

Empleo de elementos finitos en un estudio comparativo de dos sistemas de fijación interna para la fractura de cadera

Use of finite elements in a comparative study of two internal fixation systems for hip fractures

Emploi des éléments finis dans une étude comparative de deux systèmes de fixation interne pour la fracture de hanche

MSc. Yoan Manuel Ramos Botello,^I Dr. C. Roberto Estrada Cingualbres,^{II}
MSc. Jorge Alexander Bosch Cabrera^I

^I Universidad de Granma, Bayamo. Granma, Cuba.

^{II} Universidad de Holguín "Oscar Lucero Moya". Holguín, Cuba.

RESUMEN

Introducción: existe una gran variedad de sistemas de fijación interna para el tratamiento de las fracturas, por lo que es común que un fijador pueda ser utilizado en diferentes fracturas. Esto trae consigo, que no se sepa con exactitud cuál de los sistemas de fijación interna tendrá mejor comportamiento desde el punto de vista del estado tensional.

Objetivo: analizar mediante elementos finitos, el comportamiento de los dispositivos de fijación interna placa DHS y placa a compresión dinámica, utilizados en el tratamiento de las fracturas de cadera.

Métodos: el modelo de fémur se obtuvo con autorización del reservorio de modelos óseos del cuerpo humano: *The finite element meshes repository of the international society of biomechanics* y luego, una tomografía axial computarizada. En los cálculos, se tuvieron en cuenta la acción muscular y el peso corporal en la fase monopodal del ciclo de la marcha, se determinó el estado tensional y el número de ciclos en que los sistemas de fijación interna causaron fallas por fatiga.

Resultados: los resultados más desfavorables se encontraron en la placa a compresión dinámica angulada a 130° ya que se alcanzaron los valores de tensiones más altos y el número de ciclos más bajo.

Conclusiones: la placa a compresión dinámica angulada a 130° sufre roturas con frecuencia, de ahí que es conveniente utilizar la placa DHS en el tratamiento de la fractura de cadera 31B2.1, siempre que sea posible desde el punto de vista clínico.

Palabras clave: elementos finitos, Biomecánica, sistemas de fijación interna, fracturas de caderas.

ABSTRACT

Introduction: due to the wide variety of internal fixation systems for the treatment of fractures, it is common practice that the same fixator is used for various fracture types. As a result, it is difficult to tell which of the internal fixation systems will perform better in terms of tensional status.

Objective: applying the finite-element method, analyze the behavior of the internal fixation devices DHS plate and dynamic compression plate, used in the treatment of hip fractures.

Methods: the model femur was obtained with authorization by the human bone model repository (International Society of Biomechanics FiniteElement Mesh Repository), and studied by computerized axial tomography. Estimations took into account both muscle action and body weight in the monopodal phase of the gait cycle. Determination was made of the tensional status and the number of cycles undergoing fatigue failure.

Results: the most unfavorable results corresponded to the 130°-angled dynamic compression plate, which exhibited the highest tension values and the smallest number of cycles.

Conclusions: the 130°-angled dynamic compression plate frequently breaks. Hence the advisability of using the DHS plate in the treatment of 31B2.1 hip fractures whenever it is clinically possible.

Key words: finite elements, biomechanics, internal fixation systems, hip fractures.

RÉSUMÉ

Introduction: Il y a plusieurs systèmes de fixation interne pour le traitement des fractures, c'est pourquoi l'utilisation de fixateurs est très fréquente. Cela provoque des doutes au moment de choisir le système de fixation interne le plus efficace du point de vue tensionnel.

Objectif: Le but de cette étude est d'analyser au moyen des éléments finis le comportement des appareils de fixation interne, tels que la plaque DHS (Dynamic Hip Screw) et la plaque à compression dynamique, utilisés dans le traitement des fractures de hanche.

Méthodes: Le modèle du fémur est obtenu sous l'autorisation du réservoir de modèles osseux du corps humain: *The finite element meshes repository of the International Society of Biomechanics*, et puis une tomographie axiale informatisée. Dans les estimations, l'action musculaire et le poids corporel sont tenus en considération dans la phase d'appui du cycle de la marche, et l'état de tension et le nombre de cycles provoquant l'échec à cause de la fatigue sont déterminés.

Résultats: La plaque à compression dynamique sous angle de 130° a eu les résultats les plus défavorables, puisque les valeurs de tension ont été les plus hautes et le nombre de cycles le plus bas.

