

Un método numérico-experimental para el análisis comparativo de prótesis articulares

R. Claramunt*, E. Rincón**, V. Zubizarreta* y A. Ros*

Resumen

La dificultad que existe para el análisis de tensiones mecánicas en huesos es elevada debido a sus complejas características mecánicas y morfológicas. Esta complejidad hace muy cuestionables tanto las modelizaciones generalistas como las conclusiones derivadas de ensayos sobre prototipos. En esta comunicación se presenta un método sistemático relativamente simple de análisis comparativo, que permite establecer algunas diferencias de comportamiento entre distintos tipos de prótesis. El método, aplicable en principio a cualquier problema articular, se basa en analizar las perturbaciones que se producen en los estados naturales de tensión de un hueso tras la inserción de una prótesis y combina el análisis numérico mediante un modelo tridimensional de elementos finitos con estudios experimentales basados en recubrimiento fotoelástico y extensometría eléctrica. El método experimental se aplica a la comparación de dos vástagos femorales de prótesis de cadera de distinta filosofía no cementados: uno de asiento oblicuo sobre hueso esponjoso y otro de asiento horizontal sobre hueso cortical.

Palabras clave

Tensiones en huesos. Prótesis de cadera. Elementos finitos. Fotoelasticidad. Extensometría eléctrica.

An experimental-numerical method for comparative analysis of joint prosthesis

Abstract

The difficulty that exists in the analysis of mechanical stresses in bones is high due to its complex mechanical and morphological characteristics. This complexity makes generalists modelling and conclusions derived from prototype tests very questionable. In this article, a relatively simple comparative analysis systematic method that allow us to establish some behaviour differences in different kind of prosthesis is presented. The method, applicable in principle to any joint problem, is based on analysing perturbations produced in natural stress states of a bone after insertion of a joint prosthesis and combines numerical analysis using a 3-D finite element model and experimental studies based on photoelastic coating and electric extensometry. The experimental method is applied to compare two total hip prosthesis cement-free femoral stems of different philosophy: One anatomic of new generation, being of oblique setting over cancellous bone and the other madreporique of trochantero-diaphyseal support over cortical bone.

Keywords

Stresses in bones. Hip prosthesis. Finite Element. Photoelasticity. Electric extensometry.

1. INTRODUCCIÓN

El objetivo del presente trabajo es el estudio comparativo de dos modelos de vástago femoral de prótesis de cadera. Los modelos analizados proceden del mismo fabricante (Howmedica Inc.) y sus filo-

sofías médicas son radicalmente distintas: El modelo "Salamanca Mark II" es un vástago de asiento plano trocantero-diafisario sobre hueso cortical. El modelo "ABG" (Anatomic Benoit-Girard), es un vástago de última generación de apoyo oblicuo insertado en hueso esponjoso (Fig. 1).

(*) Dpto. de Mecánica Estructural y Construcciones Industriales, E.T.S.I. Industriales, UPM. c/ José Gutiérrez Abascal, 2. 28006 Madrid (España).

(**) Dpto. de Tecnología Industrial, Escuela Politécnica Superior, Universidad Alfonso X "El Sabio", Avda. de la Universidad, 1. 28691 Villanueva de la Cañada, Madrid (España).

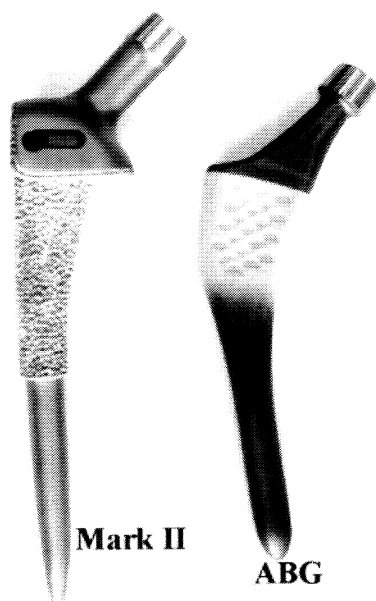


Figura 1. Modelos de vástago.

