

## **SIMULACIÓN Y ANÁLISIS COMPUTACIONAL DEL CONDUCTO MEDULAR DEL FÉMUR EN PRESENCIA DE UNA PRÓTESIS DE CADERA**

MARCELO A. ALFONZO-GONZÁLEZ<sup>1</sup>, MIGUEL CERROLAZA<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Medicina Experimental. Postgrado en Ciencias Fisiológicas. Universidad Central de Venezuela, marceloalfonzo@hotmail.com

<sup>2</sup> International Center for Numerical Methods in Engineering, Universidad Politécnica de Cataluña

<sup>3</sup> Instituto Nacional de Bioingeniería (INABIO), Universidad Central de Venezuela

Recibido: febrero 2013

Recibido en forma final revisado: octubre 2013

### **RESUMEN**

El hueso es un tejido conectivo altamente vascularizado, y se adapta a la función como almacén mineral y fuente de hematopoyesis. Además, ayuda en el soporte y protección de órganos internos e interviene en la movilización de los seres humanos a través de su resistencia y formación mecánica de puntales y de palancas. Dicho conjunto formado por huesos y cartílagos, se denomina sistema esquelético que se ve afectado por ciertas enfermedades agudas y crónicas. La articulación de la cadera es la más importante para la movilización de los seres humanos. Para restaurar la movilidad a la persona que presenta cualquier alteración o patología, es necesario sustituir esta articulación con prótesis. El rendimiento de estos nuevos dispositivos y el comportamiento del tejido óseo, dependen de las magnitudes de las cargas aplicadas a la prótesis y el hueso así como los factores metabólicos e inmunológicos. En este trabajo se realizó una simulación y análisis computacional con la aplicación de condiciones de contorno usando el software ABAQUS/CAE del canal medular del fémur derecho, en presencia de una prótesis de cadera no cementada previamente diseñada en el INABIO (Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela). Los resultados obtenidos muestran alteraciones a nivel del cuello femoral en la zonas de Gruen 1 y 7 observándose un hallazgo novedoso en la diáfisis femoral en las zonas de Gruen 3 y 5, que se distorsionan al ser aplicadas las cargas y las condiciones de contorno descritas en la literatura especializada.

*Palabras clave:* Biomecánica computacional, Prótesis de cadera, Prótesis no cementada, Canal medular, Elementos finitos en biomecánica.

## **SIMULATION AND COMPUTATIONAL ANALYSIS OF A FEMUR MEDULLAR CANAL, IN THE PRESENCE OF A NON-CEMENTED HIP PROSTHESIS**

### **ABSTRACT**

Bone is a highly vascularized connective tissue, and adapts to the role as a mineral storage and source of haematopoiesis. In addition, it aids in the support and protection of internal organs and is involved in the mobilization of human beings through their resistance and mechanical training props and levers. This set of bones and cartilages is called skeletal system and is affected by certain acute and chronic diseases. The hip joint is the most important for the mobilization of human beings. To restore mobility to the person who presents any alteration or disease, it is necessary to replace this joint with prosthesis. The performance of these new devices and the behavior of the bone tissue depend on the magnitudes of the loads applied to the prosthesis and the bone as well as metabolic and immunological factors. This work carried out a simulation and computational analysis with application of boundary conditions (using the ABAQUS/CAE software) of the medullar canal of the right femur, in the presence of a not cemented hip prosthesis, previously designed at INABIO. The results obtained show alterations at the level of the femoral neck in the areas of Gruen 1 and 7. Also, a novel finding was observed in the femoral diaphysis in areas of Gruen 3 and 5, which are distorted by applying loads and boundary conditions described by Bergmann and Heller.

*Keywords:* Computational biomechanics, Prosthetic hip, Non-cemented prosthesis, Spinal canal, Finite element.

## INTRODUCCIÓN

El hueso es un tejido conectivo que participa en el soporte y la protección de órganos internos e interviene en la movilización de los seres humanos (Bucholz *et al.* 2007).

Existen dos tipos fundamentales de tejido óseo: cortical (compacto) y esponjoso (trabecular) (Buckwalter, 1995; Buckwalter & Cooper, 1987; Nordin & Frankel, 1980; Burr & Martin, 1989). Ambos tienen la misma composición y estructura, pero la masa de hueso cortical por unidad de volumen es mucho mayor; es decir, tiene menor porosidad (aproximadamente 10% para el hueso cortical y del 50 al 90% para el esponjoso).

El hueso cortical se caracteriza por ser denso y compacto, representa aproximadamente el 85% del tejido óseo, se encuentra en la diáfisis de los huesos largos, es homogéneo y muy resistente. La superficie externa está cubierta por el periostio formado por una capa exterior del tejido fibroso rica en vasos, nervios y terminaciones sensitivas; en ellas se insertan ligamentos y tendones. La porción interna del hueso cortical está formada por los sistemas de Havers y se relacionan entre sí por las anastomosis de canales de Havers y el conducto medular, por medio de los canales de Volkmann (Kumar, 2009).

El hueso posee la capacidad de adaptarse a las influencias mecánicas a las que está sometido variando tanto su microestructura interna como su forma externa. Es importante enfatizar que el tejido óseo es una estructura viva, activa y compleja, que además se encuentra en proceso continuo de remodelado dinámico, el cual se modifica en función del ejercicio, tipos y magnitudes de cargas y factores metabólicos.

El sistema esquelético (huesos y cartílagos), puede sufrir ciertas patologías agudas debido a accidentes, traumatismos y patologías crónicas como osteoartritis, artritis reumatoide, necrosis vascular, artritis traumática, tumores, infecciones, generando artritis séptica hasta llegar a una osteomielitis entre otras patologías, como es la osteoporosis. Otras enfermedades crónicas se caracterizan por provocar daños en la membrana sinovial de las articulaciones, y evitan que el paciente pueda tener su movilidad natural (Kumar, 2009; Browner, 2008; Koval & Zuckerman, 2003).

