



DETERMINACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE IMPLANTES DE MIEMBRO INFERIOR MÁS USADOS EN COLOMBIA

José Alejandro Guerrero Vargas Andrés Felipe Reyes Florián

Manuel Andrés Tovar Tello

Fundación Universidad de América

Recibido: agosto 28, 2013

Aceptado: octubre 7, 2013

Págs. 163-172

Resumen

En este artículo se presenta el comportamiento mecánico de los implantes de miembro inferior más utilizados en Colombia durante la bipedestación y la marcha; para ello, de acuerdo con la literatura, se seleccionan los músculos que actúan significativamente durante el ciclo marcha, calculando las fuerzas en cada una de las fases del mismo y, posteriormente, se implementa un análisis por el método de elementos finitos con el fin de obtener cuales son los puntos críticos de esfuerzos para la articulación de cadera y rodilla.

Palabras clave: rodilla, cadera, implante, análisis de elementos finitos, ciclo de marcha.

Abstract

This article describes the mechanical behavior of the most commonly used lower limb implants in Colombia during standing and walking. By following published procedures, the most significant muscles involved in the walking cycle were selected and the forces acting in each phase of the cycle calculated. Then, an analysis by the finite element method was implemented in order to obtain the critical points of effort at the hip and knee joints.

Keywords: knee, hip, implant, finite element analysis, gait cycle.

1 Introducción

Los materiales usados en los implantes, comúnmente llamados biomateriales, deben tener características especiales para el medio en que van a trabajar como la biocompatibilidad y la resistencia mecánica [1]. De esta forma, se logra una mejor adaptación entre el implante y el tejido vivo circundante, evitando el rechazo por parte del cuerpo. A propósito, un implante es un dispositivo fabricado para reemplazar una estructura biológica que falta, mejorar una existente, o suplantarla si está dañada. Existen diferentes tipos de implantes de miembro inferior utilizados para tratar de recuperar el comportamiento de una zona afectada. En particular, los implantes de miembro inferior se ven sometidos a cargas dinámicas que varían según el ciclo de marcha. Este ciclo

está compuesto por 8 fases, que son: apoyo inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo final, pre-balanceo, balanceo inicial, balanceo medio y balanceo final. Para llegar a determinar el comportamiento mecánico de los implantes de miembro inferior más usados en Colombia se realiza un análisis utilizando las 5 primeras fases, ya que en ellas la pierna está en contacto con el suelo y soporta mayores cargas que en el balanceo. En el desarrollo de dicho análisis se emplea el método de elementos finitos (MEF), que permite dar soluciones aproximadas a ecuaciones diferenciales y puede ser representado mediante simulaciones gráficas. Lo cual repercute en beneficios que, en el caso particular de los implantes, corresponden a estudios no invasivos, disminución de costos, determinación del comportamiento del implante antes de la implantación, mejoras en el diseño y en las decisiones clínicas que se toman en el momento de la colocación, entre otros.

Una equivocada selección del implante, por ejemplo por el tipo de material o el tipo de recubrimiento superficial, así como un diseño erróneo del mismo pueden ocasionar problemas como la sobrecarga en articulaciones o huesos, dado el cambio de la distribución de las cargas ocasionadas por el nuevo elemento. El estudio biomecánico de implantes es importante, ya que las condiciones a las cuales está expuesto dependen de la edad, de la fisonomía y del tipo de vida de la persona [2].

A continuación se seleccionan las fases del ciclo de marcha en las que serán analizados los implantes, posteriormente se eligen los músculos actuantes durante estas fases para determinar las cargas en cada una. Por último, se realiza el análisis por elementos finitos de cada articulación en cada fase del ciclo de marcha.

2 Metodología

De acuerdo con Jacquelin Perry [3] se seleccionan las fases más críticas del ciclo de marcha, que son las fases de apoyo, ya que en ellas se ejercen mayores cargas sobre la articulación. En la tabla 1 se muestra el ángulo de cada una de las articulaciones y el porcentaje del ciclo de marcha en el cual se encuentra cada fase.

