

Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur

Jorge Bosch-Cabrera, Roberto Estrada-Cinquallbres, Yoan Ramos-Botello

Recibido el 15 de marzo de 2011; aceptado el 03 de octubre de 2011

Resumen

Múltiples son los dispositivos utilizados para lograr la consolidación de las fracturas proximales del fémur, algunos sufren roturas antes de ser retirados del paciente, ocasionando nuevas complicaciones al mismo. En esta investigación se presentan los resultados del análisis numérico realizado a un fijador interno del tipo placa DHS (*Dinámico Hip Screw*) y a un fijador externo monolateral con tornillo cefálico RALCA (Rodrigo Álvarez Cambras), con el propósito de determinar el comportamiento del estado tensional-deformacional de ambos dispositivos durante la consolidación ósea de fracturas proximales de cadera, bajo la marcha monopodal del paciente. Para la modelación geométrica de los dispositivos en cuestión se empleó el paquete de diseño en 3D *SolidWorks* y la simulación numérica se realizó con el empleo del paquete de análisis por elementos finitos *Cosmos/Works*. Los resultados muestran valores inferiores de las tensiones máximas en el fijador externo en comparación con las tensiones que surgen en la placa dinámica bajo la acción de las cargas actuantes en los modelos, por lo que se concluye que el primero posee mejores características resistivas, siendo recomendable su uso en pacientes de mayor peso corporal o que podrían realizar actividades físicas más activas durante su recuperación postoperatoria.

Palabras claves: elementos finitos, biomecánica, osteosíntesis, fractura de cadera.

Comparative numerical analysis of fixers for the treatment of proximal fractures of the femur

Abstract

Multiple are devices used to achieve the consolidation of proximal femur fractures, some suffering breakage before being removed from the patient, causing new complications to them. This research presents the results of the numerical analysis made to an internal fixer type plate DHS (*Dinámico Hip Screw*), and to a monolateral external fixer with RALCA (Rodrigo Alvarez Cambras) head screw, with the purpose of determining the behavior of the tensional-deformational State of both devices during the bone consolidation of proximal fracture of the hip, with patients walking using one leg. For the geometric modeling of the devices in question is employed the design package 3D *SolidWorks* and numerical simulation was carried out with the use of the analysis package by finite elements *Cosmos/Works*. The results show lower values of maximum stress in the external fixer in comparison with the stress that arise in the dynamic plate under the action of the acting loads on the models, so it can be concluded that the first possesses best resistive features, being recommended its use in patients having heavy weight or those who could make more active physical activities during their postoperative recovery.

Key words: finite elements, biomechanics, fixation, hip fracture

Introducción

La ingeniería biomédica, ha alcanzado niveles relevantes en diferentes especialidades médicas. Se dedica a la aplicación de conceptos y técnicas de ingeniería para la investigación y exploración de procesos biológicos. Su producto final más convincente y útil es la construcción de modelos físico-matemáticos apropiados que expliquen un sistema biológico específico. En [1] los autores hacen un análisis de como estos procesos de simulación facilitan el diseño apropiado de experimentos que pueden ser realizados en sistemas biológicos reales. Como estos modelos matemáticos permiten predecir el efecto de ciertos cambios en un sistema biológico en los que los experimentos reales resulten tediosos, difíciles de reproducir o sean peligrosos. Otra ventaja de estas descripciones matemáticas es la forma compacta y precisa que nos permite el lenguaje matemático para comunicar fenómenos.

En [2] los autores hacen un estudio de las propiedades mecánicas únicas que tienen los huesos, lo cual le permite proteger órganos internos y proporcionar, tanto apoyos rígidos al cuerpo como sitios de atadura de músculos. Entre sus características relevantes se destaca su notable capacidad de autoreparación ante eventuales degradaciones o daños, así como su veloz adaptación a los cambios en el campo de tensiones reinantes. La deformación que sufren es temporal y se mantiene solo durante el tiempo de aplicación de la fuerza, tras la cual, el hueso recupera su forma original. Cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura.

El tratamiento de las fracturas del fémur representa en la actualidad una de las prácticas más comunes de la traumatología. Llamadas comúnmente como fracturas de cadera, son consideradas por un gran número de especialistas como la epidemia silente del siglo XXI. En el mundo el número de fracturas de cadera calculado fue de 1,66 millones en 1990 y se estima que podría aumentar a 6,26 millones para el 2050 teniendo esto una amplia repercusión en el ámbito social y económico [3]. En Estados Unidos ocurren 340 000 fracturas de cadera por año en la actualidad y se prevé que pasen a 650 000 en el 2050, habiéndose calculado su coste anual a finales del siglo pasado cercano a los 10 billones de dólares [4]. En España por ejemplo, se dan unos 35 000 casos de fracturas proximales al año, utilizándose la fijación interna para su consolidación ósea, ya que el tratamiento quirúrgico debe ser lo más sencillo, rápido y fiable posible, tratando que la invasión corporal sea mínima [5].

