

# SIMULACIÓN DEL ESTADO DE ESFUERZOS A DIFERENTES CARGAS, SOBRE EL COMPORTAMIENTO DE DOS MATERIALES USADOS EN PRÓTESIS DE CADERA

M. M. Cely<sup>1</sup>, A. Diaz<sup>2</sup> M. Rodelo<sup>3</sup>, J. Muñiz<sup>4</sup>,

<sup>1,2</sup> Docente Investigador Universidad Autónoma del Caribe. <sup>3,4</sup> Estudiantes Ingeniería Mecánica

Recibido, Diciembre 12 de 2012 – Aceptado, Febrero 5 de 2013

<http://dx.doi.org/10.18566/puente.v7n1.a11>

**Resumen**— El objetivo del presente artículo de investigación, fue simular el estado de esfuerzos al que se encuentra sometida una prótesis de cadera, bajo tres condiciones de carga con dos materiales CoNiCrMo y Ti6Al4V respectivamente. Para esto fue necesario levantar el modelo CAD a partir de la pieza original, empleando el software SolidWorks SP0. Posteriormente se introdujo en este modelo las condiciones de frontera, con el fin de fijar el material, las superficies soportadas y los valores de fuerza bajo las cuales se analizó la prótesis.

Los resultados mostraron que los esfuerzos máximos se presentaron al final del vástago, en la superficie justo después del empotramiento, con valores a tracción del orden de 1, 4.5 y 8.6 MPa para las cargas analizadas de 100, 280 y 500N respectivamente; y en la cabeza de la prótesis, los esfuerzos máximos se presentaron en la zona de menor diámetro, para las mismas condiciones de carga. Estos valores indican que las condiciones de carga analizadas no representan un riesgo de falla para la prótesis.

**Palabras clave**— Biomecánica, Implantes de cadera, Modelos de elementos finitos (MEF), Simulación, Esfuerzos.

**Abstract**— The aim of this article was simulate static strain state that is subject to a hip prosthesis under three conditions of load with two materials CoNiCrMo and Ti6Al4V. This required raising the CAD model from the original piece, using SolidWorks SP0 software. Later this model was introduced in the boundary conditions, in order to secure the material, supported surfaces and the force values under which the prosthesis was analyzed.

The results showed that the main maximum stresses occur at the end of the rod, on the surface just after the embedding, with tensile values on the order of 1, 4.5 and 8.6 MPa for loads analyzed 100, 280 and 500N, respectively; however in the head of the

prosthesis, the maximum stresses are introduced into the zone of smaller diameter for the same load conditions. These values indicate that the load conditions analyzed do not represent a risk of failure for the prosthesis.

**Keywords**— Biomechanics, hip implants, finite element models (FEM), simulation, strain.

## I. INTRODUCCION

Teniendo en consideración el ascendente número de prótesis de cadera implantadas cada año en el mundo, y el creciente número de diseños introducidos al mercado, es necesario realizar estudios donde se evalúen los diseños y se puedan hacer predicciones acerca de su comportamiento fisiológico y probabilidad de éxito clínico. Para tal fin se emplean programas computacionales de diseño industrial basados en el método de los elementos finitos, los cuales son utilizados para realizar análisis donde se evalué el comportamiento elástico, y los esfuerzos, con éstos análisis es posible verificar un diseño con una aceptable confiabilidad antes de iniciar las tareas de fabricación, o corregir diseños ya existentes en aras de mejorar la calidad de vida de personas con implantes. Sin embargo, se registran casos donde estas prótesis de cadera han fallado después de su instalación. [1]

El método de los elementos finitos ha sido uno en los últimos tiempos una herramienta muy valiosa en la solución de problemas complejos que representan una infinidad de fenómenos físicos para conocer el comportamiento de los materiales sometidos a distintos tipos de esfuerzos. Esta técnica permite predecir su comportamiento en servicio y así poder seleccionar adecuadamente una aleación para una aplicación determinada. En la biomecánica articular de cadera esta complejidad es debida a la geometría y propiedad anisotrópica de los materiales. Por lo tanto, los procesos de simulación basados en el MEF permiten realizar predicciones, mejorar diseños, o comprender simplemente que ocurre bajo diferentes situaciones de carga en que se encuentran los sistemas modulares de cadera [2,3].

