Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica
Fecha de recepción: 11-06-2026
Fecha de aceptación: 07-09-2026

INGENIERÍA MECÁNICA
TECNOLOGÍA Y DESARROLLO
Vol. 8 No. 4 (2026) 147 - 158

Análisis mediante paquetería de elemento finito del comportamiento de una prótesis de cadera Charnley®

Finite element analysis of the mechanical behavior of a Charnley® hip prosthesis

L. Deloya, E.I. Ramírez, C.G. Figueroa, O. Ruiz*, A. Ortiz
Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales, Facultad de Ingeniera, UNAM, Laboratorios de Ingeniería Mecánica
"Ing. Alberto Camacho Sánchez". Circuito interior. Anexo de Ingeniería, Ciudad Universitaria, C.P. 04510, Ciudad de México, México

*oruiz@unam.mx

Resumen

Se desarrolló un modelo por elemento finito de una prótesis total de cadera tipo Charnley®, basado en escaneo 3D y reparación geométrica digital, para evaluar su comportamiento biomecánico durante la fase crítica de la marcha. Se compararon modelos con y sin inclusión de fuerzas musculares, incorporando propiedades de biomateriales, interacción implante–fémur y respaldo acetabular mediante el uso de Abaqus®. Los resultados mostraron concordancia con la literatura y evidenciaron que la inclusión de músculos abductores y glúteos genera una redistribución más uniforme de esfuerzos. Asimismo, se identificó la presencia de stress shielding en la región proximal del fémur, asociado a una transferencia insuficiente de carga y posibles procesos de reabsorción ósea. El estudio demuestra que considerar fuerzas musculares mejora significativamente la representación biomecánica y la identificación de zonas críticas de desgaste y falla.

Abstract

A finite element model of a Charnley® total hip prosthesis was developed based on 3D scanning and digital geometric repair to evaluate its biomechanical behavior during the critical phase of gait. Models with and without muscle forces were compared, incorporating biomaterial properties, implant–femur interaction, and acetabular backing using Abaqus® software. The results showed good agreement with the literature and demonstrated that the inclusion of abductor and gluteal muscles produces a more uniform stress distribution. Furthermore, the presence of stress shielding was identified in the proximal femoral region, associated with insufficient load transfer and potential bone resorption processes. The study demonstrates that considering muscle forces improves the biomechanical representation and the identification of critical regions related to wear and failure.

Palabras clave:
Prótesis total de cadera, Método de Elementos Finitos, Biomecánica, Fuerzas musculares

Keywords:
Total hip arthroplasty, Finite Element Method, Biomechanics, Muscle forces

Introducción

La cadera está formada por la articulación entre la cabeza del fémur y el acetábulo del hueso coxal, conocida como articulación coxofemoral [1]. Esta unión conecta el esqueleto axial (eje central del cuerpo humano) con las extremidades inferiores y permite transmitir las fuerzas generadas durante actividades como caminar o correr.

La región de la cadera incluye la cintura pélvica, la articulación coxofemoral y los músculos asociados. Por otro lado, la región femoral está formada por el fémur, los músculos y las estructuras neurovasculares que lo rodean[2].

El fémur es el hueso más largo y resistente del cuerpo humano. Se divide en un extremo proximal, un cuerpo y un extremo distal. En la parte proximal se encuentran la cabeza femoral, el cuello y los trocánteres mayor y menor, que participan en la articulación de la cadera. El cuerpo del fémur sirve de inserción para varios músculos, mientras que el extremo distal forma parte de la articulación de la rodilla mediante los cóndilos medial y lateral. La Figura 1 muestra la anatomía de la cadera.

Entre las principales patologías que afectan la articulación de la cadera, la artritis representa la causa más común de deterioro [3], asociada al desgaste progresivo del cartílago, traumatismos o enfermedades degenerativas.

De acuerdo con el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), más del 90% de las fracturas de cadera ocurren en pacientes mayores de 65 años, y se estima que para el año 2050 se superarán los 6 millones de casos a nivel mundial [4].

Ante este panorama, las prótesis de cadera, definidas como dispositivos médicos implantados quirúrgicamente para sustituir una articulación dañada, constituyen una solución efectiva para restaurar la funcionalidad articular. Estas se clasifican según la región anatómica que reemplazan; en el caso de la prótesis total, se sustituye tanto la cabeza femoral como la cavidad donde esta encaja, conocida como acetábulo [5].

Doi:10.59920/RIMTD.2026S2A4

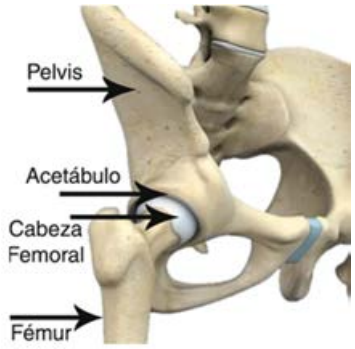


Figura 1 - Anatomía de la cadera [6].

El desempeño de estos implantes depende de factores como los materiales, la geometría y el diseño estructural. Aunque diversos estudios han buscado optimizar los pares de contacto [7], el desgaste asociado a las superficies articulares continúa siendo una de las principales causas de aflojamiento aséptico y fracaso a largo plazo en los reemplazos de cadera. Esta condición ocurre cuando el desgaste natural de la prótesis genera partículas microscópicas de residuos que desencadenan una respuesta inmunológica, provocando osteólisis y debilitando la unión entre el implante y el hueso circundante [8,9]. A diferencia del tejido óseo, que posee capacidad de adaptación ante las cargas mecánicas, las prótesis carecen de mecanismos de autorregulación, lo que incrementa su susceptibilidad a condiciones de sobrecarga. En este contexto, el trabajo de John Charnley marcó un hito en la artroplastia de cadera al proponer un diseño basado en el concepto de bajo torque por fricción.

La prótesis total de cadera de John Charnley busca reducir el desgaste y proteger la unión entre el hueso y el cemento óseo (polimetilmetacrilato). Su funcionamiento consiste en utilizar una cabeza femoral de pequeño diámetro que se articula con un componente acetabular de polietileno, permitiendo que el movimiento ocurra principalmente en la articulación y disminuyendo las fuerzas transmitidas al implante [10].

A lo largo de los años, las prótesis tipo John Charnley han evolucionado en tres generaciones [11-13], incorporando mejoras en el diseño, los materiales y las técnicas quirúrgicas. Sin embargo, el desgaste y el aflojamiento aséptico continúan siendo desafíos importantes, especialmente en pacientes jóvenes, lo que evidencia la necesidad de desarrollar nuevos materiales y diseños que incrementen la vida útil de los implantes.

El método de los Elementos Finitos (FEM por sus siglas en inglés) se ha consolidado como una herramienta fundamental para el análisis biomecánico de prótesis de cadera, permitiendo evaluar el comportamiento mecánico bajo condiciones estáticas y dinámicas [14] , el desgaste acetabular del UHMWPE (UltraHigh Molecular Weight Polyethylene) [15,16], la predicción de riesgo de revisión de prótesis totales [17], análisis estructural de distintos diseños de vástagos [18,19], análisis de la sobrecarga y de grietas en la intercara prótesis-cemento-hueso [20,21], comparativo de materiales en los vástagos [8], análisis de fatiga del diseño de un vástago [22,23] , diseños probabilísticos de vástagos, así como metodologías para nuevos diseños [24,25] .

Como puede observarse las paqueterías de elementos finitos han sido utilizadas en los últimos años para analizar mecánicamente a las prótesis, comparaciones entre distintos materiales o diseños, así como para modelar fallas en las mismas. No obstante, el estado del arte exhibe que una elevada proporción de estudios aplica una fuerza articular uniaxial estática o descompone la marcha en instantes discretos sin modelar el soporte muscular circundante.

