

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume 25

Número
Number 2

Septiembre
September 2004

Artículo:

Desarrollo de un modelo tridimensional
de la pelvis por medio del método del
elemento finito

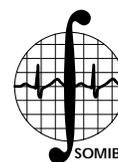
Derechos reservados, Copyright © 2004:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

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*



Desarrollo de un modelo tridimensional de la pelvis por medio del método del elemento finito

Ing. Víctor Manuel Araujo
Monsalvo, * D. en C.
Víctor Manuel Domínguez
Hernández, * D. en C.
Guillermo Urriagoitia
Calderón **

* Centro Nacional de Rehabilitación.
** Sección de Estudios de Postgrado e
Investigación de la ESIME-IPN, Unidad
Profesional.

Correspondencia:
Ing. Víctor Manuel Araujo Monsalvo. Calz.
México-Xochimilco No. 289, Col. Arenal
de Guadalupe, Delegación Tlalpan. CP
13389, México DF, México. Teléfono (55)
5999-1000 Ext. 16166 y 16167
Fax (55) 5603-9127
Correo Electrónico:
vicaraujom@hotmail.com

RESUMEN

Se describe el desarrollo de un modelo tridimensional de la pelvis humana por medio del método del elemento finito. La geometría del hueso se determinó a través de 84 cortes tomográficos practicados a la pelvis de una voluntaria aparentemente sana de sexo femenino, 54 años, 1.55 m, 65 kg de peso. Una vez digitalizados los cortes tomográficos, se alimentaron los datos obtenidos al software Ansys versión 6.1. El modelo desarrollado constó de 95,943 elementos y de 160,220 nodos. Este modelo servirá como referencia para diferentes casos en los que se requiera de estudiar y analizar la biomecánica de un hueso de la cadera sometido a cargas, y en los casos donde se apliquen prótesis e implantes para cadera.

Palabras clave:

Elemento finito, pelvis, modelo tridimensional.

ABSTRACT

There is described the development of a three-dimensional model of a bone of the human hip by means of the method of the finite element. The geometry of the bone decided across 84 courts tomographies practiced the bone of the hip of a patient of feminine sex, 60 years, 1.55 m, 70 kg of weight, before the surgical intervention. Once digitized the cuts tomographies, there fed the information obtained to the software Ansys version 6.1. The developed model consisted of 95,943 elements and of 160,220 nodes. This model will serve as reference to different cases in which it is needed of Studying and Analyzing the biomechanics of a bone of the hip submitted to charges, and in the cases where prosthesis and implants are applied for hip.

Key Words:

Finite element, Bone of the hip, Model 3D.

INTRODUCCIÓN

La primera aplicación del método del elemento finito (MEF) a la biomecánica data de 1972, cuando Brekelmans y cols. lo aplicaron al análisis de un fémur intacto¹. Con el transcurso del tiempo, el interés por aplicar el MEF aumentó de forma considerable. Una de las aplicaciones más extendi-

das es el estudio del diseño de las prótesis y su análisis pre-clínico².

Muchos de los diseños de endoprótesis articulares han sido analizados mediante el MEF, ya sea por el fabricante o por centros de investigación³.

Los aspectos que se deben definir para llevar a cabo un análisis por este método son:

- A. La geometría del espécimen.
- B. Las propiedades mecánicas de los materiales.
- C. Las condiciones de carga y de frontera del modelo.

En tiempos recientes, se ha establecido la geometría de los huesos empleando tomografía computarizada⁴⁻⁶.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un modelo del MEF tridimensional de la pelvis que reproduzca su geometría, y las condiciones de carga y de frontera del modelo, así como las propiedades mecánicas consideradas para los materiales.

