

## ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL DESLIZAMIENTO DE LA CABEZA FEMORAL EN NIÑOS

O. Pasetá<sup>1</sup>, M. J. Gómez-Benito<sup>1</sup>, J. M. García-Aznar<sup>1</sup>, C. Barrios<sup>2</sup>, M. Doblaré<sup>1</sup>,

<sup>1</sup>GEMM. Campus Río Ebro. Ed. Agustín de Betancourt,  
Universidad de Zaragoza, c/ María de Luna s/n, 50005-Zaragoza, España.  
E-mail: jmgaraz@unizar.es  
Tfno: 976 76 10 00 Ext. 5111. Fax: 978 76 25 78

<sup>2</sup>Unidad de Traumatología y Ortopedia,  
Facultad de Medicina, Universidad de Valencia, P/ Blasco Ibañez 17,  
46010 Valencia, España.  
E-mail: carlos.barrios@uv.es

### RESUMEN

En este trabajo se ha llevado a cabo un análisis por Elementos Finitos con el objetivo de estudiar la influencia de factores mecánicos en el desarrollo del deslizamiento de la cabeza femoral causa de la Epifisiólisis de Cadera (EC). La EC es una patología que consiste en el desprendimiento progresivo de la cabeza del fémur debido al fallo de la placa de crecimiento. Se desarrolló el modelo de los dos fémures de un niño afectado por la enfermedad en su fémur izquierdo. Los resultados obtenidos muestran un mayor valor tensional en la placa de crecimiento correspondiente al fémur enfermo, siendo esta diferencia importante en la zona de la placa donde habitualmente comienza el desprendimiento fisario.

### ABSTRACT

In this work a Finite Element analysis was developed in order to study the mechanical factors that influence on the Slipped Capital Femoral Epiphysis (SCFE). SCFE is a disorder that consists on a progressive displacement of the femoral head over the femoral neck due to failure of growth plate. We have developed the both femora model of a child affected by this disorder in his left femur. Results show higher stresses in the growth plate of the affected femur. The difference in stresses is important in the region where usually physeal rupture starts.

**ÁREAS TEMÁTICAS PROPUESTAS:** Biomecánica Computacional

**PALABRAS CLAVE:** Deslizamiento de la Cabeza Femoral, Fémur, Biomecánica

### 1. INTRODUCCIÓN

En la etapa de crecimiento la cabeza y el cuello del fémur se encuentran unidos por medio de la placa de crecimiento. Esta placa tiene forma laminar y está constituida de un material de tipo cartilaginoso. Esta zona es la responsable del crecimiento en longitud del fémur durante la infancia y parte de la adolescencia, al final de la cual se cierra y se transforma en tejido óseo.

Al estar constituida por cartílago, la placa de crecimiento es, desde un punto de vista mecánico, la zona más débil de todo el fémur. Por ello, con cierta frecuencia suele aparecer una enfermedad llamada Epifisiólisis de Cadera (EC), que consiste en el deslizamiento progresivo de la cabeza femoral y de la placa de crecimiento provocando deformidad articular de la cadera, cojera y dolor (Figura 1).

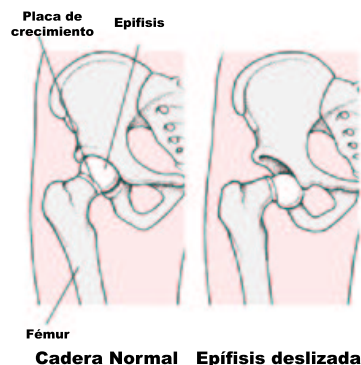


Figura 1: Deslizamiento de la Cabeza Femoral en la Epifisiólisis de Cadera (EC) [9].

Tras numerosas investigaciones encaminadas a determinar las causas de esta enfermedad, se ha concluido [1, 2] que ésta se produce debido al fallo mecánico de la placa de crecimiento, descartando otras posibles causas que se habían barajado como causas hormonales [11], genéticas [10] o traumáticas. Esta hipótesis está basada en el hecho

de que la mayor parte de los niños afectados son obesos y en las diferencias geométricas observadas entre fémures enfermos y sanos.