Conclusions: La plaque à compression dynamique sous angle de 130° se brise fréquemment, c'est pourquoi la plaque DHS est conseillée, dès que possible, dans le traitement clinique de la fracture de hanche 31B2.1.

Mots-clés: éléments finis, biomécanique, systèmes de fixation interne, fractures de hanche.

INTRODUCCIÓN

Los recientes avances en la tecnología aumentan día a día la esperanza de vida y mejora la calidad de las personas por medio de la aplicación de una medicina más eficiente y menos invasiva. Estos avances se deben a la acción interdisciplinaria de investigadores que conjugan conocimientos médicos e ingenieriles. En particular, los desarrollos en la rama de la biomecánica resultan un aporte importante a la ortopedia y traumatología.¹ El creciente número de personas de edad avanzada, que son las más propensas a sufrir fracturas, el elevado costo de la experimentación, el desconocimiento del comportamiento del material óseo ante un dispositivo de fijación y la imposibilidad de la personalización de las prótesis, entre otros factores, han motivado un mayor protagonismo de la biomecánica computacional, marco en el cual se desarrolla este trabajo.²

Para el tratamiento de las fracturas de cadera no existe un dispositivo ideal, ni se conoce con certeza cuál será su comportamiento mecánico en función del tipo de fractura. Desde el punto de vista de la biomecánica, según Pérez MA³ y Viegil F,⁴ son dos los principales problemas que afectan a las prótesis de cadera y los sistemas de fijación interna. Uno de ellos es el llamado *stress-shielding*, que no es más que la disminución de las tensiones que soporta el hueso subyacente al implante, ya que este último es más rígido y las absorbe. Al disminuir las cargas sobre el hueso, se produce un proceso de osteopenia o pérdida de la masa ósea alrededor del implante, lo que puede conducir a su aflojamiento, efecto que se puede reducir con la mayor flexibilidad de los biomateriales.

El otro problema es la rotura del implante antes de ser extraído del paciente, lo que se debe en gran medida, a la acción de carga y descarga de los miembros inferiores durante el desarrollo de las actividades cotidianas de la persona y al medio altamente agresivo en que se encuentra el implante.

La presente investigación tiene como objetivo analizar mediante elementos finitos, el comportamiento mecánico de dos sistemas de fijación interna, placa DHS y placa a compresión dinámica, utilizados en el tratamiento de las fracturas de cadera.

MÉTODOS

Los sistemas de fijación interna utilizados en ese trabajo para la consolidación de la fractura de cadera 31B2.1, según la clasificación de la *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (AO). fueron: placa DHS (*Dynamic Hip Screw*) y placa a compresión dinámica angulada a 130°. Se comparan los resultados obtenidos con cada uno de los fijadores. (Fig. 1).

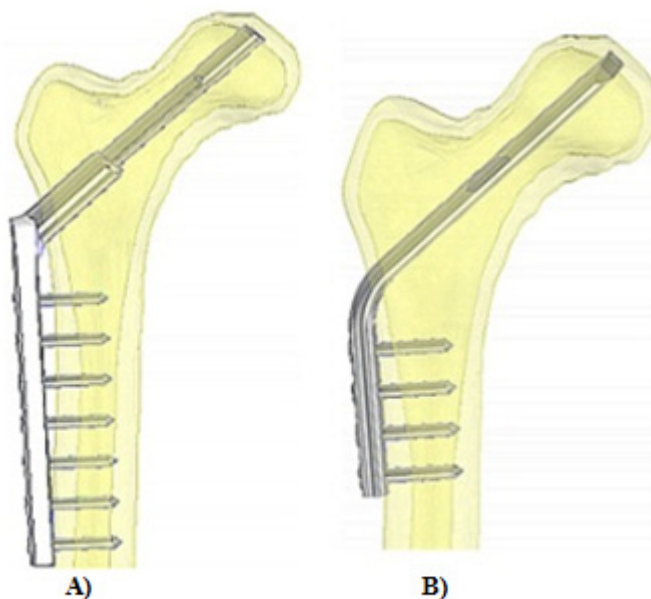


Fig. 1. Sistemas de fijación interna.
A) Placa DHS, **B)** placa a compresión dinámica.

