

Comparación de esfuerzos pre y post quirúrgicos sobre articulación de cadera con secuelas de displasia

Comparison of pre- and postsurgical stress over a hip joint with dysplastic sequels

Freddy Leonardo Bueno-Palomeque, Carlos Julio Cortés-Rodríguez, Carlos Daniel García-Sarmiento

Universidad Nacional de Colombia, Sede Bogotá - Colombia.

RESUMEN

Introducción: la displasia residual de cadera en jóvenes y adultos requiere un procedimiento quirúrgico para su tratamiento; tener en cuenta el comportamiento biomecánico futuro de la articulación podría ser una útil herramienta en la planeación y evaluación del procedimiento quirúrgico más adecuado para el paciente.

Objetivo: realizar una comparación entre la distribución de esfuerzos pre y post quirúrgicos sobre una articulación de cadera con secuelas de displasia utilizando el método de elementos finitos para su resolución.

Métodos: se usó un modelo de elementos finitos de la articulación de un paciente con secuelas de displasia, reconstruido a partir de imágenes obtenidas por TAC, y un modelo de la reubicación articular simulando el procedimiento quirúrgico realizado. El máximo esfuerzo generado y el área de soporte de peso fueron calculados durante la etapa de apoyo de un ciclo de marcha.

Resultados: hay una excesiva carga sobre la articulación patológica debido a la reducida cobertura articular. Las simulaciones sobre el modelo post-quirúrgico revelaron una reducción del 20,20 % en el esfuerzo máximo generado sobre la cabeza femoral en el punto de mayor carga en la marcha (20 % de la fase de apoyo), además de una reducción del 49 % en la presión de contacto sobre el cartílago articular y un incremento del 64 % en el área de soporte de peso en el mismo punto.

Conclusiones: este estudio revela una mejora biomecánica post-quirúrgica muy considerable en el nivel de la carga que soporta la articulación; por otra parte, permite tener un mayor acercamiento a la realidad del paciente y contribuye a la toma de una óptima decisión para el tratamiento de la patología.

Palabras clave: articulación de cadera, secuelas de displasia, biomecánica, esfuerzo, área de soporte de peso, análisis por elementos finitos.

ABSTRACT

Introduction: the treatment of residual hip dysplasia in young persons and adults requires surgery. Bearing in mind the future biomechanical behavior of the joint could be a useful tool in the planning and evaluation of the most appropriate surgical procedure.

Objective: compare the distribution of pre- and postsurgical stress over a hip joint with dysplastic sequels using the finite element method for its resolution.

Methods: use was made of a finite element model of a patient's hip joint with dysplastic sequels reconstructed from CT scan images, and a model of the joint relocation that simulated the surgical procedure performed. The maximum stress generated and the weight bearing area were estimated during the stance phase of the gait cycle.

Results: the load on the treated joint is excessive due to the reduced joint coverage. Simulations on the postsurgical model showed a 20.20% reduction in the maximum stress exerted on the femoral head at the point of greatest load during the gait (20% of the stance phase), a 49% reduction in the contact pressure over the joint cartilage, and a 64% increase in the weight bearing area at the same point.

Conclusions: the study revealed very considerable postsurgical biomechanical improvement in the amount of load borne by the joint. On the other hand, it allows a better view of the patient's reality and contributes to taking the best treatment decision.

Keywords: hip joint, dysplastic sequels, biomechanical, stress, weight bearing area, finite element analysis.

