

# EVALUACIÓN BIOMECÁNICA DE DAÑO EN HUESO TRABECULAR PRIMARIO DE LA EPÍFISIS FEMORAL EN INFANTES DE 6 AÑOS DE EDAD. MODELO COMPUTACIONAL 3D USANDO ELEMENTOS FINITOS.

Jonatan D. Perez – jonatanperez@usantotomas.edu.co, Rodrigo López V. – oscarlopez@usantotomas.edu.co

Facultad de ingeniería mecánica, Universidad Santo Tomás

---

## RESUMEN

---

El estudio de enfermedad de Legg – Calvé – Perthes (LCPD) es de gran importancia ya que afecta en etapas de crecimiento donde los huesos y articulaciones están en constante cambio. Esta patología es causada por falta de irrigación sanguínea principalmente y debido a que es una enfermedad poco común es complicado realizar un diagnóstico acertado. Debido a que los tratamientos para este tipo de enfermedades requieren procedimientos quirúrgicos o invasivos en los pacientes y no siempre cumplen con su objetivo, el uso de herramientas computacionales se convierte en una alternativa viable para el análisis de estas patologías y entender su curso natural y la posible generación de métodos de contención, sin embargo, se han implementado diferentes modelos de carga bajo los cuales puede ser evaluado el comportamiento biomecánico del tejido óseo implicado, pero no hay un consenso sobre el tipo de modelo más adecuado para ser implementado en este tipo de estudios.

A partir de tomografías computarizadas (TC) se reconstruyó el modelo CAD fisiológico y uno patológico de la cadera de un infante de 6 años, y a partir de simulación computacional se estudió el comportamiento de la cadera bajo condiciones sanas y necróticas teniendo en cuenta un modelo de carga vectorial y un modelo de carga muscular.

Los resultados permiten evidenciar las ventajas y desventajas que se presentan al implementar un modelo de carga en específico frente a otro. Un modelo de carga vectorial permite representar de buena manera el comportamiento de la articulación coxofemoral mientras que el modelo de carga muscular brinda mejores aproximaciones en zonas específicas de la cadera. Sin embargo, el modelo muscular demanda un proceso más exhaustivo en la construcción de su modelo de carga el cual puede no ser necesario dependiendo del interés del estudio.

---

## I. INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Legg – Calvé – Perthes una patología idiopática que se caracteriza en su primera etapa por la necrosis avascular de la cabeza femoral y se da en su mayoría en personas menores de 15 años, siendo usualmente diagnosticada entre los 5 y 8 años de edad [1]. Esta lesión osteonecrotica causa residualmente la deformación del fémur proximal y del acetábulo provocando fuertes dolores en la cadera y posteriormente posible disfunción en la articulación coxofemoral [2]. La localización de estas lesiones es compleja en infantes ya

que la necrosis avascular se da en el hueso formado; el cual se encuentra en desarrollo hasta los 21 años [3].

La necrosis avascular de la epífisis femoral (NAEF), primera etapa de la osteocondrosis, es una grave condición incapacitante que conduce a un daño progresivo de la articulación coxofemoral hasta provocar su colapso. La NAEF se puede clasificar en una condición traumática o no traumática, de este modo, la causa más frecuente de la NAEF traumática es la fractura subcapital desplazada de la cadera o algún otro trauma físico debido a golpes fuertes, por otra parte, la NAEF no traumática

comúnmente ocurre después de algún tratamiento de enfermedades inflamatorias en la epífisis femoral [4].

Debido a que la NAEF es una enfermedad poco común, es complicado realizar un diagnóstico acertado que indique una causa específica de la enfermedad, en pacientes en edades de desarrollo y crecimiento, esta patología se puede presentar la mayoría de veces por falta de irrigación sanguínea [5], siendo bastante grave en niños y adolescentes, debido a procesos de crecimiento y desarrollo óseo que llegan a afectar y dañar la articulación coxofemoral en estos pacientes. La NAEF está presente en hasta un 40% de pacientes que han sufrido fracturas en el cuello femoral, y hasta el momento no se presentan modelos suficientemente claros de cómo lograr un tratamiento exitoso de la patología [6].

El estudio de la NAEF en infantes es de gran importancia ya que afecta en etapas de crecimiento donde los huesos y articulaciones están en constante cambio [7]. Esta enfermedad genera alteraciones en la epífisis femoral y, por ende, genera cambios en las líneas de esfuerzo presentes en el hueso cortical y trabecular del fémur; el estudio de estos cambios es importante ya que a partir de allí se pueden obtener propuestas de solución o predicciones para este fenómeno [8].