Esta deficiencia metodológica conduce a una representación incompleta del estado de esfuerzos, provocando predicciones no fisiológicas de los mismos. El presente trabajo tiene por objetivo desarrollar un modelo en Abaqus® que integre la geometría escaneada de una prótesis comercial Charnley®, un fémur digital reconstruido en trabajos previos, un respaldo acetabular y un sistema de 19 vectores de solicitaciones musculares correspondientes a condiciones críticas del ciclo de marcha, para comparar el efecto que tiene considerar las fuerzas musculares en la redistribución de esfuerzos así como en la presión de contacto en las intercaras del ensamble.

La prótesis Charnley es una de las más implantadas a lo largo de la historia y con estudios médicos a largo plazo [11-13, 26-28], por lo que su importancia como diseño exitoso está más que justificada. En este trabajo se utilizó ya que se contaba con una prótesis de la marca Klinik®, lo que permitió escanearla para su digitalización resultando en un modelo exacto desde el punto de vista geométrico. El estudio de las prótesis de cadera sigue siendo pertinente ya que, se sigue trabajando en el sentido de extender su vida útil, para lo cual el análisis de condiciones de carga que reproduzcan las condiciones fisiológicas reales aporta bases sólidas para modelos más complejos que permitan aproximarse a la consecución de ese objetivo.

Metodología

Modelado de los componentes

Se realizó un escaneo tridimensional de una prótesis femoral tipo Charnley® con vástago angosto de 119 mm. El proceso de digitalización se llevó a cabo mediante un brazo de medición por coordenadas con escáner integrado de la empresa FARO®. Fue necesario reparar la pieza digitalizada utilizando el software Meshmixer™ (2017) de Autodesk®, debido a que durante el escaneo con rayo láser se generaron bordes y geometrías que comprometían la fidelidad del modelo. El proceso de reparación consistió en la eliminación manual de las zonas donde se presentaban capas superpuestas y/o regiones deformadas.

Cada área dañada o eliminada fue reconstruida de manera manual mediante diversas herramientas del software. Pos-

Edición digital

ISSN 2448-5837

teriormente, la pieza fue exportada al software Autodesk Inventor Professional®, donde se perfeccionó el acabado de la prótesis. La Figura 2 muestra la prótesis tipo Charnley® antes y después del proceso de reparación, permitiendo observar las modificaciones realizadas en la geometría y las condiciones del implante tras la intervención.

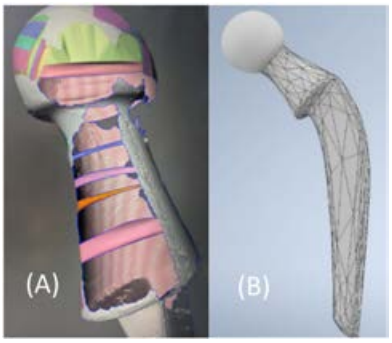


Figura 2 - (A) Charnley antes de la reparación; (B) Charnley después de la reparación.

En el trabajo de Joshi et al.[29], se analizaron múltiples biomateriales para un vástago tipo Charnley®; los resultados mostraron que la superaleación Co-Ni-Cr-Mo (forjada) presenta una menor deformación y un mayor factor de seguridad en comparación con los demás materiales evaluados. Con base en ello, en el presente estudio se consideró que la prótesis adopta las propiedades mecánicas de dicho material. Recopilando las siguientes propiedades mecánicas [30,31]:

- Relación de Poisson: *0.29*
- Módulo de Young: *217 GPa*
- Densidad: 8400 $\frac{kg}{m^3}$

El modelo del fémur previamente escaneado fue obtenido en trabajos previos dentro de la Unidad de Investigación y Asistencia Técnica en Materiales (UDIATEM).

Las propiedades mecánicas del fémur se obtuvieron del estudio de Solórzano et al.[32], donde el material óseo se divide en hueso cortical y trabecular. Ambos fueron modelados mediante una aproximación transversalmente isotrópica; el hueso cortical se asoció a la diáfisis femoral y el trabecular a las regiones proximal y distal del fémur. Las propiedades mecánicas correspondientes se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1 – Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular [32].

	Hueso cortical	Hueso trabecular
Módulo de Young (MPa)	E_x=9753.3	E_x=3969.8
	E_y=9753.3	E_y=3969.8
	E_z=16255.6	E_z=16255.6
Módulo de Rigidez a corte (MPa)	G_{xy}=2835.7	G_{xy}=2835.7
	G_{xz}=4063.9	G_{xz}=4063.9
	G_{yz}=4063.9	G_{yz}=4063.9
Coeficiente de Poisson	v_{xy}=0.4	v_{xy}=0.4
	v_{xz}=0.25	v_{xz}=0.25
	v_{yz}=0.25	v_{yz}=0.25

En el estudio de Jiang [14], se observó que la incorporación de un respaldo metálico en la copa acetabular puede disminuir los picos de esfuerzo en la misma. Esta diferencia de rigidez respecto al hueso circundante provoca distribuciones no uniformes de esfuerzo y deformación, dando lugar a posibles concentraciones de carga y al fenómeno de stress shielding, en el que el implante absorbe una mayor proporción de la carga mecánica, reduciendo la solicitación sobre el tejido óseo adyacente. Por lo anterior, en este trabajo también se consideró la incorporación de un respaldo metálico de este tipo, empleando aleación Ti6Al4V sobre la copa acetabular fabricada en UHMWPE. Los valores del módulo elástico y del coeficiente de Poisson se resumen en la Tabla 2.

El ensamble de la prótesis tipo Charnley en el fémur se realizó conforme al procedimiento descrito por Soliman et al. [33]. Este último fue realizado en el software Autodesk Inventor Professional®, en el cual también se modelaron las geometrías correspondientes al respaldo metálico y la copa acetabular. La Figura 3 presenta el ensamble final obtenido.

Tabla 2 – Propiedades mecánicas copa acetabular y respaldo metálico [14]

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson
UHMWPE	1.4	0.3
Ti6Al4V	110	0.3

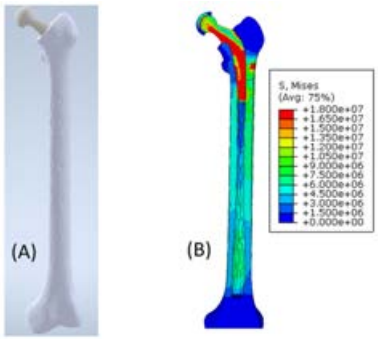


Figura 3 - Ensamble de la prótesis Charnley® y fémur. (A) Ensamble en Inventor®. (B) Ensamble en Abaqus ®.

Dado que tanto la prótesis tipo Charnley como el fémur se modelan como sólidos 3D deformables, su superposición geométrica dentro de Abaqus® generaría conflictos en la definición de las interacciones. Para evitarlo, se realizó una operación booleana de sustracción mediante la herramienta Merge/Cut Instances de Abaqus/CAE, utilizando el ensamble previamente importado desde Inventor®. Esta operación permitió recortar la geometría del fémur en la zona de implantación de la prótesis, eliminando la superposición entre ambos componentes y garantizando un acoplamiento geométrico adecuado para la definición de las interacciones.

De esta manera, se simuló una implantación idealizada, sin tolerancias geométricas ni holguras, considerando una fijación completa de la prótesis al hueso, similar a una condición de osteointegración perfecta. No obstante, se reconoce que el modelo no contempla las tolerancias geométricas, las

ISSN 2448-5837

Edición digital

posibles holguras ni el cemento óseo que puede requerir este tipo de prótesis en condiciones clínicas reales. Esta simplificación se adoptó con el objetivo de analizar el comportamiento mecánico del ensamble acetábulo-cabeza femoral y la transferencia de carga a través del vástago, por lo que el modelo no pretende reproducir íntegramente las condiciones reales de implantación.