Tabla 1. Fases del ciclo de marcha para la articulación de la rodilla y de la cadera

FASE	NOMBRE FASE	% CICLO	ÁNGULO RODILLA	ÁNGULO CADERA
1	Contacto inicial	0%	4°	30°
2	Respuesta a la carga	10%	15°	15°
3	Apoyo medio	24%	12°	3°
4	Apoyo final	50%	8°	-20°
5	Pre-balanceo	60%	40°	-25°

Fuente: PERRY, Jacquelin. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, New Jersey; SLACK incorporated 1992. 556 p.

De acuerdo con los ángulos anteriormente mencionados, se procede a ubicar los modelos para cada una de las fases del ciclo de marcha. A continuación, en la figura 1, se muestran los ángulos de los modelos de rodilla y cadera en la fase de pre-balanceo.

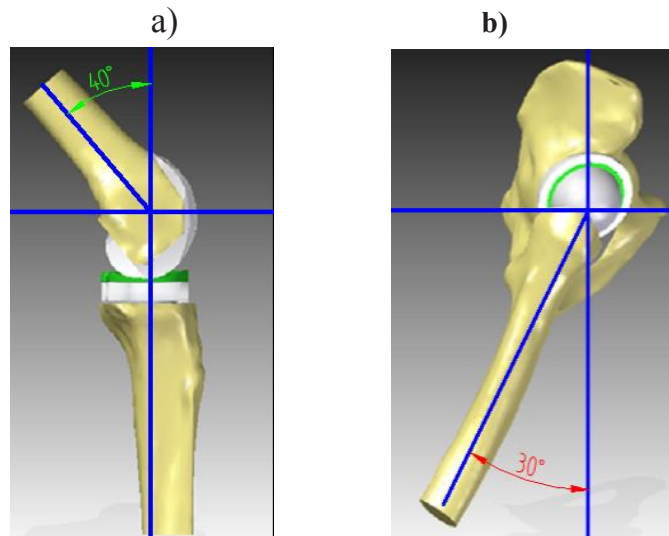


Figura 1. a) Ángulo de la rodilla, b) Ángulo de la cadera

De acuerdo con Javier Daza [4], sobre la articulación, además de actuar el peso corporal, también lo hacen varios músculos cuyas cargas son más relevantes, ya que son las que generan el avance durante el ciclo de marcha. En la tabla 2 se relacionan.

Tabla 2. Músculos principales que actúan durante el ciclo de marcha en la articulación de rodilla y de cadera

Músculos			
	Rodilla		Cadera
Cuádriceps	Recto femoral	Isquiotibiales combinados	Bíceps femoral (cabeza larga)
	Vasto medial		Semimembranoso
	Vasto lateral		Semitendinoso
	Vasto intermedio		Aductor mayor
Isquiotibiales combinados	Bíceps femoral (cabeza larga)	Aductores	Aductor medio
	Semimembranoso		Iliaco
	Semitendinoso	Tensor de la fascia lata	
Otros	Bíceps femoral (cabeza corta)	Otros	Glúteo mayor
	Gastrocnemio Lateral		Psoas mayor
	Gastrocnemio Medial		Recto anterior
			Sartorio

Fuente: Daza L. Javier. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano. Medica internacional. Colombia. 2007

Una vez seleccionados los músculos se procede a calcular el valor de la carga que ejerce cada uno. Para obtener las fuerzas de los músculos se utilizó el paquete de software OpenSim [5], que permite determinar parámetros de modelos biomecánicos, obteniendo las magnitudes de las fuerzas ejercidas por cada músculo en cada fase del ciclo de marcha. Los modelos geométricos de las articulaciones están basados en un sujeto de 1,70 m de estatura y 77,1 Kg de masa corporal [6].

Para poder aplicar las cargas sobre los modelos es necesario realizar un corte en el fémur, el cual es denominado “punto de corte”, como se aprecia en la figura 2, allí se topan la mayoría de los músculos y a partir de ese punto el hueso cuenta con una geometría uniforme. En este punto se llevó a cabo un análisis estático y se obtuvieron las cargas finales o totales que se encuentran condensadas en la tabla 3.