Esta enfermedad aparece en 5 de cada 100.000 niños de edades comprendidas entre los 10 y los 15 años [9]. Es importante su rápido diagnóstico, ya que su tratamiento detiene el deslizamiento. Debido a la deformación permanente en la zona proximal del fémur que sufren los afectados por el deslizamiento de la cabeza femoral, muchos de ellos desarrollan una artrosis prematura a los cuarenta años que en ocasiones requiere la colocación de una prótesis de cadera a una edad más temprana de lo habitual.

Hasta el momento todos los estudios realizados han consistido en comparar la geometría de distintos fémures y en recopilar ciertos datos de los pacientes, tales como peso, edad, altura. Sin embargo, hasta el momento no se había realizado ningún análisis por elementos finitos que estudiara la influencia de la geometría en las tensiones producidas en la placa de crecimiento ni las cargas más desfavorables que pueden producir la enfermedad.

## 2. MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizaron las mallas correspondientes a la zona proximal (más cercana a la cadera) de los dos fémures de un niño de 14 años de edad y 92 kg de peso afectado por el EC en su lado izquierdo. La geometría fue obtenida a partir de un conjunto de tomografías axiales computerizadas (TAC) de la zona proximal de este niño. La malla correspondiente al fémur enfermo está formada por un total de 16772 elementos y 5817 nodos y la correspondiente al sano por 20353 elementos y 6719 nodos.

El fémur está formado por cuatro partes de diferentes materiales: una zona de tejido óseo cortical, dos de tejido óseo esponjoso y la placa de crecimiento, que separa las dos anteriores de tejido esponjoso y que está formada por un material cartilaginoso (Figura 2). Todos los materiales fueron simulados con un modelo de comportamiento elástico lineal homogéneo e isótropo y sus propiedades pueden observarse en la Tabla 1

Material	Módulo Elástico (MPa)	Coefficiente de Poisson
Tejido óseo cortical	17000	0.3
Tejido óseo esponjoso	700	0.2
Cartílago	5	0.45

Tabla 1: Propiedades mecánicas de los materiales que forman el fémur de un niño, modelados como elásticos lineales. [4, 3, 5, 6]

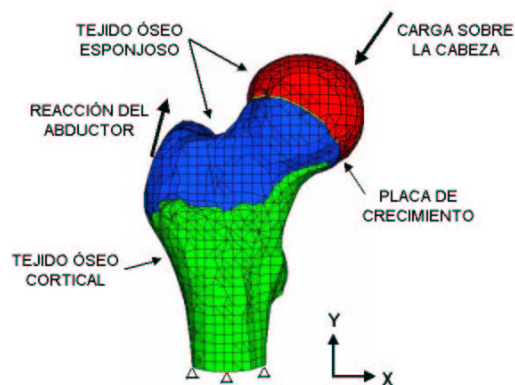


Figura 2: Malla correspondiente al fémur enfermo.

Una vez realizadas las mallas de los dos fémures se midieron los principales parámetros geométricos definidos sobre la zona proximal del fémur para comparar la geometría de distintos fémures. De estos parámetros se pueden destacar los siguientes:

- El área de la placa de crecimiento.
- El ángulo fisis-diáfisis (P.D.A.) es el ángulo formado por el eje de la diáfisis, que es la parte de mayor longitud del fémur, y la tangente a la placa de crecimiento (Ver figura 3 (b)).
- El ángulo de desprendimiento de la placa (P.S.A.) es el ángulo formado, según un corte frontal del fémur, por la tangente a la superficie de la placa y el plano horizontal (Ver figura 3 (b)).
- El ángulo cuello-diáfisis (N.D.A.) es el ángulo formado por los ejes de la diáfisis y del cuello femoral (Ver figura 3 (a)).
- El ángulo entre la placa y el cuello (N.S.P.S.A.) es el ángulo formado por el eje del cuello femoral y la normal a la superficie de la placa (Ver figura 3 (a)).
- El ángulo de desprendimiento posterior de la placa (L) es el ángulo existente, según un corte del fémur por el plano sagital, entre la tangente a la superficie de la misma y el plano horizontal (Ver figura 3 (c)).