Se han llevado a cabo investigaciones relacionadas con la articulación coxofemoral utilizando simulación computacional y el uso del método de los elementos finitos, estos trabajos han buscado analizar el comportamiento biomecánico de la cabeza femoral en estado sano o en presencia de necrosis avascular, validando así el método empleado para el estudio de enfermedades en la articulación coxofemoral [9], [10]. Otro fenómeno sobre el cuál se han llevado a cabo investigaciones biomecánicas por medio de elementos finitos es la displasia de cadera en un niño de un año [11]; como este tipo de patologías son complejas y de larga duración, los métodos computacionales brindan una alternativa para su estudio.

En varios estudios [12], [13], [22]–[29], [14]–[21] se ha llevado a cabo el análisis ya sea sobre la cabeza femoral o el hueso pélvico, pudiendo evaluar la pelvis y el fémur cada uno por aparte o de una manera integrada. Ya que en la unión de la cabeza femoral con el acetábulo se genera una reacción por el contacto que hay entre las superficies, los estudios se centran en el comportamiento del tejido blando (cartilago acetabular) o el hueso (cabeza

femoral) cuando dichos tejidos están sometidos a esta reacción.

Para el caso del fémur se encuentran varios modelos de carga con diferentes condiciones de frontera, existen casos en los que se aplican diferentes fuerzas en la cabeza femoral de acuerdo a los lugares de contacto que hay entre el fémur y el acetábulo [12], otros en que se aplican las cargas a lo largo de una línea imaginaria en el plano coronal del fémur [13], condiciones de carga en las cuáles se utiliza la reacción en la cabeza femoral y además una fuerza resultante muscular naciente desde el trocánter mayor en dirección a la cresta iliaca [14]; aunque en su mayoría, se emplea un modelo de carga simplificado en el cual se aplica una sola fuerza en la epífisis femoral normal a la superficie [15]–[18]. Estos estudios centrados en el estudio del comportamiento del fémur obtuvieron resultados comparativos entre el estado de esfuerzos del fémur antes y después de tratamientos como la radiología, o el comportamiento de los esfuerzos en los tejidos cuando ocurre una fractura subcapital o superficial en el fémur.

En distintos trabajos realizados por autores como Townsend, Tanaka, Aziz y Watson, analizaron el hueso pélvico y el acetábulo teniendo en cuenta simplemente la reacción que se encuentra al separar los tejidos (pelvis – fémur) [19]–[21], [23], estableciendo un modelo de carga vectorial simple bajo el cual se puede evaluar el comportamiento biomecánico de tejidos involucrados en la cadera.

Por otro lado, con el fin de simular de una manera más cercana la condición fisiológica de la articulación coxofemoral y encontrar las presiones que se ejercen sobre el acetábulo y la epífisis femoral, Abraham [22] empleó resortes en su modelo como condición de carga. Por su parte Li [24] implementó un modelo del acetábulo en el cual las condiciones de frontera y de carga se basan en los desplazamientos relativos que existen entre la cabeza femoral y este tejido.

Diferentes autores han implementado modelos más completos tanto para el fémur como para la cadera, estos estudios han hecho uso de modelos de carga más complejos en los que han recreado las fuerzas musculares que actúan en la articulación, estos músculos se simularon como resortes y como vectores que unen los huesos de igual manera que hacen los músculos en el cuerpo humano [25]–[29]. Sin embargo, son escasos los estudios

de patologías y de estos modelos de carga en infantes en comparación con los que existen en adultos con la cadera desarrollada completamente. De acuerdo a lo anterior, este trabajo pretende brindar herramientas comparativas que permitan evidenciar las ventajas y desventajas del uso de modelos de carga vectoriales o musculares para el análisis del comportamiento biomecánico de patologías relacionadas con el desarrollo de la cadera.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El modelo geométrico computacional de la cadera fue reconstruido a partir de tomografías computacionales de un paciente sano de 6 años de edad. Se desarrolló un modelo fisiológico y un modelo patológico. El modelo patológico representa la necrosis de una sección de la cabeza femoral y sus características fueron obtenidas de acuerdo a la clasificación de Herring [9], [30], en la cual se establece para la lesión tipo A que el pilar lateral (zona azul) mantiene su altura normal, mientras que los pilares central y medial (rojo y verde respectivamente) pueden perder altura y sufrir de radiolucidez haciendo que haya disminución de tejido y de rigidez en sus propiedades mecánicas (Fig 1). El modelo patológico se seleccionó de lesión tipo A ya que esta lesión es una primera etapa de la necrosis avascular y la epífisis femoral aún es funcional, aún no hay riesgo de fractura y el cambio de los esfuerzos y deformaciones no es crítico.