Figure 1. Models of stems.

2. METODOLOGÍA

2.1. Estudio experimental

2.1.1. Introducción

Para el estudio se dispuso de dos ejemplares de la misma talla de cada modelo de vástago (cuatro vástagos en total). Un vástago de cada modelo se analizó por medio de dos técnicas experimentales

diferentes: extensometría eléctrica y fotoelasticidad por reflexión.

Se han empleado 4 fémur humanos secos geoméricamente semejantes pero procedentes de cuatro individuos distintos. Dos se emplearon para el análisis fotoelástico y otros dos para el extensométrico. Cada uno de los cuatro fémur se empotró por la zona más próxima a la rodilla con mortero rápido sin retracción para formar una base semiesférica.

Sobre cada fémur intacto se han realizado dos ensayos con 300 N de carga (vertical y con 30° de inclinación respecto de la vertical) aplicada sobre la cabeza del fémur (Fig. 2), simulando el equilibrio monopodal con la pierna recta o flexionada. Estos dos ensayos se han repetido sobre cada fémur, ya con el vástago implantado.

Las diferencias obtenidas en los resultados de los ensayos con y sin prótesis son el parámetro que se utiliza para comparar los vástagos desde el punto de vista de su estabilidad (ausencia de movimientos) a corto plazo y de la variación que se induce en el estado tensional natural del hueso por efecto de la presencia del vástago.

Evidentemente estos ensayos son una simplificación de la realidad, pero ofrecen la suficiente riqueza en cuanto a esfuerzos transmitidos y estados tensionales generados, como para que den una idea significativa del comportamiento de los vástagos y, sobre todo, permiten efectuar una comparación entre estados tensionales en el hueso fémur intacto y con prótesis implantada.

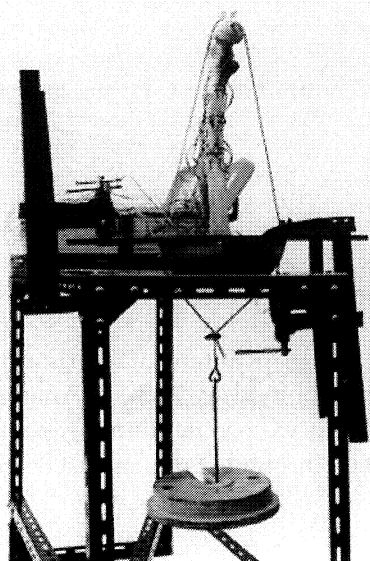
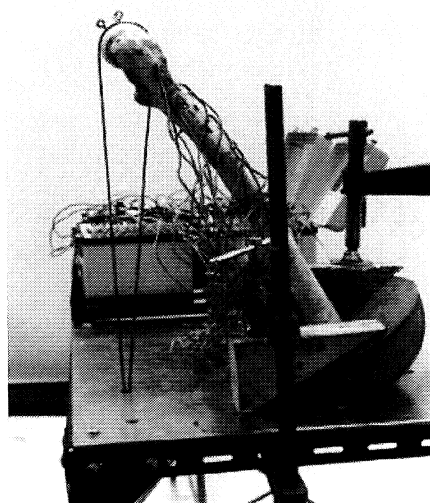


Figura 2. Ensayos.

Figure 2. Test.



2.1.2. Estudio fotoelástico

Para el estudio fotoelástico se aplicó, a dos de los fémur, un recubrimiento fotoelástico de resina epoxi de 2 mm de espesor. Se realizaron sobre cada fémur los dos ensayos (vertical e inclinado) en polariscopio circular, no observándose prácticamente franjas de isocromáticas, señal de que el grado de deformación era inferior a la sensibilidad del material fotoelástico.