MODELO DE FÉMUR

El modelo de fémur se obtuvo con autorización del reservorio de modelos óseos del cuerpo humano: *The finite element meshes repository of the International Society of Biomechanics*, el que se consiguió a partir de una tomografía axial computarizada. En su modelación no se tuvo en cuenta la región trabecular, lo que representa peores condiciones para el modelo respecto a las reales (Fig. 2).



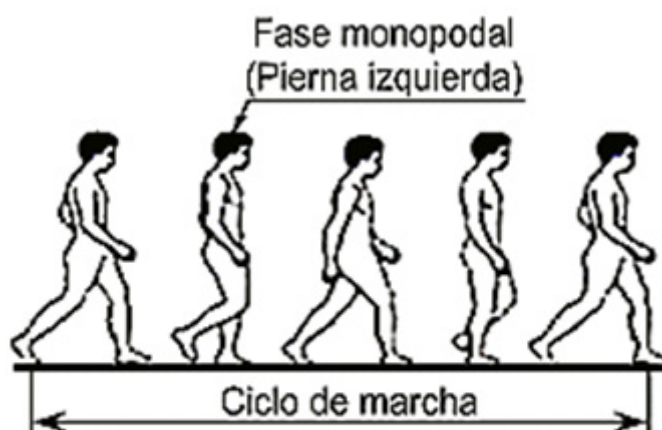
Fig. 2. Modelo de fémur seccionado.

CARGAS Y RESTRICCIONES

El estado de cargas al que se encuentra sometido el fémur es muy variable y depende de la actividad física que se realice. Sería muy complicado tener en cuenta en un análisis todas las cargas que se producen por el efecto corporal sobre el fémur. Por ello en este estudio se tomó un modelo más simple, en el cual se consideró uno de los casos de carga más habitual y desfavorable para la estabilidad de la zona afectada, que es la fase monopodal del ciclo de la marcha. De hecho, son las cargas de esta fase las que se analizan en la mayoría de los trabajos al respecto.⁵⁻⁷ Se considerará por lo tanto, las fuerzas de los músculos que tienen su punto de inserción en el fémur, así como las que ejerce la pelvis sobre su cabeza.

Es conocido que un miembro inferior tiene un peso aproximado del 15,14 % del peso total del cuerpo, por lo que en la fase monopodal, sobre dicho miembro actúa el 84,86 % del peso total de la persona.⁸

Las cargas que se producen en la cadera debido al peso del cuerpo, se ven afectadas por cierto coeficiente dinámico que depende de la actividad física que se desarrolle. En la marcha, este coeficiente es de 4,5 por lo que la carga derivada del peso corporal aumenta 4,5 veces para esta actividad física.⁹ Para el estudio se consideró un individuo de 80 kg, en el instante del ciclo de marcha en que el mayor porcentaje del peso corporal recae sobre uno de sus miembros (para este caso el fémur izquierdo) (Fig. 3). Al tener en cuenta lo antes expuesto, la carga debida al peso corporal en la fase de apoyo monopodal resultó ser de 2 997 N.



Fuente: Ob. cit: 10.

Fig. 3. Ciclo de marcha.

Los músculos transmiten una serie de fuerzas y momentos que son determinantes en la movilidad del sistema músculoesquelético, no incluir su acción en estudios de este tipo conllevaría a resultados alejados de la realidad. Muchos autores han realizado investigaciones con el objetivo de determinar las fuerzas y momentos en la articulación de la cadera durante la marcha, mientras que otros, con base en esas investigaciones, han obtenido resultados satisfactorios en el cálculo de prótesis de cadera, sistemas de fijación interna y remodelación ósea, lo que valida esos valores de fuerzas y momentos. Para seleccionar la magnitud de las fuerzas musculares en la cadera, así como la dirección de dichas fuerzas y su zona de acción, se tuvieron en cuenta las investigaciones realizadas por Pérez MA,^{3,11,12} Los valores de las fuerzas musculares y del peso propio que se consideraron en el estudio, se descompusieron en las componentes de los tres ejes de coordenadas, dichos valores se muestran en la tabla 1 y su ubicación y dirección, en la figura 4.

Por la complejidad de representar en el estudio la restricción al movimiento del fémur en la fase monopodal, debidas al efecto del conjunto de músculos y la articulación de la rodilla, se trabajó con un modelo más simple, donde se consideró al fémur empotrado en la epífisis inferior.