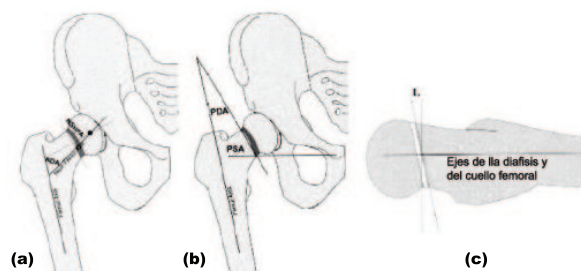


Figura 3: Principales parámetros geométricos definidos sobre el cuello femoral. [1, 2]

Los valores obtenidos se compararon con datos bibliográficos para ver si los fémures en estudio se encuentran dentro del rango habitual de fémures sanos y enfermos respectivamente (Ver Tabla 2).

Parámetro geométrico	Sano	Enfermo	Sanos [1]	Enfermos [1]
Área de la placa de crecimiento (cm <sup>2</sup> )	30,9	24,7	15,2 ± 0,2	14,5 ± 0,12
Ángulo entre ejes de cuello y diafisis (N.D.A.) (°)	48	51	39,2 ± 6,3	39,2 ± 7,4
Ángulo entre ejes de placa y cuello (N.S.P.S.A.) (°)	18	14	8,1 ± 9,1	4,6 ± 10,4
Ángulo de desp. posterior de la placa (L) (°)	11	13	5,0 ± 2,8	13,6 ± 7,6

Tabla 2: Parámetros geométricos medidos sobre el cuello de los fémures en estudio y Rango habitual de dichos parámetros según bibliografía [1].

Se impidieron los desplazamientos en las tres direcciones coordenadas para todos los nodos de la superficie que delimita la geometría en la parte distal (Figura 2).

Se aplicaron las cargas correspondientes a caminar, subir escaleras y sentarse, que son las actividades que se realizan con mayor frecuencia y que en principio se estimaron como las más desfavorables. Las cargas correspondientes al ciclo de caminar y subir escaleras son variables y se repiten cíclicamente en cada paso. En este estudio no se han considerado los ciclos completos sino que únicamente se han estudiado los momentos más desfavorables, que se corresponden con el momento de apoyo del pie al caminar y subir escaleras, el momento de abducción y el de adducción. La carga que corresponde al niño sentado se supone inicialmente como una carga estática. En total se simularon cinco casos de carga, analizados por separado, todos ellos consistentes en cargas distribuidas sobre la cabeza del fémur y la reacción del abductor.

Los valores de las cargas correspondientes a cada uno de esos cinco casos de carga en las tres direcciones coordenadas (Figura 2) se pueden observar en la Tabla 3.

Caso de carga	Cab. dir. X	Cab. dir. Y	Cab. dir. Z	Abd. dir. X	Abd. dir. Y	Abd. dir. Z
1	-298.5	-2029.58	-271.07	707.52	701.68	124.46
2	680.51	-794.99	-376.68	-316.4	46.53	21.05
3	-329.47	-538.99	1205.80	191.90	405.02	-121.76
4	-378.97	-2087.4	-639.55	818.34	922.18	297.92
5	0	0	-940	-	-	-

Tabla 3: Cargas en N que actúan sobre los fémures del niño en estudio (cab. sobre la cabeza femoral; abd. sobre el abductor) en los casos de carga: 1.-Apoyo pie al caminar; 2.-Abducción; 3.-Adducción; 4.-Apoyo pie subir escaleras; 5.-Sentado. [7, 8].

La placa de crecimiento está constituida por cartílago. El fallo de éste se estima que fundamentalmente es debido a una combinación de tensiones de tracción, que producirían el despegue de la placa del tejido óseo, y de tensiones tangenciales, que provocarían su cizalladura. Por

ello se ha formulado una tensión equivalente similar a la de von Mises pero que tiene en cuenta este modo de fallo. Esta tensión equivalente viene dada por la expresión:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\langle \sigma_z^2 \rangle + 3(\tau_{xz}^2 + \tau_{yz}^2)} \quad (1)$$

Siendo:

$\sigma_z$ : Tensiones normales

$\tau_{xz}$  y  $\tau_{yz}$ : Tensiones tangenciales en dirección x e y respectivamente.

