

Análisis biomecánico de la epifisiolisis de la cabeza femoral: comparación entre fémures sanos y enfermos

Diana Carolina Botero Botero^{1, ψ}, María José Gómez Benito², José Manuel García Aznar², Manuel Doblare Castellano², Carlos Barrios Pintarque³

¹Programa de Ingeniería Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia – Universidad CES, Colombia

²Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales, Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón, Universidad de Zaragoza, España

³Unidad de Ortopedia y Traumatología, Departamento Cirugía, Universidad de Medicina de Valencia, Valencia, España.

Recibido 1 de agosto de 2007. Aceptado 10 de noviembre de 2007.

Resumen— En este trabajo se desarrolla un análisis por elementos finitos cuyo objetivo principal es determinar las diferencias de tensiones en la placa de crecimiento que se producen entre fémures sanos, con epifisiolisis unilateral y con epifisiolisis bilateral, para evaluar sus posibles causas. Se elaboraron los modelos de elementos finitos correspondientes a 45 pacientes. Los resultados mostraron un patrón de esfuerzos similar en todos los grupos de fémures y, además, la aparición de tensiones mayores en el grupo con epifisiolisis con respecto al grupo control. Se observó también que el valor del ángulo axial-fisis dependía significativamente del tipo de fémur analizado, y, además, una mayor influencia de los factores geométricos en la incidencia de la enfermedad, en comparación con la del índice de masa corporal.

Palabras clave— Análisis por elementos finitos, Epifisiolisis de la cabeza femoral, Modelo biomecánico, Placa de crecimiento.

Abstract— In this work, a finite element analysis (FEA) is accomplished to study the differences of stresses in the growth plate, that are produced in healthy and unhealthy femurs, and to evaluate the possible causes of this illness. Finite element models of 45 patients were developed. The results demonstrated a similar pattern of stresses in all the groups of femurs and also the appearance of greater stresses in the group with slipped capital femoral epiphysis than in the control group. It was also observed a strong dependency on the value of the axial-fisis angle from the group of femur analyzed and a bigger influence of the geometric factors than of the body mass index, in the incidence of the illness.

Keywords— Finite element analysis, Slipped capital femoral epiphysis, Biomechanical model, Growth plate.

I. INTRODUCCIÓN

La epifisiolisis femoral o deslizamiento de la epífisis de la cabeza femoral (DECF) es una fractura del cartílago de crecimiento, que provoca un deslizamiento de la cabeza femoral sobre la metáfisis, generalmente hacia atrás y ha-

cia adentro por efecto del peso del cuerpo. Es la principal causa de la disparidad en la marcha en adolescentes, con una incidencia de 5 de cada 100.000 niños entre 10 y 15 años [1, 2]. La Fig. 1 muestra la enfermedad en el fémur proximal izquierdo.



Fig. 1. Radiografía de la cadera de un niño con epifisiolisis en el fémur proximal izquierdo. La cadera derecha es normal y puede usarse de modo comparativo [3].

Existen ciertos factores que cumplen un papel importante en la aparición de la enfermedad [4-8]. Por ejemplo, durante la adolescencia, la epífisis es más susceptible, debido a que la placa cambia de plano horizontal a plano oblicuo, haciendo que el ángulo fisis-diáfisis disminuya y la inclinación de la fisis aumente [1]. Además, se cree que el desorden hormonal producido en esta etapa contribuye a la aparición de la enfermedad [1, 9].

Aunque su etiología aún no es clara, las fuerzas sobre la cadera podrían causar tensiones elevadas de cizalladura en la placa de crecimiento y causar su separación. Los cambios en la geometría femoral y acetabular pueden alterar la biomecánica de la cadera e incrementar las cargas experimentadas por la fisis.

El diagnóstico del deslizamiento de la cabeza femoral es difícil, debido a que los síntomas pueden confundirse con los de otras enfermedades, además el desplazamiento producido en la placa en el momento del fallo es pequeño (del orden de 1 mm) y, por tanto, es difícil detectarlo mediante radiografía.

Los retrasos en el diagnóstico pueden ocasionar condiciones menos favorables en la enfermedad y aumentar el riesgo de que se presenten efectos secundarios, como osteonecrosis de la cabeza femoral y artritis degenerativa [10, 11].

Los métodos computacionales como los elementos finitos pueden ser una alternativa para predecir la enfermedad, ayudando a determinar los sujetos con una alta probabilidad de deslizamiento.

En algunos trabajos previos, se han definido una serie de indicadores geométricos que permiten comparar distintos fémures, con el fin de descubrir posibles diferencias entre los afectados por el DECF y los libres de dicha patología [1, 9, 12-14]. Los indicadores estudiados son (Fig. 2):

- Ángulo fisis-diáfisis (PDA). Es el ángulo formado entre el eje de la diáfisis y la tangente a la placa de crecimiento.

