

## Modelado por elementos finitos del deslizamiento epifisiario

### Finite element modeling of epiphyseal gliding

### Modélisation par éléments finis du déplacement épiphysaire

Prof. Héctor Castro Abril, Prof. Diego A. Garzón-Alvarado, Prof. Fernando Galván

Universidad Nacional de Colombia. Colombia.

---

#### RESUMEN

**Objetivo:** desarrollar un análisis por elementos finitos de la influencia del ángulo fisis-diáfisis, la masa corporal y la actividad física con el fin de observar su predominancia en la incidencia de deslizamiento epifisiario.

**Métodos:** se elaboraron los modelos correspondientes a las combinaciones entre cada uno de los parámetros definidos (ángulo, masa y actividad física), generando 20 casos diferentes, y se evaluaron los esfuerzos presentes a lo largo de la placa de crecimiento.

**Resultados:** se muestra un comportamiento uniforme y similar entre cada combinación, así como un aumento en las tensiones en la medida en que se incrementaba el valor de la carga y del ángulo.

**Conclusiones:** el esfuerzo tiende a aumentar cuando se incrementa tanto el ángulo como la masa física, lo cual sugiere que estos dos factores podrían influir de manera decisiva en el origen del deslizamiento epifisiario.

**Palabras clave:** elementos finitos, ángulo, carga, deslizamiento epifisiario.

---

#### ABSTRACT

**Objective:** to develop a finite element analysis of the influence of physis-diaphysis angle, body mass and physical activity to observe its predominance in the incidence of epiphyseal gliding.

**Methods:** models corresponding to the combinations among each of the defined parameters (angle, mass and physical activity) were developed, generating 20 different cases and efforts present through the growth plate were evaluated.

**Results:** a similar and uniform behaviour between each of the combinations is shown as well as an increase in tension at the same time as the value of the load and angle increases.

**Conclusions:** effort tends to increase when there is an increment in both the angle and the physical mass what suggests that these two factors could have a decisive influence on the origin of the epiphyseal gliding.

**Key words:** finite element, angle, body mass, epiphyseal gliding.

---

## RÉSUMÉ

**But:** en s'appuyant sur la technique des éléments finis, une analyse de l'influence de l'angle physe-diaphyse, la masse corporelle et l'activité physique a été réalisée afin d'observer cette influence sur l'incidence du déplacement épiphysaire.

**Méthodes:** des modèles correspondant aux combinaisons entre chaque paramètre défini (angle, masse et activité physique), en résultant 20 cas différents, ont été élaborés, et les efforts présents tout au long de la plaque de croissance ont été évalués.

**Résultats:** un comportement uniforme et similaire entre chaque combinaison est montré, ainsi qu'une élévation des tensions au fur et à mesure que la valeur de la charge et l'angle augmentaient.

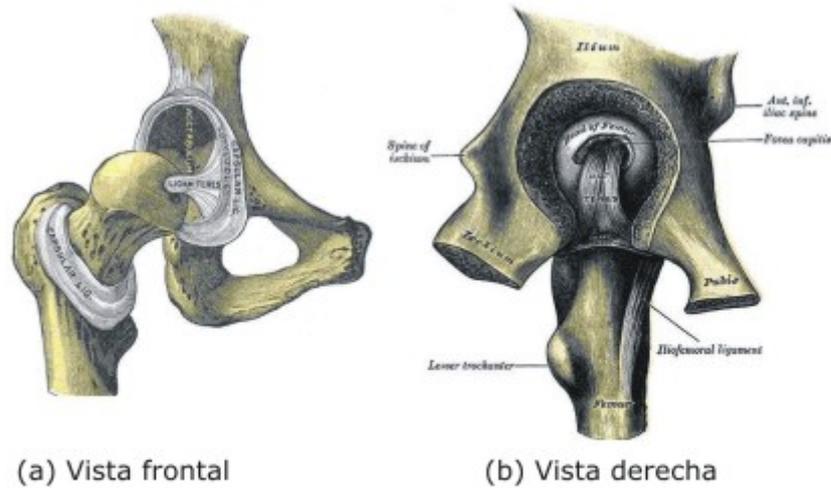
**Conclusions:** l'effort tend à augmenter lorsque l'angle et la masse physique s'accroissent, ce qui indique que ces deux facteurs pourraient influencer certainement sur l'origine du déplacement épiphysaire.

**Mots clés:** éléments finis, angle, masse corporelle, déplacement épiphysaire.

---

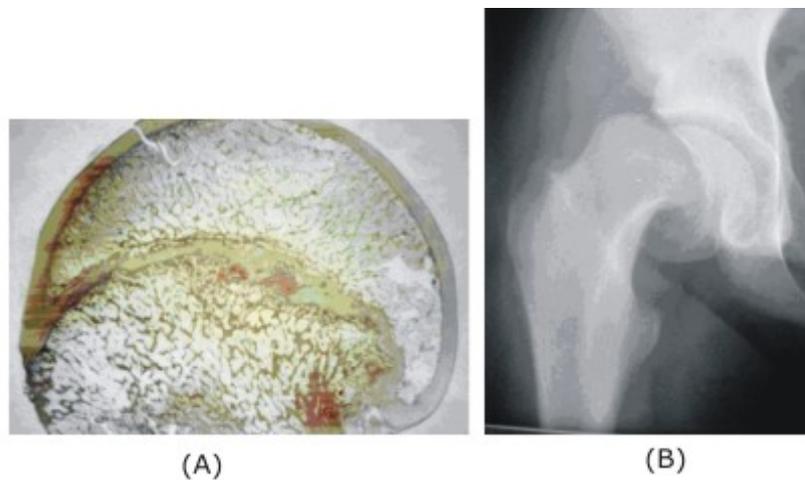
## INTRODUCCIÓN

El deslizamiento epifisiario se define como un desorden ortopédico,<sup>1-3</sup> que se caracteriza por un desplazamiento de la cabeza femoral con respecto a la metáfisis a lo largo de la fisis. No obstante, es el cuello y el cuerpo los que se desplazan, puesto que la cabeza se encuentra estabilizada en el interior del acetábulo por el ligamento redondo (Fig. 1).<sup>2,4</sup>



**Fig.1.** Esquema de la ubicación anatómica del acetábulo con el ligamento redondo. Tomado de Gray H. *Anatomy of the human body.*<sup>5</sup>

La clasificación tradicional del deslizamiento epifisiario está dada en términos del nivel de dolor experimentado por el paciente y la duración de los síntomas (cojeo y dolor en la entrepierna, la rodilla o el muslo), entre otros. Así, se definen los estados agudo, crónico y *agudo-sobre-crónico (acute-on-cronic)*. En el agudo, los síntomas tienen un tiempo de aparición no mayor que 3 semanas. En el crónico, los síntomas persisten durante un tiempo mayor que 3 semanas, y es el tipo más común, con 85 % de los pacientes en esa condición. Finalmente, en el agudo-sobre-crónico, el paciente en estado crónico desarrolla una exacerbación espontánea de dolor agudo al caminar (Fig. 2).<sup>6</sup>



**Fig. 2.** Fisis y deslizamiento epifisiario. A: Corte histológico de la epífisis y metáfisis femoral, obtenido de la autopsia de un adolescente bajo sospecha de deslizamiento epifisiario, y que murió en un accidente. La franja irregular del centro corresponde a la fisis. Tomado de *Images of musculoskeletal oncology.*<sup>7</sup> B: Radiografía de un fémur derecho con deslizamiento epifisiario.

