

03-044

**GEOMETRIC DESIGN AND FUNCTIONAL SIMULATION OF A HIP PROSTHESIS
IN THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM OF HUMAN BODY**

Cavas-Martínez, F. ; Cañavate, F.J.F. ; Nieto, J. ; Fernández-Pacheco, D.G.
Universidad Politécnica de Cartagena

One of the main issues arising nowadays during the implantation of prosthesis in the musculoskeletal system by means of surgery-related procedures is its biomechanical stability. In the particular case of the prosthesis-femur set, there exist the need of proposing geometric models that permit a reliable analysis of its functionality by using finite elements. The present communication proposes to obtain an actual geometric model of a prosthesis-femur set by using computational geometry techniques, which permits to perform, by means of finite elements, a posterior simulation of its biomechanical behavior under the action of various load regime. The generated model has been validated with various load regime, becoming a model extremely useful for the orthopedic physician, providing the possibility of predicting the biomechanical stability of the prosthesis-femur set against the displacements, efforts and deformations that this kind of transplant can suffer.

Keywords: *Computational Geometry; 3D Modelling; Finite Elements; Prosthesis; Biomedicine*

**DISEÑO GEOMÉTRICO Y SIMULACIÓN DE FUNCIONALIDAD DE UNA PRÓTESIS DE
CADERA EN EL SISTEMA MUSCULO-ESQUELÉTICO DEL CUERPO HUMANO**

Uno de los principales problemas que se plantean actualmente durante la implantación de prótesis en el sistema musculo esquelético mediante procesos quirúrgicos es su estabilidad biomecánica. En el caso particular del conjunto prótesis-femur existe la necesidad de proponer modelos geométricos que permitan un análisis fiable sobre su funcionalidad mediante el empleo de Elementos Finitos. La presente comunicación propone la obtención de un modelo geométrico real de un conjunto prótesis-femur mediante técnicas de geometría computacional, lo que permite realizar una simulación posterior mediante Elementos Finitos de su comportamiento biomecánico bajo la acción de distintos regímenes de carga. El modelo generado ha sido validado mediante la acción de distintos regímenes de carga, constituyendo un modelo de gran utilidad para el médico ortopédico que le permite predecir la estabilidad biomecánica de la estructura acoplada prótesis-femur frente a los desplazamientos, los esfuerzos y las deformaciones que puede sufrir este tipo de implante.

Palabras clave: *Geometría Computacional; Modelado 3D; Elementos Finitos; Prótesis; Biomedicina.*

Correspondencia: Francisco Cavas Martínez francisco.cavas@upct.es

1. Introducción.

La reconstrucción de modelos geométricos de objetos 3D en un entorno virtual a partir de muestras que definen la superficie de las estructuras sólidas resulta muy atractiva en el ámbito del Diseño Asistido por Ordenador, fabricación, calidad, etc.. Este enfoque en realidad trata un problema de ingeniería inversa dado que lo que se pretende es obtener información o un diseño conceptual a partir de un producto, con el fin de determinar de qué está hecho, qué lo hace funcionar y cómo fue fabricado (Cavas-Martínez et al., 2014; López-Errejón et al., 2015).

Los últimos avances tecnológicos en bioingeniería han permitido el uso de la simulación computacional en medicina para la caracterización del comportamiento biológico, mecánico y químico de las estructuras mediante el empleo de métodos numéricos basados en Elementos Finitos (Lohfeld, Barron y McHugh, 2005).

En el ámbito de la medicina, y más concretamente en la cirugía ortopédica dedicada a corregir o evitar las deformidades o los traumas del sistema musculo esquelético del cuerpo humano, el análisis biomecánico basado en el Método de los Elementos Finitos (MEF) de las estructuras óseas resulta crucial (Burkhart, Andrews y Dunning, 2013), fundamentalmente debido a la influencia de variables relacionadas con el implante (diseño, materiales utilizados y método de fijación), con la estructura biológica ósea (densidad, forma y cargas a las que está sometido) y con el paciente (edad, sexo, balance hormonal y actividad física).