- Ángulo de desprendimiento de la placa (PSA). Formado por la tangente a la superficie de la placa y el plano horizontal.
- Ángulo cuello-fisis (NDA). Formado por los ejes de la diáfisis y el cuello femoral.
- Ángulo entre la placa y el cuello (NSPSA): Está formado por el eje del cuello femoral y la normal a la superficie de la placa.
- Ángulo de desprendimiento posterior de la placa (L). Ángulo entre la tangente a la superficie de la placa y el plano horizontal

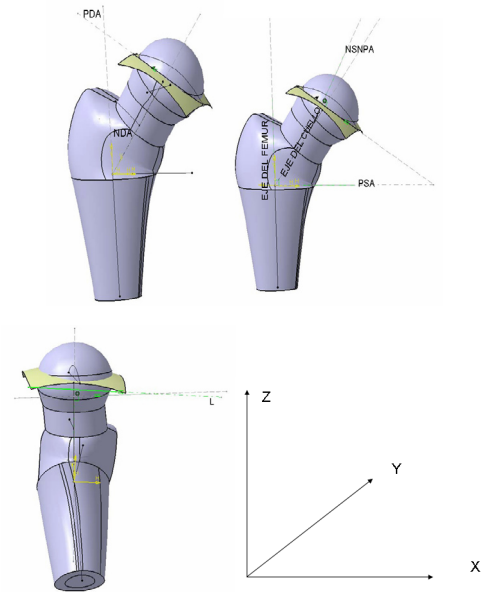


Fig. 2. Indicadores geométricos estudiados. Fémur en vista anteroposterior y Lauenstein.

Se han realizado varias mediciones, con el fin de observar los valores promedio de los principales indicadores geométricos correspondientes a niños afectados por el DECF, en uno o los dos fémures, y también para niños sanos [9]. Los resultados evidencian algunas diferencias entre los fémures sanos y los enfermos que serán analizados en el presente estudio.

La mayoría de las investigaciones anteriores se ha centrado en analizar cómo responde el fémur a la alteración de variables geométricas tales como el peso, la edad y la estatura. Estas variables geométricas podrían estar relacionadas con la distribución de las tensiones en la placa de crecimiento, y, por ende, explicar el fallo mecánico que se presenta en esta enfermedad [1, 14].

En este trabajo se realizan distintos análisis por elementos finitos para estudiar las sollicitaciones en la placa de crecimiento. El propósito del presente estudio es analizar las correlaciones entre varios indicadores geométricos

y el tipo de paciente; además de verificar si son estos los que podrían aumentar las tensiones sobre la placa de crecimiento y predisponerla a la rotura. Esto se logrará por medio de la simulación de fémures enfermos y sanos, para realizar posteriormente un análisis y una comparación estadística. También se prestará especial atención a la comparación entre dos tipos de fémures: el que desarrolla epifisiolisis bilateral y el que sólo la desarrolla unilateral.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se estudió una población total de 45 sujetos, 24 sanos y los 21 restantes con antecedentes de la enfermedad en el fémur contralateral al estudiado.

Después se realizó un seguimiento de los pacientes y se observó que sólo algunos desarrollaron la enfermedad. Así se formaron dos grupos: Epi-post (con posterior desarrollo) con 8 miembros y Epi-C (sin desarrollo posterior) con los 13 restantes. De acuerdo con estudios realizados por expertos, los indicadores considerados para clasificar los sujetos fueron tomados a partir de varias radiografías.

En el estudio participaron 28 varones y 17 mujeres, con edades entre 10 y 16 años y un peso entre 30 y 80 kg. La Tabla 1 muestra la información demográfica de los sujetos que participaron en el estudio.

Tabla 1: Información demográfica de los sujetos participantes en el estudio.

Parámetros clínicos	Valores
Número de hombres/Número de mujeres	28/17
Nº fémur derecho/izquierdo	27/18
Edad (años)	11,91 ± 1,35*
Peso (kg)	56,32 ± 12,39*
Estatura (cm)	154,18 ± 14,12*
Número de pacientes control/Número de pacientes con DECF	24/21

*Los valores están dados como media ± desviación estándar.

En un trabajo anterior, se diseñó un modelo paramétrico de fémur adolescente (de 14 años de edad) tridimensional, por medio del programa de dibujo CATIA P3 V5R5 [15]. Para facilitar la manipulación de las variables, se parametrizaron la parte proximal del fémur y la fisis.

En el estudio, se incluyeron las siguientes variables geométricas: ángulo cervicodiafisario, PDA, inclinación de la fisis, anchura de la fisis, anchura del cuello, ángulo axial-fisis, altura trocánter y ángulo de intersección, las cuales se pueden observar en la Fig. 2.