La articulación de la cadera está relacionada con la marcha y el desplazamiento del individuo, lo cual es fundamental para el desarrollo de una actividad física asociada con la calidad de vida de las personas.

Para lograr devolver la movilidad al individuo que presenta alguna patología, es necesario reemplazar estas articulaciones por prótesis, que son materiales y dispositivos extraños al organismo. Por lo anterior, es imprescindible conocer cómo el hueso va a reaccionar a las magnitudes de cargas aplicadas tanto a la prótesis como al hueso, lo que determinará el desempeño y el comportamiento del tejido óseo en presencia de los mismos.

La sustitución de parte de la metáfisis por una prótesis insertada y fijada al hueso elimina los efectos de absorción de cargas, aumentando considerablemente la máxima carga transmitida por la articulación (Buckwalter, 1995; Browner, 2008; Koval & Zuckerman, 2003).

El modelaje computacional de huesos utilizando el método de elementos finitos (EF), se ha reportado (Huiskes & Chao, 1983). Otros modelos han utilizado el análisis de ET combinado con el uso de tomografías axiales computarizadas (TAC) (Huang *et al.* 1980; Steiz & Rügsegger, 1983). Una gran ventaja del modelado computacional sobre experimentos de laboratorio es la capacidad para probar gran cantidad de condiciones experimentales. En este sentido, Andress *et al.* 2000, utilizando el análisis de EF sobre la prótesis femoral modular que consta del componente de la cabeza y el vástago en el tratamiento de fracturas pertrocantéricas, llegaron a la conclusión de que si no puede lograrse la fijación proximal del vástago femoral no cementado, el diámetro del vástago debe proporcionar máximo contacto cortical para reducir las tensiones. Sin embargo, vástagos largos no necesariamente proporcionan estabilidad adicional. Hu *et al.* (Hu *et al.* 2009) mediante un análisis de elementos finitos tridimensional evalúan 4 vástagos de diferentes contornos y demostraron que el diseño del contorno del vástago femoral no cementado tiene un efecto pequeño sobre la distribución inicial periprotésica de la tensión de von Mises. Recientemente, el análisis de EF sobre la colocación del implante fue descrito y se propuso un marco computacional para estudiar y predecir los micro movimientos del implante bajo contacto de la articulación y la carga muscular. Este método puede ampliarse aún más para estudiar los efectos de la incertidumbre y variabilidad anatómica, propiedades mecánicas del tejido óseo, carga o condiciones de contacto de la interfaz hueso-implante (Bah *et al.* 2011).

En un intento para conocer cómo sería el comportamiento del conducto medular del fémur en la presencia de una prótesis derecha no cementada, diseñada en el Instituto Nacional de Bioingeniería (INABIO) Universidad Central de Venezuela, se procedió a recopilar la información de distintas investigaciones sobre las características

anatómicas, biomecánicas y condiciones de contorno, estas últimas que fueron descritas por Bergmann *et al.* y Heller *et al.* (Bergmann *et al.* 2001; Heller *et al.* 2001). Con este modelo se realizó la simulación biomecánica y análisis computacional del conducto medular del fémur usando el programa ABAQUS/CAE perteneciente al INABIO.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### *Materiales*

Prótesis previamente diseñada en el INABIO usando el programa ABAQUS/CAE.

### *Metodología*

#### *Anatomía de la articulación de la cadera*

La recopilación y estudio de la información anatómica, fisiológica y el comportamiento biomecánico de hueso, en especial la articulación de la cadera, permite determinar las condiciones de contorno del conjunto prótesis-hueso, de manera de simular las características biomecánicas y anatómicas, al estar implantada una prótesis de cadera.

La articulación coxofemoral es la articulación de la cadera que relaciona al hueso coxal con el fémur. Es de la familia de articulaciones diartrosis, uniendo el tronco con la extremidad inferior. La articulación está recubierta por una cápsula que contiene ligamentos y líquido sinovial, lo cual junto con la enorme musculatura que la rodea, soporta el cuerpo en posturas tanto estáticas como dinámicas.

El íntimo ajuste existente entre la cabeza femoral y el acetábulo garantiza la mayor estabilidad y su gran movilidad se debe a la mayor estrechez del cuello del fémur frente al diámetro de la cabeza, por lo que pueden realizarse amplios movimientos en cualquier dirección antes de que el cuello choque en el rodete acetabular.

La superficie articular de la cabeza del fémur está cubierta por cartílago hialino. La convexidad no articular de la cabeza está excavada en una pequeña fosa para la unión del ligamento de la cabeza del fémur.

La cápsula es laxa y resistente y se fija en torno al rodete y al ligamento transversal del acetábulo y al cuello del fémur donde se desdobra en unos pliegues llamados retículos. Una membrana sinovial reviste su cara interna (Netter & Hansen, 1998).

La cápsula está reforzada por tres fuertes ligamentos que se extienden desde el hueso pélvico hasta el fémur (Netter & Hansen, 1998): ligamento pubofemoral, isquiofemoral e iliofemoral.

De manera relevante, en la articulación de la cadera actúan 27 músculos para producir el movimiento, pero también para mejorar su estabilidad (Sariali *et al.* 2008; Ranawat & Kelly, 2005). El grupo más importante de los músculos para la estabilidad de la cadera son los abductores, específicamente el glúteo medius, que se extiende desde la porción lateral del ilíon al trocánter mayor del fémur, lo cual permite que ocurra la postura en una sola pierna. Este componente dinámico es incorporado de manera novedosa en la simulación biomecánica realizada en este trabajo.

