

Estudio biomecánico hueso-implante DHS y fijador externo en la consolidación de la fractura de cadera

Biomechanical study of bone-DHS implant and external fixator in hip fracture

Étude biomécanique de la vis-plaque dynamique (DHS) et du fixateur externe dans la consolidation de la fracture de hanche

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

^I Centro de Estudios CAD/CAM. Universidad de Holguín, Cuba.

^{II} Facultad de Ciencias Técnicas. Universidad de Granma, Cuba.

RESUMEN

Objetivos: determinar el comportamiento biomecánico de los conjuntos placa Dinámico Hip Screw-hueso y fijador externo monolateral-hueso y la influencia de estos en la distribución del estado tensional, antes, durante y después de retirado el implante.

Métodos: se realizó el estudio aplicando el método de los elementos finitos, se tuvo en cuenta la acción de los músculos y el peso corporal en la fase monopodal del ciclo de marcha, así como las propiedades anisotrópicas en el tejido cortical, e isotrópicas para la parte esponjosa del hueso. Se ejecutó un estudio comparativo del estado tensional del implante y su influencia en la variación del estado tensional-deformacional del hueso, durante el tiempo en que se mantiene el implante en este y luego de ser retirado

Resultados: se obtuvo la variación porcentual de las zonas sometidas a tracción y compresión en el hueso sano durante el estado de carga correspondiente a la marcha monopodal, el valor de las tensiones actuantes en cada elemento de los implantes analizados durante la consolidación de la fractura, así como la influencia de estos en la distribución del estado tensional del hueso, durante su funcionamiento y después de retirado el implante.

Conclusiones: en relación con el comportamiento mecánico del implante Dinámico Hip Screw y el fijador externo, la situación más desfavorable la presenta el primero, al mostrar tensiones por encima del límite elástico del material en el tornillo inferior de fijación al hueso. Se nota en ambos casos una ligera variación del estado tensional del hueso después de haberse colocado el implante. Al retirar los implantes se produjo una elevación de las tensiones de compresión en los bordes de los agujeros que fijaban uno y otro implante.

Palabras clave: elementos finitos, biomecánica, fijadores externos, placa Dinámico Hip Screw.

ABSTRACT

Objective: to determine the biomechanical behavior of the bone-Dynamic Hip Screw plate and the bone- monolateral external fixator sets and their influence on the distribution of stress before, during and after the removal of implant.

Methods: the study was based on the finite element model, taking into account the muscle actions and the body weight at the monopodal phase of the gait cycle as well as the anisotropic properties of the cortical tissue and the isotropic properties of the spongy part of the bone. A comparative study was also conducted on the stress condition of the implant and its influence over changes in the stress-deformation condition of the bone as long as the implant remains in the bone and after being removed.

Results: the variation percentage of the areas under traction and compression in the healthy bone was estimated for the loading condition in the monopodal gait along with the acting stresses in each element of the implants analyzed during the consolidation of fracture and the their influence in the distribution of stresses in the bone during the functioning of implant and after its removal.

Conclusions: regarding the mechanical behavior of the Dynamic Hip Screw implant and the external fixator, the most unfavorable situation was found in the first system since stresses were greater than the material's elastic limit in the lower fixation screw. A slight variation of the bone stress was noticed after placing the implant. When both implants were removed, there was a rise of compressive stresses at the borders of the holes they fixed.

Keywords: finite elements, biomechanics, external fixators, Dynamic Hip Screw plate.

RÉSUMÉ

Objectif: le but de cette étude est de déterminer le comportement biomécanique de la vis-plaque dynamique (DHS) et du fixateur externe unilatéral, et l'influence de ceux-ci sur la distribution de la tension avant, pendant et après l'enlèvement de l'implant.