<sup>1</sup> Ph.D (c) Ma. Mercedes Cely B. Docente Investigador- Universidad Autónoma del Caribe. Email: mcely@uac.edu.co

<sup>2</sup> Sc. Alvaro Diaz Ch. Docente Investigador- Universidad Autónoma del Caribe. Email: adiazc@uac.edu.co

<sup>3</sup> Michael Rodelo .Estudiante Ingeniería Mecánica. Universidad Autónoma del Caribe. Email: rodelomichael@gmail.com

<sup>4</sup> Julio Muñiz. Estudiante Ingeniería Mecánica. Universidad Autónoma del Caribe. Email: juliomario\_88@hotmail.com.

La biocompatibilidad mecánica se debe dar para los diferentes tipos de solicitaciones del implante. Una de las condiciones críticas de trabajo de este tipo de implante corresponde a las cargas alternativas a que está sometido y la fatiga que ellas producen, estimándose que por año el implante está sometido a alrededor de 4 millones de ciclos [4]. Por ejemplo, durante las actividades de correr y saltar, cuando se apoya con un solo pie, la carga sobre la cabeza del fémur, puede alcanzar un valor de dos veces y medio el peso del cuerpo.

Comin, M. et al, mostraron que existen dos problemas fundamentales de naturaleza biomecánica que componen la causa de la mayoría de los recambios protésicos; el aflojamiento del implante y el desgaste de las superficies articulares que principalmente se debe a las cargas cíclicas tangenciales a la que son sometidas [5], lo anterior es similar a lo mostrado por Maldonado et al, quienes realizaron un análisis comparativo de las tensiones que se producen cuando se introducen prótesis totales de cadera en el fémur humano, con el fin de reemplazar la articulación coxofemoral. Para realizar dicho análisis se modelaron varias geometrías de prótesis con herramientas CAD-CAM y se realizaron análisis por elementos finitos de la interacción hueso-cemento y cemento-prótesis. Se analizaron igualmente dos materiales (acero inoxidable A316L y aleación de titanio-aluminio-vanadio Ti6Al4V) así como varios casos de carga biológica a los cuales estaría sometido el implante durante su vida útil. Finalmente los autores, proponen nuevas geometrías distales del implante, a fin de reducir las tensiones cortantes en las interfaces, las cuales son las responsables del fenómeno de reabsorción ósea y consecuente aflojamiento y pérdida de la cirugía de reemplazo [6].

Los implantes metálicos trabajan bajo cargas mecánicas complejas en un entorno salino. Así, el material no sólo debe presentar una excelente biocompatibilidad química debido a su contacto con los fluidos corporales, sino también una buena biocompatibilidad mecánica con el hueso. La fractura de estas aleaciones es uno de los mayores problemas para su uso en el cuerpo humano, por lo que, su comportamiento a tracción y a fatiga debe ser claramente entendido en relación a la microestructura [7].

El objetivo del presente artículo de investigación, fue analizar el comportamiento estructural de un

implante bajo distintas condiciones de carga y restricciones, permitiendo visualizar los diferentes patrones de esfuerzo y evaluar su desempeño estructural con condiciones de carga superiores a las reales. Al realizar las simulaciones se pudo identificar los esfuerzos a las que fueron sometidas las diferentes zonas del diseño.

## II. METODOLOGIA

### A. Definición del sistema de Estudio

Las medidas del vástago se tomaron utilizando un catálogo distribuido por AESCULAP [2] que posee el modelo estándar y suministra las dimensiones más relevantes. Algunas medidas no provistas fueron aproximadas con referencia a dimensiones existentes. Los datos de dimensionamiento obtenidos fueron usados para modelar el implante en SolidWorks 2010 (SolidWorks Corporation).

### B. Generación del modelo CAD de la prótesis

Se desarrolló el modelo CAD de la prótesis de cadera a partir de la pieza original de trabajo empleando el software SolidWorks SP0. La superficie de la cabeza fue modificada con el fin de incluir dos regiones circulares de 4 mm de diámetro, ubicadas a 180° entre ellas, buscando simular un área de contacto en la cual se aplicaron las cargas bajo las cuales se analizó la pieza. El modelo CAD de la prótesis puede observarse en la Fig. 1, las superficies de color rojo son aquellas donde se aplicaron las fuerzas.

