

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume **26**

Número
Number **1**

Marzo
March **2005**

Artículo:

Análisis de esfuerzos de compresión en el cráneo humano por medio del método del elemento finito

Derechos reservados, Copyright © 2005:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

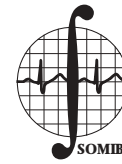
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



Análisis de esfuerzos de compresión en el cráneo humano por medio del método del elemento finito

J. Jesús Nieto Miranda,*
Arturo Minor Martínez,*
Jaime Álvarez Gallegos,**
Mario A. Alonso Vanegas,***
María E. Algorri Guzmán****

- * Sección Bioelectrónica, Ing. Eléctrica, Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional.
- ** Sección Mecatrónica, Ing. Eléctrica, Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional.
- *** Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, SSA.
- **** Dpto. Académico de Sistemas Digitales, Instituto Tecnológico Autónomo de México.

Correspondencia:
J Jesús Nieto Miranda
Av. IPN núm. 2508, Col. San Pedro
Zacatenco, Delegación Gustavo A.
Madero, 07360, México DF, México.
Teléfono (55) 5061-3800 Ext. 6206,
Fax (55) 5747-7080.
E-mail: jnietom1@yahoo.com.mx

RESUMEN

Se presenta el modelado de un cráneo humano utilizando el método del elemento finito. La geometría es determinada a través de 124 cortes frontales o coronales de la cabeza obtenidos de imágenes de resonancia magnética (MRI). Una vez digitalizados los cortes se ingresan al software Ansys (Ansys Inc) versión 7.0 los datos obtenidos. El modelo consta de 39,538 elementos y 74,781 nodos. Las propiedades consideradas fueron obtenidas de literatura especializada del tema, las condiciones de carga y frontera son aplicadas de acuerdo a la posición final de un marco estereotáctico fijado en la cabeza humana. En el análisis de esfuerzos intracraneales se consideraron dos posiciones para la aplicación de cuatro fuerzas de compresión en el cráneo, así como también se consideró la presión intracraneal. Se obtuvieron los patrones de esfuerzos de Von Mises en cada posición, con lo cual es posible establecer la distribución de esfuerzos intracraneales.

Palabras clave:

Elemento finito, cráneo, estereotáctico, estereotaxia, esfuerzos intracraneales.

ABSTRACT

We present the construction of a model of the human skull using the Finite Element Method. The geometry is given by 124 MRI images of the human head. The MRI images are digitized and the data are input into the Ansys Software (Ansys Inc) version 7.0. The model consists of 39,538 elements and 74,781 nodes. The physical properties that were considered were obtained from the scientific literature, the load and boundary conditions were applied in agreement with the position of a stereotactic frame fixed to the human head. In the analysis of intraskull stress, two positions were considered to apply four forces of compression to the skull. The intraskull pressure was also considered. The Von Mises stress patterns were calculated for each position, and the distribution of intraskull stress was obtained.

Key Words:

Finite element, skull, stereotactic, stereotaxic, stress intraskull.

INTRODUCCIÓN

La estereotaxia es un nombre derivado del griego estéreo: "tridimensional" y taxis: "arreglo"^{1,2}. Los principios de la técnica de estereotaxia fueron descritos en 1906 por Henry Clarke y Víctor Horsley, quienes diseñaron un dispositivo mediante el cual lograron posicionar electrodos dentro del cerebro de un animal experimental con precisión aceptable. Ellos afirmaron "por estos medios cada milímetro cúbico del cerebro podría ser estudiado y registrado"³. En la actualidad la estereotaxia se identifica con prácticas en animales y el término estereotáctico se usa cuando se refiere a cirugías en humanos; aunque al referirse al campo general de la cirugía estereotáctica se usa aún el término extereotaxia.