MÉTODOS

Para determinar la geometría del modelo, se realizaron 84 cortes tomográficos a la pelvis de una voluntaria aparentemente sana de sexo femenino, 54 años, 1.55 m, 65 kg de peso (Figura 1). De la cresta iliaca a la espina iliaca los cortes se practicaron cada 6 mm, a partir de la espina iliaca hasta el pubis y la incisura isquiática menor, los cortes se realizaron cada 2 mm y a partir de este sitio, hasta el isquión se practicaron cada 6 mm. Los cortes tomográficos fueron digitalizados y procesados en un escáner de cama plana Scanjet 5300C (Hewlett-Packard) para obtener los *keypoints* (Figura 2). Se utilizó el *software* Auto Cad 2002 para procesar las imágenes tomográficas y de este modo se obtuvieron 30 puntos por cada corte (Figura 3), los cuales describen sólo la geometría externa de la pelvis. A estos puntos se les denomina *keypoints* (coordenadas).

A partir de los *keypoints* se definieron las líneas, las áreas, los volúmenes, y por último, los elementos finitos (Figura 4).

Al unir todos los cortes tomográficos se obtuvo la geometría de la pelvis en tres dimensiones. La Figura 5 muestra la vista anterior y posterior del modelo de elementos finitos del hueso.

Para el mallado del modelo sólo se consideró hueso cortical, el cual se tomó como transversalmente ortotrópico, con un módulo de elasticidad en el eje vertical de 17 GPa, en tanto que en las otras dos direcciones se le asignó un módulo de 11.5 GPa. La relación de Poisson es de 0.33.

Se empleó el *software* ANSYS versión 6.1 (ANSYS Inc, Houston, PA). El modelo de elementos finitos obtenido consiste de 95,943 elementos *Solid92* (tetrahedros de 10 nodos), con 160,220 nodos. El *software* fue ejecutado en una estación de trabajo DELL Precision 530 equipada con dos procesadores Xeon de 1.7 GHz y 3 Gb de memoria RDRAM.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El método del elemento finito es una herramienta muy útil para evaluar el papel que juegan los parámetros de diseño en el desempeño mecánico de un implante. Cuando se aplica para estudiar un caso en particular nos permite analizar escenarios hipotéticos, y que no pueden reproducirse de otra forma. En el presente trabajo se reproduce la geometría de un hueso de la pelvis.

El tener acceso a un modelo de este tipo puede ser muy ventajoso para los investigadores, así

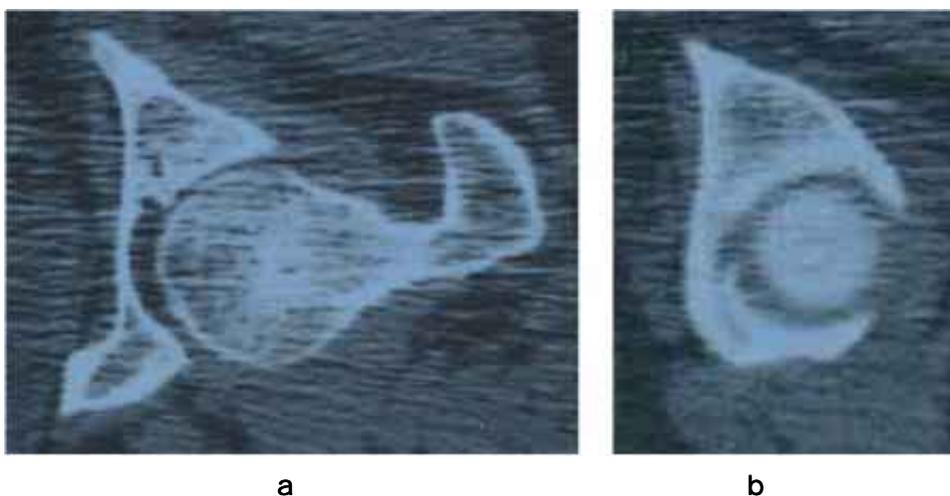


Figura 1. Corte tomográfico del hueso de la cadera derecha de una paciente de 54 años de edad. Las figuras muestran dos cortes tomográficos. a) corte medio del acetábulo y b) corte proximal del acetábulo.

