

## APLICACION DEL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS AL ESTUDIO DE LA ROTURA A TORSION DE BIOMATERIALES

C. Navarro, J.M. Martínez, C.K. Lau, J. Planas y M. Elices

Departamento de Ciencia de Materiales. E.T.S. Ingenieros de Caminos. Universidad Politécnica de Madrid. Ciudad Universitaria. 28040-MADRID.

### RESUMEN

Se ha modelizado, mediante elementos finitos, el comportamiento a torsión hasta rotura de cúbitos de conejo, suponiendo un comportamiento elástico y lineal. Los resultados numéricos —momento en función del giro— coinciden muy bien con los resultados experimentales y las líneas de rotura observadas coinciden con las isobaras correspondientes a  $45 \text{ N/mm}^2$ , indicando la posibilidad de aplicar un criterio de rotura basado en un valor máximo de la tensión de tracción.

### ABSTRACT

The behaviour of rabbit ulnae under a torsion test was modelled using finite elements under the assumption of linear elasticity. Numerical and experimental results of torque versus twist angle, agree quite well, and the fracture lines are coincident with lines of tensile stress equal to  $45 \text{ N/mm}^2$ , suggesting that a maximum tensile strength criterion may be adequate as a fracture initiation condition.

### INTRODUCCION

Este trabajo forma parte de una investigación iniciada en 1990 que realizan conjuntamente los Departamentos de Traumatología y Cirugía Ortopédica de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Madrid y el de Ciencia de Materiales de la Escuela de Ingenieros de Caminos de la Universidad Politécnica de Madrid. El objetivo de la investigación es el estudio del comportamiento biomecánico de implantes óseos en cúbitos de conejos.

Para estudiar el comportamiento mecánico de los implantes se ha puesto a punto un ensayo de torsión. En este ensayo se registra el par torsor en función del ángulo girado y es relativamente sencillo, preciso y repetitivo (1-5). Se han ensayado huesos intactos y huesos con implante. Los primeros ensayos han servido para comprobar la repetitividad y fiabilidad del método y los segundos para clarificar el comportamiento a torsión de los implantes.

Para analizar numéricamente los resultados anteriores y, concretamente, para caracterizar el comportamiento de la interfase implante-hueso, se han modelizado mediante elementos finitos los huesos ensayados. En una primera fase se han modelizado los huesos sin implante para extraer los parámetros mecánicos del material base y para explorar si un modelo elástico lineal era suficiente para explicar el comportamiento hasta rotura. En una segunda fase se está estudiando el comportamiento mecánico del hueso con el implante.

En esta comunicación se resumen algunos resultados de la primera fase. En primer lugar se describe, brevemente, el ensayo de torsión y se resumen los resultados experimentales. Después se comenta la modelización realizada y se analizan los resultados numéricos obtenidos.

## ESTUDIO EXPERIMENTAL

El esquema del dispositivo utilizado para la realización de los ensayos a torsión se indica en la figura 1. La muestra del biomaterial se sujeta, mediante escayola, a dos cabezas huecas coaxiales de aluminio que, a su vez, se unen mediante rosca a dos espárragos de sección hexagonal que encajan en las mordazas de la máquina de ensayo (INSTRON modelo 1115).

En el montaje anterior se consigue, mediante un dispositivo especial que puede apreciarse en la figura 1, un centrado adecuado y, sobre todo, una repetitividad en el montaje de la muestra a ensayar. La longitud libre de la muestra es de 30 mm.

Los ensayos se realizaron a velocidad de giro controlada de 10,5 mrad/s y el momento torsor aplicado se registró de forma continua permitiendo la confección de la gráfica momento torsor-giro entre cabezas. Un resultado típico del ensayo está recogido en la figura 2, observándose un comportamiento marcadamente elástico-lineal del biomaterial.

La rotura de la muestra de biomaterial se inicia inestablemente al alcanzarse la carga máxima, con emisión acústica claramente audible, pero sin que se produzca la rotura total de la probeta, de forma que la muestra sigue resistiendo un cierto momento torsor. Para poder determinar la iniciación y progreso de la fractura, las muestras se descargaron y desmontaron inmediatamente después del inicio de la fractura inestable.

