

Análisis estructural de la articulación de la cadera mediante segmentación y elementos finitos en pacientes con pinzamiento femoroacetabular.

Carlos Felipe Castillo Moreno

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Octavio Andrés Gonzáles Estrada
PhD en Ingeniería Mecánica y Materiales

Codirector

Cristian Andres Hernandez Salazar
Ingeniero Mecánico

Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingeniería Físico-Mecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Bucaramanga

2023

Dedicatoria

Primeramente, a Dios quien hizo que todo esto fuera posible pero nunca imposible y a mis padres que siempre creyeron en mí desde un comienzo llevándome hacia la meta final de ser Ingeniero Mecánico de la Universidad Industrial de Santander.

Agradecimientos

A mi familia que fue mi mayor apoyo en el transcurso de mi carrera, al profesor Octavio Andrés Gonzales Estrada quien me guio durante mi proyecto y me fortaleció en más conocimientos de la ingeniería y por último a mi codirector Cristian Andrés Hernández Salazar por el apoyo incondicional en cada una de las etapas de este trabajo.

Tabla de Contenido

	Pág.
Introducción	10
1. Objetivos	14
1.1 Objetivo General	14
1.2 Objetivos Específicos.....	14
2. Materiales y métodos	15
2.1 Marco Referencial.....	15
2.1.1 Tipos de imágenes médicas diagnosticas:.....	15
2.1.2 Radiografía.....	15
2.1.3 Tomografía axial computarizada	15
2.1.4 Resonancia magnética.....	16
2.1.5 Articulación de la cadera	16
2.1.6 Análisis de elementos finitos (FEA):.....	16
2.1.7 Segmentación.....	17
2.1.8 Pinzamiento femoroacetabular.....	18
2.2. Métodos.....	18
2.2.1 Revisión de TC y segmentación de modelos a partir de imágenes médicas:.....	19
2.2.3 Propiedades del hueso.....	20
2.2.4 Modelo de elementos finitos.....	21
3. Resultados	24
3.1 Comparación de movimientos.	24

3.2 Puntos de concentración	26
4. Conclusiones	30
Referencias Bibliográficas	31

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla1. Independencia de malla.	23
Tabla2 Resultados movimientos de flexión.....	25
Tabla3 Resultados movimientos de abducción.....	26
Tabla4. Resultados de desplazamientos de abducción.	28
Tabla5. Resultados de desplazamientos de flexión.....	29

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 Articulación de la cadera. Fuente. Elaboración propia.....	16
Figura 2 Método de elementos finitos. Fuente. Elaboración propia.	17
Figura 3 Segmentación de imágenes médicas. Fuente. Elaboración propia.	18
Figura 4 Proceso de revisión de imágenes médicas, en el cual se resalta el pinzamiento femoroacetabular tipo leva. Fuente. Elaboración propia.	19
Figura 5 Segmentación de articulación, el color verde que se detalla es atribuido al hueso de interés para generar el modelo tridimensional. Fuente. Elaboración propia.....	20
Figura 6 Variaciones de los HU en el tejido óseo. Fuente. Elaboración propia.	21
Figura 7 Modelos de fémur y acetábulo mallados. Fuente. Elaboración propia.	22
Figura 8 Movimientos permitidos: (a) abducción y (b) flexión. Fuente. Elaboración propia.	23
Figura 9 Condiciones de contorno: (a) movimiento y (b) carga.....	24
Figura10 Esfuerzos máximos en la zona de contacto en abducción: (a) movimiento del fémur, (b) distribución de esfuerzos. Fuente. Elaboración propia.	27
Figura 11 Esfuerzos máximos en la zona de contacto en flexión: (a) modelo de movimiento, (b) distribución de esfuerzos. Fuente. Elaboración propia.	28

Resumen

Título: Análisis estructural de la articulación de la cadera mediante segmentación y elementos finitos en pacientes con pinzamiento femoroacetabular.

Autor: Carlos Felipe Castillo Moreno**

Palabras Clave: Segmentación, pinzamiento, 3D Slicer, elementos finitos.

Descripción:

Las simulaciones de elementos finitos son una herramienta importante para comprender el comportamiento de las estructuras bajo diferentes condiciones estructurales. Esto permite ejemplificar situaciones reales de comportamiento en diferentes escenarios. A nivel estructural, las enfermedades musculosqueléticas pueden causar cambios en las estructuras del cuerpo y limitar el movimiento. Entre estas enfermedades, se encuentra el pinzamiento femoroacetabular tipo leva, que ejerce una influencia en la cabeza del fémur y puede causar dolores intensos en la zona de la ingle. En este estudio, se investigó el caso de una paciente con pinzamiento tipo leva mediante tomografías axiales computarizadas (TAC). Los modelos 3D representativos al estado actual del hueso se obtuvieron mediante el proceso de segmentación de estas imágenes en 3D Slicer y se asignaron propiedades específicas de módulo de young y densidad a través de la herramienta bonemat para analizar su comportamiento estructural en ansys con movimientos de flexión y abducción. Los resultados de la investigación muestran que el pinzamiento femoroacetabular tipo leva tiene un impacto significativo en los esfuerzos durante el movimiento de abducción. Además, se observó que el movimiento de flexión presenta una mayor variabilidad en los cambios de esfuerzos, lo que indica cambios más bruscos que en la abducción.

** Trabajo de grado

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés Gonzales Estrada. PhD en Ingeniería Mecánica y Materiales. Codirector: Cristian Andres Hernandez Salazar. Título Ingeniero Mecánico, Jeisson Orlando Paternina Baena Título Ingeniero Mecánico.

Abstract

Title: Structural analysis of the hip joint using segmentation and finite elements in patients with femoroacetabular impingement.*

Author: Carlos Felipe Castillo Moreno**

Key Words: Segmentation, impingement, 3D Slicer, finite elements.

Description: Finite element simulations are an important tool to understand the behavior of structures under different structural conditions. This allows exemplifying real behavior situations in different scenarios. On a structural level, musculoskeletal diseases can cause changes in body structures and limit movement. Among these diseases is the cam type femoroacetabular impingement, which exerts an influence on the femoral head and can cause severe pain in the groin area. In this study, the case of a patient with cam-type impingement was investigated using computed tomography (CT) scans. The representative 3D models of the current state of the bone were obtained through the segmentation process of these images in 3D Slicer and specific properties of young's modulus and density were assigned through the bonemat tool to analyze their structural behavior in ansys with flexural movements. and abduction. The results of the investigation show that the cam-type femoroacetabular impingement has a significant impact on the efforts during the abduction movement. In addition, it was observed that the flexion movement presents a greater variability in the changes of efforts, which indicates more abrupt changes than in abduction.