Méthodes: une étude a été réalisée en utilisant la méthode des éléments finis. On a tenu compte de l'action des muscles et du poids corporel dans la phase d'appui de la marche, ainsi que des propriétés anisotropiques du tissu cortical et isotropiques du corps spongieux de l'os. Une étude comparative de la tension de l'implant et son influence sur la variation de tension et de déformation de l'os avant et après son enlèvement, est effectuée.

Résultats: on a obtenu une variation des pourcentages entre les zones soumises à traction et celles soumises à compression de l'os sain au cours de l'état de charge correspondant à la phase d'appui de la marche; un taux des tensions agissant sur chaque élément des implants analysés pendant la consolidation de la fracture, ainsi que leur influence sur la distribution de l'état de tension de l'os au cours son fonctionnement et après l'enlèvement de l'implant.

Conclusions: par rapport au comportement mécanique de la vis-plaque dynamique (DHS) et du fixateur externe, on peut conclure que la situation la plus défavorable est présentée par la DHS, dû à ses tensions surmontant la limite élastique du matériel de la vis inférieure de fixation à l'os. Dans tous les deux, on peut constater une légère variation de la tension de l'os après le placement de l'implant. Une fois que les implants sont enlevés, les tensions de compression sur les bords des trous de fixation s'élèvent.

Mots clés: éléments finis, biomécanique, fixateurs externes, vis-plaque dynamique (DHS).

INTRODUCCIÓN

El avance alcanzado en los últimos años en las técnicas de tratamiento de imágenes, y en el desarrollo de equipos más sofisticados para este fin, así como de nuevos software para el manejo de estas, conjuntamente a los adelantos obtenidos en los software que emplean los métodos numéricos de análisis y la elevación exponencial de la capacidad de cálculo de los ordenadores actuales, ha permitido que la ingeniería biomédica haya alcanzado niveles relevantes en diferentes especialidades médicas. Esta 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.

Romaní F y Vilcahuamán L¹ presentan un análisis de cómo estos procesos de simulación facilitan el diseño apropiado de experimentos que pueden ser realizados en sistemas biológicos reales, así 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.

Yáñez A² hace 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.

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.

Esto traería una amplia repercusión en el ámbito social y económico.³ En EE. UU. ocurren 340 000 fracturas de cadera por año en la actualidad y se prevé que pasen a

650 000 en 2050. A finales del siglo pasado su coste anual fue calculado 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 una situación similar a la de países desarrollados, siendo las causas fundamentales del aumento de las fracturas de cadera, el incremento de la esperanza de vida y de los accidentes del tránsito sobre todo aquellos donde se ven involucrados motoristas, ciclistas, y peatones de la tercera edad.⁶

Diversos son los dispositivos utilizados para la consolidación de las fracturas óseas del fémur. *Torres Hernández ME y Martínez Mesa IJ*⁷ afirman que el uso de dispositivos de fijación interna como son: cerclajes, clavos intramedulares, placas fijas, placa Dynamic Hip Screw (DHS), 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. 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 a ningún tratamiento quirúrgico adicional.

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 (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, se debe definir las propiedades del material y la geometría cuidadosamente. Este procedimiento además de influir en la disminución del costo de análisis y del tiempo de procesamiento, ha presentado buenos resultados y ha proporcionado un entendimiento perfecto de la interacción prótesis-hueso.

De la elasticidad depende el llamado *stress-shielding* o protección a la tensión, referido a la disminución de las tensiones que soporta el hueso subyacente al implante, ya que este último es mucho más rígido y las absorbe. Al disminuir las fuerzas o cargas sobre el hueso se produce un proceso de osteopenia o pérdida de la masa ósea alrededor de la prótesis lo cual puede conducir al aflojamiento del implante. La mayor flexibilidad de los biomateriales reduce este fenómeno,⁸ de ahí la importancia de determinar el comportamiento biomecánico de los conjuntos placa Dynamic Hip Screw-hueso y fijador externo monolateral-hueso y la influencia de estos en la distribución del estado tensional del fémur, antes, durante y después de retirado el implante.