Como se puede observar esta expresión es muy similar a la de von Mises, la única diferencia es que cuando las tensiones normales son de compresión no se tienen en cuenta considerando únicamente las tensiones tangenciales.

Una vez realizados los correspondientes modelos de Elementos Finitos éstos fueron analizados por un programa de cálculo comercial (ABAQUS).

### 3. RESULTADOS

En este apartado se comparará la tensión equivalente producida en la placa de crecimiento del fémur enfermo y del sano.

Los resultados expuestos en este apartado representan la placa de crecimiento vista desde la perspectiva que se muestra en Figura 4.

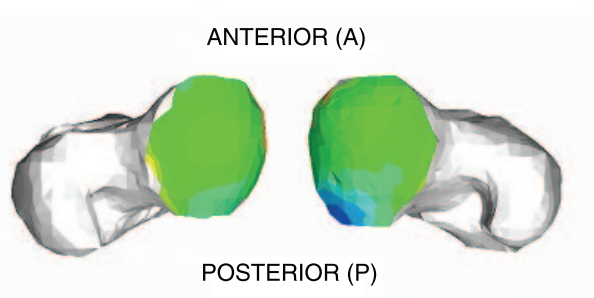


Figura 4: Esquema de la obtención de la vista de la placa de crecimiento.

Analizando los resultados obtenidos para la tensión equivalente, según el criterio de fallo a tracción y cortadura, se puede ver (Figuras 5 y 6) que la distribución de tensiones es similar en ambas placas, pero que éstas son, para todos los casos de carga, mayores en la placa correspondiente al fémur con EC que las correspondientes al sano. La diferencia es importante en una zona bastante localizada que coincide, según lo observado en tomografías de fémures con deslizamiento capital (Figura 7), con la zona donde suele comenzar el desprendimiento fisario.

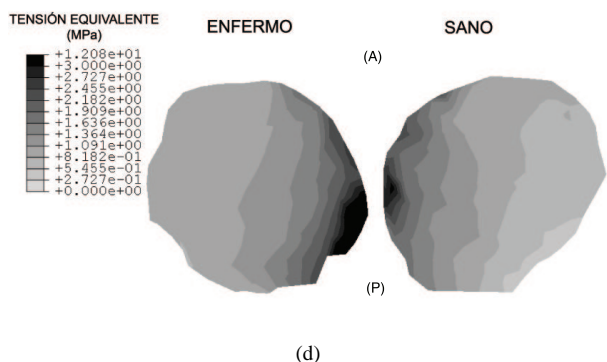
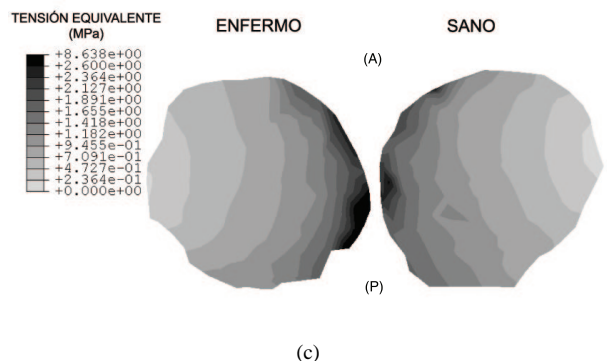
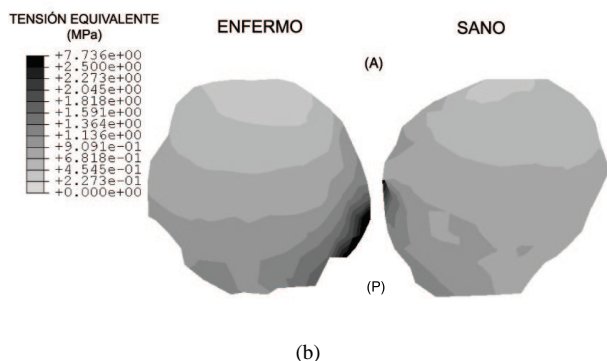
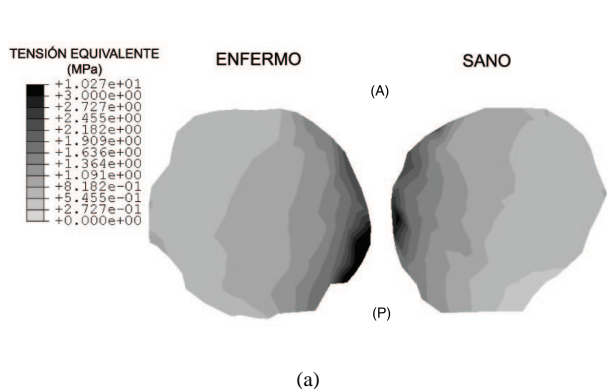