La técnica estereotáctica se realiza habitualmente con anestesia local y consiste en colocarle al paciente un marco estereotáctico de metal (Figura 1), el cual se sujeta a la cabeza con cuatro pernos, dos en la frente y otros dos en la nuca (Figura 2). Sobre el marco se colocan unos paneles o localizadores que llevan unas marcas radiopacas y que aparecerán después en los estudios radiológicos. A continuación se realiza el estudio radiológico más indicado para cada paciente (tomografía computarizada -TAC- o imá-

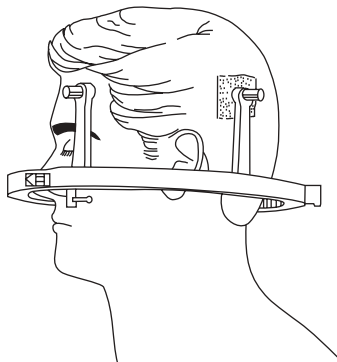


Figura 1. Marco estereotáctico colocado en la cabeza del paciente.

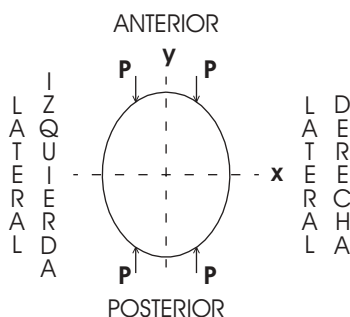


Figura 2. Posición de los cuatro pernos (dos al frente y dos en la nuca), que fijan el marco estereotáctico en el cráneo.

genes de resonancia magnética -IRM-). En la exploración radiológica se señala la lesión o el punto al que se quiere acceder y se visualizan los marcadores situados en la guía que permiten calcular las coordenadas (x, y, z) del punto en los tres ejes cartesianos.

Posteriormente en quirófano se le realiza al paciente una incisión en la piel y una pequeña perforación del cráneo. Sobre el marco estereotáctico se coloca un arco con las coordenadas cartesianas (x, y, z) obtenidas en el estudio radiológico y en él se acopla una sonda o cánula que se va a dirigir al punto seleccionado previamente como objetivo de la cirugía (Figura 3), hay que hacer mención que el paciente tiene fijado el marco en el cráneo por un periodo de tiempo prolongado.

El presente estudio tiene como objetivo determinar cómo es la distribución de esfuerzos en el cráneo bajo las fuerzas externas constantes de compresión que ejercen los 4 pernos, este estudio es realizado mediante el empleo del método de elemento finito (MEF).

La confiabilidad de los resultados que se obtienen por modelaciones en EF del cráneo son demostradas por Johnson⁴, quien reproduce el cráneo humano en un material sintético llamado Duraform, él realiza pruebas experimentales y analíticas, así como también construye un modelo en elementos finitos, obteniendo resultados similares



Figura 3. Marco estereotáctico, arco y cánula, utilizadas en cirugía estereotáctica.

en los tres casos, con lo cual demuestra la confiabilidad de los modelos por EF y las ventajas de este método sobre los demás procedimientos.

Varios estudios por EF se han realizado para evaluar y cuantificar la distribución de esfuerzos en el cráneo cuando se le aplican fuerzas externas de compresión. Entre estos estudios mencionamos el realizado por Chung⁵ que realizó un modelo de la cabeza humana en 2D, para determinar la distribución de esfuerzos que se generan por impactos en la parte frontal y posterior, y determinó que la distribución de esfuerzos es muy similar en ambos casos. Willinger⁶ y Kleiven⁷ realizan un modelo tridimensional de la cabeza humana, con la finalidad de conocer cómo es la distribución intracraneal de los esfuerzos cuando ésta recibe alguna fuerza externa proveniente de algún objeto que se impacta en la parte frontal a cierta velocidad. En sus resultados Willinger reporta que la distribución intracraneal desde la zona de impacto hasta la parte posterior tiene una distribución uniforme, obteniendo un esfuerzo máximo de tensión de 70 kPa y un máximo de compresión de 200 kPa mientras dura el efecto del impacto. Kleiven encuentra que los esfuerzos de compresión y tensión van a variar dependiendo del tamaño del objeto y la velocidad de impacto. Min⁸ realiza un modelo de la cabeza humana en 2D para medir los esfuerzos que se generan debido a impactos que recibe, y reporta que los esfuerzos máximos en la parte frontal del cráneo son de 177.5 kPa y en la parte posterior de 51.8 kPa.

