

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

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

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Leonardo Deloya Ortiz

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Edgar Isaac Ramírez Díaz



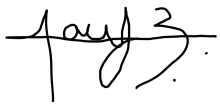
Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2026

PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL
(Titulación con trabajo escrito)

De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado ANALISIS MEDIANTE PAQUETERIA DE ELEMENTO FINITO DEL COMPORTAMIENTO DE UNA PROTESIS DE CADERA CHARNLEY que presenté para obtener el titulo de INGENIERO MECÁNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de titulación.



LEONARDO DELOYA ORTIZ
Número de cuenta: 318158307

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Gloria Ortiz Rojas y Raúl Deloya Nieto, por su apoyo incondicional, confianza y acompañamiento a lo largo de mi formación. Agradezco profundamente los valores que me han inculcado, así como su constante respaldo y motivación para alcanzar mis objetivos. Este logro es también resultado de su esfuerzo y apoyo.

Al Dr. Edgar Isaac Ramírez Díaz, por su dirección, orientación y compromiso durante el desarrollo de esta tesis. Agradezco su disposición, las enseñanzas compartidas y la confianza depositada en mí para la realización de este trabajo. Su asesoría fue fundamental para el desarrollo y consolidación de este proyecto, así como para mi formación académica y profesional.

A los integrantes de mi jurado, M. en I. Osvaldo Ruiz Cervantes, Dr. Lázaro Morales Acosta, Dr. Carlos Gabriel Figueroa Alcántara y M. en I. Efraín Ramos Trejo, por el tiempo dedicado a la revisión de este trabajo y por sus observaciones, comentarios y aportaciones. Sus contribuciones permitieron fortalecer y enriquecer el contenido de esta tesis.

A mis amigos, Adonay Félix, Mario Garibaldi, Esmeralda Pérez, Fernando Villegas y Juan de la Cruz, por su amistad, apoyo y compañía durante esta etapa. Agradezco las experiencias compartidas y los momentos que contribuyeron de manera significativa a hacer de este recorrido una etapa memorable.

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por brindarme la oportunidad de realizar mi formación profesional y por proporcionarme los conocimientos, herramientas y experiencias necesarios para mi desarrollo académico y profesional. Es un orgullo haber formado parte de esta institución y culminar en ella una etapa fundamental de mi formación.

Asimismo, agradezco a la Dirección General de Asuntos del Personal Académico (DGAPA-UNAM) por el apoyo otorgado a través de los proyectos PAPIME-PE104225 y PAPIIT-IN118026, cuya contribución permitió apoyar el desarrollo de este trabajo.

Finalmente, agradezco a todas las personas que, de manera directa o indirecta, contribuyeron a mi formación y a la realización de este proyecto. Sus aportaciones, enseñanzas y apoyo fueron parte importante de este proceso y de la culminación de esta etapa académica.

PRÓLOGO

La cadera está compuesta por la articulación entre la pelvis y la cabeza femoral, formando una estructura fundamental para la estabilidad y locomoción del cuerpo humano. El fémur, considerado el hueso más largo y resistente del cuerpo, se extiende desde la cadera hasta la rodilla y constituye el único hueso del muslo. Además de soportar cargas elevadas, desempeña un papel esencial como punto de inserción para múltiples músculos y ligamentos. Anatómicamente, se divide en tres regiones principales: proximal, diáfisis y distal.

Entre las principales patologías que afectan la articulación de la cadera, la artritis representa la causa más común de deterioro, 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 [1]. Ante este panorama, las prótesis de cadera constituyen una solución efectiva para restaurar la funcionalidad articular.

En este contexto, el trabajo de John Charnley marcó un hito en la artroplastia de cadera al proponer un diseño basado en bajo torque por fricción [2].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, el desgaste continúa siendo una de las principales causas de falla.

El Método de los Elementos Finitos (FEM, por sus siglas en inglés) se ha consolidado como una herramienta fundamental para el análisis de prótesis de cadera, permitiendo estudiar el comportamiento de vástagos femorales, copas acetabulares, el desgaste articular, así como la influencia de parámetros geométricos y materiales.

A partir de lo anterior, el análisis estructural desarrollado en este trabajo se enfoca en la simulación de la fase crítica del ciclo de marcha, incorporando de manera explícita las principales fuerzas musculares, particularmente las asociadas a los músculos abductores y glúteos, responsables de la estabilización pélvica. Esta consideración permite representar de forma más realista el estado de carga multiaxial del sistema. El estudio contempla la evaluación de los esfuerzos de von Mises y los esfuerzos principales, así como la presión de contacto en la interfase acetabular, con el objetivo de identificar zonas críticas asociadas a posibles mecanismos de falla y desgaste.

Es por lo anterior que el objetivo de este trabajo es analizar el comportamiento mecánico de una prótesis de cadera bajo condiciones de carga más realistas, mediante la inclusión de fuerzas musculares en un modelo basado en el método de los elementos finitos, con el fin de evaluar su impacto en la distribución de esfuerzos y presiones de contacto.

Para cumplir con este objetivo, el presente documento se estructura de la siguiente manera: en el Capítulo 1 se presenta el estudio del estado del arte del fémur, sus principales mecanismos de falla, así como la evolución de las prótesis de cadera y las problemáticas asociadas a su desempeño. El Capítulo 2 aborda los avances en el modelado mediante el método de los elementos finitos aplicados a la cadera, identificando las principales metodologías y enfoques utilizados en la literatura. En el Capítulo 3 se establecen y justifican los parámetros empleados en el modelo desarrollado, incluyendo condiciones de frontera, propiedades de materiales y la incorporación de fuerzas musculares, explicando su relevancia en la representación del comportamiento biomecánico del sistema. Finalmente, en el Capítulo 4 se presentan y analizan los resultados obtenidos del modelo numérico, incluyendo la validación del análisis mediante criterios energéticos y comparación con la literatura, así como la evaluación de la distribución de esfuerzos en la prótesis Charnley y en el fémur. Además, se estudia la influencia de las fuerzas musculares en la redistribución de cargas, el fenómeno de stress shielding, la presión de contacto en la copa acetabular y en general el desempeño estructural del implante bajo condiciones fisiológicas de marcha.

ÍNDICE

Capítulo 1. Antecedentes 1

1.1 El fémur 1

1.1.1 Extremo proximal del fémur 2

1.1.2 Principales causas de daño en la articulación de la cadera 4

1.1.3 Fractura de cadera 4

1.2 Prótesis de cadera 5

1.2.1Elementos de una prótesis de cadera 6

1.2.2 Materiales utilizados en prótesis de cadera 6

1.2.3 Principales fallas en prótesis de cadera 9

1.2.4 Importancia del estudio de prótesis 10

1.3 Prótesis femoral de Charnley 12

1.3.1 Antecedentes y desarrollo de la artroplastia total de cadera. 12

1.3.2 Primera generación 13

1.3.3 Segunda y tercera generación 14

1.3.4 Importancia del estudio de la prótesis de Charnley 15

1.3.5 Evolución clínica de la artroplastia de Charnley 16

Capítulo 2. Modelado FEM en prótesis de cadera 18

2.1 Análisis estructural estático de diferentes tamaños de vástagos 18

2.2 Análisis estático y dinámico de diferentes diseños de intercaras 19

2.3 Desgaste en prótesis modulares 22

2.4 Modelo elasto-plástico para desgaste de polietileno 24

2.5 Predicción de desgaste del polietileno por asperezas en cabezas femorales 26

2.6 Influencia del movimiento relativo y la presión en el desgaste de prótesis 29

2.7 Comparación entre diferentes geometrías de vástagos y el vástago Charnley 30

2.8 Influencia del diámetro externo del componente acetabular 32

2.9 Superficie de la copa y fijación cementada en prótesis Charnley. 33

2.10 Análisis del modelo de prótesis Charnley en aleaciones biocompatibles. 36

2.11 Predicción individual del aflojamiento femoral en artroplastia de cadera. 38

2.12 Impacto del desgaste e inclinación de la copa acetabular. 40

2.13 Análisis comparativo de parámetros de modelado reportados en la literatura. 43
Capítulo 3. Modelado FEM 45
3.1 Modelado de los componentes 45
3.1.1 Modelado del vástago femoral tipo Charnley 45
3.1.2 Modelado del fémur 48
3.1.3 Modelado de la copa acetabular y respaldo 50
3.2 Ensamble de la prótesis 51
3.3 Condiciones de carga 53
3.4 Metodología de desgaste 54
3.5 Mallado 59
3.6 Análisis estructural 60

Capítulo 4. Análisis de resultados 62
4.1 Verificación del modelo numérico 62
4.2 Distribución de esfuerzos en la prótesis Charnley 69
4.2.1 Zonas críticas de esfuerzos en la prótesis 69
4.3 Distribución de esfuerzos en el fémur 81
4.4 Presión de contacto en la copa acetabular 88
4.5 Evaluación ingenieril del desempeño del implante 90

Capítulo 5. Conclusiones 92

Referencias 94

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

En el presente trabajo se iniciará con una revisión de los conceptos básicos asociados a la articulación de la cadera y sus componentes. Este análisis permitirá establecer una base teórica sólida para comprender su estructura, biomecánica y las implicaciones clínicas relacionadas. A partir de ello, se abordarán aspectos más específicos que contribuirán al desarrollo del estudio.

1.1 El fémur.

La cadera está formada por la articulación entre la cabeza del fémur y el acetábulo del hueso coxal, conocida como articulación coxofemoral [3]. Esta unión conecta el esqueleto axial 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 o muslo está formada por el fémur, los músculos y las estructuras neurovasculares que lo rodean[4].

El fémur es el hueso más resistente y largo del cuerpo humano; se encuentra ubicado entre la articulación de la rodilla y la cadera. Dado que es el único hueso del muslo, alberga múltiples inserciones musculares y ligamentos, propiciando la deambulación (se refiere a la capacidad de caminar de un sitio a otro, ya sea por cuenta propia o con la asistencia de un dispositivo).

El fémur se puede dividir en 3 secciones: Proximal, diáfisis y distal.

En el extremo proximal del fémur (Figura 1.1), se encuentran:

- Cabeza femoral.
- Cuello femoral.
- Trocánteres (mayor y menor).
- Cresta intertrocantérica.
- Línea intertrocantérica.

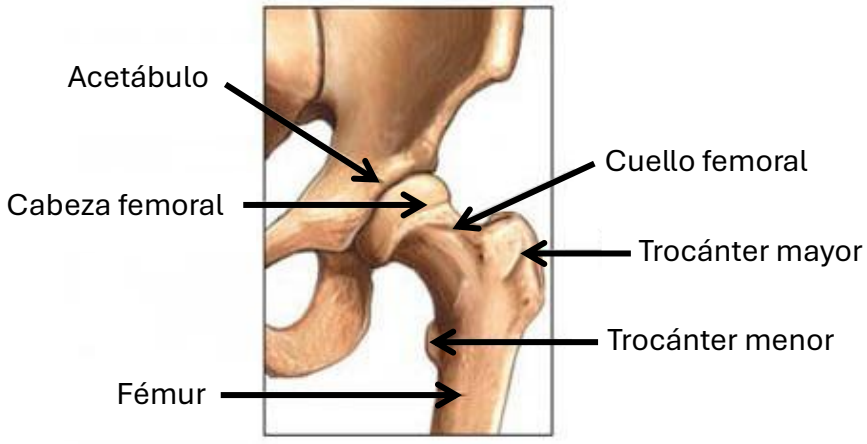


Figura 1.1: Anatomía de la cadera [5].

1.1.1 Extremo proximal del fémur.

Cabeza femoral:

Es una estructura donde dos terceras partes tienen forma esférica. Su superficie es lisa y está revestida de cartílago articular, uniéndose al acetábulo de la pelvis, dando lugar a la articulación de la cadera.

En una zona ligeramente inferior y posterior a su centro, presenta una pequeña depresión rugosa conocida como fosilla del ligamento redondo como se observa en la Figura 1.2, cuya función es servir de punto de inserción para el ligamento de esta articulación.

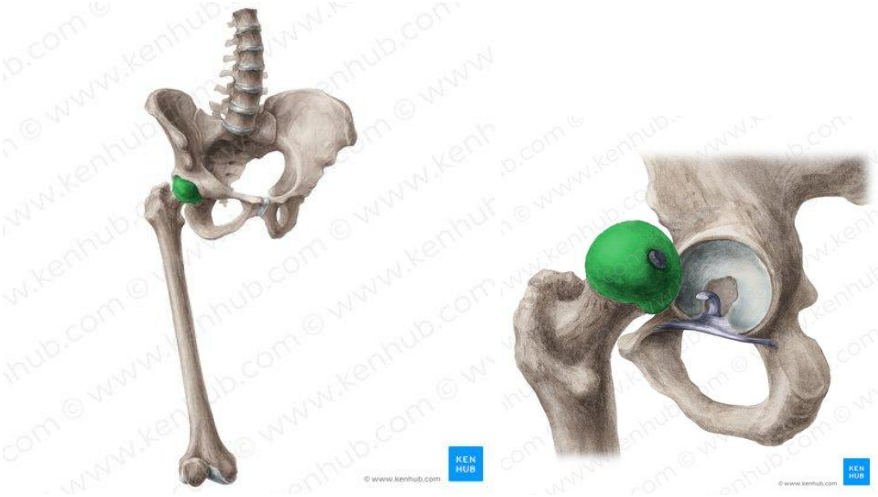


Figura 1.2: Cabeza femoral [6].

Cuello femoral:

El cuello del fémur tiene una longitud aproximada de 5 cm, conecta la cabeza del fémur con los trocánteres. El ángulo entre la cabeza y el cuerpo del fémur es de aproximadamente 130 grados (esta inclinación se observa en la Figura 1.3); el ángulo es mayor en los recién nacidos y disminuye con la edad hasta alcanzar su valor definitivo. Su función es permitir el movimiento de la extremidad sin interferir con la pelvis. Además, existen diferencias anatómicas según el sexo, ya que las mujeres suelen presentar un ángulo de inclinación más amplio que los hombres, lo que influye en la forma de caminar. El cuello del fémur también está antevertido (rotado lateralmente), con una rotación lateral de entre 10 y 15 grados, lo que se conoce como ángulo de torsión [6].



Figura 1.3: Cuello femoral [6].

Diáfisis proximal del fémur:

La diáfisis (Figura 1.4) se refiere a la porción central de un hueso largo; el eje del fémur se dirige ligeramente hacia adentro, lo que acerca las rodillas al centro de gravedad y mejora la estabilidad. En su parte media, la sección transversal del fémur es circular (varía considerablemente entre individuos), su extremo proximal es más ancho, pero se va estrechando gradualmente hacia el centro.



Figura 1.4: Diáfisis femoral [6].

1.1.2 Principales causas de daño en la articulación de la cadera.

La artritis es la causa más común del deterioro en los tejidos de la cadera. Existen tres tipos principales [7]:

- Osteoartritis: Desgaste progresivo del cartílago que provoca fricción entre los huesos, generando dolor y rigidez.
- Artritis reumatoide: Enfermedad autoinmune que inflama la membrana sinovial, afectando el cartílago y causando molestias articulares.
- Artritis traumática: Derivada de fracturas o lesiones directas, como las más de 300,000 fracturas de cadera registradas anualmente en EE. UU [7].

Otras condiciones relevantes incluyen:

- Necrosis avascular: Muerte del tejido óseo por falta de irrigación sanguínea, lesiones o tumores, lo que puede llevar al colapso de la articulación.
- Bursitis: Inflamación de las bursas (sacos llenos de líquido que reducen la fricción), especialmente en la región trocantérea o iliopsoas, causando dolor lateral o en el glúteo.
- Contusión de cadera: Lesión muscular en la parte superior del hueso ilíaco, frecuentemente ocasionada por golpes, caídas o movimientos bruscos.

1.1.3 Fractura de cadera.

La relevancia del uso de prótesis de cadera se evidencia en el contexto del “Manejo Integral de Fractura de Cadera en el Adulto Mayor” del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS). La población de adultos mayores en México está en constante crecimiento y se proyecta que esta tendencia continuará en las próximas décadas, lo que conlleva un aumento en las enfermedades asociadas a la edad, como las fracturas de cadera. Se estima que más del 90% de los pacientes con fractura de cadera tienen más de 65 años, y que para el año 2050 el número de fracturas de cadera a nivel mundial superará los 6 millones de casos [1].

En México, solo en 2005 se reportaron 29,732 casos de fractura de cadera. El seguimiento realizado a 1 y 2 años posteriores al evento mostró que el 42% de los pacientes requirió algún auxiliar para la marcha, mientras que el 56% manifestó no haber recuperado su capacidad de caminar como antes de la caída, además de presentar un riesgo tres veces mayor de quedar confinados en su domicilio y con dependencia para realizar sus actividades diarias [1].

1.2 Prótesis de cadera.

Una prótesis de cadera es un dispositivo médico que se implanta quirúrgicamente para sustituir una articulación de la cadera que ha sido dañada, comúnmente como resultado de artritis severa, fracturas, desgaste por envejecimiento o enfermedades degenerativas. Su propósito principal es restaurar la movilidad, reducir el dolor y mejorar la calidad de vida del paciente [8].

Las prótesis de cadera se pueden clasificar de la siguiente manera, como se observa en la Figura 1.5:

- Prótesis parcial: Solo se sustituye la cabeza femoral.
- Prótesis total: Se suple la cabeza femoral y la cavidad donde esta última encaja, conocido como acetábulo.
- Prótesis de superficie: Solo se elimina una parte de la articulación, preservando la mayor parte de la extremidad.
- Prótesis masiva: Se reemplaza un extremo articular completo.

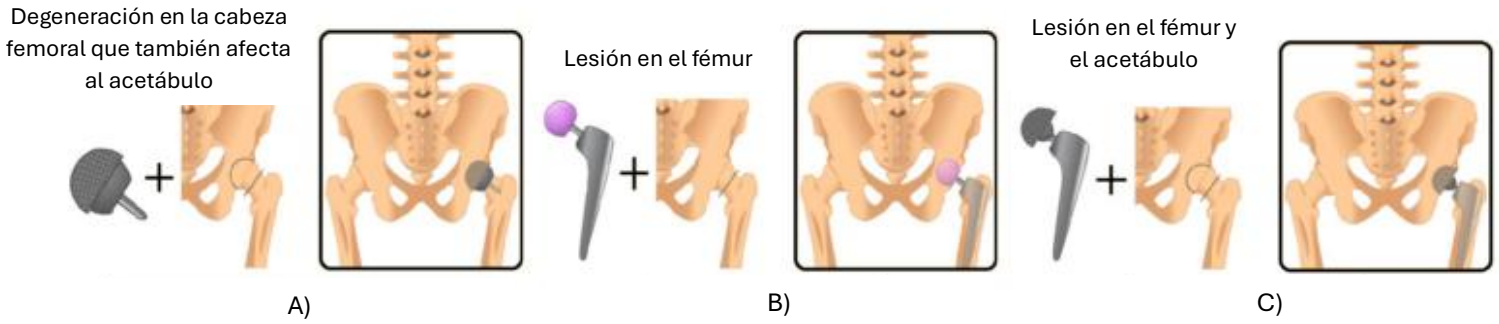


Figura 1.5: Algunos tipos de prótesis de cadera. A) Prótesis de superficie, B) Prótesis parcial de cadera, C) Prótesis total de cadera [8].

La fijación de la prótesis al hueso puede realizarse de las siguientes maneras:

- Fijación cementada: La prótesis se fija al hueso mediante cemento óseo (polimetilmetacrilato).
- Fijación no cementada: Se utilizan materiales que imitan la textura del hueso, permitiendo que este último se fije al recubrimiento para fijar el implante.

1.2.1 Elementos de una prótesis de cadera.

El desempeño óptimo de una prótesis de cadera depende de las características de sus materiales y su correcta integración con el organismo. A continuación, se presentan los principales criterios que deben cumplir sus elementos:

- **Vástago femoral**: Alta resistencia mecánica, tenacidad y resistencia a la corrosión. Su superficie debe ser rugosa para mejorar la fijación y distribución de cargas, asegurando estabilidad rotacional y axial.

- **Cabeza femoral**: Debe poseer gran dureza, alta esfericidad e inercia química ante los líquidos sinoviales. Además, requiere un acabado pulido tipo espejo para reducir la fricción y evitar la corrosión en la intercara con el vástago.

- **Acetábulo**: Material con baja fricción, alta resistencia al desgaste y la corrosión, y diseño que prevenga el desprendimiento de la cabeza esférica. Su superficie externa debe ser rugosa para facilitar la adherencia al hueso ilíaco y contar con dispositivos de fijación [9].

1.2.2 Materiales utilizados en prótesis de cadera.

En este apartado se abordarán los criterios clave para la selección de materiales en prótesis, considerando sus propiedades y su impacto en el rendimiento y biocompatibilidad.

A continuación, en la Tabla 1.1 se muestran las características de los pares de contacto en artroplastia (cirugía que reemplaza una articulación dañada por una prótesis artificial) total de cadera:

Tabla 1.1: Características de los pares de fricción en artroplastia total de cadera [10].

	Metal-Polietileno	Cerámico-Polietileno	Metal - Metal	Cerámico - Cerámico
Resistencia al desgaste	Alta	Alta	Máxima	Muy alta
Bioactividad de las partículas	Alta	Alta	Media	Baja
Toxicidad	No se conoce	No se conoce	Niveles elevados de metales, hipersensibilidad retardada	No se conoce
Diámetro de la cabeza (mm)	22, 26, 28, 32, 36	28, 32, 36	Mejor tribología a mayor diámetro	Máximo 36
Otros problemas		Fractura	Tolerancia muy baja a error de colocación	Fractura, “Ruido”, tolerancia baja a error de colocación

Las prótesis modulares, formadas por piezas de distintos materiales, permiten reconstrucciones complejas y facilitan las cirugías de revisión sin reemplazar toda la prótesis. Sin embargo, presentan riesgos como corrosión, desprendimiento de partículas y fracturas por fatiga.

En la actualidad, cualquier material utilizado en prótesis puede causar daños orgánicos. Por ello, se ha investigado la mejora de biomateriales, buscando que estos cumplan con las propiedades mecánicas específicas requeridas para cada tipo de prótesis. En la Tabla 1.2, se presentan los principales biomateriales usados en prótesis:

Tabla 1.2: Biomateriales usados para las sustituciones protésicas [11].

	Material	Composición %	Características
Metales	Acero Inoxidable ASTM F138 (AISI 316L)	17-20 Cr,12-14 Ni, 2-4 Mo	Presenta corrosión en el ambiente del cuerpo. Principal causa de fractura corrosión por fatiga.
	Acero Inoxidable SAF 2507	0.03 C, 25 Cr, 7 Ni, 4 Mo, 0.3 N	Mejor resistencia a la corrosión y fatiga que AISI 316L.
	$CoCrMo$ (Vitallium TM) ASTM F75	59-69 Co, 27-30 Cr, 5-7 Mo	Se usa en fabricación de prótesis articulares. Buenas propiedades mecánicas.
	$CoCrMo$ ASTM 799	58-59 Co, 27-30 Cr, 5-7 Mo	Propiedades de resistencia a la fluencia, tensión y fatiga.
	$CoCrWNi$ ASTM F90	45-56 Co, 19-21 Cr, 14-16 W, 9-11 Ni	Altos valores de resistencia a la fluencia y tensión.
	$CoNiCrMo$ ASTM F592	29-38 Co, 19-21 Cr, 9-10.5 Mo, 33-37 Ni	Muy altas resistencias a la tensión y fatiga. Más ampliamente usado.
	Ti_6Al_4V ASTM F136	89-91 Ti, 5.5-6.5 Al, 3.5-4.5 V	Posee mejores propiedades que el titanio puro.
	Ni-Ti Nitinol TM	56 Ni, 44 Ti	Excelente biocompatibilidad y alta resistencia a la corrosión.
Cerámicos	Zicornia	ZrO_2	Buena biocompatibilidad. Su uso es en cabezas esféricas femorales.
	Hidroxiapatita	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ Ca/P=10/6	Se usa como recubrimiento para prótesis de Ti6Al4V. forma un enlace directo con los tejidos óseos
	Alúmina ASTM F_60_3	99.5 Al_2O_3, 0.5 SiO_2	Alta dureza, baja fricción y poco desgaste. Se usa en cabezas femorales.
	Biovidrios Bioglass 4555	$SiO_2, P_2O_5, CaO, Na_2O$ 45:6:24:5:24:5 % peso	Forma fuertes enlaces en la intercara con el hueso. Se usa como recubrimiento.
	Carbono	Carbono pirolitico Diamante cristalino	Excelente biocompatbilidad. Se usa como recubrimiento superficial. No disponible comercialmente.
Polímeros	Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)	$1x10^6 \frac{g}{mol}$	Se usa para fabricar copa acetabular. Presenta alto índice de desgaste con producción de partículas.
	Polimetilmetacrilato PMMA	$1.15 - 1.95 \frac{g}{cm^3}$	Excelente biocompatibilidad. Se utiliza como cemento óseo.

Los materiales utilizados en artroplastias, como el polietileno y diversas aleaciones metálicas (acero especial, cromo-cobalto, titanio), cumplen funciones estructurales, facilitan la fijación y forman el par de fricción de la articulación. La combinación de estos materiales optimiza sus propiedades, como la resistencia al desgaste y la integración ósea mediante superficies porosas.

Los elementos de aleación se integran en soluciones sólidas, mejorando la resistencia a la corrosión, el desgaste y las propiedades mecánicas. Al estar en esta forma, la liberación de iones en el entorno fisiológico es mínima, lo que reduce cualquier riesgo.

Estudios clínicos [11]han identificado los materiales de mejor desempeño en ciertos casos de prótesis de cadera. La Tabla 1.3 muestra estos materiales clasificados según cada componente de la prótesis.

Tabla 1.3: Combinación de diferentes tipos de materiales implantados en algunas prótesis de cadera [11].

Diseño	Vástago	Cabeza femoral	Componente acetabular
Covision®	Ti_6Al_4V forjado	$CoCrMo$ vaciado	Ti_6Al_4V forjado
McKee-Farrar®	$CoCrMo$ vaciado	$CoCrMo$ vaciado	$CoCrMo$ vaciado
Charnley®	$FeCrNiMo$ forjado	$FeCrNiMo$ forjado	Polímero
STH®	Ti_6Al_4V forjado	Ti_6Al_4V forjado	Polímero
Lord®	$CoCrMo$ vaciado	Al_2O_3 sinterizado	Polímero
Mueller-Weber-Weber-Stuehmer®	$CoNiCrMo$ forjado	Al_2O_3 sinterizado	Polímero
Boutin®	Ti_6Al_4V forjado	Al_2O_3 sinterizado	Al_2O_3 sinterizado

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) se introdujo para reemplazar las aleaciones metálicas Co-Cr debido a sus excelentes propiedades, como el amortiguamiento, la resistencia al impacto, la fricción y la temperatura. Sin embargo, el desgaste del polietileno sigue siendo una de las principales causas de falla en estos implantes, y puede ocurrir por abrasión, fatiga o delaminación.

La elección de materiales con un bajo coeficiente de fricción es crucial para lograr un ajuste mecánico óptimo, que asegure un deslizamiento adecuado entre los componentes articulados con lubricación sinovial, al mismo tiempo que soporte las cargas estáticas y dinámicas, y facilite la transmisión del movimiento.

1.2.3 Principales fallas en prótesis.

Grieco, et al. [12] analizaron las principales causas de falla en prótesis de cadera que conducen a una cirugía de revisión. El aflojamiento aséptico fue identificado como la causa más frecuente, presente en más del 50% de los casos, seguido por la inestabilidad o luxación protésica (22%) y las infecciones peri protésicas (aproximadamente 15 %), como se observa en la Figura 1.6. También se reportaron otras causas menos comunes, como fracturas peri protésicas y dolor sin causa alguna. En la mayoría de los procedimientos de revisión fue necesario reemplazar ambos componentes acetabular y femoral, empleándose con frecuencia implantes especiales, como copas porosas no cementadas y vástagos de revisión, para manejar los defectos óseos existentes. Las complicaciones postoperatorias más reportadas incluyeron infecciones superficiales y fracturas intraoperatorias, además de algunos casos de lesión del nervio ciático. Este estudio subraya que, si bien las prótesis de cadera son altamente efectivas, su durabilidad puede verse comprometida con el tiempo debido principalmente al desgaste mecánico y a problemas de estabilidad, lo que resalta la necesidad de seguir optimizando tanto el diseño de los implantes como las técnicas quirúrgicas asociadas.

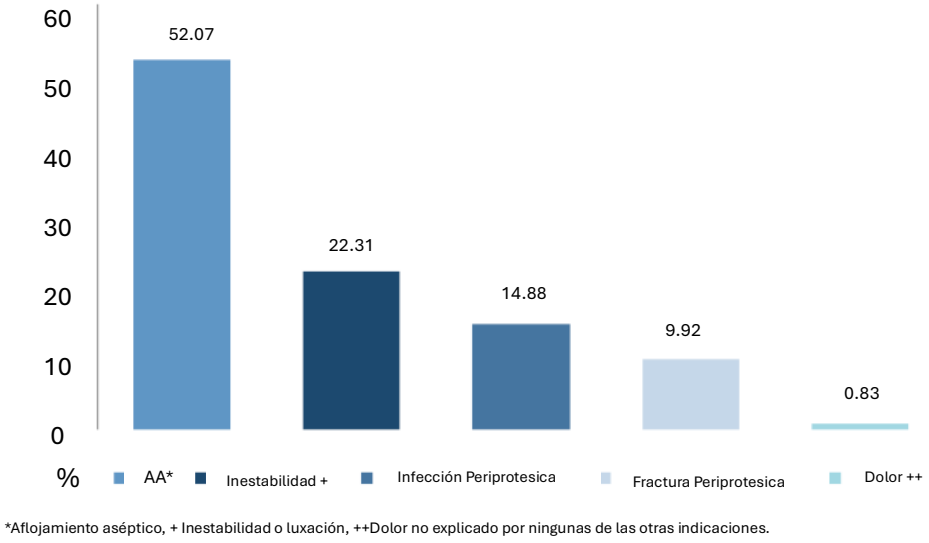


Figura 1.6: Indicación de la revisión de artroplastia de cadera [12].

El aflojamiento aséptico es la principal causa de fracaso a largo plazo en los reemplazos de cadera y rodilla. Esta condición ocurre cuando el desgaste natural de una prótesis genera partículas microscópicas de residuos, las cuales desencadenan una respuesta inmunológica. Dicha reacción provoca osteólisis, un proceso que debilita la unión entre el implante y el hueso circundante.

Los factores mecánicos también contribuyen a este fenómeno. Las cargas cíclicas que se ejercen sobre la prótesis durante las actividades diarias pueden comprometer la fijación entre el implante y el hueso. A diferencia del tejido óseo natural, que puede adaptarse a estas solicitaciones, las articulaciones artificiales carecen de la capacidad de autorregularse. Además, las prótesis totales de cadera no cuentan con los mecanismos de retroalimentación protectores presentes en las articulaciones naturales, lo que las hace más susceptibles a la sobrecarga.

Las superficies de deslizamiento de las articulaciones artificiales producen de manera continua partículas de desgaste submicroscópicas. Estas son, a menudo demasiado pequeñas para ser observadas bajo un microscopio óptico, acumulándose en grandes cantidades. Con el tiempo, se dispersan en los tejidos circundantes, provocando una respuesta inflamatoria. Esta inflamación, a su vez, agrava la osteólisis, desestabilizando aún más el implante y contribuyendo a su eventual fracaso.

1.2.4 Importancia del estudio de prótesis.

La evolución de las prótesis de cadera constituye un tema fundamental en la medicina moderna. A lo largo de más de un siglo, el desarrollo de estas soluciones ortopédicas ha atravesado múltiples etapas, desde métodos rudimentarios e ineficaces hasta tecnologías avanzadas que hoy transforman la calidad de vida de millones de personas. Sin embargo, pese a los importantes avances, todavía persisten desafíos que requieren investigación constante.

En sus inicios, se ensayaron procedimientos como las artroplastias biológicas y las osteotomías reconstructivas (procedimientos quirúrgicos que implican cortes en los huesos para corregir deformidades y realinear las articulaciones). Muchos de estos fracasaron al no lograr aliviar el dolor ni restaurar adecuadamente la movilidad. Las osteotomías, si bien mostraron utilidad en pacientes seleccionados, presentaban una dependencia excesiva de factores individuales, lo que limitaba su efectividad general y dio paso al desarrollo de prótesis con resultados más predecibles [13].

El verdadero cambio llegó con la aparición de las prótesis totales de cadera, especialmente tras las innovaciones introducidas por John Charnley en los años 60, como el uso del cemento óseo y el polietileno de ultra alto peso molecular. Estos avances permitieron estandarizar la técnica y ampliar el acceso a este tipo de cirugía.

No obstante, complicaciones como el aflojamiento aséptico, el desgaste de los materiales y las infecciones peri protésicas continúan siendo obstáculos, lo que evidencia que la prótesis total no representa aún una solución definitiva.

Actualmente, aunque las prótesis mejoran notablemente la calidad de vida del paciente, no curan la artritis ni detienen el proceso degenerativo. Se trata de una herramienta eficaz, pero con riesgos y limitaciones que requieren un seguimiento clínico permanente.

La Figura 1.7 ilustra la importancia del estudio continuo de las prótesis cerámico-cerámico a lo largo del tiempo. Un ejemplo de cómo a través de sucesivas generaciones, se ha logrado reducir significativamente la tasa de fracturas, pasando de un 13% en las primeras versiones a apenas un 0.002% en las más recientes [14].