Concretamente, resulta de interés el análisis biomecánico del proceso de la remodelación ósea, es decir, la adaptación que sufre el hueso, como estructura biológica viva, a raíz de las cargas a las que se ve sometido de acuerdo con las leyes de la física-mecánica. La remodelación es consecuencia de patologías de la cadera que conducen a la fractura del fémur, entre ellas las más frecuentes son la artrosis, artritis reumatoide, osteoporosis, necrosis avascular, tumores y traumatismos varios derivados de la actividad diaria o lesiones deportivas (Gharenazifam y Arbabi, 2014). El fémur se encuentra constituido por dos huesos que presentan estructuras distintas: el denominado hueso cortical, que es un hueso denso que no presenta cavidades visibles, y el denominado hueso trabecular, que es un hueso poroso que presenta cavidades comunicadas entre ellas.

Una solución a las patologías anteriormente descritas es la artroplastia de la cadera (Ollivier et al., 2013). Consiste en una técnica quirúrgica invasiva donde el cirujano ortopédico reemplaza la articulación dañada por una articulación artificial denominada prótesis, con el fin de mejorar la calidad de vida del paciente y reestableciendo el normal funcionamiento de la cadera, es decir del sistema musculo esquelético. Así pues una prótesis se define como una pieza artificial cuya misión es reemplazar una articulación biológica dañada y que no puede ser reparada.

En este campo, la prótesis Furlong (figura 1) propone un nuevo concepto de fijación: hasta la fecha actual, la zona de fijación de la prótesis al hueso ha sido realizada utilizando el hueso esponjoso de la metáfisis, sin embargo esta prótesis propone un nuevo de diseño con el fin de garantizar la fijación biomecánica al vástago. Para ello se tiene en cuenta que la porción distal de la prótesis presenta una morfología cilíndrica, lo que le permite el encaje en la diálisis tubular (Robertson et al., 2005), y el hundimiento de la prótesis es impedido mediante el diseño en forma de cono del extremo superior de la porción cilíndrica. El éxito clínico de esta prótesis es que posee tres puntos de fijación y un revestimiento de hidroxiapatita, el cual le permite una buena compatibilidad en su función de fijación biológica del implante. Los resultados clínicos descritos en la literatura científica demuestran el éxito de este tipo de prótesis en comparación con los tradicionales implantes cementados (Etienne et. al, 2004).

Figura 1: Prótesis Furlong (fuente: www.jri-ltd.co.uk/healthcare-professionals/furlong)



Por lo tanto, las investigaciones se centran en analizar el comportamiento mecánico del binomio formado por el sistema prótesis-fémur considerando el comportamiento del material lineal elástico e isótropo o anisótropo, siempre en función de los objetivos que persiga la investigación.

2. Objetivos

La presente comunicación propone inicialmente la obtención de un modelo geométrico real del conjunto prótesis-fémur mediante el uso de herramientas informáticas basadas en geometría computacional. Se busca la obtención del dominio geométrico del conjunto fundamentada en superficies paramétricas funcionales debido a la versatilidad que ofrecen éstas en los entornos virtuales tridimensionales.

Posteriormente se pretende la realización de una simulación numérica mediante el uso del Método de los Elementos Finitos para el análisis del comportamiento mecánico del material del fémur y de la interfaz prótesis-fémur mediante la acción de distintos regímenes de carga. Para ello se considera que el fémur presenta un comportamiento elástico lineal homogéneo e isótropo, distinguiendo entre zona cortical y esponjosa.

3. Metodología

En este apartado se describen los dos métodos de modelado utilizados en la presente comunicación.