#### *Reconstrucción geométrica utilizando datos de TAC.*

La información obtenida de las TAC, en las cuales los datos en formato “.dcm” provienen del tomógrafo, es procesada mediante una metodología que produce un arreglo de estos datos con las propiedades mecánicas del hueso. Aspecto que sirve de entrada para el método EF con la versión p, que es la herramienta que se utilizó para la determinación de tensiones, deformaciones y la geometría del fémur descrita por Muller-Karger & Cerrolaza, 2001. Dicha geometría podrá ser manipulada mediante el programa ABAQUS/CAE de simulación por elementos finitos en donde se asignarán las propiedades del hueso y se simularán las reacciones del mismo ante la presencia de una prótesis previamente diseñada en el INABIO.

#### *Condiciones de contorno y ubicación de las cargas biológicas.*

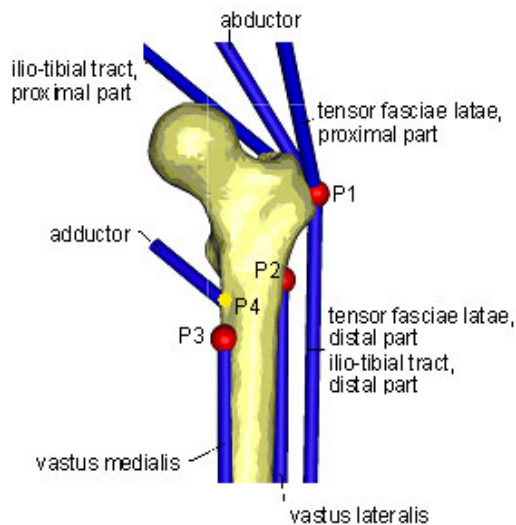
Las condiciones de contorno y parámetros anatómicos fueron obtenidas de un paciente a quien le fue colocada una prótesis de cadera con un dispositivo que determinaba y almacenaba la información. Es un paciente masculino de 55 años de edad que se le implantó la prótesis en la cadera derecha (Bergmann, *et al.* 2001). Los datos obtenidos fueron incluidas en el programa ABAQUS/CAE. En este caso se analizó la actividad de caminar normal a una velocidad promedio de 3,9 km/h (1,09 m/s).

El sistema de coordenadas y los valores de las fuerzas fueron obtenidas de Bergmann *et al.* (Bergmann *et al.* 2001). Los puntos de apoyo utilizados en este análisis y que corresponden a los músculos que participan en el caminar normal, están indicados como (P1, P2, P3 y P4) y se observan en la Figura 1 y Tabla 1.

**Tabla 1.** Condiciones de contorno

Patient	HSR
Gender	Male
Age at implantation (years)	55
Operated joint	Right
Measurement (months postoperatively)	14
Weights at measurement (N)	
Total body (BW)	860
Thigh	75.7
Shank	39.1
Foot	9.2
Lengths (cm)	
Body height	174
Thigh	43.3
Shank	38.1
Foot	30.0
Angles (degrees)	
AV=Anteversion	4
S = Femur shaft-implant shaft	10

(Fuente: Bergmann *et al.* 2001).



**Figura 1.** Representación de los puntos de apoyo de los músculos que participan en caminar normal. Además, las P (P1, P2, P3 y P4) indican los puntos de inserción muscular que posteriormente son incluidos en el programa ABAQUS/CAE. (Fuente: Bergmann *et al.* 2001).

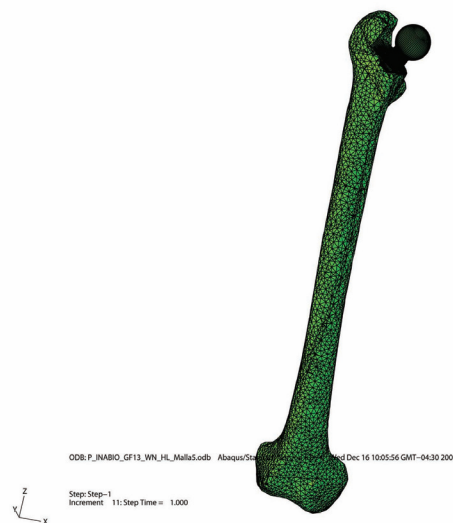
## RESULTADOS

Para realizar la simulación en estudio es necesario conocer las propiedades de los materiales utilizados que fueron incluidas en el programa ABAQUS/CAE. Las propiedades para el acero (prótesis) fueron: módulo de Young 200 GPa, coeficiente de Poisson 0,3 y densidad de 7850 Kg/m<sup>3</sup>.

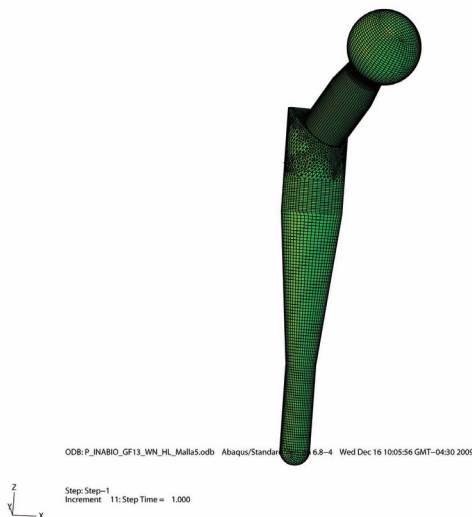
Hueso cortical: módulo de Young 18 GPa, coeficiente de Poisson 0,33 y densidad de 1850 Kg/m<sup>3</sup> (Ranawat & Kelly, 2005).