INTRODUCCIÓN

La displasia de la articulación de cadera es una de las principales causas de dolor sobre la articulación coxofemoral en personas jóvenes y adultas. Algunos autores han reportado que hasta el 76 % de casos de osteoartrosis se asocian directamente a la displasia¹ y en adultos, este proceso degenerativo requiere frecuentemente un reemplazo total de cadera.^{2,3} La displasia residual de cadera en jóvenes y adultos puede presentarse por diversas causas: cuando la patología no ha sido detectada y tratada en el recién nacido, cuando un tratamiento ortopédico ha quedado inconcluso o puede aparecer como consecuencia de trastornos neuromusculares entre otros factores. La dificultad que representa el tamizaje o el diagnóstico incorrecto a los recién nacidos incrementa la incidencia de la displasia y algunos estudios han mostrado un origen multifactorial de la patología.⁴

La alteración anatómica producida por la displasia residual puede corregirse mediante un procedimiento quirúrgico, cuya complejidad depende de la severidad de la displasia. El problema a abordar se genera debido a la necesidad de estimar cuál será la distribución de esfuerzos que se generará sobre la articulación de cadera luego de efectuar un determinado procedimiento quirúrgico, lo que nos permitirá tener un mayor acercamiento al comportamiento biomecánico futuro de la articulación y nos permitirá cuantificar de alguna manera el resultado de la intervención quirúrgica. Este estudio fue desarrollado con el objetivo de realizar una comparación entre la distribución de esfuerzos pre y post quirúrgicos sobre una articulación de cadera con secuelas de displasia utilizando el método de elementos finitos para su resolución. También presenta una herramienta no invasiva ideal para la planeación y evaluación quirúrgica que permite analizar las características morfológicas y patológicas del paciente contribuyendo a la toma de una decisión más adecuada para la corrección de la displasia articular.

MÉTODOS

Para el desarrollo de este estudio se siguió la metodología presentada en la figura 1. Se realizó un modelo tridimensional de la articulación patológica a partir de imágenes obtenidas por TAC de una paciente de 16 años de edad con secuelas de displasia en la cadera izquierda. Los parámetros radiográficos del paciente fueron: ángulo centro borde de Wiberg de $8 \pm 1^\circ$, ángulo de anteversión femoral de $52 \pm 2^\circ$ y ángulo de inclinación cervicodiafisaria de $150 \pm 3^\circ$ (Coxa valga). El modelo 3D de la articulación fue creado utilizando el software de reconstrucción INVESALIUS v3.0⁵, a partir de los datos de una secuencia 2D DICOM.

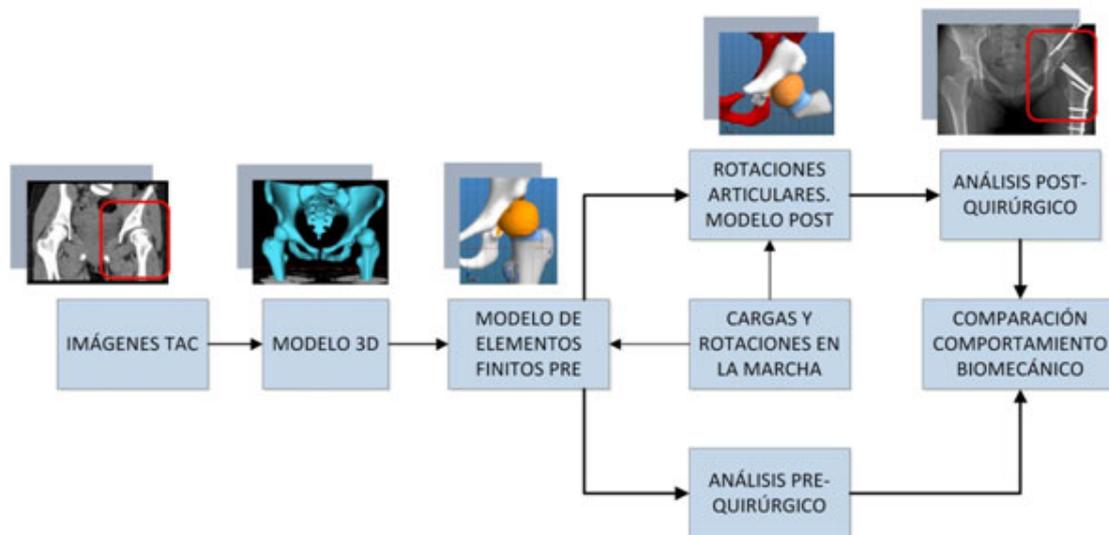


Fig. 1. Esquema de la metodología del estudio.