Los resultados de los seis ensayos realizados se encuentran recogidos en la tabla 1.

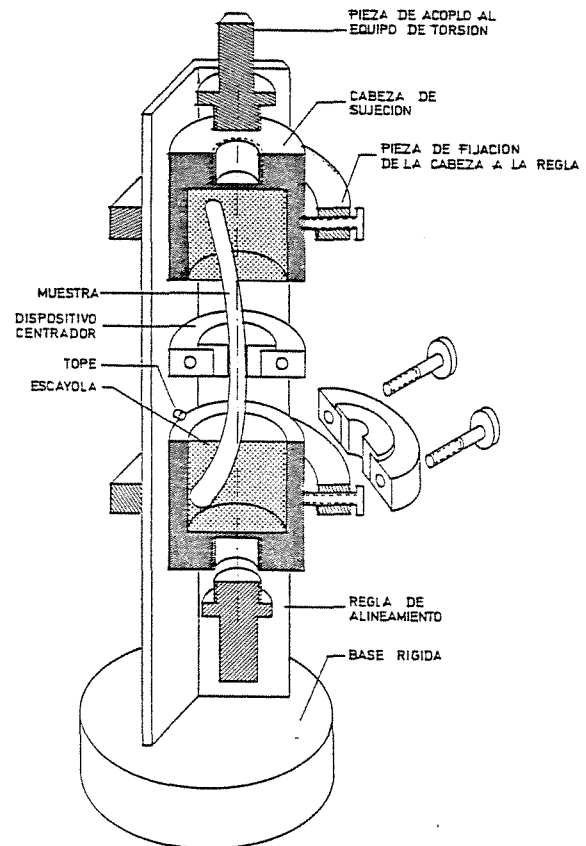


Figura 1

TABLA 1

MUESTRA CONTROL	C7	C8	C9	C10	C11	C12	Valor Medio
MAXIMO MOMENTO TORSOR RESISTIDO (N mm)	494	502	542	494	483	538	509
GIRO MAXIMO (°)	14	13	13	15	12	13	13

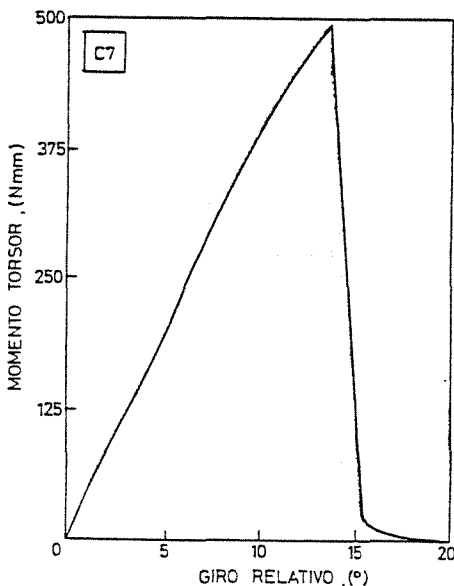


Figura 2

Los seis gráficos obtenidos son similares, con una pendiente prácticamente recta hasta el inicio de la rotura, lo que induce a pensar un comportamiento elástico y lineal, en primera aproximación. Los valores del momento torsor máximo y del giro asociado, también son similares en los seis ensayos, indicando que el ensayo es repetitivo en la hipótesis de que las seis probetas sean equivalentes.

ESTUDIO NUMERICO

La simulación numérica consta de tres fases. La primera, fase de *preproceso*, incluye la obtención de los datos geométricos de la muestra del biomaterial a modelizar así como la preparación de la malla de elementos finitos. La segunda fase, corresponde al *proceso* de cálculo numérico. Y, por último, en la tercera fase se procede al *postproceso* de los resultados obteniéndose, principalmente, salidas gráficas que permiten visualizar, de una forma rápida, los niveles tensionales alcanzados en diferentes zonas del hueso y, por tanto, predecir líneas de rotura.