Estas variables se obtuvieron a partir del promedio de los datos proporcionados por las radiografías tomadas para cada grupo de fémures, previamente analizadas por una persona especializada en el campo. Además de estos

datos, se conocen algunos otros como peso, edad, talla, lateralidad del fémur y grupo de los tres mencionados al que pertenece. En la Tabla 2, se presentan los resultados de la medición de los indicadores en los fémures en estudio. La selección de los indicadores más importantes para considerar se realizó según las recomendaciones de la literatura [16].

Cada uno de estos indicadores podía ser manipulado en combinación con otros, para obtener numerosos modelos femorales. Sin embargo, se debe tener en cuenta que estos no son totalmente independientes; por ejemplo, si se varía el PDA, el PSA también se altera.

En un programa de mallado automático, se realizó la malla de los modelos de fémur [17], distinguiendo el tejido cortical, el esponjoso y la placa de crecimiento. Fue necesario realizar de forma manual un ajuste de la malla de las placas de crecimiento por medio del programa I-DEAS (*Structural Dynamics Research Corporation*), dado su pequeño espesor.

Tabla 2. Indicadores geométricos medidos en los fémures simulados.

Parámetros Geométricos	Estándar	
	Sano	pre-DECF
Área de la placa de crecimiento (cm ²)	15,2 ± 0,2	14,5 ± 0,12
NDA (°)	39,2 ± 6,3	39,2 ± 7,4
NSPSA (°)	8,1 ± 9,2	4,6 ± 10,4
L (°)	5 ± 2,4	13,6 ± 7,6
PSA (°)	30 ± 7	34 ± 8,7
PDA (°)	59 ± 7,1	55 ± 8
Distancia articulo trocánterica (ATD) (cm)	2,5 ± 0,5	2,3 ± 0,6

*Los valores están dados como media ± desviación estándar.

Una vez obtenido esto, los fémures se exportaron a un programa de elementos finitos (ABAQUS) en donde se realizaron todos los cálculos. En promedio, se usaron 46.000 elementos, entre hexaédricos y tetragonales, según el espacio disponible. Las cargas se introdujeron como cargas puntuales aplicadas en los nodos. Éstas fueron consideradas como las correspondientes a un adulto normal, escaladas según el peso corporal de cada niño.

Las cargas fueron aplicadas en tres puntos diferentes de la cabeza femoral y del trocánter (reacción de abductor) dependiendo de la actividad física, ya sea caminar, estar sentado o subir escaleras. Se usaron estas actividades, ya que los valores correspondientes de las cargas se encontraban reportados en la literatura [16]. Además de esto, la probabilidad de que suceda el fallo cuando se realiza una de estas tres actividades es mayor, debido a que son actividades normales en un niño y a que la mayoría de

las fallas reportadas ocurrieron mientras el niño realizaba alguna de estas actividades, según comentarios realizados por personal médico que colaboró en el desarrollo de las investigaciones.

Para cada fémur analizado se realizó una historia de carga, teniendo en cuenta las sollicitaciones que se aplicaban en ese instante. Los desplazamientos fueron impedidos en los nodos de la parte distal del fémur.

En la simulación se usaron tres tipos de materiales: tejido óseo cortical, tejido óseo esponjoso y cartílago. Estos fueron simulados como elástico lineales e isotrópicos, con un módulo elástico de 17.000 MPa, 700 MPa y 5 MPa respectivamente, y un coeficiente de Poisson de 0,2, 0,3 y 0,45 [9, 17].

Para evitar un análisis puramente cualitativo de los resultados, se cuantificó el porcentaje de volumen de la placa encontrado en un rango de tensiones prefijadas. Se analizaron la tensión principal máxima, la de Von Mises y la de Tresca.