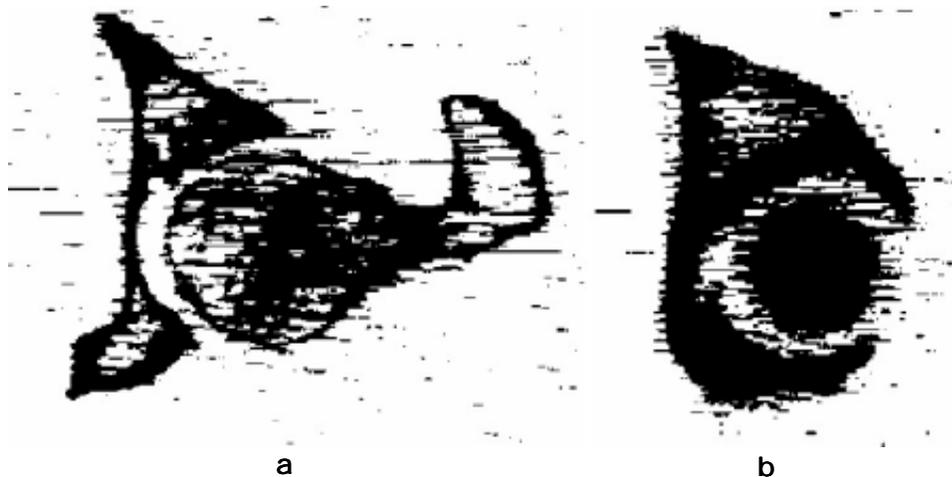


Figura 2. Digitalización de los cortes tomográficos. Figuras digitalizadas. a) corte medio del acetábulo y b) corte proximal del acetábulo.

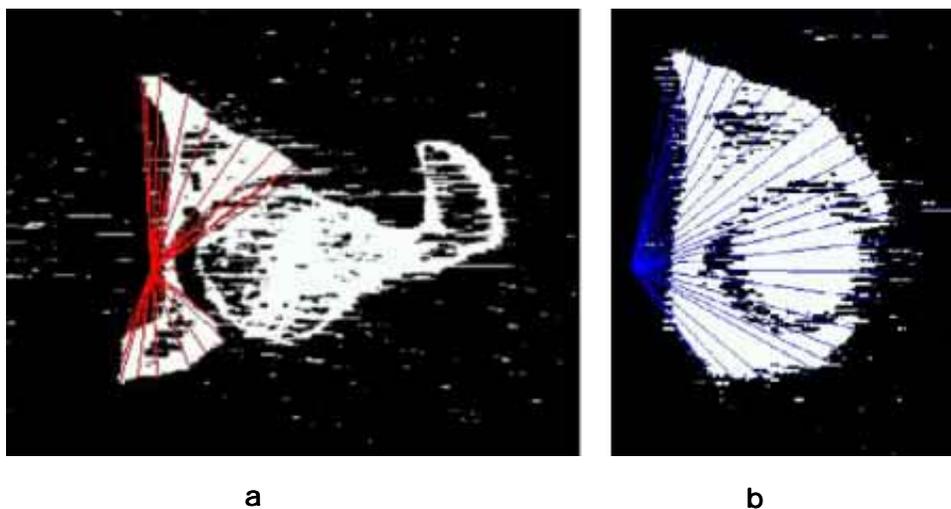


Figura 3. Muestra cómo se obtuvieron los *keypoints* en la pared cortical del hueso de la cadera. Las figuras a y b muestran cómo se obtuvieron los *keypoints*.

como para los médicos, ya que con un modelo de la pelvis se puede obtener información sobre estudios y análisis en los cuales se requiera conocer su comportamiento cuando se utilizan, prótesis e implantes, y éstos se someten a cargas fisiológicas.

Otra ventaja es que podremos reducir costos y tiempo en el estudio de algún prototipo, eliminando pruebas experimentales destructivas en las primeras etapas de su desarrollo.

Una de las limitaciones del modelo es que sólo se considera el hueso cortical, mientras que en realidad se sabe que se tiene hueso cortical y trabecular en la pelvis. Sin embargo, debemos considerar que autores como Keyak y cols.⁷, y Mann y cols.⁸, no hacen distinción entre hueso trabecular y hueso cortical, obteniendo buenos resultados en sus estudios.