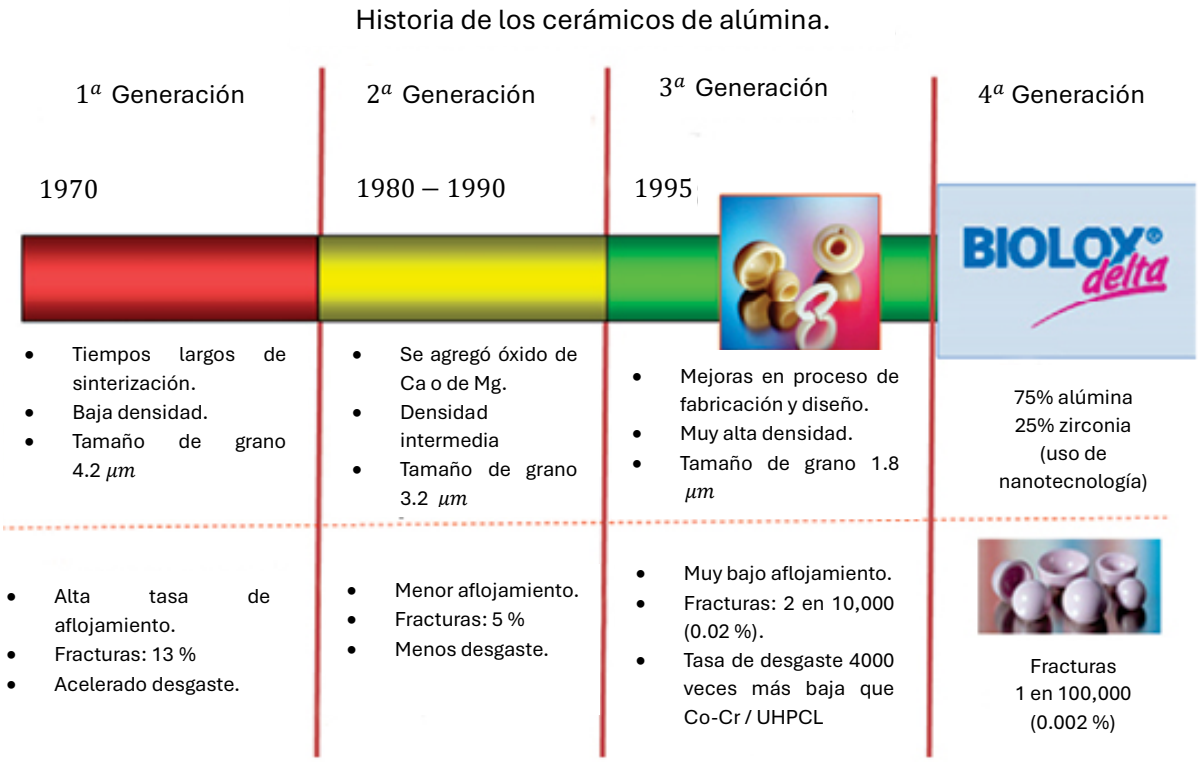


Figura 1.7: Rasgos históricos más importantes del desarrollo de los cerámicos de uso ortopédico de la marca Biolox® [14].

1.3 Prótesis femoral de Charnley.

El diseño de la prótesis total de cadera de Charnley (Figura 1.8) se basa en el principio de bajo torque por fricción, logrando esto mediante una diferencia significativa entre el radio de la cabeza femoral y el componente acetabular. El objetivo es proteger la intercara entre el hueso y el cemento al permitir que el movimiento ocurra en la articulación, que tiene un radio menor. En la práctica clínica, esto se consigue con una cabeza de 22.225 mm de diámetro que se articula con un componente acetabular de polietileno de ultra alto peso molecular de 40 mm o 43 mm de diámetro, como se observa en la Figura 1.8. [2].



Figura 1.8: Prótesis de Charnley [15].

1.3.1 Antecedentes y desarrollo de la artroplastia total de cadera.

La primera prótesis total de cadera fue colocada por P. Wiles (1938). Luego, J. Judet y R. Judet (1946) realizaron el primer reemplazo de cabeza femoral biomecánicamente diseñada en polimetilmetacrilato (PMMA) en reemplazo de articulaciones. J. Charnley (1958) fue un ortopedista e inventor inglés cuyas innovaciones en cirugía transformaron la ortopedia en el siglo XX. (1958) [9].

En 1950, Charnley publicó “Tratamiento cerrado de las fracturas comunes” y “Técnica de artrodesis por compresión del hueso esponjoso”, sentando las bases para el desarrollo del reemplazo total de cadera. En 1962, logró realizar con éxito este procedimiento mediante su técnica de artroplastia de cadera con prótesis total de baja fricción. Posteriormente, en 1970, fue pionero en el uso de cemento acrílico de metilmetacrilato, lo que permitió fijar los implantes al hueso de manera más efectiva y reducir su movimiento.

A lo largo de más de cuatro décadas, los cirujanos ortopédicos han perfeccionado las técnicas de artroplastia de cadera, incorporando avances en materiales y tecnología. Actualmente, se emplean titanio, cerámicos, diferentes diámetros para la cabeza femoral e incluso biomateriales.

Las prótesis femorales de tipo Charnley representan un hito en la historia de la ortopedia, revolucionando el tratamiento de enfermedades degenerativas y traumas de la cadera. A lo largo de los años, han evolucionado en tres generaciones, cada una con mejoras significativas en diseño, materiales y técnicas quirúrgicas. A continuación, se explorarán las características clave de cada generación, destacando su impacto en la medicina y la calidad de vida de los pacientes.

1.3.2 Primera generación

John Charnley desarrolló la primera artroplastia total de cadera de baja fricción; se analizó el resultado clínico y radiográfico de la artroplastia primaria de baja fricción de Charnley de cadera realizada por un solo cirujano (Del Departamento de Cirugía Ortopédica, Hospital Ortopédico de Nueva York, Centro Médico Columbia-Presbyterian, Facultad de Médicos y Cirujanos de la Universidad de Columbia) y seguida durante 15 a 25 años. Se realizaron 347 procedimientos quirúrgicos (entre 1970 y 1980).

Se obtuvieron los siguientes resultados:

- 72 de 98 caderas (73.5%) sobrevivieron clínicamente sin necesidad de revisión [16].
- 26 caderas (26.5%) fueron revisadas, principalmente por desgaste del componente acetabular (61.5%) y aflojamiento aséptico (pérdida de fijación de un implante ortopédico sin infección, generalmente debido al desgaste del material y la reacción inflamatoria del cuerpo) del acetábulo (50%) [16].
- La supervivencia global fue del 99.7% a 1 año, 99.2% a 5 años, 95.3% a 10 años, 84.2% a 15 años y 66.2% a 20 años [16].

Se observó que la artroplastia de Charnley sigue siendo efectiva y duradera a largo plazo, aunque el desgaste del acetábulo de polietileno y el aflojamiento aséptico son las principales causas de falla; la mayoría de las fallas ocurrieron en el componente acetabular, lo que sugiere que mejorar este componente podría aumentar la supervivencia de la prótesis.

En otro estudio [17], se analizaron los vástagos de Charnley de primera generación con un seguimiento de 20 años. Se reportó un hundimiento de hasta 2 mm en los primeros años, sin afectar la supervivencia a largo plazo del implante.

Esto resalta la importancia de estudiar el comportamiento viscoelástico del cemento óseo y la biomecánica del vástago, ya que estos factores influyen en la generación de fenómenos de abrasión y la formación de partículas de desgaste. Además, en presencia de hundimiento, un acabado rugoso intensifica el daño abrasivo sobre el manto de cemento y aumenta la producción de partículas.

1.3.3 Segunda y tercera generación.

Se realizó un estudio [18] que evalúa los resultados de la artroplastia de cadera de Charnley utilizando técnicas de cementación de segunda y tercera generación. Se analizaron 91 casos, divididos en dos grupos: 57 con técnicas de segunda generación (doble cementación, tapón intramedular y llenado retrógrado) y 34 con técnicas de tercera generación (mezcla al vacío y presurización del cemento). El seguimiento promedio fue de 14.5 años para la segunda generación y 8.4 años para la tercera.

Los resultados mostraron que la supervivencia a 20 años con técnicas de segunda generación fue del 89% para el acetábulo y del 94% para el vástago. A 10 años, la supervivencia fue del 90.8% y 96.5%, respectivamente. Con técnicas de tercera generación, la supervivencia a 10 años fue del 97.1% para el acetábulo y del 100% para el vástago [18].

Las técnicas de tercera generación mostraron una menor formación de zonas claras en el acetábulo. Estas áreas claras en las radiografías, que aparecen entre el hueso y el cemento de la prótesis, pueden indicar una posible falta de adhesión o aflojamiento. Cuanto más anchas y extensas sean, mayor es el riesgo de falla del implante. La reducción de estas zonas sugiere una mejor fijación del implante.

En la segunda generación, 2 acetábulos y 1 vástago requirieron revisión por aflojamiento aséptico, mientras que en la tercera generación no hubo revisiones por este motivo.

En conclusión, las técnicas de tercera generación son más efectivas, especialmente en el acetábulo, con menor formación de zonas claras y mayor supervivencia. Sin embargo, se sugiere mejorar la preparación del lecho óseo (superficie del hueso donde se insertan implantes, injertos o se apoyan estructuras anatómicas) para optimizar los resultados a largo plazo.

1.3.4 Importancia del estudio de la prótesis de Charnley

En un estudio realizado por Vilagut et al. [19], se evaluó la calidad de vida de 24 pacientes, con edades entre 40 y 70 años, entre 3 y 6 meses después de haberse sometido a una artroplastia total de cadera. La estimación se realizó utilizando el cuestionario SF-36 sobre calidad de vida relacionada con la salud (MOS-SF-36) [19]. Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 1.4.

Tabla 1.4: Calidad de vida tras artroplastia total de cadera según componentes del SF-36 [20].

ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA							
SF-36	Antes		POST 3 meses		POST 6 meses		p
	X	±	X	±	X	±	
Función física	17.1	15.8	58.3	7.8	79.3	6.8	p<0.001
Rol físico	6.2	18.4	56.2	23.6	96.8	8.4	p<0.001
Dolor corporal	20.2	17.6	74.3	10.3	83.6	8.8	p<0.001
Salud general	42.0	8.1	55.8	9.7	64.8	9.2	p<0.001
Vitalidad	42.9	11.1	68.9	7.1	80.4	10.7	p<0.001
Función social	25.0	16.1	63.5	9.6	80.2	8.1	p<0.001
Rol emocional	1.3	6.7	81.9	27.7	98.6	6.7	p<0.001
Salud mental	61.8	7.8	60.2	7.7	99.2	9.9	p<0.001

Los datos presentados en la Tabla 1.4 confirman que la reincorporación a las actividades físicas cotidianas se incrementa conforme avanza el tiempo postoperatorio, lo cual refleja una mejora progresiva en la función física de los pacientes. La salud física, además, interfiere cada vez menos en el trabajo y en otras actividades diarias a medida que transcurren los meses posteriores a la intervención, evidenciándose una menor limitación funcional a los seis meses de la operación.

En cuanto al dolor corporal, una mayor puntuación en el cuestionario indica menor presencia de dolor, mientras que una puntuación baja refleja mayor intensidad de este. Por lo tanto, se puede afirmar que el dolor tiende a disminuir conforme aumenta el tiempo postoperatorio.

Respecto al rol emocional y a la función social, se observó un incremento significativo. Este cambio podría atribuirse a la recuperación de la movilidad tras la cirugía, lo cual impacta positivamente en el estado de ánimo y en la calidad de vida del paciente.

Con lo anterior, se observa la importancia de seguir estudiando las prótesis de cadera para comprender mejor su impacto a largo plazo en la calidad de vida del paciente, optimizar la recuperación funcional y reducir complicaciones como el dolor persistente o las limitaciones en la actividad social y emocional.

1.3.5 Evolución clínica de la artroplastia de Charnley.

John Charley logró diseñar la prótesis total de cadera por ensayo y error (haciendo énfasis en el desgaste y la fijación de los componentes); implementó diferentes diseños de la cabeza femoral, reduciéndolas por etapas, desde 41 mm a 28 mm, 25 mm, y finalmente 22.225 mm de diámetro. En 1962, finalmente se estableció con éxito el concepto de artroplastia de bajo par de fricción como operación; Charnley suponía que la fijación de la copa sería un problema a largo plazo, el desgaste del UHMWPE y el aflojamiento aséptico de la copa continuaron siendo los problemas principales.

A continuación, se muestra el estudio [21] de 50 jóvenes entre 1962 y 1990 con un seguimiento promedio de 15 años. La tasa de supervivencia de la prótesis fue del 93.7% a 10 años, disminuyendo al 55.3% a 27 años. El desgaste de la copa se correlacionó con la migración (movimiento o desplazamiento de la copa acetabular) y la necesidad de revisiones. Aunque los resultados clínicos fueron satisfactorios, se destacó la importancia del seguimiento regular para detectar problemas mecánicos.

La Figura 1.9 muestra la relación entre el desgaste del acetábulo de UHMWPE (medido como penetración) y la incidencia de migración del acetábulo y revisiones por aflojamiento aséptico.

Se observa que a medida que aumenta la penetración (desgaste), también aumenta la probabilidad de migración y la necesidad de revisión quirúrgica. Esto subraya la importancia del desgaste como factor crítico en la longevidad de la prótesis. El desgaste no solo afecta la integridad del material, sino que también compromete la estabilidad del implante, lo que puede llevar a complicaciones clínicas significativas.

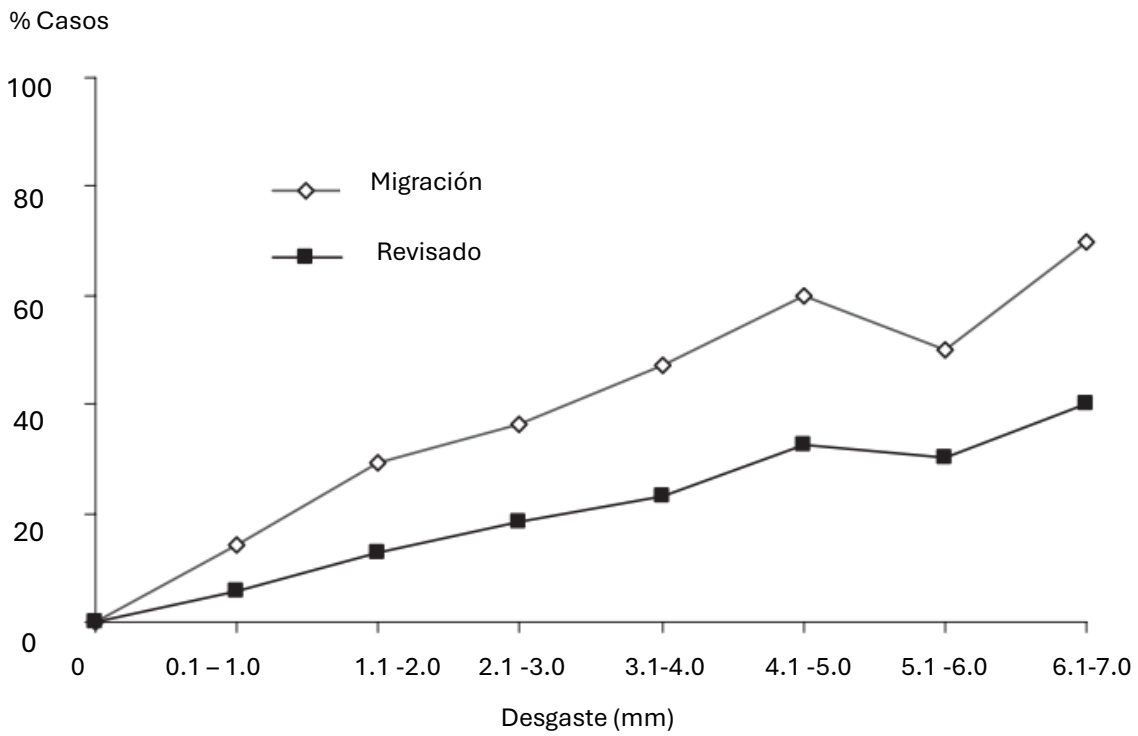


Figura 1.9: Desgaste del acetábulo de UHMWPE (medido como penetración) y la incidencia de migración del acetábulo y revisión por aflojamiento [21]

La disminución puntual observada en el último intervalo (4.5 mm a 5.5 mm) no representa una reducción del desgaste ni de la migración, sino una variación en la distribución de los casos dentro de los intervalos de desgaste analizados.

El desgaste y el aflojamiento aséptico siguen siendo desafíos, especialmente en pacientes jóvenes, lo que subraya la necesidad de investigar nuevos materiales y diseños.

CAPÍTULO 2: MODELADO FEM EN PRÓTESIS DE CADERA

En el segundo capítulo se abordará el uso del Método de los Elementos Finitos (FEM) en el estudio de prótesis de cadera, una técnica ampliamente utilizada para analizar y optimizar el comportamiento estructural de estos dispositivos médicos. En primer lugar, se presentará el modelado FEM aplicado de manera general a las prótesis de cadera, destacando su importancia en la evaluación biomecánica. Posteriormente, se verán algunos modelos que analizan degaste mediante FEM. Finalmente, se estudiará el caso particular del modelado de las prótesis tipo Charnley.

2.1 Análisis estructural estático de diferentes tamaños de vástagos.

La estructura, la geometría y el material constituyen los tres factores fundamentales en el diseño de prótesis de cadera [22]. Dentro de estos, existen los vástagos modulares y los no modulares. Aunque ambos presentan un diseño similar, el vástago femoral con cuello modular incorpora una pieza independiente para el cuello, lo que permite acoplar hasta 60 configuraciones distintas para el centro de la cabeza femoral. En contraste, los vástagos no modulares ofrecen únicamente 10 opciones.

En el estudio realizado por Chethan et al. [22], se evaluaron cuatro geometrías de vástagos: circular, elíptica, ovalada y trapezoidal, aplicadas a tres perfiles diferentes. Se efectuó un análisis estático de los 12 modelos resultantes (Figura 2.1), en el que se observaron las variaciones en las secciones transversales del tallo. Dicho análisis se llevó a cabo mediante el software ANSYS R-19®, con el propósito de determinar el esfuerzo de von Mises, la deformación en la dirección de la carga y la deformación total. Para todos los modelos se consideraron dos aleaciones: $Ti-6Al-4V$ y $CoCr$.

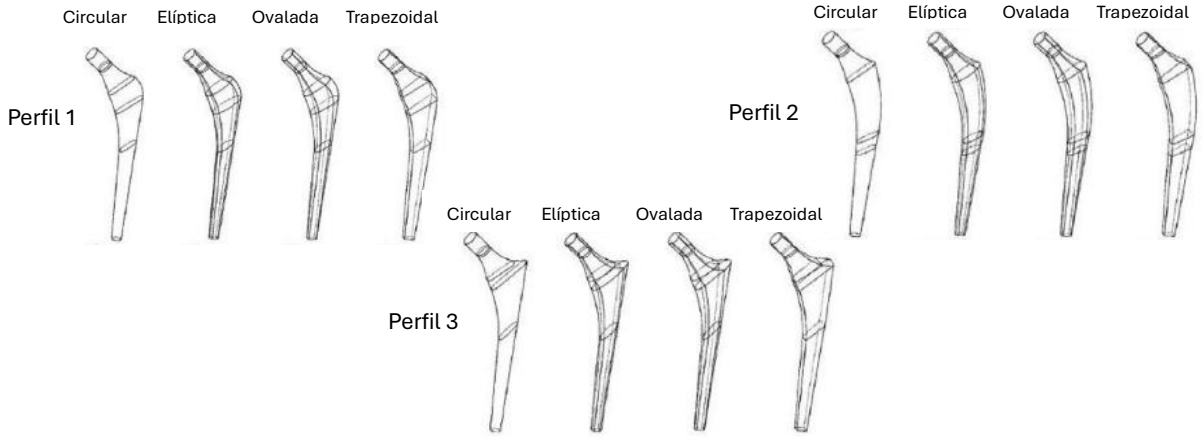


Figura 2.1: Los diferentes diseños de tallos utilizados para el estudio [22].

Se aplicó una fuerza uniforme de 2300 N sobre la copa de soporte metálica; el vástago, ubicado por debajo de los 90 mm desde el centro de la cabeza femoral, se mantuvo completamente restringido como soporte fijo.

Se observó que el perfil 2 presentó la menor deformación. En particular, los vástagos con geometría trapezoidal registraron la deformación más baja y el esfuerzo de von Mises más reducido, independientemente del material. Asimismo, las prótesis fabricadas con la aleación $CoCr$ mostraron una menor deformación en comparación con aquellas elaboradas en $Ti-6Al-4V$.

Adicionalmente, se consideraron dos combinaciones de materiales para el par de fricción: CoC (cerámico-cerámico) y $CoPE$ (cerámico-polietileno). La Tabla 2.1 y la Tabla 2.2 presentan los resultados del análisis estructural estático correspondiente a las combinaciones CoC y $CoPE$, respectivamente.

Tabla 2.1: Análisis estático de implante de cadera según las normas ASTM F2996-13® con copa acetabular fabricada en CoC [22].

SI	Combinación de material	Forma	Perfil	Carga [N]	Desplazamiento total [mm]	Esfuerzo equivalente de von Mises [MPa]	Deformación equivalente [mm/mm]
1	C_oC	Circular	1	2300	0.091	364.59	0.0015
2	C_oC		2		0.047	299.7	0.0014
3	C_oC		3		0.095	428.57	0.0021
4	C_oC	Elíptica	1	2300	0.100	427.6	0.0021
5	C_oC		2		0.051	313.9	0.0015
6	C_oC		3		0.108	411.84	0.0021
7	C_oC	Ovalada	1	2300	0.097	392.01	0.0020
8	C_oC		2		0.049	222.22	0.0011
9	C_oC		3		0.100	417.91	0.0021
10	C_oC	Trapezoidal	1	2300	0.062	330.69	0.0016
11	C_oC		2		0.038	191.72	0.0009
12	C_oC		3		0.064	300.58	0.0015

Tabla 2.2: Análisis estático de implante de cadera según las normas ASTM F2996-13® con copa acetabular fabricada en $CoPE$ [22].

SI	Combinación de material	Forma	Perfil	Carga [N]	Desplazamiento total [mm]	Esfuerzo equivalente de von Mises [MPa]	Deformación equivalente [mm/mm]
1	C_oPE	Circular	1	2300	0.099	364.59	0.0037
2	C_oPE		2		0.058	299.69	0.0027
3	C_oPE		3		0.102	428.57	0.0034
4	C_oPE	Elíptica	1	2300	0.107	427.6	0.0033
5	C_oPE		2		0.061	313.89	0.0035
6	C_oPE		3		0.113	411.84	0.0035
7	C_oPE	Ovalada	1	2300	0.104	392.00	0.0035
8	C_oPE		2		0.060	222.22	0.0033
9	C_oPE		3		0.107	417.91	0.0035
10	C_oPE	Trapezoidal	1	2300	0.071	330.69	0.0035
11	C_oPE		2		0.050	191.71	0.0035
12	C_oPE		3		0.073	300.58	0.0035

El perfil 2 presentó un 25 % menos de deformación y esfuerzo de von Mises en comparación con los perfiles 1 y 3.

Los implantes fabricados en $CoCr$ fueron evaluados con revestimientos acetabulares de CoC y $CoPE$. Se observó que aquellos con copas acetabulares de CoC presentaron menor deformación en comparación con los de $CoPE$. Sin embargo, es importante señalar que las simulaciones citadas asumieron una rigidez de contacto infinita en la copa acetabular, aislando el comportamiento mecánico del vástago de la influencia del par de fricción. Asimismo, el modelo consideró el vástago metálico de manera aislada y aplicó un empotramiento rígido directo (de tipo Encastre) a una distancia arbitraria, eliminando por completo la flexibilidad elástica del fémur.

Desde la perspectiva de la mecánica de materiales, esta simplificación modifica significativamente la distribución de los momentos flectores y genera concentradores de esfuerzo artificiales en la sección de corte del vástago, condiciones que no se presentan en un entorno fisiológico real. Como consecuencia, los esfuerzos equivalentes de von Mises obtenidos para ambos materiales resultaron prácticamente idénticos, lo que limita la capacidad del modelo para reflejar las diferencias mecánicas que podrían manifestarse bajo condiciones más representativas de la interacción hueso-prótesis.

A pesar de estas limitaciones, los resultados mostraron una menor deformación en los sistemas con copa acetabular de CoC. En consecuencia, se sugiere que el vástago sea fabricado en $CoCr$ y la línea acetabular en CoC, con el fin de garantizar una mayor seguridad estructural y durabilidad de la prótesis.

2.2 Análisis estático y dinámico de diferentes diseños de intercaras.

Hai-bo Jiang analizó cuatro modelos diferentes de prótesis de cadera mediante el software ANSYS®. Las Figuras 2.2a a 2.2d presentan esquemáticamente los modelos de articulación de cadera, los cuales están compuestos por la copa metálica, la cabeza femoral metálica, el acetábulo artificial de UHMWPE y los cartílagos artificiales de la cabeza femoral.

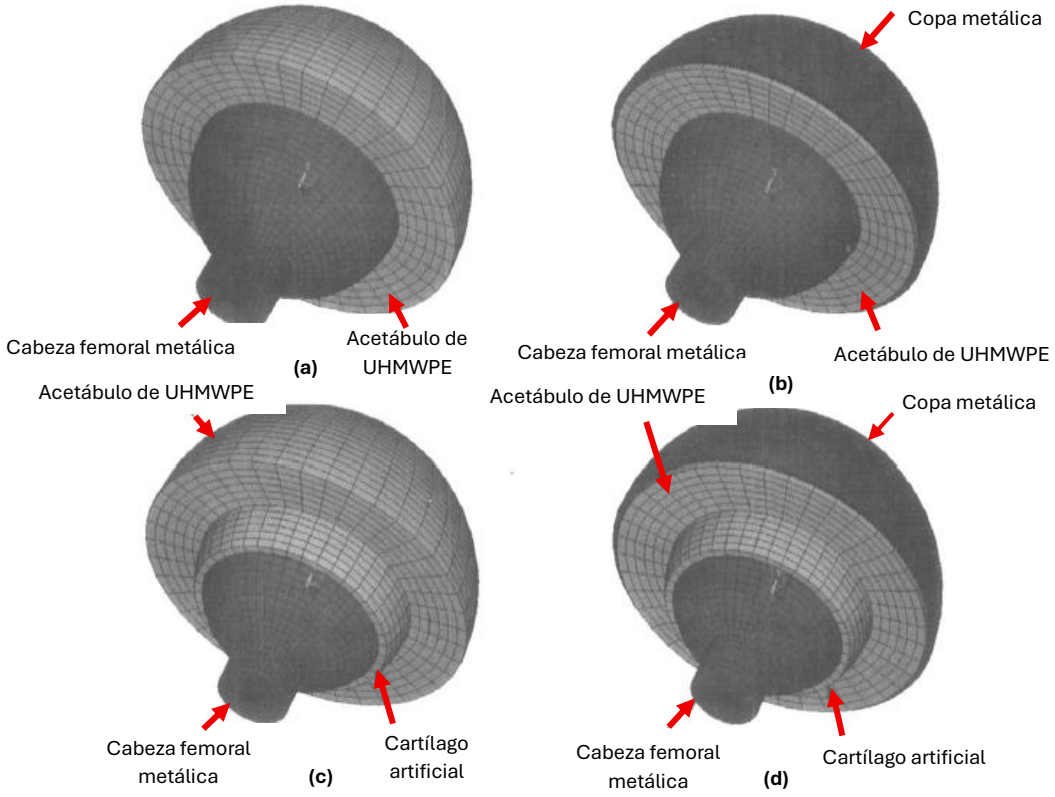


Figura 2.2: Modelos de articulación del estudio de Hai-bo Jiang [23].

Para el análisis estático, el modelo simuló a un individuo en posición de pie. Se asumió un peso corporal de 60 kg, lo que correspondió a una fuerza aplicada sobre la prótesis de 200 N, (debido a que, al estar de pie, la articulación soporta aproximadamente un tercio del peso corporal) dirigido hacia el centro de la cabeza femoral. El grado de libertad (DOF) del soporte acetabular se fijó para simular correctamente la posición de pie.

En el análisis dinámico, fue necesario determinar el desplazamiento en coordenadas esféricas para simular el movimiento articular durante la marcha lenta y el deslizamiento en el plano XY, tal como se expresa en la Ecuación 2.1. Asimismo, se consideró que la fuerza sobre la articulación varía a lo largo del ciclo de la marcha.

$$l = 2R\,\sin(\frac{\theta}{2}) \qquad (Ecuación\ 2.1)$$

Donde:
θ = 25°. Es el ángulo medido de la articulación de la cadera durante una caminata normal (al caminar lentamente).
$R \sim 25\ mm$. Radio de la trayectoria de movimiento de la articulación de la cadera.
l = 8.65 mm. Longitud de la cuerda, desplazamiento que corresponde al giro de 25° en la articulación de la cadera, calculado a partir del R.

Los resultados mostraron que tanto la deformación como el esfuerzo máximo de la copa acetabular de UHMWPE fueron aproximadamente un 10% menores en comparación con los casos sin cartílago artificial. Esto se debe a que el cartílago artificial que recubre la cabeza femoral incrementa el área de contacto entre la cabeza femoral y el acetábulo, permitiendo que los esfuerzos se distribuyan sobre la superficie adicional, lo que reduce la deformación elástica y el esfuerzo máximo [23].

Asimismo, se observó que la copa metálica puede prevenir el aflojamiento del acetábulo artificial, fenómeno que podría ocurrir debido a la deformación de la capa de UHMWPE; sin embargo, también contribuye a disminuir la deformación en los modelos (b) y (d). Por otro lado, se constató que el esfuerzo y la deformación fueron similares para los distintos materiales propuestos.

La carga dinámica fue considerablemente mayor que la carga estática. Los picos de esfuerzo y deformación indican que las características dinámicas de la articulación artificial se ven influenciadas por la capa de cartílago que recubre la cabeza femoral y la copa metálica. En particular, para todos los materiales simulados, la deformación, el esfuerzo máximo y la deformación del modelo (d) fueron las más bajas.

Los resultados numéricos sugieren permanecer de pie durante períodos prolongados puede generar una deformación significativa en la capa de cartílago artificial, lo que podría acelerar el desgaste del material y reducir la vida útil de la articulación. Por lo tanto, se concluye que la presencia de la capa de cartílago contribuye a prolongar la durabilidad de la prótesis [23].

La Figura 2.3 muestra las curvas de esfuerzo de los cuatro modelos para Ti_6Al_4V durante el ciclo de la marcha. La ventaja del modelo (d) es evidente, ya que presenta una reducción del esfuerzo al incluir cartílago artificial y una copa metálica.

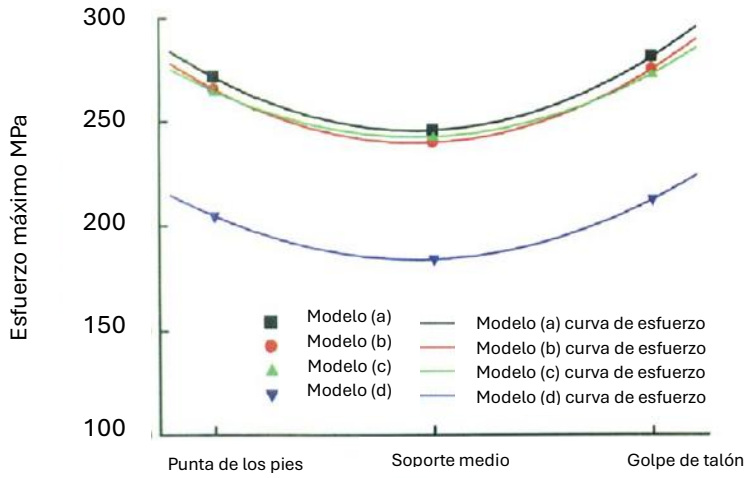


Figura 2.3: Curva de esfuerzo del ciclo de marcha del material Ti_6Al_4V [23].

2.3 Desgaste en prótesis modulares.

Las prótesis femorales modulares (utilizadas para reemplazar componentes ya existentes que presentan fallas) ofrecen una mayor flexibilidad para adaptar la prótesis a las necesidades individuales de cada paciente, lo cual puede contribuir a mejorar los resultados clínicos a largo plazo. Sin embargo, a pesar de sus ventajas quirúrgicas, estas presentan el riesgo de corrosión intersticial, provocada por micro movimientos en la conexión modular que generan agitación y degradación del material. Este fenómeno puede ocasionar la liberación de partículas metálicas en los tejidos circundantes, comprometiendo la integridad estructural y reduciendo la durabilidad del implante. El uso de aleaciones de titanio o materiales cerámicos se ha propuesto como una estrategia eficaz para mitigar este problema.

La estabilidad del acoplamiento entre los componentes se logra mediante el ajuste forzado de la cabeza femoral sobre el cono Morse del cuello (el cono Morse es un conector cónico autoblocante que se emplea en las prótesis de cadera para unir el vástago femoral con la cabeza protésica) durante la implantación.

Algunos estudios [24] han determinado que una fuerza de impacto de aproximadamente 6000 N es suficiente para asegurar una fijación estable. No obstante, la infiltración de líquidos, combinada con condiciones de hipoxia en la zona de unión, puede intensificar el proceso de corrosión. Por ello, un diseño que impida la entrada de fluidos en la unión cónica se considera una característica deseable, como se muestra en la Figura 2.4.

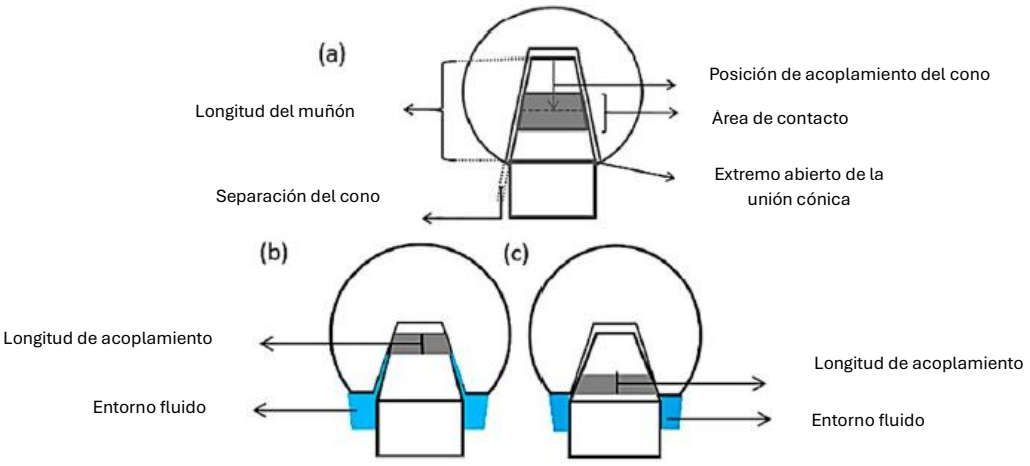


Figura 2.4: a) Parámetros geométricos de un contacto cónico, b) Contacto proximal, c) Contacto distal. [24].