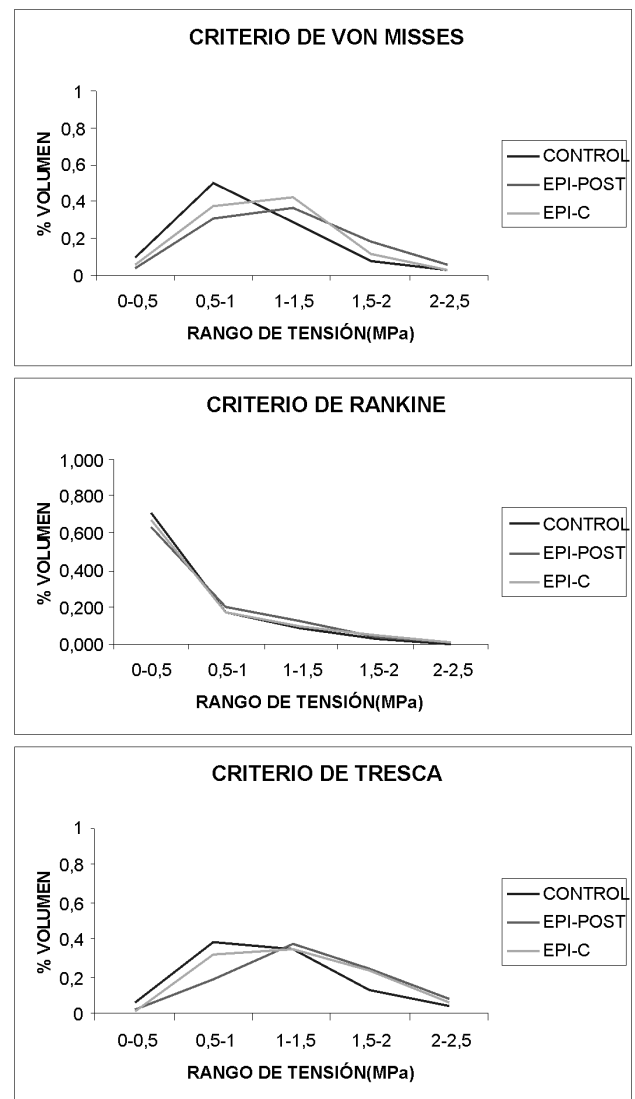
Las tensiones se analizaron desde 0 MPa hasta 2,5 MPa, en incrementos de 0,5 MPa. Se supusieron estos valores, ya que el rango fisiológico de fallo para las tensiones tangenciales se encuentra entre 1,25 MPa y 3 MPa [15] y es probable que en este intervalo el fémur afectado estándar sufra DECF.

Los resultados fueron analizados estadísticamente por medio del programa SPSS versión 14 con el objetivo de comparar la influencia de los parámetros geométricos sobre todos los grupos de fémures analizados en el estudio y también la distribución de tensiones en la placa de cada uno de ellos. Esto se realizó por medio del test de análisis de varianza ANOVA.

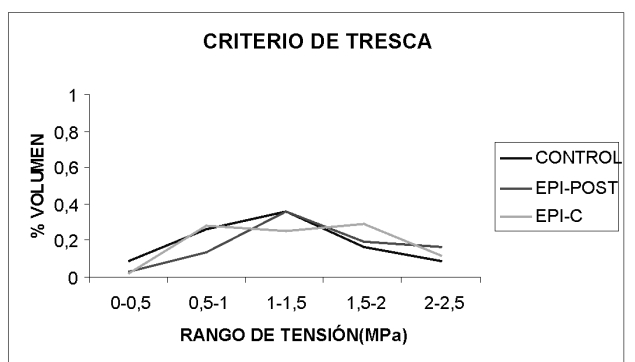
III. RESULTADOS

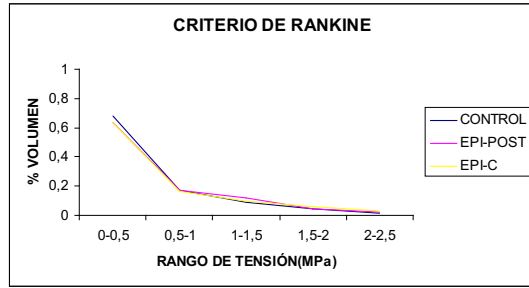
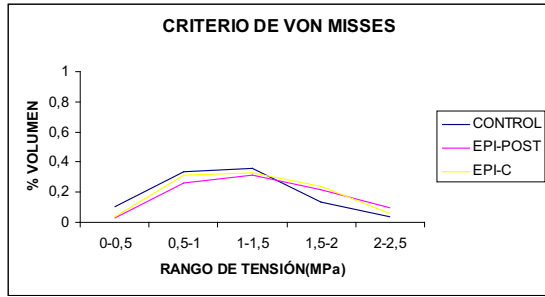
Los resultados obtenidos para cada uno de los tres casos de carga en los que se dividía el trabajo (subir escaleras, estar sentado o caminar), que representan el porcentaje de volumen de la placa que está sollicitado por cierta tensión prefijada dada en MPa, se muestran en la Fig. 3; en donde cada punto representa la media del volumen que está sometido en el rango indicado de tensiones. Este análisis se realizó para cada uno de los fémures y se promediaron sus valores, separándolos según su clasificación en fémures control, sanos con posterior desarrollo de la enfermedad, y con epifisiolisis contralateral no desarrollada en el fémur objeto de estudio. Al final del estudio, se obtuvieron las gráficas de Von Mises, Tresca y Rankine para cada caso de carga. Estas gráficas representan la situación de la placa en el momento en el que se aplica la mayor carga.