En Cuba se presenta un cuadro similar al de países desarrollados debido al elevado nivel de envejecimiento de su población. La preocupante previsión epidemiológica en cuanto a las fracturas de cadera en los tiempos actuales y el futuro próximo ha alcanzado un consenso mundial, impulsándose campañas de prevención, fomentándose la investigación y el desarrollo de nuevos métodos terapéuticos, así como, marcando objetivos específicos en diversas áreas traumatológicas y ortopédicas.

Diversos son los dispositivos utilizados para la consolidación de las fracturas óseas del fémur. Los autores en [6] afirman que el uso de dispositivos de fijación interna como son: cerclajes, clavos intramedulares, placas fijas, placa DHS (*Dinámic Hip Screw*), agujas o clavo-placa para fracturas de cuello de fémur, son los dispositivos ideales, ya que el paciente no sufre de un aparente trauma psicológico, pero tienen que dirigirse a un quirófano en un período no mayor de ocho años para su reemplazo, en caso de un comportamiento favorable. El tratamiento de las fracturas diafisarias del fémur fue revolucionado en décadas pasadas con el uso de los clavos endomedulares; con el advenimiento de los clavos intramedulares acerrojados se incrementaron las indicaciones para este tipo de fractura.

Los dispositivos que se basan en la tecnología modificada de *Ilizarov* (ortopédico ruso) con el uso de la fijación externa, ya sea con fijadores circulares, monolaterales o en sus diferentes versiones, pueden en algunos casos causar un trauma psicológico al paciente en el tiempo de recuperación, pero una vez retirado este tipo de dispositivo, en caso de una recuperación favorable, luego de unas 6 a 9 semanas, el paciente no tiene que someterse más a tratamiento quirúrgico.

La simulación computacional permite crear los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de dispositivos tales como: fijadores externos, prótesis y materiales de osteosíntesis como clavos, tornillos y placas, sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano.

Los programas de elementos finitos, muy usados en los análisis de estructuras y componentes mecánicos, pueden aplicarse en el análisis de tensiones en prótesis y huesos, debiéndose definir las propiedades del material y la geometría cuidadosamente. Este procedimiento además de incurrir en la disminución del costo de análisis y del tiempo de procesamiento, ha presentando buenos resultados y ha proporcionado un entendimiento perfecto de la interacción prótesis-hueso.

Dos de los problemas más importantes a los cuales se dedican innumerables investigaciones en este ámbito son: el aflojamiento que sufren los innumerables tipos de implantes utilizados y la rotura prematura de los mismos antes de que el fémur quede completamente consolidado.

El objetivo de la presente investigación es la realización de un análisis numérico mediante el cual se pueda determinar el comportamiento mecánico comparativo entre el dispositivo de fijación extramedular placa DHS y el fijador externo monolateral diseñado por el especialista de primer grado del Hospital Provincial Docente de Holguín, Cuba, Dr. Emilio Vargas Marrero para la consolidación ósea de fracturas proximales del fémur.

Materiales y Métodos

Implantes de fijación en fracturas del fémur

Son varios los dispositivos empleados en la consolidación de fracturas de huesos del cuerpo humano, dividiéndose estos en dos grandes grupos: implantes de fijación interna, e implantes de fijación externa; en otro grupo se encuentran los dispositivos de restitución ósea u osteotomía, como son las prótesis. Los implantes de fijación interna (como su nombre lo indica) tienen como función, la de fijar una fractura desde la parte interna del cuerpo humano [7], los fijadores externos por su parte, lo hacen desde el exterior.

La falla de los implantes resulta principalmente del desconocimiento de los factores mecánicos inherentes al hueso y aquellos que afectan la resistencia de los implantes metálicos.

Modelación numérica de los dispositivos objeto de estudio.

Características geométricas y mecánicas del modelo de fémur empleado.

Las imágenes de la tomografía computarizada son uno de los métodos de diagnóstico más utilizadas en el ámbito científico ya que proveen gran cantidad de información por un costo relativamente accesible. En [8], los autores hacen una descripción de los diferentes pasos a ejecutar para la obtención de los modelos de huesos humanos que pueden ser importados posteriormente a un paquete de diseño 3D, con el objetivo de realizar estudios numéricos a través del Método de los Elementos Finitos.