* Degree Work

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Octavio Andrés Gonzales Estrada. PhD en Ingeniería Mecánica y Materiales. Codirector: Cristian Andres Hernandez Salazar. Título Ingeniero Mecánico, Jeisson Orlando Paternina Baena Título Ingeniero Mecánico.

Introducción

Las enfermedades musculoesqueléticas se han convertido en un tema de investigación significativo debido a su impacto en los sistemas sanitarios y la calidad de vida de las personas (Shapiro, 2021). Se estima que se han diagnosticado alrededor de 120 millones de adultos con estas afecciones, superando así a otras enfermedades como la hipertensión y el asma (Shapiro, 2021). Es importante destacar que las tasas de afectación alcanzan aproximadamente al 47 % de los hombres y al 53 % de las mujeres que han sido diagnosticados con estas enfermedades (Shapiro, 2021). Estas patologías se asocian principalmente a las articulaciones que presentan lesiones o trastornos que impiden el libre movimiento, llevando consigo a afectar no solo a los músculos sino también al sistema óseo que da soporte y protección a las partes blandas (Lafita, 2003). De tal modo que el sistema óseo puede perder estas características debido a un gran número de enfermedades, entre las cuales se destacan la osteoporosis, el pinzamiento femoroacetabular y la artrosis, las cuales disminuyen la calidad de vida del paciente (Jiménez & Cuenca, 2015; Morgado et al., 2005; Rachner et al., 2011).

Entre los métodos más utilizados para diagnosticar el daño que se presenta en una estructura ósea se encuentra la revisión de imágenes médicas como, por ejemplo, rayos X (Lieberman et al., 1995), tomografía axial computarizada (TAC) (Scranton et al., 2000) y resonancias magnéticas (Myers et al., 1999). La radiómica ha revolucionado los TAC en los últimos años, generando modelos 3D a partir de segmentaciones precisas. Estas técnicas subdividen las imágenes y extraen las secciones relevantes para un análisis detallado. Este avance significativo abre nuevas posibilidades para el estudio y comprensión de estructuras anatómicas y patologías (García & Nicot, 2007). Algunos software populares para segmentar imágenes incluyen 3D Slicer (Fedorov et al., 2012), Invesalious (Camilo et al., 2012) y ITK Snap

(Yushkevich et al., 2006). Asimismo, gracias a los avances tecnológicos, ahora es posible crear entornos controlados para simular situaciones que involucran cargas y deformaciones en movimientos articulares (Longo et al., 2021). En este sentido, el método de elementos finitos ha sido ampliamente adoptado en investigaciones médicas debido a su papel fundamental en la realización de simulaciones precisas y realistas. Esta técnica proporciona información valiosa en el campo de la biomecánica, permitiendo comprender mejor el comportamiento de estructuras y contribuyendo al desarrollo de soluciones innovadoras (Cheng et al., 2016; Zhang et al., 2022).

La presencia de dolor en la cadera es una afección que afecta a un gran número de personas jóvenes en todo el mundo. Sin embargo, se ha observado que su prevalencia es mayor en ciertos grupos, como los deportistas de alto rendimiento, en particular los futbolistas profesionales, donde puede llegar a afectar a un 18% de la población (Kemp et al., 2020). La articulación de la cadera es una estructura esencial para la realización de actividades cotidianas en las personas. Esta articulación se compone de la cabeza femoral y el acetábulo, los cuales conectan el tronco con las extremidades inferiores (Navarro et al., 2012; Noble et al., 2017). Debido a las variaciones de movimiento que se dan en la zona articular, se pueden presentar un gran número de enfermedades que afectan el movimiento, entre las cuales se encuentra el pinzamiento femoroacetabular (PFA), el cual genera una anomalía estructural que da como resultado un contacto directo entre el fémur y el acetábulo (Camacho & Mardones, 2013). Entre las variaciones de esta enfermedad se encuentran el pinzamiento tipo leva y el tipo pincer, los cuales se diferencian de acuerdo con la zona que es afectada (Sarassa et al., 2021). En la leva se genera una deformación en el fémur de modo que se desarrollan fuerzas de corte en el cartílago acetabular, y para el pincer se presenta una variación en el acetábulo que da como resultado un aumento de esfuerzo en la cabeza femoral (Sarassa et al., 2021).

En los últimos años, los estudios han utilizado herramientas de modelado para obtener modelos 3D y evaluar las tensiones en la biomecánica del cuerpo durante diferentes actividades (Grubor et al., 2019; Souza & Naves, 2019; Yong et al., 2018) Por ejemplo, en el estudio (Ng et al., 2012), se evaluaron los cambios en las concentraciones de tensiones en la zona anterosuperior del hueso durante las sentadillas, encontrándose un cambio promedio de 15.2 ± 1.8 MPa. Asimismo, se han empleado modelos virtuales para determinar la cantidad óptima de osteoplastia en la reducción del contacto femoroacetabular. Estos enfoques demuestran cómo este tipo de procesos podrían convertirse en una herramienta futura, ya que muestran una gran similitud con los cálculos tradicionales realizados por los médicos. Esto abre nuevas perspectivas en el campo de la medicina, donde la tecnología virtual puede complementar y mejorar los métodos tradicionales de diagnóstico y tratamiento (Bagce et al., 2021). En otros estudios observacionales se detallaron los rangos de movimientos (flexión, rotación interna y externa) encontrando relaciones entre el pinzamiento y el impacto femoroacetabular posterior, de manera que el contacto entre el acetábulo y el cuello femoral se relaciona con la sintomatología del pinzamiento femoroacetabular anterior (AFAI) (Aguilera et al., 2020). Del mismo modo, el uso de análisis por elementos finitos ha permitido estudiar las alteraciones en la articulación de la cadera dado por el pinzamiento, el cual conlleva un aumento en la presión intrínseca, dando lugar al desgaste de la articulación, además de una influencia en los tejidos cartilagosos (Hellwig et al., 2016). La evaluación de los movimientos permitidos por la articulación de la cadera, como la flexión, evidencia cómo el cambio de ángulo de este movimiento genera un aumento en la presión de contacto de la zona, teniendo cambios de 8.2 MPa a 13.3 MPa en tan solo 45 grados de diferencia (Jorge et al., 2014).

Este trabajo se centra en el análisis del pinzamiento femoroacetabular, cuyo desarrollo se inicia con el uso de tomografías axiales computarizadas. A partir de estas imágenes, se realiza la segmentación para obtener modelos 3D de la articulación. Posteriormente, se asignan las propiedades anisótropas características a los huesos, lo que permite evaluar las variaciones de tensiones y deformaciones generadas por el movimiento en el modelo. De esta manera, se puede caracterizar las alteraciones presentes en dos tipos de representaciones: aquellas que muestran pinzamiento y las consideradas teóricamente sanas.