Condiciones de carga e interacciones

De acuerdo con el estudio de Thelen et al. [34], un ciclo completo de marcha en superficie plana tiene una duración de entre 1.0 y 1.4 s. Para este estudio únicamente se analizaron los primeros 0.48 s, ya que corresponden a la fase más crítica del ciclo, según lo reportado por Kayabasi et al. [18]. Adicionalmente, se incorporó un intervalo previo de 0.18 s con el propósito de proporcionar estabilidad numérica al modelo. Por ello, los resultados asociados a la condición crítica se consideran a partir de t = 0.18 s, dado que el intervalo inicial se emplea para evitar la aplicación abrupta de cargas y asegurar una respuesta estable del sistema. En consecuencia, el tiempo total simulado en el modelo es de 0.66 s.

Se empleó un factor de escalamiento de masa de 1E5, con el objetivo de incrementar artificialmente la densidad del material, lo que permitió reducir el tiempo de cálculo y disminuir la velocidad de propagación de las ondas de deformación a través de los elementos del modelo [35].

Se definió una interacción de contacto del tipo Surface-to-Surface Contact (Explicit) entre la copa acetabular y la superficie en contacto con la cabeza femoral. A dicha interacción se le asignó un coeficiente de fricción de 0.05, de acuerdo con el estudio de Damm et al. [36], en el cual se analizan mediciones in vivo en prótesis totales de cadera durante el ciclo de la marcha.

Las interacciones copa–respaldo y vástago–fémur se modelaron mediante restricciones tipo TIE, permitiendo que ambas superficies se comportaran como una sola entidad. Para la carga aplicada, se consideró una persona de 75 kg y se utilizó el componente Fz obtenido del estudio de Stolk et al.[37], por ser el de mayor magnitud y el principal responsable de las cargas compresivas durante el ciclo de la marcha. El componente Fz de la carga se extrajo mediante el software GetData Graph Digitizer®. Además, se definió un sistema de coordenadas local y condiciones de frontera que permitieran aplicar la carga únicamente en la dirección deseada, asegurando una solicitación mecánica uniaxial.

El sistema de referencia local se muestra en la Figura 4 y la fuerza correspondiente al ciclo de la marcha se presenta en la Figura 6.

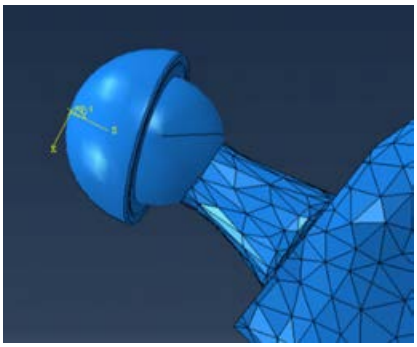


Figura 4 - Sistema de referencia local utilizado

Se consideró la influencia de diversos grupos musculares con base en el estudio de Stolk et al. [37]. La Figura 5 muestra las cargas musculares y sus direcciones de aplicación, mientras que la Tabla 3 presenta sus magnitudes correspondientes. Las cargas fueron aplicadas siguiendo el ciclo de marcha, iniciando en t = 0.18 s y mapeando los porcentajes reportados en la literatura dentro del intervalo de 0.18 a 0.66 s.

Para asegurar una transición suave y evitar inestabilidades numéricas, se utilizaron funciones tipo smooth step y una descarga progresiva en aquellas fuerzas musculares reportadas como 0 N.

En el modelo FEM, cada fuerza muscular se aplicó mediante un nodo de referencia y una interacción tipo coupling sobre una región de nodos, permitiendo distribuir la carga y evitar concentraciones de esfuerzo por aplicación puntual.



Figura 5 - Fuerzas musculares utilizadas [37].

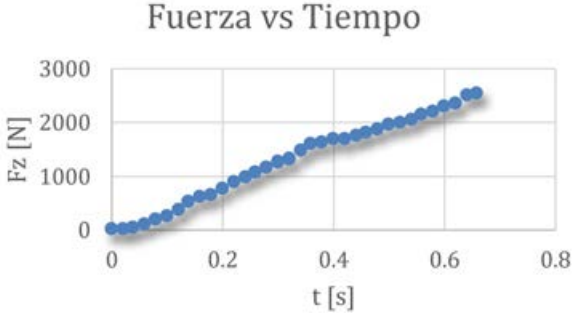


Figura 6 – Fuerza Fz sobre el respaldo para la condición crítica del ciclo de marcha contra tiempo.

Edición digital

ISSN 2448-5837

Tabla 3 – Fuerzas musculares para el 10%, 30% y 45% de la marcha [37]

No.	Nombre del músculo	Magnitud de la fuerza (N)		
		10%	30%	45%
1	Glúteo máximo parte 1	*134.50*	*145.53*	*140.385*
2	Glúteo máximo parte 2	*106.57*	*118.335*	*97.755*
3	Glúteo máximo parte 3a	*99.96*	*0*	*0*
4	Glúteo máximo parte 3b	*99.96*	*0*	*0*
5	Glúteo medio parte 1	*102.9*	*91.875*	*108.045*
6	Glúteo medio parte 2-3	*170.52*	*225.645*	*227.115*
7	Glúteo medio parte 1-3	*65.415*	*127.155*	*144.795*
8	Psoas mayor	*0*	*27.93*	*82.32*
9	Ilíaco	*0*	*49.98*	*105.105*
10	Tensor de la fascia lata a	*45.57*	*54.39*	*95.55*
11	Tensor de la fascia lata b	*45.57*	*54.39*	*95.55*
12	Cuadrado femoral	*47.775*	*0*	*0*
13	Pectíneo	*0*	*0*	*2.205*
14	Aductor corto	*0*	*0*	*0*
15	Aductor largo	*0*	*0*	*4.41*
16	Aductor mayor	*92.61*	*0*	*0*
17	Aductor medial	*291.06*	*0*	*9.555*
18	Aductor intermedio	*0*	*0*	*67.62*
19	Vasto lateral	*0*	*0*	*244.02*

Mallado

Se optó por un mallado tetraédrico tipo C3D10M para la prótesis Charnley®. La selección de este elemento se justifica en que corresponde a un tetraedro modificado de segundo orden con diez nodos, lo que permite una mejor representación de geometrías curvas y complejas. Asimismo, su formulación presenta ventajas en problemas que involucran contacto y deformaciones no lineales, reduciendo la tendencia al bloqueo volumétrico y por cortante [35] . Para el resto del modelo se empleó un elemento tetraédrico lineal C3D4 de cuatro nodos. Este tipo de elemento puede requerir un refinamiento de malla considerable para obtener resultados precisos, mientras que los elementos tetraédricos de segundo orden pueden alcanzar una mayor precisión con una densidad de malla menor [35].

Con base en lo anterior, se adoptó un enfoque de mallado híbrido, empleando un mayor refinamiento en la prótesis Charnley®, donde se concentra el interés del análisis, y una discretización menos refinada en las regiones restantes. Esta estrategia permitió incrementar la resolución de la región de interés sin aumentar innecesariamente el costo computacional del modelo. La malla empleada estuvo constituida por un total de 69 899 elementos.