Tras insertar los dos modelos de vástago, uno en cada fémur, se repitieron los ensayos. En ninguno de los dos apareció concentración de tensiones en la zona de inserción del vástago. En el caso del modelo "Mark II" apareció una fuerte concentración de tensiones puntual en uno de los puntos de contacto del apoyo.

El hecho de que ninguno de los dos modelos presente concentración de tensiones en la zona de inserción puede significar que éstas son pequeñas y que su nivel no es suficiente como para ser captado con la sensibilidad del material fotoelástico empleado.

El punto de concentración aparecido en el modelo "Mark II" se debe a un defecto en la técnica operatoria: Es casi imposible asegurar un asiento perfectamente plano durante la operación. Este hecho puede implicar un riesgo para la estabilidad inicial del vástago, pero su efecto puede quedar minimizado rápidamente por la remodelación ósea y la osteointegración.

2.1.3. Estudio extensométrico

Los otros dos fémur se han instrumentado cada uno con 20 galgas extensométricas resistivas de 120 Ω y 3 mm de longitud de rejilla, orientadas en dirección longitudinal y transversal respecto al eje del fémur, y situadas aproximadamente en los mismos puntos en ambos fémur (Fig. 3).

Se realizaron los dos ensayos (vertical e inclinado) y se tomaron lecturas de las galgas.

Tras insertar los dos modelos de vástago, uno en cada fémur, se repitieron los ensayos y se compararon las lecturas de las galgas con las de los ensayos anteriores.

En ambos modelos, las diferencias de comportamiento entre fémur intacto y con prótesis implantada fueron apreciables en el tercio más próximo a la cabeza del fémur, pero fueron mucho más exageradas en el caso del modelo ABG, llegando a presentar incluso cambios de signo en las deforma-

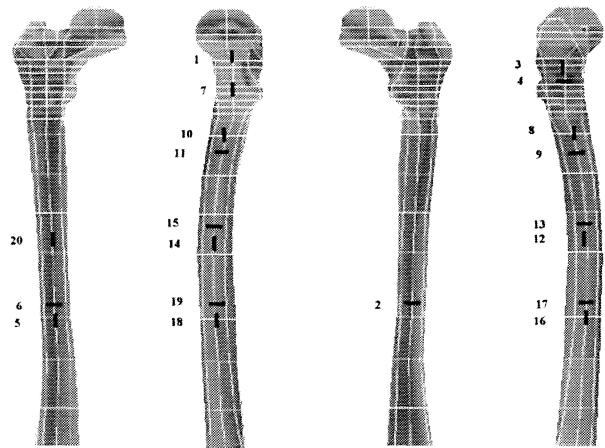


Figura 3. Posiciones de las galgas extensométricas.

Figure 3. Positions of the extensometers.

ciones e incrementos de 3 a 4 veces en la zona del fémur a la altura del extremo del vástago.

2.2. Análisis numérico

Para el análisis numérico de tensiones se ha empleado el Método de los Elementos Finitos (MEF).

2.2.1. Geometría del modelo

La geometría del modelo se ha generado partiendo de un ejemplar intacto de fémur fresco de cadáver humano, obteniendo imágenes consecutivas de las secciones del mismo mediante Tomografía Axial Computerizada (TAC). Las imágenes procedentes del TAC (mapas de bits) se han vectorizado y ajustado a curvas mediante el método de mínimos cuadrados (Fig. 4).

Las curvas así obtenidas definen el contorno exterior del fémur y el límite de la zona de hueso cortical. A partir de estas curvas se generan superficies con el pre-procesador del programa de Elementos Finitos. A partir de las superficies se definen los volúmenes constitutivos del modelo en tres dimensiones (Fig. 5).