(a)



(b)





(c)

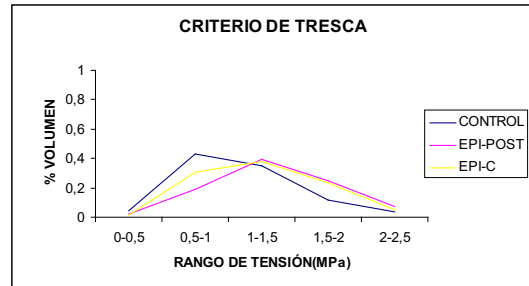
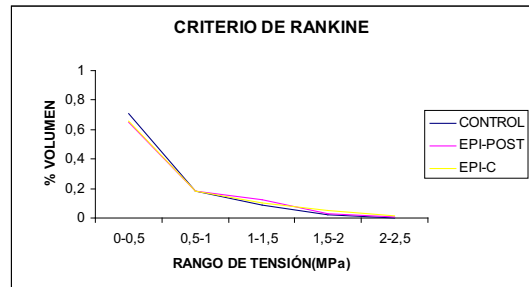
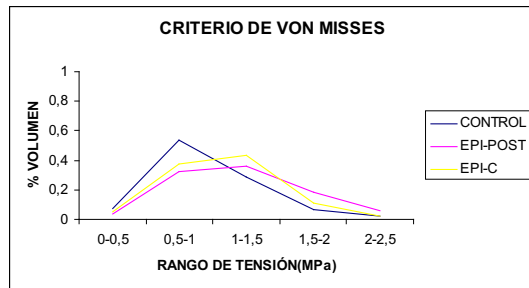


Fig. 3. Gráficas de los tres casos de carga en el momento de máxima fuerza aplicada, que representan el porcentaje de volumen que se encuentra sometido a los intervalos de tensiones indicados. (a) Caso de carga 1, (b) caso de carga 2 y (c) caso de carga 3.

Las curvas de Von Mises y Tresca presentan formas similares a una campana de Gauss, mostrando el máximo porcentaje de volumen de la placa sometido a una tensión de 0,5-1 MPa en el grupo control y de 1-1,5 MPa en los otros dos grupos estudiados. A diferencia de éstas, las curvas de Rankine presentan una forma exponencial decreciente.

Para analizar las tensiones, se escogieron como criterios significativos la media de las tensiones para cada grupo; el porcentaje de volumen que se encuentra por encima de 2 MPa para las tres tensiones utilizadas; la tensión máxima de cada grupo y el porcentaje de volumen que se encuentra por debajo de los 1,5 MPa (por ser esta tensión donde se encuentra una mayor cantidad de volumen en los fémures control).

La gráfica del intervalo de confianza del 95% para las tensiones de Tresca superiores a 2,0 MPa mostró una diferencia significativa entre el grupo control y el Epi-C con respecto al que presenta la epifisiolisis bilateral. Sin embargo, el grupo control y el Epi-C presentaron valores medios similares como puede apreciarse en la Fig.4.

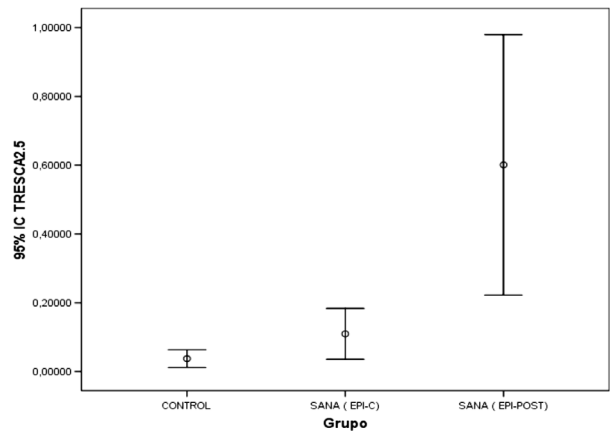


Fig. 4. Intervalo de confianza del 95% para el porcentaje de volumen que se encuentra en un intervalo de tensión mayor a 2 MPa según el criterio de Tresca.

Para cada una de las variables geométricas y las tensiones, se realizaron los histogramas, con el objetivo de validar el análisis estadístico. En la mayoría de los casos se observan distribuciones normales, a excepción de algunos en el grupo en el que se desarrolla la enfermedad. Esto puede ser atribuido a que este grupo contiene una menor cantidad de muestras y a que se encontraron algunos valores atípicos.

Se observan grandes diferencias en el ángulo axial-fisis o ángulo de desprendimiento posterior de los pacientes con epifisiolisis bilateral y los pacientes con DECF unilateral, con respecto a los controles. Los sujetos con

trol tuvieron un valor medio de 5 grados comparado con 12 grados en pacientes con DECF unilateral y 18 grados en pacientes con desarrollo posterior. Todos los pacientes con la enfermedad en los dos fémures tuvieron un ángulo axial-fisis que superaba los 13 grados (Fig. 5).