Desde el punto de vista numérico, los elementos C3D4 y C3D10M son elementos sólidos tridimensionales basados en desplazamientos. El método de elementos finitos permite obtener una solución aproximada del problema mediante la división del dominio en elementos y la interpolación de la variable de interés a partir de sus valores nodales. “La ec. (1) puede expresar esta aproximación de forma general”:

$$u^h = \sum_i \psi_i u_i \tag{1}$$

donde (u^h) representa la solución aproximada, (ψ_i) son las funciones de forma asociadas a los nodos y (u_i) corresponde al valor nodal de la variable.

La calidad de la malla se verificó mediante los indicadores Aspect Ratio y Shape Factor proporcionados por Abaqus®. Los valores obtenidos para cada componente del modelo se presentan en la Tabla 4, observándose una adecuada calidad de la discretización para el análisis por elementos finitos.

Tabla 4 – Parámetros de calidad de la malla obtenidos en Abaqus®.

Parte	Elementos	Aspect Ratio (prom.)	Shape Factor (prom.)
Prótesis Charnley®	*46598*	*1.77*	*0.642*
Hueso cortical	*6840*	*1.97*	*0.588*
Hueso trabecular	*11124*	*2.8*	*0.522*
Copa acetabular	*3236*	*2.04*	*0.631*
Respaldo metálico	*2101*	*2.49*	*0.621*

Con el propósito de verificar la independencia de los resultados respecto al nivel de refinamiento de la malla, se realizó un análisis de convergencia. Debido al elevado costo computacional del modelo, se mantuvieron constantes la geometría, las propiedades de los materiales, las condiciones de contacto, las restricciones y las condiciones de carga empleadas en el análisis, incluyendo la fuerza aplicada sobre la cabeza femoral y las fuerzas musculares. Asimismo, se mantuvo constante el tamaño de los elementos de los componentes secundarios del modelo. El refinamiento de la malla se modificó únicamente en el fémur y en la prótesis Charnley®, debido a su participación directa en la transferencia de cargas y a que la prótesis constituye la principal región de interés del estudio.

Se establecieron cuatro niveles de refinamiento: malla fina, malla inicial, malla gruesa 1 y malla gruesa 2. Para cada nivel se modificaron los seeds correspondientes al fémur y a la prótesis, manteniendo la misma proporción de refinamiento entre ambos componentes. La configuración de las mallas se presenta en la Tabla 5.

Tabla 5 –Parámetros utilizados para cada nivel de refinamiento de malla.

Modelo	Variación	Seed prótesis Charnley (mm)	Seed fémur (mm)	Número total de elementos
Malla fina	*-20%*	*1.28*	*8*	*94234*
Malla inicial	*0%*	*1.60*	*10*	*69899*
Malla gruesa 1	*+20%*	*1.92*	*12*	*56536*
Malla gruesa 2	*+40%*	*2.24*	*14*	*48139*

De cada simulación se registró el número total de elementos y el esfuerzo de von Mises en una región de interés de la prótesis. Para la comparación de esfuerzos se empleó la misma región en las cuatro configuraciones. Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 6.“La variación relativa

ISSN 2448-5837

Edición digital

de los resultados entre dos niveles consecutivos de refinamiento se calculó mediante La ec. (2)":

$$\%\Delta_R = \frac{|R_i - R_{i-1}|}{R_{i-1}} \times 100\% \quad (2)$$

donde (R_i) corresponde al resultado obtenido con la malla de mayor refinamiento y (R_{i-1}) al resultado de la malla anterior.

En conclusión, el análisis de sensibilidad al refinamiento de malla mostró variaciones en los esfuerzos máximos de von Mises, con diferencias de 10.71 %, 35.48 % y 26.00 % entre las mallas evaluadas. Se seleccionó la malla denominada como inicial, compuesta por 69,899 elementos, para el análisis, considerando el equilibrio entre la exactitud del modelo y el costo computacional.

Tabla 6 – Resultados de los modelos de refinamiento de malla.

Comparación	Δ esfuerzo de von Mises (%)
Malla fina → Malla inicial	10.71%
Malla inicial → Malla gruesa 1	35.48%
Malla gruesa 1 → Malla gruesa 2	26%

Propuesta estructural

El análisis estructural se desarrolló bajo las condiciones más críticas del ciclo de marcha (10–45%), incorporando explícitamente las principales fuerzas musculares activas, especialmente las asociadas a los músculos abductores y glúteos. Esto permitió representar de forma más realista el estado de carga multiaxial sobre el sistema protésico, considerando no solo la magnitud de la carga articular, sino también cambios en su dirección y distribución de esfuerzos.

El estudio se centró en la evaluación de los esfuerzos equivalentes de von Mises y de los esfuerzos principales, con el fin de identificar concentraciones críticas y posibles mecanismos de falla tanto en componentes metálicos como en el tejido óseo [38]. Asimismo, se analizó la presión de contacto entre la cabeza femoral y el componente acetabular, debido a su relación con los mecanismos de desgaste y la vida útil del implante.

De manera complementaria, se evaluó la evolución temporal de las variables mecánicas durante el ciclo de marcha y se compararon modelos con y sin fuerzas musculares, permitiendo cuantificar el efecto de estas sobre la redistribución de esfuerzos y presiones.

Análisis de resultados

Verificación del modelo numérico.

La condición cuasiestática del análisis se verificó mediante la relación entre la energía cinética (ALLKE) y la energía interna (ALLIE). De acuerdo con Abaqus® 2016, la energía cinética debe representar una pequeña fracción de la energía interna; en este estudio se adoptó un límite máximo del 5% [39, 40]. Para los modelos con y sin fuerzas musculares, la relación ALLKE/ALLIE se mantuvo por debajo de este límite durante el análisis, confirmando el carácter cuasiestático de las simulaciones.

La validación de los resultados se realizó mediante la comparación de los esfuerzos de von Mises obtenidos en la prótesis Charnley con los reportados por Kayabasi et al. [18] y Jiang [14]. Se identificaron concentraciones locales de esfuerzo asociadas con singularidades numéricas, por lo que los valores puntuales no fueron considerados representativos. En su lugar, se evaluaron las regiones de mayor solicitación de la cabeza, cuello y vástago femoral, obteniéndose un esfuerzo promedio de referencia de 82.7 MPa. A partir de este valor se estableció un límite de visualización de 250 MPa para facilitar la interpretación de la distribución global de esfuerzos. El valor máximo representativo obtenido 250MPa se encontró dentro del mismo orden de magnitud que los reportados en la literatura 207 MPa [18]; 300 MPa [14].

Como verificación adicional, el esfuerzo en el cuello femoral se estimó mediante un modelo analítico de viga en voladizo sometida a flexión y carga axial. Las fuerzas articulares y musculares obtenidas del modelo musculoesquelético se redujeron estáticamente a la sección crítica, considerando sus respectivas líneas de acción y momentos. El esfuerzo analítico se comparó con el esfuerzo equivalente de von Mises obtenido mediante elementos finitos, teniendo un resultado con un error relativo del 27%. Esta diferencia se atribuye a las simplificaciones geométricas y de carga del modelo analítico, así como a los efectos tridimensionales y concentraciones locales considerados en el modelo FEM. La comparación permitió verificar la consistencia del orden de magnitud de los resultados numéricos.

Distribución de esfuerzos en la prótesis Charnley.

En las Figuras 7 y 8 se presentan los esfuerzos de von Mises correspondientes a las vistas posterior y lateral, respectivamente, evaluados en el instante de mayor solicitación. Al incluir las fuerzas musculares, se observa una distribución más uniforme de los esfuerzos a lo largo del fémur, particularmente en la región del vástago.