Fase de Preproceso:

Después de ensayadas las muestras de biomaterial, y una vez limpiadas de cualquier resto orgánico, fueron reconstruidas. Con objeto de obtener información geométrica de diferentes secciones de las muestras reconstruidas, con un mismo sistema de referencia, se diseñó un dispositivo especial cuyo esquema se muestra en la figura 3. El comparador situado sobre la muestra indica la distancia al eje de giro, que se toma de referencia, de puntos previamente marcados sobre ella. Este dispositivo permite, una vez cortado el hueso en pequeñas rebanadas, situar cualquier sección respecto a las anteriores.

Posteriormente, cada muestra se cortó en 11 rebanadas de 2 mm de espesor cada una. En total se cortó una longitud igual a 22 mm que incluía la zona fracturada del biomaterial. Estas rebanadas se llevaron a un proyector de perfiles donde se obtuvieron las definiciones geométricas de todas las secciones consideradas.

Con los datos geométricos anteriores se han realizado unos modelos de elementos finitos de todos los casos de control que se analizaron experimentalmente. El tipo de elemento considerado es uno tridimensional de ocho nudos, recogido en la figura 4, uno de los modelos realizados. El número de elementos varía de un modelo a otro, aunque en todos los casos ronda los 200 elementos.

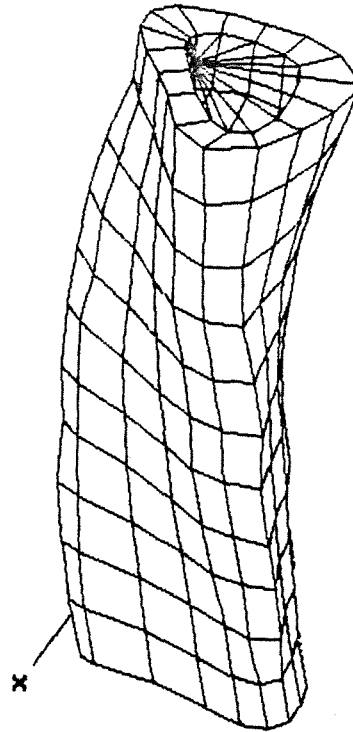


Figura 4

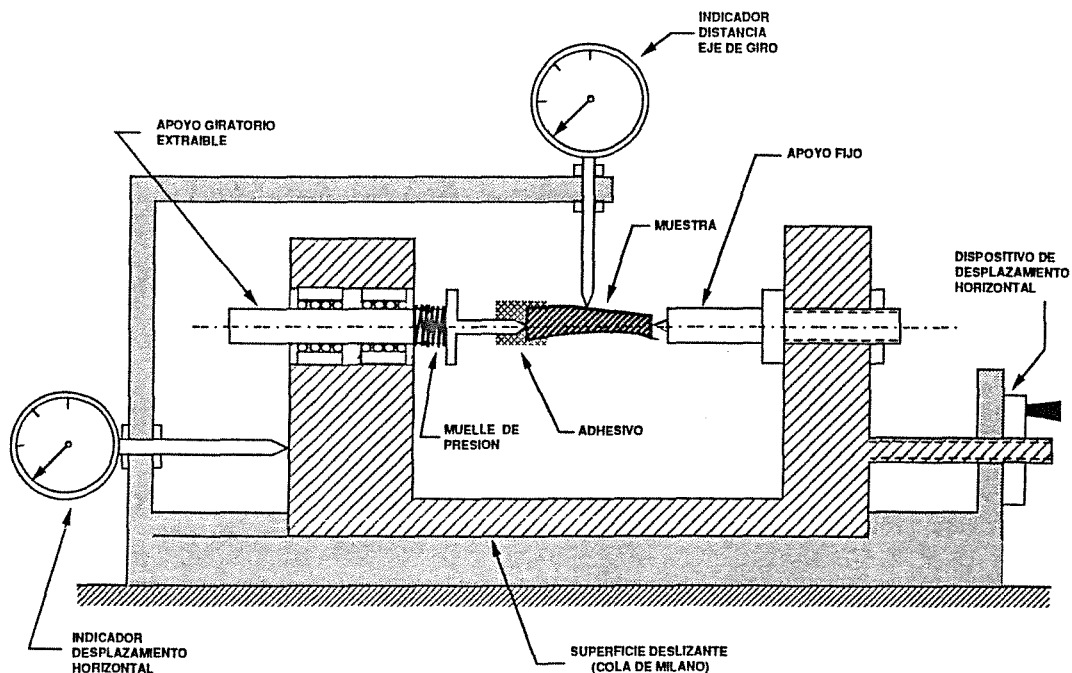


Figura 3

*Fase de Proceso*

El comportamiento del biomaterial se ha considerado elástico-lineal hasta rotura, teniendo en cuenta los resultados experimentales.

Los modelos de elementos finitos anteriores fueron procesados mediante el programa de ordenador SAP-86 (6) que está preparado para trabajar en un ordenador personal de, al menos, 640 K de memoria RAM. El programa posee una amplia biblioteca de tipos de elementos. El aquí utilizado es el denominado "brick" tridimensional de ocho nudos y posee la capacidad de considerar la existencia de modos incompatibles de deformación, lo que le hace particularmente apropiado para el tipo de carga que se considera en este estudio.