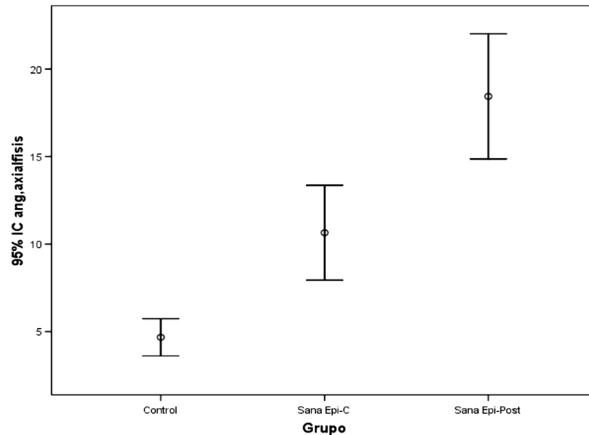


Fig. 5. Intervalo de confianza del 95% para el ángulo axial-fisis en controles y pacientes con epifisiolisis unilateral y bilateral.

Al visualizar las placas en el programa de cálculo, se puede apreciar que los valores más altos de tensión obtenidos con el criterio de Rankine fueron encontrados hacia la zona lateral o externa del fémur, mientras que con Tresca y Von Mises se hallaron en la zona medial. En la Fig. 6 se ilustra un ejemplo de ellas.

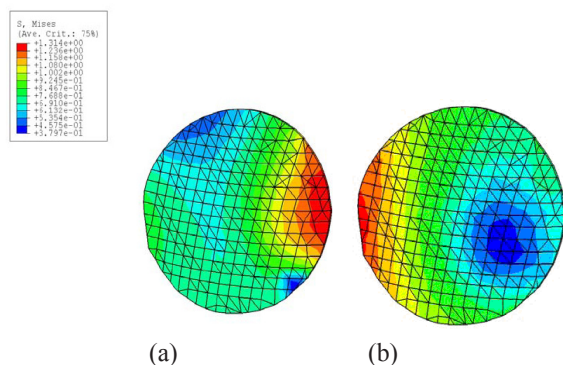


Fig. 6. Distribución de tensiones máximas en un fémur de un niño de 10 años que desarrollará la enfermedad, según (a) criterio de Von Mises, (b) Rankine.

IV. DISCUSIÓN

En este trabajo se analizó el DECF desde un punto de vista biomecánico con elementos finitos, lo que obliga a realizar una serie de hipótesis que deben ser tenidas en cuenta a la hora de analizar los resultados. La primera hipótesis es que todos los materiales utilizados presentaban un comportamiento elástico lineal. Esta hipótesis ha sido utilizada por muchos autores que trabajan con hueso y con cartilago [18], dando resultados suficientemente precisos

para este tipo de análisis. Además, las propiedades mecánicas usadas para la placa de crecimiento se determinaron a partir de experimentos con animales; aunque estas propiedades varían de una especie a otra, no existen muchos experimentos diseñados para obtenerlas [19].

Al mismo tiempo, se supuso un espesor de la placa de 1 mm para todos los fémures simulados (espesor de una placa de crecimiento normal), sin embargo, se ha observado que existe un ensanchamiento en los niños afectados [20]. El modelo habría predicho tensiones mayores y, por tanto, mayor probabilidad de deslizamiento, si la anchura de la placa para el fémur afectado hubiera sido tenida en cuenta. De hecho, la anchura de la placa ha sido considerada como uno de los factores de riesgo para desarrollar la enfermedad en la adolescencia.

En todo el proceso, las características de los materiales fueron simuladas idénticamente para un fémur control que para uno *no control*, sin importar que en el *no control* las propiedades mecánicas disminuyen [21]. A pesar de esto, se encontraron diferencias importantes entre los fémures Epi-c y Epi-post con los *control*, que serían mucho mayores si se tuviera en cuenta esta reducción de propiedades mecánicas.

El comportamiento de la placa de crecimiento también depende de factores biológicos tales como la edad del paciente, que no se tuvo en cuenta en este estudio. Como se mencionó, la mayor parte del volumen de la placa de los dos grupos con DECF (Epi-c y Epi-post) se encuentra en el rango de 1-1,5 MPa. A pesar de esto, se diferencian estos dos, pues si se observa, según los criterios de Von Mises y de Tresca, el fémur que tiene un desarrollo posterior de la enfermedad tiene una curva más inclinada hacia el lado derecho, es decir, el área bajo la curva después de 1,5 MPa es mayor que la del que no desarrolla posteriormente la enfermedad, lo cual indica que hay mayor volumen de placa sometida a tensiones mayores que podrían ocasionar su deslizamiento.