Como se puede observar, los estudios están orientados al análisis de la distribución de esfuerzos intracraneales bajo una sola carga externa que se impacta en la parte frontal o posterior del cráneo, pero no se reporta algún modelo donde el

cráneo esté sometido a más de una carga externa de compresión.

MÉTODOS

Se modeló la geometría de un cráneo humano en 3D, la información geométrica se obtuvo de un estudio radiológico de resonancia magnética (IMR), de 124 cortes frontales de la cabeza que fueron digitalizados y reproducidos en un programa de CAD. Con las superficies definidas se generó la geometría volumétrica en tres dimensiones. Los datos obtenidos se alimentaron al programa de elementos finitos (Figura 4).

El módulo de elasticidad, la relación de Poisson y la densidad son las propiedades mecánicas utilizadas en el modelado. Los valores empleados se muestran en el Cuadro 1. Se consideró que el cráneo es un material isotrópico, homogéneo y lineal⁵⁻⁸.

El modelo desarrollado consta de 74,781 nodos y 39,538 elementos tipo tetraedros de 10 nodos cada uno, y se resolvió usando el programa de MEF Ansys Research Versión 7.0 (Ansys Inc.).

En las corridas realizadas se consideró una presión intracraneal de 2,000 Pau (15 mmHg)¹⁰ y se aplicaron cuatro fuerzas de compresión, en el primer caso dos en la parte frontal y dos en la posterior (cargas paralelas a eje y en Figura 5), en el segundo caso dos en la parte lateral derecha y dos en la parte lateral izquierda (cargas paralelas a eje x en Figura 5), en ambos casos se variaron los valores de las cargas P .

RESULTADOS

En el Cuadro 2 se muestran los valores máximos y mínimos obtenidos para los esfuerzos de Von Mi-

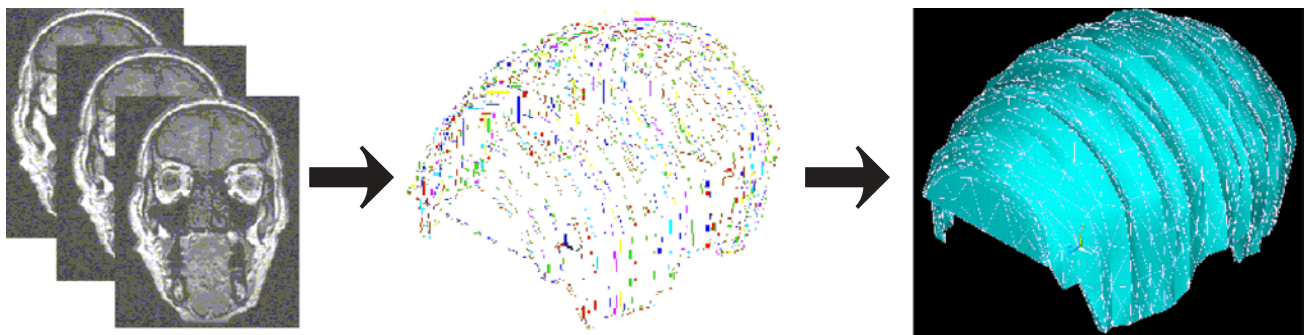


Figura 4. Creación de la geometría del cráneo humano 3D, partiendo de imágenes 2D.

ses⁵⁻⁸ y los desplazamientos perpendiculares al plano x-y, cuando se aplican las cuatro fuerzas con un mismo valor (P=1,000 N) para las dos posiciones de estudio. El Cuadro 3 muestra los resultados obtenidos cuando P= 50,000 N.