El origen del deslizamiento epifisiario es desconocido en la mayoría de los pacientes, y ha sido objeto de diversas investigaciones epidemiológicas y demográficas.<sup>1-3,8</sup> No obstante la etiología, en la literatura se encuentran reportados diversos factores de riesgo que se consideran los responsables del aumento anormal de las sollicitaciones en una placa de crecimiento normal, o del debilitamiento de esta en presencia de cargas fisiológicas.<sup>9</sup> Los dos escenarios anteriores al parecer conllevan tanto a la falla mecánica de la placa, como a su posterior fractura,<sup>2</sup> a lo largo de la zona hipertrófica.<sup>10</sup>

Entre los factores estudiados y discutidos ampliamente por diversos investigadores, se encuentran factores biomecánicos y bioquímicos.<sup>1-3</sup> Los factores biomecánicos incluyen la obesidad, la retroversión femoral e inclinación y engrosamiento de la placa de crecimiento, mientras que los bioquímicos abarcan alteraciones de tipo hormonal (síndrome adiposogenital, hipotiroidismo, hipogonadismo, síndrome de Turner, hiperparatiroidismo, panhipopituitarismo, anormalidades en la hormona de crecimiento, retardos en la maduración ósea). Además, existen casos reportados en los cuales la radiación prolongada en la pelvis y la cadera ha desempeñado un papel importante en la aparición del deslizamiento.<sup>11</sup>

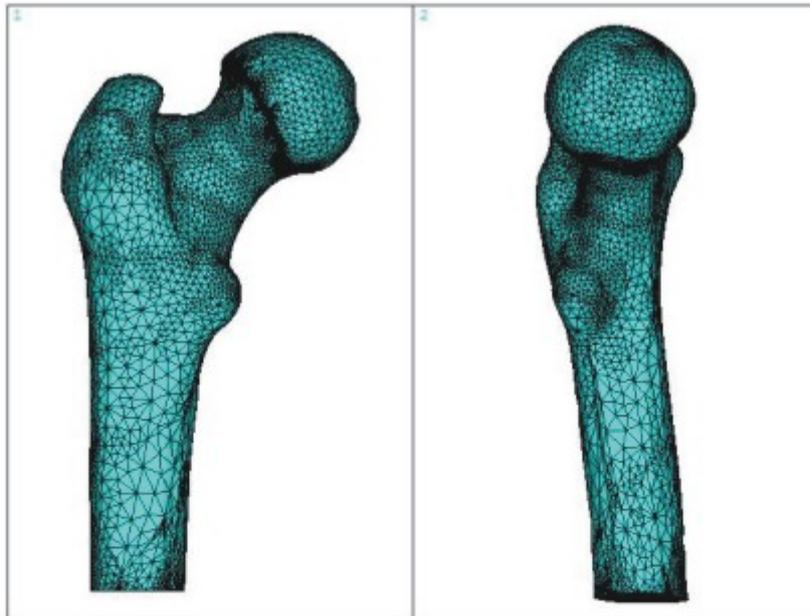
Varios modelos matemáticos han estudiado principalmente la influencia de los factores mecánicos en la incidencia del deslizamiento epifisiario. *Gómez-Benito* y otros<sup>12</sup> realizaron un modelo de daño en el cual simulaban la influencia de diversas propiedades geométricas (radio de la cabeza, ángulo entre el cuello y la placa, ángulo entre el cuello y la diáfisis, longitud del eje femoral, ángulo de inclinación de la placa, ángulo de inclinación posterior, ángulo entre la diáfisis y la fisis, y distancia artículo trocánterica) y del peso corporal del paciente en el desarrollo de la enfermedad, con la medición de los esfuerzos presentes en la placa. Con su trabajo, llegaron a la conclusión de que entre mayor sea la inclinación de la placa, mayor será la probabilidad de desarrollar el deslizamiento epifisiario.

*Fishkin* y otros<sup>13</sup> realizaron un estudio por elementos finitos en el que variaron la retro- versión femoral (disminución anormal del ángulo formado por la superposición de los ejes transcondíleo y de la cabeza-cuello) y las cargas en varo de la cadera. Concluyeron que una combinación entre un ángulo de retroversión elevado y una carga en varo elevaba los esfuerzos presentes en la placa, de tal manera que podría ocurrir un deslizamiento.

El presente trabajo tiene por objeto simular la influencia de la combinación entre el ángulo fisis-diáfisis y la masa corporal, para determinar su predominancia en el deslizamiento epifisiario.

## MÉTODOS

Se realizó el estudio con un modelo de fémur al cual se le añadió la placa de crecimiento, modelada como una capa de 1,9 mm de grosor. En la figura 3 se muestra el fémur con la placa de crecimiento:



**Fig. 3.** Modelo del fémur mallado. La imagen de la izquierda concierne a una vista anteroposterior; mientras que la de la derecha pertenece a una vista Lauenstein. La zona más oscura en la vista anteroposterior (unión entre la cabeza y el cuello) corresponde al mallado de la placa de crecimiento.

El análisis se realizó teniendo como parámetros de variación el ángulo fisis-diáfisis (PDA), uno de los diversos indicadores geométricos para el estudio del deslizamiento epifisiario reportados en la literatura.<sup>12</sup> Adicionalmente se tuvieron en cuenta las cargas aplicadas al modelo, que fueron escaladas de acuerdo al rango de masas corporales considerado (40, 50, 60, 70 y 80 kg), y a la actividad física desempeñada (caminar y saltar).<sup>12</sup> Los valores de carga para la actividad "saltar" se asumieron como el doble de los de la actividad "caminar".

El modelado, al igual que la variación del ángulo fisis-diáfisis (0° y 10°), se hizo con ayuda de un *software* comercial de diseño (*SOLID WORKS*). El mallado y la solución de cada escenario se realizaron con el *software* de elementos finitos ANSYS. Para mayor facilidad en el cálculo, se empleó el elemento SOLID185, el cual es tetrahédrico de 8 nodos. En promedio se emplearon 260 193 de estos. La placa de crecimiento se malló con un promedio de 8 000 elementos. De igual manera, se modeló el anillo de Lacroix como un cascarón de 0,1 mm de grosor,<sup>13</sup> empleando el elemento SHELL41.

En las simulaciones se consideraron tres tipos de material, uno para el hueso,<sup>12</sup> uno para la fisis<sup>12</sup> y otro para el anillo de *Lacroix*,<sup>13</sup> con los módulos de Young y relaciones de Poisson que aparecen en la tabla 1.

**Tabla 1.** Propiedades mecánicas de los materiales empleados

	E (Pa)	$\nu$
Hueso cortical	$17,2 \times 10^9$	0,2
Fisis	$5 \times 10^6$	0,45
Anillo de Lacroix	$775 \times 10^6$	0,3

Las cargas se consideraron puntuales, y se aplicaron sobre la cabeza femoral y el sitio de reacción del músculo abductor. En la tabla 2 se muestran los valores encontrados en la literatura para las dos condiciones de carga. Las restricciones de movimiento se impusieron en los nodos de la parte distal del fémur.