Esta observación se hizo determinante al hacer el análisis estadístico, donde se pudo concluir que el mejor criterio de comparación de las tensiones, que permitía diferenciar con claridad un grupo de otro, es el que expresa el porcentaje de volumen que se encuentra solicitado a una tensión mayor de 2 MPa, en especial con el criterio de Tresca, con un nivel de significancia menor que 0,005. En la Fig. 4 se representan los intervalos de confianza para los grupos control, Epi-C y Epi-Post, donde se prueba que el intervalo “control” y el “Epi-C” se intersecan, lo que finalmente permite concluir que las correspondientes medias de su valor son estadísticamente iguales, mientras que son superiores en el grupo “Epi-Post”.

El sobrepeso ha sido aceptado en teoría como el principal factor causante de DECF. De hecho, se cree que es este factor el que aumenta las tensiones de cizalladura producidas en la placa. Sin embargo, las magnitudes de esas tensiones en condiciones fisiológicas y de sobrepeso no están suficientemente documentadas. Además, diferentes morfologías del fémur pueden volver a la fisis susceptible de desarrollar epifisiolisis [9, 22].

Al analizar los datos de las radiografías, se pudo observar una tendencia al sobrepeso en niños con pre-DECF: el 90% de los pacientes estuvo por encima del percentil 97, mientras que sólo el 60% de los niños control mostró esa tendencia. Sin embargo, al separar los dos grupos *no control* y analizarlos, se encontró que esta tendencia es más importante para el grupo Epi-c que para el que desarrolla la enfermedad en los dos fémures. Este resultado, aunque contrario al esperado, deja entrever la fuerte influencia que tienen los indicadores geométricos en el desarrollo de la enfermedad. Los valores medios encontrados para la mayoría de los indicadores geométricos fueron similares para el grupo control y el que padecía epifisiolisis unilateral (siendo estos mayores); sin embargo, el grupo con DECF bilateral presentó una diferencia significativa con respecto a los otros dos, lo que podría explicar por qué este grupo requiere valores menores del índice de masa corporal para causar el deslizamiento. Es decir, al presentar geometrías similares se requiere una mayor carga para producir el fallo, mientras que las geometrías irregulares aumentan en mayor medida las tensiones sobre la placa, dejando en segundo plano el peso corporal que, por supuesto, también contribuye.

Pocos estudios previos han considerado el plano axial; como consecuencia, el ángulo axial-fisis se ha subestimado [9, 23]. Pasetta *et al.* [9] afirmaron que el ángulo de deslizamiento posterior parece ser la diferencia anatómica más importante entre adolescentes sanos y pacientes con DECF. Se encontraron diferencias significativas de este indicador entre pacientes control, con DECF unilateral y con DECF bilateral (nivel de significancia menor de 0,005), que evidenciaban independencia estadística. En la Fig. 5 se muestran valores mucho más altos para el fémur que desarrolla la enfermedad. El punto central de cada uno de los grupos analizados representa la media del ángulo axial-fisis.

V. CONCLUSIÓN

El número de pacientes analizados (45) ha permitido comparar fémures pertenecientes a las tres clasificaciones y así corroborar la relación existente entre las tensiones producidas en la placa de crecimiento y el deslizamiento de ésta.

Las conclusiones derivadas del modelo mostraron ser válidas, aún cuando debe tenerse en cuenta que se posee la limitación de basarse en suposiciones como que el hueso es isotrópico y elástico lineal. Se demuestra que en un rango fisiológico, el fémur afectado podría dañarse con una probabilidad más alta que el de un niño sano con el mismo peso corporal. Por lo tanto, este modelo puede ayudar a individualizar los sujetos con una alta probabilidad de deslizamiento, a pesar de las propiedades mecánicas inciertas de la placa de crecimiento.

El modelo desarrollado ha sido capaz de mostrar las diferencias en cuanto a sollicitaciones y tensiones de una placa de fémur control y uno con desarrollo de DECF, al igual que las encontradas entre la pierna contralateral de un paciente que desarrolla DECF bilateral y uno que sólo la padece en una pierna. El modelo también predijo los sitios por donde se produciría el deslizamiento, de acuerdo con lo encontrado en la literatura.

También se encontró que los factores geométricos y anatómicos y su influencia en el desarrollo de la enfermedad, por ejemplo, el ángulo axial-fisis es uno de los parámetros determinantes para identificar la DECF. En todos los casos estudiados existió una diferencia significativa en este ángulo en los fémures enfermos con respecto a los sanos, además podría decirse que, en relación con el peso, este es un factor influyente pero no determinante en el desarrollo de la enfermedad, pues tienen una mayor influencia los factores geométricos del fémur a la hora de evaluarse.