En la Tabla II se resumen los valores del módulo de rigidez transversal que es necesario considerar en cada caso para que el giro relativo resultante entre las bases planas del modelo sea igual al observado experimentalmente cuando se aplica el máximo momento torsor que resiste cada muestra.

TABLA II

CASO DE CONTROL	MODULO DE RIGIDEZ (N/mm <sup>2</sup> )
C7	3060
C8	2340
C9	3406
C10	3320
C11	3878
C12	2928

A la vista de la proximidad de los módulos de rigidez parece apropiado tomar un valor medio del mismo de 3.200 N/mm<sup>2</sup>.

En la Tabla III se recogen las máximas tensiones de tracción, que se producen en cada caso cuando se aplica el momento torsor máximo, y obtenidas del análisis numérico.

TABLA III

CASO DE CONTROL	MAXIMA TENSION DE ROTURA PRODUCIDA (N/mm <sup>2</sup> )
C7	45,7
C8	36,5
C9	49,6
C10	44,2
C11	47,9
C12	46,1

Para analizar los resultados de las roturas se ha supuesto, en primera aproximación, que la fisuración se ha producido a lo largo de las líneas de máxima tensión de tracción y que ésta es igual al valor medio de los resultados obtenidos en la Tabla III, es decir 45 N/mm<sup>2</sup>.

*Fase de Postproceso*

Una vez realizado el proceso de los modelos matemáticos, se utilizó el programa mTAB\*POST (7) que ejecuta un postproceso gráfico de la información disponible. En particular, se han obtenido salidas gráficas de las curvas de isotensión principal de tracción que permite apreciar claramente las zonas de la muestra del biomaterial más traccionadas.

Para ilustrar este proceso, en la figura 5 se muestra un alzado lateral del caso de control C7 en el que se aprecian las curvas isotensionales mencionadas.

En base a toda la información numérica obtenida, pueden dibujarse las posibles líneas de rotura que se producen teniendo presentes las zonas más traccionadas. En la figura 6 se recogen, para los seis casos analizados, las líneas de rotura obtenidas del modelo numérico junto a las que se producen en la realidad, pudiéndose apreciar el alto grado de semejanza alcanzado.