Figura 5: Tensión equivalente en las placas para los ciclos de caminar y subir escaleras: (a) Apoyo del pie al caminar; (b) Abducción; (c) Adducción; (d) Apoyo del pie al subir escaleras.

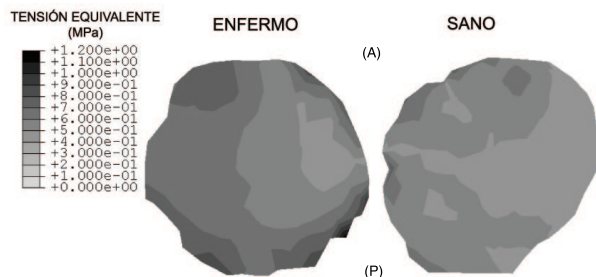


Figura 6: Tensión equivalente en las placas cuando el niño está sentado.

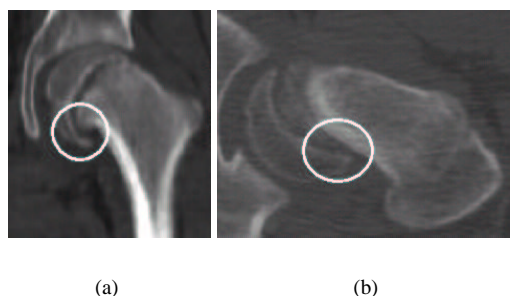


Figura 7: Tomografías de un fémur con EC donde se resalta la región donde comienza la fractura: (a) Tomografía frontal; (b) Tomografía axial.

De los casos de carga correspondientes a los ciclos de caminar y subir escaleras el correspondiente al momento de apoyo del pie al subir escaleras es aquel en el que se observa mayor diferencia entre placa sana y enferma, siendo la zona de mayor diferencia la zona medial. Además éste es el caso de carga más desfavorable, en el que mayor nivel tensional se alcanza en la placa de crecimiento. Observando una tomografía frontal de un fémur enfermo (Figura 7 a) es donde comienza el desprendimiento fisario con el consiguiente deslizamiento de la cabeza hacia el interior. En este caso de carga las tensiones máximas producidas en la placa enferma llegan casi a cuatuplicar (Figura 5 c) las producidas en la sana, diferencia que se produce, como ya se ha comentado en la zona interior.

En el caso de carga que corresponde al niño sentado la diferencia entre la placa sana y enferma es, en lo que a tensión equivalente se refiere, bastante importante pero el nivel de tensión es bastante inferior que en los ciclos de caminar y subir escaleras. Además, esta diferencia se produce en la zona posterior de la placa, que observando una tomografía de un fémur con EC (Figura 7), es la zona donde comienza el desprendimiento fisario con lo cual se produce un deslizamiento posterior de la cabeza femoral.

#### 4. DISCUSIÓN

En primer lugar, en base a los resultados obtenidos se puede concluir que la tensión equivalente según el criterio de fallo a tracción y cortadura es superior en la placa

enferma que en la sana para todos los casos de carga, lo que hace que la primera es más propensa a fracturarse y producirse así la EC. La diferencia en el nivel tensional es importante en la zona donde habitualmente comienza el fallo de la misma en fémures con EC.