El fémur humano utilizado en este trabajo fue obtenido con autorización del reservorio de modelos de huesos del cuerpo humano: “*The Finite Element Meshes Repository of The International Society of Biomechanics*”, tiene las siguientes características físico-mecánicas: longitud de 436,86 mm, la cabeza del fémur tiene una longitud de 51,20 mm. Las partes de hueso esponjoso se modelaron como huecos, lo que representa peores condiciones para el modelo respecto a las reales y nos introduce un coeficiente de seguridad adicional (Ver Figura 1).

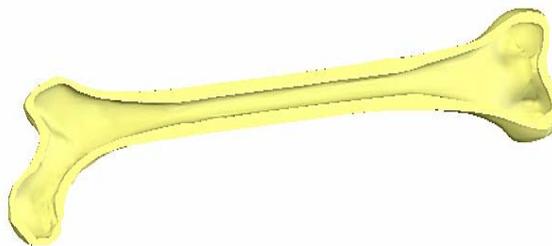


Figura 1. Sección longitudinal del modelo del fémur empleado en el modelo.

Propiedades mecánicas del fémur

Las propiedades mecánicas del fémur han sido causa de incertidumbre para muchos autores, aunque en general el comportamiento del hueso es viscoelástico-no lineal, para no complicar excesivamente el problema la mayoría de los estudios de biomecánica consideran al hueso como un material elástico-lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad, salvo en el caso de cargas de impacto. Algunos lo consideran con propiedades mecánicas isotrópicas con el objetivo de simplificar los resultados [9, 10], pero esto puede tener como consecuencia resultados alejados de la realidad, por lo que el fémur debe tomarse con propiedades mecánicas ortotrópicas u anisótropas para su estudio, en aras de obtener resultados más exactos. En la Tabla 1 se pueden apreciar los valores de las propiedades mecánicas del fémur anisótropo después de haber revisado, analizado y calculado una media de las propiedades mecánicas de este hueso, a partir de los datos expuestos al respecto por un grupo de autores referenciados en varios artículos que definen en sus investigaciones el fémur con estas características [8, 11, 12, 13].

Tabla 1. Propiedades mecánicas del fémur.

Parámetro/unidades	Denominación	Valor
E_x (Pa)	Módulo elástico en X	1,31 e+010
E_y (Pa)	Módulo elástico en Y	1,36 e+010
E_z (Pa)	Módulo elástico en Z	2,07 e+010
μ_{xy}	Coeficiente de Poisson	0,366
μ_{yz}	Coeficiente de Poisson	0,312
μ_{xz}	Coeficiente de Poisson	0,2
G_{xz} (Pa)	Módulo cortante	5,9 e+009
G_{xy} (Pa)	Módulo cortante	5,02 e+009
G_{yz} (Pa)	Módulo cortante	4,67 e+009
ρ (kg/m ³)	Densidad	1900

Modelo geométrico del fijador externo

El fijador monolateral para consolidación de fracturas de cadera diseñado por el Dr. Emilio Vargas Marrero, especialista del Departamento de Servicios de Ortopedia del Hospital Vladimir I. Lenin, de Holguín, consta de un tornillo cefálico RALCA (Rodrigo Álvarez Cambras) (1), el cual se utiliza para estabilizar la cabeza femoral y la consolidación ósea de la fractura, este se fija al soporte base (2) a través de dos tuercas y a su vez tiene función de guiar dicho tornillo y estabilizar el ensamble mediante los alambres (varillas) de Steimann (3) que aportan la rigidez del fijador (Figura 2)

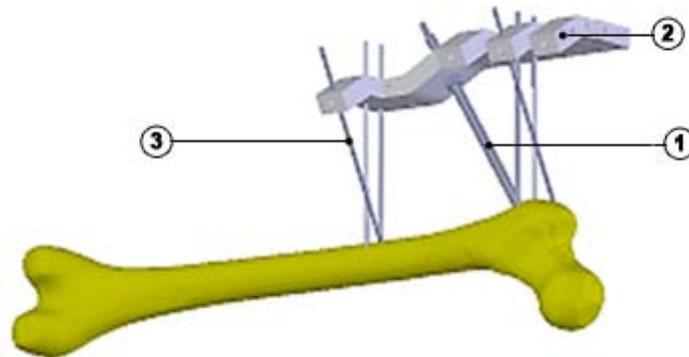


Figura 2. Modelo geométrico del fémur ensamblado con el fijador externo con 6 varillas