Este análisis biomecánico se realizó con el programa ABAQUS/CAE. En la Figura 2 se muestra una ilustración del modelo en 3D del fémur derecho con una prótesis empotrada. Es importante enfatizar que el programa permite obtener las superficies de contorno de la cabeza femoral, la diáfisis y los cóndilos femorales.

De igual manera se procedió a la construcción del modelo de una prótesis diseñada en el INABIO. Esta prótesis está constituida por la cabeza, cuello y vástago. El análisis de este modelo de prótesis utilizando el programa ABAQUS/CAE permitió obtener la representación que se ilustra en la Figura 3.

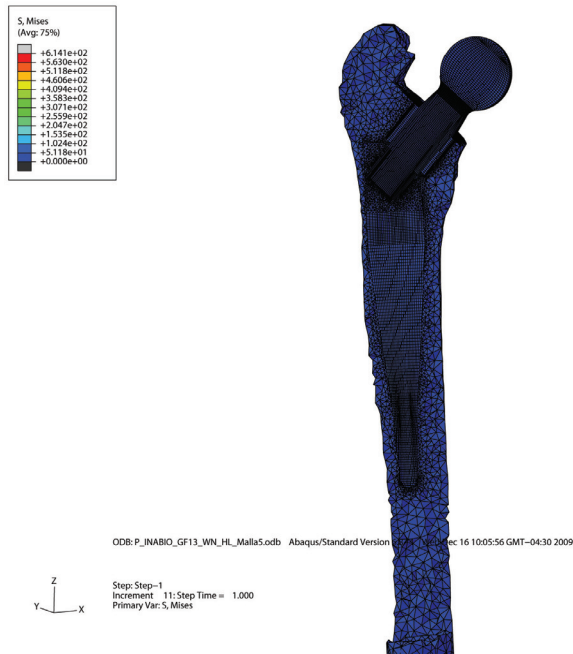


**Figura 2.** Modelo 3D del fémur derecho con una prótesis cuello empotrada, realizada con ABAQUS/CAE



**Figura 3.** Modelo 3D de prótesis mostrando cabeza, cuello y vástago, realizado con ABAQUS/CAE

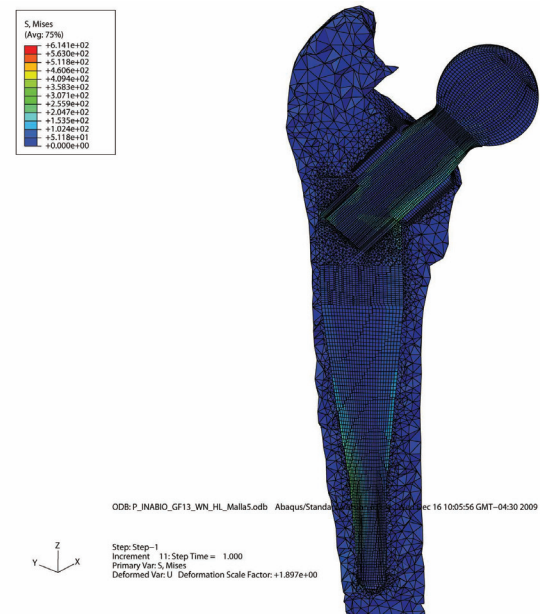
Posteriormente se procedió a someter el modelo a las cargas y condiciones de contorno experimentales. Utilizando la función Trabajo (Job) en ABAQUS/CAE se logró obtener un modelo que se ilustra en la Figura 4 en la cual se representa el modelo 3D del fémur derecho con una prótesis empotrada. Se resalta la porción proximal del fémur sin cargas ni condiciones de contorno aplicadas.



**Figura 4.** Modelo en 3D del fémur derecho con una prótesis empotrada sin cargas ni condiciones de contorno aplicadas

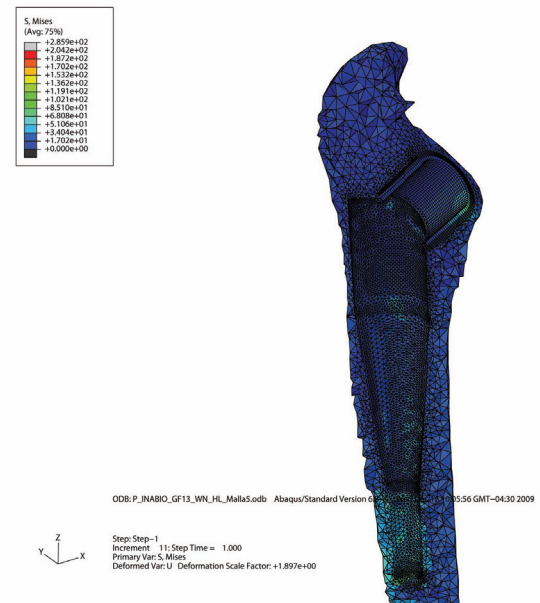
De la misma manera, se procedió a someter el modelo a las cargas y condiciones de contorno experimentales. En la Figura 5 se representa en 3D al fémur derecho con una prótesis empotrada, las condiciones de contorno aplicadas descritas por Bergmann *et al.* 2001. También se incorporaron los elementos asociados con los músculos esqueléticos que se insertan en los puntos de referencias mostrados en la Figura 1 (Heller *et al.* 2001). Se resalta la porción proximal del fémur con cargas y las condiciones de contorno aplicadas. Se puede observar que al aplicar estos parámetros al modelo, se evidencian cambios en las propiedades de las tensiones a nivel de la diáfisis y del conducto medular del fémur, así como del cuello de la prótesis. Al estar presente sólo las condiciones de contorno, es decir, los músculos y ligamentos, se obtiene una variación entre  $2,047e10^2$  y  $4,094e10^2$  MPa en las tensiones de Von Mises.