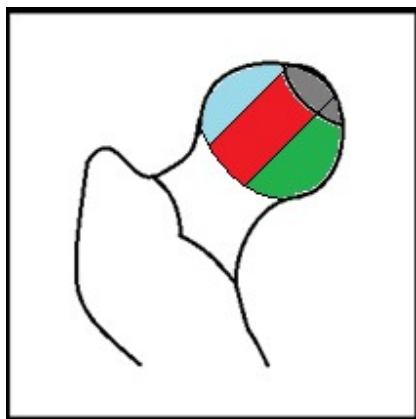


Fig 1. Esquema representativo de clasificación de Herring para la lesión tipo A. Tejido lesionado (zona gris), pilar lateral (zona azul), pilar central (zona roja), pilar medial (zona verde).

La geometría final para la epífisis femoral en los modelos patológico y fisiológico se presenta en la (Fig 2), donde también se pueden evidenciar la separación entre los diferentes tejidos como el cartílago acetabular, hueso cortical y trabecular y los centros de osificación primario y secundario.

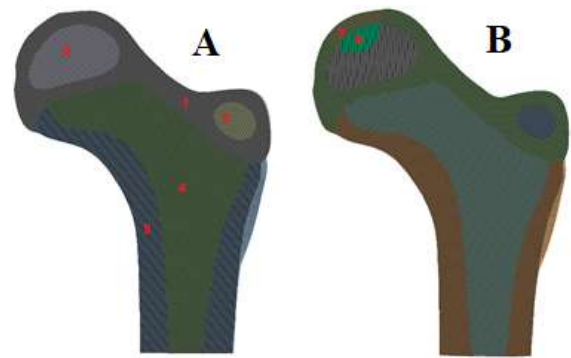


Fig 2. Generación de lesiones para los modelos CAD. A. Modelo fisiológico. B. Modelo lesión tipo A. 1) Cartílago epifisiario, 2) Centro de osificación primario, 3) Centro de osificación secundario, 4) Hueso trabecular, 5) Hueso cortical, 6) Lesión del centro de osificación primario, 7) Cartílago necrosado.

Las propiedades mecánicas para cada cuerpo que conforma el modelo fueron recopiladas de diferentes estudios técnicos reportados y validados en literatura especializada, estas propiedades fueron asignadas para cada tejido asumiendo el comportamiento isotrópico lineal, aproximación que puede ser adaptada debido al comportamiento de los cuerpos sólidos, deformables y elásticos descrito así por Hooke que afirma así que el estiramiento lineal de un cuerpo con las anteriores condiciones es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre el mismo (Tabla 1). Estas simplificaciones se consideran apropiadas para el objetivo de este estudio.

Para diferenciar la interface entre los tejidos se utilizaron contactos mecánicos tipo bonded, el cual no permite deslizamientos ni separación entre las superficies que delimitan el tejido, simulando la unión que se da por el tejido fibroso como el colágeno y células que mantienen unidos los tejidos biológicos y no permiten deslizamientos y separaciones. Para la articulación entre el acetábulo y la epífisis femoral fue utilizado un contacto sin fricción con el fin de simular el deslizamiento relativo entre los cartílagos epifisial y acetabular y el efecto del líquido sinovial junto con la fibras de colágeno [31].

### A. Modelo de carga

Los modelos de carga asignados a las geometrías obtenidas en el proceso de reconstrucción ósea, se basan en características estáticas, suponiendo así un estado de reposo en apoyo bipodal para el ser humano. Las fuerzas asignadas en ambos modelos (vectorial y muscular) corresponden a los valores de precarga muscular que tendría el infante de 6 años de edad en el presente caso.