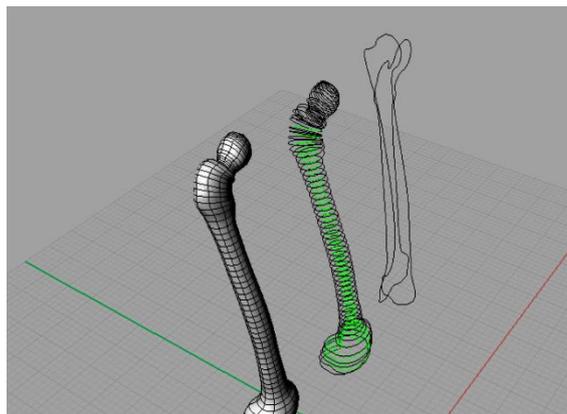
3.1 Modelado de la estructura ósea y de la prótesis mediante Geometría Computacional

El dominio geométrico representativo del fémur y de la prótesis es obtenido a partir de un procedimiento de reconstrucción basado en el tratamiento de imágenes médicas en formato WDS, que es un estándar muy utilizado en cirugía ortopédica, y posterior reconstrucción utilizando herramientas computacionales basadas en Diseño Geométrico Asistido por Ordenador (DGAO).

El procedimiento de obtención del contorno geométrico del fémur consta de:

1. Obtención del contorno de la estructura ósea a partir de la definición de las funciones Splines sobre la imagen médica en el formato WDS, utilizando para ello el programa de diseño gráfico CorelDRAW Graphics Suite X6. Las funciones Splines son utilizadas para reconstruir superficies paramétricas, y son curvas polinomiales definidas por partes, en donde el cambio del polinomio ocurre en la partición del intervalo paramétrico denominado nodo (Mohan et al., 2008).
2. Importación de las curvas splines al software de modelado sólido Rhinoceros v4, para generar la superficie geométrica del modelo tridimensional mediante la interpolación de las curvas anteriormente definidas. El modelo obtenido presenta en un entorno virtual una forma geométrica muy próxima al fémur (figura 2).

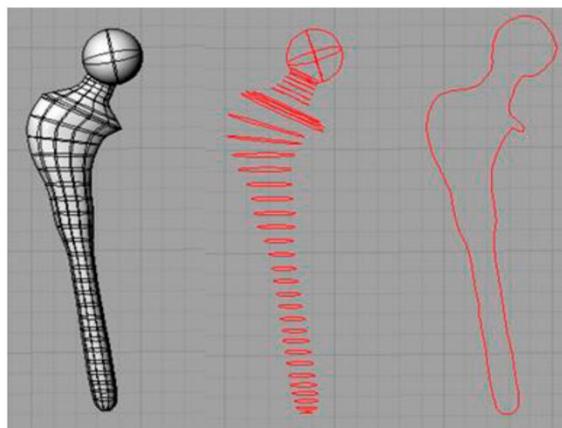
Figura 2: Modelado sólido del Fémur mediante geometría computacional



Respecto a la prótesis Furlong, la combinación de la geometría única del vástago femoral permite conseguir una fijación mecánica primaria inicial estable, con un recubrimiento de cerámica de hidroxapatita en toda la prótesis que proporciona una interfase estable para conseguir una fijación fisiológica secundaria. El diseño mecánico de la prótesis se realiza utilizando el software Rhinoceros v4, donde además se crearon los dominios geométricos del hueso cortical y esponjoso para lograr el posicionamiento geométrico correcto de la prótesis, dado que esta depende de la curvatura anatómica del canal medular que es el lugar donde se encaja el vástago.

Una vez definido el posicionamiento espacial del vástago dentro del hueso trabecular se crea el modelo geométrico del sistema acoplado prótesis-fémur a partir de una estructura algebraica booleana que esquematiza las operaciones lógicas, así como el conjunto de operaciones unión, intersección y complemento entre sólidos (figura 3).

