, ARCHIV. F. Anat. Phys. und Wissenssch Medizin, p. 613, 1867.
2. WOLFF, J. **Über die Innere Architecur der Knochen und ihie Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum**, Virchow's Arch. f. path. Anat. u. Phys., n. 50, p. 389, 1870.
3. PAUWELS, F. **Bedeutung und Kausale Erklarung der Spongiosaar chitecur in neuer Auffassung**, Arztl. Wschr., n. 3, p. 379, 1948.
4. KUMMER, B. **Photoelastic studies on the functional structure of bone**, Folia Biotheoretica, v. 6, p. 31-40, 1966.
5. JONES, H.H. et al. **Humeral hypertropy in response to exercise**, J. Bone Joint Surg., n. 59(A), p. 204-208, 1977.
6. WOO, S.L.Y. et al. **The effects of stresses on long bone remodelling: A study of Wolff's law**, Trans, 25th AMOR, v. 4, p. 93, 1979.
7. RAMBAUT, P.C. and JOHNSON, R.S. **Prolonged weightlessness and calcium loss in**

- man, Acta Astronautica, v. 6, p. 1113-1122, 1979.
8. SLOOFF, T.J. **De invloed van het acrycemenent bij de fixatie van de heupprothese**, Dissertation, Univ of Nijmegen, The Netherlands, 1977.
  9. GUSTILO, R.B. et al. **Rationale experience and results of long-stem femoral prosthesis**, Clinical Orthopaedic , v. 249, p. 159-168, 1989.
  10. CHEAL, E. J. et al. **Role of loads and prosthesis material properties in the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty**, Journal of Orthopaedics Research, v. 10, p 405-422, 1992.
  11. **Manual do código de Elementos Finitos "LUSAS"**, Surrey, United Kingdom, 1998.
  12. HERTZBERG R.W. and MANSON J.A. **Fatigue of engineering plastics**, ed Academic Press. INC. New York, 1980.
- 

## **Life prediction criteria of hip prosthesis according to cement failure in femoral component.**

### **Abstract**

In this paper the Finite Element Method is employ in order to study different parameters combination and their influence in the duration of total hip prosthesis, taking as decision criteria the failure of cement that keep together femur and prosthesis, taking in account that this is the most common cause of implantation lost. The target parameters were: shank prosthesis material given by elasticity modulus, bone quality given by density, and finally, loads simulating different physical activities and body weight. The results were processed by means of statistical techniques and C language routines allowing to obtain the more influent variables to a proper load transmission and greater useful prosthesis life.

**Key words: Biomechanics, orthopaedic, finite elements, modulation**