Para poder observar las posibles alteraciones en el conducto medular del fémur, se realizó una simulación con las cargas y las condiciones de contorno aplicadas, sin la prótesis y se evidencia en la metafisis y diáfisis del fémur, deformación



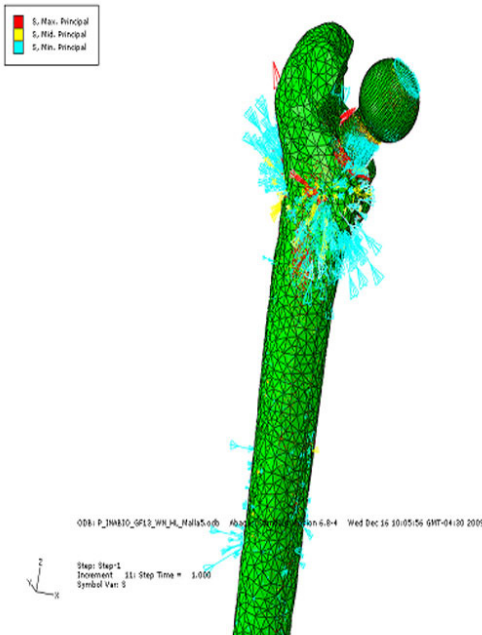
**Figura 5.** Modelo en 3D del fémur derecho con una prótesis empotrada con las condiciones de contorno aplicadas

y cambios a nivel del conducto medular como se muestra en la Figura 6. En la porción proximal del fémur (metáfisis), donde está ubicado el cuello femoral de la prótesis, se observaron deformaciones importantes. Además, un resultado novedoso obtenido fueron las alteraciones significativas en la diáfisis femoral, teniendo una variación entre  $1,362e10^2$  y  $3,404e10^1$  MPa en las tensiones de Von Mises.



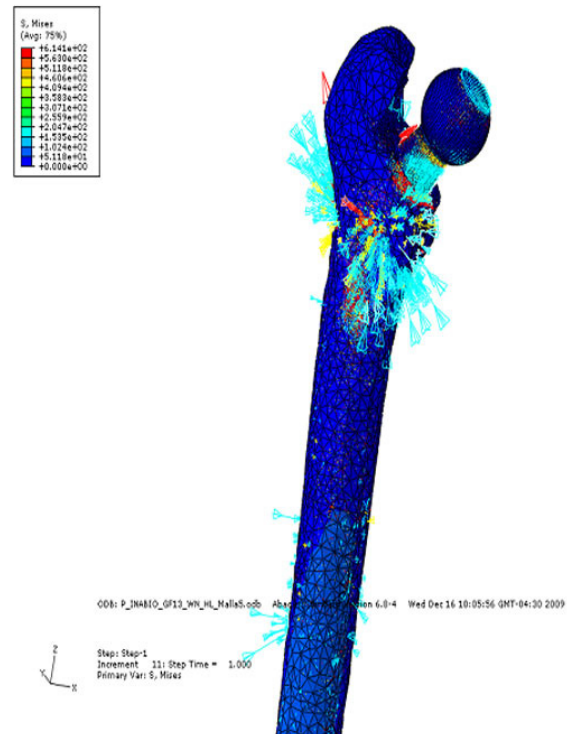
**Figura 6.** Modelo en 3D del fémur derecho sin la prótesis empotrada con las condiciones de contorno aplicadas, se evidencia deformación y cambios a nivel del canal medular y se observa un resultado novedoso de cambios en la metafisis femoral donde se ubicaría el cuello femoral de la prótesis

Para identificar los elementos responsables en los cambios observados en los modelos anteriores, el programa permite la incorporación de datos de contorno asociados con vectores de carga y fuerza muscular los cuales fueron obtenidos de los estudios publicados por Bergmann *et al.* (Bergmann *et al.* 2001) y analizados utilizando el programa ABAQUS/CAE. Adicionalmente, el programa permite mostrar la dirección y localización de las cargas como se observa en la Figura 7. En estas condiciones experimentales no se aplican cargas al modelo en estudio sino que se visualiza la localización de los vectores. Se puede observar la presencia de una gran cantidad de vectores de carga en la cabeza femoral y subtrocantérica, lo cual coincide con las inserciones musculares descritas por Heller *et al.* (Heller *et al.* 2001).



**Figura 7.** Dirección y localización de los vectores de cargas y fuerzas musculares. Sin aplicar las condiciones de contorno

La Figura 8 muestra la dirección y localización de los vectores de carga muscular con las condiciones de contornos experimentales aplicadas, se observa la deformación y las variaciones de tensión de Von Mises entre  $1,024 \times 10^2$  y  $2,047 \times 10^2$  MPa, en la diáfisis femoral y el área subtrocantérica.



**Figura 8.** Dirección y localización de los vectores de cargas y fuerzas musculares. Con aplicación de las condiciones de contorno

## DISCUSIÓN

### Biomecánica de la articulación de la cadera

En el individuo sano durante la bipedestación en apoyo bipodal, la línea de gravedad del cuerpo subyacente pasa posterior a la sínfisis púbica, y debido a que la articulación de la cadera es estable, se puede conseguir una bipedestación erecta sin contracción muscular a través del efecto estabilizador de la capsula articular y de los ligamentos capsulares. Sin actividad muscular que produzca cambios alrededor de la articulación de la cadera, el cálculo de la fuerza de reacción es muy simple (Andreaus & Colloca, 2008).