Figura 3: Modelado sólido del complejo prótesis-fémur mediante geometría computacional

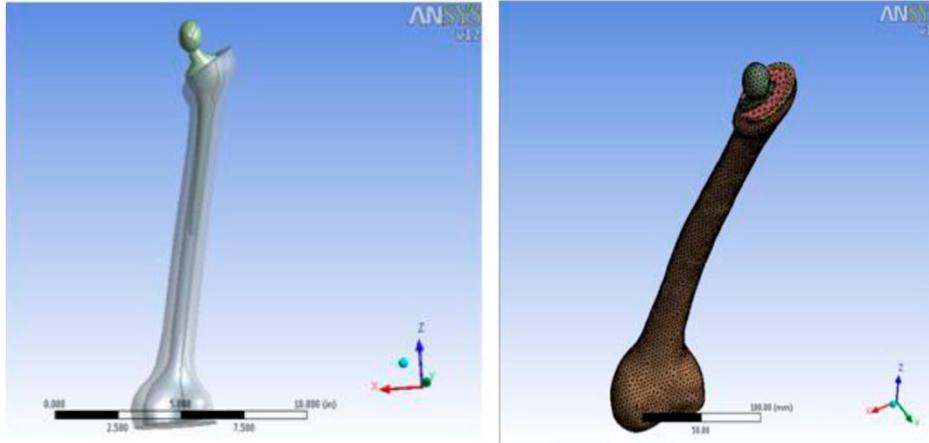


3.2 Modelado de la estructura ósea y de la prótesis por el Método de los Elementos Finitos

Por otro lado, los modelos geométricos generados del fémur y del sistema acoplado prótesis-fémur son exportados a un software específico de elementos finitos, ANSYS v12.0 para proceder a la simulación numérica de la distribución de tensiones y deformaciones que tienen lugar en el sistema bajo la acción de distintos sistemas de carga aplicados (figura 4).

Previamente se deben definir las partes que conforman el sistema y posicionamiento respecto a un único sistema de referencia, asignar las propiedades mecánicas a cada parte del sistema, definir las condiciones de frontera y sistema de cargas, y seleccionar el elemento finito que se emplea para discretizar y mallar el modelo.

Figura 4: Modelado del complejo prótesis-fémur importado a software de elementos finitos



Para el modelado del fémur se van a considerar características mecánicas promedio (ver tabla 1) (Evans, 1973), estando éste conformado por 98.253 elementos y 142.625 nodos. Para el caso del complejo prótesis-fémur, el modelado constará de 104.788 elementos y 152.254 nodos. La prótesis Furlong se considera una aleación de Titanio de 110 GPa de módulo de Young y coeficiente de Poisson 0.3. El tipo de elemento utilizado para el mallado es un tetraedro lineal de 4 nodos, con 6 grados de libertad por nodo (24 grados de libertad en total) (Figura 4). La densidad del mallado ha sido escogida de forma automática por el programa.

Tabla 1. Características mecánicas promedio del hueso

	Módulo de Young (N·mm ⁻²)	Coefficiente de Poisson	Resistencia compresión (N·mm ⁻²)	Resistencia tracción (N·mm ⁻²)
Hueso cortical	14.217	0.32	150	82.2
Hueso esponjoso	500	0.3	23	-

El fémur puede estar sometido a un estado de carga muy variable, siempre en función del movimiento que esté realizando. Además también ha de considerarse la relación mecánica que presenta la inserción sobre él de los ligamentos y los músculos del sistema musculo esquelético del cuerpo humano. Por todo ello una simulación numérica considerando todos los factores anteriormente descritos resulta muy compleja. Es por ello que en esta comunicación se ha considerado el caso más habitual y desfavorable, que corresponde al momento del apoyo sobre una pierna cuando el cuerpo humano realiza la acción de caminar (tabla 2).

Tabla 2. Apoyo monopodal. Cargas actuantes sobre el fémur (N)

	F _x	F _y	F _z
Cabeza Femoral	-1134	-256	-2055
Trocánter mayor	922	426	1367
Trocantes menor	-171	538	-525

En el caso del binomio formado por el complejo fémur-prótesis los sistemas de carga adoptados son los propuestos por Khowpang et al. (2011), quienes proponen discriminar entre dos acciones: por un lado la acción de caminar (sistema de carga 1), y por otro lado la acción de subir escaleras (sistema de carga 2) (ver tabla 3).