Los músculos abductores de la cadera son los principales responsables de contrarrestar el momento de aducción generado por la acción de la gravedad sobre el centro de masa de la parte superior del cuerpo durante la marcha a nivel (level walking) [41]. En particular, el glúteo medio genera un momento de abducción que equilibra el momento opuesto producido por el centro de masa de la cadera, favoreciendo una distribución más simétrica de los esfuerzos en el cuello femoral en comparación con el modelo sin fuerzas musculares. Asimismo, el glúteo máximo contribuye a la estabilidad durante el ciclo de marcha.

Este comportamiento coincide con lo reportado por Semciw et al. [42], quienes indican que el glúteo menor presenta un patrón de activación bifásico durante la fase de apoyo.

Edición digital

ISSN 2448-5837

La porción posterior alcanza mayores niveles de esfuerzo durante el primer 20% del ciclo de marcha, mientras que la porción anterior presenta su máxima activación entre el 20% y el 60% del ciclo.

En conjunto, estos resultados evidencian que los músculos abductores, especialmente el glúteo medio, desempeñan un papel fundamental en la estabilidad de la cadera y en la redistribución de esfuerzos en la prótesis durante la marcha.

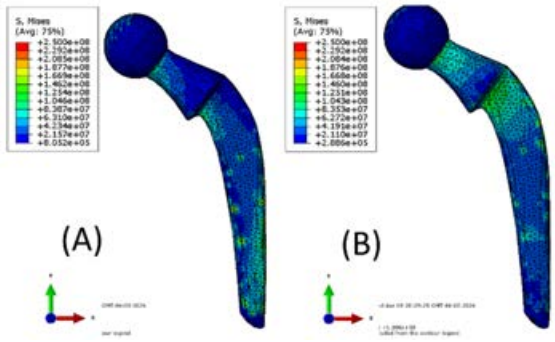


Figura 7 - Esfuerzo de von Mises vista posterior Charnley. (A) Modelo sin fuerzas musculares; (B) Modelo con fuerzas musculares.

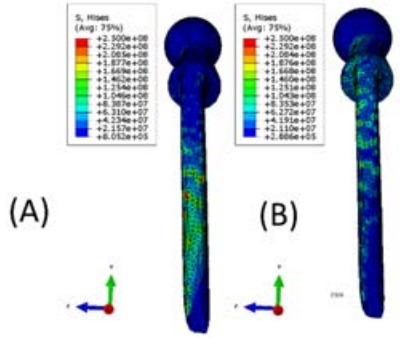


Figura 8 - Esfuerzo de von Mises vista lateral Charnley. (A) Modelo sin fuerzas musculares; (B) Modelo con fuerzas musculares.

Para el modelo que considera las fuerzas musculares, se observa una mayor concentración de esfuerzos en la cabeza femoral. Esta región ha sido reportada en diversos estudios [15,43,44], los cuales ubican las máximas concentraciones aproximadamente en la zona superior de la copa acetabular, en la dirección de la carga. Este comportamiento representa uno de los factores que influyen en el desgaste de la copa acetabular.

Como parte del análisis final de la prótesis Charnley, se evaluó el gradiente de esfuerzos para diferentes porcentajes del ciclo de marcha (10%, 30% y 45%), como se observa en las Figuras 9 y 10. En el modelo sin fuerzas musculares, los esfuerzos tienden a concentrarse en regiones más localizadas, principalmente en la zona distal del vástago y, en menor medida, en el cuello femoral. En contraste, al incluir las fuerzas musculares, se observa una redistribución más uniforme de los esfuerzos a lo largo de la prótesis, con una mayor participación del cuello y la región proximal, lo que sugiere un comportamiento más realista en la transferencia de carga.

Como complemento al análisis del vástago, se calculó el factor de seguridad considerando un esfuerzo de fluencia de 840 MPa [30] para la aleación Ti6Al4V. Se obtuvieron factores de seguridad de 3.67 para el modelo con fuerzas musculares y 3.36 para el modelo sin fuerzas musculares, a partir de esfuerzos máximos de von Mises de 229 MPa y 250 MPa, respectivamente. En ambos casos, los valores fueron superiores a la unidad, indicando que el vástago permanece en el régimen elástico bajo las condiciones de carga evaluadas.

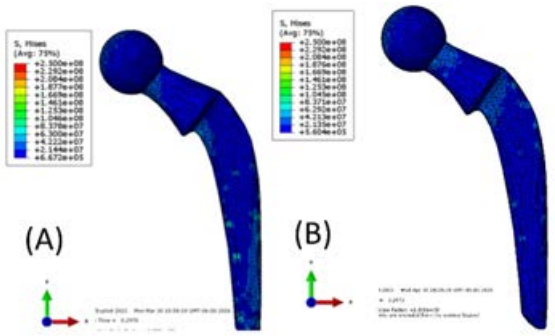


Figura 9 - Esfuerzo von Mises vista posterior. (A) Modelo sin fuerzas musculares, 10%; (B) Modelo con fuerzas musculares, 10%.

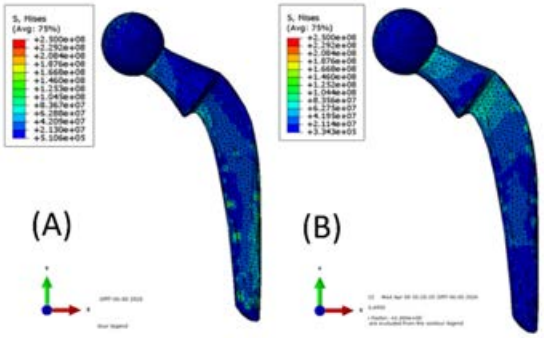


Figura 10 - Esfuerzo von Mises vista posterior. (A) Modelo sin fuerzas musculares, 30%; (B) Modelo con fuerzas musculares, 30%.

Distribución de esfuerzos en el fémur.

Se observó una diferencia clara en la distribución de los esfuerzos principales mínimos entre el modelo sin fuerzas musculares y el modelo con fuerzas musculares.

En ausencia de musculatura, el fémur presenta una distribución relativamente uniforme, con valores predominantes cercanos a 3.11 MPa, lo que indica una solicitación más homogénea, aunque menos representativa de la condición fisiológica real. En contraste, al incluir las fuerzas musculares, los esfuerzos aumentan hasta aproximadamente 5.07 MPa y muestran una redistribución más localizada, principalmente en la región proximal y a lo largo del eje femoral. Este comportamiento indica que la acción muscular introduce cargas adicionales que intensifican los esfuerzos compresivos y generan gradientes más pronunciados, en concordancia con el comportamiento biomecánico del fémur durante la marcha.

ISSN 2448-5837

Edición digital

Por otro lado, en los esfuerzos principales máximos no se observaron diferencias significativas ni en magnitud ni en distribución entre ambos modelos. En ambos casos, los valores máximos permanecen alrededor de 6.3 MPa con patrones de localización similares, lo que sugiere que la musculatura influye principalmente en los estados compresivos y no de manera relevante en los de tensión.

De acuerdo con Naghavi et al. [45], una de las principales complicaciones postoperatorias en prótesis de cadera es el aflojamiento aséptico, asociado a mecanismos como el fallo mecánico del implante o del cemento, la introducción de partículas de desgaste en la intercara, los micromovimientos y el fenómeno de stress shielding. Este último se considera la principal causa de aflojamiento a largo plazo, debido a una transferencia insuficiente de carga entre el hueso y el implante. Según la ley de Wolff [46], el tejido óseo se adapta a las cargas mecánicas: mayores solicitaciones promueven formación ósea, mientras que cargas reducidas favorecen la reabsorción del tejido.