El objetivo de este estudio fue evaluar la influencia del contacto cónico, considerando distintos ángulos de acoplamiento y áreas de contacto, en la estabilidad de la conexión cónica entre un vástago de aleación de titanio y una cabeza femoral cerámica, como se muestra en la Figura 2.5.

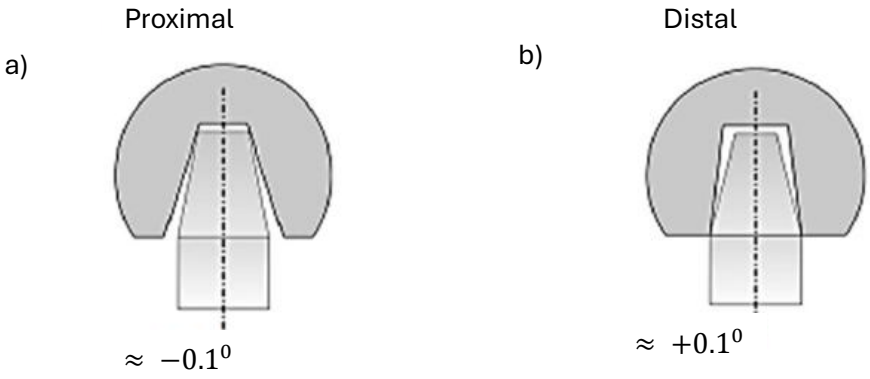


Figura 2.5: a) Modelo con contacto proximal, b)modelo con contacto distal[24].

Se empleó un modelo convencional de prótesis de cadera que incluye la conexión entre la cabeza y el vástago femoral. Los 2 materiales utilizados fueron Ti_6Al_4V y Co-Cr. Se consideró un coeficiente de fricción de 0.3 en la intercara entre la cabeza y el vástago femorales.

Para las condiciones de carga, el estudio se basó en la norma ISO 7206-6:2013, la cual establece los lineamientos para la construcción de sistemas de ensayo de fatiga en la unión entre la cabeza y el vástago femoral, en entornos de simulación computacional. Se consideraron las actividades de mayor demanda física, como caminar y correr, en sujetos de entre 50 y 68 años, con un peso corporal entre 70 y 120 kg (promedio de 75 kg). De acuerdo con dicha norma, se aplicó una carga de 4000 N sobre la cabeza femoral, con una inclinación de 20°, correspondiente a una persona de aproximadamente 80 kg.

Para el análisis FEM se utilizó el programa ANSYS 2023 R23®. El mallado del modelo 3D se realizó mediante discretización con un tamaño de semilla (seed size) de 0.5 mm. Este tipo de mallado, conocido como refinamiento local de malla (Mesh Refinement), permite estudiar con alta precisión el contacto entre dos superficies. La técnica consiste en emplear una malla más densa en las regiones de interés para captar con mayor detalle el comportamiento del contacto.

Los resultados mostraron que en la zona proximal del cuello femoral se generan mayores esfuerzos que en la zona distal. Esto ocurre porque, al reducirse el área de contacto y mantenerse constante la carga aplicada, los esfuerzos se concentran más en esa región, distribuyéndose por toda la superficie del cuello.

Finalmente, se señala que el estudio comparó sus resultados con los de Fallahnezhad et al. [25], [26], quienes simularon el desgaste abrasivo en función de la situación de contacto entre los componentes de una prótesis.

Se encontró que el contacto proximal genera un mayor desgaste, mientras que el contacto distal produce un menor desgaste. Este contacto distal también reduce el riesgo de infiltración de líquidos fisiológicos, lo que podría afectar la repasivación del titanio y aumentar la corrosión. Además, la diferencia angular en el cono genera áreas de contacto más reducidas, incrementando la presión local; en el caso del contacto proximal, este fenómeno contribuye al desgaste elevado observado.

2.4 Modelo elasto-plástico para el desgaste del polietileno.

Se estudió un modelo elastoplástico del polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) para analizar el comportamiento de una copa acetabular. El objetivo fue evaluar el efecto de la fricción y del espacio libre entre la copa y la cabeza femoral, destacando la importancia de evitar holguras diametrales excesivamente ajustadas o sueltas. El modelo utilizado considera una copa acetabular con un diámetro interno de 32 mm, un recubrimiento de UHMWPE de 8 mm de espesor y un soporte metálico (Co-Cr) rígido de 3 mm. La intercara entre el revestimiento y el soporte tiene un diámetro de 48 mm, mientras que el diámetro exterior del soporte es de 54 mm.

Se adoptó un modelo de comportamiento elastoplástico, estableciendo un límite elástico perfectamente plástico de 8 MPa, un 20% inferior al valor máximo del UHMWPE. Cuando los esfuerzos superan este valor, se redistribuyen hacia las zonas vecinas, ampliando las regiones de alto esfuerzo.

En el estudio, la holgura entre la cabeza femoral y la copa acetabular varió entre 0.001 y 0.5 mm, y el coeficiente de fricción osciló entre 0 y 0.3.

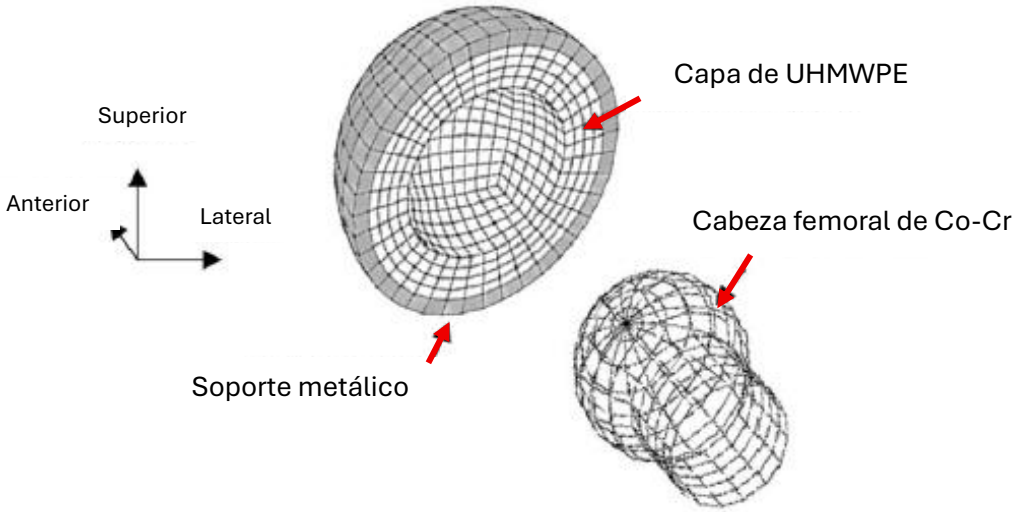


Figura 2.6: Modelo de elementos finitos de una prótesis de cadera basado en un concepto de caja cúbica abierta utilizando elementos de ladrillo de 8 nodos [27].

En el mallado, el área de interés se centró en el núcleo de la copa acetabular, usando un mallado cúbico con diseño polar. Para evitar el “checkerboarding”, los polos se alejaron del área de estudio.

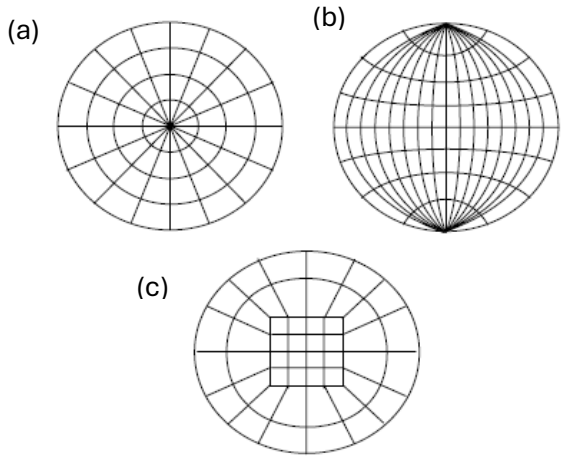


Figura 2.7: Ilustración esquemática y comparación de los diseños de malla para la copa acetabular: (a) diseño polar; (b) diseño dipolar; y (c) nuevo diseño de malla [27].

Se han realizado experimentos para obtener una relación entre el desgaste lineal, volumétrico o gravimétrico y otras variables, en particular, la presión y la distancia de deslizamiento.

Los resultados mostraron que la mayor concentración de cargas y esfuerzos se localizó en el mismo cuadrante, específicamente en la región posterosuperior de la copa acetabular. Esta distribución respalda la hipótesis de que la cabeza femoral tiende a “penetrar” la copa, provocando una deformación que genera una nueva curvatura en su estructura.

Además, se evaluó el efecto del coeficiente de fricción, incrementándolo desde 0 hasta 0.3 en pasos de 0.05.

El aumento del coeficiente de fricción, incluso hasta un valor de 0.3, no afectó la profundidad máxima de desgaste, que se mantuvo constante en aproximadamente 0.1271 mm. No obstante, sí provocó un incremento del desgaste volumétrico de alrededor del 12 %, lo que indica que la fricción tiene un efecto limitado en este modelo.

En cuanto a la holgura entre la copa acetabular y la cabeza femoral, se evaluó su impacto variando la separación diametral entre 0.001 y 0.5 mm. Los resultados confirman que cualquier alteración en la geometría de la superficie de contacto puede aumentar significativamente el desgaste. Sin embargo, se observó que holguras de 0.100 y 0.150 mm generan el menor desgaste.

Aunque la fricción no afecta significativamente la tasa de desgaste lineal, sí incrementa el desgaste volumétrico. En cambio, la holgura juega un papel crítico en el desgaste del UHMWPE: valores cercanos a cero o mayores a 0.5 mm se asocian con un desgaste elevado. Comparando con datos clínicos, se concluye que una holgura excesivamente ajustada o demasiado suelta es un factor clave en el desgaste severo. El rango óptimo de holgura se encuentra entre 0.05 y 0.15 mm.

2.5 Predicción del desgaste del polietileno por asperezas en cabezas femorales.

La reabsorción ósea es un proceso natural mediante el cual el cuerpo descompone y reabsorbe tejido. Este fenómeno suele ocurrir en etapas tardías de la vida útil de las articulaciones artificiales, siendo las partículas de desgaste la principal causa de osteólisis en las prótesis de cadera.

Durante el desgaste abrasivo, las partículas generadas suelen tener forma de cuña o de cinta. Por ello, se ha postulado [28] que la topografía de la superficie de la cabeza femoral y en particular la presencia de defectos influye en el número y la morfología de las partículas generadas, tanto en escala micrométrica como submicrométrica.

Mcnie, et al. [28] desarrollaron un modelo FEM [28] para investigar los campos de deformación plástica en la superficie del UHMWPE, utilizando geometrías reales de asperezas. El estudio se enfocó en analizar el efecto que tienen los defectos superficiales de la cabeza femoral sobre el desgaste, los restos generados y los campos de deformación cercanos a la superficie del UHMWPE, combinando métodos experimentales y análisis FEM.

El modelo FEM consistió en una superficie de acero inoxidable lisa y plana que contenía una única aspereza, representativa del reborde de un arañazo típico, observada en una serie de 12 cabezas femorales de acero inoxidable Charnley explantadas, en contacto con un bloque semi-infinito de UHMWPE (la copa acetabular). La altura y la anchura de las asperezas se adimensionalizaron definiendo la relación de aspecto como la altura dividida entre la mitad del ancho de la aspereza (Fig. 2.8).

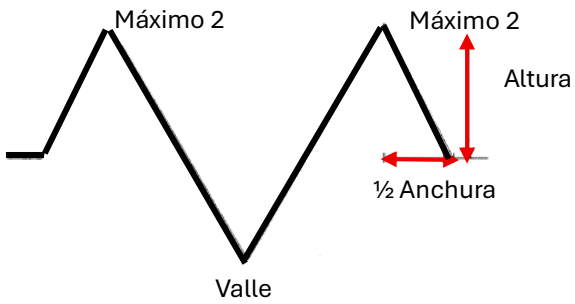


Figura 2.8: Geometría de arañazos típicos [28].

El contacto entre las dos superficies se simuló presionando la aspereza contra el UHMWPE en toda su altura y dejando luego que las dos superficies se deslizaran a lo largo de una distancia de 150 μm, a una velocidad relativa de 22 mms^{-1}.

Los resultados obtenidos mostraron que hay una fuerte relación no lineal entre la magnitud de la deformación plástica máxima obtenida en el UHMWPE y la altura o anchura de una sola rugosidad de la cara opuesta.

Se logró predecir que la magnitud de la deformación plástica en el polímero aumenta de forma no lineal al disminuir la anchura y, en consecuencia, al disminuir el área transversal de la aspereza, durante el primer ciclo. En los ciclos posteriores, los incrementos en la deformación plástica máxima se redujeron, pero se mantuvo la misma tendencia general.

El área con deformación plástica disminuyó al reducirse el ancho y tamaño de la aspereza, pero esta área se mantuvo constante durante los ciclos. El área de deformación plástica tras una sola pasada de la aspereza no presentó diferencias significativas entre el modelo de aspereza simple y el de aspereza doble. Por lo tanto, en todos los modelos posteriores se consideró una sola aspereza.

En la Figura 2.9 se observa que el área de UHMWPE sometida a deformación plástica debido al contacto con la aspereza aumentó al incrementar tanto la anchura como la altura. No se encontró una simple relación entre el área de deformación plástica y la relación de aspecto de la aspereza.

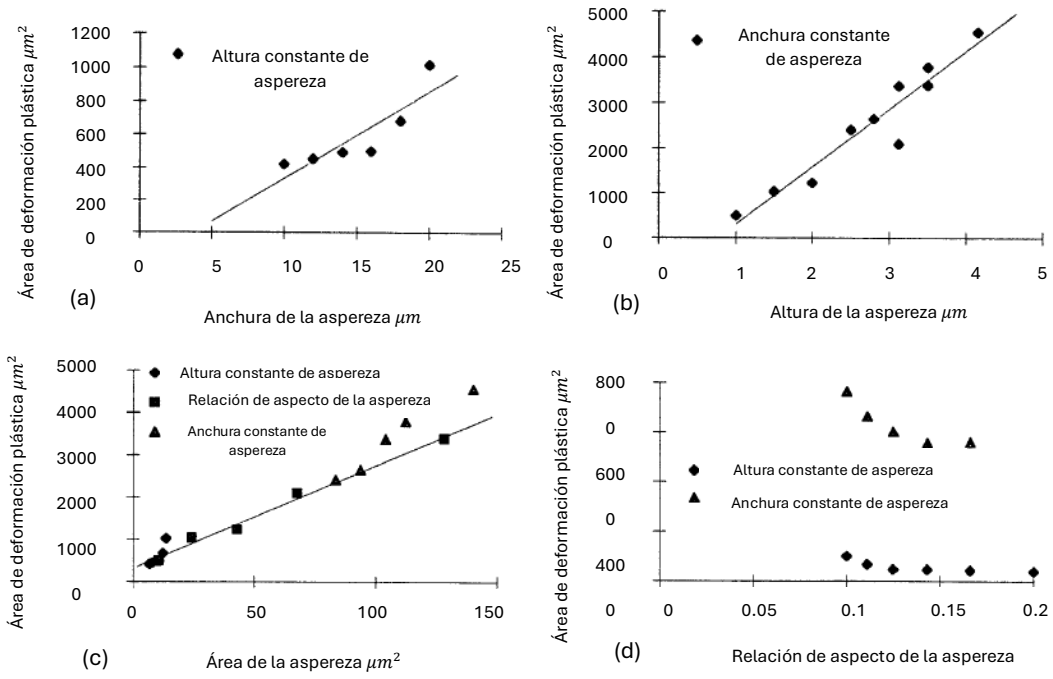


Figura 2.9: Variación del área de deformación plástica con (a) la anchura de la aspereza, (b) la altura de la aspereza, (c) el área de la aspereza y (d) la relación de aspecto de la aspereza [28].

La Figura 2.10 presenta la distribución de la deformación plástica en función de la profundidad para asperezas individuales con distinta relación de aspecto, pero con altura constante. Se observa que, al aumentar la relación de aspecto, la zona de máxima deformación se aproxima a la superficie.

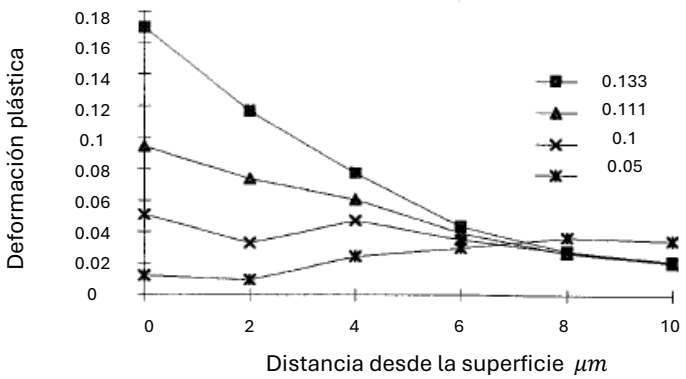


Figura 2.10: Variación de la deformación plástica a través del UHMWPE en diferentes relaciones de aspecto [28].

Se ha demostrado que incluso una sola raya en la superficie de la cabeza femoral puede incrementar significativamente el desgaste del UHMWPE. McNie et al. [28] demostraron mediante un modelo de elementos finitos que el deslizamiento de las asperezas sobre el UHMWPE genera deformación plástica tanto en la superficie como en regiones subsuperficiales del polímero, y que su magnitud aumenta con la relación de aspecto de la aspereza. Asimismo, los resultados experimentales mostraron una relación entre el área de la aspereza y el desgaste del UHMWPE. Por lo tanto, la deformación plástica puede considerarse un fenómeno asociado al proceso de desgaste abrasivo, más que como un mecanismo de desgaste independiente. Además, una mayor relación de aspecto de las asperezas se relacionó con un incremento en la proporción de partículas submicrométricas generadas, las cuales se han asociado con procesos de osteólisis [28] .

2.6 Influencia del movimiento relativo y la presión en el desgaste de prótesis.

En los métodos convencionales de análisis de desgaste, únicamente se consideran la fuerza de contacto resultante y la trayectoria del punto de aplicación. Bajo este enfoque, el producto entre la fuerza instantánea y el incremento de deslizamiento se integra a lo largo de un ciclo de movimiento. Sin embargo, Saikko et al.[29] propusieron un método alternativo en el cual la distribución de la presión de contacto se discretiza en un gran número de fuerzas normales de menor magnitud, cuya contribución se suma individualmente. Este procedimiento resulta relevante porque tanto el movimiento relativo como la presión de contacto presentan variaciones significativas en función de la ubicación, y además la componente transversal de la presión adquiere un papel considerable [29].

El método fue validado experimentalmente en un modelo donde la copa acetabular se encontraba fija y dispuesta horizontalmente sobre la cabeza femoral, generando un movimiento oscilante biaxial. Mediante coordenadas Eulerianas, dicho movimiento se descompuso en flexión-extensión (FE) y abducción-aducción (AA). La carga aplicada fue vertical, siguiendo el eje de simetría de la copa, con una forma de onda de 1.0 kN, valor previamente utilizado en múltiples ensayos de carga estática.

Para el modelo FEM, la malla se diseñó con un elemento polar en forma de casquete y elementos perimetrales dispuestos como un mosaico (Figura 2.11).

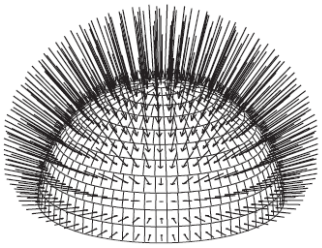


Figura 2.11: Ejemplo de discretización de la presión de contacto. Distribución elipsoidal, 500 elementos [29].

La integral $\int L\, dx$ representa el trabajo mecánico realizado por una fuerza (L) a lo largo de la trayectoria descrita por su punto de aplicación sobre la contracara. Esta se obtuvo como la suma de las integrales calculadas para cada fuerza aplicada y la trayectoria descrita por su punto de aplicación en la contracara. Cada integral se resolvió numéricamente mediante la suma del producto entre el valor instantáneo de la fuerza de cada elemento y la distancia recorrida por su punto de aplicación, en relación con la contracara, durante un incremento temporal de $\frac{T}{100}$. De manera análoga al modelo computacional, se aplicó una carga de 1.0 kN.

Los resultados indicaron que es razonable considerar que todos los factores de desgaste reportados previamente para las prótesis totales de cadera constituyen, en mayor o menor medida, sobreestimaciones. Esto implica que, además del factor de desgaste, es indispensable considerar el patrón de deslizamiento al evaluar la resistencia al desgaste [29].

2.7 Comparación entre diferentes geometrías de vástagos y el vástago Charnley.

El estudio de Kayabasi, et al. [30] analizó cuatro tipos de vástagos de prótesis de cadera con el objetivo de investigar un diseño optimizado, variando la curvatura de los tallos. Los resultados se compararon con una prótesis tipo Charnley.

Se señaló que los vástagos con superficies lisas tienden a reducir las concentraciones de esfuerzo y favorecer una mayor vida a fatiga. En contraste, las superficies afiladas o no lisas favorecen la unión en la intercara y reducen la posibilidad de deslizamiento entre las superficies en contacto. En este estudio, dichas características se analizaron en función de la geometría y curvatura de la superficie del vástago. Los modelos utilizados se muestran en la Figura 2.12. Las geometrías fueron generadas mediante el software CAD Pro/Engineer®.

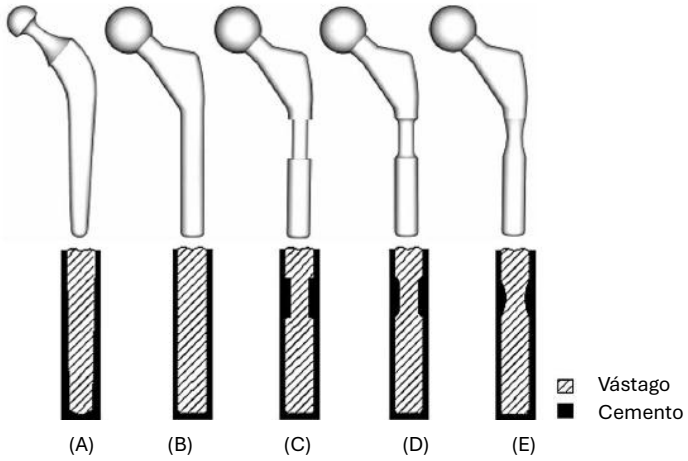


Figura 2.12: (A) Forma del vástago de Charnley y su sección transversal, nuevas formas de vástago y sus secciones transversales, (B) Vástago 1, (C) Vástago 2, (D) Vástago 3, (E) Vástago 4 [30].

Asimismo, se analizaron 2 diferentes combinaciones de materiales, Ti_6Al_4V y $Co-Cr$ para el modelo FEM. Se realizó un análisis estático (carga de peso corporal) y dinámico (carga durante la marcha).

Para el modelo estático se aplicó una carga de 3 kN dirigida hacia el centro de la cabeza femoral con un ángulo de 20°. Dado que esta carga corresponde al peso de una persona de 70 kg, se añadió una carga del músculo abductor de 1.25 kN en la zona proximal del trocánter mayor. Asimismo, se aplicó una carga de la banda iliotibial de 250 N en la parte inferior del fémur, en dirección longitudinal al mismo. En el modelo dinámico, se consideró una carga de marcha dependiente del tiempo [30].

Los resultados (Tabla 2.3) mostraron que el vástago 3 es la geometría más adecuada para resistir la fatiga bajo carga estática. Además, presenta su mejor desempeño cuando se fabrica con Ti_6Al_4V, siendo también el más eficiente bajo carga dinámica, con un esfuerzo de fluencia de aproximadamente $830 \sim 1023\ MPa$.

Tabla 2.3: Esfuerzos máximos de von Mises bajo carga estática y dinámica [30].

Forma de los vástagos	Esfuerzo máximo de von Mises (Estático) MPa		Esfuerzo máximo de von Mises (Dinámico) MPa	
	Ti_6Al_4V	$Co-Cr$	Ti_6Al_4V	$Co-Cr$
Charnley	179.3	193.4	207.4	221.5
Vástago 1	162.9	182.1	189.8	210.9
Vástago 2	151.2	169.7	172.8	194.4
Vástago 3	145.6	160.2	169.9	184.4
Vástago 4	147.2	162.9	172.9	188.6

Finalmente, los valores máximos de desplazamiento en la intercara entre el vástago y el cemento para todas las formas de vástago se presentan en la Tabla 2.4. El estudio sugiere que el diámetro del vástago desempeña un papel importante en el bloqueo mecánico, ya que el desplazamiento es menor en comparación con el caso del vástago Charnley. Esto significa que un vástago más grueso o adecuadamente dimensionado encaja mejor en el cemento, reduciendo su movimiento y aumentando la estabilidad.

Tabla 2.4: Desplazamiento máximo en la intercara vástago-cemento [30].

Forma de los vástagos	Desplazamiento total mm
Charnley	0.082
Vástago 1	0.051
Vástago 2	0.032
Vástago 3	0.033
Vástago 4	0.034

2.8 Influencia del diámetro externo del componente acetabular.

En el trabajo de Hua, et al. [31] se ha investigado la influencia del diámetro externo del componente acetabular en los reemplazos totales de cadera de tipo Charnley; esto afecta en la fijación del cemento y la incidencia de aflojamiento aséptico. Se compararon dos diseños de copa con diámetros externos de 40 mm y 43 mm, utilizando modelos de elementos finitos tridimensionales para simular las condiciones biomecánicas en una articulación de cadera.

Los resultados (Figura 2.13) mostraron que, aunque las presiones de contacto en las superficies de rodamiento eran similares entre ambos diseños, el esfuerzo máximo de von Mises en el manto de cemento cerca de la intercara hueso-cemento era significativamente mayor (13-18%) en la copa de 40 mm en comparación con la de 43 mm [31]. Esto sugiere que el mayor esfuerzo en el manto de cemento podría ser un factor clave en la mayor incidencia de aflojamiento aséptico observada clínicamente en las copas de menor diámetro.

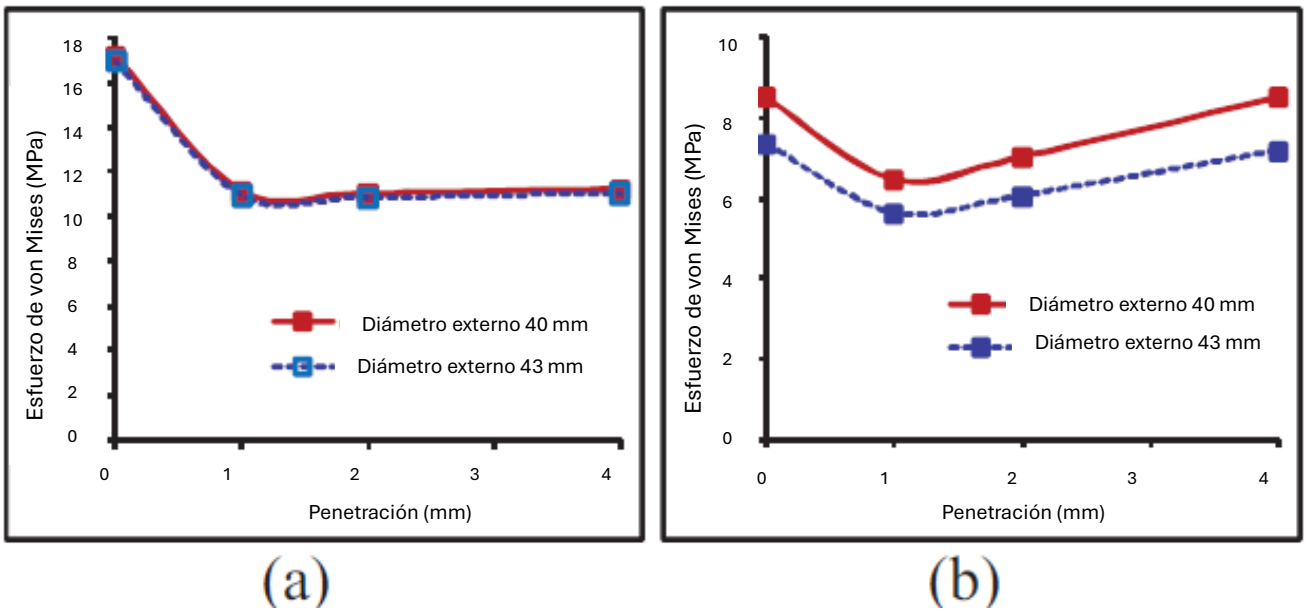


Figura 2.13: Esfuerzo máximo previsto (MPa) en función de la profundidad de penetración con un diámetro exterior de 40 mm y 43 mm: (a) Esfuerzo de contacto en las superficies de apoyo, (b) Esfuerzo de von Mises en el manto de cemento cerca de la intercara hueso-cemento [31].

El estudio concluye que, además del torque de fricción, la amplificación del esfuerzo en el manto de cemento contribuye a las diferencias en la incidencia de aflojamiento aséptico entre los dos diseños de copa. Estos hallazgos resaltan la importancia del diámetro externo de la copa en la durabilidad del reemplazo de cadera.

2.9 Superficie de la copa y fijación cementada en prótesis Charnley.

Estudios clínicos [32] han demostrado que el diámetro externo de la copa acetabular es un factor determinante en la incidencia de aflojamiento aséptico en artroplastias totales de cadera. Para analizar esta influencia, se evaluó el efecto del diámetro exterior sobre los mecanismos de contacto y la fijación cementada, considerando distintas profundidades de desgaste y ángulos de inclinación de la copa, mediante el método de elementos finitos. Se plantea que los altos niveles de esfuerzo generados en el manto de cemento pueden comprometer su integridad y la fijación del implante, lo que eventualmente podría conducir al aflojamiento de los componentes y al fallo de la prótesis.

Para el desarrollo del modelo, se eligió una prótesis de cadera tipo Charnley, con diámetros nominales de la cabeza femoral y de la superficie interna de la copa de 22.225 mm y 22.59 mm, respectivamente. Se utilizaron dos copas acetabulares con diámetros externos de 40 y 43 mm, y se asumió un espesor de cemento óseo de 2 mm.

Las profundidades de desgaste simuladas fueron de 1, 2 y 4 mm, con ángulos de inclinación de 45°, 55° y 65°. En este enfoque se asume por defecto un cambio de superficie.

En la simulación de desgaste, la cabeza femoral se desplazó en la dirección de la carga una distancia equivalente a la profundidad deseada de penetración. El material que se sobrepone con la cabeza fue eliminado para obtener la geometría de la copa desgastada. El ángulo de inclinación se definió como el ángulo entre el plano frontal de la copa acetabular y el plano transversal anatómico, como se ilustra en la Figura 2.14.

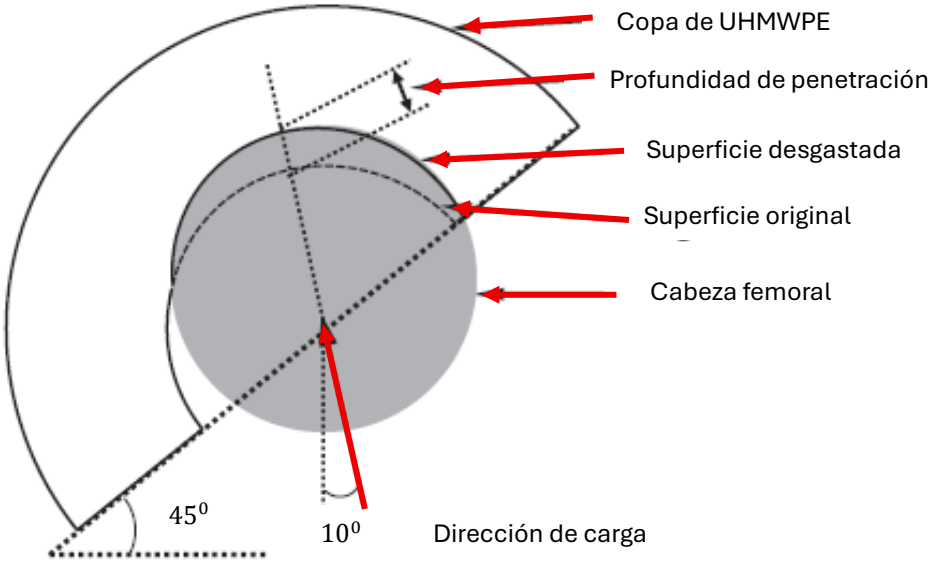


Figura 2.14: Sección transversal esquemática que muestra la generación de la penetración por desgaste en la copa acetabular [32].

Se asumió a la cabeza femoral como un material rígido, dado que su módulo elástico al tratarse de un material metálico es dos órdenes de magnitud superior al del UHMWPE.

Se aplicó una carga fija de 2500 N con una inclinación de 10° hacia el interior, dirigida al modelo a través del centro de la cabeza femoral, simulando la carga correspondiente a la fase media-terminal del ciclo de la marcha.

La presión máxima de contacto en la superficie de rodamiento, para ambos diseños de copa con diámetros exteriores de 40 y 43 mm, se localizó en la región superior de la copa acetabular, alineada con el vector de carga, como se muestra en la Figura 2.15.