Los modelos obtenidos parten de la constitución anatómica y muscular de la articulación coxofemoral, involucrando así los tejidos duros (huesos) y blandos (cartílagos) presentes y correspondientes a la edad del sujeto en estudio así como los tejidos musculares y sus fuerzas intrínsecas que aportan a los movimientos de la cadera en infantes; debido a que el cuerpo humano presenta una simetría ósea con respecto al plano sagital del mismo, se llevó a cabo el estudio con un modelo simétrico que involucra la pelvis y el fémur del lado derecho del infante de 6 años.

#### 1) Modelo de carga vectorial (cargas puntuales)

Según la organización mundial de la salud (OMS) el peso promedio para un niño de 6 años es de alrededor de 20 kg [5]; teniendo en cuenta estos datos y que las fuerzas soportadas por la articulación coxofemoral corresponden a 2/3 del cuerpo humano, se asigna una fuerza remota a una altura a la que se aproxima el centro del cuerpo humano de magnitud de 130 N (Fig 3), correspondientes a los 2/3 del peso corporal para un infante de esta edad.

Para el primer modelo de carga que está dado a partir de la balanza de Pauwels cuando el individuo se encuentra en estado de reposo [30], se trabaja un estímulo simplificado correspondiente a la fuerza resultante muscular soportada por la articulación coxofemoral, y se calcula a partir de un equilibrio estático en donde se involucran la reacción generada entre la epífisis femoral y el cartílago acetabular ( $R$  en Fig 3), la fuerza simplificada nace en el trocánter mayor del fémur y tiene su punto de inserción en la parte alta de la cresta iliaca ( $F_M$  en Fig 3), el peso corporal, y las distancias que se muestran en la (Fig 3) ya que este modelo ya ha sido usado en otras ocasiones, el valor de la fuerza se tomó de un caso de estudio reportado [25].

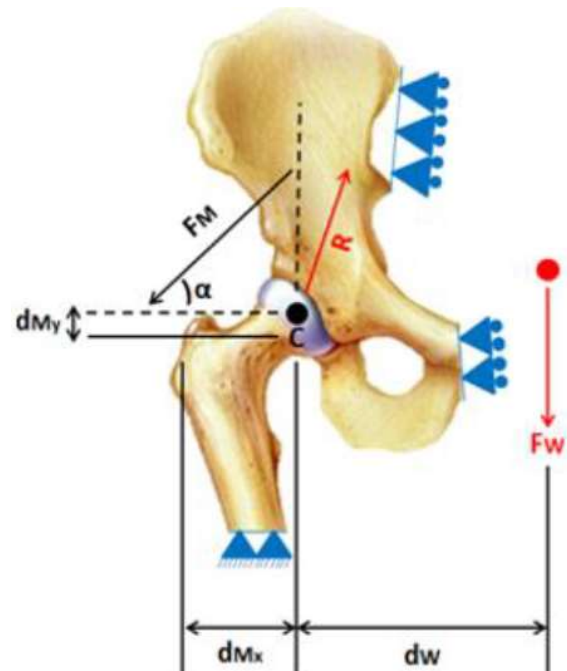


Fig 3. Condiciones de carga y frontera para el modelo.

#### 2) Modelo de carga muscular

El estímulo de carga para el segundo modelo está dado por el modelo muscular de Hill [26] que consiste en un elemento activo de tracción que tiene a su vez resortes pasivos tanto en serie como en paralelo para el mismo músculo [32], sin embargo, dado que el estudio presente es un análisis estático, los elementos activos no se tienen en cuenta en este caso ya que estos actúan cuando el músculo está en movimiento y tiene una velocidad. Por esta razón, los músculos fueron simplificados como un resorte de tensión lineal con una precarga (Fig 4) como se presenta por Sacks en [26].

Debido a que varios músculos son cercanos y algunos de estos no tienen un aporte importante en términos de tensión frente a otros, solo se emplearon los músculos encargados de los principales movimientos de la cadera: Pectíneo, aductor corto, obturador interno y externo, iliaco, cuadrado femoral, glúteo menor, glúteo medio y glúteo mayor.

A partir del estudio realizado por Sacks se obtienen los valores de la rigidez de los resortes (N/mm) y su respectiva longitud libre [26] o pre carga (Tabla 2).