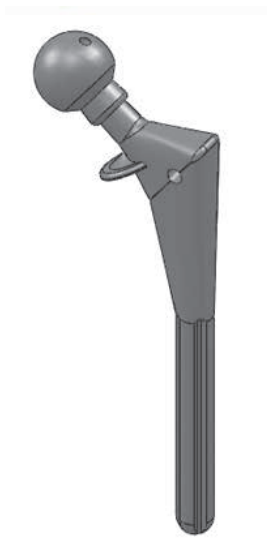


Fig.1. Modelo CAD de la prótesis de cadera. La superficie roja indica el lugar donde se aplicó la carga.

### C. Generación del mallado

Se generó el mallado del modelo empleando los siguientes parámetros:

- Tipo de malla: mecánica estándar
- Ajuste de malla: a la geometría curva con refinamiento hacia cavidades internas y cambios de sección.
- Refinamiento: escala fina
- Transición: lenta.
- Número de nodos: 930.266
- Tamaño máximo de los elementos: 5,7mm
- Número de elementos: 653.057

El mallado del modelo CAD de la prótesis, con los parámetros descritos previamente se presenta en la Fig. 2.

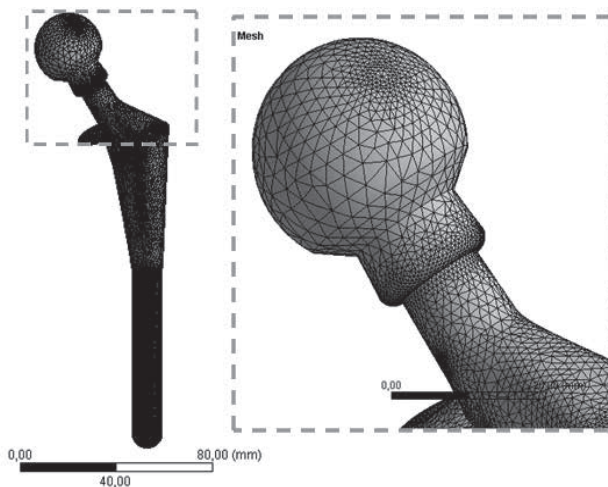


Fig. 2. Mallado sobre el CAD de la prótesis

### D. Aplicación de las condiciones de frontera

Para llevar a cabo la modelación del estado de esfuerzos asociados de las diferentes cargas sobre la prótesis de cadera, se tuvo en cuenta la siguiente información a partir de datos suministrados en estudios anteriores:

- Tres situaciones diferentes de aplicación de carga, las cuales varían en la magnitud, más no en la ubicación. Los valores empleados fueron: 100N, 280N y 500N. En cada situación se aplicó un par de fuerzas sobre la cabeza de la prótesis, en dirección opuesta, es decir, formando un ángulo de 180° como se muestra en la Fig.3.

- Propiedades de los materiales Ti6Al4V (ASTM F136) y CoNiCrMo (ASTM F562).

- El vástago en su totalidad se encuentra sometido a una condición de empotramiento, bajo la cual no se presenta movimiento ni rotación en ninguna dirección para esta parte de la prótesis.

- Se consideró la acción del peso del componente mediante la aplicación de la fuerza de gravedad

En la Fig.3 se presentan las condiciones de frontera introducidas al software para la condición de fuerza equivalente a 280N y el material Ti6Al4V. Para los demás estados de fuerza se repiten estas condiciones y sólo varían en la magnitud de la carga aplicada.

## III. RESULTADOS

### A. Estado de esfuerzos sobre la prótesis de cadera

Considerando en primero lugar el material Ti6Al4V (F136), se determinó el estado de esfuerzos sobre la prótesis bajo las tres consideraciones de carga. En los tres casos los esfuerzos máximos principales se encuentran en la superficie al final del vástago, justo después del empotramiento, como puede esperarse debido al efecto de flexión que genera la aplicación de la carga. Sin embargo, el lugar de interés para este análisis se centra en los esfuerzos soportados por la cabeza de la prótesis, donde los valores de esfuerzos máximos son igualmente debidos a la flexión que ejerce la carga aplicada y al factor de concentración de esfuerzos debido al cambio de sección. Los resultados se presentan en las Fig. 4,5 y 6.