En condiciones postoperatorias, una parte importante de la carga es soportada por la prótesis, reduciendo la solicitación mecánica del hueso circundante y favoreciendo la pérdida de densidad mineral ósea en la intercara hueso-implante [45]. Para evaluar este fenómeno, se compararon los esfuerzos de von Mises obtenidos en la región proximal del fémur con los reportados por Mo et al. [47], quienes reportan valores entre 33.14 MPa y 70.61 MPa bajo condiciones fisiológicas de marcha. En el presente modelo se obtuvieron valores cercanos a 7 MPa, entre 4.7 y 10.1 veces menores que los fisiológicos, evidenciando una reducción en la transferencia de carga hacia el fémur.

La utilización del esfuerzo equivalente de von Mises como parámetro de evaluación se respalda en los estudios de Yang et al. [48] y San Antonio et al. [49], quienes compararon modelos isotrópicos y ortotrópicos de un fémur sin prótesis. Yang et al. [48] reportaron una diferencia máxima de 13.25% en el esfuerzo de von Mises en la región del cuello femoral, mientras que San Antonio et al. [49] observaron diferencias despreciables en este esfuerzo entre modelos, aunque las deformaciones mostraron mayor sensibilidad a las propiedades mecánicas y a la orientación de la ortotropía. Estos resultados indican que el esfuerzo de von Mises es un parámetro adecuado para evaluar la respuesta mecánica global del fémur en análisis biomecánicos.

En cuanto a la distribución, el modelo sin fuerzas musculares presenta el esfuerzo máximo en la región medial, mientras que al incluir la musculatura este se desplaza hacia la zona proximal del fémur, mostrando un patrón más representativo de la condición fisiológica, aunque sin incrementar la magnitud de los esfuerzos.

Estos resultados, mostrados en la Figura 11, evidencian la presencia de stress shielding, particularmente en la región proximal, donde los esfuerzos permanecen por debajo de los valores fisiológicos esperados, sugiriendo que una mayor proporción de la carga es soportada por la prótesis, lo que podría inducir reabsorción ósea a largo plazo. En la Figura 12 se observa que la prótesis concentra la mayor parte de los esfuerzos en comparación con el fémur, lo que favorece la aparición del fenómeno de stress shielding.

Naghavi et al. [45] reportan que el uso de un polímero termoplástico orgánico de alto rendimiento (PEEK) en vástagos femorales representa una alternativa biomecánica favorable frente a aleaciones metálicas como Ti6Al4V. Debido a su menor rigidez y a un módulo de elasticidad más cercano al del hueso cortical (~1–30 GPa), el PEEK favorece una transferencia de carga más fisiológica, reduciendo el stress shielding en un 104% y la pérdida de masa ósea en un 72% respecto a implantes de titanio [45]. Además, el uso de superficies porosas (~50% de porosidad y tamaño de poro ~0.4 mm) favorece la osteointegración y mejora la fijación biológica del implante. Por ello, se plantea la necesidad de continuar investigando materiales y estrategias de diseño que permitan disminuir el stress shielding sin comprometer la biocompatibilidad ni la integridad estructural del implante.

Considerando un esfuerzo de fluencia de 115 MPa[50] para el hueso cortical, los esfuerzos máximos de von Mises fueron de 16 MPa para el modelo con fuerzas musculares y de 20 MPa para el modelo sin fuerzas musculares, obteniéndose factores de seguridad de 7.19 y 5.75, respectivamente. En ambos casos, el fémur permaneció dentro del régimen elástico bajo las condiciones de carga evaluadas.

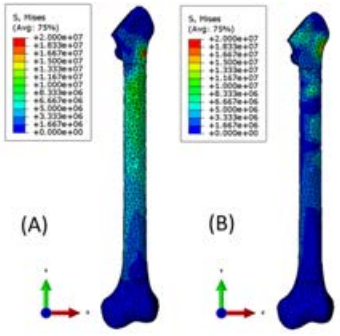


Figura 11 - Esfuerzo von Mises en fémur. (A) Modelo sin fuerzas musculares; (B) Modelo con fuerzas musculares.

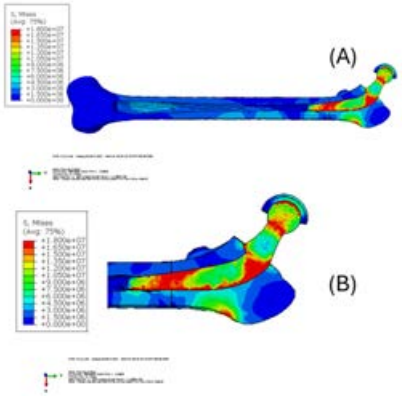


Figura 12. Esfuerzo de von Mises en el fémur para el modelo con fuerzas musculares. Corte frontal. (A) Vista general de la distribución de esfuerzos en el fémur. (B) Acercamiento a los concentradores de esfuerzos en la prótesis.

Edición digital

ISSN 2448-5837

Presión de contacto en la copa acetabular.

Para el análisis de la copa acetabular, se evaluó la variable CPRESS, correspondiente a la presión de contacto entre las superficies en interacción, así como el esfuerzo equivalente de von Mises sobre la superficie interna de la copa. En la Figura 13 se presentan los resultados obtenidos para los modelos con y sin fuerzas musculares, considerando la variable CPRESS.

El modelo sin inclusión de fuerzas musculares presenta valores máximos de presión de contacto cercanos a 20 MPa, además de una distribución altamente localizada en regiones específicas. Este comportamiento sugiere una concentración de carga poco representativa desde el punto de vista biomecánico, lo que podría sobreestimar el potencial de desgaste en zonas puntuales de la copa acetabular.

En contraste, el modelo con fuerzas musculares muestra una reducción en los valores máximos de CPRESS, alcanzando aproximadamente 15 MPa, junto con una distribución de contacto más uniforme y extendida sobre la superficie de la copa. Diversos estudios [20,44], reportan valores máximos de von Mises y CPRESS entre 7–12 MPa y 11–17 MPa, respectivamente, por lo que el modelo con fuerzas musculares se encuentra dentro de los rangos esperados, mientras que el modelo sin musculatura tiende a sobreestimar las presiones de contacto.

Este resultado es particularmente relevante en el análisis de desgaste, ya que, de acuerdo con la ley de Archard, tanto la magnitud como la distribución de la presión de contacto influyen directamente en la tasa de pérdida de material. En consecuencia, una distribución más uniforme de las presiones contribuye a reducir concentraciones críticas que podrían acelerar el deterioro de la prótesis.

Considerando un esfuerzo de fluencia de 28 MPa [51], se obtuvieron factores de seguridad de 1.87 para el modelo con fuerzas musculares y 1.40 para el modelo sin fuerzas musculares, a partir de esfuerzos máximos de von Mises de 15 MPa y 20 MPa, respectivamente. En ambos casos, la copa acetabular permaneció en el régimen elástico bajo las condiciones de carga evaluadas.

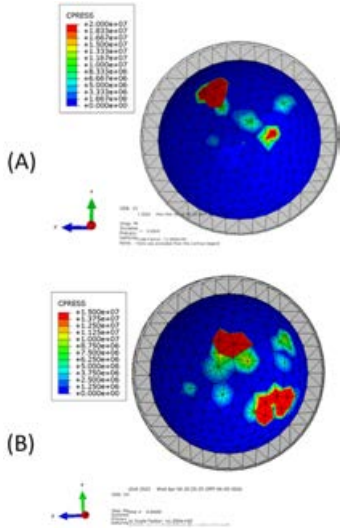


Figura 13 -Presión de contacto (CPRESS). (A) Modelo sin fuerzas musculares; (B) Modelo con fuerzas musculares.

Conclusiones

El análisis biomecánico desarrollado mediante el método de los Elementos Finitos permitió evaluar de forma más realista el comportamiento estructural de una prótesis total de cadera tipo Charnley® durante la fase crítica del ciclo de marcha.