En un trabajo previo^{5,6}, se desarrolló un modelo tridimensional de elementos finitos (FE) del conjunto fémur-tibia-espaciador. A pesar de ser un modelo de grandes dimensiones su desarrollo fue relativamente más simple que el modelo de la pelvis. La región más compleja de definir del modelo fémur-tibia-espaciador, fue el extremo proximal del fémur, en particular a partir del trocánter menor. Se requirieron de 16 *keypoints* por cada corte para definir la geometría exterior del modelo. No obstante, en el caso de la pelvis, fue necesario emplear 30 *keypoints* por cada corte, debido a que la geometría del hueso es sumamente compleja. De igual forma, cabe destacar que se requirieron sólo 25 cortes para reproducir la geometría de la pelvis.

Esto se debe a que la cadera es la articulación más voluminosa del cuerpo humano, su

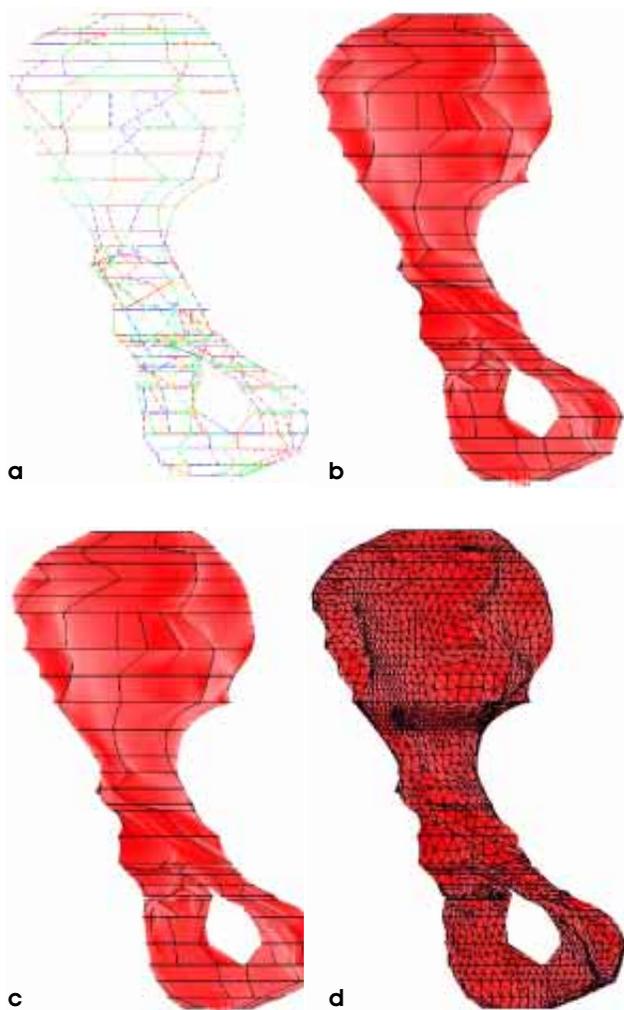


Figura 4. Desarrollo del modelo de elementos finitos del fémur. a) líneas y *keypoints*. b) áreas. c) volumen. d) elementos finitos.

anatomía y fisiología son complejas, debido a la gran cantidad de elementos que la conforman⁹. La pelvis, está constituida por tres huesos: el hueso iliaco, el isquión y el pubis. Estos huesos al unirse forman el acetábulo, que es por donde el hueso pélvico interactúa con la cabeza femoral¹⁰. Es en esta parte donde se debe tener más cuidado al realizar el modelo ya que es la zona donde se colocan las prótesis de cadera para su análisis.

En el trabajo de Dalstra y Huiskes¹⁰, se propone un estudio para evaluar la mecánica básica de la pelvis, usando un modelo de FE en tres dimensiones. El cual consta de 2,662 elementos y 1,982 nodos. Las condiciones de carga del modelo están basadas en la marcha.