Posteriormente, considerando el material CoNiCrMo (ASTM F562), se realizaron de nuevo las simulaciones bajo las mismas condiciones de frontera presentadas anteriormente. Los esfuerzos máximos principales fueron obtenidos, al igual que para la modelación con el material Ti6Al4V, en la zona de menor diámetro de la cabeza de la prótesis y con magnitudes similares a este material. Los resultados se presentan en las Fig. 7,8 y 9.

### B. Cálculo del Factor de seguridad

Como puede observarse en los anteriores resultados, los esfuerzos máximos principales para ambas prótesis, tanto de material Ti6Al4V (ASTM F136) como de CoNiCrMo (ASTM F562), presentan en la zona de interés valores de esfuerzos cercanos a 0.3 MPa, 1.3 MPa y 2.3 MPa para las cargas aplicadas de 100N, 280N y 500N respectivamente. Empleando la ecuación 1, se determinó el factor de seguridad estático bajo la condición más crítica de carga para ambos materiales.

$$F. S. = \frac{S_y}{\sigma_{\text{aplicado}}} \quad (1)$$

Para el Ti6Al4V, el factor de seguridad estático bajo la condición de mayor carga es:

$$F. S. = \frac{795}{2,3} = 345 \quad (2)$$

Mientras que para el material CoNiCrMo, el factor de seguridad estático bajo la misma condición es:

$$F. S. = \frac{1840}{2,3} = 800 \quad (3)$$

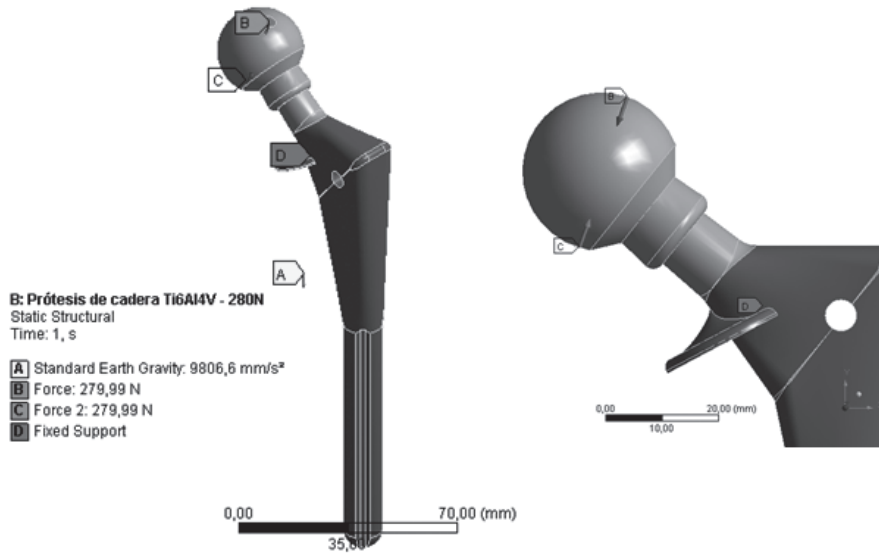


Figura 3. Condiciones de frontera sobre la prótesis de cadera

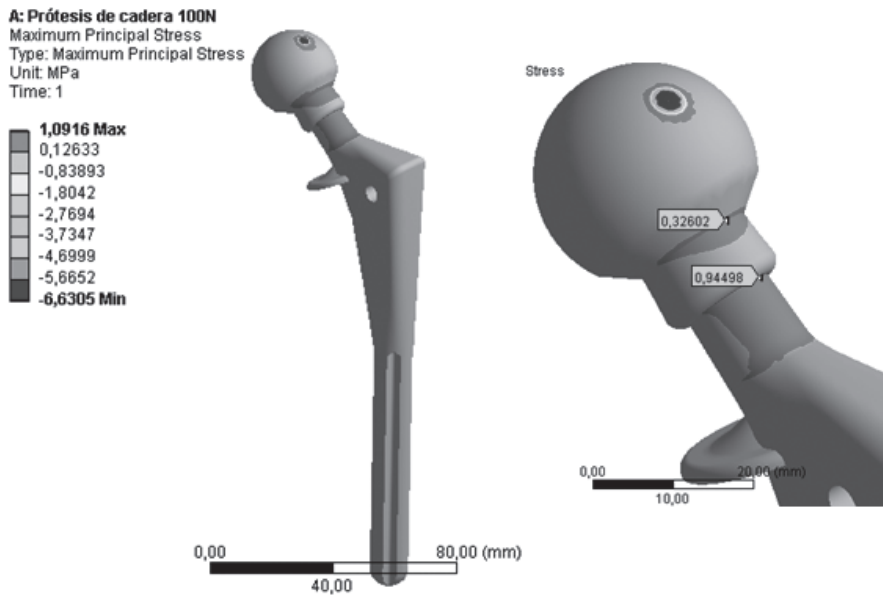


Fig. 4. Esfuerzos máximos principales en la prótesis de cadera de material Ti6Al4V bajo la aplicación de una carga de 100N.

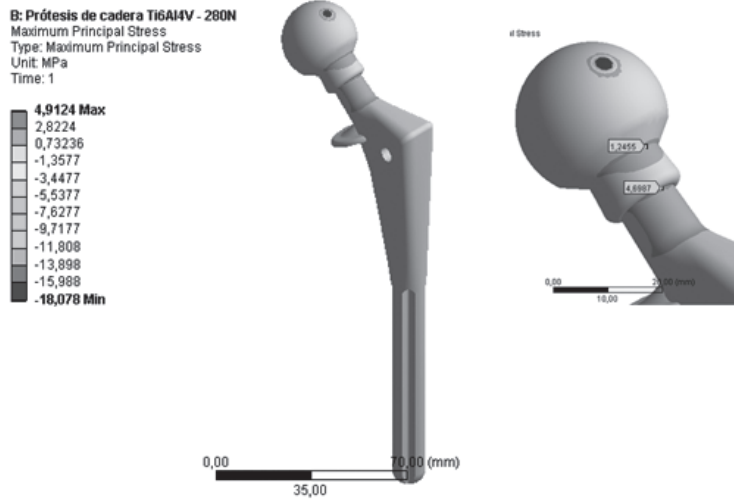


Fig. 5. Esfuerzos máximos principales en la prótesis de cadera de material Ti6Al4V bajo la aplicación de una carga de 280N.

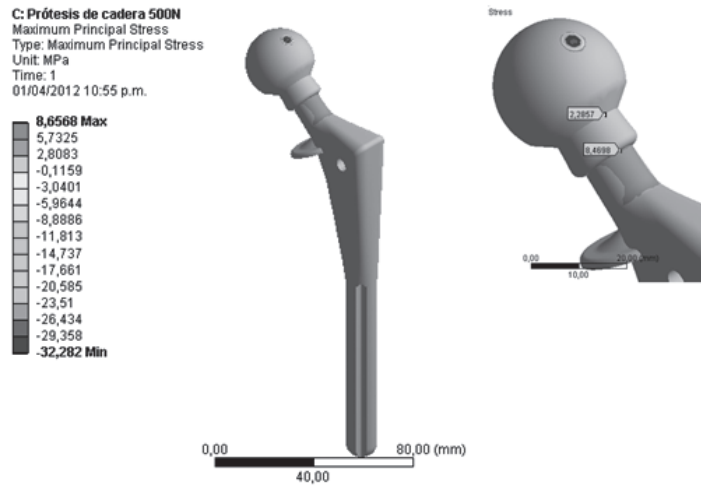


Fig.6. Esfuerzos máximos principales en la prótesis de cadera de material Ti6Al4V bajo la aplicación de una carga de 500N.