Tabla. 1. Cargas tenidas en cuenta en el análisis

Cargas	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)
Peso corporal	1062	130	- 2800
Abductor	- 430	-	1160
Ilio-tibial trac	-	-	- 1200
Iliopsoas	- 78	- 560	525

Fuente: Ob. cit.: 3, 11, 12.

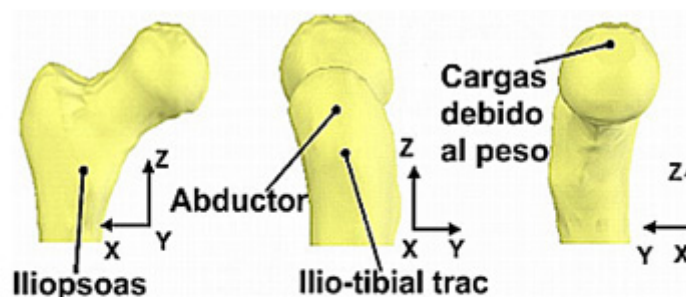


Fig. 4. Ubicación de las cargas.

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL MATERIAL DEL FÉMUR Y LOS FIJADORES

Por la complejidad del material óseo, resulta difícil determinar con precisión sus propiedades mecánicas. En la información encontrada en la literatura, gran cantidad de autores consideran al hueso como heterogéneo e isotrópico, mientras que otros, como un material ortotrópico u anisótropo, esta última consideración es con la que se obtienen los resultados más acertados. Para este estudio, se adquirieron las propiedades mecánicas del fémur considerándolo como un material anisótropo, luego de calcular la media de las propiedades mecánicas a partir de los datos expuestos al respecto por diferentes autores que definen el fémur con esta característica.^{3,13-15} Los valores obtenidos se muestran en la tabla 2.

Los materiales utilizados para la fabricación de los sistemas de fijación interna deben ser biocompatibles, de suficiente rigidez y resistencia a la fatiga. Entre los más utilizados, se encuentran la aleación de titanio Ti6Al4V y el acero quirúrgico AISI 316L.¹⁶⁻¹⁸ Para este estudio, a los modelos de los sistemas de fijación interna se les dieron las propiedades mecánicas que corresponden a este último material y que se muestran en la tabla 3.

Tabla 2. Propiedades mecánicas del material del fémur

Nomenclatura	Nombre	Valor
E_x (GPa)	Módulo elástico X	13,10
E_y (GPa)	Módulo elástico Y	13,60
E_z (GPa)	Módulo elástico Z	20,70
G_{xz} (GPa)	Módulo cortante	5,90
G_{xy} (GPa)	Módulo cortante	5,02
G_{zy} (GPa)	Módulo cortante	4,67
μ_{xy}	Coefficiente de Poisson	0,36
μ_{xz}	Coefficiente de Poisson	0,20
μ_{zy}	Coefficiente de Poisson	0,31

Fuente: Ob. cit.: 3, 13-15.

Tabla 3. Propiedades mecánicas del acero quirúrgico AISI 316L

Símbolo	Denominación	Valor
E (MPa)	Módulo elástico	2×10^5
μ	Coefficiente de Poisson	0,28
σ_e (MPa)	Límite elástico	$2,4 \times 10^2$
σ_T (MPa)	Límite de rotura a tracción	$5,60 \times 10^2$
ρ (kg/m ³)	Densidad	8 000

Fuente: Ob. cit.:16-18.

TIPO DE CONTACTO Y MALLADO DE LOS MODELOS

Para los modelos en contacto que conforman el ensamblaje a calcular, se utilizó un tipo de contacto superficie a superficie sin penetración, que evita las interferencias entre las caras de origen y destino durante la aplicación de las cargas. Este tipo de contacto permite que las caras en contacto puedan separarse e impide que los modelos de los sistemas de fijación interna se introduzcan dentro del modelo del fémur, lo que garantiza que los resultados obtenidos sean lo más acertados posible.

Para la simulación de la fractura, se utilizaron elementos tipo GAPS, colocados entre los nodos de la línea de fractura, mediante estos, se pudo impedir que existiera penetración irreal entre las partes separadas por la fractura.