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Desarrollar y validar una metodología de modelado y análisis estructural de articulaciones mediante segmentación de imagen médica diagnóstica 3D y elementos finitos, aplicado al pinzamiento femoroacetabular.

1.2 Objetivos Específicos

Identificar las principales características estructurales que se generan por el pinzamiento femoroacetabular frente a estructuras óseas teóricamente saludables en pacientes adultos (27-59 años).

Determinar el nivel de limitación en la articulación generado por el pinzamiento femoroacetabular de acuerdo a los grados de libertad de la cadera a partir de la segmentación 3D del tejido óseo y un modelo cinemático del movimiento.

Calcular los valores de tensiones y deformaciones, para analizar y establecer las principales diferencias del comportamiento mecánico entre el modelo óseo con pinzamiento femoroacetabular y un modelo estructural óseo sano.

2. Materiales y métodos

2.1 Marco Referencial

En el marco referencial que se presenta a continuación, se analizan los aspectos fundamentales que se derivan de los antecedentes y referentes teóricos. A partir de esto, se presenta un resumen de los conceptos principales que son relevantes para el desarrollo del proyecto.

2.1.1 Tipos de imágenes médicas diagnosticas:

Las imágenes médicas son una herramienta indispensable para la labor diaria de los profesionales de la salud, debido a su gran importancia para permitir la evaluación de las alteraciones que se presentan en el cuerpo y poder llevar a cabo procedimientos indispensables para el tratamiento de los pacientes. Entre este tipo de imágenes podemos encontrar:

2.1.2 Radiografía

Los rayos x utilizan principalmente una radiación electromagnética la cual interactúa con la materia del cuerpo humano a través de una longitud de onda que es absorbida por los diferentes tejidos y órganos, lo que permite conseguir imágenes 2D con las que es posible examinar el sistema esquelético, respiratorio, gastrointestinal, entre otros (Raudales, 2014).

2.1.3 Tomografía axial computarizada

Las TAC es uno de los métodos que permite obtener diferentes cortes o secciones de una zona de manera que es posible apreciar las diferentes irregularidades de toda una extremidad, este tipo procesos tiene una gran relevancia en ámbitos terapéuticos e investigativos, permitiendo observar los sistemas musculoesqueléticos, zona abdominal y el aparato respiratorio (Raudales, 2014).

2.1.4 Resonancia magnética

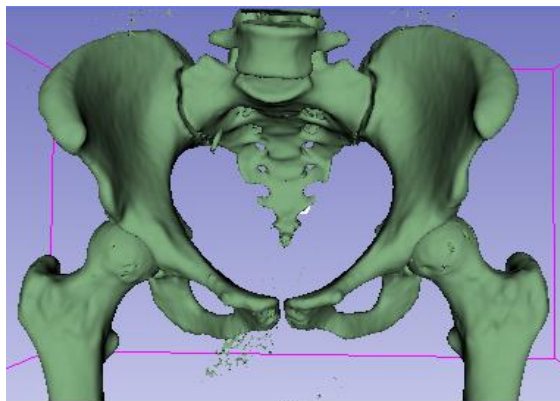
La resonancia magnética es un método que utiliza campos magnéticos a través de un imán para la obtención de imágenes entre las que se destacan los tejidos y órganos internos, entre sus principales usos se pueden detallar el cerebro, corazón, pulmones y los músculos (Raudales, 2014).

2.1.5 Articulación de la cadera

La articulación de la cadera permite la unión del tren superior e inferior dado por la relación que existe entre el fémur y el acetábulo conectando estas dos extremidades y soportando la mayoría del peso de la persona Figura 1, entre sus principales características permite desarrollar movimientos entre los cuales se destacan la flexión, extensión y abducción, además se destaca que es una las articulaciones más difíciles de luxar (Triana et al., 2018)

Figura 1

Articulación de la cadera. Fuente. Elaboración propia.



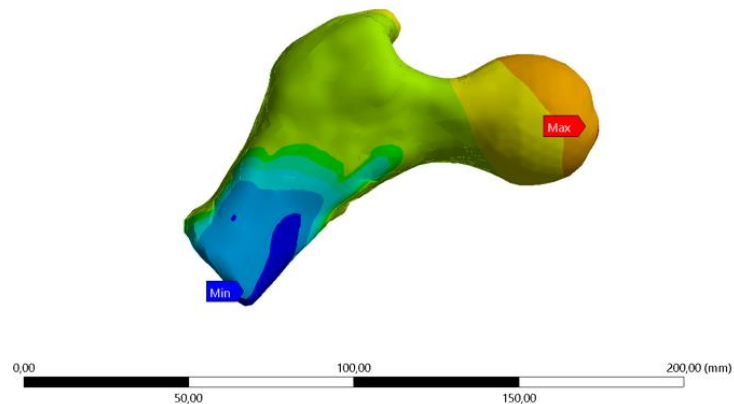
2.1.6 Análisis de elementos finitos (FEA):

El análisis de elementos finitos es un método de análisis que permite dividir una pieza en una cantidad de elementos asociados a una infinidad de nodos en los cuales se presentan las

características principales. A través de este método, es posible establecer condiciones de carga, deformación, temperatura, entre muchas más condiciones como se ve en la Figura 2. El uso de este tipo de herramientas facilita la evaluación de ensayos bajo las condiciones de funcionamiento previniendo de esta manera eventos inesperados no contemplados en el diseño de un elemento (Liu et al., 2009).

Figura 2

Método de elementos finitos. Fuente. Elaboración propia.