El modelo tridimensional generado de la articulación ayuda en gran medida al cirujano permitiéndole tener un mayor acercamiento a la realidad del paciente. Del modelo obtenido, se tomaron en cuenta el fémur y la parte acetabular de la pelvis; estos elementos fueron mallados utilizando elementos tetraédricos tipo Tet4. Utilizando diferentes rangos de segmentación, el fémur fue dividido en tres materiales: hueso cortical, trabecular y subcondral. En general, la diáfisis se representó como hueso cortical, la cabeza femoral como hueso trabecular y la superficie más próxima al

cartilago femoral de 1 ± 0.2 mm de espesor, fue caracterizada como hueso subcondral. Sin comprometer la geometría de la articulación, algunos artefactos de las imágenes e incongruencias superficiales se eliminaron del modelo. Subsecuentemente, el modelo fue exportado al solucionador no lineal de elementos finitos para biomecánica FEBIO v1.5.⁶ El pre-proceso del modelo fue realizado en PREVIEW v1.7⁶ y el post proceso fue realizado en POSTVIEW v1.4⁶. Se incorporaron al modelo dos volúmenes de espesor (1 ± 0.3 mm) entre el fémur y el acetábulo, con las características mecánicas del cartilago articular; el espesor se mantiene casi constante simulando un cartilago sano.

El fémur fue modelado como un material elástico isotrópico y se seleccionó el área cortical, trabecular y subcondral con un módulo de Young de 14 GPa, 700 MPa y 1150 MPa respectivamente, además el coeficiente de Poisson fue de 0.29, 0.20 y 0.24. Para el cartilago articular utilizamos un modelo Neo-Hookean con un módulo de Young de 13 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.38. El acetábulo fue considerado como un cuerpo rígido. El componente cartilaginoso del modelo partió de la extrusión de las superficies femoral y acetabular, así el cartilago articular acetabular tiene las mismas características morfológicas superficiales del acetábulo y el cartilago femoral tiene las mismas características morfológicas de la superficie de la cabeza femoral subyacente con el fin de obtener un contacto óptimo entre las superficies.

Se consideró un contacto deslizante entre los cartilagos acetabular y femoral y se definió un contacto sin deslizamiento entre el cartilago femoral y la cabeza femoral. En el momento de mallar los componentes articulares, se aumentó la densidad de malla en las áreas de contacto. La base del fémur fue restringida en dos partes: a nivel exterior de la diáfisis están restringidos todos los grados de libertad mientras que a nivel interior de la diáfisis está restringido el desplazamiento vertical únicamente; a su vez, el acetábulo tiene un grado de libertad solamente en el eje vertical.

Simulamos en este modelo la fase de apoyo de un ciclo de marcha normal (FA), dividiéndolo en 10 partes; en cada simulación se aplicó la carga en función del peso del cuerpo de acuerdo a los datos obtenidos en el trabajo realizado por Bergmann et al.⁷ donde se obtuvieron valores de fuerzas sobre la cadera en diferentes actividades diarias utilizando prótesis instrumentadas y se consideró la rotación del fémur en el eje sagital, frontal y transversal.⁸ Como punto de partida de la etapa de apoyo se tomó el momento en que el talón toca el piso hasta el momento de despegue del pie del piso.

El modelo 3D post-quirúrgico se obtuvo a partir del modelo patológico, con base en el proceso quirúrgico propuesto por el cirujano ortopedista que trata al paciente y se reubicaron los componentes articulares, simulando una osteotomía femoral y acetabular. Se hizo un corte quirúrgico a nivel de la diáfisis del fémur y se rotó $25 \pm 2^\circ$ sobre el plano axial, además de un corte en el componente acetabular de la pelvis y una rotación de $15 \pm 2^\circ$ en el plano coronal y de $2 \pm 0.3^\circ$ en el plano axial. El ángulo de anteversión femoral se redujo a $27 \pm 2^\circ$ y el ángulo centro borde de Wiberg aumentó a $27 \pm 2^\circ$; la fuerza resultante aplicada al modelo actúa sobre el acetábulo en dirección vertical. El esfuerzo generado sobre la cabeza femoral fue determinado en las 10 divisiones de la etapa de apoyo tanto en el modelo pre-quirúrgico como en el post-quirúrgico.