**Tabla 2.** Condiciones de carga

Escenario de carga	Cabeza femoral			Abductor		
	Comp. en X	Comp. en Y	Comp. en Z	Comp. en X	Comp. en Z	Comp. en Y
Caminar	-0,32 BW	-2,21 BW	-2,95 BW	0,78 BW	0,76 BW	0,14 BW
Saltar	-0,64 BW	-4,42 BW	-5,9 BW	1,56 BW	1,52 BW	0,28 BW

Tomado de: Gómez-Benito M, Moreo P, Pérez M, Paseta O, García-Aznar J, Barrios C, et al. A damage model for the growth plate: Application to the prediction of slipped capital epiphysis. J Biomechanics. 2007;40(15):3305-13.

## RESULTADOS

Se obtuvieron los esfuerzos equivalentes de Von Mises presentes en la placa de crecimiento, para cada combinación de masa corporal con ángulo de inclinación de la placa y actividad física. En la tabla 3 y 4 se muestran los esfuerzos de Von Mises máximos en la placa de crecimiento manteniendo, constante el ángulo de inclinación de 0° y 10°, respectivamente:

**Tabla 3.** Esfuerzos de Von Mises máximos (en MPa) presentes en la placa de crecimiento con un ángulo de inclinación de 0°

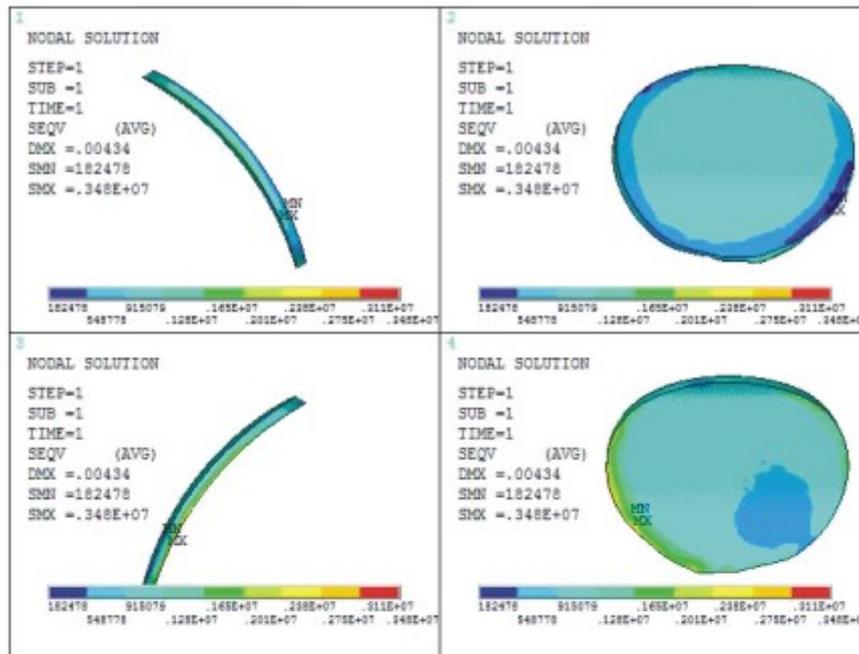
Actividad física	Masa corporal (en kg)				
	40	50	60	70	80
Caminar	3,48	3,60	4,18	4,87	5,57
Saltar	5,57	6,96	8,35	9,74	11,8

Se observó que el valor del esfuerzo equivalente aumentaba considerablemente de acuerdo a la combinación ángulo de inclinación-masa corporal-actividad física. Como era de esperarse, el caso más crítico surgió cuando el ángulo era de 10° en sentido de las manecillas del reloj, con una masa corporal de 80 kg y bajo la actividad física "saltar", con un valor de 13,5 MPa.

**Tabla 4.** Esfuerzos de Von Mises máximos (en MPa) presentes en la placa de crecimiento con un ángulo de inclinación de 10°

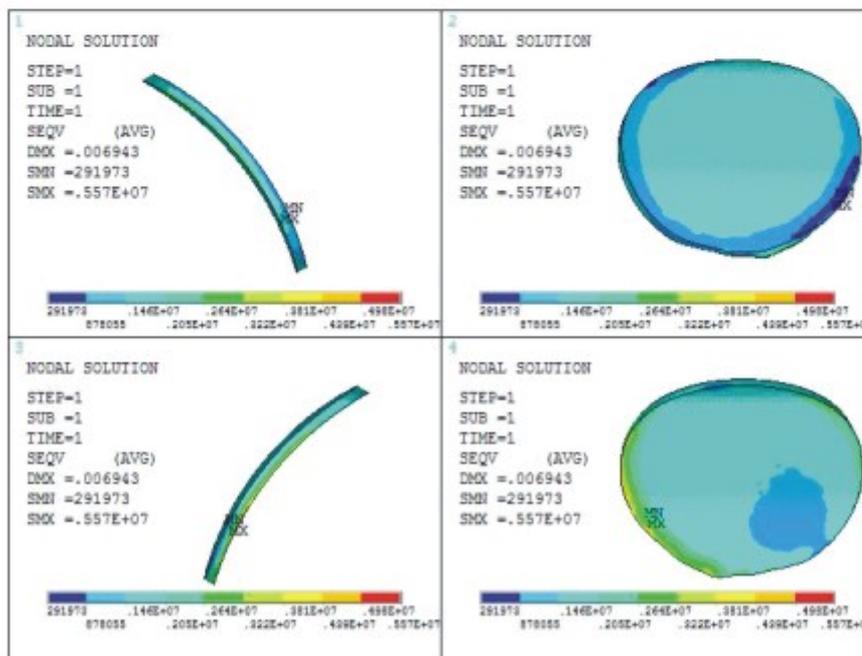
Actividad física	Masa corporal (en kg)				
	40	50	60	70	80
Caminar	3,37	4,21	5,06	5,90	6,74
Saltar	6,51	8,43	10,1	11,8	13,5

En todos los casos de carga, la distribución de los esfuerzos a lo largo de la placa fue relativamente uniforme. El máximo, en todas las pruebas, se presentó en el borde posteroinferior de la fisis, tal como se observa en la figura 4-A, B, C, D, E, y la figura 5-A, B, C, D, E.