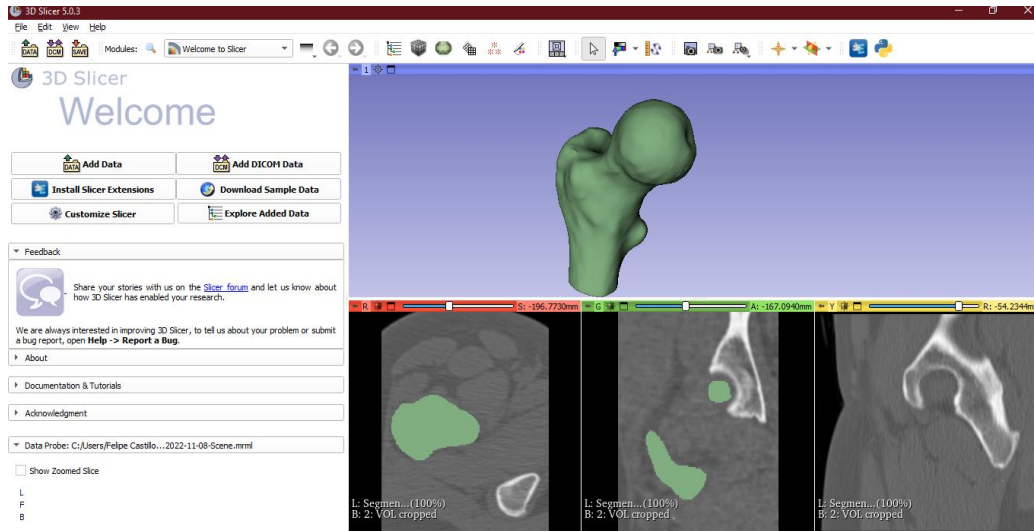


2.1.7 Segmentación

La segmentación es un método enfocado en la selección de regiones de interés en imágenes médicas con el fin de detallar de manera tridimensional las anomalías de alguna zona del cuerpo Figura 3. Este método es muy utilizado en el ámbito médico, ya que permite reconocer la anatomía estructural de las patologías y evaluar de este modo la necesidad de cirugías (Ortega et al., 2014). Algunos de los programas más usados para realizar este proceso es 3D Slicer un software de código abierto muy usado para las investigaciones médicas y biomédicas (Fedorov et al., 2012).

Figura 3

Segmentación de imágenes médicas. Fuente. Elaboración propia.



2.1.8 Pinzamiento femoroacetabular

El pinzamiento femoroacetabular es una patología que afecta la conexión entre el acetábulo y el fémur, lo que puede limitar el movimiento natural de la articulación y producir una sobrecarga en la zona. Los síntomas incluyen dolor intenso en la ingle, y en algunos casos también en el glúteo, lo que puede derivar en otras complicaciones que afectan aún más esta extremidad (Sánchez & Sierra, 2010).

2.2. Métodos

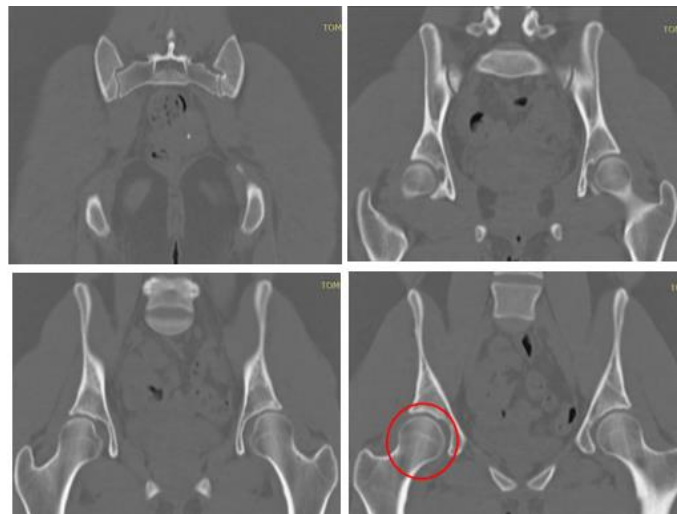
El análisis estructural de la articulación de la cadera fue implementado en tres diferentes etapas: revisión de tomografías, identificación de propiedades mecánicas del hueso y desarrollo de un modelo de elementos finitos para la simulación del contacto. Estas etapas permitieron obtener representaciones tridimensionales de los pacientes, identificar aspectos relevantes en el comportamiento del hueso y establecer condiciones para la simulación con movimientos permitidos de flexión y abducción de la zona de la cadera.

2.2.1 Revisión de TC y segmentación de modelos a partir de imágenes médicas:

Para esta primera fase se revisaron las tomografías axiales computacionales de pacientes con pinzamiento femoroacetabular tipo leva, identificando las irregularidades que presenta la estructura, como se observa en la Figura 4. Se enfocó en particular en una paciente femenina de 30 años. Las imágenes médicas anonimizadas fueron dadas por 3D Medical Innovation SAS, y se tomaron a través de un escáner CT de Philips con una matriz de tamaño 410 x 410, un ancho de ventana de 157, un paso de píxel 0,28 mm y un paso de corte de 4 mm.

Figura 4

Proceso de revisión de imágenes médicas, en el cual se resalta el pinzamiento femoroacetabular tipo leva. Fuente. Elaboración propia.



A partir del proceso previamente descrito de revisión y selección del modelo, se llevó a cabo la segmentación utilizando el software libre 3D Slicer, el cual permite trabajar con tomografías axiales computarizadas (Argüello et al., 2019). En este software se utilizó la

herramienta Threshold para seleccionar las áreas de interés correspondientes a la articulación de la cadera, asignándole un color verde específico, tal como se observa en la Figura 5.

Figura 5

Segmentación de articulación, el color verde que se detalla es atribuido al hueso de interés para generar el modelo tridimensional. Fuente. Elaboración propia.



2.2.3 Propiedades del hueso.

Para la asignación de las propiedades características del hueso (densidad y módulo elástico) se usó el software Bonemat (Pegg & Gill, 2016), el cual evalúa las propiedades del hueso de acuerdo con dos ecuaciones que se basan en la unidad de Hounsfield (HU), de esta manera se define la ecuación (1) para la densidad ρ :

$$\rho = -3.210e13 + HU * 1.00e11 \quad (1)$$

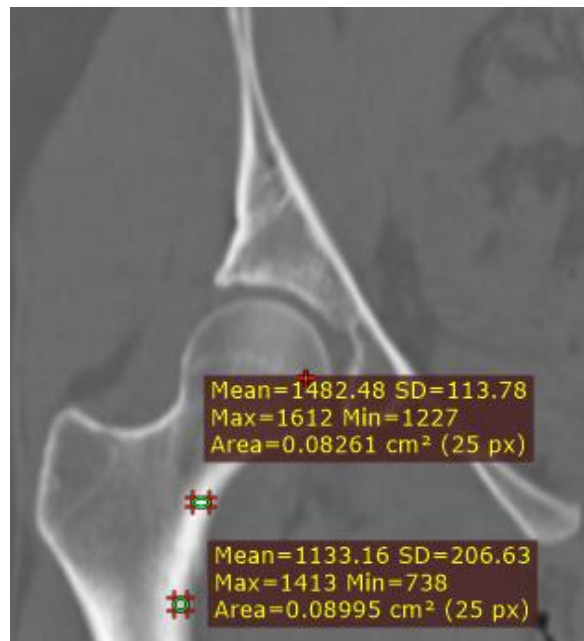
A partir de esta ecuación se define el módulo elástico E:

$$E = 1.8e10 + 2.20e6 * \rho \quad (2)$$

Es relevante señalar que el hueso tiene propiedades variables, tales como el módulo de young y la densidad, que se definen mediante ecuaciones debido a su comportamiento no homogéneo. La Figura 6 ejemplifica cómo dos puntos próximos pueden mostrar valores diferentes. De esta manera, se aplica una interpolación lineal, que permite definir los valores del módulo de young, la densidad y HU en función de sus valores máximos y mínimos, que se encuentran en el rango de 15 a 20 GPA, 0.97 a 1.73 g/cm³ y 300 a 600, respectivamente.