RESULTADOS

Los resultados obtenidos en este estudio indican que la cadera patológica soporta una carga muy elevada en comparación con el modelo post-quirúrgico. La articulación

patológica presenta un área de contacto bastante reducida y por lo tanto la distribución de carga se encuentra concentrada y lateralizada. El esfuerzo sobre la cabeza femoral alcanza niveles elevados superiores a los 6MPa (figura 2), lo que se relaciona directamente con un área de soporte de peso disminuida.

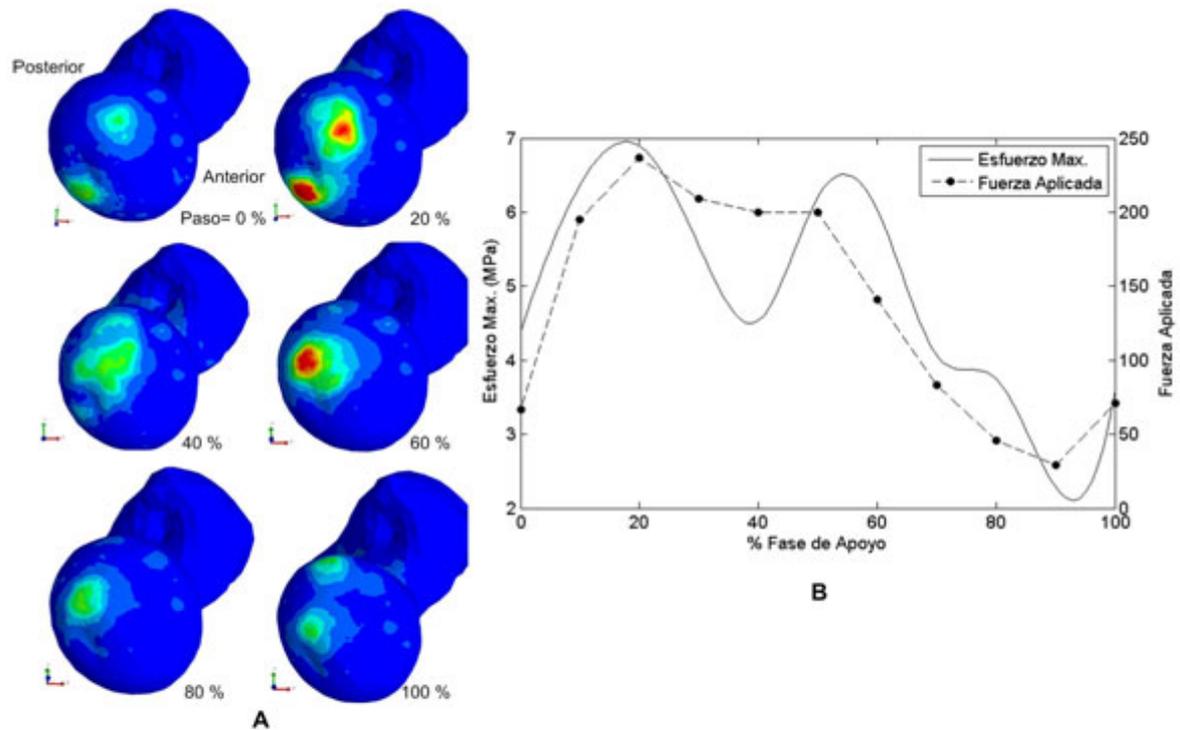


Fig. 2. A) Esfuerzo generado en el modelo pre-quirúrgico.
B) Fuerza aplicada sobre la articulación en función de peso del cuerpo durante FA.