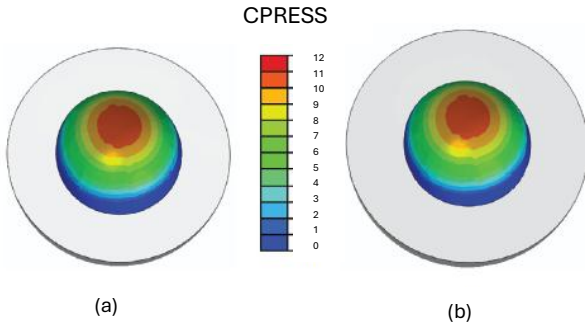


Figura 2.15: Gráficos de contorno de las presiones de contacto previstas (MPa) sobre la superficie de apoyo con un ángulo de inclinación de la copa de 45° y una profundidad de penetración de 1 mm con diámetros exteriores de la copa de (a) 40 mm y (b) 43 mm [32].

Los esfuerzos de von Mises fueron más elevados en la copa con un diámetro de 40 mm. Para todos los ángulos de inclinación y configuraciones de diseño, una penetración moderada en la copa acetabular condujo a una reducción en el esfuerzo máximo de von Mises, el esfuerzo máximo de corte y el esfuerzo principal máximo en el manto de cemento, específicamente en la intercara hueso-cemento. No obstante, al aumentar la profundidad de penetración a 4 mm, se predijeron esfuerzos máximos más elevados (Figura 2.16).

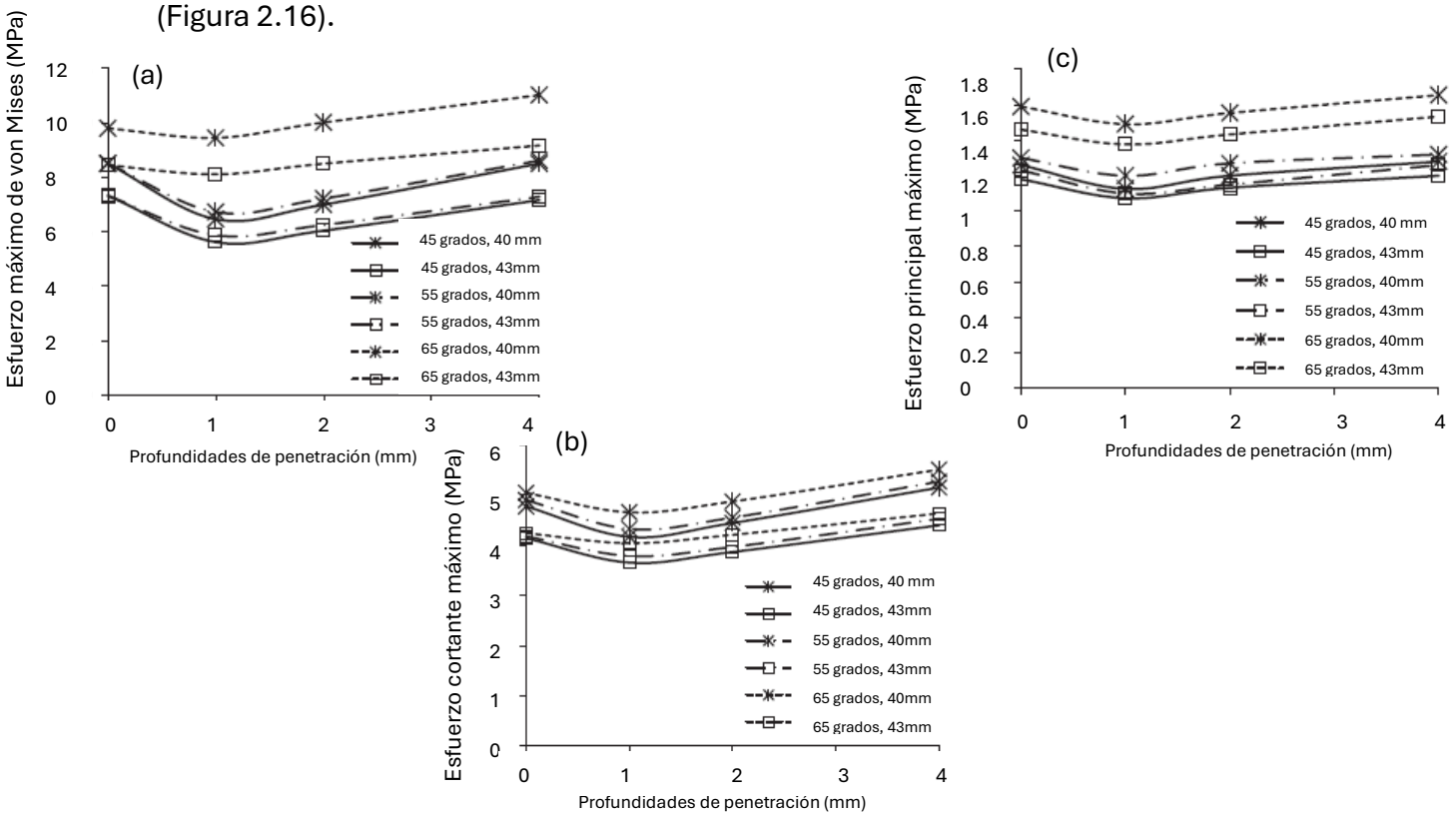


Figura 2.16: Los esfuerzos máximos previstos del cemento como función de la profundidad de penetración con diferentes ángulos de inclinación de la copa y diámetros exteriores de la copa: (a) esfuerzo máximo de von Mises, (b) esfuerzo principal máximo y (c) esfuerzo de cizallamiento máximo en la intercara hueso-cemento [32].

En el diseño con copa de 43 mm de diámetro exterior, los esfuerzos máximos resultaron menos sensibles a las variaciones en la profundidad de penetración en comparación con la copa de 40 mm; aunque los ángulos de inclinación influyen en los esfuerzos del cemento, el diámetro externo de la copa (43 mm) mitiga mejor estos efectos.

Los resultados indicaron que el desgaste no se ve influido por el diámetro exterior de la copa, ya que ni el área de contacto, ni la presión de contacto, ni el movimiento relativo entre la cabeza femoral y la copa acetabular mostraron cambios relevantes al aumentar dicho diámetro.

Tanto el pico de esfuerzo de von Mises como el de esfuerzo principal máximo en el manto de cemento, a nivel de la intercara hueso-cemento, se localizaron en el cuadrante superior del manto. Esta región coincide con el sitio donde se ha observado, en estudios in vitro, el inicio del fallo en la fijación del cemento. Esto puede atribuirse al hecho de que, para una misma profundidad de penetración, un mayor diámetro exterior conlleva un aumento del grosor de la copa acetabular, lo que permite una mejor distribución de los esfuerzos dentro del propio componente, evitando la transferencia directa de la carga compresiva al cemento. En consecuencia, la copa de 43 mm presenta una menor probabilidad de aflojamiento aséptico ante aumentos en la profundidad de desgaste, en comparación con el diseño de 40 mm.

2.10 Análisis del modelo de prótesis Charnley en aleaciones biocompatibles.

Los dos principales factores que influyen en la compatibilidad son la respuesta del paciente inducido por el material y la degradación del material en el entorno corporal. Las características esenciales que debe presentar el material son: alta biocompatibilidad, bajo desgaste, compatibilidad con el hueso y mínima reacción con los fluidos corporales [33].

Joshi et al. [33] analizaron 15 materiales biocompatibles con el objetivo de determinar el más adecuado para un implante de cadera tipo Charnley. Para ello, se realizó un análisis estático mediante elementos finitos (FEM) en el programa ANSYS®.

Las condiciones de frontera y de carga del vástago femoral se establecieron de acuerdo con las normas ASTM. Todos los modelos fueron sometidos a una carga de compresión de 2.3 kN (aproximadamente 3.5 veces el peso corporal estándar). La fuerza se aplicó en el extremo proximal del vástago, mientras que las zonas del extremo distal se mantuvieron fijas para completar el análisis.

La comparación de los diferentes resultados mecánicos obtenidos para cada material se presenta en la Figura 2.17.

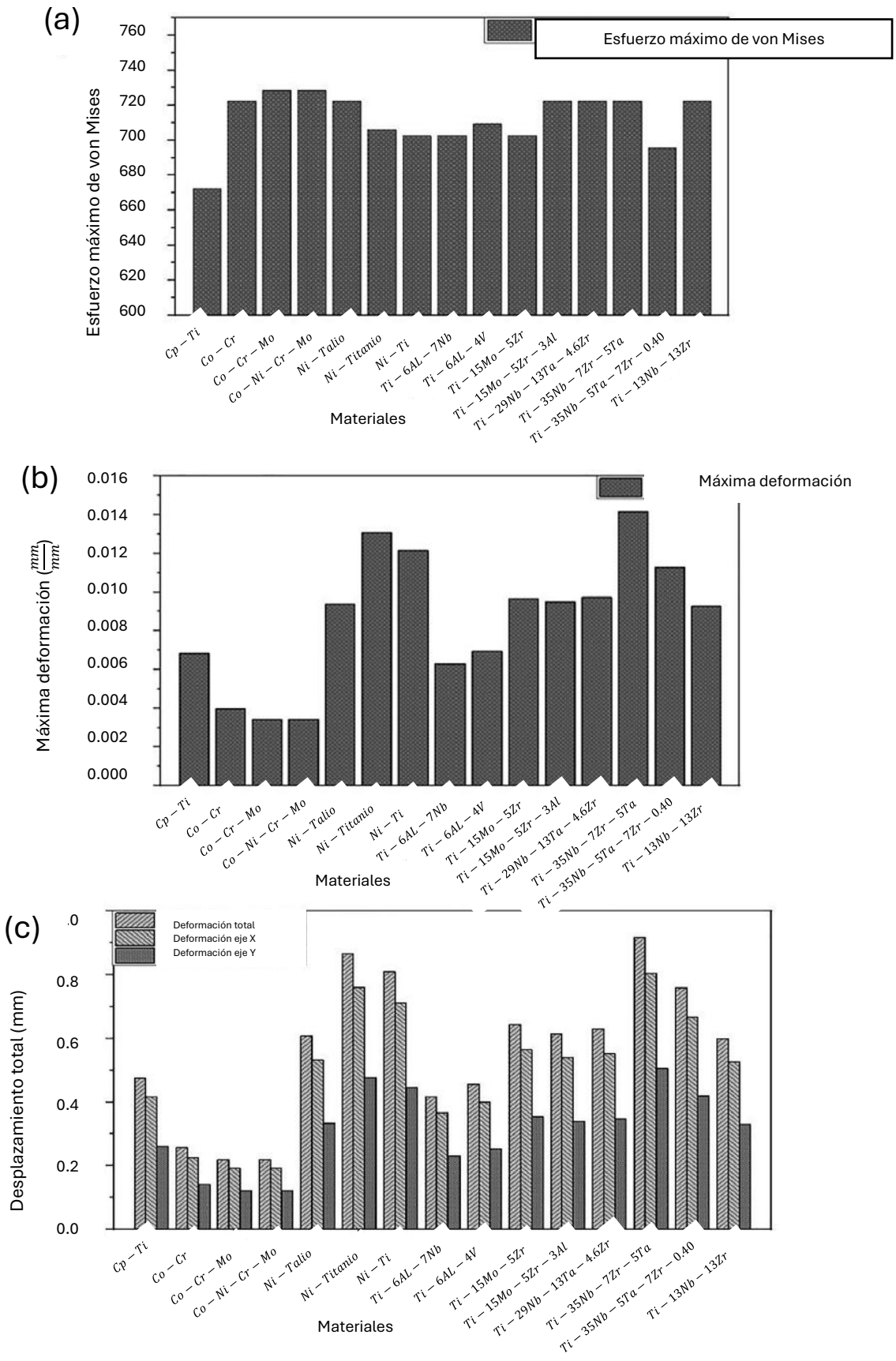


Figura 2.17: Materiales de implantes, (a) Esfuerzo máximo de von Mises; (b) Deformación máxima; (c) Deformación total [33].

La Figura 2.17a muestra que el material $CP-Ti$ presenta el menor esfuerzo. La aleación $Ti-35Nb-7Zr-5Ta$ exhibe la máxima deformación, mientras que la mínima corresponde al $Co-Ni-Cr-Mo\ (forjado)$.

De manera similar, en la Figura 2.17b el $Co-Ni-Cr-Mo\ (forjado)$ presenta la deformación mínima y el $Ti-35Nb-7Zr-5Ta$ la máxima.

En la Figura 2.17c se observa que las aleaciones $Ti-35Nb-5Ta-7Zr-0.4O$, $Co-Ni-Cr-Mo\ (forjado)$ y $Ti-15Mo-5Zr$ presentan el mayor factor de seguridad en orden descendente, en comparación con los demás materiales bajo las condiciones de carga y frontera establecidas.

El análisis comparativo de Joshi et al. evidenció que los componentes localizados en el flanco lateral experimentan solicitaciones mecánicas incrementadas en comparación con la zona medial, debido a que la carga tiende a desplazar el implante hacia el lateral, es decir, hacia el eje x. El lado lateral del implante concentra mayores niveles de esfuerzo, deformación y esfuerzo que el medial. El esfuerzo se reduce rápidamente hacia el extremo distal y disminuye gradualmente hacia el extremo proximal (libre) del implante.

En general, el $Co-Ni-Cr-Mo\ (forjado)$ presenta una menor deformación y un mayor factor de seguridad, mientras que el $Ti-35Nb-5Ta-7Zr-0.4O$ exhibe el menor esfuerzo, una deformación moderada y el máximo factor de seguridad

2.11 Predicción individual del aflojamiento femoral en artroplastia de cadera.

Lennon et al. [34] plantearon la hipótesis de que es posible predecir que las prótesis revisadas migrarán y ocasionarán más daños que las prótesis bien fijadas, utilizando simulaciones FEM específicas para cada paciente. Para comprobar esta hipótesis, se analizaron 17 artroplastias totales de cadera individuales, con el fin de determinar si los casos revisados tempranamente presentarían migración y generarían más daños que los casos no revisados a largo plazo.

Seis pacientes fueron sometidos a revisión por aflojamiento aséptico de sus componentes femorales en menos de 10 años, mientras que el resto no había requerido revisión tras más de 10 años de seguimiento. En todos los casos se implantaron variaciones de componentes femorales Charnley (11 estándar, 5 extrapesados y 1 extrapesado de cuello largo).

Para el modelo digital, se utilizaron radiografías frontales postoperatorias. Los materiales simulados fueron acero inoxidable, cemento óseo, hueso cortical y hueso esponjoso.

La Figura 2.18 muestra de manera general el funcionamiento del algoritmo empleado, el cual calcula la distribución de esfuerzos ocasionados por las cargas articulares y musculares. Con la repetición de la carga a lo largo del tiempo, los esfuerzos elevados localizados, debidos a la sobrecarga del cemento en ciertas regiones provocan que el cemento se agriete y presente deformación por fluencia.

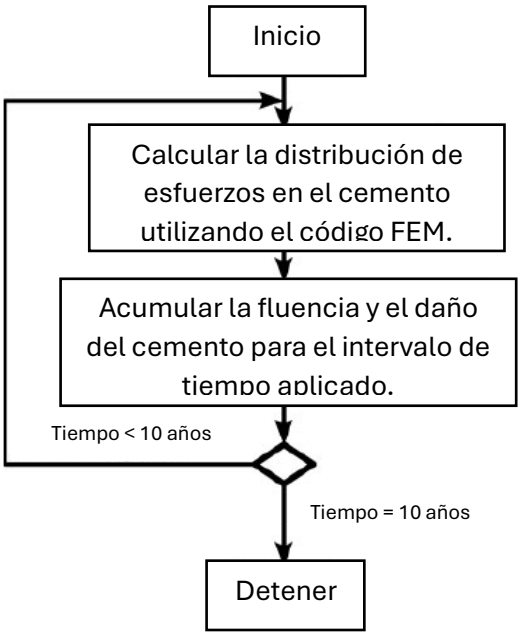


Figura 2.18: Pasos esenciales del algoritmo computacional para simular la fluencia y la fatiga del cemento óseo [34].

Se simularon cargas correspondientes tanto a la marcha como al ascenso de escaleras. El modelo consideró una carga articular en combinación con las fuerzas generadas por los músculos abductor y vasto lateral. Las magnitudes de las cargas se escalaron de acuerdo con el peso corporal de cada paciente.

Se evaluaron tres parámetros principales para analizar los resultados previstos en cada paciente:

- La cantidad de daño en el manto de cemento, normalizada al dividir el área total de las grietas entre el volumen de cemento.
- La migración de la cabeza de la prótesis.
- La variación en la magnitud del desplazamiento de la cabeza de la prótesis a lo largo de un ciclo de carga.

Los resultados mostraron que el modo de migración dominante fue el medial en ambos grupos de pacientes (Figura 2.19). No se encontró que la variación del desplazamiento inducible fuera significativamente mayor en los pacientes revisados; sin embargo, se observó una marcada tendencia tanto al primer año como a los 10 años.

Se evidenció un grado de correlación entre la migración y el cambio en el desplazamiento inducible con el daño acumulado. Esto respalda la relación entre los parámetros basados en el desplazamiento y la acumulación de daños durante el primer año posterior a la implantación, reforzando así el vínculo entre el desplazamiento del implante y el deterioro progresivo del manto de cemento.

El establecimiento de una base de datos de modelos genéricos que se adapten a una gama más amplia de anatomías de pacientes permitiría aumentar la precisión geométrica.

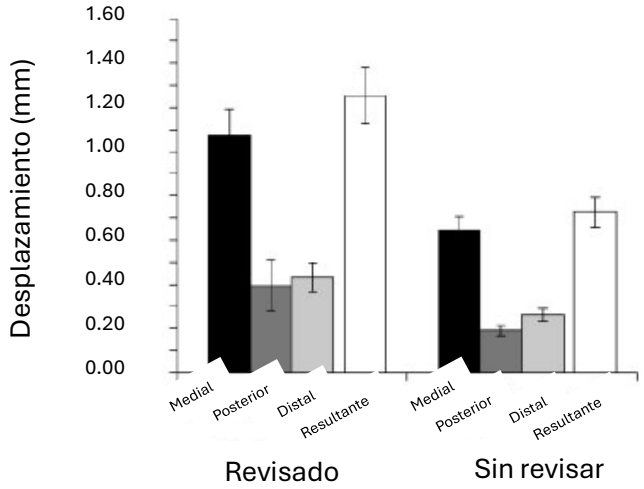


Figura 2.19: Migración media prevista tras 10 años de carga simulada para los grupos revisados y no revisados, expresada como magnitud absoluta para cada eje de movimiento y como la resultante de los tres componentes. Todos los componentes de la migración, así como su resultante, fueron mayores para el grupo revisado [34].

2.12 Impacto del desgaste e inclinación de la copa acetabular.

El ángulo de inclinación de la copa es un factor importante para considerar en la cirugía de implantación de cadera, ya que puede afectar tanto la mecánica de contacto como, potencialmente, el desgaste del polietileno.

Un ángulo pronunciado de la copa puede provocar el contacto entre la cabeza femoral y el borde superolateral de la copa acetabular (contacto del borde), lo que incrementa considerablemente el esfuerzo de contacto y el desgaste asociado entre las superficies de apoyo [35].

Hua et al. [35] modelaron un sistema de cadera Charnley hemisférico típico. La caracterización geométrica del desgaste de las copas acetabulares de UHMWPE se realizó intersectando la copa acetabular con la cabeza femoral en la dirección de la carga resultante, como se muestra en la Figura 2.20. Se consideraron diferentes penetraciones lineales: 1, 2 y 4 mm.

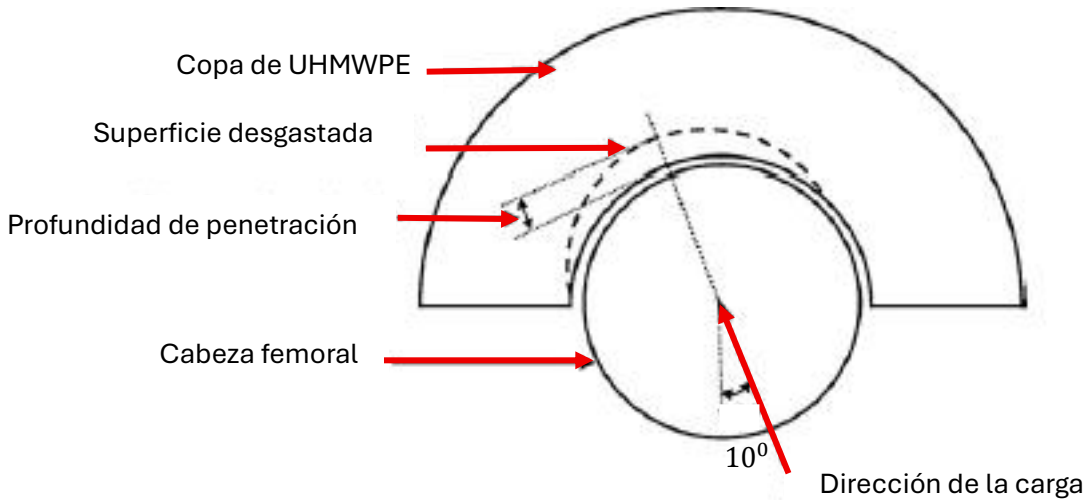


Figura 2.20: Diagrama esquemático (sección transversal) de la cabeza femoral y la copa de UHMWPE con indicación de la penetración [35].

Para el modelo FEM, la copa acetabular se fijó en el acetábulo mediante cemento óseo. Se simularon diferentes ángulos de inclinación de la copa acetabular con profundidades de penetración de 0, 1, 2 y 4 mm, para orientaciones de la copa entre 45° y 65°. Se aplicó una fuerza de contacto resultante fija de 2500 N en la articulación de la cadera, con una dirección de 10° hacia el interior, lo que corresponde aproximadamente a entre 3 y 4 veces el peso corporal de un individuo de 70 kg. Esta carga se aplicó a través del centro de la cabeza femoral, simulando la fase media a terminal de apoyo en el ciclo de la marcha.

Los resultados mostraron que la presión de contacto máxima prevista y el esfuerzo de von Mises se presentan en función del ángulo de la copa para las diferentes profundidades de penetración, como se observa en la Figura 2.21.

En todas las profundidades de penetración, el área prevista de presión de contacto se localizó aproximadamente en la región superior de la copa en la dirección de carga. A medida que aumentó el ángulo de inclinación, el área de contacto se desplazó hacia el borde de la copa. Tanto la presión de contacto máxima como el esfuerzo de von Mises disminuyeron de forma significativa en un 30% y un 20%, respectivamente, cuando se consideró una pequeña penetración de 1 mm. El aumento del ángulo de la copa solo produjo un incremento moderado de la presión de contacto máxima (menor al 10 %).

Cuando se presentó un desgaste de 1 y 2 mm en el componente acetabular, el esfuerzo se redujo aproximadamente entre un 15 % y un 20 %. El efecto del ángulo de la copa acetabular sobre el valor máximo previsto de von Mises también resultó pequeño hasta los 55°.

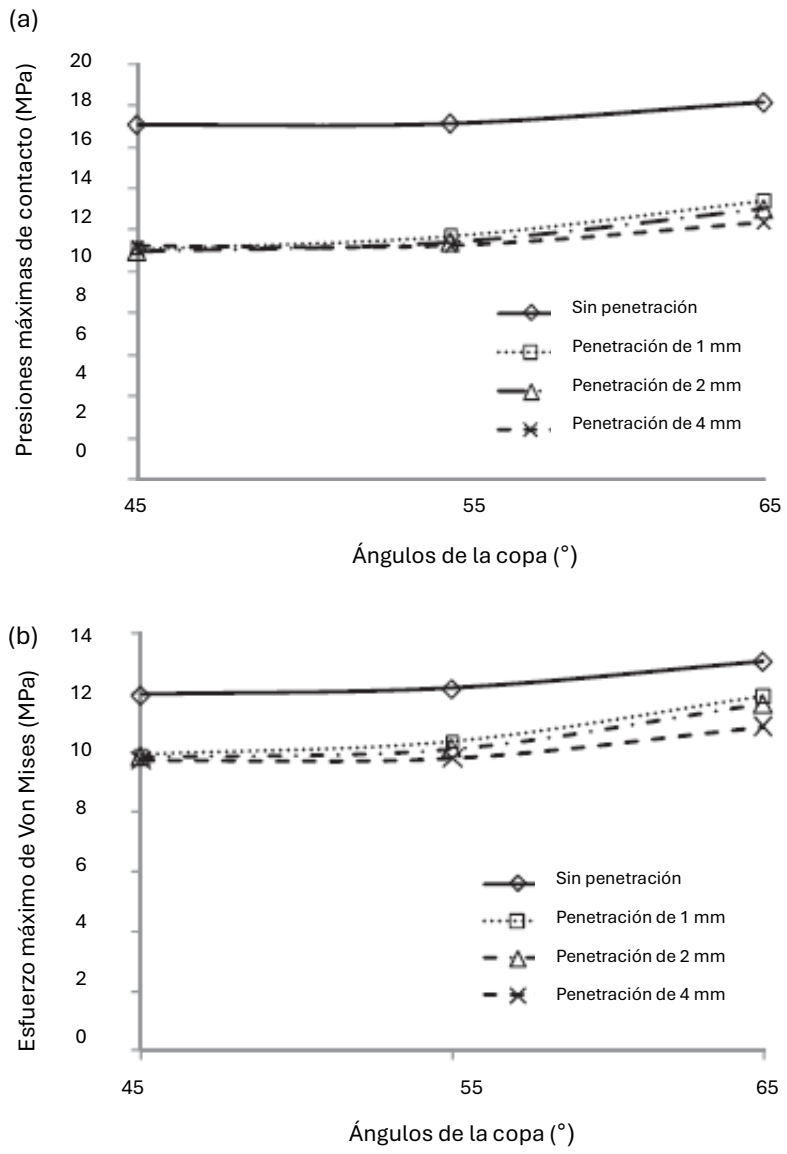


Figura 2.21: (a) Presiones de contacto máximas previstos MPa, (b) Esfuerzos máximos previstos de von Mises MPa de la copa de UHMWPE con diferentes ángulos de copa y profundidades de penetración [35].

No se observó que un ángulo de inclinación de hasta 55° ni una profundidad de penetración de hasta 4 mm influyeran de manera significativa en la mecánica de contacto o en el esfuerzo de fijación. Esto sugiere que las prótesis tipo Charnley no se ven afectadas por la inclinación y al desgaste de la copa, en comparación con las articulaciones de tipo duro sobre duro.

2.13 Análisis comparativo de parámetros de modelado reportados en la literatura.

De acuerdo con el estado del arte revisado en este capítulo, las mallas tetraédricas presentan una alta capacidad para el análisis de sólidos con geometrías complejas, debido a que cada nodo posee tres grados de libertad asociados a las traslaciones en las direcciones "*x*", "*y*" y "*z*". La revisión de los artículos analizados muestra que los elementos tetraédricos de 4, 10 y 20 nodos son los más empleados en estudios de elementos finitos aplicados a prótesis de cadera, aunque algunos autores utilizan configuraciones híbridas para optimizar la representación de componentes específicos. Asimismo, la mayoría de los trabajos consideran materiales isotrópicos y elásticos lineales para la prótesis y otros componentes estructurales, mientras que algunos incorporan modelos elastoplásticos para la copa acetabular o propiedades anisotrópicas para los tejidos óseos.

En cuanto a las condiciones de carga, predominan las simulaciones representativas de la marcha humana, mediante análisis estáticos y dinámicos con fuerzas aplicadas sobre la cabeza femoral, complementadas en algunos casos con la acción de ciertos grupos musculares. Respecto a las interacciones, las formulaciones de contacto surface-to-surface y las restricciones tipo Tie son las más empleadas para modelar la transferencia de carga entre los componentes.

En particular, Guzmán et al.[26] identificaron que los elementos tetraédricos cuadráticos de 10 nodos constituyen una de las alternativas más adecuadas para este tipo de análisis, al ofrecer una relación favorable entre precisión y costo computacional. La Tabla 2.5 presenta una comparación de los aspectos más relevantes identificados en los artículos revisados, incluyendo las propiedades de los materiales, condiciones de carga, interacciones y estrategias de mallado empleadas en cada estudio.

Tabla 2.5: Comparación de las principales características de los estudios de elementos finitos aplicados a prótesis de cadera.

Autor	Material	Carga	Interacción	Mallado	Software
Hai-bo Jiang.[23]	Todos los componentes (copa acetabular, cabeza femoral y respaldo metálico): homogéneos, isotrópicos y elástico-lineales.	Estático: carga en bipedestación sobre la copa acetabular. Dinámico: ciclo de marcha lenta.	Surface-to-surface entre cabeza femoral y copa acetabular; interacción respaldo–copa no especificada.	Elementos tetraédricos de 20 nodos.	ANSYS®
Hua et al.[35]	Cemento óseo, hueso cortical y trabecular: homogéneos, isotrópicos y elástico-lineales. Cabeza femoral: rígida. Copa acetabular: elastoplástica no lineal.	Fuerza de 2500 N sobre cabeza femoral, inclinada 10° medial (fase de apoyo de la marcha).	Surface-to-surface sin fricción en la articulación; Tie entre copa acetabular y cemento óseo.	Mallado generado en I-DEAS®.	Abaqus® Versión 6.9
Lennon et al.[34]	Prótesis: isotrópica elástica. Hueso cortical, trabecular y cemento óseo: transversalmente isotrópicos.	Dinámico: marcha y ascenso de escaleras; incluye fuerzas musculares (abductores y vasto lateral).	Contacto friccional implante–cemento ($\mu = 0.25$).	No especificado.	MARC software®
Josi, et al.[33]	Prótesis: isotrópica.	Estático: fuerza de 2300 N aplicada al cuello femoral.	No especificado.	Elementos tetraédricos de 10 nodos.	ANSYS®
Hua et al.[32]	Cemento óseo, hueso cortical y trabecular: homogéneos, isotrópicos y elástico-lineales. Cabeza femoral: rígida. Copa acetabular: elastoplástica no lineal.	Fuerza de 2500 N sobre cabeza femoral, inclinada 10° medial (fase de apoyo de la marcha).	Contacto sin fricción cabeza–copa; Tie en interfaces hueso–cemento y cemento–prótesis.	Mallado híbrido: tetraédricos de 3, 4 y 8 nodos según el componente.	Abaqus® Versión 6.9
Hua et al.[31]	Prótesis femoral y cemento óseo: isotrópicos. Copa acetabular: elastoplástica no lineal.	Fuerza de 2500 N sobre cabeza femoral, inclinada 10° medial (fase de apoyo de la marcha).	Tie para todas las interfaces del modelo.	No especificado.	Abaqus® Versión 6.10
Kayabasi et al.[30]	Prótesis: isotrópica. Hueso cortical y trabecular: transversalmente isotrópicos. Cemento óseo: isotrópico lineal.	Estático: 2500 N sobre cabeza femoral con 20° de inclinación medial. Dinámico: ciclo completo de marcha con fuerzas musculares (aductor e iliotibial).	Surface-to-surface en interfaces hueso–cemento y fémur–hueso.	Elementos tetraédricos de 4 nodos.	ANSYS®
Ceddia et al.[24]	Prótesis: isotrópica.	Fuerza de 4000 N sobre cabeza femoral con inclinación de 20°.	Contacto friccional cabeza–vástago ($\mu = 0.3$).	Malla tetraédrica cuadrática (0.5 mm) con refinamiento local en la zona de contacto.	ANSYS® 2023 R23

CAPÍTULO 3: MODELADO FEM

A lo largo de este capítulo se presenta el desarrollo del modelado por elementos finitos (FEM) de una prótesis de cadera tipo Charnley®, abarcando desde el modelado de cada uno de sus componentes hasta la justificación de los parámetros empleados en el proceso.

3.1 Modelado de los componentes.

A lo largo de este subtema se describirá el proceso de modelado de cada uno de los componentes empleados en el análisis por elementos finitos (FEM). Para ello, se utilizó el software Abaqus®.

3.1.1 Modelado del vástago femoral tipo Charnley.

Se realizó un escaneo tridimensional de una prótesis femoral tipo Charnley® con vástago angosto de 119 mm, perteneciente a la marca KLINIK® (empresa mexicana especializada en el desarrollo de prótesis). El proceso de digitalización se llevó a cabo mediante un brazo de medición por coordenadas con escáner integrado de la empresa FARO®. En la Imagen 3.1 se muestra el equipo empleado, así como el procedimiento realizado.

Debido a que el funcionamiento del brazo por coordenadas se basa en el uso de un escaneo láser, fue necesario eliminar el efecto espejo característico de la superficie metálica de la prótesis. Para ello, se aplicó un aerosol mate sobre la pieza, con el fin de evitar que el escaneo láser se reflejara y generara capas superpuestas, lo que podría distorsionar la geometría obtenida.

La prótesis fue sujetada por la parte inferior del vástago durante el proceso de escaneo, garantizando así una adecuada captura geométrica.