La incorporación explícita de fuerzas musculares, principalmente de los músculos abductores y glúteos, generó una redistribución más uniforme de los esfuerzos en la prótesis y el fémur, así como presiones de contacto acetabulares reduciéndola de 20 MPa a 15 MPa (25% de disminución) encontrándose más cercanas a los valores reportados en la literatura, evidenciando la importancia de considerar condiciones fisiológicas de carga en este tipo de simulaciones.

Los resultados mostraron concordancia con estudios previos, validando el modelo numérico implementado en Abaqus®. Asimismo, se identificó la presencia de stress shielding en la región proximal del fémur, caracterizado por esfuerzos de von Mises inferiores a 7 MPa frente a los 33.14 -70.61 MPa reportados en la misma región sin la presencia de prótesis, lo cual se asocia con posibles procesos de reabsorción ósea y aflojamiento aséptico a largo plazo.

El estudio demuestra que la inclusión de fuerzas musculares mejora significativamente la representación biomecánica del sistema protésico y permite identificar con mayor precisión zonas críticas de desgaste y concentración de esfuerzos. Finalmente, se plantea la necesidad de continuar investigando materiales alternativos, estrategias de cementación y modelos simplificados de menor costo computacional que mantengan una adecuada precisión biomecánica para futuros análisis estructurales y de desgaste.

Agradecimientos

Los autores expresan su agradecimiento a la Universidad Nacional Autónoma de México, a la Facultad de Ingeniería y a la UDIATEM; de manera especial, a los ingenieros Efraín Ramos, Ignacio Cueva, Roberto Cisneros, Jorge Luis Romero y al biólogo Germán Álvarez por su apoyo técnico. Asimismo, se agradece el financiamiento otorgado por los proyectos Papime PE113526, titulado "Laboratorio de Manufactura II Tomo 2", y Papiit-IN 118026, titulado "Modelado y validación experimental del procesamiento de materiales metálicos para aplicaciones estructurales y tribológicas", cuyos recursos hicieron posible el desarrollo de este trabajo.

Referencias

[1] R. Azucas and C. Serrano, "*Articulación coxofemoral*." Accessed: May 20, 2026. [Online]. Available: https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-coxofemoral

ISSN 2448-5837

Edición digital

[2] J. Vasković and B. Navarro, "*Cadera y muslo (anatomía).*" Accessed: May 20, 2026. [Online]. Available: https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/cadera-y-muslo

[3] B. M. Varieur, R. C. White, D. R. Schmitt, and N. M. Brown, "*Who breaks their hip? A decade of traumatic hip fracture data*," J. Orthop., vol. 62, pp. 7–12, Apr. 2025, doi: 10.1016/J.JOR.2024.10.016.

[4] Instituto Mexicano del Seguro Social, "*Manejo Médico Integral de Fractura de Cadera En el Adulto Mayor.*" Accessed: Jun. 16, 2025. [Online]. Available: https://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/236GRR.pdf

[5] Castillo; Roberto, "*Sobre la prótesis de cadera: necesitas saber esto.*" Accessed: Mar. 30, 2025. [Online]. Available: https://fisiolution.com/protesis-cadera-informacion/

[6] F. Vilchez, "*Anatomía de la cadera – Artroscopia de cadera.*" Accessed: May 20, 2026. [Online]. Available: https://artroscopiadecadera.mx/artroscopia-de-cadera-2/anatomia-de-la-cadera/

[7] S. Fernández, J. Alonso, and D. Vaquero, "*Capítulo 22-Prótesis Articulares. Clasificación y Complicaciones.*" Accessed: Mar. 17, 2025. [Online]. Available: https://unitia.secot.es/web/manual_residente/CAPITULO%2022.pdf

[8] Y. Moreno, "*Estudio Biomecánico de Prótesis de Cadera*," Mar. 2020. Accessed: Mar. 17, 2025. [Online]. Available: http://eprints.uanl.mx/24384/1/1080328654.pdf

[9] F. Grieco, A. Pinto, and F. Jiménez, "*Revisión de artroplastia total de cadera: epidemiologia en base a 10 años de experiencia,*" 2015, Accessed: Jun. 19, 2025. [Online]. Available: https://www.svcot.org/ediciones/2015/2/art-4/

[10] B. M. Wroblewski, P. D. Siney, and P. A. Fleming, "*The principle of low frictional torque in the Charnley total hip replacement*," J. Bone Joint Surg. Br., vol. 91-B, no. 7, pp. 855–858, 2009, doi: doi:10.1302/0301-620X.91B7.22027.

[11] S. Rebollo González, A. Herrera Rodríguez, and L. Gracia Villa, "*Influencia de la biomecánica en el remodelado óseo tras la implantación de un vástago femoral cementado,*" Universidad de Zaragoza, Zaragoza, 2012. [Online]. Available: http://zaguan.unizar.es

[12] O. A. Nercessian, G. Martin, R. P. Joshi, B. W. Su, and N. S. Eftekhar, "*A 15- to 25- year follow-up study of primary Charnley low-friction arthroplasty: A single surgeon series,*" Journal of Arthroplasty, vol. 20, no. 2, pp. 162–167, 2005, doi: 10.1016/j.arth.2004.07.006.

[13] S. Hirose, H. Otsuka, T. Morishima, and K. Sato, "*Outcomes of Charnley total hip arthroplasty using improved cementing with so-called second- and third-generation techniques*," Journal of Orthopaedic Science, vol. 17, no. 2, pp. 118–123, 2012, doi: 10.1007/s00776-011-0180-x.

[14] H. bo Jiang, "*Static and Dynamic Mechanics Analysis on Artificial Hip Joints with Different Interface Designs by the Finite Element Method*," J. Bionic Eng., vol. 4, no. 2, pp. 123–131, Jun. 2007, doi: 10.1016/S1672-6529(07)60024-9.

[15] S. H. Teoh, W. H. Chan, and R. Thampuran, "*An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty*," 2002.

[16] C. M. Mcnie, D. C. Barton, E. Ingham, J. L. Tipper, J. Fisher, and M. H. Stone, "*The prediction of polyethylene wear rate and debris morphology produced by microscopic asperities on femoral heads.*"

[17] A. B. Lennon, J. R. Britton, R. F. MacNiocaill, D. P. Byrne, P. J. Kenny, and P. J. Prendergast, "*Predicting revision risk for aseptic loosening of femoral components in total hip arthroplasty in individual patients - A finite element study*," Journal of Orthopaedic Research, vol. 25, no. 6, pp. 779–788, Jun. 2007, doi: 10.1002/jor.20346.

[18] O. Kayabasi and F. Erzincanli, "*Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis*," Advances in Engineering Software, vol. 37, no. 7, pp. 477–483, 2006, doi: 10.1016/j.advengsoft.2005.09.003.

[19] K. N. Chethan, M. Zuber, S. Bhat N., S. Shenoy B., and C. R. Kini, "*Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method*," Heliyon, vol. 5, no. 6, Jun. 2019, doi: 10.1016/j.heliyon.2019.e01767.

[20] X. Hua, B. M. Wroblewski, L. Wang, Z. Jin, and J. Fisher, "*The cup outer diameter influences the cement fixation of Charnley total hip replacement.*"

[21] A. A. Oshkour, M. M. Davoodi, N. A. Abu Osman, Y. H. Yau, F. Tarlochan, and W. A. B. W. Abas, "*Finite element analysis of circumferential crack behavior in cement-femoral prosthesis interface*," Mater. Des., vol. 49, pp. 96–102, 2013, doi: 10.1016/j.matdes.2013.01.037.