Para los componentes que conforman los modelos a calcular, se utilizó un elemento finito tipo sólido tetraédrico de alto orden (10 nodos), con tres grados de libertad por nodo. Este tipo de elemento, tal como lo plantea *Viceconti M*,¹⁹ se adapta perfectamente a modelos que presentan grandes irregularidades

geométricas como los huesos. Para los dos estudios realizados se utilizó un tamaño de elementos de 5 mm con una tolerancia de 0,25 mm, lo que dio a lugar a una malla formada por 23 774 elementos y 44 290 nodos para el caso del fémur con la placa DHS y de 18 708 elementos con 35 562 nodos para el caso del fémur con la placa angulada.

CONSIDERACIONES PARA LOS ESTUDIOS DE FATIGA

La fatiga es la causa fundamental de rotura en muchas piezas, especialmente en aquellas hechas de metal que están sometidas a cargas cíclicas. La carga y descarga repetida de la pieza las debilita a lo largo del tiempo, incluso cuando las tensiones inducidas son inferiores a los límites admisibles.

En el caso particular de los sistemas de fijación interna, el proceso cíclico de carga y descarga provocado por la acción muscular y el peso corporal durante la marcha, puede originar falla por fatiga. Por las características del ciclo de la marcha, es el ciclo pulsante el que mejor lo describe, ya que las cargas a las que está sometido un miembro inferior, van de un valor que se puede considerar insignificante al estar dicho miembro suspendido, hasta que alcanza su máximo valor en la fase de apoyo monopodal (fórmula) (Fig.5).

$$r = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} = 0$$

Donde:

σ_{\max} : tensión máxima.

σ_{\min} : tensión mínima.

r: factor de tensión.

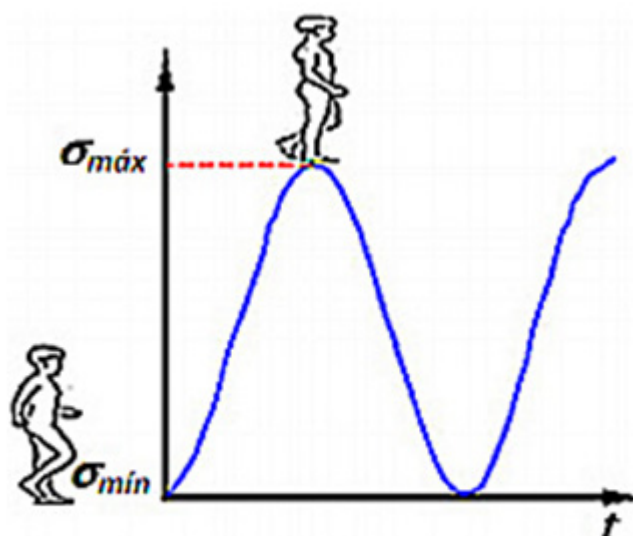


Fig. 5. Ciclo pulsante.

Al igual que *Virgil F*,⁴ los cálculos de fatiga realizados se basan en la regla de *Miner* del daño acumulado y se consideró un comportamiento elástico lineal de los materiales que conforman los implantes.

Para realizar los cálculos de fatiga, se realizaron estudios estáticos para cada fijador analizado, de los cuales se obtuvieron los valores máximos y mínimos de las tensiones de von Mises. Al tener en cuenta dichas tensiones y la curva S-N o curva de Wöhler del acero AISI 316L, se realizaron los cálculos para determinar el número de ciclos a partir de los cuales los sistemas de fijación interna causan falla.

Para realizar una correcta interpretación de los resultados de los cálculos por fatiga, es necesario conocer aproximadamente el número de ciclos a los que pueden estar sometidos los sistemas de fijación interna en la práctica, para comparar estos con los resultados obtenidos en los estudios por elementos finitos.

Según plantea *Thielen*,²⁰ el número de ciclos al que puede estar sometido un implante para una persona de actividad normal durante un año, es de un millón de ciclos. Mientras que *Yáñez A*,⁷ considera que una persona normal camina a un ritmo de 1 Hz y que un paciente puede caminar tres horas al día, lo que implica 10 800 ciclos por día aproximadamente, o 3 942 000 ciclos al año. Para esta investigación escogimos lo planteado por *Yáñez A*,⁷ ya que un fijador debe garantizar el mayor tiempo de vida útil posible.

VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS

Para validar los resultados obtenidos en el análisis por elementos finitos y comprobar que son razonables, se comprobó la existencia de un equilibrio de fuerzas entre cargas aplicadas y reacciones en los apoyos (tabla 4). Al realizar el análisis, se observó que las diferencias entre las fuerzas aplicadas y las reacciones correspondientes fueron insignificantes, por lo que se puede decir que dicho equilibrio se cumplió y que los resultados de tensiones obtenidos se encontraban dentro de lo razonable.