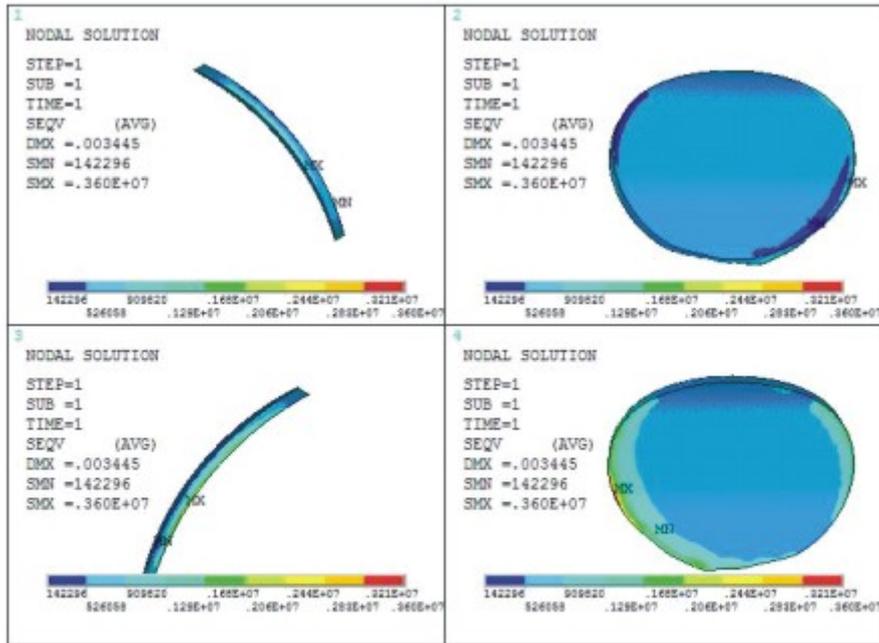


(a) Caminar con 40 kg

A

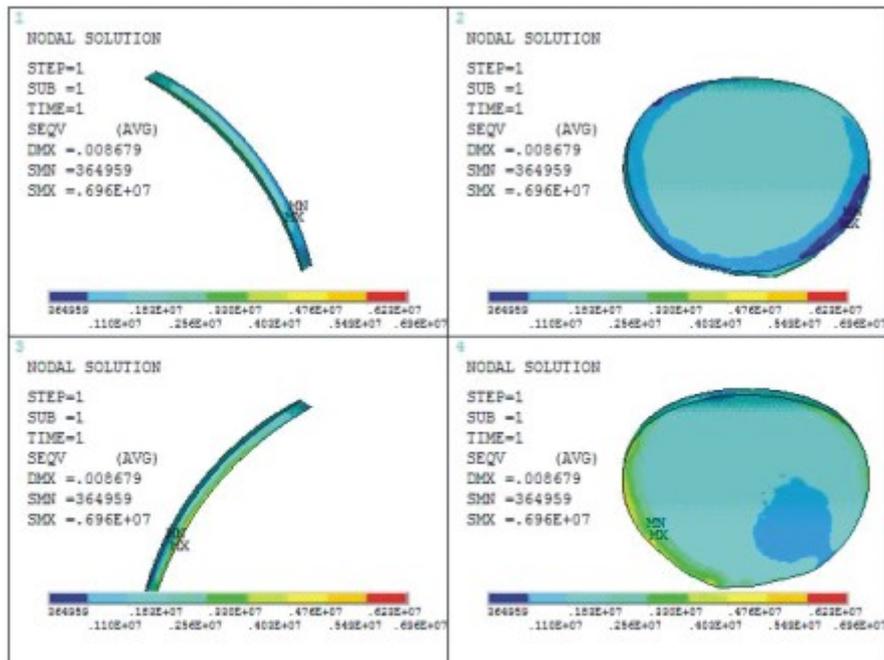


(b) Saltar con 40 kg

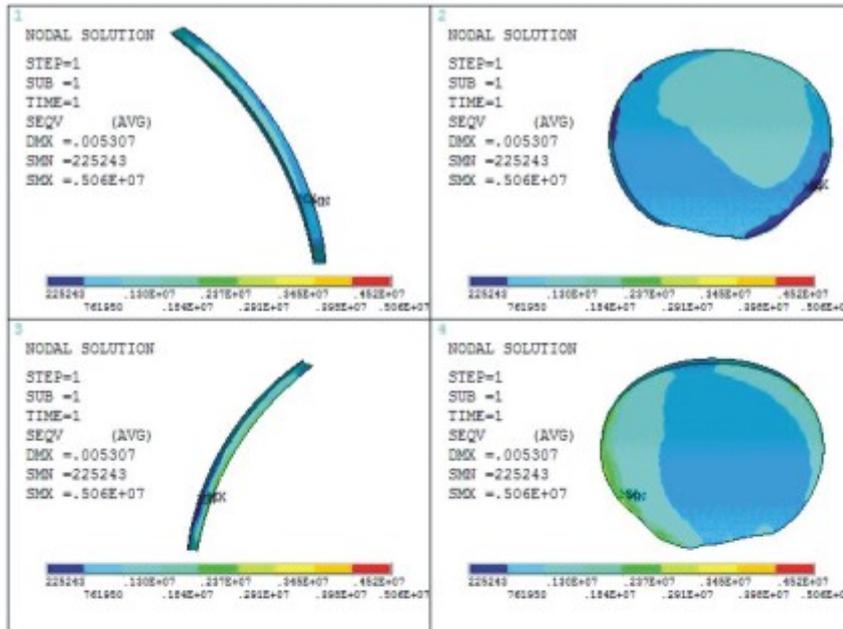


(a) Caminar con 50 kg

B

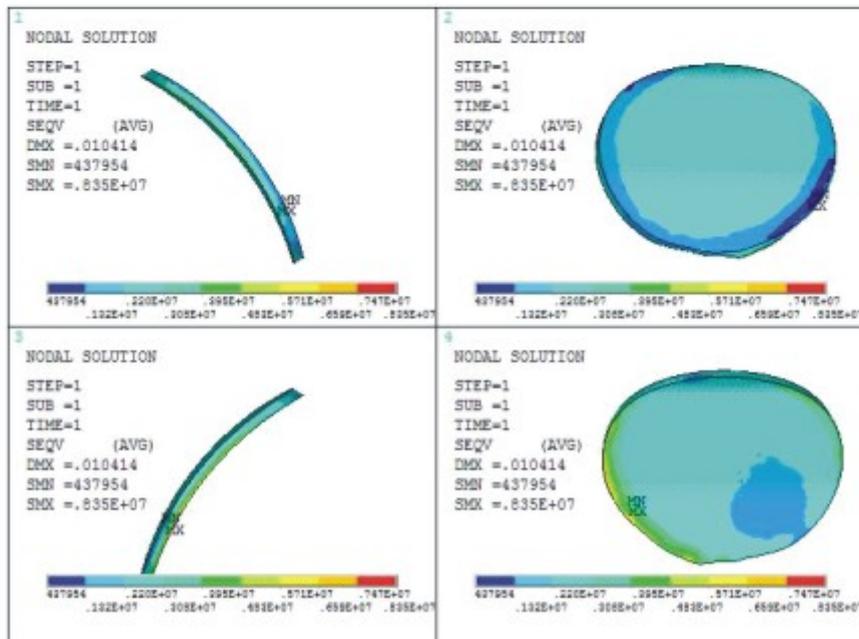


(b) Saltar con 50.kg

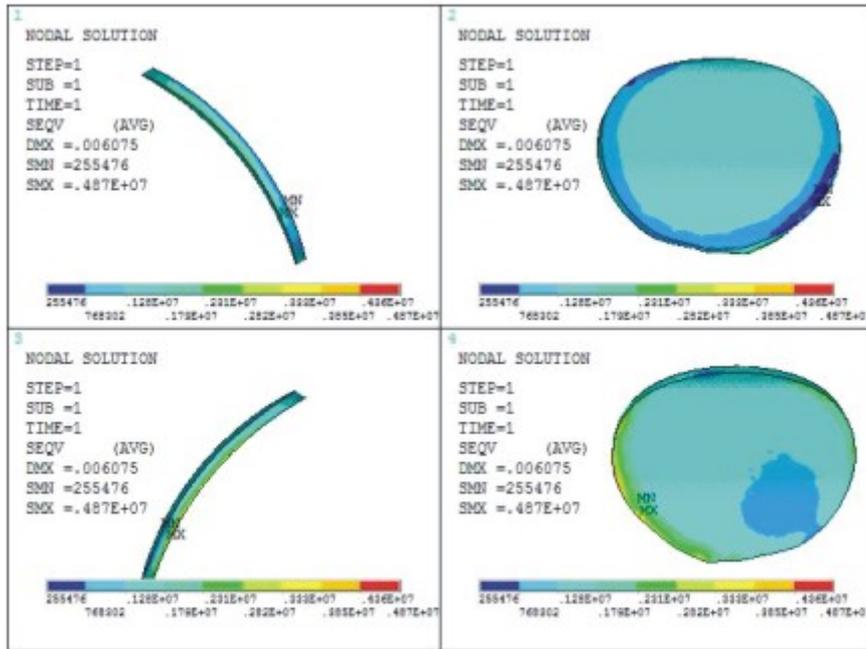


(a) Caminar con 60 kg

C

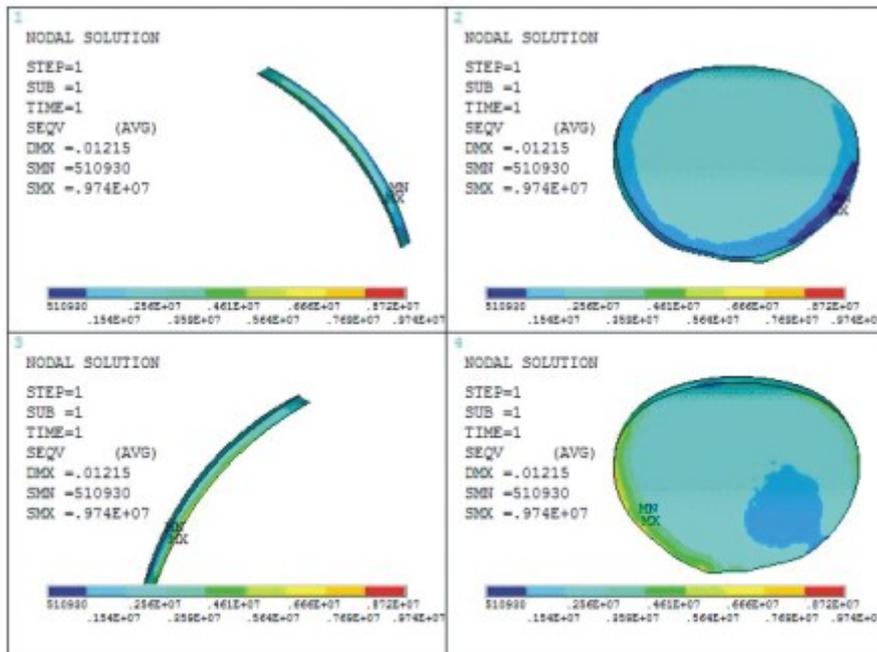


(b) Saltar con 60 kg

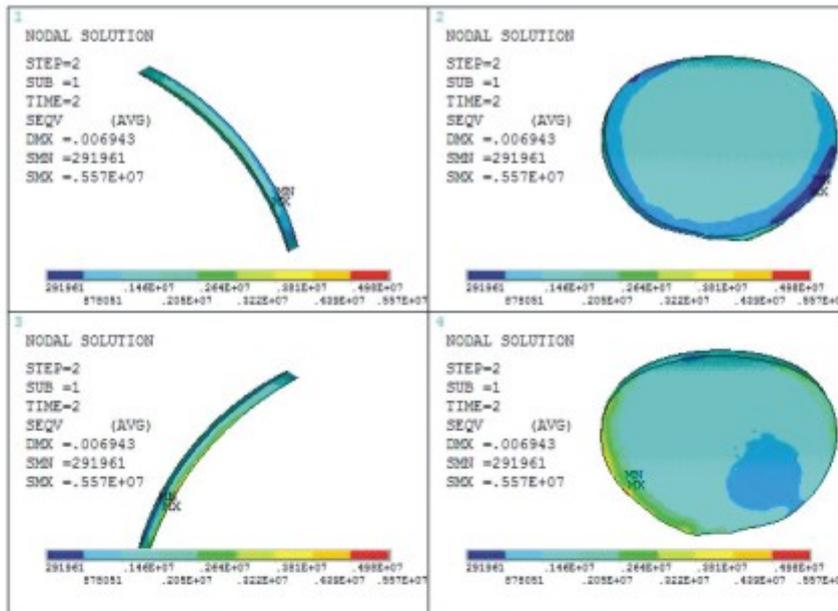


(a) Caminar con 70 kg

D