2.2.2. Mallado y características mecánicas del material óseo

Las variables implicadas en este apartado (elección del tipo de elemento, tipo de material, refinado de la malla, etc.) se han ajustado mediante ensayos extensométricos semejantes a los descritos anteriormente, pero realizados con el hueso fresco del cual se ha obtenido la geometría mediante el procedimiento anteriormente comentado. Se ha

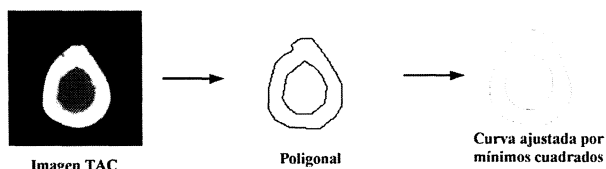


Figura 4. Generación de secciones a partir de TAC.

Figure 4. Generation of sections from TAC.



Figura 5. Generación de volúmenes a partir de secciones.

Figure 5. Generation of volumes from sections.

conseguido un acuerdo casi perfecto entre valores experimentales y numéricos empleando el siguiente modelo.

La mayor parte del volumen se malla con elementos hexaédricos lineales de 8 nodos. En las zonas donde la geometría es compleja y donde el hueso cortical desaparece se emplea un elemento hexaédrico cuadrático de 20 nodos. La superficie de la cabeza del fémur se malla con elementos tipo membrana de 0,5 mm de espesor (Fig. 6).

El modelo completo del fémur (excluyendo la parte más próxima a la rodilla) consta de 4670 elementos y 5843 nodos, número bastante reducido si se compara con otros modelos publicados.

Se ha elegido un modelo de materiales isotrópicos, elásticos y lineales. Las propiedades mecánicas elegidas son:

	Hueso cortical	Hueso esponjoso
Módulo de Young E (GPa)	18	0,3-0,7
Coefficiente de Poisson μ	0,3	0,3

2.2.3. Estudio numérico del hueso con vástago insertado

Una vez validado el modelo de elementos finitos del fémur, el siguiente paso que es necesario dar consiste en la realización del modelo numérico del fémur con vástago femoral implantado, y su validación. Este proceso se encuentra actualmente en curso.

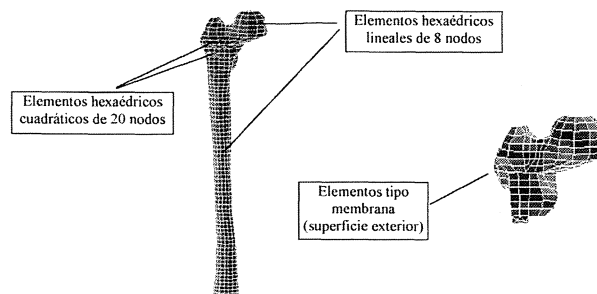


Figura 6. Mallado del modelo. Tipos de elemento empleados.

Figure 6. Model grid. Types of used elements.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El vástago "ABC" parece presentar una ligera mejor estabilidad a corto plazo, sin fenómenos de concentración de tensiones apreciables, bajo las condiciones de carga estudiadas.

El vástago "Mark II Salamanca" perturba en mucha menor medida la distribución de tensiones natural de la zona proximal del fémur, en las condiciones del estudio. La concentración de tensiones puntual que puede presentarse cuando el asiento no se realiza adecuadamente no parece importante desde el punto de vista biomecánico.

El modelo de elementos finitos del fémur intacto parece representar muy fielmente la realidad. La realización de un modelo del fémur con vástago implantado aparece como el paso natural siguiente, y podría aportar una herramienta de análisis de fundamental importancia.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a Howmedica Inc. y al Hospital Universitario de Salamanca su apoyo económico y técnico.

REFERENCIAS

- [1] G. LORD *et al.*, *Revue de Chirurgie Orthopédique*, Masson, Paris 66 (1980) 141-156.
- [2] J.M. GARCÍA *et al.*, *XVI Congreso anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 1998, pp. 383-386.
- [3] E. RINCÓN *et al.*, *XVI Congreso anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 1998, pp.387-390.
- [4] M.I. CABADAS, Tesis Doctoral, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, 1993.