La distribución de esfuerzos de Von Mises cuando se aplican dos fuerzas en la parte fron-

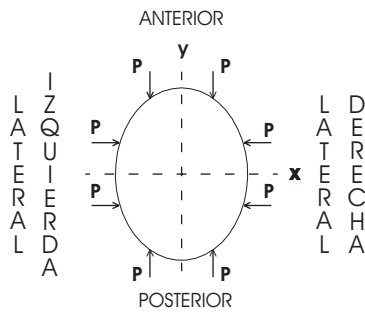


Figura 5. Fuerzas simuladas en las corridas de ANSYS

Cuadro 1. Propiedades mecánicas del cráneo utilizadas en el modelo numérico.

	Módulo Elasticidad (GPa) ⁹	Relación Poisson ⁶	Densidad ⁶ N/m ³
Cráneo	2.19	0.21	20.6 x 10 ³

Cuadro 2. Esfuerzos de Von Mises y desplazamientos en el cráneo humano (P = 1,000 N).

Lado de aplicación fuerzas P	Esfuerzos de Von Mises (Pa)		Desplazamiento perpendicular al plano X-Y (mm)
	Máximo	Mínimo	
Frontal / Posterior	134,909	564.9	0.434
Derecho/ Izquierdo	133 854	565.6	0.429

Cuadro 3. Esfuerzos de Von Mises y desplazamientos en el cráneo humano (P = 50,000 N).

Lado de aplicación fuerzas P	Esfuerzos de Von Mises (Pa)		Desplazamiento perpendicular al plano X-Y (mm)
	Máximo	Mínimo	
Frontal/ Posterior	199,187	567	0.434
Derecho/ Izquierdo	137,329	629	0.384

tal y dos en la parte posterior (P = 1,000 N), se ilustran en las figuras 6 y 7. Las Figuras 8 y 9 muestran la distribución de esfuerzos de Von Mises obtenidos cuando se aplican dos fuerzas en la parte lateral derecha y dos en la parte lateral izquierda (P = 1,000 N), se observa en los Cuadros 2 y 3 que los valores más elevados de los esfuerzos máximos se obtienen cuando se aplican las fuerzas en los lados frontal/posterior, pero los mínimos desplazamientos se obtienen cuando se aplican las fuerzas en los lados derecho/izquierdo.

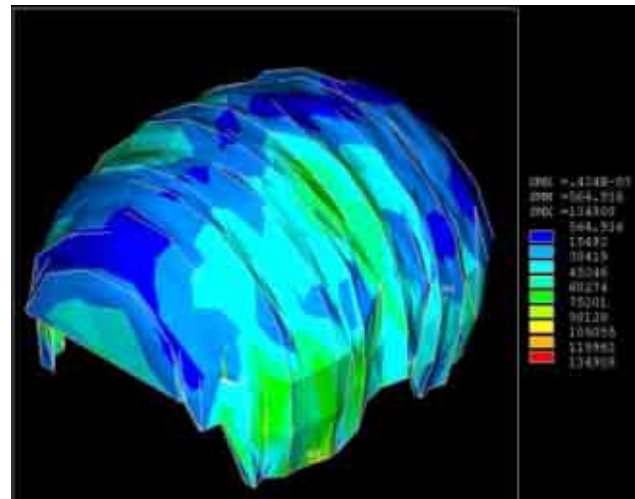


Figura 6. Isométrico de cráneo con fuerzas frontales y posteriores (P = 1,000 N).