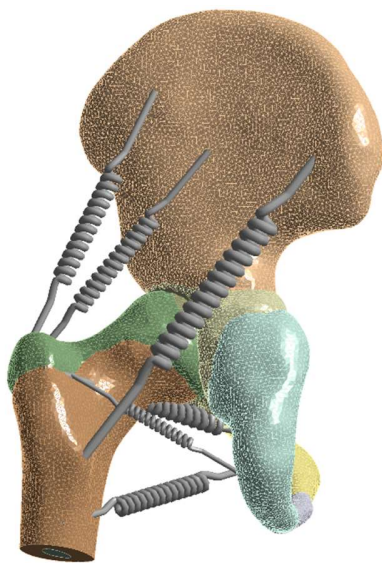


Fig 4. Simplificación de los músculos empleados en el modelo.

Los valores fueron tomados directamente del estudio consultado para el caso del pectíneo, aductor corto, iliaco y el grupo de los glúteos, mientras que para los obturadores y el cuadrado femoral fue calculada una precarga muscular a partir del área de sección transversal fisiológica (PCSA) y la tensión específica del músculo ( $\sigma$ ); con los datos anteriores y a partir de la ecuación 1, se conoce dicha precarga muscular para los dos músculos mencionados; en este caso como lo muestra Tomas, la tensión específica del músculo fue tomada con un valor de 350kPa [33].

$$F = PCSA * \sigma \quad (1)$$

El PCSA se tomó para los obturadores y el cuadrado femoral según el estudio realizado por Arnold para dichos datos [34]. Para los músculos de los cuáles no se obtiene la longitud libre, se calculó un valor de precarga con los datos reportados y la ecuación 1. Debido al poco aporte de algunos músculos como ya se mencionó, con el fin de reducir tiempos de simulación, se juntaron músculos en un solo resorte sumando estos mismos como dos resistencias en paralelo en un circuito eléctrico.

Con el fin de lograr un buen comportamiento en la simulación de los músculos como resortes, se asignaron las propiedades mecánicas correspondientes de tres grupos musculares obtenidas de literatura especializada [35], [36] como se muestra en la.

Tabla 3. Propiedades biomecánicas de los músculos. Fuente: Autor.

Para la discretización del dominio en el modelo sano y en el modelo patológico se llevó a cabo con elementos tridimensionales tetraédricos de 10 nodos, los cuales son elementos con un comportamiento cuadrático en sus desplazamientos y es adecuado para modelar mallas en geometrías irregulares. El número de elementos y nodos para cada modelo se presenta en la tabla 4.

### III. RESULTADOS

Los resultados obtenidos por medio del método de los elementos finitos permiten evidenciar las diferencias en la distribución de esfuerzos en los cartílagos de crecimiento, el fémur y la cadera y las deformaciones utilizando los dos diferentes modelos de carga. La comparación es realizada por medio de la distribución y magnitud de los esfuerzos de von Mises, ya que este permite conocer los esfuerzos principales en cualquier punto de sólidos deformables como fueron aproximados los tejidos óseos en este caso.

### IV. CONCLUSIÓN

El modelo vectorial puede representar de buena manera la transferencia de carga y el fenómeno que ocurre en la articulación coxofemoral cuando la cadera se encuentra bajo alguna patología y este es bueno para tener una aproximación no muy exacta de lo que puede ocurrir en diferentes tipos de lesiones. Sin embargo, al momento de requerir una mejor precisión en los resultados o querer observar que ocurre no solo en tejidos como la cresta iliaca, la epífisis femoral o el cartílago acetabular sino obtener un comportamiento complejo tanto del estado de esfuerzos como de deformaciones, es recomendable emplear un modelo más completo como el muscular que permita ser fiel a la realidad de los infantes con el fin de encontrar nuevos tratamientos o procesos que se puedan llevar a cabo en la etapa de crecimiento de niños con patologías de la cadera.

En las tablas 5 y 6 se presentan con mejor detalle las ventajas y desventajas de los modelos de carga empleados en el estudio para el modelo fisiológico y patológico.