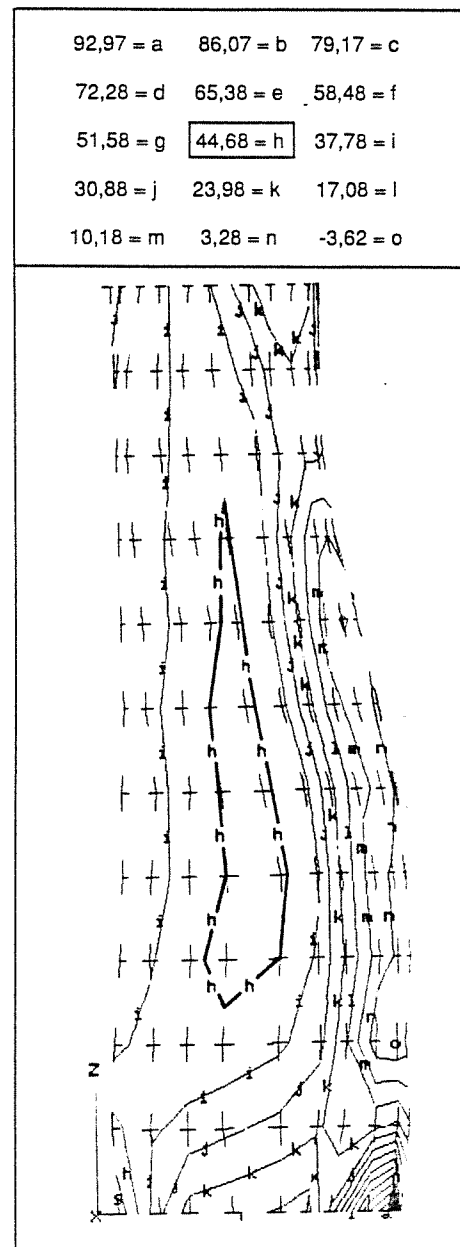


Figura 5

----- ROTURA REAL  
 ————— MODELO NUMERICO

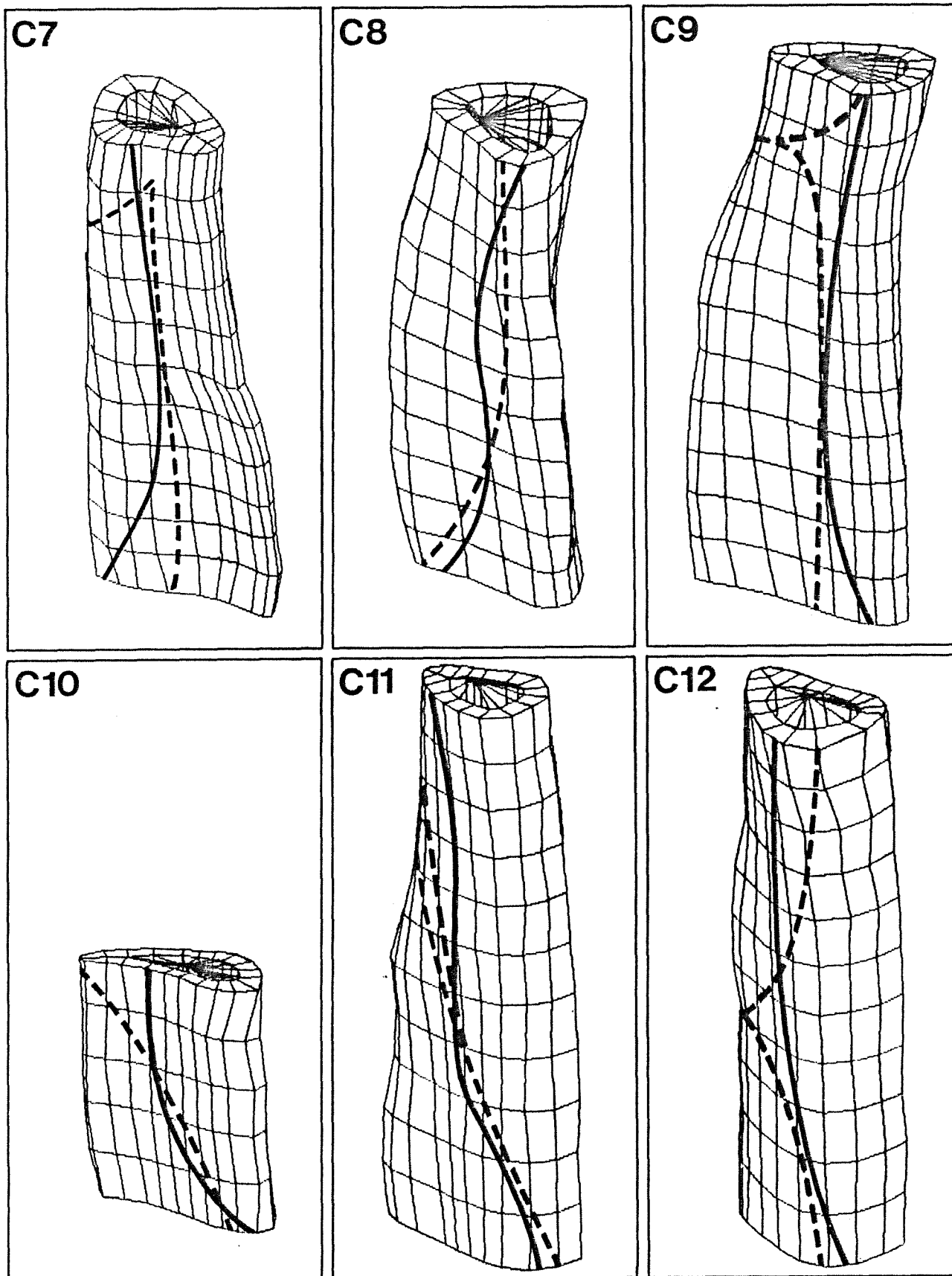


Figura 6

## CONCLUSIONES

- 1- Se ha puesto a punto una técnica experimental para ensayar a torsión biomateriales. Esta técnica es simple, precisa y repetitiva.
- 2- Se ha modelizado, mediante elementos finitos, el comportamiento a torsión de cúbitos de conejo, suponiendo un comportamiento elástico y lineal. Para los seis ensayos se puede suponer un módulo de rigidez transversal común de  $3.200 \text{ N/mm}^2$ . Las curvas momento-giro obtenidas numéricamente coinciden con los resultados experimentales y el valor medio de las máximas tensiones de tracción es de  $45 \text{ N/mm}^2$ .
- 3- Puede suponerse que la rotura se inicia cuando se alcanza una tensión de tracción de  $45 \text{ N/mm}^2$  y que las líneas de rotura coinciden bastante bien con las isobaras correspondientes a  $45 \text{ N/mm}^2$ , como se muestra en la figura 6.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su agradecimiento a los Drs. Luis Munuera, Carlos Hernandez-Gil y Ramón Pérez Blanco por las provechosas discusiones y por el interés y ayuda prestada durante la realización de este trabajo.