Así, la magnitud de esta fuerza sobre cada cabeza femoral durante la bipedestación erecta en apoyo bipodal, es la mitad del peso del cuerpo suprayacente. Debido a que la extremidad inferior es un sexto del peso corporal, la fuerza de reacción sobre cada articulación de la cadera será la mitad de los restantes dos tercios, o un tercio del peso corporal. Sin embargo, si los músculos que rodean la articulación de la cadera se contraen para prevenir su oscilación y para mantener una posición erecta del cuerpo (por ejemplo, durante la bipedestación prolongada), estas fuerzas incrementan en proporción a la cantidad de actividad muscular (Andreaus & Colloca, 2008; McLeish & J. 1970).

Cuando una persona cambia de la bipedestación en apoyo bipodal al apoyo unipodal, la línea de gravedad del cuerpo suprayacente se modifica en los tres planos, produciendo cambios alrededor de la articulación de la cadera que deben ser contrarrestados por las fuerzas musculares y así se incrementa la fuerza de reacción articular. La magnitud de los cambios y por consiguiente la magnitud de la fuerza de reacción articular, depende de la postura de la columna vertebral, la posición de la extremidad inferior en descarga, de la extremidades superiores y de la inclinación de la pelvis (Andreus & Colloca, 2008; McLeish & J. 1970).

En años recientes, los parámetros musculo-tendinosos de la musculatura de la cadera han sido reportados por Torry *et al.* (Torry *et al.* 2006) quienes determinaron el área, la fuerza muscular, la fibra tendinosa entre otros parámetros. En otros estudios, Bergmann *et al.* (Bergmann *et al.* 2001) y Heller *et al.* (Heller *et al.* 2001) midieron las condiciones musculo-esqueléticas de la cadera durante la marcha y el proceso de subir las escaleras. Adicionalmente, Bergmann *et al.* (Bergmann *et al.* 2001) identificó las fuerzas de contacto en la cadera al implementarles a un grupo de pacientes con prótesis de caderas, dichas prótesis incluían un sistema de sensores que registraban la información sobre los patrones de marcha y actividades rutinarias del día a día de los pacientes que estuvieron presentes en este estudio. Estos antecedentes sirvieron de base para el trabajo realizado en este proyecto de investigación.

Nuestros resultados utilizando la simulación con un modelo de prótesis no cementada empotrada en el canal medular femoral diseñada en el INABIO, fueron obtenidos mediante el programa ABAQUS/CAE. Los datos biomecánicos empleados en este análisis virtual fueron descritos previamente por Bergmann *et al.* (Bergmann *et al.* 2001) y Heller *et al.* (Heller *et al.* 2001). Similares aproximaciones teóricas han sido realizadas por Zeman *et al.* (Zeman *et al.* 2001) utilizando el modelo tridimensional de elementos finitos para predecir posibles cambios en la zona proximal del fémur bajo tratamiento médico.

Hu *et al.* (Hu *et al.* 2009) mediante un análisis de EF tridimensional evalúan 4 vástagos de diferentes contornos y demostraron que el diseño del contorno del vástago femoral no cementado tiene un menor efecto sobre la distribución inicial periprotésica de la tensión de von Mises. Así, Bah *et al.* (Bah, Nair *et al.* 2011), utilizando el análisis de EF sobre la colocación del implante propusieron un marco computacional para estudiar y predecir los micromovimientos del implante bajo contacto de la articulación y la carga muscular. Este método puede ampliarse aún más para estudiar los efectos de la

incertidumbre y variabilidad en anatomía, propiedades mecánicas del tejido óseo, carga o condiciones de contacto de interfaz hueso-implante.

De manera adicional y original, en este trabajo se incluyeron los vectores de fuerza y las inserciones musculares (Torry *et al.* 2006) que actúan sobre el fémur en presencia de la prótesis en estudio.

En la Figura 5, al aplicar las condiciones de contorno (músculos y ligamentos) en el modelo en 3D del fémur derecho con una prótesis empotrada, se observa un cambio significativo en los parámetros de las tensiones de Von Mises entre  $2,047e10^2$  y  $4,094e10^2$  MPa, a nivel de la diáfisis femoral del conducto medular y en el cuello de la prótesis. Es relevante mencionar que los músculos más importantes utilizados en este modelo son los abductores con mayor énfasis en el glúteo medio (Sariali *et al.* 2008; Ranawat & Kelly, 2005).

Adicionalmente, al aplicar las condiciones de contorno en el modelo en 3D del fémur derecho sin la prótesis empotrada, como se muestra en la Figura 6, se evidencian deformación y cambios a nivel del canal medular asociados con las variaciones en los valores de tensiones de Von Mises entre  $1,362e10^2$  y  $3,404e10^1$  MPa, obteniéndose un resultado novedoso como son cambios en la metáfisis femoral donde se ubicaría el cuello de la prótesis.

Otra vertiente de estudio del modelo propuesto está relacionada con el análisis de los vectores de cargas y fuerzas musculares que es un aporte original de este trabajo. Así, en la Figura 7 se indican la dirección y localización de los vectores de cargas y fuerzas musculares, sin aplicar las condiciones de contorno. Además, al someter al modelo con la prótesis en estudio como se ilustra en la Figura 8, se observa la deformación y las variaciones de tensión de Von Mises entre  $1,024e10^2$  y  $2,047e10^2$  MPa, siendo más relevante en el área sub trocanterica y en la diáfisis femoral. Estas inserciones musculares dan estabilidad a la articulación de la cadera, durante la bipedestación, el caminar y el estar parado en una sola extremidad.

Es relevante mencionar que los vectores generados por los músculos, mediante el empleo del ABAQUS/CAE pueden producir alteraciones en el canal medular del fémur como se ilustra en la Figura 8, y que estas tensiones pudiesen ser las responsables de la reabsorción ósea peri-implante que conduce a las múltiples complicaciones de este tipo de reemplazo como son los aflojamientos asépticos de las prótesis, migraciones del implante y en última instancia, las fracturas.