Los resultados de las simulaciones sobre el modelo post-quirúrgico presentan una mejora notable del área de soporte de peso, presentando un incremento substancial del mismo y reduciendo el esfuerzo generado sobre la cabeza femoral (figura 3). En la figura 4 se puede observar los valores de esfuerzo efectivo sobre la cadera pre y post quirúrgica durante FA. En el punto de mayor carga (20 % FA), en el modelo post quirúrgico, el esfuerzo generado presenta una reducción de 20.20 % (figura 4).

En los puntos de mayor carga, entre el 20 y el 70 % de la fase de apoyo (figura 5), el área de soporte de peso se ve incrementada en el modelo post-quirúrgico logrando distribuir de mejor manera las cargas que se transfieren desde el tronco del cuerpo hacia las extremidades inferiores. Se puede traducir lo que se observa en la Figura 5 como una característica biológica de la articulación de cadera; el área de contacto se agranda en el periodo donde los niveles de carga son más elevados buscando proporcionar una mejor distribución de cargas. Tras mejorar el balance entre las cargas que actúan en la cadera, además de la relación entre el hueso y el cartílago, las presiones de contacto en el cartílago en el punto de mayor carga (20 % FA) se redujeron en un 42 %, de 19,36 MPa a 11.11 MPa.

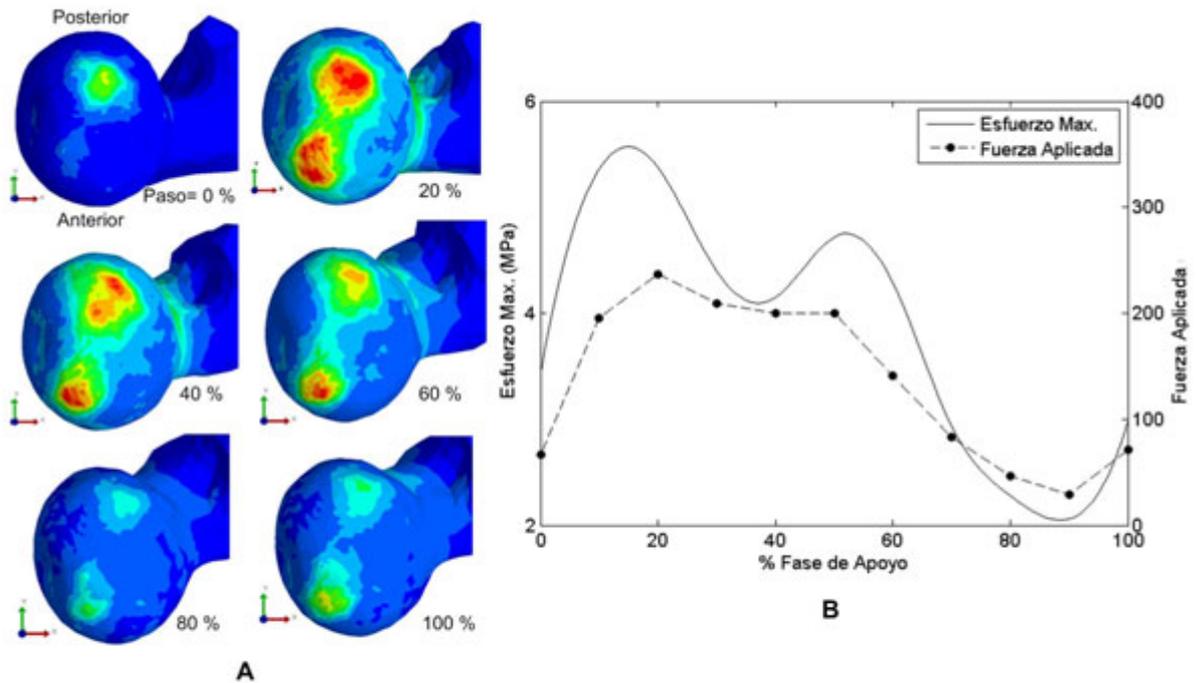


Fig. 3. A) Esfuerzo post-quirúrgico generado sobre la cabeza femoral. B) Fuerza aplicada sobre la articulación en función de peso del cuerpo durante FA.