## BIBLIOGRAFIA

- (1) Strömberg, L. and Dalén, N. "The influence of freezing on the maximum torque capacity of long bones. An experimental study on dogs". Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol. 47, pp. 254-258, 1976.
- (2) Strömberg, L. and Dalén, N. "Experimental measurement of maximum torque capacity of long bones" Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol.47, pp. 257-263, 1976.
- (3) Netz, P. "The diaphyseal bone under torque. An experimental study on dogs" Acta Orthopaedica Scandinavica, supplementum No. 176, Munksgaard, Copenhagen, 1979.
- (4) Einhorn, T.A. Lane, J.M. Burstein, A.H., Kopman, C.R. and Vigorita, V.J. "The healing of segmental bone defects induced by demineralized bone matrix". Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 66-A, No.2, pp.274-279. 1984.
- (5) Köhler, P., Kreicbergs, A., and Strömberg, L. "Physical properties of autoclaved bones. Torsion test of rabbit diaphyseal bone". Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol.57, pp. 141-145, 1986.
- (6) Number Cruncher Micronptems, Inc, "SAP86 tm: A Finite Element Program for Static and Dynamic Analysis of Linear Structural Systems", Release 3.0, August, 1987.
- (7) Structural Analysis, Inc., "mTAB\*POST: Post-processor for the IBM-PC and Compatible Micro-Computers", Release 4, August, 1990.