[22] S. Griza et al., "*Fatigue failure analysis of a specific total hip prosthesis stem design*," Int. J. Fatigue, vol. 30, no. 8, pp. 1325–1332, Aug. 2008, doi: 10.1016/j.ijfatigue.2007.11.005.

Edición digital

ISSN 2448-5837

[23] O. Kayabasi and B. Ekici, "*The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method*," Mater. Des., vol. 28, no. 8, pp. 2269–2277, 2007, doi: 10.1016/j.matdes.2006.08.012.

[24] O. Kayabasi and B. Ekici, "*Probabilistic design of a newly designed cemented hip prosthesis using finite element method*," Mater. Des., vol. 29, no. 5, pp. 963–971, 2008, doi: 10.1016/j.matdes.2007.03.024.

[25] A. Ramos, A. Completo, C. Relvas, and J. A. Simões, "*Design process of a novel cemented hip femoral stem concept*," Mater. Des., vol. 33, no. 1, pp. 313–321, Jan. 2012, doi: 10.1016/j.matdes.2011.07.039.

[26] G. Vilagut et al., "*El Cuestionario de Salud SF-36 español: una década de experiencia y nuevos desarrollos*," Gac Sanit, vol. 19, no. 2, pp. 135–50, 2005, Accessed: Apr. 13, 2026. [Online]. Available: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-91112005000200007

[27] R. Vargas Morales, J. Ghinciulescou, F. Sandoval, and K. Lozano Peralta, "*Calidad de vida tras artroplastia total de cadera*," vol. 22, p. ResearchGate, Jan. 2005, Accessed: Jun. 25, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/266203168_calidad_de_vida_tras_artroplastia_total_de_cadera

[28] B. M. Wroblewski, P. D. Siney, and P. A. Fleming, "*Charnley low frictional torque arthroplasty: Clinical developments*," Orthopedic Clinics of North America, vol. 36, no. 1, pp. 11–16, Jan. 2005, doi: 10.1016/j.ocl.2004.06.013.

[29] T. Joshi, R. Sharma, V. Kumar Mittal, and V. Gupta, "*Comparative investigation and analysis of hip prosthesis for different bio-compatible alloys*," in Materials Today: Proceedings, Elsevier Ltd, 2020, pp. 105–111. doi: 10.1016/j.matpr.2020.11.222.

[30] G. Allegri, A. Colpani, P. S. Ginestra, and A. Attanasio, "*An experimental study on micro-milling of a medical grade Co-Cr-Mo alloy produced by selective laser melting*," Materials, vol. 12, no. 13, Jul. 2019, doi: 10.3390/ma12132208.

[31] American Elements, "*Cobalt Chromium Molybdenum Alloy 63539 datasheet*".

[32] W. Solórzano, C. Ojeda, and A. D. Lantada, "*Biomechanical study of proximal femur for designing stems for total hip replacement*," Applied Sciences (Switzerland), vol. 10, no. 12, pp. 1–17, Jun. 2020, doi: 10.3390/APP10124208.

[33] M. M. Soliman et al., "*Stress transfer, stress shielding, and micro-movement analysis in the implanted femoral bone region with various hip implant stem materials: A finite element approach*," Mater. Today Commun., vol. 41, Dec. 2024, doi: 10.1016/j.mtcomm.2024.110932.

[34] J. Thelen et al., "*Gait cycle and pressure load values of the foot on different surfaces with Moticon Insole2 in a healthy cohort*," Gait Posture, vol. 118, pp. 92–99, May 2025, doi: 10.1016/j.gaitpost.2025.01.082.

[35] SIMULIA Abaqus 2016, "*Mass scaling.*" Accessed: Apr. 16, 2026. [Online]. Available: http://130.149.89.49:2080/v2016/books/usb/default.htm?startat=pt04ch11s06aus75.html

[36] P. Damm *et al*., "*Friction in total hip joint prosthesis measured in vivo during walking*," PLoS One, vol. 8, no. 11, Nov. 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0078373.

[37] J. Stolk, N. Verdonschot, and R. Huiskes, "*Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction*," 2001.

[38] SIMSCALE, "*Principal Stress and Principal Strain: An Overview.*" Accessed: Apr. 15, 2026. [Online]. Available: https://www.simscale.com/docs/simwiki/fea-finite-element-analysis/principal-stress-and-principal-strain/

[39] M. Pantelis, "*How can I know my simulation is quasi-static?*" Accessed: Apr. 17, 2026. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/post/How_can_I_know_my_simulation_is_quasi-static

[40] SIMULIA, "*Abaqus Analysis User's Guide 2016*," 2016. Accessed: Apr. 17, 2026. [Online]. Available: http://130.149.89.49:2080/v2016/pdf_books/ANALYSIS_2.pdf

[41] M. Lamontagne, M. L. Beaulieu, D. Varin, and P. E. Beaulé, "*Gait and Motion Analysis of the Lower Extremity After Total Hip Arthroplasty: What the Orthopedic Surgeon Should Know*," Jul. 2009. doi: 10.1016/j.ocl.2009.02.001.

[42] A. I. Semciw, R. A. Green, G. S. Murley, and T. Pizzari, "*Gluteus minimus: An intramuscular EMG investigation of anterior and posterior segments during gait*," Gait Posture, vol. 39, no. 2, pp. 822–826, Feb. 2014, doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.11.008.

[43] X. Hua, B. M. Wroblewski, Z. Jin, and L. Wang, "*The effect of cup inclination and wear on the contact mechanics and cement fixation for ultra high molecular weight polyethylene total hip replacements*," Med. Eng. Phys., vol. 34, no. 3, pp. 318–325, Apr. 2012, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.07.026.

ISSN 2448-5837

Edición digital

[44] X. Hua, J. Li, L. Wang, R. Wilcox, J. Fisher, and Z. Jin, "*The effect of cup outer sizes on the contact mechanics and cement fixation of cemented total hip replacements*," Med. Eng. Phys., vol. 37, no. 10, pp. 1008–1014, Oct. 2015, doi: 10.1016/j.medengphy.2015.08.003.

[45] S. A. Naghavi et al., "*Stress Shielding and Bone Resorption of Press-Fit Polyether–Ether–Ketone (PEEK) Hip Prosthesis: A Sawbone Model Study*," Polymers (Basel)., vol. 14, no. 21, Nov. 2022, doi: 10.3390/polym14214600.

[46] A. J. Teichtahl, A. E. Wluka, P. Wijethilake, Y. Wang, A. Ghasem-Zadeh, and F. M. Cicuttini, "*Wolff's law in action: A mechanism for early knee osteoarthritis*," Sep. 01, 2015, BioMed Central Ltd. doi: 10.1186/s13075-015-0738-7.

[47] F. Mo, H. Zhang, S. Zhao, Z. Xiao, and T. Liu, "*Coupling Musculoskeletal Dynamics and Subject-Specific Finite Element Analysis of Femoral Cortical Bone Failure after Endoprosthetic Knee Replacement*," Appl. Bionics Biomech., vol. 2019, 2019, doi: 10.1155/2019/4650405.

[48] H. Yang, X. Ma, and T. Guo, "*Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur*," Med. Eng. Phys., vol. 32, no. 6, pp. 553–560, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.medengphy.2010.01.004.

[49] T. San Antonio, M. Ciaccia, C. Müller-Karger, and E. Casanova, "*Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: A method based on the principal stresses directions*," Med. Eng. Phys., vol. 34, no. 7, pp. 914–919, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.10.008.

[50] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan, and A. I. Hussein, "*Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States*", doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117.

[51] M. Hussain et al., "*Ultra-high-molecular-weight-polyethylene (UHMWPE) as a promising polymer material for biomedical applications: A concise review*," Feb. 01, 2020, MDPI AG. doi: 10.3390/polym12020323.