Figura 6

Variaciones de los HU en el tejido óseo. Fuente. Elaboración propia.

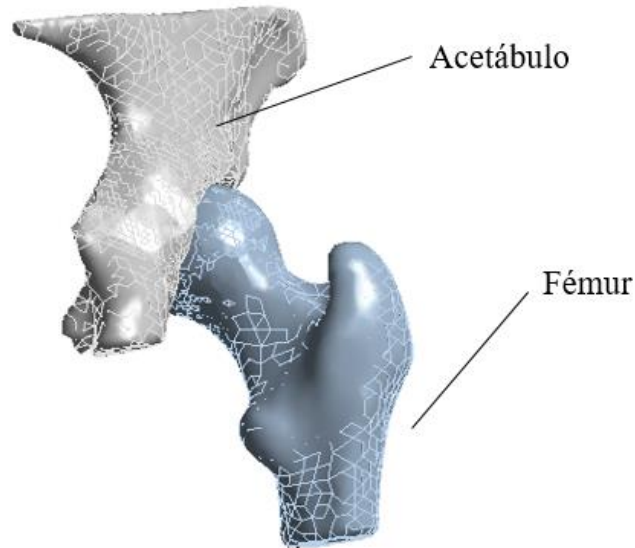


2.2.4 Modelo de elementos finitos.

Se utilizó el método de elementos finitos para representar el modelo estructural y simular su comportamiento elástico. A partir de los modelos STL obtenidos de la paciente de estudio, se crearon las mallas de las articulaciones de la cadera utilizando el software Ansys y se conformó una malla característica de 172325 nodos y 120256 elementos tetraedros cuadráticos, tal como se muestra en la Figura 7.

Figura 7

Modelos de fémur y acetábulo mallados. Fuente. Elaboración propia.



Se realizó una prueba de independencia de malla para definir la malla, como se muestra en la Tabla 1 se emplearon tres resoluciones diferentes, cada una con una cantidad distinta de elementos y nodos, con el objetivo de evaluar la conservación de los resultados de los desplazamientos al aumentar la resolución de la malla. Los resultados indican que, a medida que se aumenta el número de nodos y elementos, la precisión de los resultados mantiene un menor porcentaje de error, lo que sugiere una adecuada independencia de malla para una mayor cantidad de nodos y elementos.

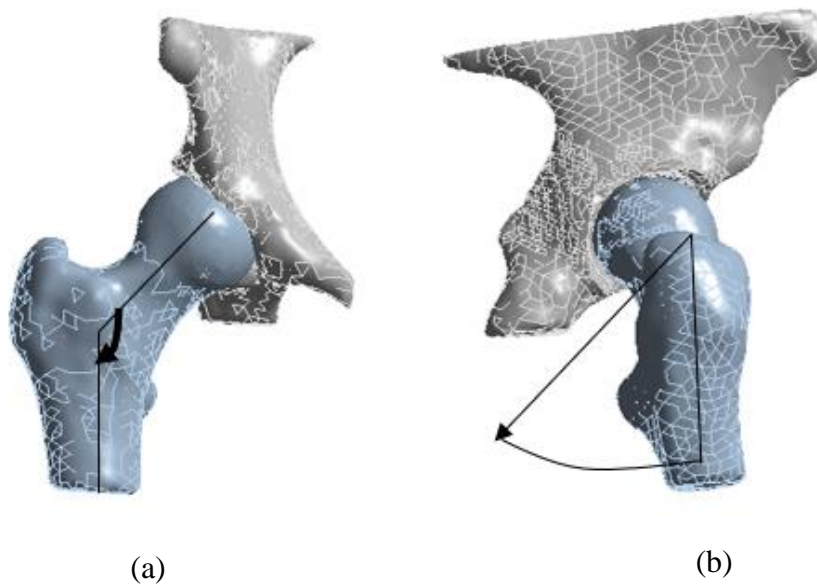
Tabla1.*Independencia de malla.*

Resolución	Nodos	Elementos	desplazamiento (mm)	% Error
2	68540	54320	1.211	5.6
3	102896	90623	1.145	0.17
4	172325	120256	1.147	-

Las restricciones para los modelos incluyen condiciones dinámicas que se relacionan con los movimientos de abducción y flexión, tal como se muestra en la Figura 8. Mediante estas simulaciones, se pueden identificar los cambios en la carga ósea a través de la variación del ángulo y la actividad correspondiente.

Figura 8

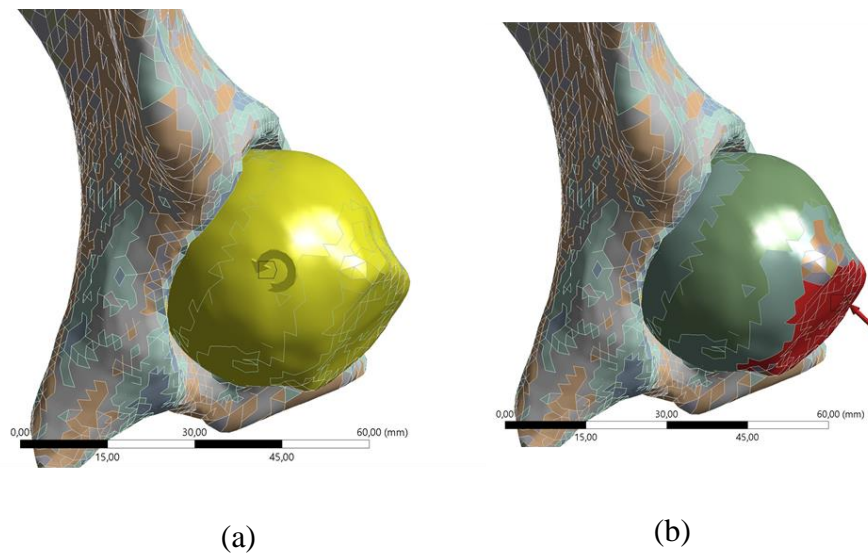
Movimientos permitidos: (a) abducción y (b) flexión. Fuente. Elaboración propia.