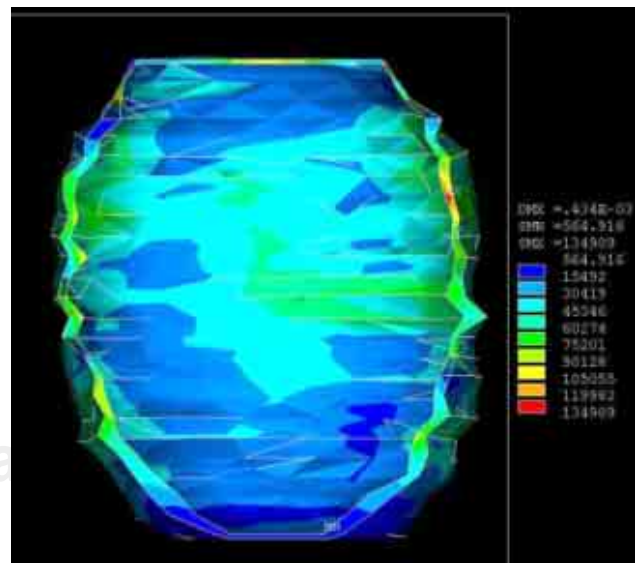


Figura 7. Vista inferior de cráneo con fuerzas frontales y posteriores (P = 1,000 N).

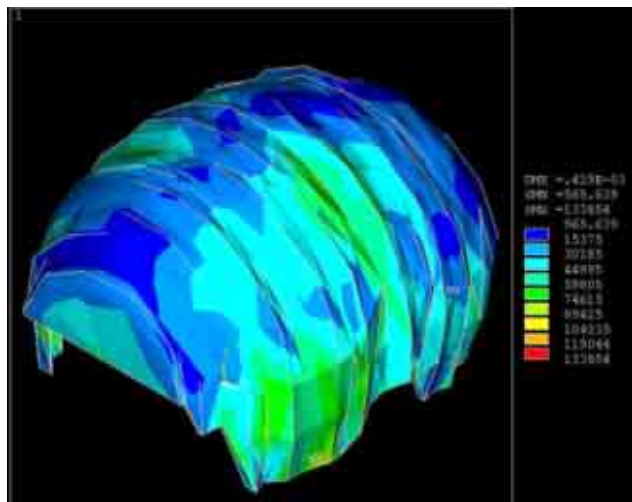


Figura 8. Isométrico de cráneo con fuerzas laterales ($P = 1,000$ N).

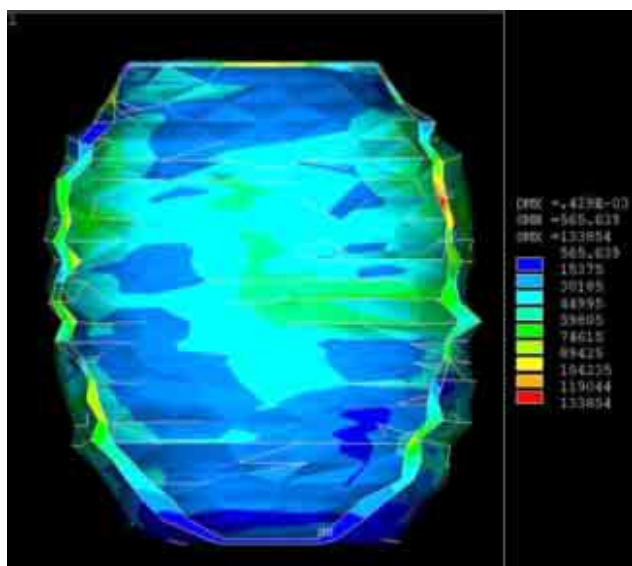


Figura 9. Vista inferior de cráneo con fuerzas laterales ($P = 1,000$ N).

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Las Figuras 6, 7, 8 y 9 muestran cómo los esfuerzos de Von Mises se distribuyen de forma uniforme a lo largo del volumen del cráneo, esto es, que no existen puntos claros de concentración de esfuerzos ni cambios bruscos en sus valores.