Tabla 3. Cargas actuantes sobre el complejo fémur-prótesis (N)

Casos		Fx	Fy	Fz
1	Trocánter Mayor	166	382	957
	Cabeza de Prótesis	136	-630	-1692
2	Trocánter Mayor	383	669	547
	Cabeza de Prótesis	457	-796	-1701

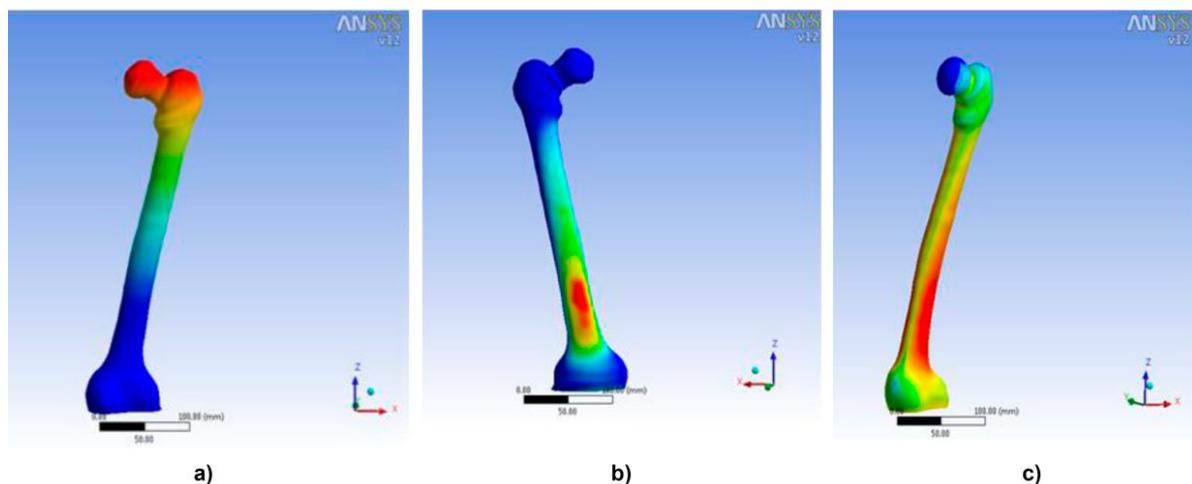
4. Resultados

Este apartado muestra los resultados obtenidos en función de los distintos sistemas de carga aplicados para conocer los esfuerzos, tensiones y deformaciones a los que se someten el fémur y el complejo prótesis-fémur.

4.1 Fémur. Escenario monopodal

En este caso los valores de desplazamiento obtenidos son próximos a 14.9 mm (figura 5a), presentándose los mayores desplazamientos en la cabeza femoral y en el trocánter mayor. La deformación máxima obtenida es de $2.6352 \cdot 10^{-3} \text{ mm} \cdot \text{mm}^{-1}$ (figura 5b) estando está localizada en la diáfisis del fémur. El esfuerzo máximo obtenido es de 46.211 MPa (figura 5c) localizado también en la diáfisis, lo cual es lógico ya que los esfuerzos son proporcionales a las deformaciones cuando el coeficiente elástico varía con el tiempo, en este caso el hueso trabaja a flexocompresión.

Figura 5: Fémur. Escenario monopodal: a) desplazamientos del modelo geométrico, b) deformaciones equivalentes de Von Mises, c) esfuerzos equivalentes de Von Mises.