Para validar la precisión de las tensiones, se analizó la convergencia del mallado, o sea, la relación existente entre el tamaño de los elementos y el rango de error de los resultados. Para ello se redujo el tamaño de los elementos de 5 a 3 mm y se obtuvieron los valores de tensiones para cada caso. En la tabla 5 se muestran los valores de tensiones con los diferentes tamaños de elementos y el error correspondiente. Al analizar los resultados no se observaron diferencias significativas entre las tensiones, por lo que se puede decir que los resultados obtenidos eran válidos y razonables, ya que no sufrieron cambios significativos al reducir el tamaño de los elementos en el mallado.

RESULTADOS

RESULTADOS DEL ESTUDIO ESTÁTICO

Para determinar la resistencia de los fijadores, así como su zona más solicitada, se analizó el criterio de las tensiones equivalentes de von Mises. Esto permitiría establecer cuál de los dos sistemas de fijación interna es el más resistente desde el punto de vista estructural.

Al analizar la distribución de tensiones en la placa a compresión dinámica angulada a 130° en la consolidación de la fractura de cadera 31B2.1, según la clasificación de la *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (AO) (Fig. 6), se observaron valores máximos de 104 MPa ($1,040e+002$) localizados en la parte superior de la zona acanalada.

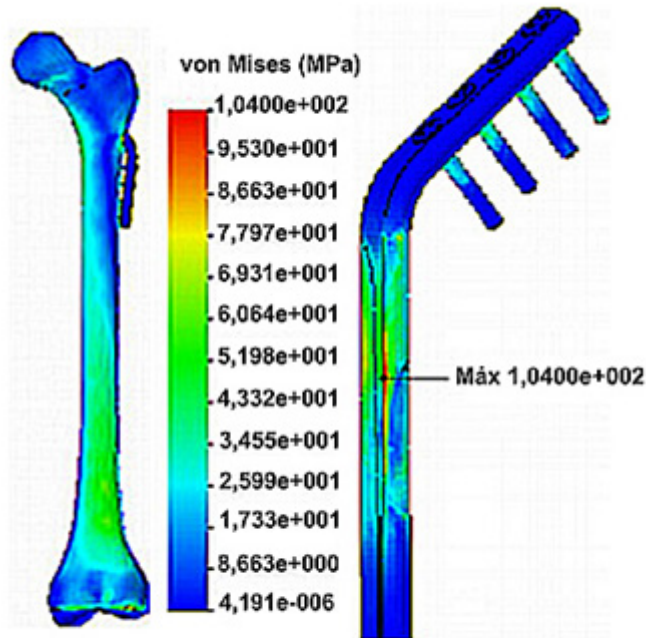


Fig. 6. Tensiones de von Mises en la placa a compresión dinámica.

Los resultados del análisis tensional en la placa DHS, revelaron que los máximos valores de tensiones fueron de 56,7 MPa ($5,671e+001$) localizados en las intersecciones entre el cuello de la placa y la cortical de la parte inferior del trocánter mayor del fémur (Fig. 7).

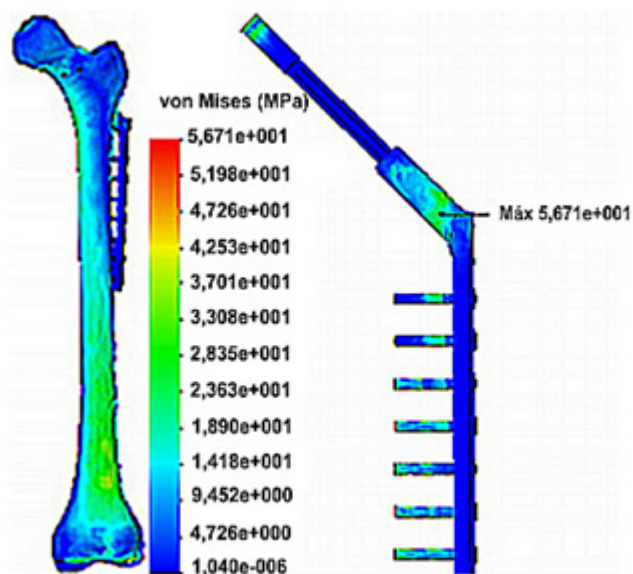


Fig. 7. Tensiones de von Mises en la placa DHS.