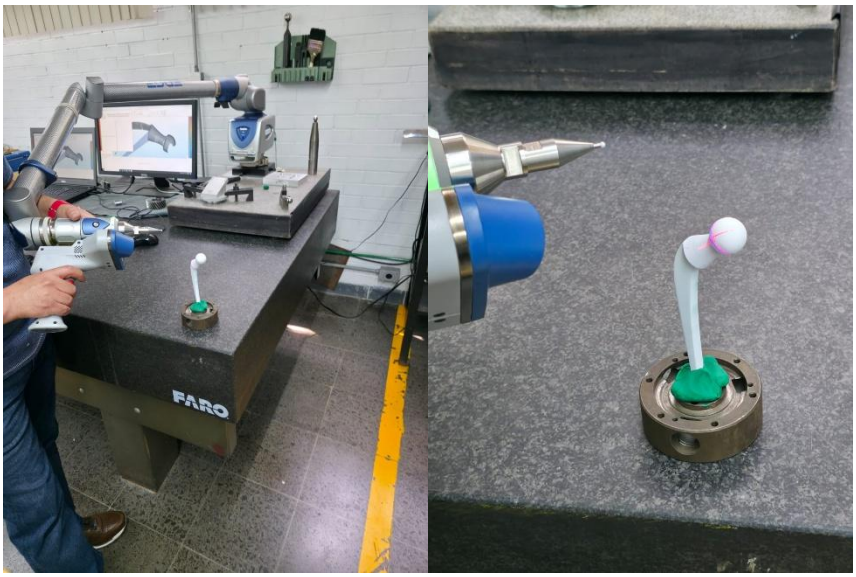
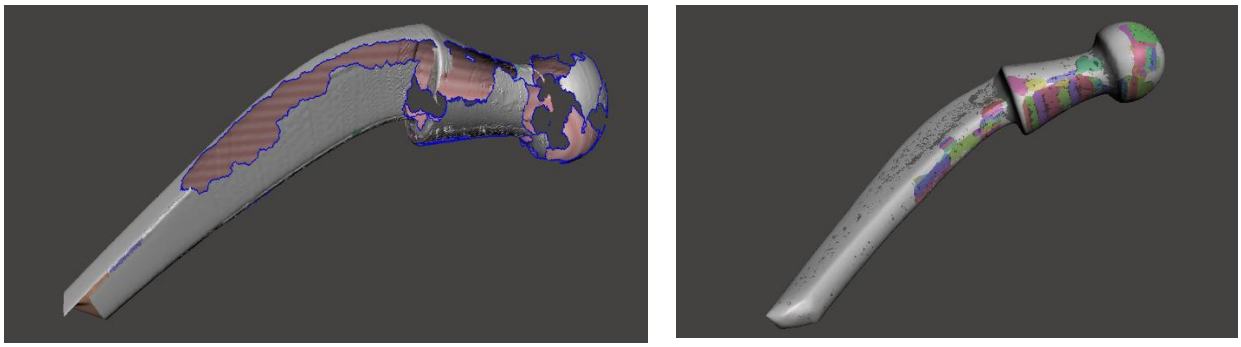


Imagen 3.1: Escaneo tridimensional de la prótesis tipo Charnley.

Fue necesario reparar la pieza digitalizada utilizando el software Meshmixer™ (2017) de Autodesk®, debido a que durante el escaneo con 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. Posteriormente, cada área dañada o eliminada fue reconstruida de manera manual mediante diversas herramientas del software, procurando que la geometría final se mantuviera lo más cercana posible a las dimensiones reales de la prótesis. Esta etapa fue fundamental para eliminar discontinuidades superficiales y preservar los radios de transición originales de la prótesis, evitando concentradores de esfuerzo artificiales y posibles singularidades numéricas durante el análisis por elementos finitos.

En la Imagen 3.2 se muestra la comparación del modelo antes y después del proceso de reparación.



A) B)

Imagen 3.2: A) Prótesis antes de la reparación. B)Prótesis después de la reparación.

Posteriormente, la pieza fue exportada al software Autodesk Inventor Professional®, donde se perfeccionó el acabado de la cabeza femoral. Se procuró que las dimensiones obtenidas fueran lo más cercanas posible a las reales y que las superficies no presentaran irregularidades que pudieran afectar los resultados del modelo por elementos finitos (FEM).

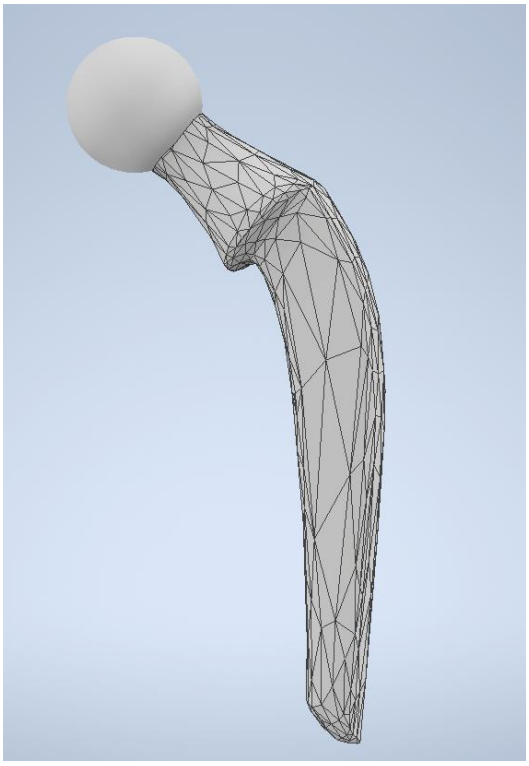


Figura 3.3: Modelo de prótesis de cadera en Inventor®.

En el trabajo de Joshi et al. [33], se reporta que la superaleación $Co - Ni - Cr - Mo\ (forjado)$ presenta una menor deformación y un mayor factor de seguridad en comparación con los demás materiales analizados. Por ello, en el presente estudio se consideró que la prótesis adopta las propiedades mecánicas de dicho material. Se recopilaron las siguientes propiedades mecánicas: [36], [37].

- Densidad:8400 $\frac{kg}{m^3}$
- Relación de Poisson: 0.29
- Módulo de Young: 217.2 GPa

3.1.2 Modelado del fémur.

El modelo tridimensional del fémur, obtenido mediante escaneo láser en trabajos previos realizados dentro de la UDIATEM, se presenta en la Figura 3.4. Las propiedades mecánicas asignadas al fémur se obtuvieron del estudio de Solórzano et al. [38], donde el tejido óseo se divide en dos regiones: hueso cortical y hueso trabecular.

Para la asignación de propiedades mecánicas, la geometría fue particionada en tres regiones mediante planos de corte generados en Autodesk Inventor®. La región central, comprendida entre la zona inferior del trocánter menor y la diáfisis femoral, se asoció al comportamiento mecánico del hueso cortical, mientras que las regiones proximal y distal se asociaron al hueso trabecular. Posteriormente, las particiones fueron importadas a Abaqus®, donde se garantizó la continuidad estructural del modelo mediante restricciones tipo Tie entre las superficies de contacto, permitiendo la asignación de propiedades mecánicas diferenciadas a cada región del fémur.

El hueso cortical y el hueso trabecular fueron modelados mediante una aproximación transversalmente isotrópica, asumiendo propiedades mecánicas equivalentes en el plano transversal y diferentes a lo largo del eje longitudinal principal. Desde el punto de vista macroestructural, el modelo considera la distribución anatómica de regiones representativas de hueso cortical y trabecular mediante las particiones geométricas descritas anteriormente. Sin embargo, debido a la complejidad de la estructura ósea, no se modelaron explícitamente la microarquitectura trabecular ni la organización osteonal del tejido cortical; en su lugar, ambas regiones fueron representadas mediante materiales continuos equivalentes con comportamiento transversalmente isotrópico. Las propiedades mecánicas empleadas se muestran en la Tabla 3.1.

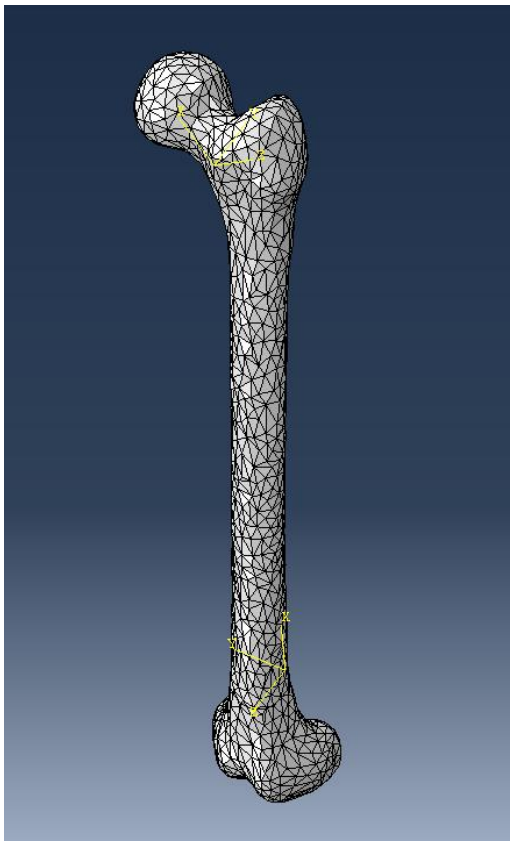


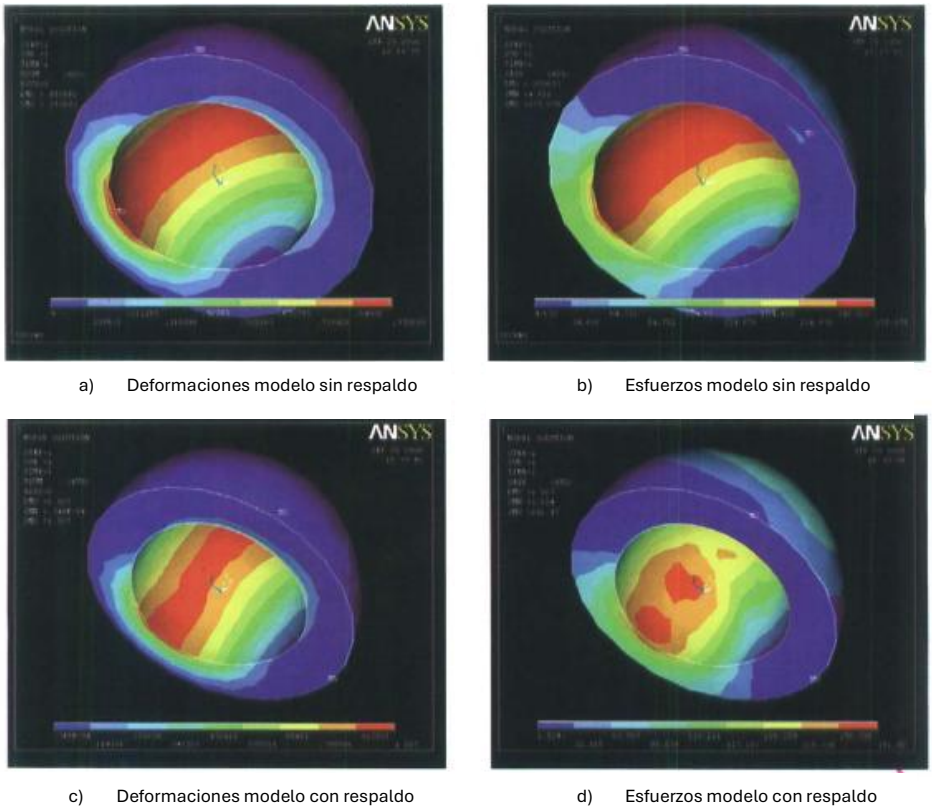
Figura 3.4: Modelo de fémur.

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular [38].

	Hueso cortical	Hueso trabecular
Módulo de Young [MPa]	$E_x = 9753.3$	$E_x = 3969.8$
	$E_y = 9753.3$	$E_y = 3969.8$
	$E_z = 16255.6$	$E_z = 6616.3$
Módulo de Cizalla [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	$v_{xy} = 0.4$	$v_{xy} = 0.4$
	$v_{xz} = 0.25$	$v_{xz} = 0.25$
	$v_{yz} = 0.25$	$v_{yz} = 0.25$

3.1.3 Modelado de la copa acetabular y respaldo.

Del estudio de Jiang [23], se observó que la incorporación de un respaldo metálico en la copa acetabular puede disminuir los picos de esfuerzo en la misma. La Figura 3.5, tomada de dicho estudio, presenta la comparación de esfuerzos y deformaciones en dos modelos: las subfiguras a) y b) corresponden a una copa acetabular sometida a carga dinámica sin respaldo, mientras que las subfiguras c) y d) muestran el mismo caso de carga, pero con la inclusión de un respaldo metálico.



a) Deformaciones modelo sin respaldo

b) Esfuerzos modelo sin respaldo

c) Deformaciones modelo con respaldo

d) Esfuerzos modelo con respaldo

Figura 3.5: Contorno del acetábulo durante un ciclo dinámico [23].

A partir de esta comparación, se evidencia el efecto estructural del respaldo metálico, el cual incrementa la rigidez del sistema. 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 se consideró una copa acetabular fabricada en UHMWPE con respaldo metálico de aleación Ti6Al4V. La copa de UHMWPE fue modelada como un material elástico lineal isotrópico empleando los valores de, módulo de Young y coeficiente de Poisson reportados en la literatura.

Esta simplificación se adoptó debido a que las condiciones de carga analizadas se consideraron dentro del rango de comportamiento predominantemente elástico del material y porque el objetivo principal del estudio fue evaluar la distribución global de esfuerzos y deformaciones en el sistema protésico. No obstante, se reconoce que el UHMWPE presenta un comportamiento viscoelástico y dependiente del tiempo, por lo que el modelo empleado podría subestimar la deformación local y el área real de contacto en la interfaz articular.

Los valores del módulo elástico y del coeficiente de Poisson se tomaron del estudio de Jiang [23], y se resumen en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Propiedades mecánicas copa acetabular y respaldo metálico [23].

Material	Módulo de Young GPa	Coeficiente de Poisson
UHMWPE	1.4	0.3
Ti6Al4V	110	0.3

3.2 Ensamble de la prótesis.

El ensamble de la prótesis tipo Charnley en el fémur se realizó conforme al procedimiento descrito por Soliman et al. [39]. La Figura 3.6 muestra la disposición final del implante dentro del hueso.

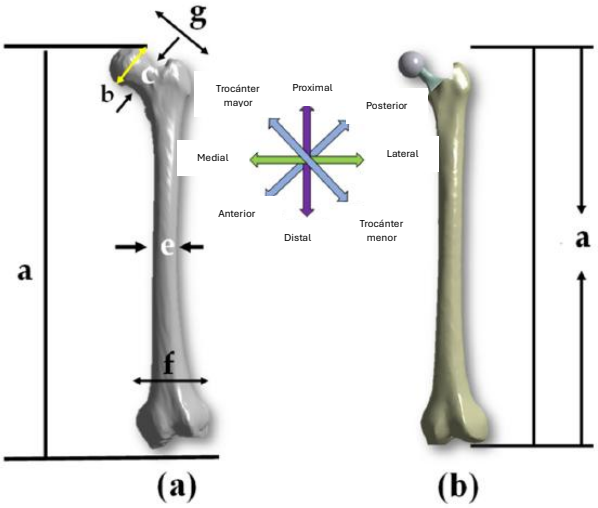


Figura 3.6: Vista geométrica en 3D del a) Fémur intacto , b) Hueso femoral implantado [39]. Donde: a = 485 mm, b = 52 mm, c = 37 mm, e = 32 mm, f = 93 mm y g = 106 mm.

El ensamble fue desarrollado mediante el software Autodesk Inventor Professional®, en el cual también se modelaron las geometrías correspondientes al respaldo metálico y la copa acetabular. La Figura 3.7 presenta el ensamble final obtenido.

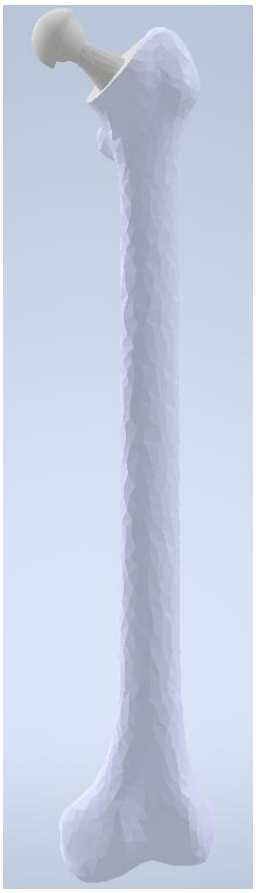


Figura 3.7: Ensamble en Inventor Professional®.

Dado que tanto la prótesis tipo Charnley como el fémur se modelan como sólidos 3D deformables, su superposición dentro de Abaqus® generaría conflictos en la definición de interacciones. Para evitar esto último, se realizó una operación booleana en Abaqus®, utilizando el ensamble previamente importado desde Inventor®.

Mediante esta operación, se recortó la geometría del fémur en la zona de implantación de la prótesis, permitiendo un acoplamiento geométrico adecuado entre ambos componentes. De esta manera, se simuló una implantación sin tolerancias geométricas y se evitó la superposición de sólidos, garantizando una correcta definición de contactos en el modelo.

3.3 Pasos e interacciones.

De acuerdo con el estudio de Thelen et al. [40], 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. [30].

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 $1x10^5$, con el objetivo de incrementar artificialmente la densidad del material, lo que permitirá reducir el tiempo de cálculo y disminuir la velocidad de propagación de las ondas de deformación a través de los elementos del modelo [41].

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. [42], en el cual se analizan mediciones in vivo en prótesis totales de cadera durante el ciclo de la marcha. La cabeza femoral se definió como superficie maestra y la superficie interna de la copa acetabular como superficie secundaria.

En las interfaces copa–respaldo y vástago–fémur se emplearon restricciones tipo Tie. Este tipo de interacción permite unir superficies con diferentes discretizaciones y garantizar la transferencia completa de desplazamientos y cargas entre los componentes. En el caso de la interfaz vástago–fémur, esta aproximación representa una condición ideal de fijación, asumiendo una unión perfectamente estable entre la prótesis y el tejido óseo. Asimismo, el cemento óseo no fue modelado explícitamente, por lo que su efecto se incorporó de manera simplificada mediante la restricción tipo Tie. Por consiguiente, no se consideraron fenómenos asociados a la degradación de la interfaz, tales como micromovimientos, pérdida de fijación o aflojamiento aséptico. Esta simplificación se adoptó con el objetivo de evaluar la respuesta mecánica global del sistema protésico bajo condiciones ideales de estabilidad, reduciendo además la complejidad computacional del modelo.

3.4 Condiciones de carga.

Se aplicó una restricción de tipo encastre en la región distal del fémur, con el objetivo de impedir rotaciones y/o desplazamientos de dicha superficie. Para el cálculo del BW (Body Weight), se consideró la masa de una persona de 75 kg, a partir de la cual se determinó el peso corporal empleado como referencia para la obtención y escalamiento de la carga aplicada, la cual fue tomada del estudio de Stolk et al. [43].

Si bien las componentes Fz y Fy contribuyen al estado multiaxial de carga de la articulación y pueden inducir esfuerzos combinados de flexión y torsión en el cuello femoral y el vástago, en el presente estudio se consideró únicamente la componente Fz debido a que representa la mayor magnitud de la fuerza de contacto articular durante el ciclo de la marcha y constituye el principal mecanismo de transmisión de cargas compresivas a través de la prótesis. Esta simplificación se adoptó con el propósito de evaluar la respuesta mecánica global del sistema bajo una condición de carga dominante y reducir la complejidad del modelo numérico. No obstante, se reconoce que la exclusión de las componentes transversales y de las fuerzas musculares asociadas puede subestimar los efectos de flexión y torsión presentes en condiciones fisiológicas reales.

Por lo tanto, los resultados obtenidos deben interpretarse como una aproximación al comportamiento estructural del sistema bajo carga predominantemente compresiva y no como una representación completa del estado de carga fisiológico de la articulación de la cadera.

El componente Fz de la carga se extrajo mediante el software GetData Graph Digitizer®. Esto se muestra en la Figura 3.8.

Con el objetivo de garantizar que la carga actuara exclusivamente en la dirección deseada, se definió un sistema de coordenadas local ubicado en el polo de la geometría del respaldo, alineando su eje z con la dirección del polo de la prótesis tipo Charnley. El sistema de referencia local se muestra en la Figura 3.9.

Posteriormente, se aplicaron condiciones de frontera en el punto de aplicación de la fuerza (polo del respaldo), restringiendo los desplazamientos en las direcciones $U1 = U2 = 0$ y las rotaciones $UR1 = UR2 = UR3 = 0$, permitiendo únicamente el desplazamiento en la dirección $U3$, correspondiente al eje de aplicación de la carga. De esta manera, se asegura que la solicitación mecánica se transmita de forma uniaxial conforme a la configuración definida.

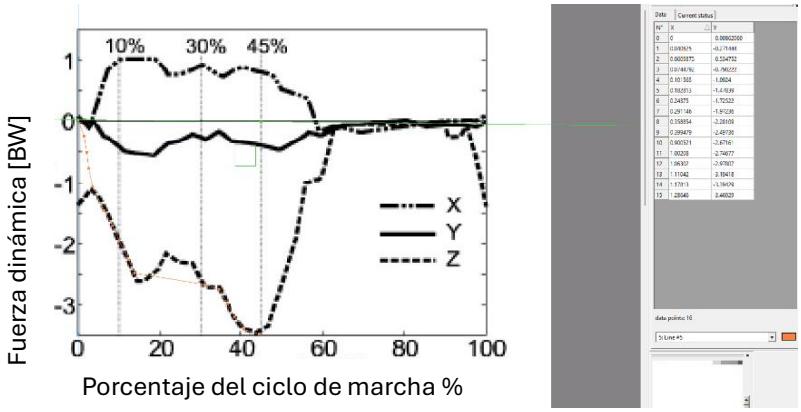


Figura 3.8: Obtención de la magnitud Fz usando el software GetData Graph Digitizer®.

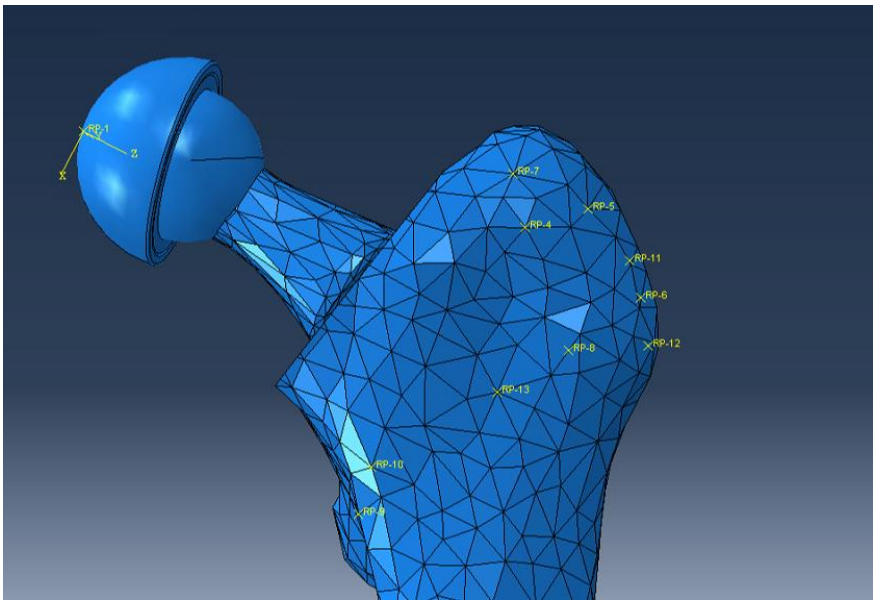


Figura 3.9: Sistema de referencia local utilizado.

La fuerza correspondiente al ciclo de la marcha se muestra en la Tabla 3.3:

Tabla 3.3: Fuerza Fz sobre el respaldo para la condición crítica del ciclo de marcha.

Tiempo [s]	Fz [N]
0	0
0.02	10
0.04	40
0.06	100
0.08	180
0.1	260
0.12	380
0.14	520
0.16	620
0.18	650
0.2	760
0.22	880
0.24	984.9
0.26	1065.75
0.28	1168.65
0.3	1264.2
0.32	1323
0.34	1484.7
0.36	1587.6
0.38	1624.35
0.4	1668.45
0.42	1690.5
0.44	1734.6
0.46	1800.75
0.48	1874.25
0.5	1955.1
0.52	1984.5
0.54	2035.95
0.56	2124.15
0.58	2212.35
0.6	2293.2
0.62	2352
0.64	2499
0.66	2543.1

Se consideró la influencia de diversos grupos musculares sobre la prótesis de cadera del estudio de Stolk, et al. [43]. En la Figura 3.10 se representan las cargas musculares aplicadas, así como sus direcciones de aplicación sobre el sistema de referencia global; en la Tabla 3.4 se detalla la magnitud correspondiente a cada una de ellas.

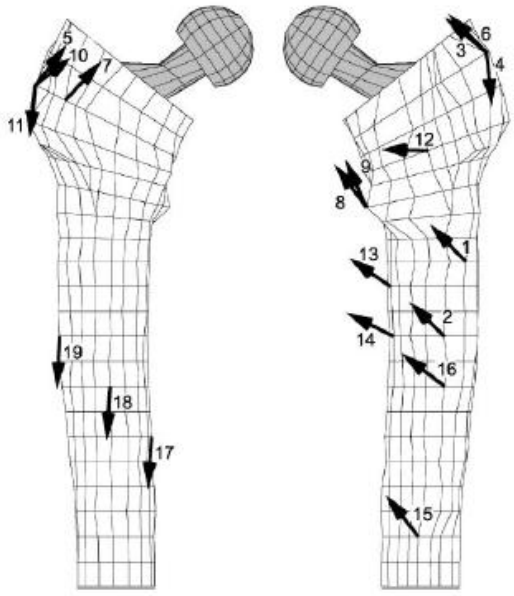


Figura 3.10: Fuerzas musculares utilizadas [43].

Tabla 3.4: Fuerzas musculares para el 10%, 30% y 45% de la marcha [43].

No.	Nombre del músculo	Magnitud de la fuerza [N]		
		10%	30%	45%
1	Glúteo máximo parte 1	134.505	145.53	140.385
2	Glúteo máximo parte 2	106.575	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 menor 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	Vasto medial	291.06	0	9.555
18	Vasto intermedio	0	0	67.62
19	Vasto lateral	0	0	244.02

Como se mencionó anteriormente, el ciclo de marcha comienza a partir de t = 0.18 s; Con base en este criterio, los porcentajes reportados en la literatura se mapearon dentro del intervalo de 0.18 a 0.66 s: el 10% se ubicó en 0.28s, el 30% en 0.48s y el 45% en 0.66s. Para garantizar una transición suave en la aplicación de cargas, se utilizaron incrementos de 0.02s desde 0s hasta 0.28s. Posteriormente, se emplearon incrementos de 0.04 s hasta alcanzar la condición más crítica (0.66 s).

En el caso de las fuerzas musculares que en el estudio de Stolk et al. [43] se reportan como 0 N (sin aplicación de carga), en el presente modelo se consideró una descarga progresiva de dichas fuerzas, con el objetivo de evitar su eliminación instantánea y los posibles problemas de inestabilidad numérica asociados. La forma de aplicación de las cargas musculares se presenta en la Figura 3.11.

En el modelo de elementos finitos (FEM), se asignó un nodo de referencia para cada fuerza muscular. Posteriormente, se definió una interacción del tipo coupling sobre una región de nodos, con el propósito de distribuir la carga aplicada y evitar concentraciones de esfuerzo derivadas de una aplicación puntual. De manera análoga a la fuerza aplicada sobre el respaldo, las fuerzas musculares se definieron mediante funciones de tipo smooth step; no obstante, estas fueron aplicadas con respecto al sistema de referencia global.

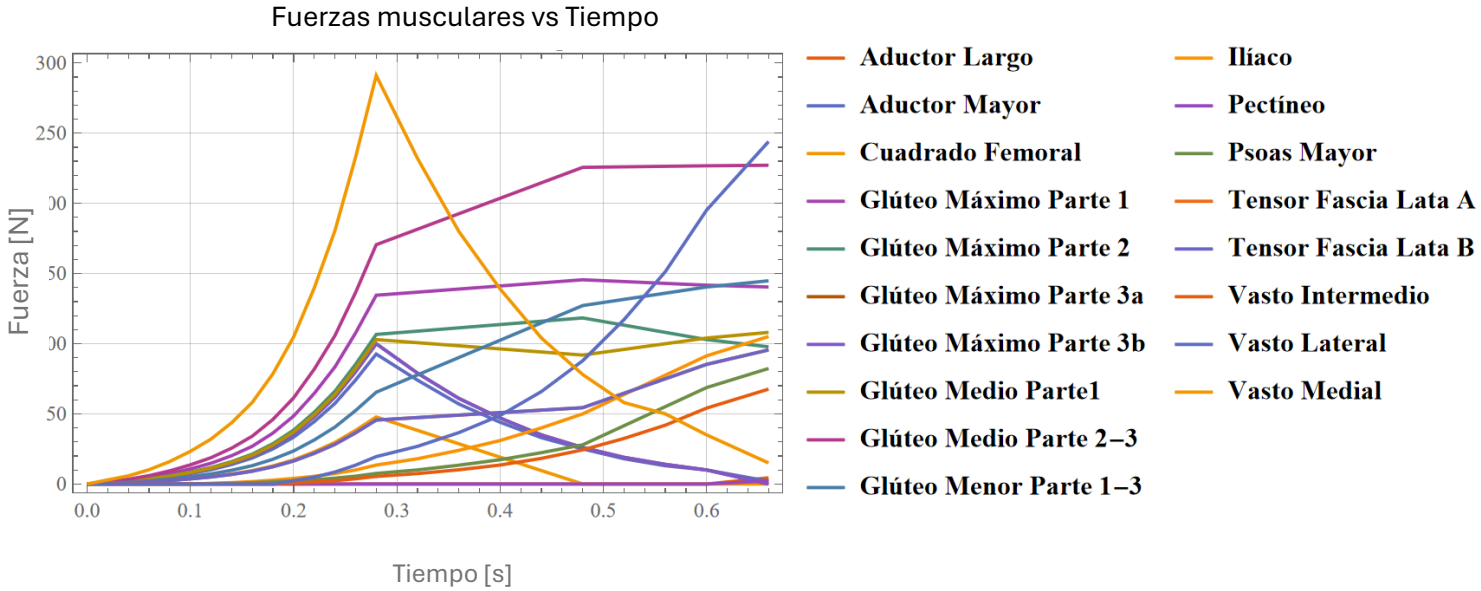


Figura 3.11: Magnitud de las fuerzas musculares a lo largo del ciclo completo de marcha.

3.5 Mallado.

Se optó por un mallado tetraédrico tipo C3D10M para la prótesis Charnley. La selección de este elemento se justifica en que se trata de un tetraedro cuadrático de 10 nodos, el cual proporciona una mejor aproximación geométrica en superficies curvas y complejas, como las presentes en la cabeza femoral.

Adicionalmente, la formulación modificada (“M”) mejora el comportamiento del elemento en problemas que involucran contacto y deformaciones no lineales, reduciendo efectos indeseables como el bloqueo volumétrico y favoreciendo la estabilidad numérica[44]. Esto resulta particularmente relevante, dado que el modelo considera interacción por contacto y la presencia de concentraciones de esfuerzo en zonas críticas.

Para el resto del modelo se empleó un mallado tetraédrico lineal tipo C3D4 de 4 nodos. Este tipo de elemento requiere un refinamiento de malla considerable para alcanzar resultados precisos, mientras que elementos de orden superior, como el C3D10, pueden proporcionar resultados fiables incluso con mallas más gruesas [44].

Si bien el elemento C3D10M implica un mayor costo computacional debido al incremento en el número de nodos por elemento, ofrece una mayor precisión en la estimación de esfuerzos en comparación con los elementos C3D4 (0.08 % de error frente a 5.01 %) [44].

Con base en lo anterior, se adoptó un enfoque de mallado híbrido, empleando un refinamiento mayor en la prótesis Charnley. Esta estrategia permite incrementar la precisión en la región de mayor interés sin penalizar significativamente el tiempo de cómputo global del modelo. Teniendo una malla total de *69899* elementos.

Si bien en el presente trabajo no se realizó un estudio formal de convergencia de malla, este podría llevarse a cabo mediante refinamientos sucesivos de la discretización, evaluando la variación de un parámetro de respuesta representativo hasta alcanzar cambios inferiores a un criterio de tolerancia previamente establecido.

Para el caso de prótesis de cadera, un parámetro adecuado de control sería el esfuerzo equivalente de von Mises máximo en regiones críticas, tales como el cuello femoral o la zona proximal del vástago, debido a que estas áreas concentran los mayores niveles de esfuerzo y son de interés para el análisis estructural.

Debido a las limitaciones de tiempo computacional y al alcance del presente trabajo, no se realizó un estudio formal de convergencia de malla. Sin embargo, se reconoce que este procedimiento constituye una etapa importante para verificar la independencia de los resultados respecto al tamaño de elemento y será considerado en trabajos futuros.

3.6 Análisis estructural.

El análisis estructural desarrollado en este trabajo se basa en la simulación de las condiciones más críticas del ciclo de marcha, comprendida aproximadamente entre el 10% y el 45% del mismo. A diferencia de enfoques simplificados que consideran únicamente una fuerza articular resultante aplicada sobre la cabeza femoral, el modelo propuesto incorpora de manera explícita las principales fuerzas musculares activas durante esta fase, particularmente aquellas asociadas a los músculos abductores y glúteos, los cuales desempeñan un papel fundamental en la estabilización de la pelvis durante el apoyo monopodal. Esta consideración permite representar de forma más realista el estado de carga multiaxial al que se encuentra sometido el sistema protésico.

Desde el punto de vista estructural, la inclusión de las fuerzas musculares no solo modifica la magnitud del vector de carga, sino también su dirección, introduciendo componentes laterales y anteroposteriores que alteran la distribución de esfuerzos en la prótesis y en las estructuras adyacentes. En consecuencia, el análisis se centra en la evaluación tanto de los esfuerzos equivalentes de von Mises como de los esfuerzos principales, con el objetivo de identificar concentraciones críticas asociadas a posibles mecanismos de falla.

En este contexto, resulta importante destacar que los esfuerzos principales representan las tensiones normales máximas y mínimas que actúan sobre un elemento, proporcionando información directa sobre las condiciones de tracción y compresión a las que está sometido el material. Este parámetro es particularmente relevante en materiales frágiles, donde la falla está estrechamente relacionada con la magnitud de estos esfuerzos. Por otro lado, el esfuerzo de von Mises, también conocido como esfuerzo equivalente, es un parámetro derivado que permite predecir el inicio de la fluencia en materiales dúctiles, sin representar una componente física directa del estado tensional [45].

En este sentido, ambos parámetros responden a fundamentos teóricos distintos y su aplicación depende del comportamiento mecánico del material analizado.