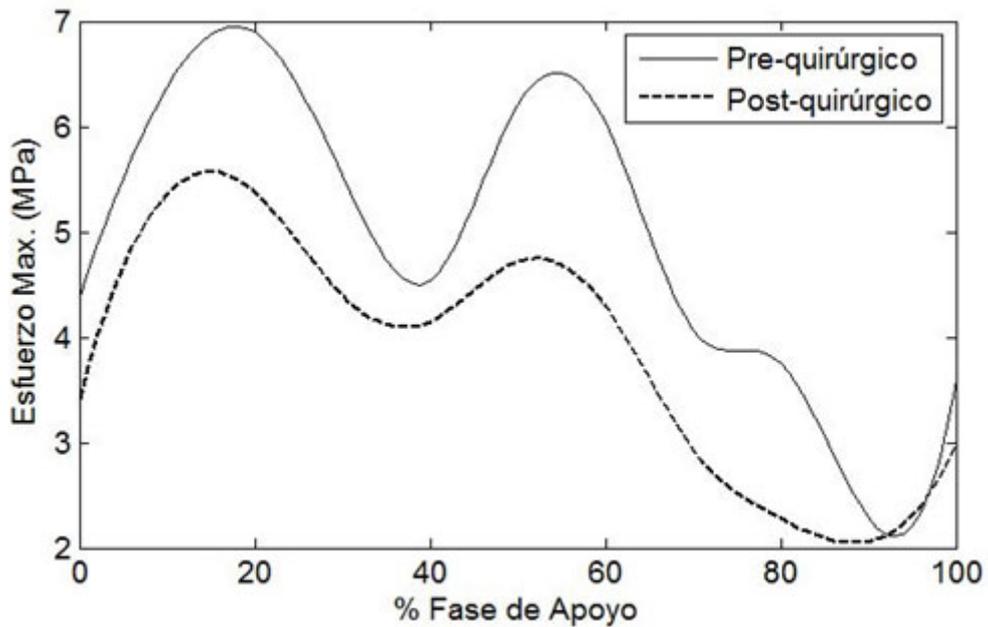


Fig. 4. Comparación del Esfuerzo generado sobre la cabeza femoral en el modelo pre y post-quirúrgico durante un ciclo de marcha normal.

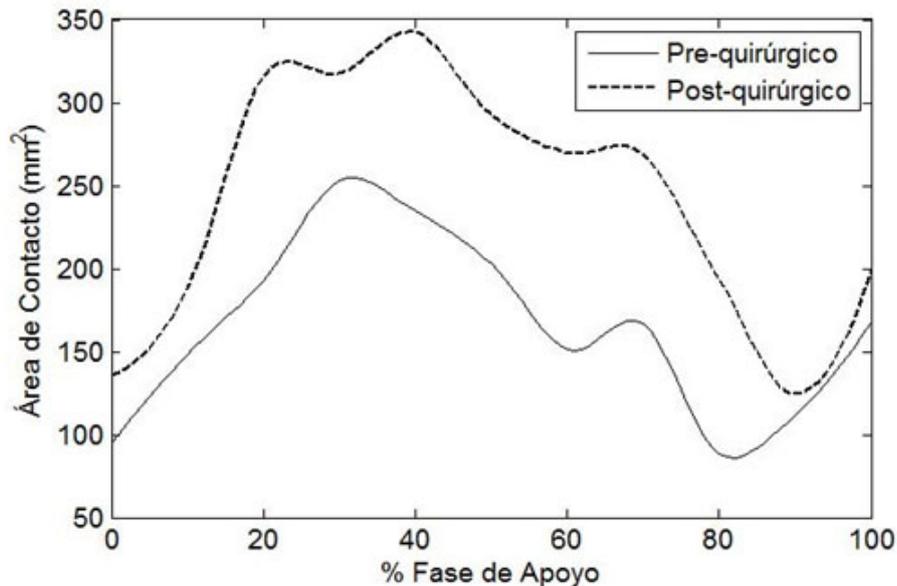


Fig. 5. Comparación del área de soporte de peso generada en el modelo pre y post-quirúrgico durante un ciclo de marcha normal.

DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en este estudio contribuyeron a la evaluación del procedimiento quirúrgico realizado para corregir las secuelas de la displasia.

Los valores de esfuerzo obtenidos en este estudio se encuentran dentro de los rangos presentados en la literatura; si bien varios autores han desarrollado estudios de diversas patologías, la magnitud de los esfuerzos presentados en una cadera normal se acercan a los 5 MPa.^{9,10} Aunque las simulaciones desarrolladas sobre el modelo post-quirúrgico no tienen en cuenta factores adicionales a la reubicación articular realizada en el procedimiento quirúrgico, esta estimación sí permite visualizar el cambio en el comportamiento biomecánico que se produce tras el cambio anatómico realizado.

Aunque se han desarrollado diversos modelos del comportamiento mecánico del cartílago articular, en este estudio se consideró al cartílago como un cuerpo sólido isotrópico incompresible¹¹, que responde de una manera estable dentro de un rango de esfuerzos fisiológicos normales obtenidos en pruebas mecánicas *in vitro*¹². Los valores de presión de contacto generados en el modelo pre quirúrgico demuestran una excesiva carga sobre el cartílago articular; aunque los valores son elevados, se puede observar una importante reducción en el modelo post-quirúrgico, acercándose a estimaciones como la presentada por Anderson et al.¹³, en la que se reportaron niveles de presión de hasta 10MPa durante la marcha, o al trabajo presentado por Chegini et al.¹⁴ en la que se reportó una presión de contacto sobre el cartílago articular de hasta 9.92MPa durante la marcha. Los valores elevados de presión sobre el cartílago comprueban la alta relación que tiene la displasia de cadera con la osteoartritis.^{1,4} El área de soporte de peso se incrementó considerablemente en el modelo post-quirúrgico, acercándose a los valores obtenidos en la literatura¹³ que se encuentran alrededor de 300mm². Este incremento del área de contacto conlleva a una disminución de la presión de contacto en el cartílago y a una reducción en el esfuerzo generado sobre la cabeza femoral, demostrando que al tener un área de contacto

mayor producida por la reubicación articular, se mejora el comportamiento de la articulación desde el punto de vista biomecánico.

El fémur ha sido modelado como un material isotrópico lineal elástico¹⁵ y no se han tomado en cuenta los componentes sagital y frontal de la fuerza resultante aplicada sobre la articulación. Los valores de fuerza aplicados se obtuvieron del estudio realizado por Bergmann et al.⁷ Los resultados de esfuerzos obtenidos demuestran un incremento considerable dentro del 20 % al 70 % de FA. En la simulación del ciclo de marcha, se tomaron en cuenta las rotaciones articulares de una persona asintomática y no se consideraron las ligeras rotaciones del acetábulo. El modelamiento del cartílago articular, como un volumen de espesor constante, no presenta mayor variabilidad en los resultados como ya se ha demostrado en¹⁶; también se buscó mantener un óptimo contacto entre los componentes óseos y cartilaginosos y, aunque existen algunas ligeras irregularidades en el contacto del cartílago acetabular y femoral, los resultados no se ven alterados por esta causa.