Modelo geométrico del fijador interno placa DHS

El fijador interno para el tratamiento de fracturas de cadera tipo placa DHS^o está compuesto por una placa de 135° de angulación (1), siete tornillos de cortical de 4,4 mm de diámetro y una longitud de 30,2 mm (2), que garantizan la fijación de la placa al fémur, un tornillo deslizante canulado de 90,8 mm de longitud y 8,6 mm de diámetro (3), que garantiza la estabilización de la fractura, también tiene un tornillo de compresión (4) que garantiza la rigidez entre el tornillo deslizante canulado y la placa (Ver figura 3).

Para la confección de todos estos modelos geométricos se utiliza el paquete de diseño en tres dimensiones SolidWorks, el cual permite el ensamblaje entre sus componentes a través de relaciones de posición entre los mismos.

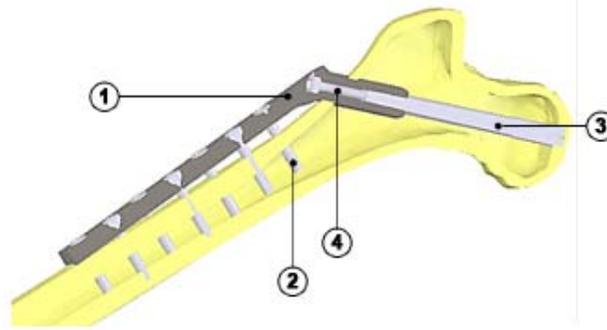


Figura 3. Sección longitudinal del modelo de la placa DHS –fémur

Propiedades mecánicas de los elementos componentes de la osteosíntesis

Al introducir un implante en el organismo, el mismo responde con una irritación e inflamación permanente producto de la rotura vascular y de los tejidos, además de la abrasión del tejido con el implante como factor mecánico y de la liberación de iones tóxicos en el caso de los metales como factor químico. En el acero AISI 316L es importante no tener concentraciones muy elevadas de carbono, ya que este se combina con el cromo y forma carburos frágiles que se depositan en el borde del grano austenítico, lo que provoca la oxidación intercrystalina debilitando el material y provocando la fractura por corrosión [14]. De igual forma es común el uso de elementos de titanio por sus propiedades mecánicas superiores, en [15] se presenta un estudio comparativo sobre la utilización de clavos de uno u otro material. Todos los elementos que componen la placa DHS, así como los elementos del fijador externo, excepto la placa base son concebidos en el modelo de acero AISI 316L, el material del soporte base del fijador externo monolateral es concebido en el modelo de aleación de aluminio 2018. Las propiedades mecánicas de estos materiales se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de los elementos que conforman la osteosíntesis

Parámetro/Unidades	Denominación	AISI 316L	Aleación de aluminio 2018
E (Pa)	Módulo de elasticidad	2 e+011	7,4 e+010
μ	Coeficiente de Poisson	0,28	0,33
ρ (kg/m ³)	Densidad	7800	2800
σ_t (Pa)	Límite de rotura a tracción	6,80 e+008	42,05 e+07
σ_e (Pa)	Límite elástico	2,40 e+008	31,7 e+07

Aplicación de las condiciones de borde y mallado del modelo

En [16] los autores elaboraron varios modelos aplicando una fuerza constante sobre el extremo proximal de la componente femoral en dos direcciones, simulando solamente la fuerza de la articulación y otros casos de carga para diferentes pesos del cuerpo y actividades de mayor carga en la articulación como: subir escaleras, sentarse, pararse de un asiento, etc., así como las fuerzas de los músculos. En [12], la autora aplica las cargas presentes en la cadera correspondientes al peso del cuerpo humano, las de los músculos abductor, tibia ilíaco proximal, tibia ilíaco distal, entre otros. Habiendo hecho el análisis de las cargas propuestas por los autores antes mencionados, se consideró en la presente investigación utilizar las componentes de fuerzas siguientes: la tracción del músculo abductor en el trocánter mayor, la tracción - torsión del músculo psoas ilíaco en el trocánter menor y la tracción del músculo tibia ilíaco, la correspondiente al peso del cuerpo sin tener en cuenta el peso del miembro inferior que se encuentra en el instante monopodal de la marcha, esta carga tiene un ángulo $\beta = 13^\circ$ respecto al plano horizontal XY y un ángulo $\theta = 73^\circ$ respecto al plano frontal XZ, se tuvo en cuenta un coeficiente dinámico de 4,5 para esta fase de marcha según [2]; todas las cargas aplicadas al fémur en estudio se descompusieron en las componentes de los tres ejes de coordenadas para una mayor comprensión, los valores de las mismas así como sus componentes y sentidos de aplicación se pueden apreciar en la Tabla 3 y en la Figura 4.