Con base en lo anterior, el uso complementario de ambos parámetros permite una evaluación más completa del sistema: los esfuerzos principales facilitan la identificación de regiones críticas en materiales con comportamiento cuasi-frágil, como el hueso, mientras que el criterio de von Mises resulta adecuado para la evaluación de componentes metálicos. Asimismo, el análisis de los esfuerzos principales permite distinguir de manera explícita la orientación de las solicitaciones, lo cual resulta fundamental para identificar mecanismos de falla que podrían no ser evidentes únicamente mediante el criterio de von Mises, especialmente bajo condiciones de carga multiaxial inducidas por la acción muscular.

De manera complementaria, se llevó a cabo un análisis de la presión de contacto entre la cabeza femoral y el componente acetabular, evaluando la presión máxima y su distribución sobre la superficie de contacto. Este análisis es de particular importancia debido a su relación directa con los mecanismos de desgaste en la intercara articulada, ya que concentraciones elevadas de presión pueden acelerar la degradación del material y, en consecuencia, reducir la vida útil del implante. La inclusión de fuerzas musculares puede inducir una redistribución no uniforme de la presión, favoreciendo la aparición de concentraciones en regiones específicas del acetábulo y modificando el comportamiento mecánico global del sistema.

Asimismo, se evaluó la evolución temporal de las variables mecánicas a lo largo del intervalo del ciclo de marcha considerado, con el propósito de identificar condiciones críticas transitorias. Finalmente, se realizó una comparación entre modelos con y sin la inclusión de fuerzas musculares, con el fin de cuantificar el impacto de estas cargas en la redistribución de esfuerzos y presiones.

En conjunto, este análisis permite caracterizar de manera integral la respuesta mecánica del sistema bajo una condición fisiológica más realista, fortaleciendo la validez biomecánica y estructural del modelo empleado.

CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE RESULTADOS

A lo largo de este capítulo se presentan y analizan los resultados obtenidos del modelo por elementos finitos de una prótesis de cadera tipo Charnley®. Se evalúa la respuesta mecánica del sistema bajo las condiciones de carga previamente definidas, considerando la distribución de esfuerzos, los desplazamientos y el comportamiento de contacto en la articulación. Asimismo, se incluyen comparaciones entre los distintos modelos desarrollados, con el fin de identificar la influencia de las fuerzas musculares y del nivel de simplificación en los resultados.

4.1 Verificación del modelo numérico.

Durante los siguientes subtemas se realizará una comparación entre dos modelos: uno que considera tanto las fuerzas musculares como la fuerza aplicada sobre la cabeza femoral, y otro en el que únicamente se contempla esta última.

Para la verificación del modelo numérico se evaluarán dos parámetros: las gráficas de energía (cinética e interna) en función del tiempo, y la comparación de los esfuerzos de von Mises en la prótesis con valores reportados en la literatura.

En las Figuras 4.1 y 4.2 se presentan las curvas de energía vs. tiempo para los modelos con fuerzas musculares y sin fuerzas musculares, respectivamente. En estas, ALLIE corresponde a la energía interna del modelo, mientras que ALLKE representa la energía cinética.

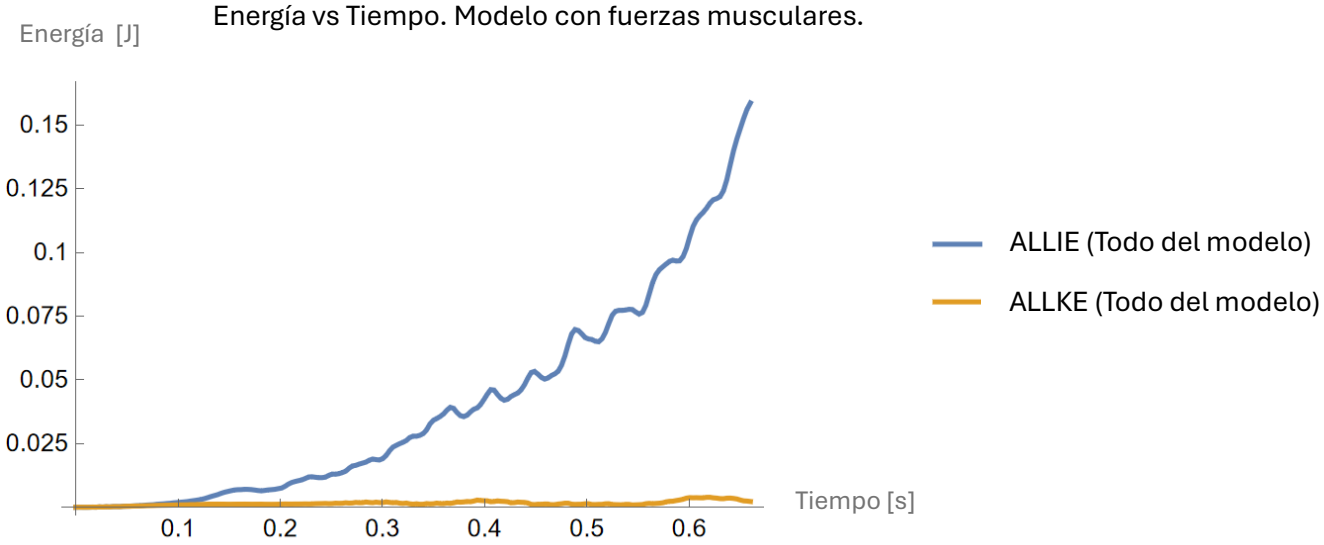


Figura 4.1: Energía vs Tiempo. Modelo con fuerzas musculares.

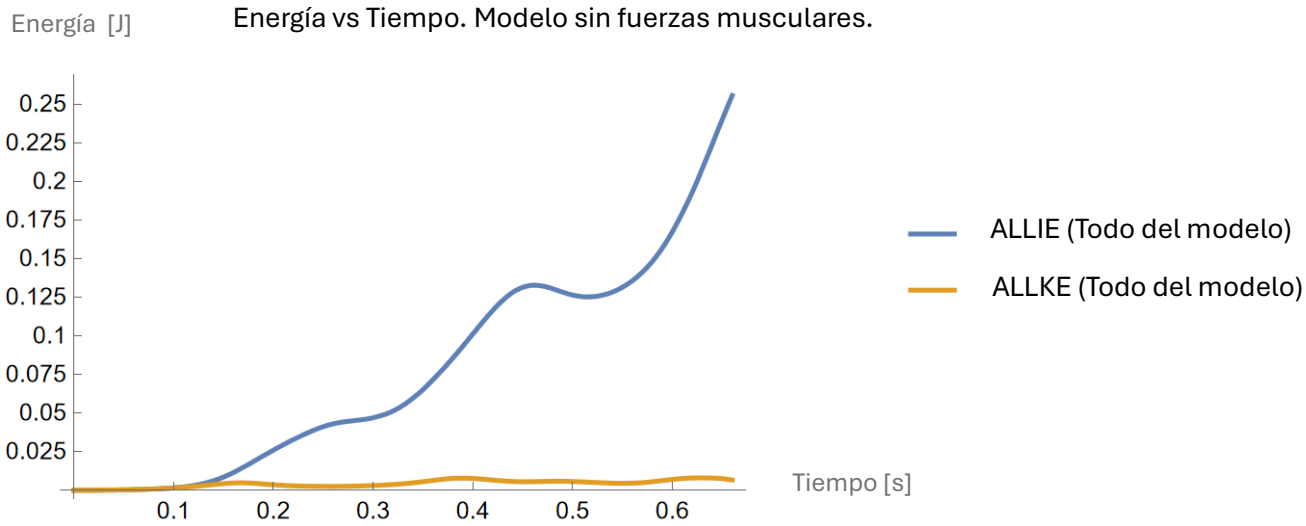


Figura 4.2: Energía vs Tiempo. Modelo sin fuerzas musculares.

De acuerdo con la Guía del usuario de Abaqus® 2016, en un análisis cuastiestático, el valor de la energía cinética (ALLKE) no debe exceder una pequeña fracción del valor de la energía de deformación (ALLIE)[46].

Para verificar el carácter cuasiestático del modelo, se empleó el parámetro de que la energía cinética (ALLKE) debe mantenerse como una pequeña fracción de la energía interna (ALLIE), adoptando como referencia un valor máximo del 5% [47]. Para ello, se tomaron los valores máximos de ALLKE y los valores correspondientes de ALLIE en esos mismos instantes, con los cuales se calculó el porcentaje ALLKE/ALLIE a lo largo del análisis. Estos porcentajes se presentan para ambos modelos, con el fin de evaluar y comparar su validez bajo condiciones cuasiestáticas.

Para el modelo con fuerzas musculares: $\frac{ALLKE_{MAX}}{ALLIE} * 100\% = \frac{0.003912}{0.134226} * 100\% = 2.91\%$

Para el modelo sin fuerzas musculares: $\frac{ALLKE_{MAX}}{ALLIE} * 100\% = \frac{0.00802587}{0.208694} * 100\% = 3.84\%$

Para ambos modelos, el cociente ALLKE/ALLIE fue menor al 5% en los mismos instantes de tiempo, por lo que se cumple la condición cuasiestática y se garantiza la estabilidad numérica.

Se compararon los esfuerzos de von Mises en la prótesis Charnley con los reportados por Kayabasi et al. [30] y Jiang [23]. Es importante mencionar que, tanto para el modelo con fuerzas musculares como para el modelo sin ellas, se presentaron concentraciones máximas de esfuerzo en un solo nodo, asociadas a una singularidad numérica, es decir, un pico no físico que suele originarse por idealizaciones del modelo, como la discretización de la malla, refinamientos locales o la aplicación de cargas y restricciones puntuales. Por esta razón, se ajustó el rango de visualización de los esfuerzos de von Mises para una mejor interpretación del comportamiento global. En las Figuras 4.3 y 4.4 se muestran los valores máximos correspondientes a dichos nodos para los modelos con y sin fuerzas musculares, respectivamente.

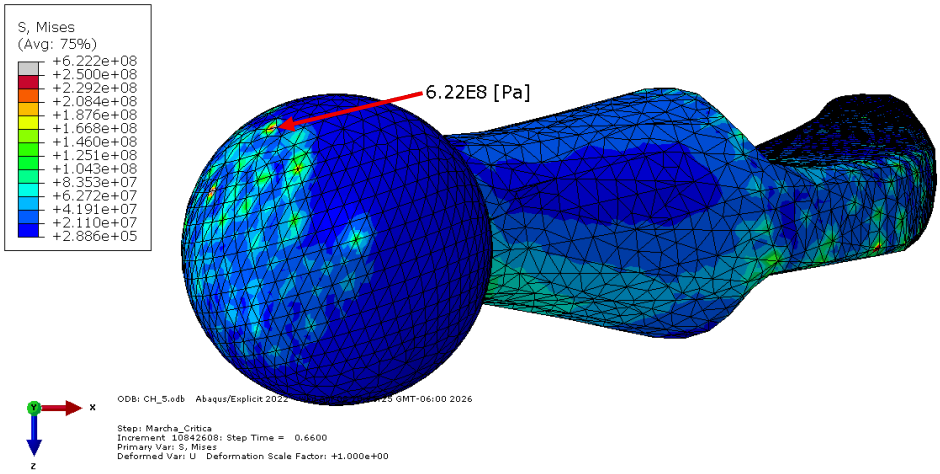


Figura 4.3: Esfuerzo de von Mises en nodo crítico para el modelo con fuerzas musculares.

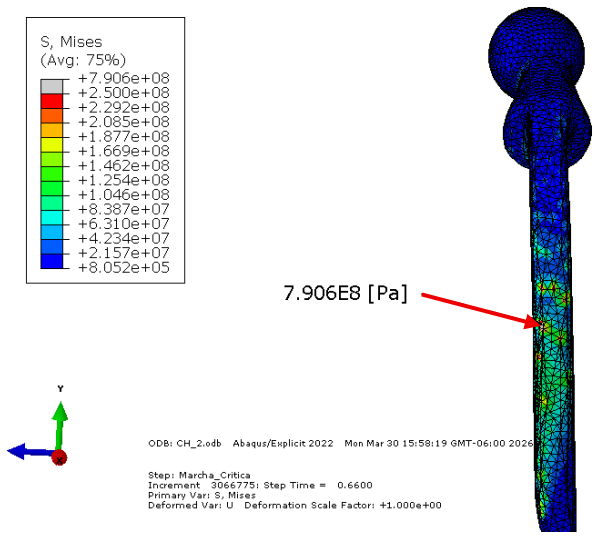


Figura 4.4: Esfuerzo de von Mises en nodo crítico para el modelo sin fuerzas musculares.

Para determinar un valor representativo del esfuerzo máximo, se analizaron los esfuerzos de von Mises sobre la prótesis femoral en la condición más crítica del modelo, es decir, para el tiempo final del paso donde se aplica la máxima carga. Se seleccionaron nodos ubicados en las zonas de mayor solicitación (polo de la cabeza femoral, cuello y vástago), a partir de los cuales se obtuvo un valor promedio de referencia. Con base en este valor, se definió un límite superior de visualización ligeramente mayor, con el fin de evitar la influencia de picos locales asociados a la discretización de la malla y facilitar la interpretación del comportamiento global del modelo. En la Figura 4.5, se muestra la obtención de dichos valores.

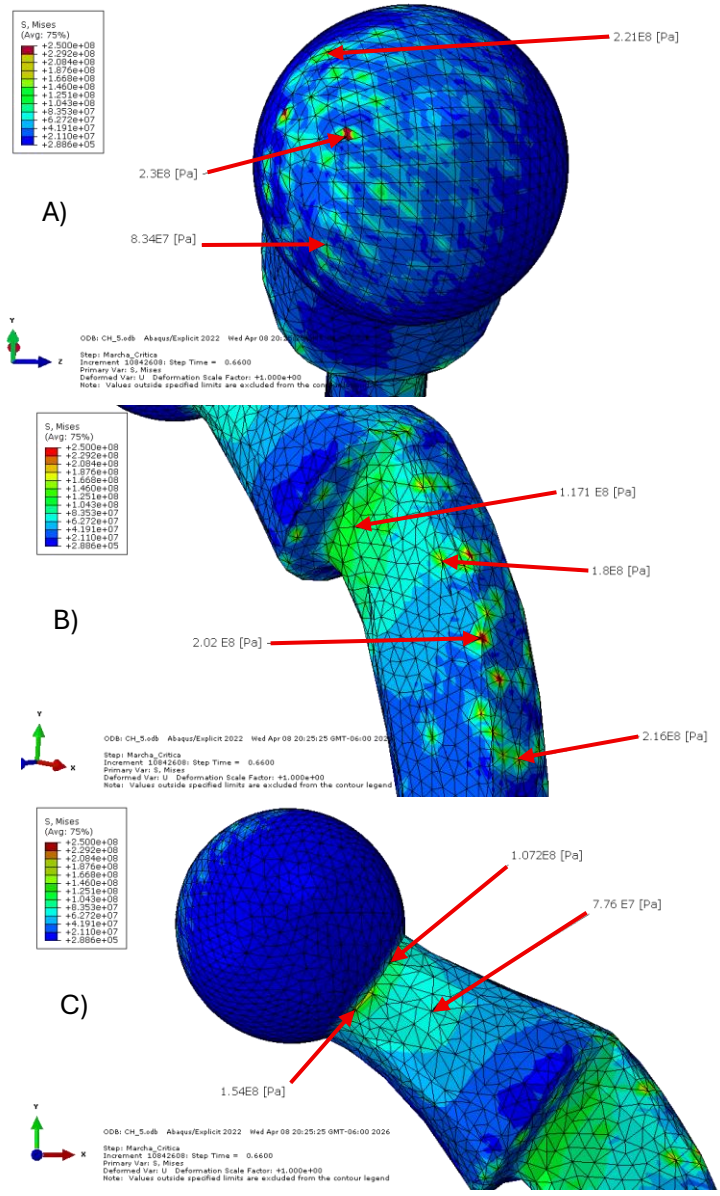


Figura 4.5: Regiones de interés con el estado de esfuerzos más elevado. A) Cabeza femoral. B) Vástago femoral. C) Cuello femoral.

Se obtuvo un valor promedio de 82.7 MPa en las zonas críticas. Con base en este valor, se definió un límite superior de visualización de $250\,MPa$, equivalente aproximadamente a 3 veces el promedio, con el fin de evitar la influencia de picos locales asociados a la discretización de la malla y facilitar la interpretación del comportamiento global del modelo.

De acuerdo con los valores máximos de esfuerzo de von Mises reportados por Kayabasi et al. [30] y Jiang [23], de $207\,MPa$ y $300\,MPa$, respectivamente, el valor máximo obtenido en el presente modelo ($250\,MPa$) se encuentra dentro del mismo orden de magnitud y dentro del rango reportado en la literatura, lo que sugiere una adecuada concordancia y valida el comportamiento del modelo numérico, como se muestra en la Figura 4.6.

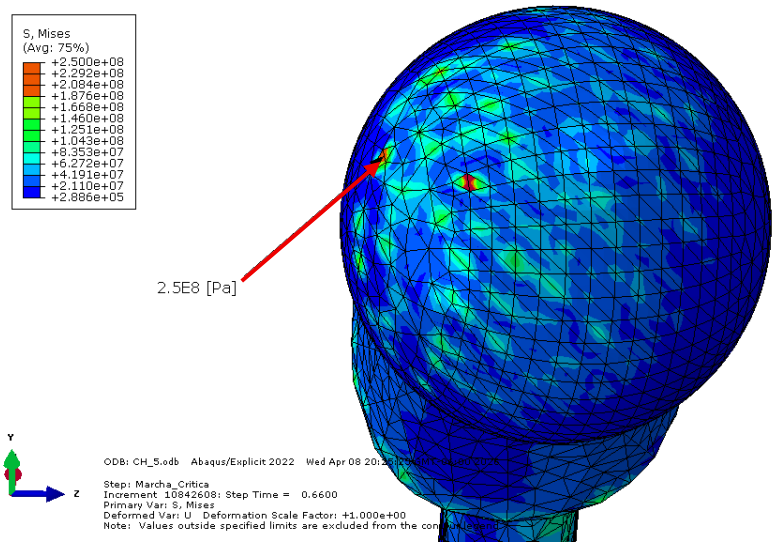


Figura 4.6: Valor máximo de von Mises, de acuerdo con el límite superior de visualización.

Con el objetivo de complementar la validación numérica del modelo FEM, se realizó una verificación física simplificada del comportamiento mecánico del cuello femoral de la prótesis. La región crítica se idealizó como una viga en voladizo sometida a flexión combinada, de acuerdo con la teoría clásica de Euler-Bernoulli. Esta aproximación permitió contrastar los esfuerzos obtenidos en Abaqus con una estimación analítica basada en equilibrio estático y mecánica de materiales.

Las cargas utilizadas en este análisis provienen del modelo musculoesquelético correspondiente a la fase de apoyo de la marcha. Dicho modelo proporciona tanto la fuerza de reacción articular de la cadera como las fuerzas musculares principales.

Cada una de estas fuerzas se representó como un vector aplicado en un punto específico del sistema anatómico de referencia. Es decir, cada fuerza no solo tiene magnitud, sino también dirección y línea de acción.

Para trasladar estas fuerzas a la región del cuello femoral, se realizó una reducción estática equivalente basada en el equilibrio de cuerpos rígidos. Esto implica que cada fuerza se sustituye por una fuerza resultante equivalente y un momento asociado, obtenido a partir del producto vectorial entre el vector posición y la fuerza aplicada, lo cual permitió representar el efecto combinado de las cargas musculares y articulares en la sección crítica (Ecuación 4.1):

$$M = r \times F \quad \text{(Ecuación 4.1)}$$

Donde:
r es el vector que va desde la sección de interés (cuello femoral) hasta el punto de aplicación de la fuerza [m].
F es el vector fuerza (articular o muscular) [N].
*M es el momento flector [N*m].*

Expandiendo en componentes cartesianas (Ecuación 4.2):

$$M = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_y F_z & - & r_z F_y \\ r_z F_x & - & r_x F_z \\ r_x F_y & - & r_y F_x \end{bmatrix} \quad \text{(Ecuación 4.2)}$$

Donde:
r_x, r_y, r_z: *son los componentes del vector posición desde la sección de análisis hasta el punto de aplicación [m]*
F_x, F_y, F_z: *son los componentes de la fuerza aplicada en el sistema de referencia global [N].*

Cada músculo contribuye con su propio vector de momento, por lo que el momento total en la sección se obtuvo mediante superposición (Ecuación 4.3):

$$M_{total} = \sum_i (r_i \times F_i) \quad \text{(Ecuación 4.3)}$$

De esta manera, el resultado del análisis para cada componente global del momento en la sección crítica fue:

$$M_x = -24\ [N * m], \quad M_y = -13\ [m * m], \quad M_y = 7.7\ [N * m]$$

Estos valores ($M_x, M_y\ y\ M_z$) representan la tendencia de rotación del cuello femoral alrededor de los ejes globales del sistema de referencia. Para su uso en el modelo analítico de viga, el estado tridimensional de momentos se reduce a un valor escalar equivalente mediante la norma del vector momento (Ecuación 4.4):

$$M_R = ||M|| = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2} = \sqrt{(-24)^2 + (-13)^2 + (7.7)^2} = 28.4\ [N * m] \text{(Ecuación 4.4)}$$

Donde:

M_x, M_y, M_z: *son los componentes para cada componente global del momento en la sección crítica [N*m].*

Este valor (M_R) representa el momento flector equivalente que actúa sobre la sección del cuello femoral. La región del cuello femoral se modeló como una viga en voladizo con sección transversal circular equivalente de diámetro *d*, obtenido del modelo geométrico CAD. Bajo esta idealización, el momento de inercia respecto al eje neutro se expresa mediante la Ecuación 4.5:

$$I = \frac{\pi * d^4}{64} = \frac{\pi * (0.014)^4}{64} = 1.8857x10^{-9}\ [m^4] \quad \text{(Ecuación 4.5)}$$

Donde:

I es el momento de inercia [m^4].

d es el diámetro equivalente del cuello femoral [m].

La distancia máxima a la fibra externa (*c*), definida como la distancia desde el eje neutro hasta la superficie exterior de la sección transversal, donde se presenta el esfuerzo máximo. En el caso de una sección circular, se expresa en la Ecuación 4.6

$$c = \frac{d}{2} = 0.007\ [m] \quad \text{(Ecuación 4.6)}$$

Aplicando la teoría de Euler-Bernoulli, el esfuerzo normal máximo debido a flexión se expresa en la Ecuación 4.7:

$$\sigma_B = \frac{M_R * c}{I} = 130\ [MPa] \qquad \text{(Ecuación 4.7)}$$

Donde:

c es la distancia desde el eje neutro hasta la fibra externa [m].

I es el momento de inercia de área de la sección transversal [m^4].

*M es el momento flector aplicado en la sección [N*m].*

σ_B es el esfuerzo normal debido a flexión [Pa].

Adicionalmente, la fuerza resultante de reacción articular y componentes musculares genera una carga axial compresiva (Ecuación 4.8):

$$\sigma_A = \frac{F}{A} = \frac{4 * F}{\pi * d^2} = 16\ [MPa] \quad \text{(Ecuación 4.8)}$$

A es el área transversal de la sección resistente [m^2].

F es la fuerza axial resultante aplicada sobre la sección [N].

σ_A esfuerzo normal axial (compresión o tensión) [Pa].

El estado de esfuerzo en la sección crítica se obtiene por superposición (Ecuación 4.9):

$$\sigma_{total} = \sigma_B + \sigma_A = 146\ [MPa] \quad \text{(Ecuación 4.9)}$$

El esfuerzo analítico obtenido se comparó con el esfuerzo equivalente de Von Mises calculado en Abaqus. Para esta comparación se utilizó el esfuerzo crítico localizado en la región del cuello femoral. Aunque la formulación analítica representa una simplificación importante, permite validar el orden de magnitud de los resultados numéricos. El error relativo obtenido fue del 27%, lo cual se considera razonable para este tipo de aproximaciones, dado que el modelo analítico asume una geometría idealizada, condiciones de carga simplificadas y no captura concentraciones locales de esfuerzo ni efectos tridimensionales presentes en el modelo de elementos finitos. El error relativo se define como:

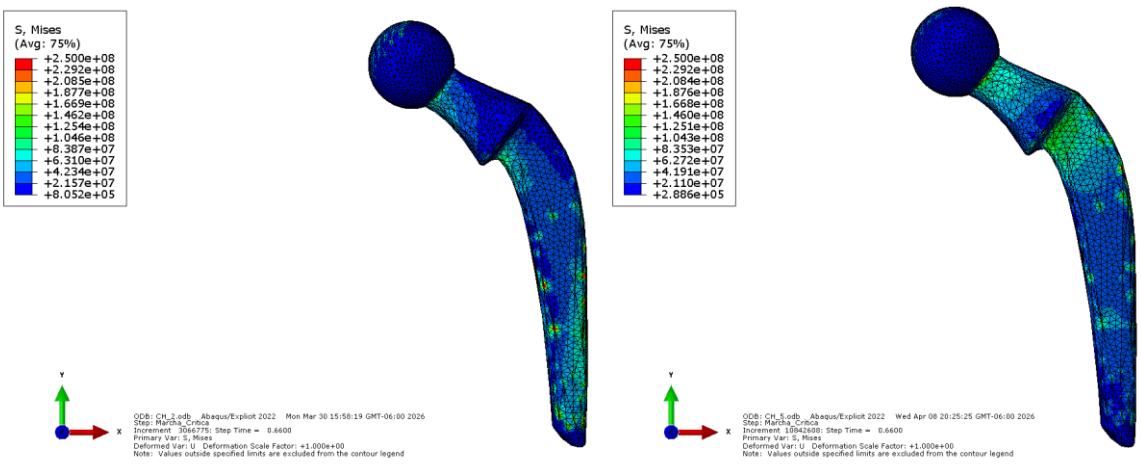
$$Error = \frac{|\sigma_{FEM} - \sigma_{analítico}|}{\sigma_{FEM}} * 100\% = \frac{|200\ MPa - 146\ MPa|}{200\ MPa} * 100\% = 27\%$$

4.2 Distribución de esfuerzos en la prótesis Charnley.

En este subtema se desarrolla el análisis estructural de la prótesis Charnley. Para ello, se adopta el criterio de von Mises, el cual permite predecir el inicio de la fluencia en materiales dúctiles, aun cuando no constituye una componente física directa del estado de esfuerzos [45]. De acuerdo con el límite de visualización definido de $250\ MPa$, y al comparar este valor con el esfuerzo de fluencia del material de la prótesis, correspondiente a $840\ MPa$ [37], se observa que los esfuerzos obtenidos permanecen por debajo del límite de fluencia. Por lo tanto, el comportamiento estructural de la prótesis se mantiene dentro del rango elástico, sin indicios de deformación plástica bajo las condiciones de carga analizadas.

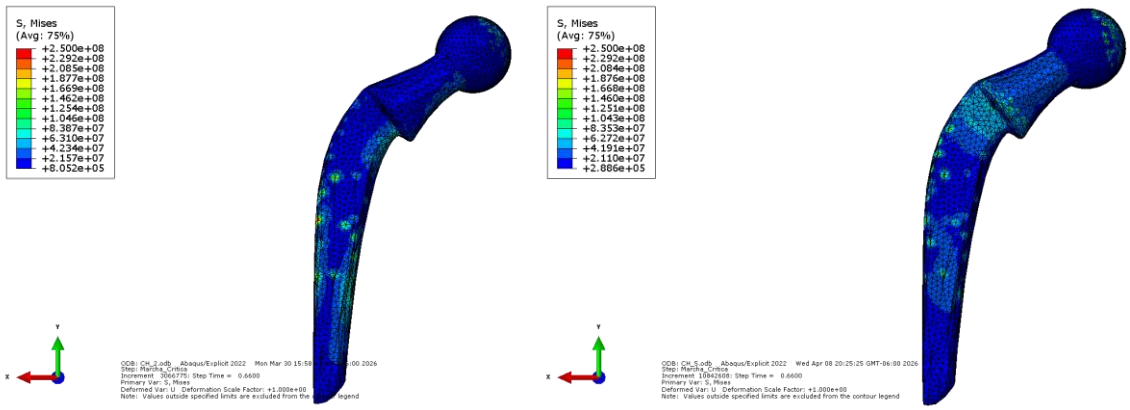
4.2.1 Zonas críticas de esfuerzos en la prótesis.

En las Figuras 4.7 a 4.9 se presentan los esfuerzos de von Mises correspondientes a las vistas posterior, anterior y lateral, respectivamente, evaluados en el instante de mayor solicitación. En cada una de estas figuras se incluye la comparación entre el modelo sin fuerzas musculares y el modelo con fuerzas musculares.



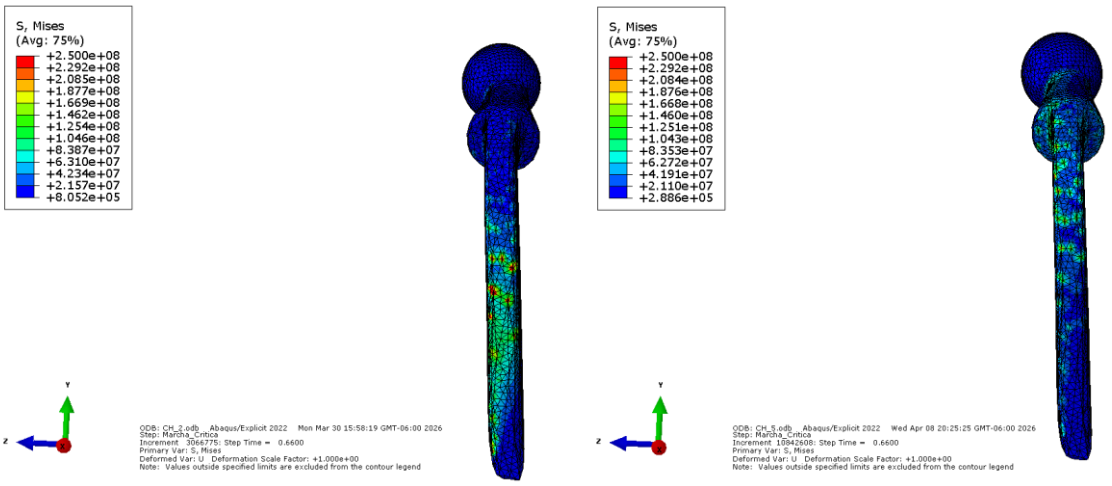
A) B)

Figura 4.7: Esfuerzo de von Mises vista posterior Charnley. A) Modelo sin fuerzas musculares para $t = 0.66\ s$. B) Modelo con fuerzas musculares para $t = 0.66\ s$.



A) B)

Figura 4.8: Esfuerzo de von Mises vista anterior Charnley. A) Modelo sin fuerzas musculares para $t = 0.66\ s$. B) Modelo con fuerzas musculares para $t = 0.66\ s$.



A) B)

Figura 4.9: Esfuerzo de von Mises vista lateral Charnley. A) Modelo sin fuerzas musculares para $t = 0.66\ s$. B) Modelo con fuerzas musculares para $t = 0.66\ s$.

En las Figuras 4.7 a 4.9 se observa que, al incluir las fuerzas musculares, se aprecia una distribución más uniforme de los esfuerzos a lo largo de la prótesis, particularmente en la región del vástago femoral. Aunque este puede estar sometido parcialmente a esfuerzos de tensión en ciertas regiones[48], no implica una reducción global de los esfuerzos. Para explicar este comportamiento, se realizó un análisis del equilibrio de fuerzas y momentos, considerando las componentes ($F_x, F_y\ y\ F_z$) y de los momentos ($M_x, M_y\ y\ M_z$) generados por las fuerzas musculares respecto al centro de la cabeza femoral. La Tabla 4.1 presenta las resultantes de fuerzas y momentos, mientras que la Figura 4.10 muestra la ubicación y dirección de las fuerzas musculares aplicadas sobre el fémur. Se observa que las fuerzas de los músculos abductores generan un momento flector que se opone al inducido por la fuerza de reacción articular, modificando el equilibrio mecánico del sistema. Debido a que el conjunto hueso-prótesis constituye una estructura hiperestática, esta interacción redistribuye las cargas internas y explica la distribución más uniforme de los esfuerzos observada en el modelo que considera las fuerzas musculares.

Tabla 4.1: Resultantes de fuerzas y momentos obtenidas a partir de las cargas musculares aplicadas respecto al centro de la cabeza femoral.