Figura 2. Sistema de coordenadas y punto de corte

Tabla 3. Carga total en la articulación de rodilla y de cadera

Fases	% Ciclo	Fuerza Total (N) Rodilla		Fuerza Total (N) Cadera		
		i	j	i	j	k
1. Contacto inicial	0	-751,86	2227,20	-1220,19	1478,12	476,02
2. Respuesta a la carga	10	795,12	-2536,66	-966,83	1820,76	-209,41
3. Apoyo medio	24	-1026,37	1932,82	-338,41	838,39	415,93
4. Apoyo final	50	955,42	-978,12	-52,27	487,76	417,57
5. Pre-balanceo	60	384,89	-3428,30	257,07	1656,48	310,89

Como consecuencia de llevar todas las cargas a un único punto, se generan momentos resultantes para cada una de las fases. Los momentos resultantes se muestran en la tabla 4.

Tabla 4. Momentos resultantes en la articulación de rodilla y de cadera

Fases	% Ciclo	Momentos resultantes en la rodilla (Nm)	Momentos resultantes en la cadera (Nm)		
		k	i	j	k
1. Contacto inicial	0	204,02	-119,22	-66,11	5,70
2. Respuesta a la carga	10	220,30	-35,88	-17,68	104,66
3. Apoyo medio	24	85,17	-41,78	-19,61	100,28
4. Apoyo final	50	99,80	-47,45	-3,18	34,85
5. Pre-balanceo	60	180,01	-95,54	14,41	29,19

Una vez definidas las cargas, desde el punto de vista biomecánico, se procede al desarrollo de la simulación mediante el método de elementos finitos. El método consiste en dividir el dominio de un problema en pequeñas subregiones y nodos para mediante formulaciones integrales, un sistema algebraico de ecuaciones. El procedimiento general consta de tres partes: un preproceso, donde se establecen todas las condiciones del problema a solucionar tales como dominio, propiedades y condiciones de frontera; un proceso, donde se aplica el método y se da solución al sistema matricial; y, por último, un posproceso, donde se lleva a cabo el análisis y la discusión de los resultados. Se empleó este método en la investigación para poder determinar la distribución de los esfuerzos mecánicos en las regiones que se ven afectadas por el implante.

Los modelos MEF se realizan en el paquete de software Ansys 14.5, haciendo un análisis estático en cada una de las fases seleccionadas. Se emplean elementos tetraédricos para el mallado de cada componente de cada una de las articulaciones, para un total de 17,963 Nodos y 9,510 elementos para la articulación de cadera, y para la articulación de rodilla se obtienen 47,076 nodos y 26,112 elementos.

En ambos casos, las cargas y momentos resultantes son aplicados en el corte que realiza al fémur, mientras que la cadera y la tibia necesariamente deben quedar fijas para poder simular el comportamiento de las articulaciones y que no se presente un desplazamiento y/o una rotación general de los modelos, como se observa en la figura 3.

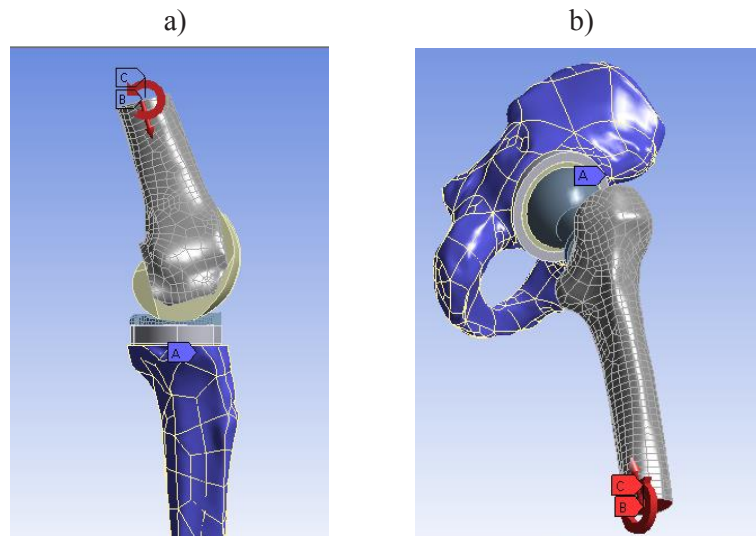


Figura 3. Condiciones de frontera para a) rodilla, A: soporte fijo aplicado a la tibia, B: carga aplicada en el corte del fémur, C: momento aplicado en el corte del fémur; b) cadera, A: soporte fijo aplicado a la tibia, B: carga aplicada en el corte del fémur, C: momento aplicado en el corte del fémur.