Tabla. 3. Cargas actuantes sobre el fémur descompuestas en los ejes de coordenadas.

Cargas	X	Y	Z	Resultantes
Cargas producto al peso (N)	1062	130	- 2800	2997
Abductor (N)	- 430	----	1160	1237
Tibia ilíaco (N)	----	----	- 1200	1200
Psoas ilíaco (N)	- 78	- 560	525	771,5

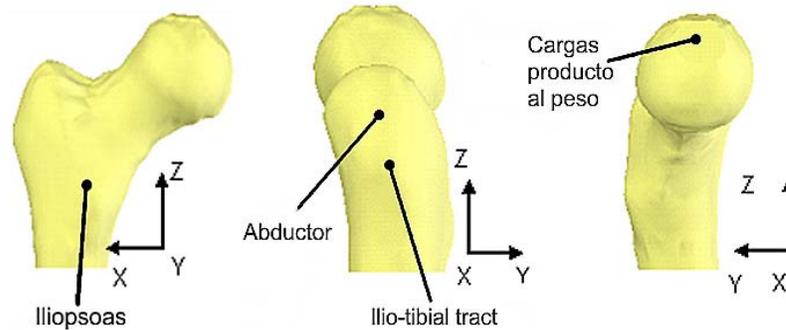


Figura 4. Ubicación de las cargas producto al peso y los músculos en el fémur.

En el presente trabajo se hace uso del paquete profesional de análisis por elementos finitos Cosmos/Works. El modelo del fémur en ambos análisis se consideró empotrado en la zona inferior del mismo, es decir, en la articulación de la rodilla, situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real del fémur con carga (Ver Figura 5). Los contactos entre los elementos que componen las osteosíntesis y entre esta y el fémur se asume que es perfecto y modelado como una unión rígida global.

A todos los modelos analizados en esta investigación se le realizó un mallado estándar que basa la discretización en la teoría de *Delaunay*, se utilizó un elemento finito tipo sólido tetraédrico de alto orden (10 nodos), con tres grados de libertad por nodo, con un tamaño por elemento de 4 mm y una tolerancia de 0.02 mm, similar para todas las variantes de los modelos; obteniéndose para el caso de la Placa DHS un modelo de 42 310 elementos y 74 159 nodos, mientras que para el fijador externo monolateral con 6 varillas se obtuvo un modelo con 75 028 elementos y 128 451 nodos.

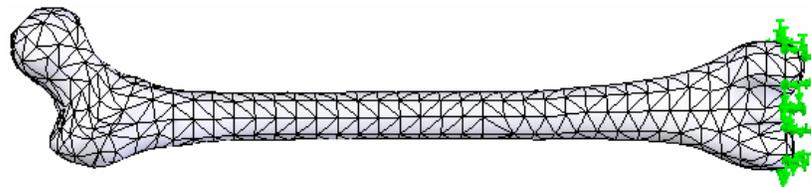


Figura 5. Restricciones aplicadas en el modelo.

Resultados y Discusión

Análisis de la distribución de tensiones en los implantes

Para el análisis de las tensiones que surgen en los diferentes elementos que componen ambos implantes, la variable más significativa que tomaremos son las tensiones de Von Mises, con las que comprobaremos donde se hallan las zonas más solicitadas y cuál de los dos métodos de fijación es más resistente desde el punto de vista estructural.

Las tensiones máximas según el criterio de Von Mises en el estudio de la variante del fijador externo monolateral con 6 varillas, elegidas de manera que garanticen la estabilidad de la consolidación, fueron igual a 236 MPa, localizadas en la intersección de una de las varillas inferiores con la cortical de la diáfisis del fémur (Figura 6), se aprecia una distribución de las tensiones en un rango bastante uniforme en todos los alambres que conforman la fijación externa en este caso.