Magnitud	Valor
$\sum F_x\ [N]$	-1154.69
$\sum F_y\ [N]$	309.94
$\sum F_z\ [N]$	439.65
$\sum M_x\ [N * m]$	-24.71
$\sum M_y\ [N * m]$	-13.62
$\sum M_z\ [N * m]$	7.80

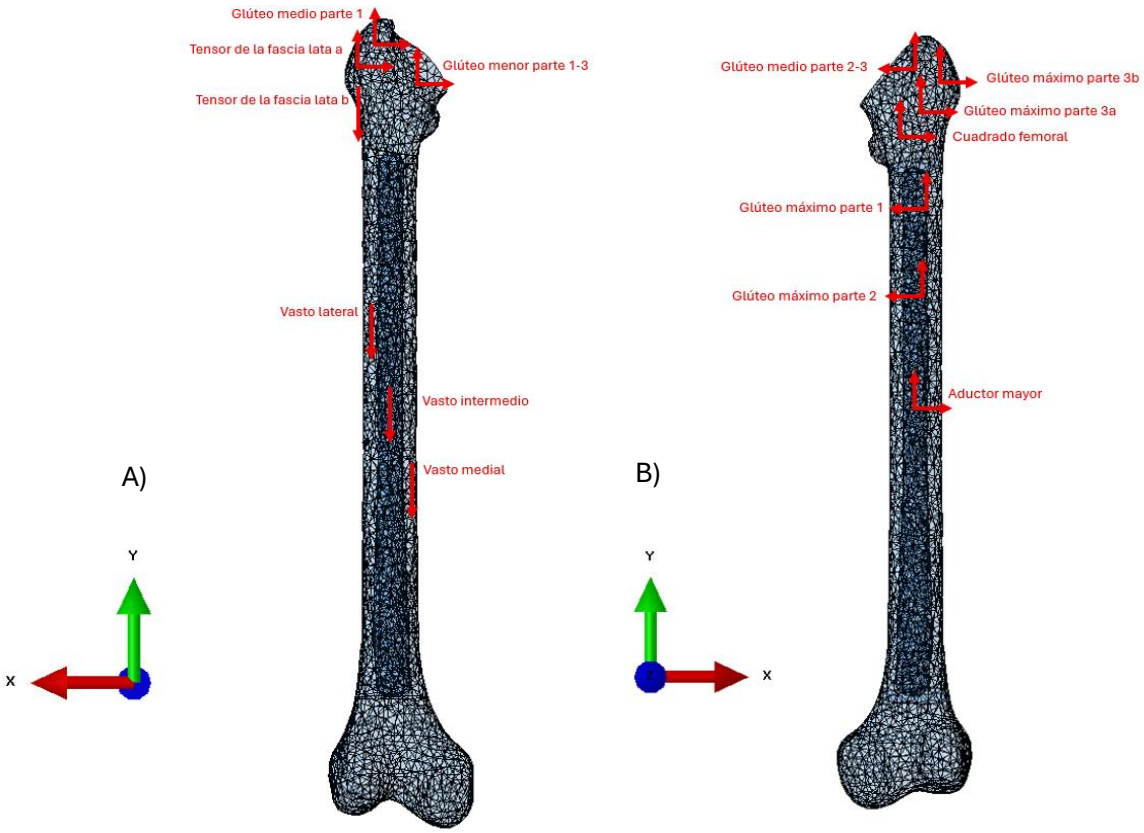


Figura 4.10: Fuerzas musculares aplicadas sobre el modelo femoral durante la fase de apoyo de la marcha: A) vista medial y B) vista lateral. Las flechas indican la dirección de aplicación de las fuerzas musculares empleadas.

A pesar de que los 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)[49], los músculos glúteo medio y glúteo máximo favorecen la estabilidad durante el ciclo de la marcha.

Por otro lado, el glúteo máximo presenta una activación prolongada durante la fase de apoyo medio, lo que sugiere una contribución asociada a la resistencia pasiva de los flexores de la cadera, influyendo en la reducción de la extensión de la cadera[49].

Este comportamiento se complementa con lo reportado por Semciw et al. [50], quienes indican que durante la marcha el glúteo menor presenta un patrón de activación bifásico en la fase de apoyo. En particular, su porción posterior alcanza mayores niveles de esfuerzo durante el primer 20% del ciclo de marcha, mientras que la porción anterior presenta su pico de activación en la fase de apoyo media a tardía (20–60% del ciclo).

Lo anterior se corrobora en este estudio mediante el análisis de las distribuciones de esfuerzos en las zonas de la prótesis Charnley próximas a la aplicación de las fuerzas musculares, específicamente en las regiones asociadas a los músculos glúteo máximo parte 1, glúteo máximo parte 2, glúteo máximo parte 3a, glúteo máximo parte 3b, glúteo medio parte 1, glúteo medio parte 2-3 y glúteo menor parte 1-3. Las distribuciones de esfuerzos correspondientes para los modelos con y sin fuerzas musculares se presentan en las Figuras 4.11 y 4.12, respectivamente.

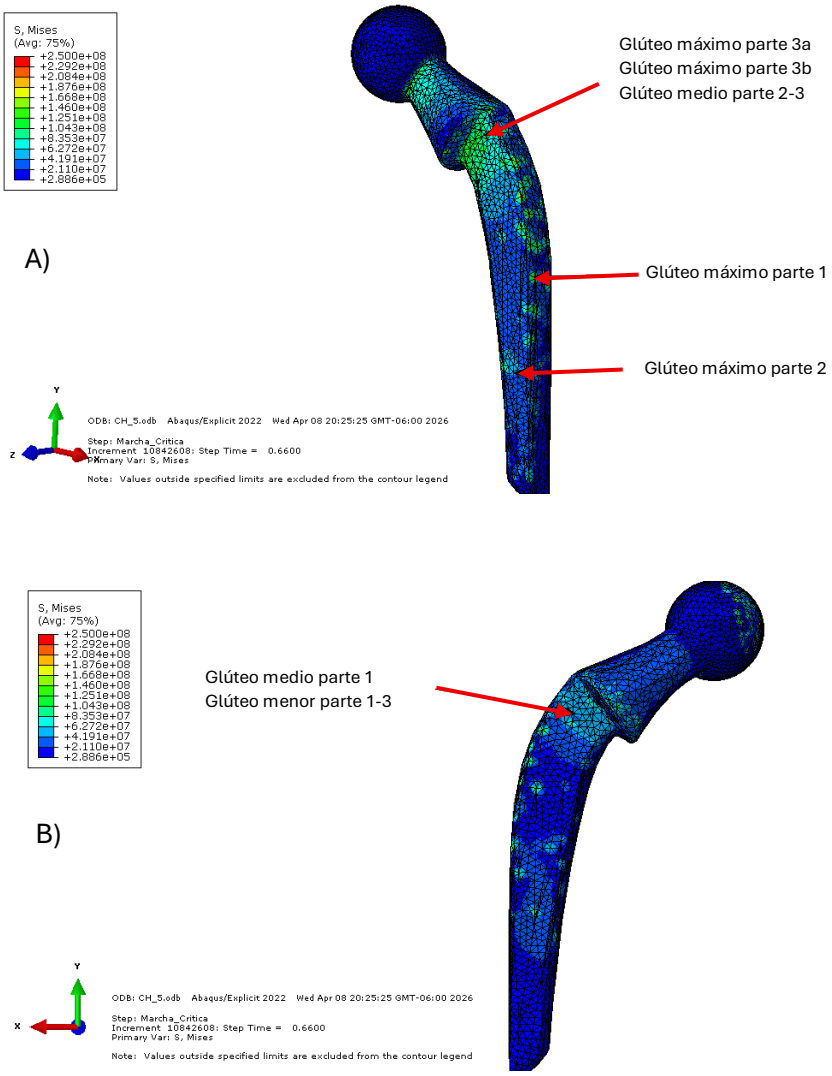


Figura 4.11: Distribución de esfuerzos sobre la prótesis Charnley. Modelo con fuerzas musculares. A) Distribución de esfuerzos con acción del glúteo máximo y glúteo medio. B) Distribución de esfuerzos con acción del glúteo medio y glúteo menor

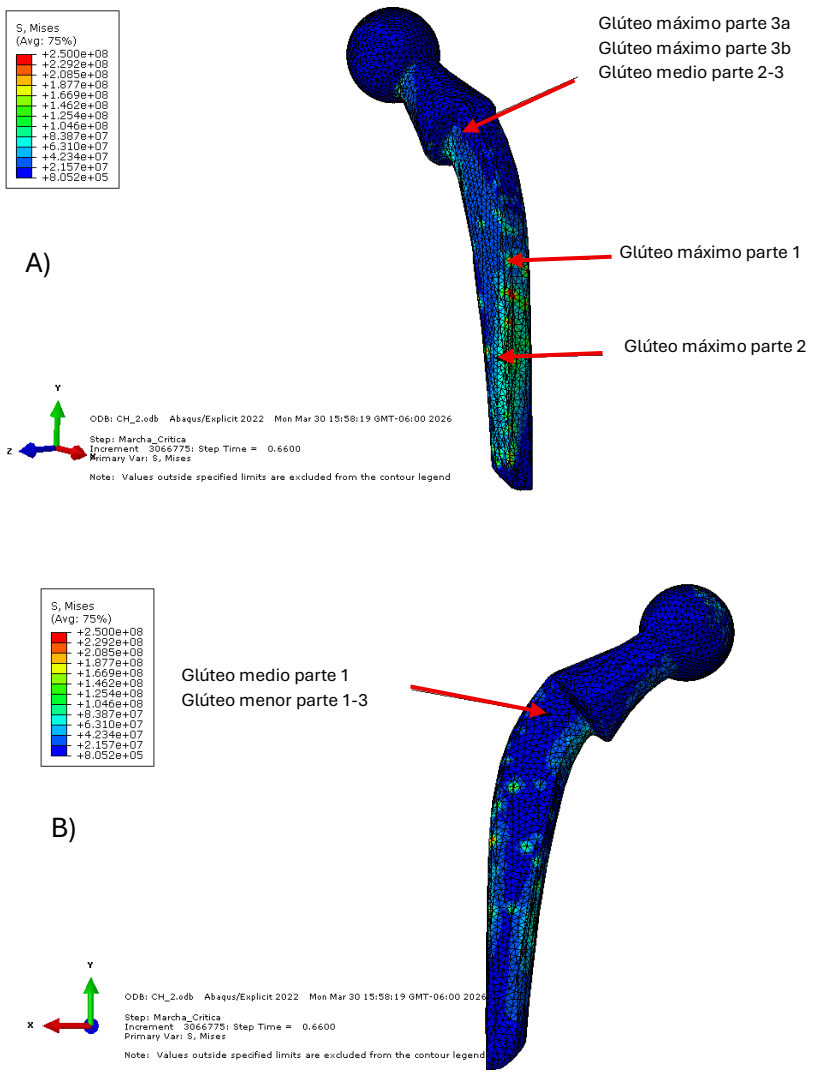


Figura 4.12: Distribución de esfuerzos sobre la prótesis Charnley. Modelo sin fuerzas musculares. A) Distribución de esfuerzos con acción del glúteo máximo y glúteo medio. B) Distribución de esfuerzos con acción del glúteo medio y glúteo menor

En la Figura 4.11 A) se presenta una mayor distribución de esfuerzos en comparación con la Figura 4.11 B), particularmente en las zonas asociadas a los músculos glúteo máximo parte 3a, glúteo máximo parte 3b y glúteo medio parte 2-3, respecto a las regiones correspondientes al glúteo medio parte 1 y glúteo menor parte 1-3. Esta distribución puede relacionarse con la acción del glúteo medio, el cual genera un momento de abducción que contrarresta el momento opuesto producido por el centro de masa de la cadera. Dicho mecanismo favorece una distribución más simétrica de los esfuerzos en el cuello femoral, en comparación con el modelo que no considera fuerzas musculares.

Asimismo, la distribución de esfuerzos en el vástago femoral resulta más uniforme en el modelo con fuerzas musculares respecto al modelo sin estas fuerzas. Esto puede atribuirse a que los músculos glúteo máximo y glúteo medio generan una resistencia pasiva frente a la acción de los flexores de cadera, ocasionando menores concentraciones de esfuerzo durante la extensión de la cadera y contribuyendo a una mayor estabilidad del sistema.

Se analizaron los desplazamientos asociados a los nodos localizados en dichas zonas, cuyos valores máximos se muestran en la Tabla 4.2. Como complemento de este análisis, en la Figura 4.13 se ilustra el desplazamiento resultante obtenido para ambos modelos.

Tabla 4.2: Desplazamientos máximos de la prótesis Charnley.

Dirección de desplazamiento, respecto al sistema de referencia global	Desplazamiento [mm]	
	Modelo con fuerzas musculares	Modelo sin fuerzas musculares
U1 (x)	0.06	0.12
U2 (y)	0.05	0.15
U3 (z)	0.20	0.25

En la Tabla 4.2 se comprueba nuevamente que la inclusión de las fuerzas musculares favorece la estabilidad del modelo. Al considerar la acción de los músculos glúteos, se obtienen menores desplazamientos, particularmente en las direcciones U1 y U2, asociadas principalmente al movimiento de flexión de cadera.

En el caso del desplazamiento en la dirección U3, relacionada con los movimientos de aducción y abducción de cadera, no se observaron mayores reducciones en los valores de desplazamiento. No obstante, sí se identificaron distribuciones de esfuerzos más favorables, especialmente en las regiones correspondientes al vástago y al cuello femoral.

Por otra parte, en la Figura 4.13 se observa que el desplazamiento resultante sobre la prótesis Charnley presenta una distribución más uniforme al incluir las fuerzas musculares. En contraste, cuando estas no son consideradas, el desplazamiento se concentra en mayor medida en la zona distal de la prótesis, principalmente en la dirección U3.

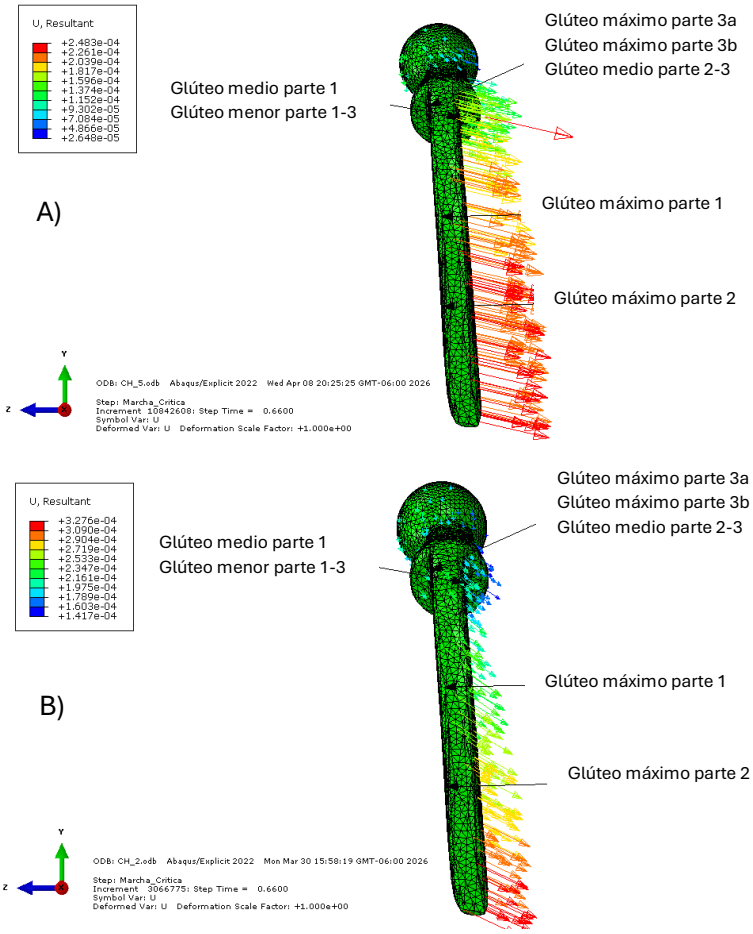


Figura 4.13: Desplazamiento resultante de la prótesis Charnley. A) Modelo con fuerzas musculares. B) Modelo sin fuerzas musculares.

Para complementar el análisis de la distribución de esfuerzos a lo largo del fémur, se definió un patrón en Abaqus®, con el objetivo de evaluar la variación de los esfuerzos de von Mises en distintas regiones de la prótesis. Dicho patrón se extiende desde la cabeza femoral hasta la zona distal del vástago. En la Figura 4.14 se muestra el recorrido analizado. Las gráficas obtenidas para los modelos con y sin fuerzas musculares se muestran en la Figura 4.15.

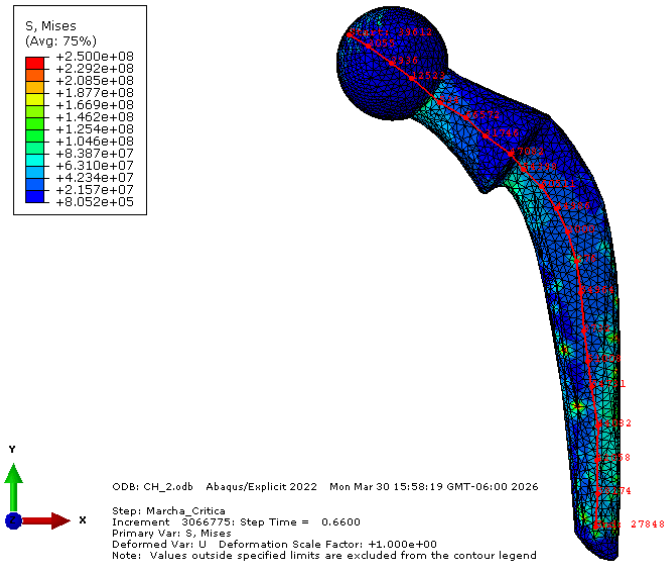


Figura 4.14: Patrón para la prótesis Charnley.

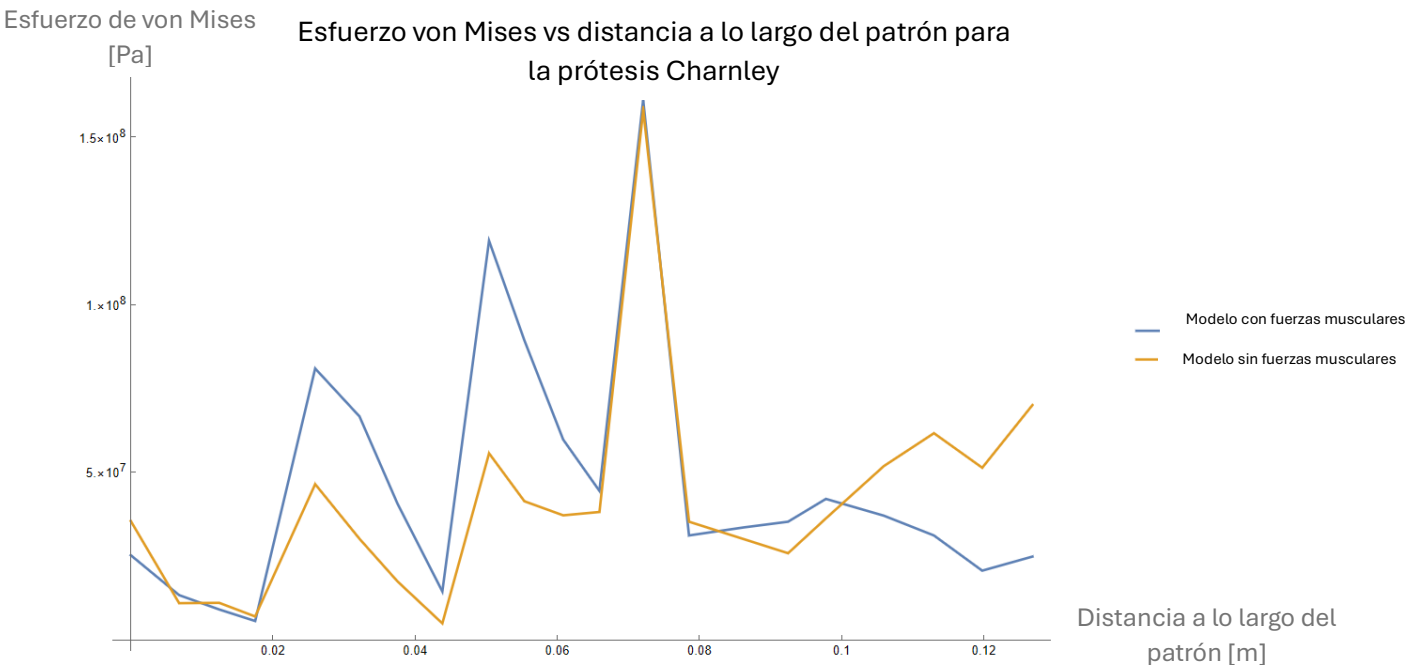


Figura 4.15: Esfuerzo de von Mises vs distancia a lo largo del patrón para la prótesis Charnley.

En la Figura 4.15 se observa que la inclusión de fuerzas musculares no solo modifica la magnitud de los esfuerzos de von Mises, sino también su distribución a lo largo del patrón analizado. En particular, el modelo con fuerzas musculares presenta una distribución más homogénea de los esfuerzos, resultado de la redistribución de las cargas generada por la acción de los músculos.

Esta condición reduce las concentraciones de esfuerzo en regiones específicas de la prótesis y representa de manera más realista el comportamiento mecánico durante la marcha. En contraste, el modelo sin fuerzas musculares presenta mayores concentraciones localizadas de esfuerzo, al no considerar el efecto estabilizador y redistributivo de las fuerzas musculares, lo que puede conducir a una estimación menos representativa del estado real de esfuerzos del componente.

Para el análisis de las regiones críticas, se identificaron tres zonas principales de la prótesis: la cabeza femoral, el cuello femoral y el vástago. Asimismo, se realizó una comparación entre los resultados obtenidos para el modelo que considera fuerzas musculares y el modelo que no las incluye.

En la Tabla 4.3 se presentan los esfuerzos máximos registrados en las zonas de la cabeza, el cuello y el vástago femoral para ambos modelos.

Tabla 4.3: Esfuerzos máximos de von Mises en diferentes zonas de la prótesis Charnley.

	Para 10 % marcha		Para 30 % marcha		Para 45 % marcha	
Zona	**σ_{Max} von Mises [MPa], sin músculos**	**σ_{Max} von Mises [MPa], con músculos**	**σ_{Max} von Mises [MPa], sin músculos**	**σ_{Max} von Mises [MPa], con músculos**	**σ_{Max} von Mises [MPa], sin músculos**	**σ_{Max} von Mises [MPa], con músculos**
Cabeza femoral	86.6	125	138	222	200	600
Cuello femoral	42.3	60.7	65.8	112	100	175
Vástago femoral	110	98.2	98.2	175	325	275

De acuerdo con la literatura [51], [52], los valores máximos de esfuerzo obtenidos corresponden a singularidades numéricas inherentes al modelo de elementos finitos, asociadas a cambios geométricos bruscos, condiciones de contorno puntuales o regiones de contacto. Por esta razón, los picos de aproximadamente 600 MPa en la cabeza femoral del modelo con fuerzas musculares y de 325 MPa en el vástago femoral del modelo sin musculatura, ambos para el 45% de la marcha, no se consideran representativos del comportamiento físico real del implante. En estos casos, la evaluación estructural se basa en la distribución de esfuerzos en las regiones cercanas, donde los valores son más estables y físicamente representativos. Una explicación más detallada de este fenómeno se presenta en el subtema 4.5.

En los resultados obtenidos en la Tabla 4.3 se muestra que la inclusión de fuerzas musculares introduce cargas adicionales y modifica la transferencia de esfuerzos dentro de la prótesis Charnley.

Debido a ello, se observan mayores concentraciones de esfuerzo en regiones proximales como la cabeza y el cuello femoral, zonas directamente relacionadas con la transmisión de fuerzas articulares y musculares durante el ciclo de marcha.

En contraste, el vástago femoral presenta variaciones menos uniformes, lo que evidencia una redistribución de cargas a lo largo de la prótesis. Este comportamiento confirma que las fuerzas musculares no solo estabilizan el sistema, sino que también alteran la distribución interna de esfuerzos de manera más representativa de las condiciones fisiológicas reales. Asimismo, los valores máximos obtenidos permanecen por debajo del esfuerzo de fluencia del material ($840\ MPa$), por lo que el comportamiento estructural continúa dentro del rango elástico.

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 [27], [32], [35], los cuales la ubican aproximadamente en la zona superior de la copa acetabular en la dirección de la carga. Este comportamiento constituye uno de los factores que influyen en el desgaste de la copa, el cual será relacionado en el subtema 4.4. La magnitud del esfuerzo máximo de von Mises (en la cabeza femoral) podría estar asociada a una singularidad numérica; no obstante, la inclusión de fuerzas musculares permite identificar con mayor precisión las zonas críticas relacionadas con el inicio del desgaste de la copa acetabular. En la Figura 4.16 se muestra dicha región para ambos modelos.

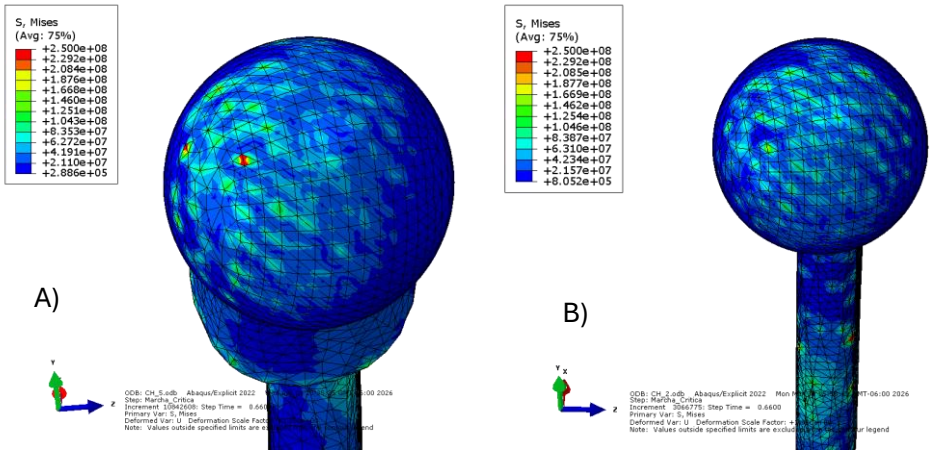


Figura 4.16: Esfuerzo de von Mises en la cabeza femoral Charnley. A) Modelo con fuerzas musculares. B) Modelo sin fuerzas musculares.

4.3 Distribución de esfuerzos en el fémur.

A lo largo de este subtema se analizan 2 parámetros principales: los esfuerzos principales máximos y mínimos en el fémur, haciendo énfasis en su localización y en su distribución con y sin la influencia de las fuerzas musculares; la identificación de zonas con bajos niveles de esfuerzo y su relación con el fenómeno de stress shielding, en comparación con la literatura.

Para el análisis de los esfuerzos principales, se seleccionó una vista lateral del fémur en la condición más crítica del ciclo de marcha.

En la Figura 4.17 se observa una diferencia clara en la distribución de los esfuerzos principales mínimos para A) Modelo sin fuerzas musculares y B) Modelo con fuerzas musculares. En ausencia de musculatura, el fémur presenta predominantemente esfuerzos compresivos distribuidos de manera más homogénea a lo largo de la diáfisis femoral. En contraste, al incluir las fuerzas musculares se aprecia un incremento en la magnitud y una redistribución más localizada de los esfuerzos, particularmente en la región proximal y distal, además de la presencia de zonas combinadas de compresión y tensión. Este comportamiento sugiere que la acción muscular introduce cargas adicionales que generan gradientes de esfuerzo más pronunciados y una condición biomecánica más representativa del ciclo de marcha. Dicho patrón es consistente con el comportamiento biomecánico real del fémur, donde la contribución muscular juega un papel fundamental en la transferencia y redistribución de cargas [53]. Ante cargas externas, los músculos generan fuerzas de tracción que incrementan la compresión axial del hueso y absorben gran parte del momento mecánico de la extremidad, pudiendo transmitir más del 70% de este. De esta manera, los músculos ayudan a disminuir los momentos flectores sobre el hueso, actuando como un mecanismo de protección estructural [54].

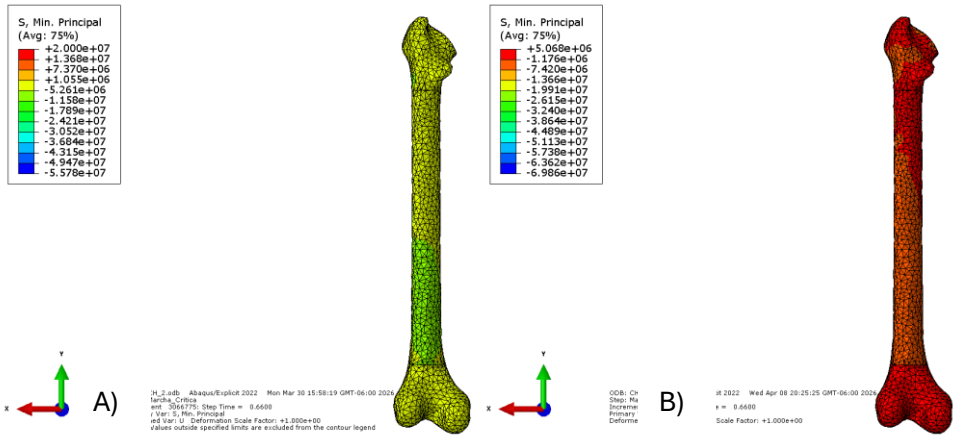


Figura 4.17: Esfuerzos principales mínimos. A) Modelo sin fuerzas musculares B) Modelo con fuerzas musculares.

En cuanto a los esfuerzos principales máximos, no se observaron diferencias significativas ni en la magnitud ni en la distribución al comparar los modelos con y sin fuerzas musculares, como se observa en la Figura 4.18.

En ambos casos, los valores máximos se mantienen en rangos similares (6.3 MPa) y con patrones de localización prácticamente idénticos, lo que sugiere que la inclusión de la musculatura no modifica de manera relevante los estados de esfuerzo tensional en el fémur para la condición analizada. Esto indica que su influencia es más significativa en los esfuerzos compresivos.

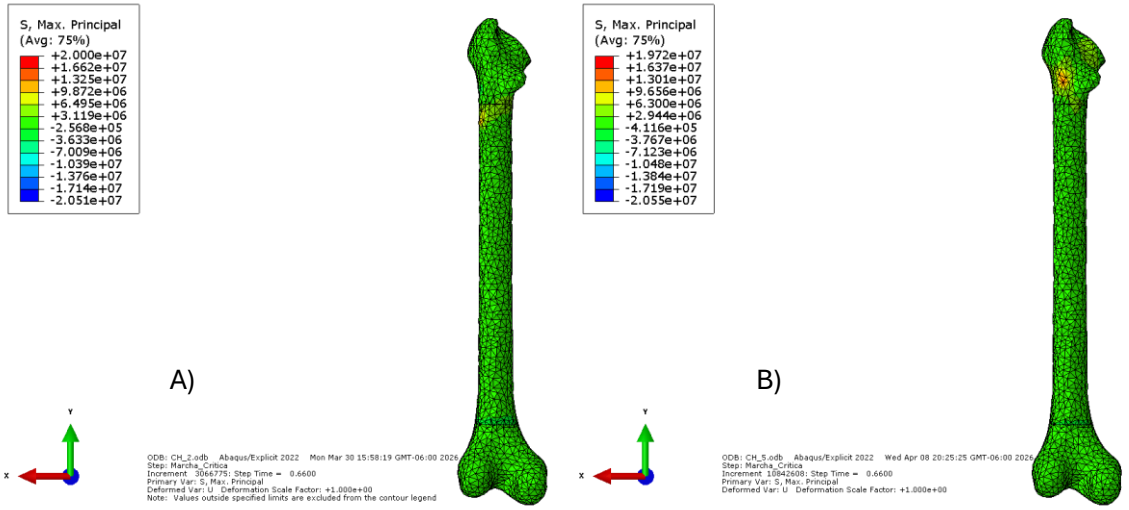


Figura 4.18: Esfuerzos principales máximos. A) Modelo sin fuerzas musculares B) Modelo con fuerzas musculares.

De acuerdo con el estudio de Naghavi et al. [55], una de las principales complicaciones postoperatorias es el aflojamiento aséptico, el cual puede originarse por cuatro mecanismos: fallo mecánico del implante o del cemento, introducción de partículas de desgaste en la intercara, micro movimientos en la intercara y la protección ósea contra el esfuerzo (stress shielding).

Entre estos, el stress shielding se identifica como la principal causa de aflojamiento aséptico a largo plazo, debido a una transferencia de carga insuficiente entre el hueso y el implante. Desde la teoría de la elasticidad y el principio de transferencia de carga (load sharing), cuando dos materiales unidos rígidamente presentan módulos de elasticidad significativamente diferentes, la carga se distribuye de acuerdo con su rigidez axial ($E \cdot A$), donde E es el módulo de elasticidad del material y A el área transversal resistente. En consecuencia, el vástago metálico, al poseer una rigidez axial considerablemente mayor que la del hueso cortical, soporta una mayor proporción de la carga mecánica, reduciendo la solicitación transmitida al tejido óseo.

Huiskes et al.[56] demostraron que la rigidez del vástago constituye un factor determinante en el fenómeno de stress shielding y la remodelación ósea, observando que los vástagos con menor módulo de elasticidad favorecen una mayor transferencia de carga hacia el hueso y reducen la reabsorción ósea, mientras que un incremento en la rigidez del implante intensifica el stress shielding. Asimismo, reportaron un compromiso de diseño entre la disminución del stress shielding y el incremento de los esfuerzos en la interfaz hueso–implante, como se muestra en la Figura 4.19. Como consecuencia, la disminución del estímulo mecánico provoca reabsorción ósea por desuso, de acuerdo con la ley de Wolff[57], la cual establece que el tejido óseo se adapta a las cargas mecánicas que experimenta: un incremento en la solicitación favorece la formación ósea, mientras que una disminución de la carga conduce a la reabsorción del tejido.

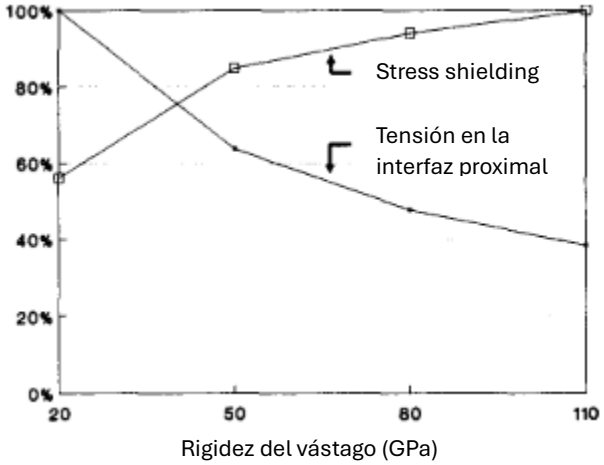


Figura 4.19: Relación entre la rigidez del vástago, stress shielding y esfuerzos en la interfaz[56].

En condiciones postoperatorias, una fracción significativa de la carga es soportada por el implante, reduciendo la solicitación mecánica en el hueso circundante. Esta alteración en el perfil de esfuerzos favorece la pérdida de densidad mineral ósea en la intercara hueso-implante, lo que puede derivar en la pérdida de contacto efectivo entre ambas superficies y, en consecuencia, en el aflojamiento del implante [55].