|             |
|-------------|
| Cadera sana |
|-------------|

| <b>Moldeo vectorial</b>                                                                   |                                                                        | <b>Modelo muscular</b>                                                       |                                                                                             |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Ventajas</b>                                                                           | <b>Desventajas</b>                                                     | <b>Ventajas</b>                                                              | <b>Desventajas</b>                                                                          |
| Buena aproximación en la distribución de esfuerzos y desplazamientos en la cadera y fémur | Transferencia de carga únicamente hacia la cresta iliaca               | Transferencia de carga hacia todos los tejidos de la cadera                  | Modelo de carga más robusto de analizar                                                     |
|                                                                                           | Concentración puntual de esfuerzos en la zona alta de la cresta iliaca | Mayor transferencia de carga hacia la cresta iliaca                          |                                                                                             |
| Modelo más sencillo para validación de resultados                                         | Concentración de esfuerzos en el centro secundario de osificación      | Mayor concentración de esfuerzos en el centro de osificación primario        | Mayor demanda de datos para implementar el modelo de carga                                  |
|                                                                                           | Modelo empleado en su mayoría en cadera completamente desarrollada     |                                                                              |                                                                                             |
| Modelo de carga con menor complejidad de estudiar e implementar                           | Menor transferencia de carga por parte del fémur                       | Mejor comportamiento de los esfuerzos en el centro de osificación secundario | Mayor sensibilidad en errores de simulación por zonas de origen e inserción de los músculos |
|                                                                                           | Menores esfuerzos en la placa de crecimiento                           |                                                                              |                                                                                             |

Tabla 5. Ventajas y desventajas de los modelos de carga vectorial y muscular en el modelo sano.

| <b>Cadera lesión A</b>                            |                                                                        |                                                                                |                                                                                             |
|---------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Moldeo vectorial</b>                           |                                                                        | <b>Modelo muscular</b>                                                         |                                                                                             |
| <b>Ventajas</b>                                   | <b>Desventajas</b>                                                     | <b>Ventajas</b>                                                                | <b>Desventajas</b>                                                                          |
| Modelo más sencillo para validación de resultados | Transferencia de carga únicamente hacia la cresta iliaca               | Menor pérdida en los esfuerzos entre el centro de osificación sano y lesionado | Mayor sensibilidad en errores de simulación por zonas de origen e inserción de los músculos |
|                                                   | Concentración puntual de esfuerzos en la zona alta de la cresta iliaca | Transferencia de carga hacia todos los tejidos de la cadera                    |                                                                                             |
|                                                   | Disminución en esfuerzos de tejidos afectados por necrosis avascular   | Mejor distribución de esfuerzos en los tejidos afectados por patología         | Mayor memoria requerida para realizar el análisis                                           |

|                                                                 |                                                                                |                                                                              |                            |
|-----------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|
|                                                                 | Mayor pérdida en los esfuerzos entre el centro de osificación sano y lesionado | Mayores esfuerzos en la placa de crecimiento                                 |                            |
| Modelo de carga con menor complejidad de estudiar e implementar | Concentración de esfuerzos en el centro secundario de osificación              | Mejor comportamiento de los esfuerzos en el centro de osificación secundario | Mayor tiempo de simulación |

Tabla 6. Ventajas y desventajas de los modelos de carga vectorial y muscular en el modelo lesión A.