RESULTADOS DEL ESTUDIO DE FATIGA

Los estudios de fatiga revelaron que el número de ciclos antes de la falla fue mayor en la placa DHS que en la placa angulada (Fig. 8).

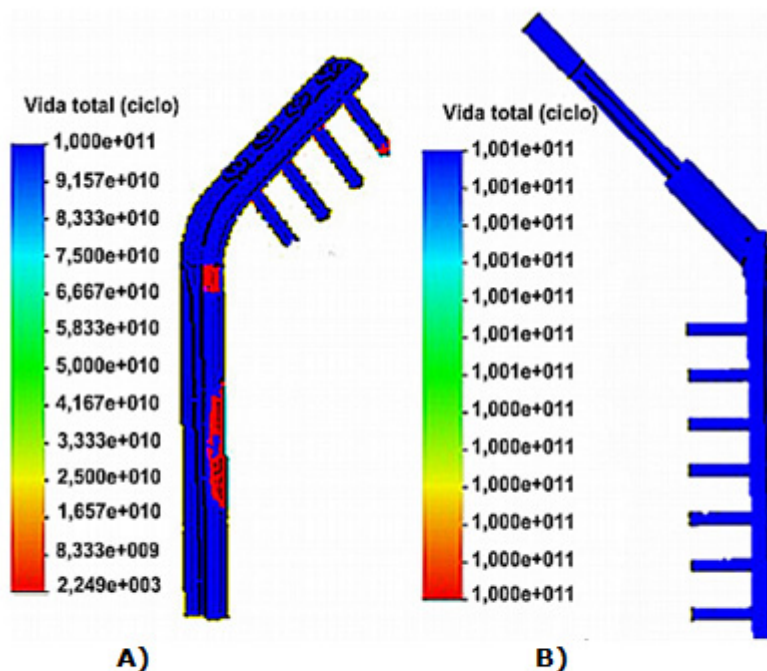


Fig. 8. Cálculos a fatiga.
A) Placa a compresión dinámica, B) placa DHS.

DISCUSIÓN

La placa DHS es la de mejor comportamiento, con un número de ciclos hasta la falla por fatiga, mayor que el de la placa angulada (Fig. 8). La región de mayor peligro de esta última, se muestra en la parte central de la zona acanalada, lo que coincide con la zona donde se observaron los mayores valores de tensiones en los cálculos estáticos, además de coincidir con el lugar de rotura en la práctica. Los resultados de esta investigación concuerdan en cierta forma con los obtenidos por *Blacutt J*,²¹ quien realiza una comparación desde el punto de vista clínico de los sistemas de fijación objeto de análisis. Según este autor, los resultados mas favorables se obtienen con la placa DHS, mientras que con la placa angulada a 130° se registra un caso de rotura. En una revisión de casos donde se utiliza este último sistema de fijación interna, realizada por *Navarro R*,²² también se observan casos de roturas de este implante.

Aunque el número de roturas sufridas por las placas anguladas que se publican en las investigaciones de *Blacutt* y *Navarro*^{21,22} es pequeño, es suficiente para corroborar el bajo número de ciclos obtenido en los cálculos de fatiga en esta investigación.

Desde el punto de vista exclusivamente tensional, se puede decir que la placa DHS es más resistente que la placa a compresión dinámica angulada a 130° en el tratamiento de la fractura analizada, ya que en este último sistema de fijación interna, se observaron los mayores valores de tensiones. No obstante, el estado tensional no debe ser la única consideración a la hora de escoger un fijador para un tipo de fractura determinado.

Con los estudios de fatiga, se puede ver que el número de ciclos al que pueden estar sometidos los sistemas de fijación interna antes de tener fallas, es mayor en la placa DHS que en la placa a compresión dinámica angulada a 130°. Existió coincidencia entre el bajo número de ciclos obtenidos en los cálculos por fatiga en la placa a compresión dinámica y sus roturas prematuras en la práctica, resultado que pone de manifiesto las potencialidades de los paquetes de análisis por elementos finitos para simular el comportamiento biomecánico de sistemas de fijación interna.