En los dos casos de estudio presentados se localizaron los esfuerzos mínimos en la parte posterior del cráneo, con lo cual los esfuerzos en la

parte frontal y laterales son mayores con respecto a esta parte.

La aplicación de fuerzas en el primer caso frontal/posterior y después en el segundo caso derecha/izquierda en el modelo numérico desarrollado por elementos finitos cuando $P = 1,000$ N, muestra que la distribución de esfuerzos de Von Mises son muy similares entre sí, y al comparar los valores obtenidos, se observa que no existe un cambio notable o trascendente en su distribución uniforme. Los esfuerzos máximos y mínimos, así como las deformaciones o desplazamientos prácticamente son iguales en ambos casos, como se muestra en el Cuadro 2.

Al incrementar la fuerza de 1,000 a 50,000 N observamos que los valores de los esfuerzos se incrementan notablemente en el caso frontal/posterior y también se elevan en la opción derecha/izquierda pero en menor proporción, aunque se sigue manteniendo la distribución uniforme en el cráneo. Mientras los desplazamientos en el primer caso se mantienen constantes y disminuye para el segundo caso, como se muestra en el Cuadro 3.

Se observa que al aumentar la fuerza, los valores de los esfuerzos que se generan son mayores y los desplazamientos perpendiculares que sufre el cráneo son menores.

Al tener una distribución semejante en ambos casos de estudio, estos resultados coinciden con los encontrados por Chung⁵, pero mientras él lo realiza en un modelo 2D, aquí se comprueba en un modelo tridimensional; al mantenerse una distribución uniforme de esfuerzos de compresión se confirman los resultados encontrados por Willinger⁶; al igual que los obtenidos por Kleiven⁷, que reporta que los esfuerzos varían dependiendo de la fuerza de compresión que se aplica; y por último, al ser localizados los esfuerzos mínimos en la parte posterior del cráneo, estos resultados coinciden con los obtenidos por Min⁸.

Los resultados encontrados, indican que el comportamiento del cráneo va a ser muy similar cuando se le apliquen una o varias cargas de compresión sin resultar trascendente su ubicación. La distribución intracraneal de esfuerzos de compresión es uniforme, con lo cual el modelo aquí desarrollado se tomará de base para cuantificar el valor de la carga P , la orientación y su posición idónea al momento de fijar el marco estereotáctico en el cráneo mediante el empleo de cuatro pernos de sujeción.

BIBLIOGRAFÍA

1. Fodstad H, Hariz M, Ljunggren B. History of Clarke's Stereotactic instrument, stereotactic funct. Neurosurg 1991; 57: 130-140.
2. Alonso VMA, Austria VJJ. Historia de la cirugía estereotáctica. Arch Neurocién (Mex) 2003; 8(3): 158-165.
3. Forcht DT. Stereotactic surgery. Neurosurgery Clin America 2001; 12(1): 69-90.
4. Johnson EAC, Young PG. On the use of a patient-specific rapid-prototyped model to simulate the response of the human head to impact and comparison with analytical and finite element models. J Biomech 2005; 38: 39-45.
5. Chung SC, Mish SL, Haw MH, Maw CL. Finite element analysis of cerebral contusion. J Biomech 1994; 27(2): 187-194.
6. Willinger R, Kang HS, Diaw B. Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts. Annals of Biomedical Engineering 1999; 27: 403-410.
7. Kleiven S, Holst H. Consequences of head size following trauma to the human head. J Biomech 2002; 35: 153-160.
8. Min SC, Ho KS, Goldsmith. Finite element analysis of brain injury due to head impact. International Journal of Modern Physics B 2003; 17(8-9): 1355-1361.
9. Stalnaker RL. Mechanical properties of the head. Morgantown: W. Virginia University, PhD Dissertation, 1969.
10. Rosner MJ. Pathophysiology and management of increased intracranial pressure. In: Andrews BT, editor, Neurosurgical Intensive Care. McGraw-Hill (New York), 1993: 57-112.