REFERENCIAS

- [1] Barrios C., Blasco M.A., Blasco M.A., Gascó J. Posterior sloping angle of the capital femoral physis: a predictor of bilaterally slipped capital femoral epiphysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 25(4) 1067-1078, 2005.
- [2] Loder R.T. The demographics of slipped capital femoral epiphysis. An international multicenter study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 322, 8-27, 1996.
- [3] Kumaresan S., Yoganandan N., Pintar F.A., Maiman D.J., Kuppa S. Biomechanical study of pediatric human cervical spine: a finite element approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(1) 60-71, 2000.
- [4] Kelsey J, Southwick W.O. Etiology mechanism and incidence of slipped capital femoral epiphysis. *AOOS Instruct Course Lect.* 21,182-185, 1972.
- [5] Lichman H.M., Duffy J. Slipped capital femoral epiphysis: factors affecting shear forces on the epiphyseal plate. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 4(6) 745-748, 1984.
- [6] Murray R.O., Duncan C. Athletic activity in adolescence as etiological factor in degenerative hip disease. *The Journal of Bone and Joint Surgery: British Volume*, 53(3) 406-419, 1971.

- [7] Sorensen K.H. Slipped upper femoral epiphysis. Clinical study on aetiology. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 39(4) 499-517, 1968.
- [8] Stasikelis P.J., Sullivan C.H.M., Phillips W.A., *et al.* **Slipped** capital femoral epiphysis. Prediction of contralateral involvement. *The Journal of Bone and Joint Surgery: American Volume*, 78; 1149-1155, 1996.
- [9] Paseta O., Gómez M.J., Garcia J.M., Barrios C., Doblaré M. Parametric geometrical subject-specific finite element models of proximal femur: a tool to predict slipped capital femoral epiphysis. *International Journal for Computational Vision and Biomechanics*, 1, 2007.
- [10] Kennedy J.G., Hresko M.T., Kasser J.R., Shrock K.B., Zurakowski D., Waters P.M., Millis M.B. Osteonecrosis of the femoral head associated with slipped capital femoral epiphysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 21(2) 2001.
- [11] Aronsson D.D., Loder R.T., Breur G.J., Weinstein S.L. **Slipped** capital femoral epiphysis: current concepts. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 14, 12, 666-679, 2006.
- [12] Fishkin Z., Armstrong D.G., Shah H., Patra A., Mihalko WM. Proximal femoral physis shear in slipped capital femoral epiphysis: a finite element study. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 26(3) 291-294, 2006.
- [13] Kordelle J., Millis M., Jolesz F.A., Kikinis R., Richolt J.A.. Three-dimensional analysis of the proximal femur in patients with slipped capital femoral epiphysis based on computed tomography. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 21(2) 179-182, 2001.
- [14] Pritchett J.W., Perdue K.D., Dona G.A. The neck shaft-plate shaft angle in slipped capital femoral epiphysis. *Orthop. Rev*, 18(11), 1187-1192, 1989.
- [15] Gómez M.J., Moreo P., Pérez MA., Paseta O., García JM., Barrios C., Doblaré M. **A damage model for the growth plate:** application to the prediction of slipped capital epiphysis. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3305-3313, 2007.
- [16] Paseta O., Gómez M.J., García J. M., Barrios C., Gascó J., Doblaré M. Biomechanical analysis of a slipped capital femoral epiphysis. In: Baldini, N., Savarino, L. (Eds.), EORS Bologna 16th Annual Meeting Transactions Vol 16. *Italian Orthopaedic Research Society*, 98, 2006
- [17] Hayes W.C., Swenson L.W Jr., Schurman D.J. Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau. *Journal of Biomechanics*, 11, 21-33, 1978.
- [18] Llanos C, Sylvester F, García C. Caso clínico radiológico. *Revista Chilena de Pediatría*, 76(3), 305-308, junio 2005.
- [19] Williams J.L., Do P.D., Eick J.D., Schmidt T.L. **Tensile properties** of the physis vary with anatomic location, thickness, strain rate and age. *Journal of Orthopaedic Research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 19(6) 1043-1048, 2001.
- [20] Song K.M., Halliday S., Reilly C., Keezel W. Gait abnormalities following slipped capital femoral epiphysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 24(2) 148-155, 2004.
- [21] Ippolito E., Mickelson M.R., Ponseti, I.V. A histochemical study of slipped capital femoral epiphysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 63(7) 1109-13, 1981.
- [22] Guzzanti V., Falciglia F., Stanistki C.L., Stanitski D.F. **Slipped capital** femoral epiphysis: physeal histologic features before and after fixation. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 23(5) 571-577, 2003.
- [23] Alexander C. The etiology of femoral epiphyseal slipping. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 48, 299-311, 1996.