En segundo lugar se puede observar en la Tabla 2 que el fémur enfermo tiene un mayor valor del ángulo de desprendimiento posterior de la placa (L) y un menor valor del ángulo entre los ejes del cuello y de la placa (NSPSA) que el sano, lo que se traduce en una mayor verticalidad de la placa del enfermo. Además el área de la placa enferma es un 25 por ciento menor que la sana. Contrastando estos valores con datos bibliográficos [1] se puede ver que lo fémures enfermos presentan normalmente esta tendencia de mayor verticalidad de la placa y menor área de la misma.

Por ello se cree que el fallo de la placa de crecimiento se debe a la acción combinada de dos efectos:

- Las tensiones producidas al caminar o subir escaleras que son variables y cíclicas, con lo cual es probable una influencia negativa de la fatiga, y son máximas en la región interior de la placa. Estas cargas, que provocan cierta compresión en la misma, serían las responsables del desplazamiento medial de la cabeza en fémures con EC.
- Las tensiones que se producen en la placa cuando el niño está sentado son constantes y fundamentalmente tangenciales, siendo máximas en la región posterior de la misma, con lo cual la placa está trabajando a cizalladura pura durante el periodo de tiempo en el que el niño permanece sentado. Estas tensiones serían las causantes del deslizamiento posterior de la cabeza en fémures con EC.

Para finalizar, queda comentar que éste es un primer trabajo en el que, desde un punto de vista biomecánico, se analiza la problemática del deslizamiento de la cabeza femoral en niños con Epifisiólisis de Cadera. Se han considerado todos los materiales elásticos lineales y no se ha tenido en cuenta el posible efecto de la fricción en la placa de crecimiento, sin embargo con este modelo se ha podido predecir la zona donde comienza la fractura y ver diferencias tensionales entre fémur sano y enfermo.

## REFERENCIAS

- [1] C. Barrios and M.A. Blasco and M.C. Blasco and J. Gascó, *Posterior Sloping Angle of the Capital Femoral Physis. A Predictor of Bilateral Slipped Capital Femoral Epiphysis*, Journal of Pediatric Orthopedics 25(4), pp. 1067–1078, 2005 Delft, The Netherlands, 1996.
- [2] J.W. Pritchett and K.D. Perdue, *Mechanical Factors in Slipped Capital Femoral Epiphysis*, Journal of Pediatric Orthopedics 3, pp. 385–388, 1989.
- [3] F.G. Evans, *Mechanical Properties of Bone*. Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1973.
- [4] W.C. Hayes, Jr. L.W. Swenson, and D.J. Schurman, *Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibial plateau*, Journal of Biomechanics 11, pp. 21–33, 1978.
- [5] R.L. Spilker and J.K. Suh and V.C. Mow, *A finite element analysis of the indentation stress-relaxation response of linear biphasic articular cartilage*, J Biomech Eng 114(2), pp. 191–201, 1992.
- [6] S.S. Kohles and J.B. Roberts, *Linear Poroelastic Cancellous Bone Anisotropy: Trabecular Solid Elastic and Fluid Transport Properties*, J Biomech Eng 114(5), pp. 521–526, 2002.
- [7] V.M. Goldberg, *In Vivo Hip Forces*, Raven press ltd., pp. 251–255, 1988.
- [8] N. Verdonshot and R. Huiskes, *Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems*, The Journal of Bone and Joint Surgery 79(B), pp. 665–669, 1997
- [9] Morrisy, *Epifisiólisis de la cabeza Femoral*, Ars Medica, 2004.
- [10] A.M. Rennie, *The inheritance of slipped upper femoral epiphysis*, Journal of Bone Surgery Br 64, pp. 180–184, 1982.
- [11] S.R. Burrow, B. Alman and J.G. Wright, *Short stature as a screening test for endocrinopathy in Slipped Capital Femoral Epiphysis*, Journal of Bone Surgery Br 83, pp. 263–268, 2001.