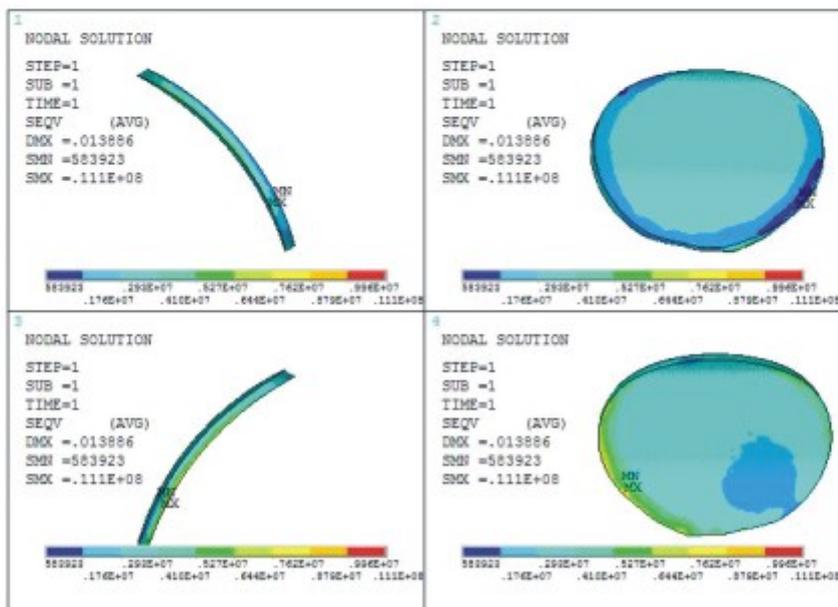


(b) Saltar con 70 kg



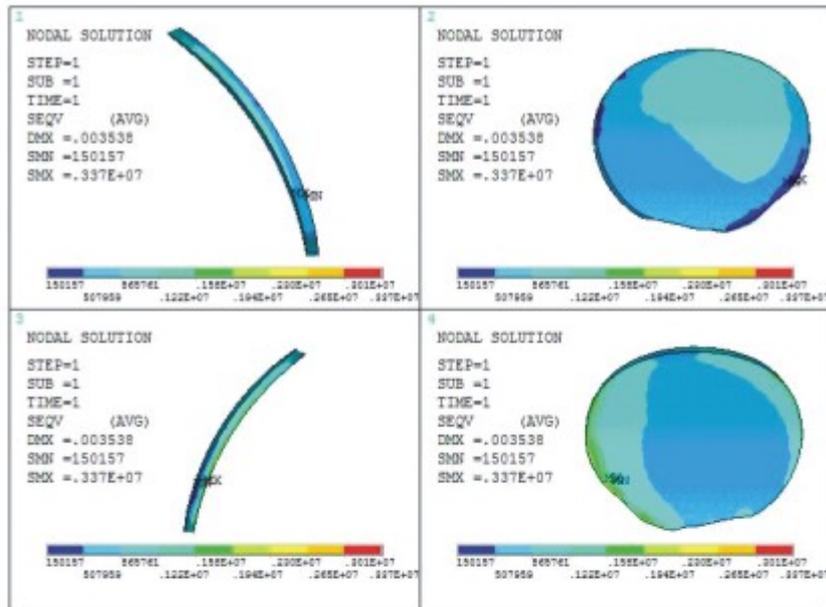
(a) Caminar con 80 kg

E



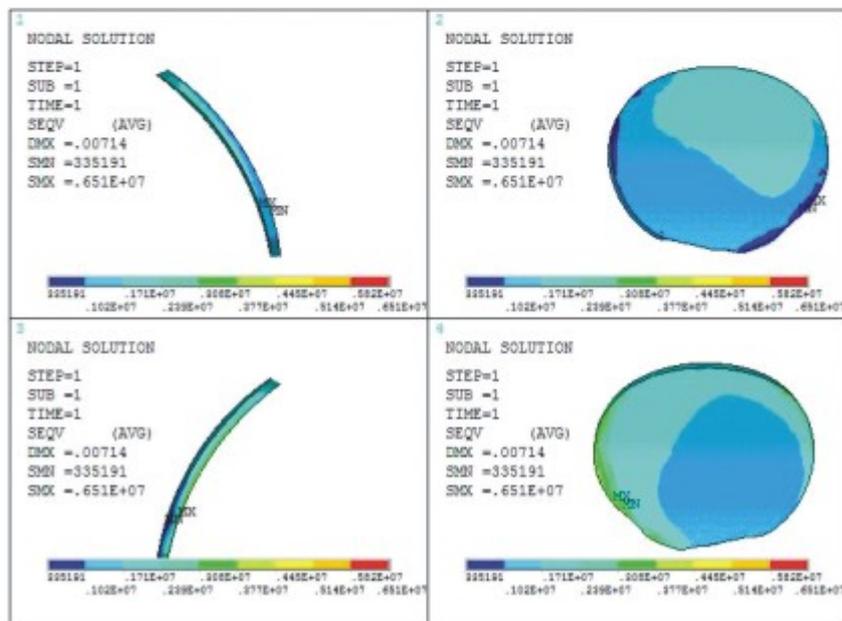
(b) Saltar con 80 kg

**Fig. 4.** Esfuerzos de Von Mises presentes en la placa a 0°. Para todas las figuras, la esquina superior izquierda muestra una vista anteroposterior de la placa; la esquina superior derecha muestra una vista Lauenstein. Las figuras inferiores muestran las vistas anteroposterior y Lauenstein rotadas 180°.