Para poder llevar a cabo el análisis por elementos finitos se definen los componentes presentes en un tratamiento de rehabilitación articular, los cuales son la parte metálica y la parte plástica del implante. Estos materiales, junto con el hueso, se manejan como isotrópicos lineales de acuerdo a diferentes autores como Haut Tammy [7] Kyoung-Tak Kang et ál. [8] y Michael Harris [9]. En cuanto a la parte metálica, el más utilizado

para los implantes, incluidos los de miembro inferior, es el titanio de grado 5 [10], cuya designación es Ti6Al4V. Es una aleación de 90% titanio, 6% aluminio y 4% vanadio. Por su parte, el componente plástico [11] esta hecho de polietileno de ultra alto peso molecular, el cual proporciona la amortiguación en el implante. A continuación en la Tabla 5 se muestran las propiedades seleccionadas para los materiales [2].

Tabla 5. *Propiedades de los materiales*

Material	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
Ti6Al4V [9]	103 GPa	0,35
UHMWPE [10]	1,5 GPa	0,46
Hueso [11]	17 Gpa	0,3

3. Resultados

3.1 Rodilla

Bipedestación. El esfuerzo máximo es de 1,93 MPa, presente en el inserto plástico como se muestra en la figura 4. Contacto inicial (Fase 1). El esfuerzo máximo es de 108,80 MPa sobre el inserto plástico como se puede ver en la figura 5.

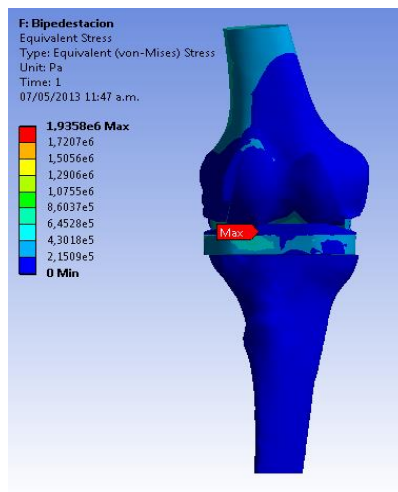


Figura 4. *Bipedestación*

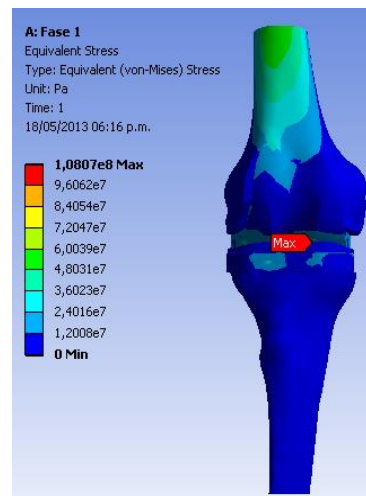


Figura 5. *Contacto inicial*

Respuesta a la carga (Fase 2). El esfuerzo máximo es igual a 137,49 MPa sobre el inserto plástico como se muestra en la figura 6. Apoyo medio (Fase 3). El esfuerzo máximo es de 44,92 MPa como se observa en la figura 7.