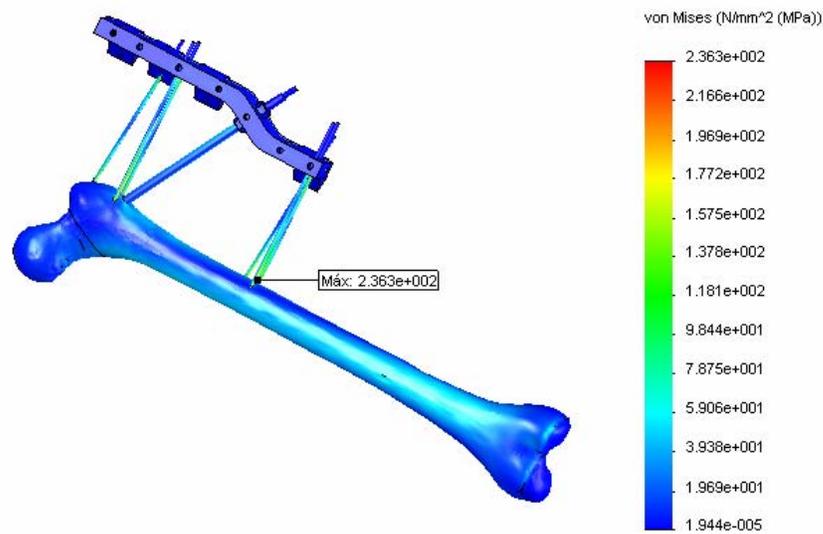


Figura 6. Tensiones de Von Mises en el fijador externo monolateral con 6 varillas.

Por su parte, el tornillo cefálico alcanzó tensiones que oscilan entre valores mínimos iguales a 0.99 MPa y un valor máximo de 116,7 MPa (Ver Figura 7), por debajo del límite de elasticidad del material asignado al mismo, localizado en el extremo roscado de este tornillo, con un valor del coeficiente de seguridad por encima de 2,057.

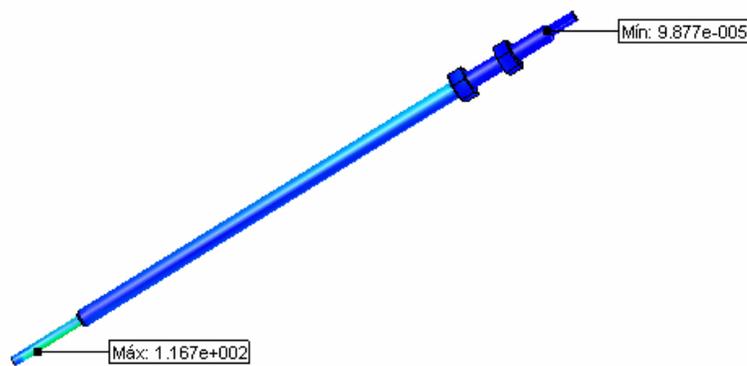


Figura 7. Rango de las tensiones de Von Mises en el tornillo cefálico.

Las tensiones máximas según el criterio de Von Mises en el estudio de la variante de fijación con el uso de la placa DHS, fueron igual a 674,8 MPa, localizadas en la intersección del tornillo inferior con la cortical de la diáfisis del fémur (Ver Figura 8).

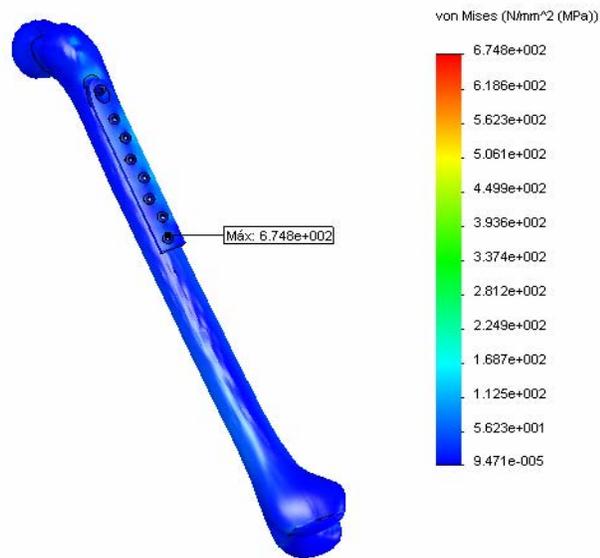


Figura 8. Tensiones de Von Mises en el conjunto fémur-fijador interno Placa DHS.