MÉTODOS

MODELACIÓN NUMÉRICA DE LOS DISPOSITIVOS OBJETO DE ESTUDIO

Características geométricas y mecánicas de la placa DHS y el fijador externo

La placa DHS está compuesta por la placa tubo (1A) la cual es fijada a la diáfisis del fémur por siete tornillos cortical (2A) de 4,5 mm de diámetro y 30 mm de longitud.

El tornillo deslizante canulado (3A) tiene una longitud de 91 mm y 22 mm de longitud de la rosca y un diámetro de 12,5 mm en la parte roscada. Este tornillo va por dentro de la placa tubo de 135°, fijado a ella por el tornillo de compresión (4A). La unión del tornillo con la placa del implante es un contacto deslizante entre ambas partes, lo que da a la placa DHS su condición de implante dinámico (Fig. 1A). El fijador monolateral diseñado por el doctor Emilio Vargas Marrero, consta de un tornillo cefálico RALCA (Rodrigo Álvarez Cambras) (1B) de 90,8 mm de longitud y 8,6 mm de diámetro, el cual se utiliza para estabilizar la cabeza femoral y la consolidación ósea de la fractura, este se fija al soporte base (2B) a través de dos tuercas y a su vez tiene función de guiar dicho tornillo y estabilizar el ensamble mediante nueve alambres (varillas) de Steimann (3B) de 4,4 mm de diámetro y una longitud de 30,2 mm que garantizan la fijación de la placa al fémur (Fig. 1B).

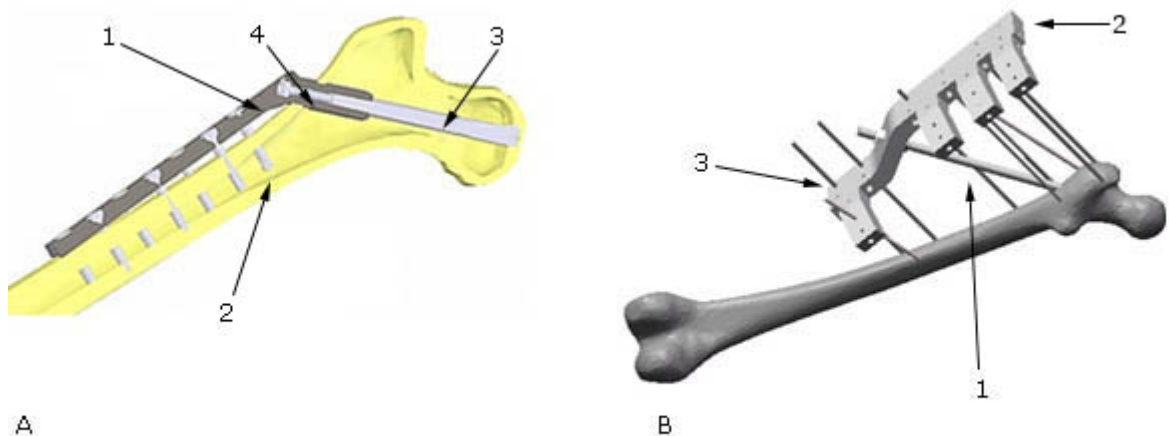


Fig. 1. Modelo geométrico del fémur ensamblado con el implante. A) fijador DHS, B) fijador externo.

Los materiales más usados en la fabricación de implantes son el acero inoxidable (aleación de cobalto, cromo y molibdeno) y el titanio, ambos de alta biocompatibilidad y fortaleza. Un estudio comparativo sobre la utilización de clavos de uno u otro material fue presentado por *Ching-Chi H, Amaritsakul Y, Ching-Kong Ch, Jinn L.*⁹

Todos los elementos que componen la placa DHS, así como los elementos del fijador externo (excepto la placa base de este último), 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 1.

Tabla 1. 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	7,40 e+010
μ	Coefficiente 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	31,70 e+07

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 ellos.