#### REFERENCIAS

- [1] M. R. Azarpira *et al.*, "Association of eNOS 27-bp VNTR, 894G>T and 786T>C polymorphisms with susceptibility to Legg-Calve-Perthes Disease in Iranian children," *J. Orthop.*, vol. 16, no. 2, pp. 137–140, 2019, doi: 10.1016/j.jor.2019.02.024.
- [2] M. Dombrowski and M. McClincy, "Surgical correction of healed Legg-Calve-Perthes deformity," *Oper. Tech. Orthop.*, p. 100784, 2020, doi: 10.1016/j.oto.2020.100784.
- [3] H. Carrillo, "Fracturas de cadera en el niño," *Medigraphic Artemisa*, vol. 5, no. 3, pp. 1–7, 2016, [Online]. Available: <http://www.saludalia.com/salud-familiar/fracturas-de-cadera-en-el-anciano>.
- [4] X. Chen, J. Li, D. Liang, L. Zhang, and Q. Wang, "LncRNA AWPPH participates in the development of non-traumatic osteonecrosis of femoral head by upregulating Runx2," *Exp. Ther. Med.*, pp. 153–159, 2019, doi: 10.3892/etm.2019.8185.
- [5] J. X. Ma *et al.*, "Bone microarchitecture and biomechanics of the necrotic femoral head," *Sci. Rep.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–10, 2017, doi: 10.1038/s41598-017-13643-2.
- [6] F. Gao, W. Sun, W. Guo, B. Wang, L. Cheng, and Z. Li, "Combined with bone marrow-derived cells and rhBMP-2 for osteonecrosis after femoral neck fractures in children and adolescents: A case series," *Sci. Rep.*, vol. 6, no. July, pp. 1–11, 2016, doi: 10.1038/srep30730.
- [7] K. Olstad *et al.*, "Juvenile osteochondritis dissecans of the knee is a result of failure of the blood supply to growth cartilage and osteochondrosis," *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 26, no. 12, pp. 1691–1698, 2018, doi: 10.1016/j.joca.2018.06.019.
- [8] M. E. Mogollon Cordero, "Incidencia de necrosis avascular de cabeza de femur en pacientes adultos," 2000.
- [9] A. F. Mejía, "Análisis del comportamiento biomecánico de la epífisis femoral en niños de 6 años afectada por necrosis avascular: Modelo computacional," vol. 1, no. 1, p. 75, 2018, doi: .1037//0033-2909.I26.1.78.
- [10] L. López, Rodrigo. Ruiz, Juan. Pineda, *Comportamiento biomecánico de la epífisis femoral en presencia de osteonecrosis*. 2018.
- [11] J. Ardila, "Determinación del comportamiento biomecánico de una cadera displásica en un paciente de 1 año de edad: Modelo 3D computacional," vol. 1, no. 1, p. 75, 2018.
- [12] V. M. Almendros-Abellán, M. Castro-García, J. Canales-Vázquez, P. Berenguel-Herraiz, and S. Sabater, "Alterations in femoral neck strength following pelvic irradiation. A finite element analysis of simulated eccentric forces using bone density data derived from CT," *Bone*, vol. 145, no. November 2020, p. 115865, 2021, doi: 10.1016/j.bone.2021.115865.
- [13] M. J. Berney, J. Gibbons, M. K. Fitzgerald, D. P. Cardiff, and M. Leonard, "Computational modelling of forces acting on the femur in acetabular fractures: A finite element analysis

study,” *J. Orthop.*, vol. 16, no. 6, pp. 603–618, 2019, doi: 10.1016/j.jor.2019.06.004.

- [14] A. Tsouknidas, K. Anagnostidis, G. Maliaris, and N. Michailidis, “Fracture risk in the femoral hip region: A finite element analysis supported experimental approach,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 11, pp. 1959–1964, 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.011.
- [15] D. O’Rourke, B. R. Beck, A. T. Harding, S. L. Watson, P. Pivonka, and S. Martelli, “Assessment of Femoral Neck Strength and Bone Mineral Density Changes Following Exercise Using 3D-Dxa Images,” *J. Biomech.*, vol. 119, p. 110315, 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110315.
- [16] D. Pratap, S. Chavadaki, A. Shaikh, K. C. N. Kumar, and S. Avikal, “Materials Today : Proceedings Finite element analysis of hip joint to find out the load at which the fracture occurs,” *Mater. Today Proc.*, no. xxxx, pp. 1–6, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.01.388.
- [17] C. S. Rajapakse *et al.*, “Influence of bone lesion location on femoral bone strength assessed by MRI-based finite-element modeling,” *Bone*, vol. 122, no. September 2018, pp. 209–217, 2019, doi: 10.1016/j.bone.2019.03.005.
- [18] A. Tano *et al.*, “Potential bone fragility of mid-shaft atypical femoral fracture: Biomechanical analysis by a CT-based nonlinear finite element method,” *Injury*, vol. 50, no. 11, pp. 1876–1882, 2019, doi: 10.1016/j.injury.2019.09.004.
- [19] H. Tanaka *et al.*, “Biomechanical analysis of supra-acetabular insufficiency fracture using finite element analysis,” *J. Orthop. Sci.*, vol. 23, no. 5, pp. 825–833, 2018, doi: 10.1016/j.jos.2018.04.005.
- [20] M. S. R. Aziz, O. Dessouki, S. Samiezadeh, H. Bougherara, E. H. Schemitsch, and R. Zdero, “Biomechanical analysis using FEA and experiments of a standard plate method versus three cable methods for fixing acetabular fractures with simultaneous THA,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 46, pp. 71–78, 2017, doi: 10.1016/j.medengphy.2017.06.004.
- [21] P. J. Watson, A. Dostanpor, M. J. Fagan, and C. A. Dobson, “The effect of boundary constraints on finite element modelling of the human pelvis,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 43, pp. 48–57, 2017, doi: 10.1016/j.medengphy.2017.02.001.
- [22] C. L. Abraham, S. A. Maas, J. A. Weiss, B. J. Ellis, C. L. Peters, and A. E. Anderson, “A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 6, pp. 1121–1127, 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.01.012.
- [23] K. C. Townsend *et al.*, “Discrete element analysis is a valid method for computing joint contact stress in the hip before and after acetabular fracture,” *J. Biomech.*, vol. 67, pp. 9–17, 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.11.014.
- [24] M. Li *et al.*, “Discrete element and finite element methods provide similar estimations for hip joint contact mechanics during walking gait,” *J. Biomech.*, vol. 115, p. 110163, 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.110163.
- [25] S. Sultan and T. Marler, “Multi-scale Predictive Human Model for Preventing Injuries in the Ankle and Knee,” *Procedia Manuf.*, vol. 3, no. Ahfe, pp. 3767–3774, 2015, doi: 10.1016/j.promfg.2015.07.827.
- [26] M. S. Sacks, “A comparison of the contact force distributions on the acetabular surface due to orthopedic treatments developmental hip dysplasia,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 134, no. 9, 2012, doi: 10.1115/1.4007457.
- [27] J. Stolk, N. Verdonchot, and R. Huiskes, “Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction,” *J. Biomech.*, vol. 34, no. 7, pp. 917–926, 2001, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00225-6.
- [28] F. Lutz *et al.*, “Calculation of muscle forces during normal gait under consideration of femoral bending moments,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 9, pp. 1008–1015, 2016, doi: 10.1016/j.medengphy.2016.05.005.
- [29] R. A. Brand, R. D. Crowninshield, C. E. Wittstock, D. R. Pedersen, C. R. Clark, and F. M. Van Krieken, “A model of lower extremity muscular anatomy,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 104, no. 4, pp. 304–310, 1982, doi: 10.1115/1.3138363.
- [30] C. Anal and E. M. Araujo, “Sindrome de legg calve perthes,” *Rev. Posgrado la VIa Cátedra*