Las tensiones en el conjunto del canal deslizante con la placa y el tornillo cefálico deslizante se hallan en valores que oscilan entre mínimos iguales a 0,94 MPa y un valor máximo de 674,8 MPa con un valor del coeficiente de seguridad por debajo de uno (Ver figura 9)

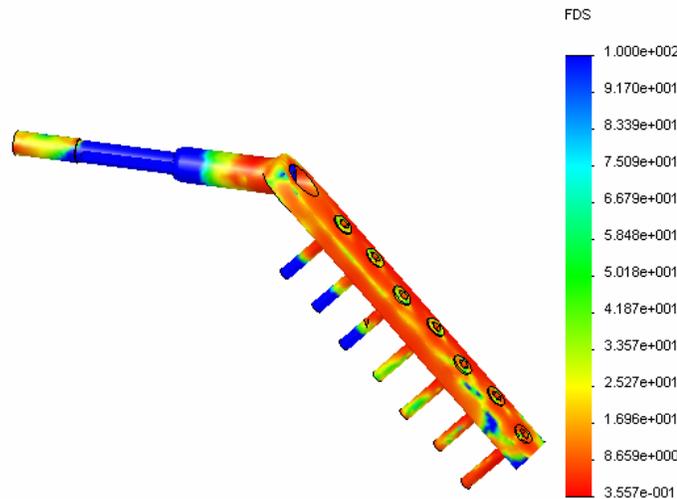


Figura 9. Distribución del coeficiente de seguridad en el conjunto del canal deslizante con la placa y el tornillo cefálico de la Placa DHS.

En la literatura hemos encontrado varios análisis 3D con elementos finitos, donde se estudia el comportamiento de diferentes implantes internos de uso común en las fracturas proximales de cadera. Sin embargo no hemos encontrado ninguna publicación de estudios numéricos realizados a fijadores externos que se utilicen en este tipo de fractura. El estudio realizado en este trabajo sirve de referencia para futuras valoraciones de fracturas proximales de cadera, de nuevos implantes y de la remodelación ósea, donde se estudie no sólo el comportamiento mecánico de los implantes sino del conjunto hueso-implante, así como el comportamiento de la resistencia a fatiga de estos elementos. Una característica importante del modelo planteado en este trabajo es la valoración, además de la carga en la fase de apoyo de la marcha, de la simulación de las fuerzas musculares que actúan sobre el trocánter mayor y el trocánter menor, o sea la tracción del músculo abductor en el trocánter mayor, la tracción - torsión del músculo psoas ilíaco en el

trocánter menor y la tracción del músculo tibia ilíaco. Esto lo diferencia de otros modelos anatómicos en los que no se tiene en cuenta estas fuerzas.

Debe tenerse en cuenta que los valores de tensiones y desplazamientos obtenidos para los modelos estudiados no debemos considerarlos de manera cuantitativa, debido a las diferentes simplificaciones asumidas sobre todo en el hueso, pero sí tiene validez comparativa, ya que al estar sometidos ambos modelos de implantes a las mismas condiciones de borde, los resultados obtenidos, nos permiten de manera cualitativa, valorar la superioridad de uno respecto al otro desde el punto de vista de la resistencia mecánica.

Conclusiones

1. A partir de la revisión bibliográfica realizada, se consideró definir las propiedades mecánicas del modelo del fémur a utilizar en los estudios como anisótropas, por ser las más representativas de las propiedades mecánicas de este.
2. Es considerado por numerosos autores, que para el estudio estructural de dispositivos utilizados en la consolidación ósea de fracturas proximales de cadera, las cargas que más influyen sobre el comportamiento de estos son: la tracción del músculo abductor en el trocánter mayor, la tracción - torsión del músculo psoas ilíaco en el trocánter menor y la tracción del músculo tibia ilíaco, la correspondiente al peso del cuerpo sin tener en cuenta el peso del miembro inferior que se encuentra en el instante monopodal de la marcha.
3. Se realizó el diseño gráfico y el ensamblaje de los fijadores para el tratamiento de fracturas de cadera: fijador externo monolateral y fijador interno DHS, los que ensamblados cada uno con un modelo de fémur, y aplicadas las correspondientes condiciones de borde, permitieron a través del análisis por elementos finitos obtener el estado tensional-deformacional de estos elementos.
4. Se compararon dos variantes de fijadores analizados en la consolidación ósea de las fracturas proximales del fémur, donde se apreció que el fijador más resistente desde el punto de vista mecánico es el fijador externo monolateral con tornillo cefálico RALCA, mientras que en el fijador interno DHS se originan valores superiores de tensiones, lo que lo hacen más vulnerable a la rotura. Este resultado permite recomendar, que siempre que sea posible desde el punto de vista clínico la utilización de ambos implantes, para personas de mayor peso y de menor edad, con mayor actividad postoperatoria, se utilice el fijador externo monolateral con tornillo cefálico RALCA.
5. En ambos implantes los valores máximos de las tensiones se producen en los últimos tornillos anclados en la diáfisis del fémur, por lo que sería recomendable un estudio de la redistribución de tensiones que se producirían con la utilización de tornillos y varillas de mayor diámetro en esta zona.
6. Se ha demostrado la potencialidad de los paquetes de análisis por elementos finitos asociados a paquetes de diseño en 3D, para simular el comportamiento biomecánico del conjunto hueso - implante de diferentes tipos de osteosíntesis, por sus ventajas en la modelación, ensamblaje de los elementos entre sí y al hueso y análisis del conjunto.