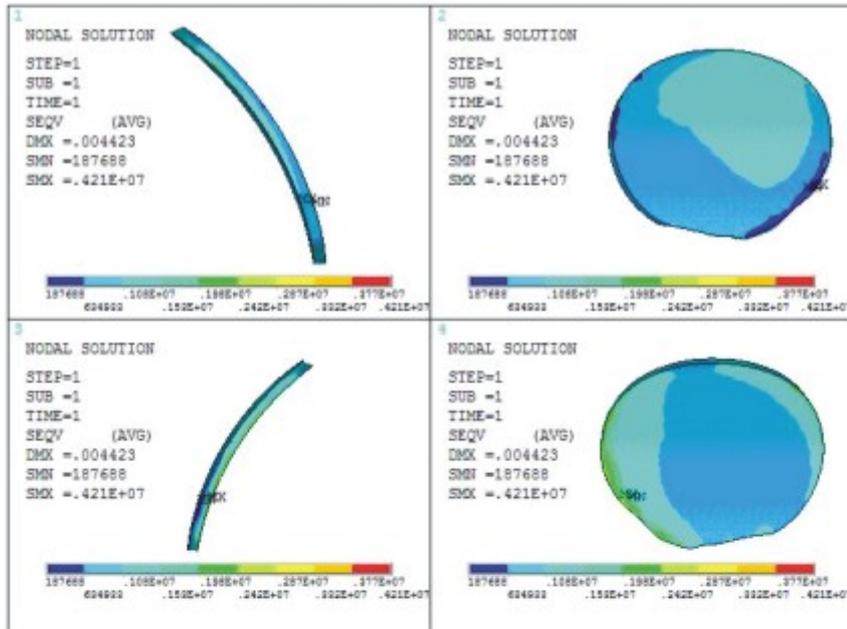


(a) Caminar con 40 kg

**A**

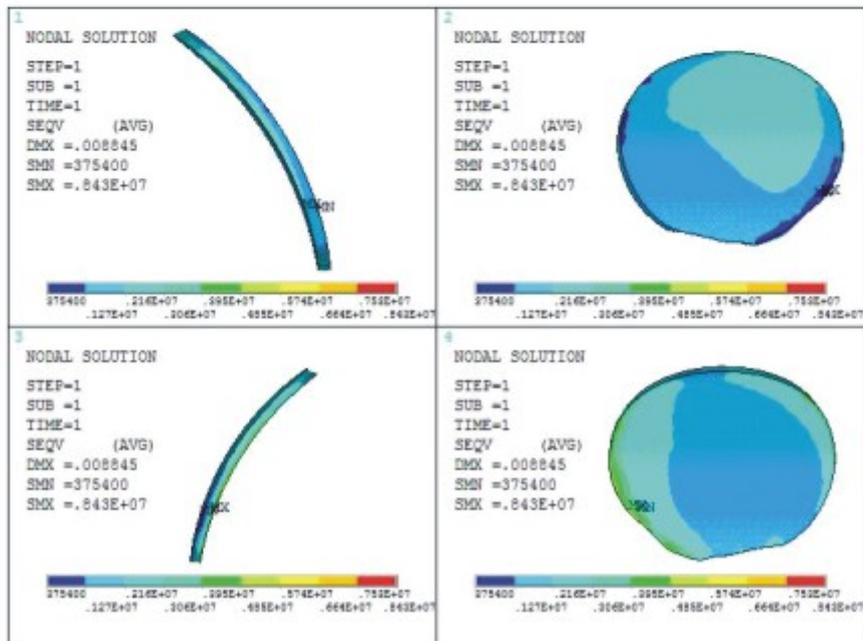


(b) Saltar con 40 kg

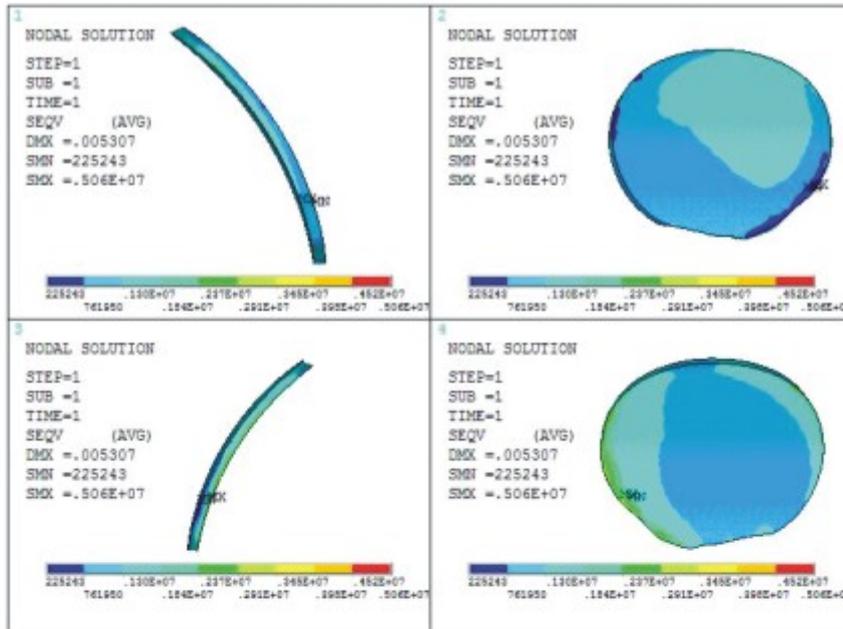


(a) Caminar con 50 kg

**B**

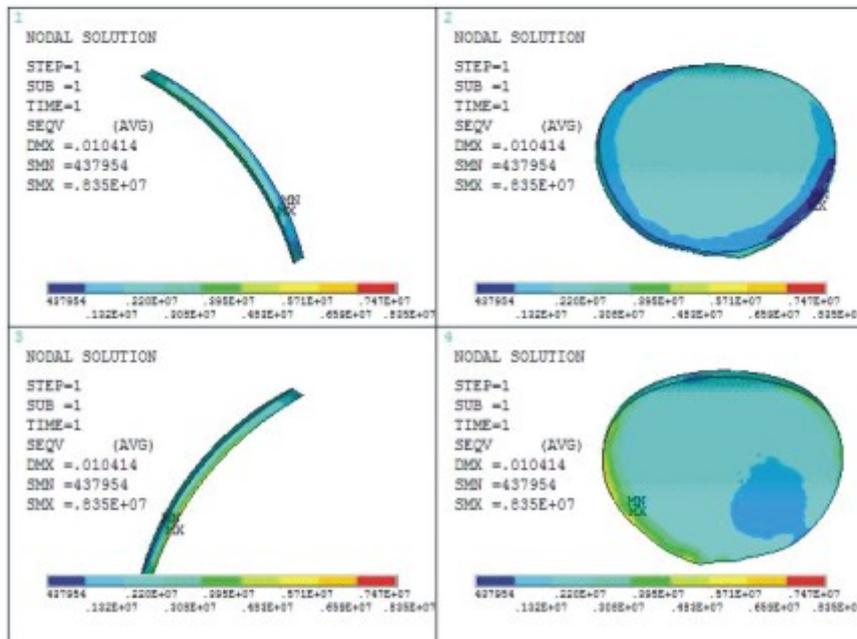


(b) Saltar con 50 kg

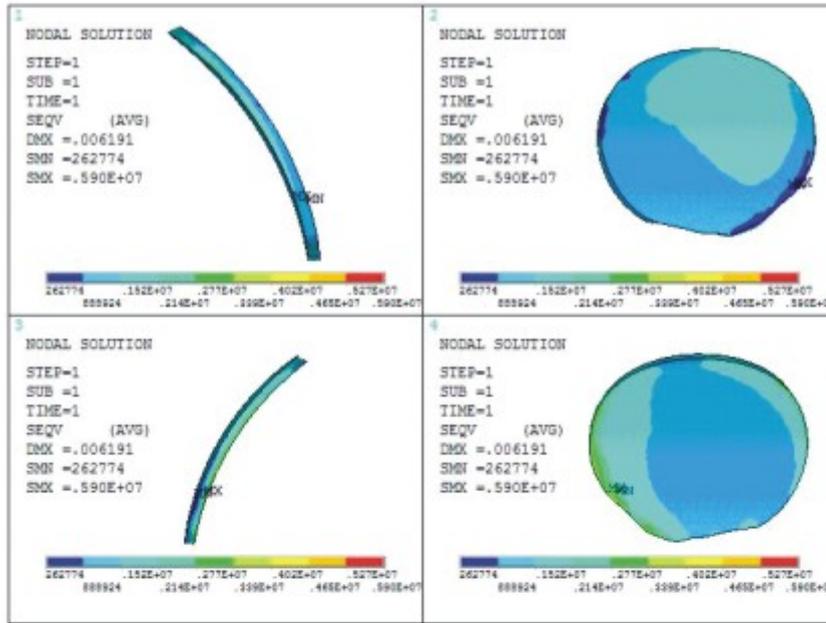


(a) Caminar con 60 kg

C

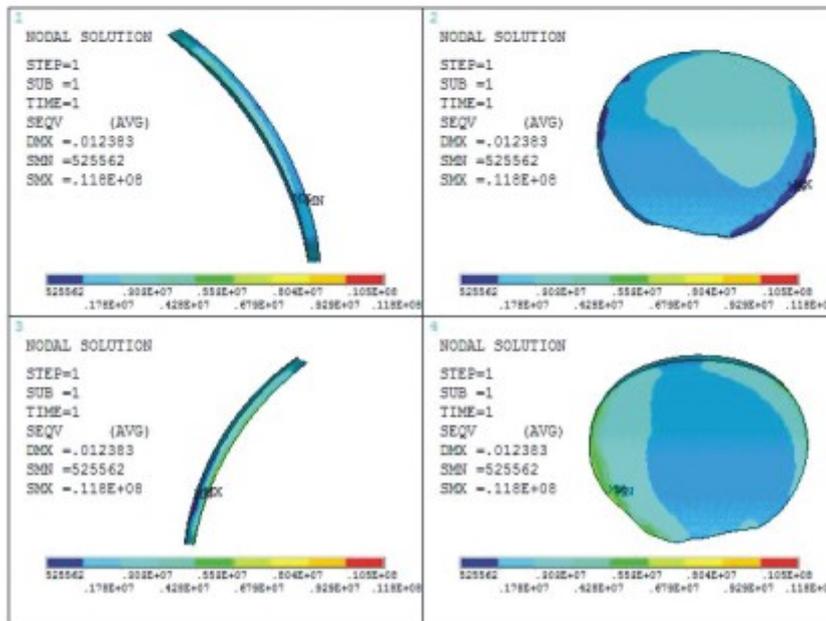


(b) Saltar con 60 kg

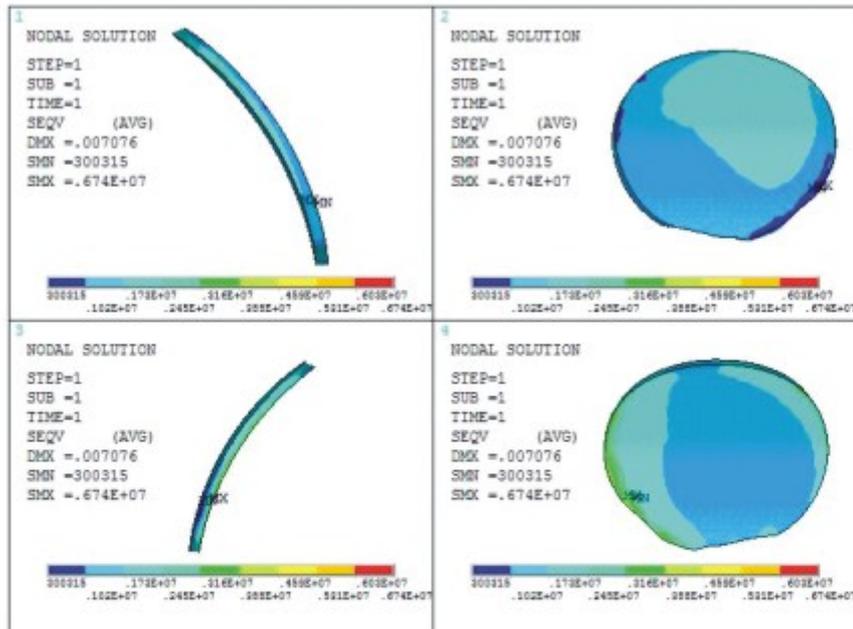


(a) Caminar con 70 kg

D

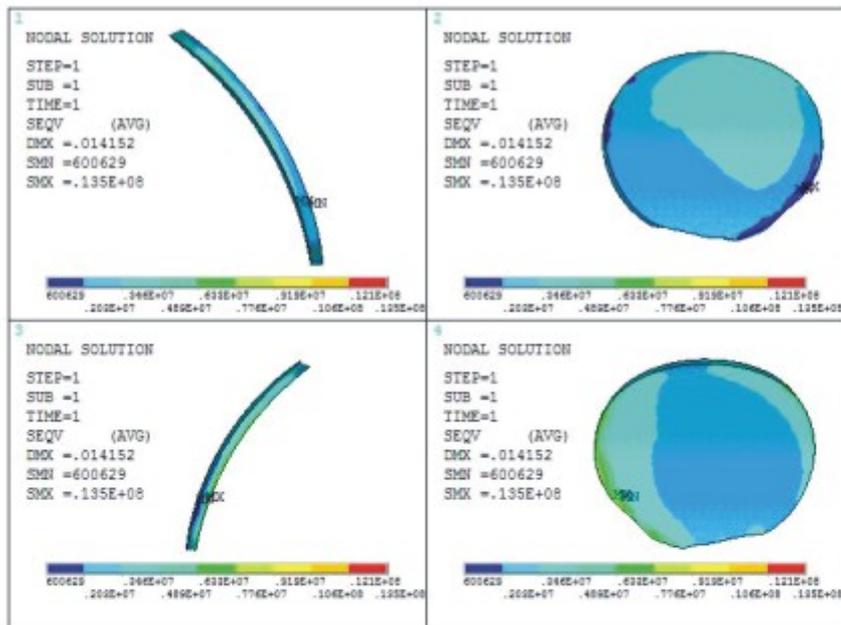


(b) Saltar con 70 kg



(a) Caminar con 80 kg

E



(b) Saltar con 80 kg

**Fig. 5.** Esfuerzos de Von Mises presentes en la placa a 10°. Para todas las figuras, la esquina superior izquierda muestra una vista anteroposterior de la placa; la esquina superior derecha muestra una vista Lauenstein. Las figuras inferiores muestran las vistas anteroposterior y Lauenstein rotadas 180°.

## DISCUSIÓN

En el presente trabajo se comparó la influencia de la masa corporal y el ángulo fisio-diáfisis sobre los esfuerzos presentes en la placa epifisiaria, y se tuvo en cuenta el anillo de Lacroix, estructura anatómica presente alrededor de la fisis. Las propiedades del material de esta estructura se asumieron iguales a las del hueso trabecular.<sup>13</sup> La adición del anillo no solo restringió el desplazamiento de la placa, sino que también disminuyó de modo considerable los esfuerzos a los que estaba sometida (resultados no mostrados).

En todos los casos presentados, el desplazamiento fue en la dirección posteroinferior, lo cual coincide con las observaciones clínicas. En la medida en que se aumenta la carga, el desplazamiento aumenta también. No obstante, se debe recordar que la placa de crecimiento se modeló como una sola capa compuesta de un único material (cartílago), sin tener en cuenta las zonas de la interfaz hueso-fisis, en donde se presentan unas capas muy delgadas de hueso pericondral, ni los procesos mamilares, que también contribuyen a la estabilización de la fisis.