Características geométricas y mecánicas del modelo de fémur empleado

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 411,43 mm, la porción proximal del fémur tiene una longitud de 79 mm. Presenta bien definidas la parte cortical y la parte esponjosa.

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 adaptándose este modelo más a la parte esponjosa desde el punto de vista macro,¹⁰⁻¹² otros argumentan el comportamiento netamente ortotrópico o anisotrópico de la parte cortical, por lo que se recomienda que esta parte del hueso debe tomarse con dichas propiedades mecánicas en aras de obtener resultados más exactos. En la tabla 2 se pueden apreciar los valores de las propiedades mecánicas de la parte cortical del fémur como 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 e isotrópicas para la parte esponjosa.^{13,8,14}

Tabla 2. Propiedades mecánicas del fémur

Parámetro/unidades	Denominación	Valor
Tejido cortical		
EX (Pa)	Módulo elástico en X	1,31 e+010
EY (Pa)	Módulo elástico en Y	1,36 e+010
EZ (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
GXZ (Pa)	Módulo cortante	5,9 e+009
GXY (Pa)	Módulo cortante	5,02 e+009
GYZ (Pa)	Módulo cortante	4,67 e+009
Tejido esponjoso		
E	Módulo elástico	2,17e+009
μ	Coeficiente de Poisson	0,3

Aplicación de las condiciones de borde y mallado del modelo

García del Pino G¹⁴ elaboró 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. Pérez Anzón MA⁸ aplica las cargas presentes en la cadera correspondientes al peso del cuerpo humano, las del músculo abductor, el tibia iliaco proximal y el tibia iliaco 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 iliaco en el trocánter menor y la tracción del músculo tibia iliaco, 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 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.

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

Cargas	X	Y	Z	Resultantes
Cargas producto al peso (N)	1 062	130	- 2 800	2 997
Abductor (N)	- 430	----	1 160	1 237
Tibia iliaco (N)	----	----	- 1 200	1 200
Psoas iliaco (N)	- 78	- 560	525	771,5

En el trabajo se hace uso del paquete profesional de análisis por elementos finitos SolidWorks Simulation. El modelo del fémur en todos los 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 durante el apoyo monopodal. 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 con elementos finitos tipo sólido tetraédrico de alto orden (10 nodos), con tres grados de libertad por nodo, con un tamaño por elemento de 5 mm y una tolerancia de 0,5 mm, a su vez se aplicaron técnicas de control de mallado en los agujeros de inserción de los tornillos al hueso, se obtiene un modelo con 773 809 nodos para el caso del fémur con la placa DHS y 770 001 nodos para el caso del fijador externo.

Para validar la convergencia del mallado se redujo el tamaño de los elementos sucesivamente hasta lograr el valor del error deseado, se obtuvo los valores de tensiones para cada caso. En la tabla 4 se muestran los últimos dos valores de tensiones con los diferentes tamaños de elementos y el error correspondiente. Al analizar el valor de las tensiones se obtiene un error máximo entre las mismas de un 1,60 %, por lo que la convergencia del mallado está garantizada.

Tabla 4. Convergencia del mallado

Fijadores	X	Y	Z	Resultantes
Paca DHS	588,9	580,6	1,40	Paca DHS
Placa a compresión dinámica	336,3	330,9	1,60	Placa a compresión dinámica

Para el análisis de la distribución de las zonas del hueso sano sometidas a tracción o compresión en su estado normal de carga monopodal sin implante, la variable más significativa que tomamos fue la tensión normal en dirección del eje longitudinal (eje z en este caso).

RESULTADOS

ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL HUESO SANO

Se aprecia en los resultados como la parte posterior del fémur queda sometido a tensiones de tracción con un valor máximo de 102,2 MPa. En la parte exterior predominaron las tensiones de compresión con un valor máximo de 122,5 MPa. Las zonas del hueso sometidas a tracción ocupan un 39,08 % del total.

ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL CONJUNTO HUESO-PLACA DHS Y EL FIJADOR EXTERNO

Al colocar un implante para la consolidación de una fractura, varía la distribución del estado tensional del hueso. Debe tenerse en cuenta que en huesos largos, como es el caso del fémur, la sección y el espesor de la pared exterior varían a lo largo del perfil ajustándose a las sollicitaciones a las que está sometido en cada zona. En otras palabras, el hueso responde en función de las fuerzas que se le aplican sobre él. En la figura 2A, se muestra la distribución de las tensiones normales en el fémur que tiene implantado una placa DHS, mientras que en la figura 2B, se muestra la distribución de las zonas sometidas a tracción y el porcentaje de estas para el hueso con la placa DHS.

En la figura 3A, por su parte se muestra la distribución de las tensiones normales en el fémur que tiene implantado el fijador externo, mientras que en la figura 3B, se muestra la distribución de las zonas sometidas a tracción y el porcentaje de estas.

Se aprecia un aumento en el rango de las tensiones actuantes tanto de tracción como de compresión, y un aumento en 5,21 % de las zonas de las tensiones a tracción en el hueso.

Es importante a su vez que el implante cumpla con sus funciones de resistencia. En la figura 4A se muestran las tensiones de Von Mises que se producen en la placa DHS, el valor máximo de las tensiones iguales a 580,6 MPa ocurre en el tornillo inferior de fijación de la placa al fémur en la zona de contacto del primero con esta. Este valor está por encima del límite elástico y por debajo del límite de rotura para el material del implante. En el caso del modelo del fijador externo las tensiones máximas tienen un valor de 330,9 MPa ubicadas en la zona de contacto de una de las varillas con el fémur (Fig. 4B), este valor está por encima del límite elástico pero muy por debajo del límite de rotura del acero AISI 316L.

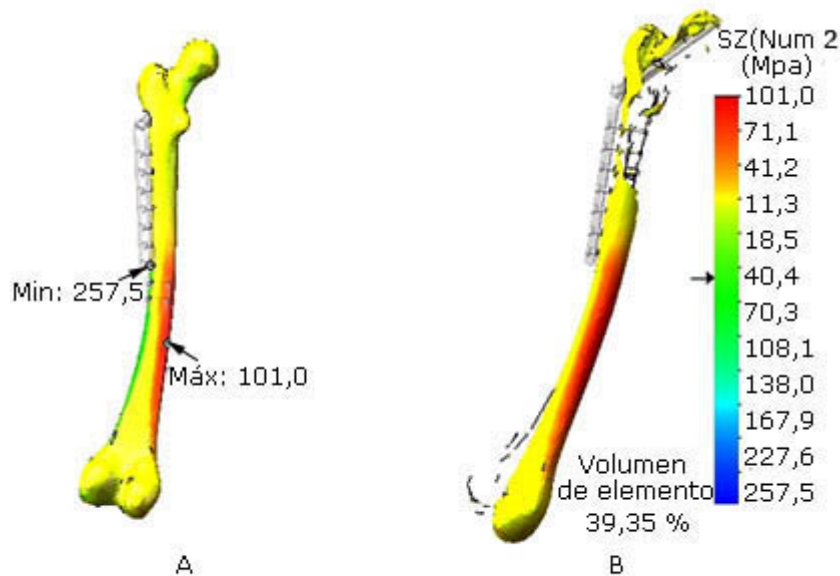


Fig. 2. A) Distribución de las tensiones normales en el hueso con implante. B) Zona con tensiones de tracción.

En la figura 3A, por su parte se muestra la distribución de las tensiones normales en el fémur que tiene implantado el fijador externo, mientras que en la figura 3B, se muestra la distribución de las zonas sometidas a tracción y el porcentaje de estas.

Se aprecia un aumento en el rango de las tensiones actuantes tanto de tracción como de compresión, y un aumento en 5,21 % de las zonas de las tensiones a tracción en el hueso.