Para simular el comportamiento mecánico del hueso en la articulación de la cadera, se establecen restricciones en las condiciones dinámicas de los modelos. De esta manera, se permite que el fémur gire dentro del acetábulo para emular el movimiento real de la cadera. Al mismo tiempo, se mantiene el acetábulo estático mientras el fémur puede moverse a través de tres ángulos definidos previamente, tal como se muestra en la Figura 9 sección (a). Se estableció un contacto sin fricción entre los dos cuerpos con un pinball radius de 10 mm, y se utilizó un tiempo de simulación con substeps de un mínimo de 7 y un máximo de 50. Finalmente se aplicó una carga en la parte inferior de la cabeza del fémur para emular el peso del paciente como se muestra en la Figura 9 sección (b).

Figura 9

Condiciones de contorno: (a) movimiento y (b) carga.



3. Resultados

3.1 Comparación de movimientos.

Mediante el proceso de modelado de los movimientos de la articulación, se evaluaron dos tipos de actividades en dos modelos diferentes: uno sano y otro con pinzamiento tipo leva. En la

Tabla2 se presentan los resultados obtenidos para la flexión, incluyendo los esfuerzos y deformaciones desarrollados a través de tres ángulos distintos.

Tabla2

Resultados movimientos de flexión.

Ángulo (°)	Esfuerzo, tipo leva (MPa)	Esfuerzo, sano (MPa)	Diferencia (%)	Deformación, tipo leva (mm/mm)	Deformación, sano (mm/mm)	Diferencia (%)
3	335.5	300.3	11.72	0.01167	0.01059	10.19
7	787.7	645.01	22.12	0.02824	0.02447	15.40
15	1679.9	1483.3	13.25	0.06024	0.05921	1.74

La Tabla2. muestra un mayor aumento en los esfuerzos del modelo con pinzamiento tipo leva, debido al exceso de hueso que se desarrolla en la cabeza del fémur como resultado de la enfermedad. Además, se observa cómo los aumentos de ángulo afectan las tensiones y deformaciones, destacando un comportamiento proporcional a medida que aumenta el ángulo evaluado. Sin embargo, se aprecia una mayor diferencia proporcional entre los valores del hueso sano y el tipo leva para un ángulo específico, como es el caso de 7 grados.

Tabla3*Resultados movimientos de abducción.*

Ángulo (°)	Esfuerzo, tipo leva (MPa)	Esfuerzo, sano (MPa)	Diferencia (%)	Deformación, tipo leva (mm/mm)	Deformación, sano (mm/mm)	Diferencia (%)
3	363.33	333.15	9.058	0.0116	0.0107	8.78
7	814.59	701.68	16.09	0.0273	0.0237	15.18
15	1684.6	1482.2	13.65	0.0578	0.0491	17.71

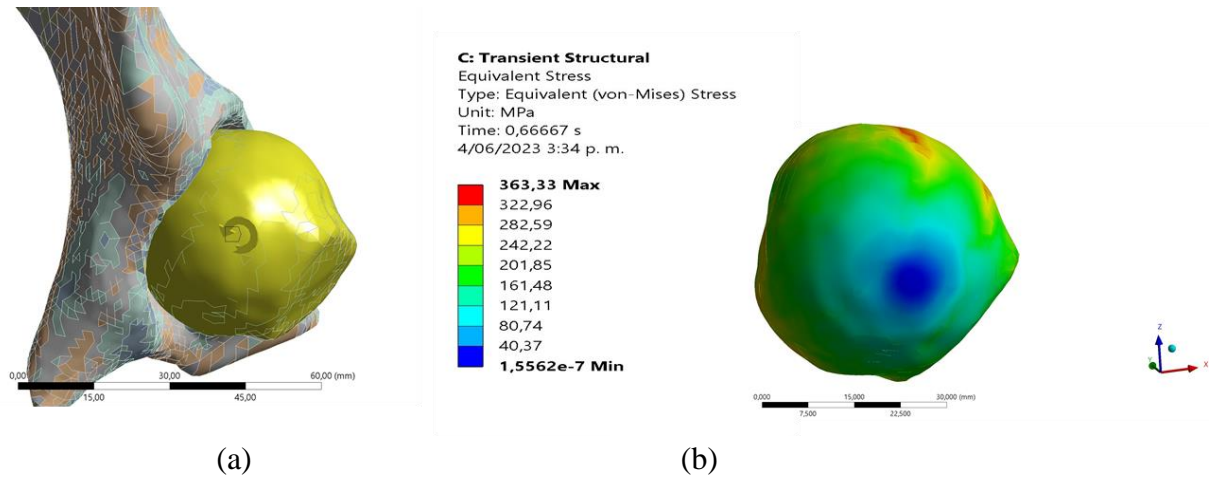
En el segundo análisis de movimiento se evaluó la abducción, cuyos resultados se presentan en la Tabla3. Al igual que en el análisis de flexión, se observa una tendencia en la influencia del ángulo evaluado en los esfuerzos y deformaciones. No obstante, se encontró que, en este caso, el movimiento realizado también influye en los aumentos de esfuerzos, y se observa un aumento mayor en comparación con la flexión.

3.2 Puntos de concentración

Mediante el análisis de elementos finitos se identificaron los puntos de concentración entre las superficies del acetábulo y el fémur. En la Figura10, se puede observar cómo se concentra el esfuerzo en la zona lateral del fémur durante el movimiento de abducción, cuando se produce el contacto entre estas dos superficies.

Figura10

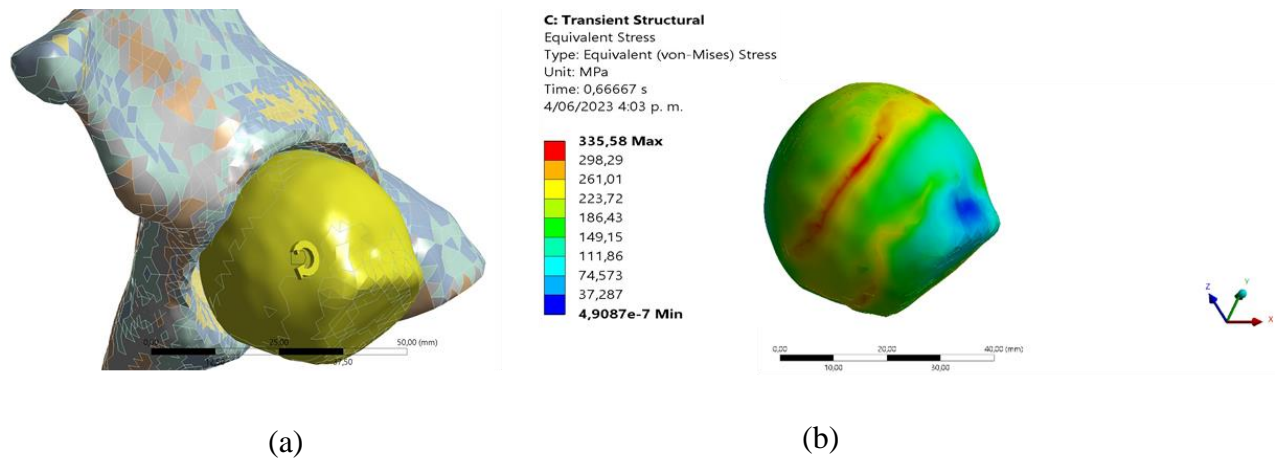
Esfuerzos máximos en la zona de contacto en abducción: (a) movimiento del fémur, (b) distribución de esfuerzos. Fuente. Elaboración propia.