La placa a compresión dinámica angulada a 130° sufre roturas con frecuencia, de ahí que es conveniente utilizar la placa DHS en el tratamiento de la fractura de cadera 31B2.1, siempre que sea posible desde el punto de vista clínico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Romani F, Vilcahuamán L. Ingeniería clínica y su relación con la epidemiología. Rev Peruana Epidemiol. 2010;14(1):6-16.
2. Jochen J, Schmid N, Kelm J, Schmitt E, Anagnostakos K. Complications after spacer implantation in the treatment of hip joint infections. Internat J Medical Sciences. 2009;6(5):265-73.
3. Pérez MA. Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera [tesis]. Zaragoza: Universidad de Zaragoza; 2004.
4. Vigil F, Guerrero M, Jorge J, Rivera S, Iglesias A. Diseño y validación a fatiga de un vástago de revisión de prótesis de cadera empleando el método de los elementos finitos. Anales Mecánica Fractura. 2011;28(2):817-22.
5. Martel O, Afonso A, Bermejo J, Cuadrado A, Monopoli D. Análisis comparativo de prótesis de cadera: Implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos. Rev Iberoamer Ingeniería Mecánica. 2011;15(2):85-94.
6. Martel O, Blanco F, Carta J, Mentado B, Monopoli D, editors. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de fémur. 7° Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica; 12 al 14 de Octubre. México, D.F.: Rev. Congreso; 2005.
7. Yáñez A, Martel O, Carta J, Quintana J, editors. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos quirúrgicos para la osteotomía proximal de tibia. 8° Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica; 23 al 25 de Octubre. Cusco, Perú: Rev. Congreso; 2007.
8. Braune W, Fischer O. Determination of the moment of inertia of the human body and limbs. Berlin: Springer-Verlag; 1988.
9. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus. Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus. Berlin: Springer-Verlag; 1980.
10. Fernández M. Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico [tesis]. México, D.F.: Instituto Politécnico Nacional; 2008.
11. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomechanics. 2001;34(7):859-71.

12. Heller M, Bergmann G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Claes L, et al. Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomechanics*. 2001; 34(7):883-93.
13. Ashman B, Cowin S, Van Buskirk C, Rice C. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *J Biomechanics*. 1984; 17(5):349-61.
14. Buroni F, Comisso P, Cisilino A, Sammartino M. Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos. *Mecánica Computacional*. 2004; XXIII(28):3009-32.
15. Meunier A, Riot O, Christel P, Katz J, Sedel L, editors. Inhomogeneities in anisotropic elastic constants of cortical bone. 3 al 6 Octubre. Montreal: Ultrasonics Symp; 1989.
16. Bosch J, Estrada R, Ramos Y. Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur. *Ingeniería Mecánica*. 2011; 14(3):199-208.
17. Ching-CHI H, Amaritsakul Y, Ching-Kong C, Lin J. Notch sensitivity of titanium causing contradictory effects on locked nails and screws. *Medical Engineer Physics*. 2010; 32(5):454-60.
18. Rodríguez LM, editor. Aceros Inoxidables para Implantes ortopédicos utilizados en la Industria OrtopRALCA del CCOI Frank País. VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería; 3 al 6 de julio. La Habana: Sociedad; 2007.
19. Viceconti M, Bellingeri L, Cristofolini L, Toni A. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineer Physics*. 1998; 20(1):1-10.
20. Thielen T, Maas S, Zuerbes A, Waldmann D, Anagnostakos K, Kelm J. Mechanical behaviour of standardized, endoskeleton including hip spacers implanted into composite femurs. *Internat J Medical Sciences*. 2009; 6(9):280-86.
21. Blacutt J, Sea M, Fabricio D. Tornillo dinámico de cadera versus placa de ángulo fijo en el tratamiento de las fracturas de región trocantérea. *Rev Boliviana Ortopedia Traumatología*. 2001; 1(1):8-11.
22. Navarro R, Erdocia J, Moya A, Díaz J, Escalera J. Fracturas pertrocantéreas. (Tratamiento con clavo placa de 130°). *Rev Española Cirugía Osteoarticular*. 1979; 14(79):17-24.

Recibido: 12 de enero del 2013.

Aprobado: 19 de marzo del 2013.

Yoan Manuel Ramos Botello. Universidad de Granma. Facultad de Ciencias Técnicas. Carretera a Manzanillo vía a Manzanillo km 17 ½. 85 100. Bayamo. Granma, Cuba. Correo electrónico: yramosb@udg.co.cu