Es importante a su vez que el implante cumpla con sus funciones de resistencia. En la figura 4A se muestran las tensiones de Von Mises que se producen en la placa DHS, el valor máximo de las tensiones iguales a 580,6 MPa ocurre en el tornillo inferior de fijación de la placa al fémur en la zona de contacto del primero con esta. Este valor está por encima del límite elástico y por debajo del límite de rotura para el material del implante. En el caso del modelo del fijador externo las tensiones máximas tienen un valor de 330,9 MPa ubicadas en la zona de contacto de una de las varillas con el fémur (Fig. 4B), este valor está por encima del límite elástico pero muy por debajo del límite de rotura del acero AISI 316L.

ANÁLISIS DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES EN EL HUESO UNA VEZ RETIRADO EL IMPLANTE

En los casos en que el implante es retirado una vez conseguida la consolidación de la fractura del hueso es importante conocer el valor y la redistribución de las tensiones en este. En la figura 5A se aprecia la distribución de las tensiones en el hueso una vez retirado la placa DHS del mismo. El valor de las tensiones normales tiene un rango que va de 101,1 MPa a tracción hasta 285,1 MPa a compresión en el agujero donde estaba el tornillo inferior. El porcentaje del hueso que queda sometido a tracción es de 44,95 %, por lo que ocurrirá una nueva remodelación del hueso.

En el caso del hueso una vez retirado el fijador externo las tensiones normales tiene un rango de 94,9 MPa a tracción hasta 295,3 MPa a compresión en uno de los agujeros inferiores donde se insertaba una varilla (Fig. 5B). En este caso queda sometido a la tracción 44,67 % del hueso.

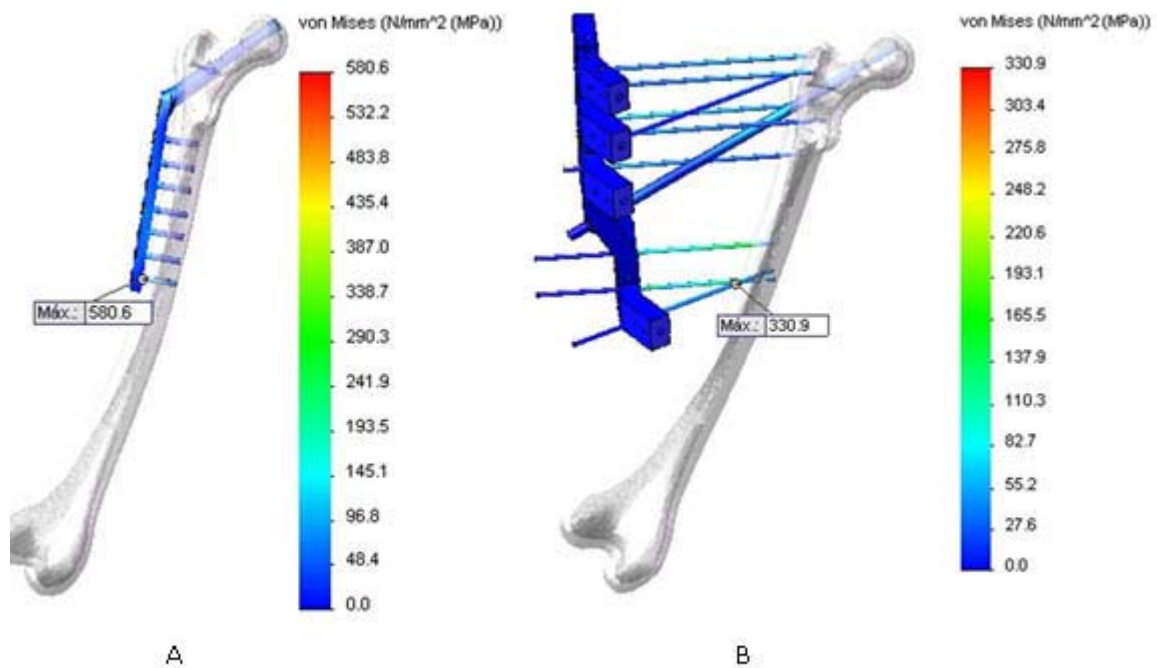


Fig. 4. Tensiones de Von Mises. A) En los elementos de la placa DHS. B) En el fijador externo.