Se ha descrito que las zonas de mayor tensión de la prótesis es donde puede producirse un aflojamiento aséptico del implante, lo cual tiene asociado implicaciones clínicas (Shanbhag *et al.* 2005). En esta simulación, se revela la existencia de zonas de tensión importantes en las aéreas del canal medular alrededor de la prótesis diseñada en el INABIO (Cerroloza & Gonzalez, 2010). Es factible que estos vectores induzcan un proceso de osteólisis, el cual es esencial para comprender y predecir los cambios inducidos por la implantación de prótesis (Cowin, 2001). En este sentido, el tejido óseo puede responder con un aumento en la actividad osteogénica cuando se le aplica una tensión mecánica mayor que la fisiológica y, de manera opuesta, cuando la tensión mecánica es menor, el equilibrio se inclina hacia la osteólisis (actividad osteoclástica) (Jepsen *et al.* 2001)

En el caso de las lesiones osteolíticas, que se observan en las prótesis no cementadas se ha descrito que las zonas más afectadas están en el área entre el trocánter mayor y menor (Gruen zona 1 y 7) (Brown & Ring, 1985; Gruen *et al.* 1979) como se muestra en la Figura 9. En estas zonas de Gruen (1 y 7) es donde se observa la mayor distorsión en el fémur, al aplicar los procesos biomecánicos que fueron analizados de manera virtual mediante el empleo del programa ABAQUS/CAE. Es importante mencionar que las zonas 1 y 7 son también, los sitios donde se insertan los músculos, que generan vectores de fuerza como se puede observar en la Figuras 7 y 8.

Para poder estudiar las alteraciones osteolíticas observadas en las zonas de Gruen 1 y 7 es importante considerar el triángulo de Ward, que se ilustra en la Figura 10. Este triángulo es una pequeña región del cuello femoral que sólo contiene trabéculas finas y muy separadas, donde se observan los grupos primarios y secundarios de compresión y de tensión. Esta estructura anatómica es destruida después del reemplazo articular.

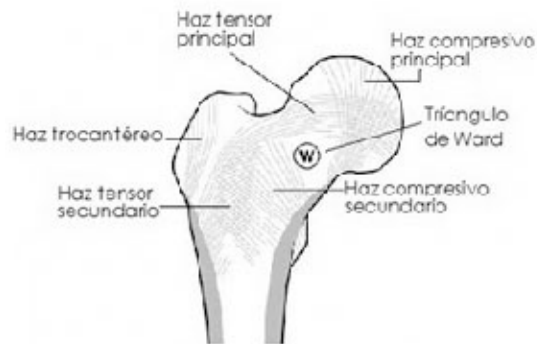


**Figura 9.** Zonas descritas por Gruen en una radiografía A/P de fémur, se divide en 7 zonas

En este sentido, la funcionalidad del triángulo de Ward parece seguir la ley de Wolff de adaptación ósea, la cual establece que el hueso se adapta de manera óptima dependiendo de la distribución de las trabéculas y de las líneas de fuerza que se aplican sobre el hueso (Cerroloza & Gonzalez, 2010). Se conoce que la incidencia de osteólisis femoral posterior a una artroplastia de cadera aumenta con el tiempo y puede progresar de manera rápida (Cowin, 2001).

Además, es interesante mencionar que se observó un resultado novedoso relacionado con la presencia de alteraciones significativas en la región de la diáfisis femoral zona 3 y 5 de Gruen como se observa en las Figuras 6 y 8, lo cual pudiese estar asociado con procesos de osteólisis antes mencionados.

Finalmente, los hallazgos aquí descritos utilizando la simulación y el modelaje de la prótesis no cementada en el canal medular, son originales y deberán ser verificados, en el futuro, mediante estudios radiológicos y biomecánicos en pacientes a los cuales se les colocará esta prótesis de cadera.



**Figura 10.** Anatomía de las trabéculas óseas del extremo proximal del fémur. Se muestran el grupo primario y secundario de compresión y tensión.  
W = Triángulo de Ward (Pelvis).

## CONCLUSIONES

En este trabajo se describe el empleo de un método para la simulación de la estructura ósea del fémur derecho, construida utilizando la versión "p" de elementos finitos descrita por Muller-Karger & Cerroloza (2001)

En dicho modelo se utilizó un prototipo de prótesis de cadera no cementada diseñada en el INABIO para la simulación y análisis computacional, al ser ésta insertada en el fémur aplicando las condiciones de contorno descritas por Bergmann *et al.* (2001). De manera original se incorporaron los puntos de inserción para los componentes musculares más relevantes en la articulación de la cadera.



Estas simulaciones biomecánicas fueron analizadas a través del uso del programa ABAQUS/CAE.

Estas simulaciones produjeron los siguientes resultados:

- 1.- Al aplicar las condiciones de contorno como las cargas y fuerzas se observó una deformación y cambios en el conducto medular del fémur a nivel de la metáfisis femoral, en las denominadas zonas de Gruen 1 y 7 según criterios radiológicos.
- 2.- Adicionalmente, se observó que en el conducto medular a nivel de la diáfisis femoral, en las zonas de Gruen 3 y 5 aparecieron elementos que indican deformación en dicha zonas, lo cual fue un resultado novedoso.