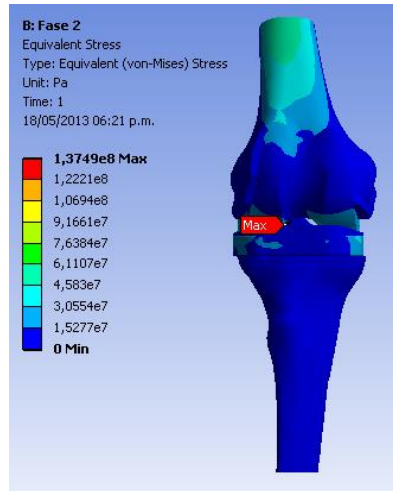


Figura 6. Respuesta a la carga

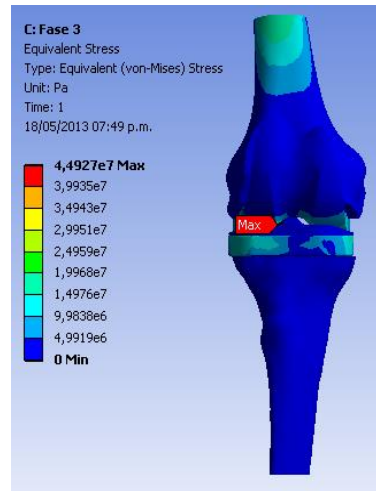


Figura 7. Apoyo medio

Apoyo final (Fase 4). El esfuerzo máximo es de 41,13 MPa y está ubicado sobre componente tibial, como se aprecia en la figura 8. Pre balanceo (Fase 5). El esfuerzo máximo es de 62,64 MPa y está ubicado sobre el fémur como se muestra en la figura 9.

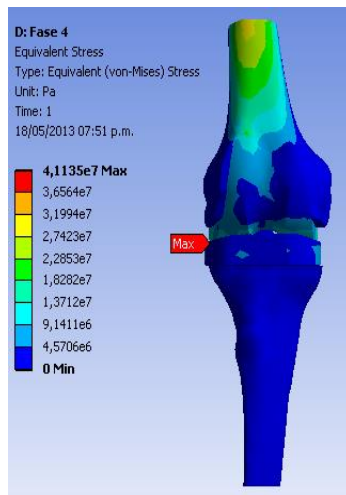


Figura 8. Apoyo final

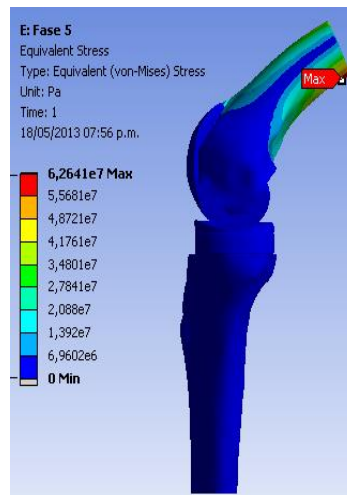


Figura 9. Pre-balanceo

3.2 Cadera

Bipedestación. El esfuerzo máximo es de 5,99 MPa y se presenta sobre el cuello del inserto femoral, como se observa en la figura 10. Contacto inicial (Fase 1). El esfuerzo máximo está ubicado en el cuello del inserto femoral y tiene un valor de 200,54 MPa, como se muestra en la figura 11.

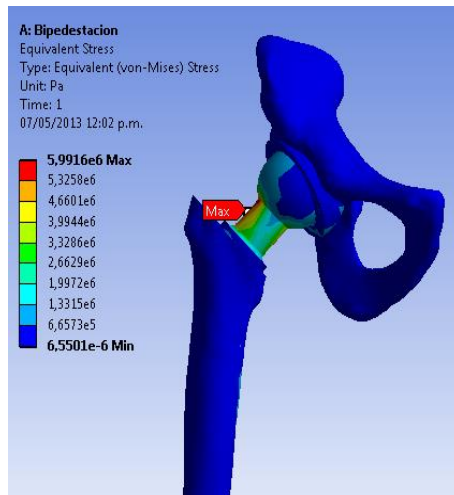


Figura 10. Bipedestación

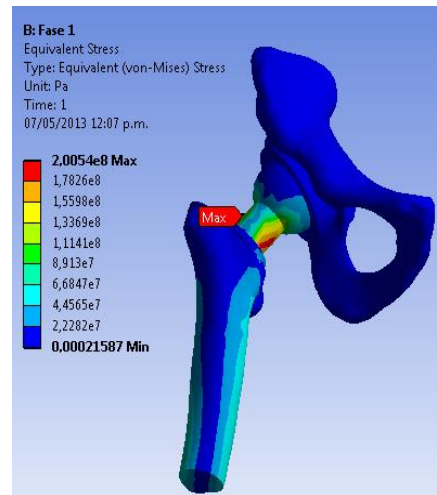


Figura 11. Contacto inicial

Respuesta a la carga (Fase 2). El esfuerzo máximo se encuentra en el tallo del inserto femoral, con un valor de 108,28 MPa, como se muestra en la figura 12. Apoyo medio (Fase 3). El esfuerzo máximo se encuentra en la parte media del inserto femoral y su valor es de 143,73 MPa como se puede observar en la figura 13.