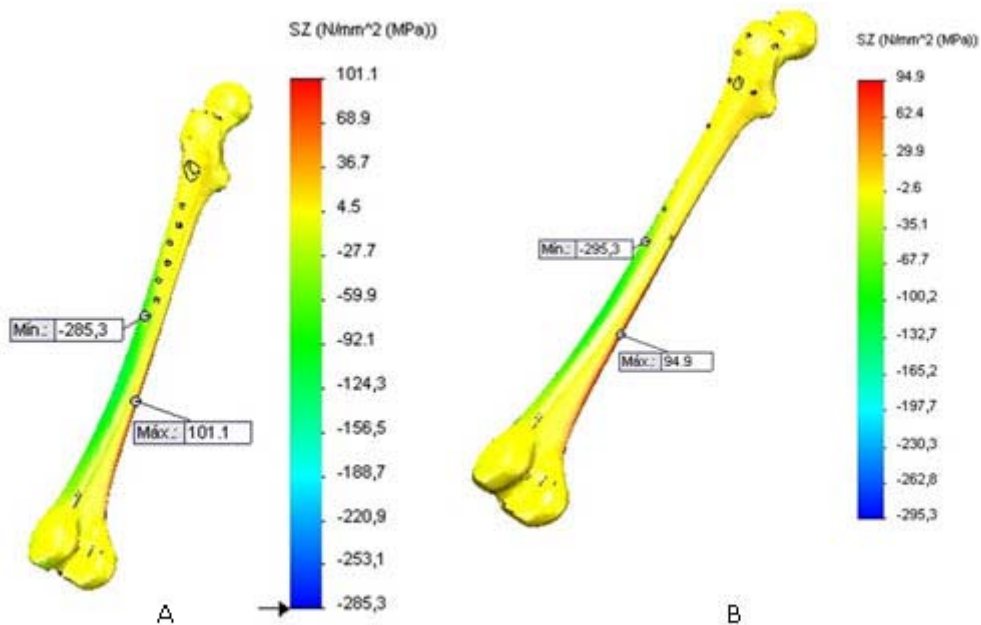


Fig. 5. Distribución de las tensiones en el hueso una vez retirado el implante. A) Placa DHS, B) Fijador externo.

DISCUSIÓN

Al incrementarse en un 5,21 % las tensiones a tracción en el hueso con la placa DHS, se producirá una remodelación del hueso respecto a cuándo este se encuentre sano. En el caso del conjunto hueso-fijador externo la variación es de 5,64 %. Debe tenerse en cuenta que el más perjudicial será el que más variación produzca, causando una migración de hidroxapatita de calcio hacia la zona con mayores tensiones compresivas y un aumento de colágeno en las zonas sometidas a tracción. Siendo por tanto la situación más desfavorable en el fijador externo, aunque de manera ligera.

En los implantes como tal, se observa un nivel mayor de tensiones en el tornillo inferior que fija la placa DHS al hueso, con niveles de tensiones por encima del límite elástico del material de los mismos, por lo que con cargas ligeramente superiores a las normales de la marcha monopodal, se produciría la fractura de dicho tornillo.

Una vez retirados los implantes, se produce una nueva redistribución del estado tensional del hueso. Si bien las tensiones a tracción son similares en los huesos que tenían el implante respecto al hueso sano, se produce un incremento de más de un 100 % de las tensiones a compresión en los bordes de los agujeros donde estaban los tornillos, locación que puede ser foco del surgimiento de grietas en la zona, si no se asume una terapia recuperadora adecuada.