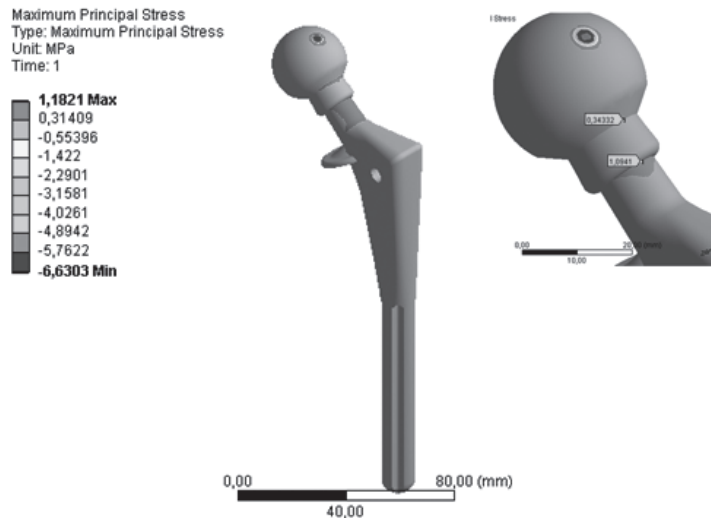


Fig.7. Esfuerzos máximos principales en la prótesis de cadera de material CoNiCrMo bajo la aplicación de una carga de 100N.

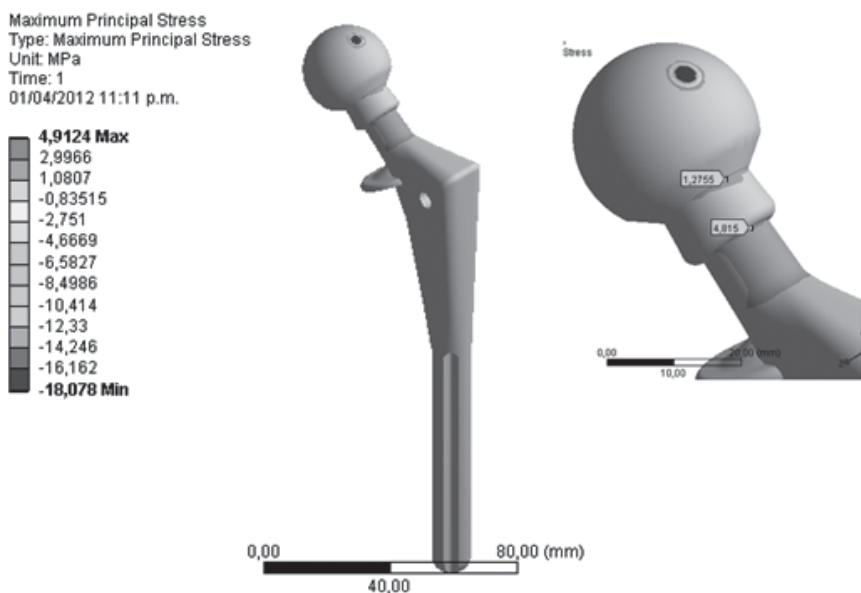


Fig.8. Esfuerzos máximos principales en la prótesis de cadera de material CoNiCrMo bajo la aplicación de una carga de 280N.