El esfuerzo último en la placa de crecimiento presenta gran variabilidad de acuerdo con la edad.<sup>14</sup> A pesar de lo anterior, el aumento de la masa corporal o del ángulo de inclinación puede ser suficiente para causar fractura en la fisis y, por tanto, originar un deslizamiento epifisiario.

Se concluye que a partir de los modelos analizados, se describió el cambio de los esfuerzos en la placa de crecimiento con base en las variaciones de su ángulo de inclinación, la masa corporal y la actividad física. Los resultados encontrados muestran que el esfuerzo tiende a aumentar cuando se incrementa tanto el ángulo como la masa física, lo cual sugiere que estos dos factores podrían influir de manera decisiva en el origen del deslizamiento epifisiario. Sin embargo, en este trabajo no se consideró el efecto de diversos factores, de origen bioquímico, que alteren las propiedades mecánicas de la fisis. Por esta razón, es necesario realizar un trabajo en el que se incluyan esos factores para analizar su influencia en el deslizamiento epifisiario.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Benchot R. The adolescent with slipped capital femoral epiphysis. *J Pediatric Nursing*. 1996;11(3):175-82.
2. Parsons SJ, Barton C, Banerjee R, Kiely NT. Slipped upper femoral epiphysis. *Current Orthopaedics*. 2007;21(3):215-28.
3. Loder RT, Skopelja EN. The epidemiology and demographics of slipped capital femoral epiphysis, ISRN. *Orthopedics*. 2011;20(11):19.
4. Perry D, Bruce C. Hip disorders in childhood. *Surgery (Oxford)*. 2011;29(4):181-6. *Orthopaedics V: Paediatrics*.
5. Gray H. *Anatomy of the human body*. 30 ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1985. p. 63-90. ISBN 10: 978-0812106442.