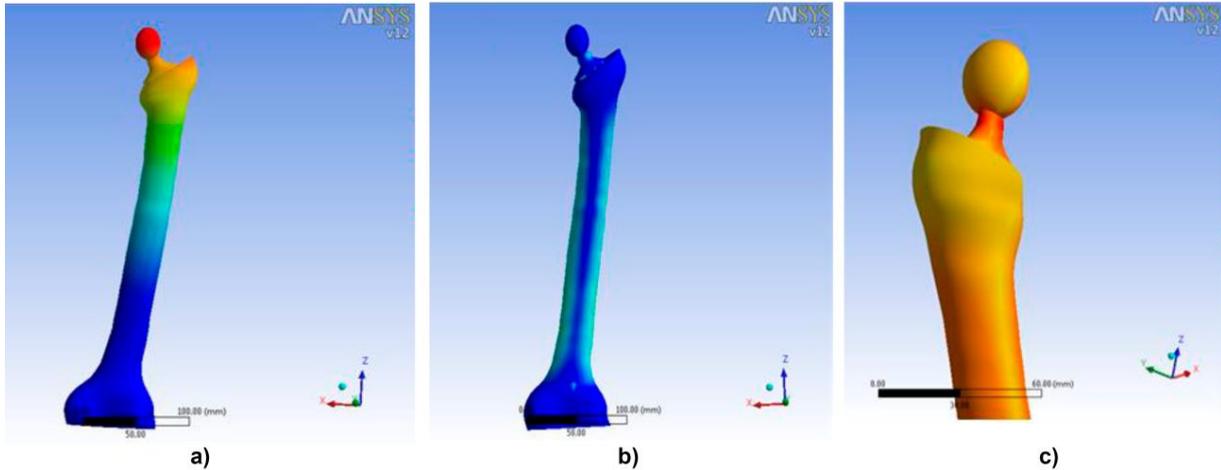


4.2 Complejo prótesis-fémur. Sistema de cargas 1

En este caso los valores de desplazamiento obtenidos son próximos a 9.1 mm (figura 6a), presentándose los mayores desplazamientos en la cabeza de la prótesis. La deformación máxima obtenida es de $1.869 \cdot 10^{-3} \text{ mm} \cdot \text{mm}^{-1}$ (figura 6b) estando está localizada en la región del cuello de la prótesis y en el área del fémur donde se encuentra encajado el cono de la

prótesis, el cual impide el hundimiento en la parte del hueso constituida por material esponjoso. El esfuerzo máximo obtenido es de 274.01 MPa (figura 6c) localizado también en las regiones donde se manifiestan los máximas deformaciones, es decir cuello de la prótesis y área de apoyo del cono de la prótesis.

Figura 6: Complejo prótesis-fémur. Sistema de cargas 1: a) desplazamientos del modelo geométrico, b) deformaciones equivalentes de Von Mises, c) esfuerzos equivalentes de Von Mises.



4.3 Complejo prótesis-fémur. Sistema de cargas 2

En este caso los valores de desplazamientos obtenidos son próximos a 10.1 mm, presentándose los mayores desplazamientos en la cabeza de la prótesis. La deformación máxima obtenida es de $1.3546 \cdot 10^{-3} \text{ mm} \cdot \text{mm}^{-1}$, estando también localizada en la región del cuello de la prótesis y en el área del fémur donde se encuentra encajado el cono de la prótesis. El esfuerzo máximo obtenido es de 259.16 MPa localizado también en las regiones donde se manifiestan los máximas deformaciones.

5. Discusión y conclusiones

En la literatura científica existen varios autores (Krauze, Kaczmarek & Marciniak, 2008; Khowpang et al., 2011) que han realizado simulaciones numéricas utilizando el método de los Elementos Finitos del fémur y del complejo fémur-prótesis respectivamente, si bien, en ambos casos se parte de un modelo geométrico de la estructura ósea obtenido mediante estándares clínicos.

Los resultados obtenidos por estos autores son comparados en cuanto a condiciones de carga, contorno y comportamiento del material con los obtenidos en la presente comunicación bajo el enfoque de la ingeniería inversa (tablas 4, 5, 6), observándose que presentan órdenes de magnitud similares.

Tabla 4. Fémur. Escenario monopodal. Comparativa desplazamientos y esfuerzos

	Desplazamiento Total (mm)	Esfuerzos máximos (Mpa)
Krauze, Kaczmarek y Marciniak (2008)	15.83	49.4
Escenario Monopodal	14.9	46.211

Tabla 5. Complejo prótesis-fémur. Sistemas de cargas 1. Comparativa deformaciones y esfuerzos al caminar

Sistemas de Carga	Esfuerzos máximos en el cuello de la prótesis (MPa)	Deformaciones máximas en el hueso femoral ($\text{mm}\cdot\text{mm}^{-1}$)
Khowpang et al. (2011)	260	$1.074\cdot 10^{-3}$
Sistema de Cargas 1	274.01	$1.869\cdot 10^{-3}$