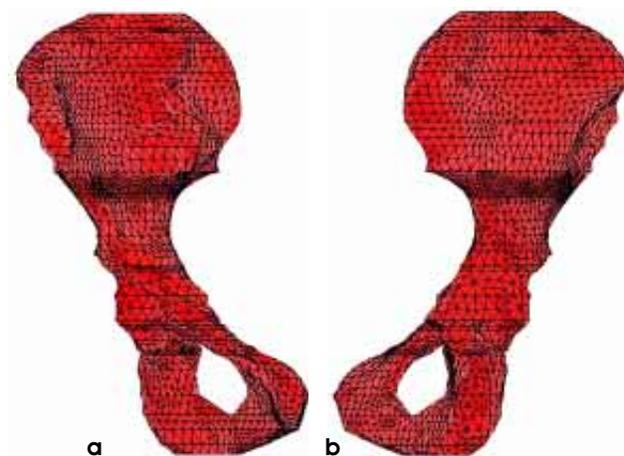


Figura 5. Malla de elementos finitos. a) vista anterior. b) vista posterior.

En el trabajo de Verdonschot y cols.¹¹, se estudiaron y analizaron diferentes grosores de la copa acetabular, para determinar su efecto en el esfuerzo de contacto, durante la marcha. Para ello realizaron un modelo en tres dimensiones de elementos finitos (EF) de la pelvis. La malla del EF consta de 5,000 elementos y 4,500 nodos. Las condiciones de carga del modelo están basadas en el trabajo de Dalstra y Huiskes¹⁰.

El modelo desarrollado en este trabajo es más preciso que los presentados por Dalstra y Huiskes¹⁰ y Verdonschot y cols.¹¹, ya que para realizar el modelo se ocuparon 84 cortes tomográficos y se obtuvieron 95,943 elementos y 160,220 nodos, obteniéndose un modelo más apegado a la geometría de una pelvis real.

El trabajo aquí desarrollado nos permitirá realizar estudios y análisis para evaluar la mecánica básica de la pelvis, basándonos en diferentes posiciones en las que se puede encontrar la pelvis al realizar las actividades físicas básicas como: subir y bajar escaleras, caminar, saltar, etc.

Este modelo se podrá utilizar para estudiar el aflojamiento aséptico debido al fenómeno conocido como *debris*^{11,12} en la copa acetabular de polietileno en una artroplastia total de cadera. De igual forma, este modelo se podrá integrar también al modelo de la prótesis no convencional de cadera para estudiar el impacto que tiene la pérdida de la palanca abductora en el implante, entre otros.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su reconocimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, ya que

gracias al apoyo brindado por dicha institución a través del proyecto 112002-5-J34778-U "Aplicaciones del método del elemento finito a la biomecánica de prótesis, implantes y estructuras óseas en ortopedia y rehabilitación" fue posible desarrollar el presente trabajo de investigación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scandinavica* 1972; 43: 301-317.
2. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. *J Biomech* 1983; 6(2): 385-409.
3. Prendergast PJ. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. *Clin Biomech* 1997; 12(6): 343-366.
4. Domínguez HVM, Carbajal RMF, Fera RCV, Urriolagoitia CG, Hernández GLH, Rico MG, Damián NZ, Lomelí MPA. Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito. *Rev Mex Ortop Traum* 1999; 13(6):633-638.
5. Araujo MVM. Optimización del diseño de un espaciador para el tratamiento de tumores de rodilla. Tesis de Licenciatura, UPIITA, IPN. México, 2002.
6. Domínguez HVM, Araujo MVM, Silva LJJ, Rico MG. Riesgo de fractura del clavo intramedular en un espaciador tumoral para rodilla. *Rev Mex Ing Biomed* 2003; 24(2): 144-154.
7. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD. Automated three-dimensional finite element modeling of bone: A new method. *J Biomed Eng* 1990; 12: 389-397.
8. Mann KA, Bartel DL, Wright TM, Burstein AH. Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model. *J Biomech* 1995; 28(9): 1067-1078.
9. Rico MG, Linares GLM, Domínguez HVM. Prótesis tumoral no convencional bloqueada para cadera. *Rev Mex Ortop Traum* 1997; 11(6): 385-388.
10. Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone. *J Biomech* 1995; 28(6): 715-724.
11. Verdonchot N, Vena P, Huiskes R. Thickness variation of metal inlays in UHMWPE cups with metal-on-metal bearing THA surfaces. *Proceedings of the Orthopaedic Research Society*, 1997: 9-13.
12. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Wear and fracture of the acetabular cup in charnley low-friction arthroplasty. *J Arthroplasty* 1998; 13(2): 132-137.