*Med.*, vol. 1, pp. 10–14, 2007, doi: 10.1145/1041680.1041681.

- [31] O. Marín-Peña, E. Fernández-Tormos, P. Dantas, P. Rego, and L. Pérez-Carro, “Anatomía y función de la articulación coxofemoral. Anatomía artroscópica de la cadera,” *Rev. Española Artrosc. y Cirugía Articul.*, vol. 23, no. 1, pp. 3–10, 2016, doi: 10.1016/j.reaca.2016.02.001.
- [32] F. Turner, “Multiple Muscle Systems: Biomechanics and movement organisation,” *Physiotherapy*, vol. 78, no. 11, p. 877, 1992, doi: 10.1016/s0031-9406(10)60485-3.
- [33] T. A. Correa and M. G. Pandy, “A mass-length scaling law for modeling muscle strength in the lower limb,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 16, pp. 2782–2789, 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.08.024.
- [34] E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, and S. L. Delp, “A model of the lower limb for analysis of human movement,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 2, pp. 269–279, 2010, doi: 10.1007/s10439-009-9852-5.
- [35] N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, and M. Nordin, *Fundamentals of Biomechanics*. 2017.
- [36] J. Wu, Z. Qian, W. Liang, J. Liu, L. Ren, and L. Ren, “In vivo assessment of material properties of muscles and connective tissues around the knee joint based on shear wave elastography,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 109, no. November 2019, p. 103829, 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103829.
- [37] G. Q. Zhou *et al.*, “Reconstruction of the biomechanical transfer path of femoral head necrosis: A subject-specific finite element investigation,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 52, pp. 96–101, 2014, doi: 10.1016/j.combiomed.2014.04.002.
- [38] E. Villamor, C. Monserrat, L. Del Río, J. A. Romero-Martín, and M. J. Rupérez, “Prediction of osteoporotic hip fracture in postmenopausal women through patient-specific FE analyses and machine learning,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 193, p. 105484, 2020, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105484.
- [39] D. Vogel, M. Wehmeyer, M. Kebbach, H. Heyer, and R. Bader, “Stress and strain distribution in femoral heads for hip resurfacing arthroplasty with different materials: A finite element analysis,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 113, no. September 2020, p. 104115, 2021, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.104115.
- [40] K. Kitamura *et al.*, “Effect of sagittal pelvic tilt on joint stress distribution in hip dysplasia: A finite element analysis,” *Clin. Biomech.*, vol. 74, no. October 2019, pp. 34–41, 2020, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.02.011.