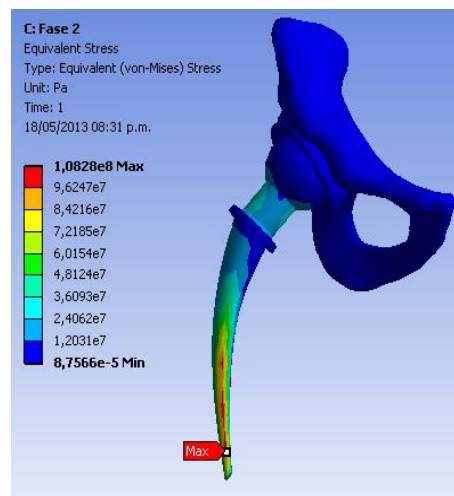


Figura 12. Respuesta a la carga

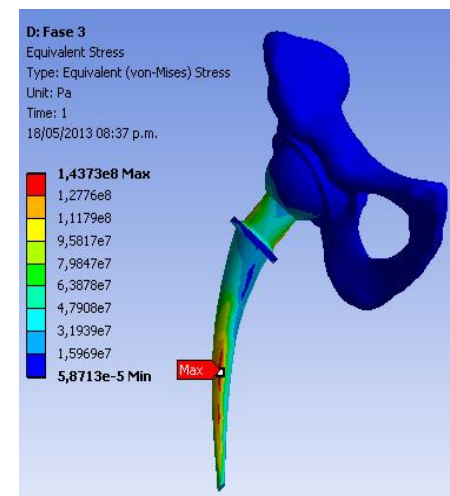
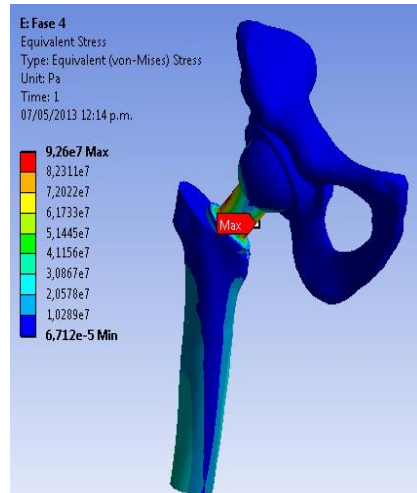
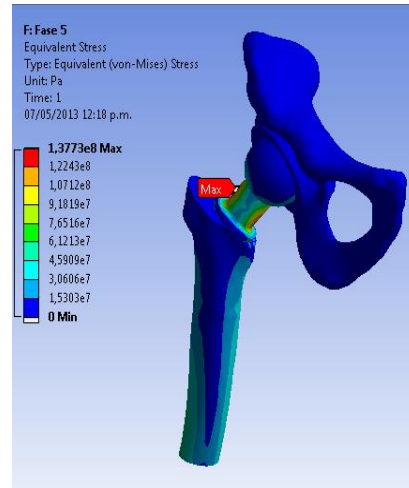


Figura 13. Apoyo medio

Apoyo final (Fase 4). El esfuerzo máximo es de 92,6 MPa que está ubicado en el cuello del inserto femoral, como se aprecia en la figura 14. Pre balanceo (Fase 5). El esfuerzo máximo se presenta en el cuello del inserto femoral y su valor es igual a 137,73 MPa, como se muestra en la figura 15.