Es importante destacar que el punto de concentración varía según el tipo de movimiento, como se puede observar en la Figura 11. Al evaluar el movimiento de flexión, se evidencia un cambio en la posición de la concentración en comparación con la abducción, presentando una mayor concentración en la zona frontal del fémur.

Figura 11

Esfuerzos máximos en la zona de contacto en flexión: (a) modelo de movimiento, (b) distribución de esfuerzos. Fuente. Elaboración propia.



Debido a los puntos de concentración generados, se producen desplazamientos en los diferentes ángulos evaluados. Como se puede observar en la Tabla4, se presentan los resultados correspondientes al movimiento de abducción, donde se evidencia una mayor afectación en el caso del pinzamiento tipo leva.

Tabla4.

Resultados de desplazamientos de abducción.

Ángulo (°)	Desplazamiento, tipo leva (mm)	Desplazamiento, sano (mm)	Diferencia (%)
3	1.255	1.099	14.19
7	2.836	2.239	26.6
15	5.985	5.366	11.53

En la Tabla5 se presentan los resultados del movimiento de flexión, los cuales indican que la influencia del pinzamiento se mantiene. Sin embargo, es importante destacar que, en ambos casos, el movimiento de abducción sigue siendo el principal generador de desplazamientos.

Tabla5.

Resultados de desplazamientos de flexión.

Ángulo (°)	Desplazamiento, tipo leva (mm)	Desplazamiento, sano (mm)	Diferencia (%)
3	1.147	1.025	11.9
7	2.679	2.183	22.72
15	5.786	5.191	11.46

Los resultados obtenidos en este trabajo presentan una gran diferencia con respecto a (Lostado et al., 2021) debido a las condiciones de exposición del hueso. En nuestro estudio, se produjo un contacto entre dos materiales con propiedades y resistencias similares, lo que resultó en mayores esfuerzos en comparación con (Lostado et al., 2021), donde se presentó un contacto entre el hueso y el cartílago acetabular siendo este un material con propiedades más bajas y menos resistente. A pesar de estas diferencias, se mantuvo la tendencia de los resultados, donde se observó un mayor esfuerzo cuando el fémur tuvo pinzamiento tipo leva.

4. Conclusiones

La segmentación y el análisis de elementos finitos revelan que el pinzamiento tipo leva provoca una concentración de esfuerzos en la cabeza del fémur, lo que puede limitar el movimiento en las personas que lo padecen. Además, se encontró que la realización de actividades ya sea de flexión o abducción, aumenta los esfuerzos en la zona afectada. En particular, se observó un mayor esfuerzo en la abducción, que llegó a ser de hasta 1684.6 MPa. Sin embargo, se encontró una mayor variación porcentual del 22% en los esfuerzos de la flexión, lo que indica que este tipo de movimiento tiene cambios más bruscos entre la articulación sana y el tipo leva. En resumen, la abducción genera mayores esfuerzos, mientras que la flexión presenta una mayor variación porcentual, lo que sugiere que ambos movimientos tienen un impacto significativo en la zona afectada.

Este tipo de investigación proporciona un aporte importante a los estudios biomecánicos, ya que permite reconocer cómo se producen los contactos en ciertos movimientos de la articulación de la cadera bajo la influencia del pinzamiento tipo leva. De esta manera, se pueden identificar las zonas de la cabeza del fémur que se ven más afectadas al realizar ciertos movimientos.

Referencias Bibliográficas

- Aguilera, B., Coaquira, R., & Cantor, E. (2020). Posterior femoroacetabular impact in patients with suspected anterior femoroacetabular impingement evaluated with a 3-dimensional dynamic study. *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, 7(3), 127–130. <https://doi.org/10.1016/j.jajs.2020.08.002>
- Argüello, D., Sánchez Acevedo, H. G., & González-Estrada, O. A. (2019). Comparison of segmentation tools for structural analysis of bone tissues by finite elements. *Journal of Physics: Conference Series*, 1386(1), 012113. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1386/1/012113>
- Bagce, H., Lynch, T., & Wong, T. (2021). Use of a 3D virtual dynamic hip model to quantify the amount of osteoplasty required in femoroacetabular impingement patients. *Clinical Imaging*, 69, 293–300. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2020.10.002>
- Camacho, D., & Mardones, R. (2013). Pinzamiento femoroacetabular: asociación entre el área de sobrecobertura y la zona de delaminación condral acetabular. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 57(2), 111–116. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2012.11.005>
- Camilo, A. A., Amorim, P. H. J., Moraes, T. F., De, F., Azevedo, S., & Da Silva, J. V. L. (2012). Invesalius: medical image edition. *1er Congreso Internacional de Diseño y Procesos de Dispositivos Médicos*, 279–282.
- Cheng, B., Shrestha, S., & Chou, K. (2016). Stress and deformation evaluations of scanning strategy effect in selective laser melting. *Additive Manufacturing*, 12, 240–251. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.05.007>
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S., &

- Kikinis, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323–1341. <https://doi.org/10.1016/J.MRI.2012.05.001>
- Garcia, S., & Nicot, M. (2007). Segmentación de imágenes médicas con la aplicación de snakes. *Ciencia En Su PC*, 4, 12–22.
- Grubor, P., Mitković, M., Mitković, M., & Grubor, M. (2019). Comparison of biomechanical stability of osteosynthesis materials in long bone fractures. *Med Glas (Zenica)*, 16(1), 88–92. <https://doi.org/10.17392/985-19>
- Hellwig, F., Tong, J., & Hussell, J. (2016). Hip joint degeneration due to cam impingement: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19(1), 41–48. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.983490>
- Jiménez, F., & Cuenca, C. (2015). Síndrome de pinzamiento femoroacetabular en deportista veterano. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 8(4), 171–173. <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2015.04.003>
- Jorge, J., Simões, F., Pires, E., Rego, P., Tavares, D., Lopes, D., & Gaspar, A. (2014). Finite element simulations of a hip joint with femoroacetabular impingement. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(11), 1275–1284. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.744398>
- Kemp, J., Mosler, A., Hart, H., Bizzini, M., Chang, S., Scholes, M., Semciw, A., & Crossley, K. (2020). Improving function in people with hip-related pain: a systematic review and meta-analysis of physiotherapist-led interventions for hip-related pain. *British Journal of Sports Medicine*, 54(23), 1382–1394. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101690>