Los datos obtenidos en este estudio han mostrado cuál es la distribución de los esfuerzos sobre una articulación de cadera con displasia residual y cuál sería la distribución de carga después de realizar un proceso quirúrgico específico. Durante FA se puede observar una disminución considerable del esfuerzo generado sobre la cabeza femoral en el modelo post-quirúrgico y el incremento del área de soporte de peso, que se ha desplazado en dirección posterior-anterior. El estimar el comportamiento biomecánico de la articulación patológica del paciente nos brinda información muy importante acerca de la realidad del paciente y brinda un punto de apoyo adicional al cirujano para determinar cuál puede ser el procedimiento quirúrgico más indicado para tratar la patología. El desarrollo de esta metodología se convierte en una herramienta de un escenario quirúrgico virtual con el que se puede contribuir al diagnóstico de la patología, a la planificación y a la evaluación quirúrgica. En conclusión, este estudio presenta una comparación entre la distribución de esfuerzos pre y post-quirúrgicos, durante un ciclo de marcha, sobre una articulación de cadera con secuelas de displasia y sobre un modelo en donde se han reubicado los componentes articulares simulando el proceso quirúrgico realizado sobre el paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Michaeli DA, Murphy SB, Hipp JA. Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips. *Med Eng Phys.* 1997; 19(2): 180-186.
2. Murphy SB, Kijewski PK, Harless A. Acetabular dysplasia in the adolescent and young adult. *Clin Orthop Relat Res.* 1990; 261: 214-223.
3. Crowninshield RD, Johnston RC, Andrews JG, Brand RA. A biomechanical investigation of the human hip. *J Biomech.* 1978; 11: 75-85.
4. Silva-Caicedo O, Garzón-Alvarado DA. Antecedentes, historia y pronóstico de la displasia del desarrollo de la cadera. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas.* [Revista en Internet]. 2011 [Citado 18 Febrero 2013]; 30(1): 141-162. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/ibi/v30n1/ibi10111.pdf>
5. Al-Chueyr T, Junqueira PH, Franco de Moraes T. Invesalium: Software de reconstrucción tridimensional. 2010 [Consultado diciembre 2012]. Disponible en: <http://svn.softwarepublico.gov.br/trac/invesalium>

6. Maas S, Weiss JA. FEBio: Finite Elements for Biomechanics. 2008 [Consulta: diciembre 2012]. Disponibeen: <http://mrl.sci.utah.edu/software>
7. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. J Biomech. 2001; 34(7): 859-871.
8. Ounpuu S. The biomechanics of walking and running. Clin Sports Med. 1994; 13(4): 843-863.
9. Park WM, Kim Y H, Kim K, Oh TY. Non-destructive biomechanical analysis to evaluate surgical planning for hip joint diseases. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing. 2009; 10(3): 127-131.
10. Brand R, Iglic A, Kralj-Iglic V. Contact stresses in the human hip: implications for disease and treatment. Hip international. 2001; 11(3): 117-126.
11. Butz K D, Chan DD, Nauman E A, Neu CP. Stress distributions and material properties determined in articular cartilage from MRI-based finite strains. J Biomech. 2011; 44(15): 2667-2672.
12. Park S, Hung CT, Ateshian GA. Mechanical response of bovine articular cartilage under dynamic unconfined compression loading at physiological stress levels. Osteoarthritis Cartilage. 2004; 12(1): 65-73.
13. Anderson A E, Ellis BJ, Maas SA, Peters CL, Weiss JA. Validations of finite element predictions of cartilage contact pressure. J Biomech Eng. 2008; 130(5): 051008.
14. Chegini S, Beck M, Ferguson SJ. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. J Orthop Res. 2008; 27(2): 195-201.
15. Kabel J, Van Rietbergen B, Dalstra M, Odgaard A, Huiskes R. The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone. J Biomech. 1999; 32(7): 673-680.
16. Anderson A E, Ellis BJ, Maas SA, Weiss JA. Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip. J Biomech. 2010; 43(7): 1351-57.

Recibido: 15 de mayo de 2013.

Aceptado: 5 de julio de 2013.

Freddy Leonardo Bueno-Palomeque. Ing. Estudiante de Maestría en Ingeniería Biomédica. Grupo de Investigación en Biomecánica GIBM-UN. Universidad Nacional de Colombia, Sede Bogotá - Colombia. flbuenop@unal.edu.co