Tabla 6. Complejo prótesis-fémur. Sistemas de cargas 2. Comparativa deformaciones y esfuerzos al subir escaleras

Sistemas de Carga	Esfuerzos máximos en el cuello de la prótesis (MPa)	Deformaciones máximas en el hueso femoral ($\text{mm}\cdot\text{mm}^{-1}$)
Khowpang et al. (2011)	253	$1.251\cdot 10^{-3}$
Sistema de Cargas 2	259.16	$1.3546\cdot 10^{-3}$

Así pues, han sido obtenidos dos modelos de elementos finitos: uno para la estructura del fémur y otro del complejo prótesis-fémur a partir de un modelo geométrico personalizado determinado por las funciones splines definidas sobre una fotografía de un paciente específico en el caso del fémur, y en el caso del complejo prótesis-fémur mediante la combinación del modelo personalizado y los datos mecánicos de la prótesis modelo Furlang. Los modelos propuestos han sido validados mediante la realización de ensayos a distintos regímenes de carga, constituyendo un modelo de gran utilidad para el cirujano ortopédico que le permite predecir la estabilidad biomecánica de la estructura acoplada prótesis-femur frente a los desplazamientos, los esfuerzos y las deformaciones que puede sufrir este tipo de implante.

Referencias

- Burkhart, T.A., Andrews, D.M., & Dunning, C.E. (2013). Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 46, 1477-1488.
- Cavas-Martínez, F., Fernández-Pacheco, D.G., De La Cruz-Sánchez, Nieto Martínez, J., Fernández Cañavate, F. J., Vega-Estrada, A., Plaza-Puche, A. B., & Alió, J. L. (2014). Geometrical custom modeling of human cornea in vivo and its use for the diagnosis of corneal ectasia. *Plos ONE*, 9, 10.
- Etienne, G., Bezwada, H.P., Hungerford, D.S., & Mont, M.A. (2004). The incorporation of morselized bone grafts in cementless acetabular revisions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 428, 241-246.
- Evans, F.G.(1973).Factors affecting the mechanical properties of bone. *Bulletin of the New York Academy of Medicine: Journal of Urban Health*, 49, 751-764.
- Gharenazifam, M.,& Arbabi, E.(2014). Anatomy-based 3D skeleton extraction from femur model. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 38, 402-410.
- Khowpang, E., Aroonjarattham, P., Saktaveekulkit, N., Aroonjarattham, K., Sitthiseripratip, K., & Mahaisavariya, B.(2011). The Shape Analysis of Hip Prosthesis Inserted in Thai

Femoral Bone: Finite Element Analysis. The Second TSME International Conference on Mechanical Engineering. Krabi (Thailand).

- Krauze, A., Kaczmarek, M., & Marciniak, J. (2008). Numerical analysis of femur in living and dead phase. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 26, 2.
- Lohfeld, S., Barron, V., & McHugh, P.E. (2005). Biomodels of bone: A review. *Annals of Biomedical Engineering*, 33, 295-311.
- Lopez-Herrejon, R.E., Linsbauer, L., Galindo, J.A., Parejo, J.A., Benavides, D., Segura, S., & Egyed, A. (2015). An assessment of search-based techniques for reverse engineering feature models. *Journal of Systems and Software*, 103, 353-369.
- Mohan, S., Kweon, S., Lee, D., & Yang, S. (2008). Parametric NURBS curve interpolators: A review. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 9, 84-92.
- Ollivier, M., Parratte, S., Lecoq, L., Flecher, X., & Argenson, J. (2013). Relation between lower extremity alignment and proximal femur anatomy. Parameters during total hip arthroplasty. *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, 99, 493-500.
- Robertson, A., Lavalette, D., Morgan, S., & Angus, P.D. (2005). The hydroxyapatite-coated JRI-Furlong hip Outcome In Patients Under The Age of 55 Years. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 87-B.