- Lafita, J. (2003). Fisiología y fisiopatología ósea. *Anales Del Sistema Sanitario de Navarra*, 26(3), 7–17.
- Liberman, U., Weiss, S., Bröll, J., Minne, H., Quan, H., Bell, N., Rodriguez, J., Downs, R., Dequeker, J., Favus, M., Seeman, E., Recker, R., Capizzi, T., Santora, A., Lombardi, A., Shah, R., Hirsch, L., & Karpf, D. (1995). Effect of Oral Alendronate on Bone Mineral Density and the Incidence of Fractures in Postmenopausal Osteoporosis. *New England Journal of Medicine*, 333(22), 1437–1444. <https://doi.org/10.1056/NEJM199511303332201>
- Liu, G., Nguyen, T., & Lam, K. (2009). An edge-based smoothed finite element method (ES-FEM) for static, free and forced vibration analyses of solids. *Journal of Sound and Vibration*, 320(4–5), 1100–1130. <https://doi.org/10.1016/j.jsv.2008.08.027>
- Longo, U., Stelitano, G., Salvatore, G., Candela, V., Di Naro, C., Ambrogioni, L., Amirouche, F., & Denaro, V. (2021). FEA Applications for Orthopedics: An Overview. In *Orthopaedic Biomechanics in Sports Medicine* (pp. 99–107). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-81549-3_9
- Lostado, R., Somovilla, F., Corral, M., Íñiguez, S., Rodríguez, A., Fernández, E., Rubio, M., Pérez, A., Cristóbal, R., & Larráyoz, I. (2021). Comparative Analysis of Healthy and Cam-Type Femoroacetabular Impingement (FAI) Human Hip Joints Using the Finite Element Method. *Applied Sciences*, 11(23), 11101. <https://doi.org/10.3390/app112311101>
- Morgado, I., Pérez, A. C., Moguel, M., Pérez, F. J., & Torres, L. M. (2005). Guía de manejo clínico de la artrosis de cadera y rodilla. *Revista de La Sociedad Española Del Dolor*, 12(5), 289–302.
- Myers, S., Eijer, H., & Ganz, R. (1999). Anterior Femoroacetabular Impingement After Periacetabular Osteotomy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 363, 93–99.

<https://doi.org/10.1097/00003086-199906000-00012>

- Navarro, J., Villaseñor, P., Vargas, A., Canoso, J., Chiapas, K., Hernández, C., Saavedra, M., & Kalish, R. (2012). Clinical Anatomy of the Pelvis and Hip. *Reumatología Clínica*, 8(SUPPL.2), 33–38. <https://doi.org/10.1016/j.reuma.2012.10.006>
- Ng, K., Rouhi, G., Lamontagne, M., & Beaulé, P. (2012). Finite Element Analysis Examining the Effects of Cam FAI on Hip Joint Mechanical Loading Using Subject-Specific Geometries During Standing and Maximum Squat. *HSS Journal*, 8(3), 206–212. <https://doi.org/10.1007/s11420-012-9292-x>
- Noble, P., Dwyer, M., Gobba, M., & Harris, J. (2017). Functional Mechanics of the Human Hip. In *Hip Joint Restoration* (pp. 57–73). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-0694-5_7
- Ortega, D., Gutiérrez, G., Iznaga, A., Rodríguez, T., de Beule, M., & Verheghe, B. (2014). Segmentación de los huesos en imágenes TC empleando la umbralización global y adaptativa. *Imagen Diagnóstica*, 5(2), 68–73. <https://doi.org/10.1016/j.imadi.2014.03.001>
- Pegg, E., & Gill, H. (2016). An open source software tool to assign the material properties of bone for ABAQUS finite element simulations. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 3116–3121. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.037>
- Rachner, T., Khosla, S., & Hofbauer, L. (2011). Osteoporosis: now and the future. *The Lancet*, 377(9773), 1276–1287. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(10\)62349-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(10)62349-5)
- Raudales, I. (2014). Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades. *Revista Facultad de Ciencias Médicas*, 35–43.
- Sánchez, A., & Sierra, R. (2010). Pinzamiento femoroacetabular. *Rev Col Or Tra*, 24(1), 40–46.
- Sarassa, C., Carmona, D., Vanegas, D., Restrepo, C., Gomez, L., & Herrera, A. (2021).

- Pinzamiento femoroacetabular tratado con luxación quirúrgica de la cadera: resultados a corto plazo. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 65(6), 425–432. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2021.02.002>
- Scranton, P., McDermott, J., & Rogers, J. (2000). The Relationship between Chronic Ankle Instability and Variations in Mortise Anatomy and Impingement Spurs. *Foot & Ankle International*, 21(8), 657–664. <https://doi.org/10.1177/107110070002100805>
- Shapiro, J. (2021). Incidence and Prevalence of Musculoskeletal Disease. In *Clinical Foundations of Musculoskeletal Medicine* (pp. 3–9). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-42894-5_1
- Souza, R., & Naves, E. (2019). Numerical Evaluation of Efforts on the Femoral Head in a 3D Model. In *IFMBE Proceedings* (Vol. 70, Issue 1, pp. 323–326). https://doi.org/10.1007/978-981-13-2119-1_49
- Triana, E., Ulloa, S., Padron, M., & Rodriguez, R. (2018). *Bases anatomofuncionales de la articulación de la cadera y su relación con la fractura*. Vol 40. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1684-18242018000300017
- Yong, Q., Hongtao, S., Yueguang, F., Feimeng, L., Yunting, W., & Chana, G. (2018). Three dimensional finite element analysis of the influence of posterior tibial slope on the anterior cruciate ligament and knee joint forward stability. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 31(4), 629–636. <https://doi.org/10.3233/BMR-169703>
- Yushkevich, P., Piven, J., Hazlett, H., Smith, R., Ho, S., Gee, J., & Gerig, G. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage*, 31(3), 1116–1128. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>

Zhang, Z., Pei, K., Sun, M., Wu, H., Wu, H., Jiang, S., & Zhang, F. (2022). Tessellated multistable structures integrated with new transition elements and antisymmetric laminates. *Thin-Walled Structures*, 170, 108560. <https://doi.org/10.1016/j.tws.2021.108560>