6. Arronson DD, Loder RT, Breur GJ, Weienstein SL. Slipped capital femoral epiphysis: Current concepts. *J Am Acad Orthop Surg*. 2006;14:666-79.

7. Images of musculoskeletal oncology. Slipped capital femoral epiphysis (scfe)-pathology. University at Buffalo: Department of Orthopaedics [Consultado 5 Abril 2013]. Disponible en: <http://www.smb.s.buffalo.edu/ortho/MSK/scfe/2.html>
8. Kelsey JL, Keggi KJ, Southwick WO. The incidence and distributions of slipped capital femoral epiphysis in connecticut and southwestern united states. *J Bone Joint Surg.* 1970;52-A(6):1203-16.
9. Kelsey JL. Epidemiology of slipped capital femoral epiphysis: A review of the literature. *Pediatrics.* 1973;51(6):1042-50.
10. Ogden JA, Ganey T, Light TR, Southwick WO. The pathology of acute chondro-osseous injury in the child. *Yale J Biol Med.* 1993;66(3):219-33.
11. Loder RT, Hensinger RN, Alburger PD. Slipped capital femoral epiphysis associated with radiation therapy. *J Pediatric Orthopaedics.* 1998;18(5):630-6.
12. Gómez Benito M, Moreo P, Pérez M, Paseta O, García Aznar J, Barrios C, et al. A damage model for the growth plate: Application to the prediction of slipped capital epiphysis. *J Biomechanics.* 2007;40(15):3305-13.
13. Fishkin Z, Armstrong DG, Shah H, Patra A, Mihalko W M. Proximal femoral physis shear in slipped capital femoral epiphysis-a finite element study. *J Pediatric Orthopaedics.* 2006;26(3):291-4.
14. Chung SM, Batterman SC, Brighton CT. Shear strength of the human femoral epiphyseal plate. *J Bone Joint Surgery.* 1976;58-A(1):94-103.

Recibido: 12 de julio de 2012.

Aprobado: 20 de diciembre de 2012.

*Diego A. Garzón Alvarado.* Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad Nacional de Colombia. Teléf.: 3165000 Ext: 11216. Correo electrónico: [da garzona@unal.edu.co](mailto:da garzona@unal.edu.co)