Figura 14. *Apoyo final*Figura 15. *Pre-balanceo*

Para la articulación de la rodilla, se encuentra que los valores más altos de esfuerzos, se dan en la fase de respuesta a la carga en el componente de polietileno; esto se debe a que durante esta fase la rodilla se está extendiendo y empieza el apoyo monopodal del ciclo de marcha. Es aquí donde toda la fuerza se transmite a un solo miembro inferior. En la articulación de la cadera, los valores más altos se encuentran en la fase de contacto inicial en el cuello del componente femoral, debido a que al momento de iniciar esta fase, el talón impacta contra el suelo para iniciar la fase de apoyo del ciclo de marcha, teniendo que generar los músculos una fuerza para darle el avance y apoyo al pie durante esta fase del ciclo. Para las dos articulaciones, se encuentra que los menores valores de esfuerzos se dieron en la fase de pre-balanceo, debido a que la extremidad inferior está a punto de dejar del suelo, transmitiendo la fuerza al miembro inferior que está en la fase de contacto inicial.

4 Conclusiones

Teniendo en cuenta el umbral de esfuerzos que soporta el hueso, concluimos que los implantes seleccionados logran reemplazar la parte dañada de la articulación, transmitiendo los esfuerzos generados en bipedestación y en marcha de forma adecuada. Según los resultados obtenidos en los análisis MEF, observamos que los materiales de los componentes implantados son los apropiados desde el punto de vista mecánico, ya que su comportamiento se mantiene en el rango de esfuerzos de la región elástica al soportar las cargas.

Referencias bibliográficas

- [1] Celdran Andrade, Xavi, et ál. Análisis estructural del mercado de implantes. En: Instituto de Biomecánica de Valencia, 2008, p. 1-58.

- [2] Comín, Mario. Dejoz, Ricardo. Atienza, Carlos. Prat, Jaime. Peris, José. Vera, Pedro. Gil, Ángel y Reig, Claudio. Biomecánica articular y sustituciones protésicas, Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España 1998.
- [3] Perry Jacquelin. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, New Jersey; SLACK incorporated 1992. 556 p.
- [4] Daza, Javier. Evaluación clínico-funcional del movimiento
- [5] OpenSim. [En línea]. Disponible en internet: <<https://simtk.org/home/opensim>>
- [6] Simtk. [En línea]. Disponible en internet: <https://simtk.org/xml/index.xml>
- [7] Haut Tammy, et ál. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. En: Journal of Biomechanical Engineering. Junio, 2002. Vol. 124, no. 3, p. 273-280.
- [8] Kyoung-Tak Kang, Joon-Hee Park, Kwang-Il Lee, Young-Bock Shim, Ju-Woong Jang, Heoung-Jae Chun. Gait Cycle Comparisons of Cruciate Sacrifice for Total Knee Design.-Explicit Finite Element. En: International journal of precision engineering and manufacturing. Noviembre, 2012 Vol. 13, No. 11, p. 2043-2049
- [9] Harris, Michael. et al. Finite element prediction of cartilage contact stresses in normal human hips. En: Department of Bioengineering & Scientific Computing and Imaging Institute, EE.UU. Noviembre, 2011, p. 1-7
- [10] Asm. Propiedades titanio grado 5. [En línea]. Disponible en: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bssnum=MTP641>
- [11] Plastic-Products. Propiedades polietileno de ultra alto peso molecular. [En línea]. Modificado. Disponible en: <http://www.plastic-products.com/spec11.htm>
- [12] Sunghyen, Hwang, Mistugo, Todo; et ál. Biomechanical effect of implantation of Chitosan / mwnts reinforced scaffold into damaged femur. Journal of Novel Carbon Resource Sciences, 2013, vol. 7, p. 3.

Dirección de los autores

José Alejandro Guerrero Vargas

Programa Ingeniería Mecánica, Fundación Universidad de América, Bogotá - Colombia
jose.guerrero@investigadores.uamerica.edu.co,
jaguerrero@gmail.com

Andrés Felipe Reyes Florián

Programa Ingeniería Mecánica, Fundación Universidad de América, Bogotá - Colombia
andres.reyes@estudiantes.uamerica.edu.co

Manuel Andrés Tovar Tello

Programa Ingeniería Mecánica, Fundación Universidad de América, Bogotá - Colombia
manuel.tovar@estudiantes.uamerica.edu.co