De los resultados mostrados, de su análisis y de su discusión, se puede obtener que en relación con el comportamiento mecánico del implante DHS y el fijador externo, la situación más desfavorable la presenta el primero, al presentar tensiones por encima del límite elástico del material en el tornillo inferior de fijación al hueso, pudiendo sufrir fractura en caso de cargas ligeramente superiores a las que surgen durante la marcha. En cuanto a la influencia en el hueso una vez colocado el implante, se nota en ambos casos una ligera variación del estado tensional del hueso, lo que producirá una remodelación de éste durante el proceso de consolidación de la fractura. Al retirar los implantes se produce una nueva variación del estado tensional en el hueso, produciéndose en ambos casos una elevación de las tensiones de compresión en los bordes de los agujeros que fijaban ambos implantes, lo cual puede ser fuente de surgimiento de grietas en el hueso.

Agradecimientos

Al Dr. *Emilio Vargas Marrero* y el resto de los especialistas del Departamento de Ortopedia del Hospital Provincial "V. I. Lenin" de la ciudad de Holguín, por sus valiosas orientaciones y opiniones dadas en el desarrollo de esta investigación.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Romaní F, Vilcahuamán L. Ingeniería clínica y su relación con la epidemiología. *Revista Peruana de Epidemiología*. 2010 abril; 14(1): 6-16.
2. Yáñez A, Martel O, Carta JA, Quintana JM. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos quirúrgicos para la osteotomía proximal de tibia. 8vo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cuzco, Perú; 23 al 25 de octubre de 2007.
3. Bosch Cabrera J, Estrada Cingualbres R, Ramos Botello Y. Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur. *Ingeniería Mecánica*. 2011; 14(3): 199-208.

4. Thorngren KG. Epidemiology of fractures of the proximal femur. In: Kenwright J, Duparc J, Fulford P (Ed.). European Instructional Course Lectures. 1997; 3: 144-53.
5. Martel O. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de fémur. 7mo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. México; Octubre 2005.
6. Ramos Botello Y, Estrada Cingualbres R, Bosch Cabrera. Análisis mediante elementos finitos de fijadores utilizados en el tratamiento de fracturas de cadera. Rev Cubana Ortopedia Traumatología. 2013; 27(2): 186-98.
7. Torres Hernández ME, Martínez Mesa IJ. Uso del clavo intramedular acerrojado retrógrado en fémur. Rev Cubana Ortopedia Traumatología. 2009; 23(1): 1-9.
8. Pérez Anzón MA. Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera. [Tesis en opción al grado científico de Doctor Ingeniero Industrial]. España: Universidad de Zaragoza; 2004. p. 318.
9. Ching-Chi H, Amaritsakul Y, Ching-Kong Ch, Jinn L. Notch sensitivity of titanium causing contradictory effects on locked nails and screws. Medical Engineering & Physics. 2010; 32: 454-60.
10. H. Fouad. Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone-plates under combined loading conditions using finite element modeling. Medical Engineering & Physics. 2011; 33: 456-63.
11. H. Fouad. 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; 32: 783-9.
12. Martel O. Análisis comparativo de prótesis de cadera-implantes tradicionales frente a implantes mínimamente invasivos. Rev Iberoamericana de Ingeniería Mecánica. 2011; 15(2): 85-94.
13. Buroni FC, Commisso PE, Cisilino AP, 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; 23: 3009-32.
14. García del Pino G. Interrelación entre rigidez de la prótesis, densidad del hueso y la vida útil del implante. 8vo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cuzco, Perú; 23 al 25 de octubre de 2007.

Recibido: 18 de junio de 2013.

Aprobado: 25 de junio de 2013.

Dr. *Roberto Andrés Estrada Cingualbres*. Centro de Estudios CAD/CAM. Universidad de Holguín "Oscar Lucero Moya". Cuba.
Correo electrónico roberto@cadcam.uho.edu.cu