Agradecimientos

Al Dr. Emilio Vargas Marrero y al resto de los especialistas del Dpto. de Ortopedia del Hospital Provincial, V. I. Lenin de la ciudad de Holguín, Cuba, por sus valiosas orientaciones y opiniones aportadas al desarrollo de esta investigación.

Referencias

1. Romaní, F. y Vilcahuamán, L. "Ingeniería clínica y su relación con la epidemiología". *Revista Peruana de Epidemiología*. 2010, vol. 14, nº 1, ISSN 1609-7211.
2. Yáñez, A. *et al.* "Análisis Mecánico Comparativo de los Dispositivos Quirúrgicos para la Osteotomía Proximal de Tibia". En: *8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. CIBIM 8*. Cuzco, Perú. Octubre, 2007. ISBN 978-9972-2885-3-1
3. Doblaré Castellano, M., García, J. M., *et al.* "Modeling bone tissue fracture and healing: a review". *Engineering Fracture Mechanics*. 2004, vol. 71, p. 1809-1840. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com>, www.elsevier.com/locate/engfracmech
4. Thorngren, K. G. *Epidemiology of fractures of the proximal femur*. 1997. European Instructional Course Lectures p. 144-153.

5. Martel, O., *et al.* "Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de fémur". En: *7º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*. México. Octubre de 2005. ISBN 970-36-0295-9
6. Torres Hernández, M. E. y Martínez Mesal, J. "Uso del clavo intramedular acerrojado retrógrado en fémur". *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*. 2009, vol. 23, nº 1, ISSN 1561-3100.
7. Rivas, A. *Semiología de las Fracturas*. Catalunya, España: Hospital Universitario de la Vall d'Hebron, 2007. 132 p.
8. Buroni, F. C., Commisso, P. E., *et al.* "Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos". *Mecánica Computacional*. 2004, vol. XXIII, p. 3009-3032.
9. Fouad, H. "Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone-plates under combined loading conditions using finite element modeling". *Medical Engineering & Physics*. 2011, vol. 33, p. 456-463.
10. Fouad, H. "Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone". *Medical Engineering & Physics*. 2010, vol. 32, p. 783-789.
11. Meunier, A., Riot, O., *et al.* "Inhomogeneity in anisotropic elastic constants of cortical bone". *Ultrasonics Symposium*. 1989, vol. 2, nº 3, [Consultado el: 27 de noviembre 2010]. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?reload=true & punumber=857>.
12. Pérez Anzón, M. Á. "Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera". Tesis doctoral. Universidad de Zaragoza, España. 2004.
13. Ashman, B., Cowin, S., *et al.* "A Continuous wave Technique for the Measurement of the Elastic Properties of Cortical Bone". *Journal of Biomechanics*. 1984, vol. 17, p. 349-361.
14. Rodríguez, L. "Aceros Inoxidables para Implantes ortopédicos utilizados en la Industria Ortop-RALCA del CCOI Frank País". En: *VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería*. La Habana. 2007. ISBN 978-959-212-236-9
15. Ching-Chi, H., Amaritsakul, Y., *et al.* "Notch sensitivity of titanium causing contradictory effects on locked nails and screws". *Medical Engineering & Physics*. 2010, vol. 32, p. 454-460
16. García Del Pino, G. *et al.* "Interrelación entre rigidez de la prótesis, densidad del hueso y la vida útil del implante". En: *8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. CIBIM 8*. Cuzco, Perú. 2007. ISBN 978-9972-2885-3-1

Jorge Bosch-Cabrera^I, Roberto Estrada-Cinqualbres^{II}, Yoan Ramos-Botello^I

I. Universidad de Granma. Facultad de Ingeniería, Cuba

E-mail: jboschc@udg.co.cu, yramosb@udg.co.cu

II. Universidad de Holguín Oscar Lucero Moya. Centro de Estudios CAD/CAM. Cuba.

E-mail: roberto@cadcam.uho.cu.edu