## REFERENCIAS

- ANDREAS, U. & COLLOCA, M. (2008). FEM analysis of cementless total hip prosthesis under inplane loading. Tesis Doctoral, Universita degli Studi di Roma, Dipartimento di Ingegneria Strutturale e Geotecnica, Roma.
- ANDRESS, H. J., KAHL, S., KRANZ, C., GIERER, P., SCHLLRMANN, M., LOB, G. (2000). Clinical and finite element analysis of a modular femoral prosthesis consisting of a head and stem component in the treatment of pertrochanteric fractures. *J Orthop Trauma*, 14 (8), 546-53.
- BAH, M. T., NAIR, P. B., TAYLOR, M., BROWNE, M. J. (2011). Efficient computational method for assessing the effects of implant positioning in cementless total hip replacements. *Biomech.*, 44 (7), 1417-1422.
- BERGMANN, G., DEURETZBACHER, G., HELLER, M., GRAICH, F., ROHLMANN, A., STRAUSS, J. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*, 34 (7), 859-871.
- BROWN, I. W., & RING, P. A. (1985). Osteolytic changes in the upper femoral shaft following porous-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.*, 67 (2), 218-222.
- BROWNER, A. (2008). Chapter 3 - Biomechanics of Fractures. En *Skeletal Trauma* (4ta ed.). W. B. Saunders Company.
- BUCHOLZ, R., HECKMAN, J., COURT-BROWN, C., TORNETTA, P. (2007). *Rockwood and Green's: fractures in adult Volume 1. General principles* (5ta. Edition ed.). Marban.
- BUCKWALTER, J. A. (1995). Osteoarthritis and articular cartilage using, disuse, and abuse: experimental studies. *J Rheumatol Suppl*, 43, 13-5.
- BUCKWALTER, L., & COOPER, R. (1987). Bone structure and function. *Str Course Lect*, 36, 27-48.
- BURR, D. B. & MARTIN, R. B. (1989). Errors in bone remodeling: toward a unified theory of metabolic bone disease. *Am J Anat*, 2 (186), 186-216.
- CERROLAZA, M. & GONZALEZ, Y. (2010). *Computer simulation of bone tissue*. Caracas: CDCHUCV.
- COWIN, S. C. (2001). The false premise in Wolff's law. En *The bone mechanics handbook*. Boca Raton, USA: CRC Press LCC.
- GRUEN, T. A., MCNEICE, G. M., AMSTUTZ, H. C. (1979). "Modes of failure" of cemented femoral stemtype components: to radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop*, 141, 17-27.
- HELLER, M. O., BERGMANN, G., DEURETZBACHER, G., DURSELEN, L., POHL, M., CLAES, L. (2001). Musculoskeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech.*, 34 (7), 883-893.
- HU, K., ZHANG, X. L., WANG, C. T., JI, W. T. (2009). The contour of cementless femoral stem has minor effect on initial periprosthetic von Mises stress distribution. A 3-dimensional finite element analysis. *Saudi Med J*, 30 (7), 947-951.
- HUANG, Hk., SUAREZ, F., TORIDIS, TG, KHONOZEIMEH, K, OVENSHERE, L. (1980), Utilization of computerized tomographic scans as input to finite element analysis. *International Conference Proceedings: Finite Element in Biomechanics*, 2:797-815
- HUISKES, R. & CHAO, E. Y. (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech*, 16 (6), 385-409.
- JEPSEN, K. J., DAVY, D. T., AKKUS, O. R. (2001). Observations of Damage in bone. En *The bone mechanics handbook*. Boca Raton, USA: CRC Press LCC.
- KOVAL, K. & ZUCKERMAN, J. (2003). *Fractures and dislocations* (2da ed.). Marban.

- KUMAR, P. (2009). Chapter 26 - Bones, Joints, and Soft-Tissue Tumors. En P. Edition (Ed.), Robbins and Cotran Pathologic Basis of Disease (8th ed. ed.). Saunders-Elsevier.
- MCLEISH, R. D., & J, C. (1970). Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech*, 3 (2), 191-209.
- MULLER-KARGER & CERROLAZA. M. (2001). Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión p de elementos finitos. *IMME*, 39 (3), pp. 23-54. ISSN 0376-723X.
- NETTER, F. & HANSEN, J. (1998). Atlas of human anatomy. (M. S.A., Ed.) Novartis.
- NORDIN, D. & FRANKEL, V. (1980). Biomechanics of whole bones and bone tissue. En V. N. Frankel (Ed.), *Basic Biomechanics of the Skeletal System* (pags. 15-60). Philadelphia: LEA and Febiger.
- Pelvis: Tridngulo de Ward. (s.f.). Obtenido de <http://1150hga.blogspot.com/2010102/pelvis.html>.
- RANAWAT, A. S. & KELLY, B. T. (2005). Anatomy of the hip: open and arthroscopic structure and function. *Operat Tech Orthop*, 15 (3), 160-174.
- SARIALI, E., VEYSI, V., STEWART, T. (2008). Biomechanics of the human hip-consequences for total hip replacement. *Current Orthopaedics*, 22 (6),371-375.
- SHANBHAG, RUBASH, H., JACOBS, J. (2005). *Joint Replacement and Bone Resorption: Pathology, links and Clinical Practice*. Irforme Healthcare, 1st edition.
- STEIZ, P & RUEGSEGGER, P. (1983). Fast Contour detection algorithm for high precision quantitative CT, *IEEE Trans Md Img; MI2(3)*: 136-141.
- TORRY, M. R., MARTIN, H. D., HOGOBOOM, D., SCHENKER, M. L., PHILIPPON, M. J. (2006). Neuromuscular hip biomechanics and pathology in the athlete. *Clin Sports Med.* , 25 (2), 179-197.
- ZEMAN, M. E., GARCIA, J. M., CERROLAZA, M., DOBLARE, M. (2001). Three-dimensional FEM comparative analysis of the interaction between the femoral bone and a hip prosthesis using a damage-mechanics-based remodelling. *EPMESC VIII,1*. China.