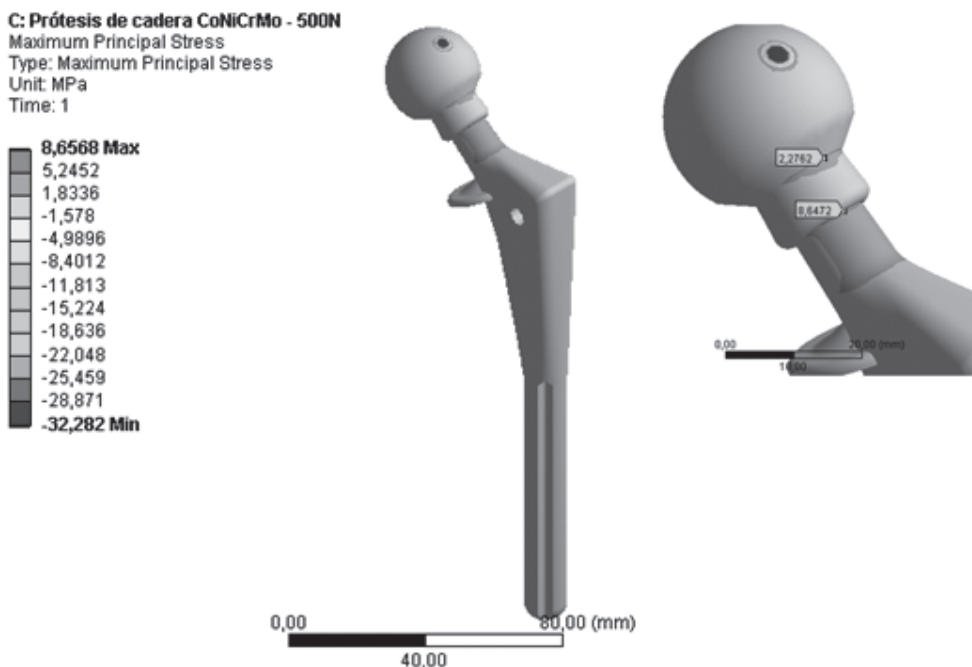


Fig.9. Esfuerzos máximos principales en la prótesis de cadera de material CoNiCrMo bajo la aplicación de una carga de 500N.

#### IV. CONCLUSIONES

Para todas las condiciones bajo las cuales se aplicó la carga, los esfuerzos máximos principales se presentaron en la cabeza de la prótesis, sobre la zona donde se da el cambio de sección hacia el menor diámetro. Las magnitudes de los esfuerzos máximos principales en estas zonas estuvieron cercanas a 0.3 MPa, 1.3 MPa y 2.3 MPa para las condiciones de carga

de 100N, 280N y 500N, muy similar para ambos materiales de estudio.

Bajo las condiciones más críticas de aplicación de la carga, el factor de seguridad para el material Ti6Al4V fue F.S.=345, mientras que para el material CoNiCrMo se obtuvo un factor de seguridad F.S.=800. Lo anterior permite concluir que para ambos materiales estos esfuerzos no representan ningún riesgo de falla.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad Autónoma del Caribe por el apoyo económico a través del proyecto de convocatoria Interna No CONV-I-004-P-001-2012.

## REFERENCIAS

- [1] J. Hernández. Análisis de la distribución de esfuerzos, mediante Elementos finitos, de una prótesis total de cadera no cementada reemplazada por falla. Universidad de Oriente. Junio de 2009.
- [2] J. O'Connor., M. Rodríguez., H. Calas et al Modelado biomecánico de prótesis de cadera empleando elementos finitos. Memorias del XV congreso internacional anual de la SOMIM- 23 al 25 de septiembre, 2009 . Obregón, Sonora. México.
- [3] H. Graterol. Análisis de esfuerzo producidos en el componente Femoral de una prótesis de cadera, mediante el método de los elementos finitos. Trabajo de grado, Universidad de Oriente, Departamento de Mecánica, Venezuela (2008).
- [4] M. Niinomi. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering*, A243, pp.231-236, 1998.
- [5] M. Comin, R. Dejoz, A., et al. Biomecánica articular y sustituciones protésicas, IBV. Martín Impresores, S.L., Valencia, 1998. Pág 235-236.
- [6] Z. Maldonado., J. Bendayan y M. Cerrolaza., Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, Vol. 1, 4, 2000.
- [7] A. Domínguez y C. Oldani. Simulación del Comportamiento Mecánico de un Implante de Cadera. *Anales del XV Congreso Argentino de Bioingeniería - SABI 2005*.
- [8] M. Delgado., J. Espino. Distribución de esfuerzo en una prótesis parcial de cadera cementada. *Ingenieros Mecánicos, Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial, Unidad de Postgrado y de Investigación, México (2005)*. Disponible en:  
<http://redalyc.uaemex.mx/redalyc/pdf/768/76820101.pdf>.



Michael Rodelo Pantoja. Estudiante X- semestre. Ingeniería Mecánica. UAC.



Julio Muñiz Macías. Estudiante X- semestre. Ingeniería Mecánica. UAC.

## BIOGRAFÍA



María Mercedes Cely B. Magister en Ingeniería Mecánica Universidad del Norte. PhD(c ) Doctorado en Ingeniería y ciencia de los materiales UNAL. Profesor Investigador Programa de Ingeniería Mecánica, Universidad Autónoma del Caribe (UAC).



Álvaro Díaz Chaves. Magister en Ingeniería Metalúrgica. UIS. Director Especialización Ingeniería del carbón, UAC. Profesor Investigador Programa de Ingeniería Mecánica, Universidad Autónoma del Caribe (UAC).