Para el análisis de stress shielding, se compararon los esfuerzos de von Mises obtenidos en la región proximal del fémur con los reportados por Mo et al. [58], quienes evaluaron este parámetro bajo diferentes condiciones de carga, incluyendo la marcha. En dicho estudio se reportan valores en un rango de $33.14\ MPa$ a $70.61\ MPa$.

La justificación del uso del parámetro de esfuerzo de von Mises se respalda con el estudio realizado por Yang et al. [59], en el cual se investigaron las diferencias entre modelar un fémur con propiedades isotrópicas y ortotrópicas. Los autores concluyeron que la diferencia máxima en el esfuerzo equivalente de von Mises fue de 13.25% en la región del cuello femoral de un fémur sin prótesis.

De manera complementaria, Antonio et al. [60] compararon el comportamiento de un fémur sin prótesis durante un ciclo de marcha, evaluando distintos modelos constitutivos del tejido óseo. Para el modelo isotrópico (Iso), las propiedades mecánicas fueron asignadas directamente a cada elemento de la malla. En contraste, el modelo ortotrópico (Ortho ML) requirió un procedimiento más elaborado, comenzando con un modelo ortotrópico inicial (Ortho), en el cual las propiedades ortotrópicas fueron alineadas arbitrariamente con el sistema de referencia global.

Los resultados mostraron que las diferencias en el esfuerzo equivalente de von Mises entre los modelos isotrópico y ortotrópico fueron despreciables. Sin embargo, las deformaciones equivalentes presentaron una mayor sensibilidad tanto al cambio de propiedades mecánicas como a la orientación de los ejes de ortotropía.

Estos hallazgos sugieren que, aunque la anisotropía del hueso influye de manera importante en la distribución de deformaciones, el esfuerzo de von Mises puede emplearse como un parámetro adecuado para evaluar la respuesta mecánica global del fémur en análisis biomecánicos.

Tabla 4.4: Valores máximo de von Mises y deformación para (Iso), (Ortho ML) y (Ortho) [60].

Material	Esfuerzo máximo de von Mises [MPa]	Deformación [mm/mm]
Iso	17.95	0.0020
Ortho	717.49	0.0022
Ortho ML	18.05	0.0023

En el presente trabajo, se definió un patrón a lo largo del fémur que atraviesa las zonas críticas, con el fin de capturar la variación de los esfuerzos a lo largo de la estructura. A partir de este análisis, se identificaron los valores críticos de esfuerzo y su localización para ambos modelos (con y sin fuerzas musculares), los cuales se presentan en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5: Esfuerzos máximos de von Mises en el fémur.

Modelo	Esfuerzo máximo de von Mises [MPa]	Ubicación
Modelo sin fuerzas musculares	7	Medial
Modelo con fuerzas musculares	7	Proximal

Al comparar con el estudio de Mo et al. [58], los esfuerzos obtenidos en el presente modelo (~ 7 MPa) son entre 4.7 y 10.1 veces menores que los reportados en condiciones fisiológicas de marcha (para un fémur sin prótesis). Esta diferencia cuantitativa evidencia una reducción en la transferencia de carga hacia el fémur.

En cuanto a la distribución, el modelo sin fuerzas musculares presenta el esfuerzo máximo localizado en la región medial, mientras que al incluir las fuerzas musculares este se desplaza hacia la zona proximal del fémur, mostrando un patrón más representativo de la condición fisiológica. Sin embargo, este cambio en la localización no implica un incremento en la magnitud de los esfuerzos. Esto último se muestra en la Figura 4.20. En conjunto, estos resultados indican la presencia de stress shielding, particularmente en la región proximal, donde los niveles de esfuerzo se mantienen por debajo de los valores fisiológicos esperados. Esto sugiere que una mayor proporción de la carga está siendo soportada por la prótesis, lo que puede inducir procesos de reabsorción ósea a largo plazo.

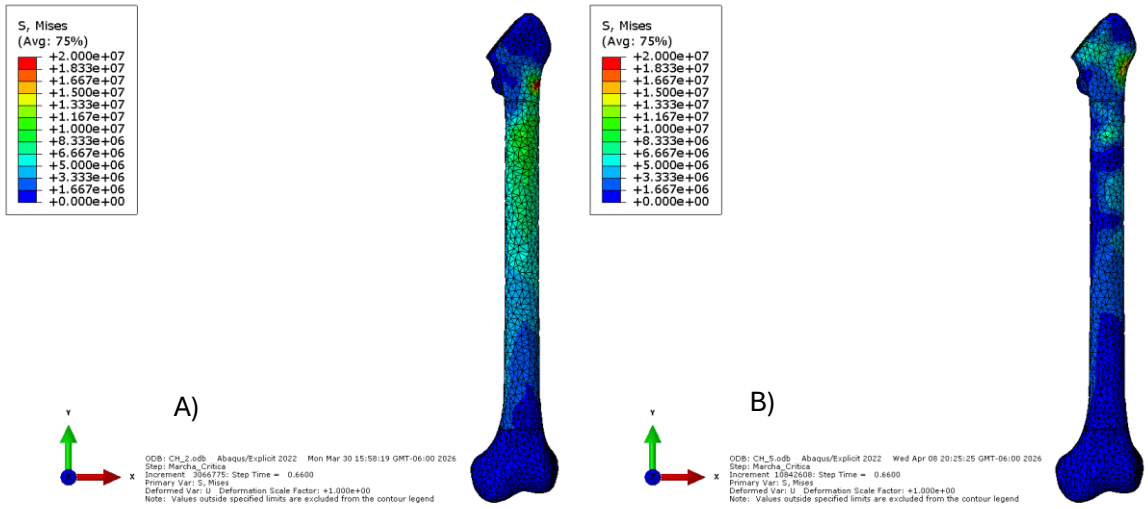


Figura 4.20: Esfuerzo von Mises en fémur. A) Modelo sin fuerzas musculares. B) Modelo con fuerzas musculares.

Asimismo, en la Figura 4.21 se evidencia que la prótesis absorbe la mayor parte de la carga mecánica en comparación con el fémur, observándose mayores concentraciones de esfuerzo de von Mises en la región protésica, particularmente en la zona proximal y en el cuello de la prótesis. Este comportamiento es característico del fenómeno de stress shielding, donde el implante presenta una rigidez superior al tejido óseo circundante, provocando una reducción en la transferencia de carga hacia el fémur.

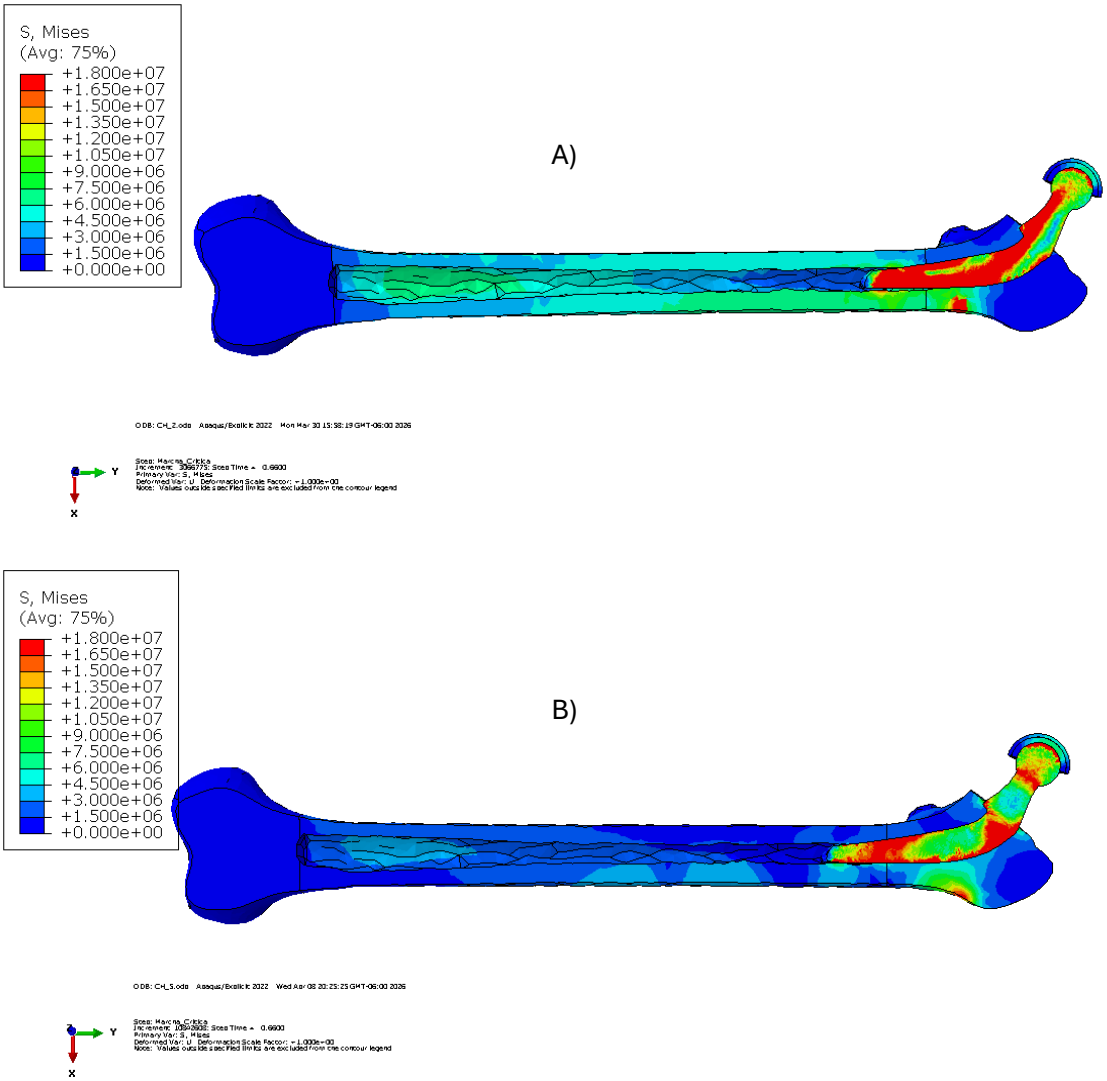


Figura 4.21: Distribución de esfuerzos de von Mises en el sistema fémur-prótesis mediante corte frontal. A) Modelo sin fuerzas musculares. B) Modelo con fuerzas musculares.

De acuerdo con Naghavi et al.[55], el uso de un termoplástico de ingeniería semicristalino de alto rendimiento (PEEK) en vástagos femorales muestra ventajas biomecánicas relevantes frente a aleaciones metálicas como Ti_6Al_4V. Debido a su menor rigidez, el implante de PEEK presenta una distribución de esfuerzos más cercana a la fisiológica, con una reducción del stress shielding del 104% y una disminución de la pérdida de masa ósea del 72% en comparación con implantes de titanio[55].

Este comportamiento se atribuye principalmente a que el módulo de elasticidad del PEEK se aproxima al del hueso cortical ($\sim 1 - 30\, GPa$), lo que favorece una transferencia de carga más eficiente hacia el fémur proximal. Como resultado, se reduce la reabsorción ósea asociada a la subcarga mecánica y se mejora la estabilidad a largo plazo del implante. Adicionalmente, aunque no constituye el mecanismo principal de mitigación del stress shielding, el estudio incorpora un diseño de vástago con superficie porosa ($\sim 50\%$ de porosidad y tamaño de poro $\sim 0.4\, mm$), lo cual promueve la osteointegración y contribuye a una mejor fijación biológica del implante.

En este contexto, los resultados obtenidos en el presente trabajo, donde se evidencian niveles de esfuerzo inferiores a los fisiológicos en la región proximal del fémur, refuerzan la necesidad de explorar alternativas de material que permitan una mejor transferencia de carga y, por ende, una reducción del fenómeno de stress shielding.

4.4 Presión de contacto en la copa acetabular.

Para el análisis de la copa acetabular, se evaluó la variable CPRESS, la cual representa 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 4.22 se presentan los resultados obtenidos para ambos modelos, considerando las condiciones con y sin fuerzas musculares, para cada una de las variables analizadas (CPRESS y von Mises).

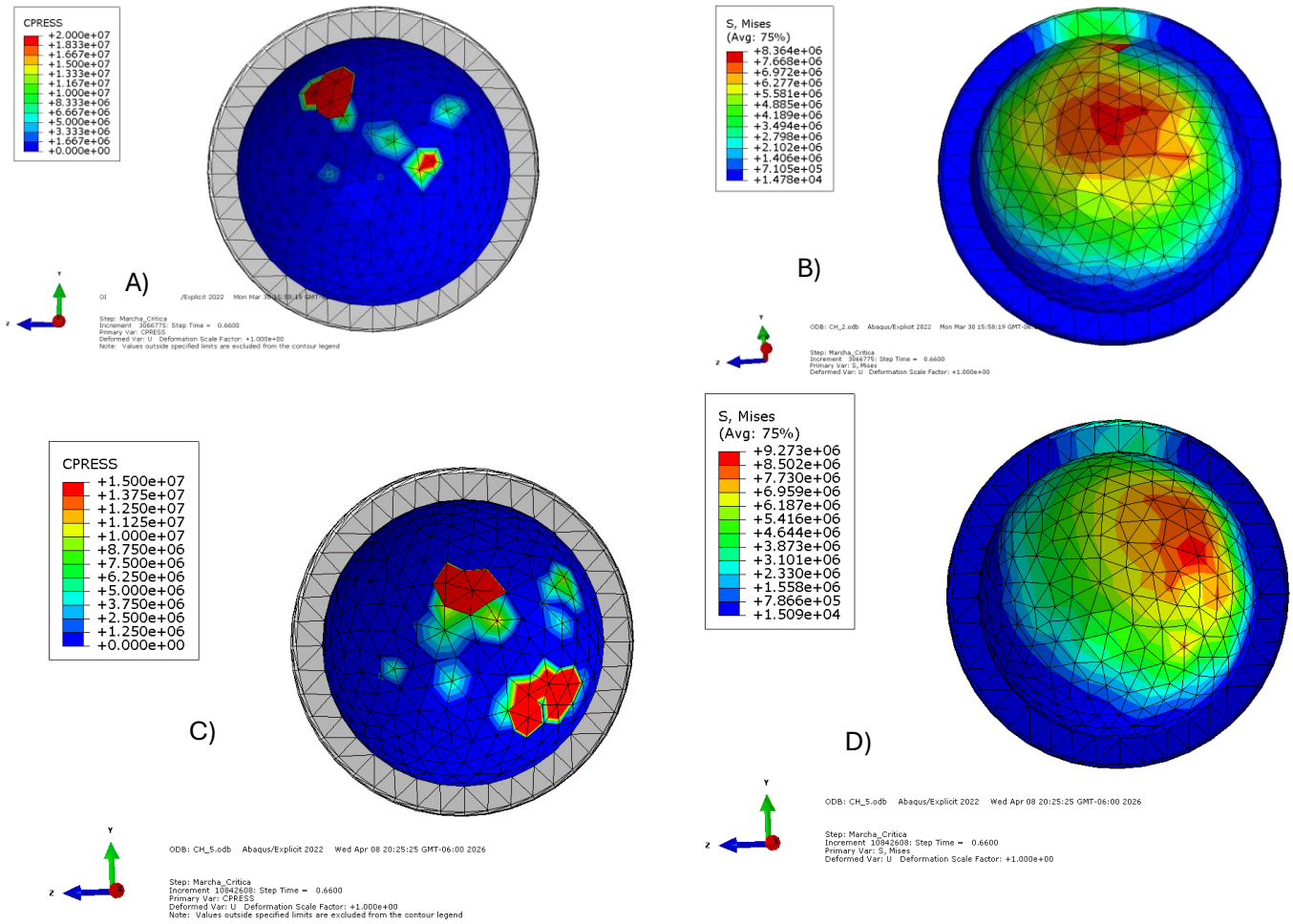


Figura 4.22: Las Figuras A) y B) corresponden al modelo sin fuerzas musculares, mientras que las Figuras C) y D) corresponden al modelo con fuerzas musculares. En ambos casos, se presentan los resultados de presión de contacto (CPRESS) y esfuerzo de von Mises, respectivamente.

Los esfuerzos y presiones máximas se presentan en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6: Esfuerzos y presiones máximas sobre la copa acetabular para $t = 0.66\ s$

Modelo	Esfuerzo máximo de von Mises [MPa]	CPRESS MAX [MPa]
Modelo sin fuerzas musculares	20	8.36
Modelo con fuerzas musculares	15	9.27

El modelo sin inclusión de fuerzas musculares presenta valores máximos de presión de contacto superiores, alcanzando aproximadamente 20MPa, además de una distribución altamente localizada. Este comportamiento sugiere una concentración de carga poco realista desde el punto de vista biomecánico, lo cual podría sobreestimar el potencial de desgaste en regiones puntuales de la copa acetabular.

Por otro lado, el modelo con fuerzas musculares muestra una reducción en los valores máximos de CPRESS, situándose alrededor de 15 MPa, así como una distribución de contacto más uniforme y extendida sobre la superficie de la copa.

Este patrón es más consistente con el comportamiento fisiológico de la articulación durante la marcha, donde las fuerzas musculares contribuyen a estabilizar la articulación y redistribuir las cargas.

En cuanto al esfuerzo de von Mises, ambos modelos presentan valores dentro del mismo orden de magnitud; sin embargo, el modelo con fuerzas musculares exhibe una distribución más gradual y menos concentrada, lo que indica una respuesta estructural más realista del material. Diversos estudios[32]reportaron valores máximos de von Mises y CPRESS entre $7 - 12\ MPa$ y $11 - 17\ MPa$, respectivamente, lo que permite observar que el modelo con fuerzas musculares se encuentra dentro de los rangos esperados, a diferencia del modelo sin músculos que tiende a sobreestimar las presiones de contacto.

En este contexto, la inclusión de fuerzas musculares permite obtener una representación más realista de las condiciones de carga en la articulación, ya que no solo modifica la magnitud de las presiones de contacto, sino que promueve una redistribución más uniforme de las cargas sobre la superficie de la copa, favoreciendo una distribución más homogénea de las presiones de contacto. Esto resulta particularmente relevante en el análisis del desgaste, debido a que, conforme a la ley de Archard, la magnitud y distribución de la presión de contacto influyen directamente en la tasa de pérdida de material.

4.5 Evaluación ingenieril del desempeño del implante.

A lo largo de este subtema se presenta una evaluación ingenieril del desempeño del implante, haciendo uso de los resultados previamente obtenidos en el presente trabajo. En particular, se analizan variables clave como el esfuerzo de von Mises, la presión de contacto (CPRESS) y la distribución de esfuerzos bajo condiciones con y sin la inclusión de fuerzas musculares.

El esfuerzo de fluencia se define como la tensión máxima que un material puede soportar antes de experimentar deformaciones permanentes. Para el caso de la prótesis tipo Charnley, fabricada a partir de una aleación de $Co - Ni - Cr - Mo\ (forjado)$, este valor es aproximadamente de 840 MPa [37].

A partir de este valor, se puede determinar un factor de seguridad a partir del esfuerzo máximo de von Mises para el modelo sin y con fuerzas musculares, como se muestra en la ecuación 4.1 y 4.2, respectivamente.

A partir de este valor, se determinó el factor de seguridad mediante la relación entre el esfuerzo de fluencia y el esfuerzo de von Mises para los modelos con y sin fuerzas musculares, como se muestra en las ecuaciones 4.10 y 4.11, respectivamente. En el modelo con fuerzas musculares, aunque el esfuerzo máximo de von Mises alcanzó un valor de 600 MPa, este se presentó en un nodo altamente localizado, previamente identificado como una singularidad numérica. Debido a que dicho valor no representa el estado real de esfuerzos del implante, el factor de seguridad se determinó utilizando el esfuerzo estabilizado de 82.7 MPa, correspondiente a la distribución de esfuerzos en la región crítica del implante.

$$Factor\ de\ seguridad\ (\text{sin}\ fuerzas\ musculares) = \frac{\sigma_{0.2\%}}{\sigma_{Max\ von\ Mises}} = \frac{840\ MPa}{325\ MPa} = 2.58 \qquad (Ecuación\ 4.10)$$

$$Factor\ de\ seguridad\ (\text{con}\ fuerzas\ musculares) = \frac{\sigma_{0.2\%}}{\sigma_{Max\ von\ Mises}} = \frac{840\ MPa}{82.7 MPa} = 10.4 \qquad (Ecuación\ 4.11)$$

Donde:
$\sigma_{0.2\%}$ *= Es el esfuerzo de fluencia [MPa].*
$\sigma_{Max\ von\ Mises} =$ *Es el esfuerzo máximo de von Mises en la cabeza femoral [MPa].*

Los factores de seguridad obtenidos fueron de 2.58 para el modelo sin fuerzas musculares y de 10.15 para el modelo con fuerzas musculares. En ambos casos, el implante opera por debajo del esfuerzo de fluencia del material, indicando un comportamiento estructural seguro. Asimismo, la inclusión de fuerzas musculares produjo una distribución de esfuerzos más homogénea, reduciendo concentraciones artificiales y proporcionando una representación biomecánica más realista de las condiciones de carga.

De acuerdo con la literatura [51], [52], las singularidades numéricas son inherentes al método de los elementos finitos y suelen estar asociadas con cambios geométricos bruscos, condiciones de contorno puntuales o regiones de contacto. A diferencia de una concentración de esfuerzos física, este tipo de singularidades incrementa al refinar la malla y no converge a un valor estable. Por esta razón, el valor máximo localizado de 600 MPa no se consideró representativo del comportamiento mecánico del implante. En consecuencia, la evaluación de la integridad estructural se realizó considerando la distribución de esfuerzos en las regiones adyacentes al punto singular, donde los resultados presentan un comportamiento estable y físicamente representativo.

De acuerdo con los valores de CPRESS obtenidos sin fuerzas musculares (8.36 MPa) y al incluirlas (9.27 MPa) y con las distribuciones analizadas en el subtema 4.4, estos resultados pueden asociarse con la ley de Archard [61]. En este sentido, un incremento en la presión de contacto local (CPRESS) podría inducir un aumento en la profundidad de desgaste normal a la superficie.

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

En el presente trabajo se desarrolló y evaluó un modelo biomecánico por elementos finitos de una prótesis total de cadera tipo Charnley®, con el objetivo de analizar la distribución de esfuerzos, desplazamientos y presiones de contacto bajo condiciones fisiológicas de marcha, considerando la influencia de las fuerzas musculares. La verificación de estabilidad numérica realizada mediante el análisis energético y la comparación con resultados reportados en la literatura permitió confirmar la estabilidad y confiabilidad del modelo, obteniéndose esfuerzos de von Mises dentro del mismo orden de magnitud que estudios previos.

Los resultados demostraron que la inclusión de fuerzas musculares modifica la transferencia de carga y el comportamiento mecánico del sistema implante–fémur. El análisis de equilibrio de fuerzas y momentos mostró que las fuerzas musculares aplicadas en el trocánter mayor generan un sistema de cargas cuyo momento predominante alrededor del eje X actúa en sentido opuesto al momento flector producido por la carga articular transmitida a través de la cabeza femoral. La superposición de ambos efectos reduce la flexión resultante sobre el cuello y el vástago de la prótesis, favoreciendo un estado de carga con mayor componente de compresión. Como consecuencia, se obtiene una redistribución más uniforme de los esfuerzos, desplazamientos y presiones de contacto en la copa acetabular, representando de manera más realista las condiciones mecánicas durante la marcha y evitando las concentraciones artificiales de esfuerzos presentes en modelos que no consideran la acción de la musculatura.

A nivel estructural, los resultados mostraron que el implante operó dentro del régimen elástico del material en ambos modelos, obteniéndose factores de seguridad de 2.58 para el modelo sin fuerzas musculares y de 10.15 para el modelo con fuerzas musculares, calculados a partir de los esfuerzos representativos de las regiones críticas del implante. Aunque se identificaron esfuerzos máximos localizados asociados a singularidades numéricas en las zonas de contacto, estos fueron reconocidos como fenómenos inherentes al método de los elementos finitos y no como indicadores de falla mecánica. Por ello, la evaluación de la integridad estructural se fundamentó en la distribución estabilizada de esfuerzos y no únicamente en los valores máximos puntuales, concluyendo que la inclusión de fuerzas musculares favorece una distribución más homogénea de la carga y un incremento significativo del margen de seguridad del implante.

Por otra parte, el análisis del fémur mostró una reducción de los esfuerzos en la región proximal respecto a los valores fisiológicos reportados para un fémur sano, lo que es consistente con el fenómeno de stress shielding. Sin embargo, esta respuesta también puede estar influenciada por las simplificaciones del modelo numérico, particularmente por la utilización de una interacción tipo TIE entre el implante y el fémur y por la ausencia de la capa de PMMA, las cuales incrementan la rigidez de la interfaz y pueden modificar la transferencia de carga hacia el tejido óseo. En este sentido, futuros trabajos podrían evaluar modelos que representen explícitamente la interfaz implante-cemento-hueso o empleen formulaciones de contacto más realistas para determinar con mayor precisión la magnitud del stress shielding observado.

En el análisis de la copa acetabular, la inclusión de fuerzas musculares produjo distribuciones de presión de contacto más homogéneas y una reducción de las concentraciones locales de CPRESS. Desde una perspectiva cualitativa, este comportamiento es consistente con la ley de Archard, la cual establece que el desgaste está directamente relacionado con la presión de contacto[62]. En este sentido, la redistribución de presiones observada sugiere una menor tendencia al desgaste localizado del inserto de UHMWPE y, potencialmente, una mejora en la vida útil del implante.

Asimismo, el presente trabajo permitió identificar diversas áreas de mejora para futuras investigaciones. Se recomienda realizar estudios sistemáticos de convergencia de malla, optimizando el refinamiento local en las zonas de contacto y evaluando parámetros de calidad de los elementos, como la relación de aspecto (Aspect Ratio), la distorsión angular y otros indicadores de calidad de malla, con el propósito de minimizar singularidades numéricas y obtener distribuciones de esfuerzo más estables. Asimismo, sería conveniente modelar explícitamente la interfaz implante–cemento–hueso mediante una capa de PMMA y considerar modelos viscoelásticos para representar con mayor fidelidad el comportamiento mecánico del sistema.

Finalmente, los resultados obtenidos demuestran que la consideración de fuerzas musculares constituye un factor fundamental para lograr modelos biomecánicos más representativos y confiables en el análisis de prótesis totales de cadera. La metodología desarrollada en este trabajo proporciona una base útil para futuras investigaciones orientadas a la optimización geométrica, selección de materiales y evaluación del desempeño mecánico de implantes ortopédicos, contribuyendo al diseño de prótesis con una mejor transferencia de carga, mayor estabilidad estructural y una vida útil más prolongada.

REFERENCIAS

[1] Instituto Mexicano del Seguro Social, “Manejo Médico Integral de Fractura de Cadera En el Adulto Mayor”. Consultado: el 16 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/236GRR.pdf

[2] B. M. Wroblewski, P. D. Siney, y P. A. Fleming, “The principle of low frictional torque in the Charnley total hip replacement”, *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 91-B, núm. 7, pp. 855–858, 2009, doi: doi:10.1302/0301-620X.91B7.22027.

[3] R. Azucas y C. Serrano, “Articulación coxofemoral”. Consultado: el 20 de mayo de 2026. [En línea]. Disponible en: https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-coxofemoral

[4] J. Vasković y B. Navarro, “Cadera y muslo (anatomía)”. Consultado: el 20 de mayo de 2026. [En línea]. Disponible en: https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/cadera-y-muslo

[5] N. Martínez, “Anatomía Extremidad inferior”. Consultado: el 16 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.resistanceinstitute.com/academy/_pdfs_a4uL4s5/miembro_inferior.pdf

[6] C. Serrano y A. Torres, “Fémur: Anatomía, partes, músculos | Kenhub”. Consultado: el 17 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/femur-anatomia

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

[8] Castillo; Roberto, “Sobre la prótesis de cadera: necesitas saber esto”. Consultado: el 30 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: https://fisiolution.com/protesis-cadera-informacion/

[9] A. Echavarría, “Una perspectiva de los biomateriales vista desde un diseño específico: la prótesis total de cadera”, Diciembre, Colombia, dic. 2003. Consultado: el 18 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: https://bibliotecadigital.udea.edu.co/server/api/core/bitstreams/918bd5c7-6ee6-4967-bfe3-7182c29cb422/content

[10] S. Fernández, J. Alonso, y D. Vaquero, “Capítulo 22-Prótesis Articulares. Clasificación y Complicaciones”. Consultado: el 17 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: https://unitia.secot.es/web/manual_residente/CAPITULO%2022.pdf

[11] Y. Moreno, “Estudio Biomecánico de Prótesis de Cadera”, mar. 2020. Consultado: el 17 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: http://eprints.uanl.mx/24384/1/1080328654.pdf

[12] F. Grieco, A. Pinto, y F. Jiménez, “Revisión de artroplastia total de cadera: epidemiologia en base a 10 años de experiencia”, 2015, Consultado: el 19 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.svcot.org/ediciones/2015/2/art-4/

[13] F. Gómez García, “Historia y desarrollo de la artroplastía de cadera. Una visión de sus aciertos, fallas y enseñanzas. (Primera parte)”, *Acta Ortop. Mex.*, vol. 35, núm. 4, pp. 369–383, 2021, doi: 10.35366/103319.

[14] F. Gómez García, “Tribología moderna en artroplastía total de cadera: pros y contras”, vol. 28, núm. 5, 2014, Consultado: el 19 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2306-41022014000500010

[15] G. Herrán, “Historia de la prótesis total de cadera”, SENDAGRUP. Consultado: el 17 de marzo de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.sendagrup.com/2014/06/16/historia-de-la-protesis-total-de-cadera/

[16] S. Rebollo González, A. Herrera Rodríguez, y L. Gracia Villa, “Influencia de la biomecánica en el remodelado óseo tras la implantación de un vástago femoral cementado”, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, 2012. [En línea]. Disponible en: http://zaguan.unizar.es

[17] O. A. Nercessian, G. Martin, R. P. Joshi, B. W. Su, y 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, núm. 2, pp. 162–167, 2005, doi: 10.1016/j.arth.2004.07.006.

[18] S. Hirose, H. Otsuka, T. Morishima, y 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, núm. 2, pp. 118–123, 2012, doi: 10.1007/s00776-011-0180-x.

[19] G. Vilagut *et al.*, “El Cuestionario de Salud SF-36 español: una década de experiencia y nuevos desarrollos”, *Gac Sanit*, vol. 19, núm. 2, pp. 135–50, 2005, Consultado: el 13 de abril de 2026. [En línea]. Disponible en: https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-91112005000200007

[20] R. Vargas Morales, J. Ghinciulescou, F. Sandoval, y K. Lozano Peralta, “Calidad de vida tras artroplastia total de cadera”, vol. 22, p. ResearchGate, ene. 2005, Consultado: el 25 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/266203168_calidad_de_vida_tras_artroplastia_total_de_cadera

[21] B. M. Wroblewski, P. D. Siney, y P. A. Fleming, “Charnley low frictional torque arthroplasty: Clinical developments”, *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 36, núm. 1, pp. 11–16, ene. 2005, doi: 10.1016/j.ocl.2004.06.013.

[22] K. N. Chethan, M. Zuber, S. Bhat N., S. Shenoy B., y C. R. Kini, “Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method”, *Heliyon*, vol. 5, núm. 6, jun. 2019, doi: 10.1016/j.heliyon.2019.e01767.

[23] 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, núm. 2, pp. 123–131, jun. 2007, doi: 10.1016/S1672-6529(07)60024-9.

[24] M. Ceddia, G. Solarino, G. D. Cassano, y B. Trentadue, “Finite Element Study on Stability in the Femoral Neck and Head Connection to Varying Geometric Parameters with the Relates Implications on the Effect of Wear”, *Journal of Composites Science*, vol. 7, núm. 9, sep. 2023, doi: 10.3390/jcs7090387.

[25] M. Feyzi, K. Fallahnezhad, M. Taylor, y R. Hashemi, “A review on the finite element simulation of fretting wear and corrosion in the taper junction of hip replacement implants”, el 1 de marzo de 2021, *Elsevier Ltd*. doi: 10.1016/j.compbiomed.2020.104196.

[26] M. Guzmán *et al.*, “Finite Element Assessment of a Hybrid Proposal for Hip Stem, from a Standardized Base and Different Activities”, *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 12, núm. 16, ago. 2022, doi: 10.3390/app12167963.

[27] S. H. Teoh, W. H. Chan, y R. Thampuran, “An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty”, 2002.

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

[29] V. Saikko y O. Calonius, “An improved method of computing the wear factor for total hip prostheses involving the variation of relative motion and contact pressure with location on the bearing surface”, *J. Biomech.*, vol. 36, núm. 12, pp. 1819–1827, 2003, doi: 10.1016/S0021-9290(03)00228-8.

[30] O. Kayabasi y F. Erzincanli, “Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis”, *Advances in Engineering Software*, vol. 37, núm. 7, pp. 477–483, 2006, doi: 10.1016/j.advengsoft.2005.09.003.

[31] X. Hua, B. M. Wroblewski, L. Wang, Z. Jin, y J. Fisher, “The cup outer diameter influences the cement fixation of Charnley total hip replacement”.

[32] X. Hua, J. Li, L. Wang, R. Wilcox, J. Fisher, y 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, núm. 10, pp. 1008–1014, oct. 2015, doi: 10.1016/j.medengphy.2015.08.003.

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

[34] A. B. Lennon, J. R. Britton, R. F. MacNiocaill, D. P. Byrne, P. J. Kenny, y 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, núm. 6, pp. 779–788, jun. 2007, doi: 10.1002/jor.20346.

[35] X. Hua, B. M. Wroblewski, Z. Jin, y 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, núm. 3, pp. 318–325, abr. 2012, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.07.026.

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

[37] G. Allegri, A. Colpani, P. S. Ginestra, y A. Attanasio, "An experimental study on micro-milling of a medical grade Co-Cr-Mo alloy produced by selective laser melting", *Materials*, vol. 12, núm. 13, jul. 2019, doi: 10.3390/ma12132208.

[38] W. Solórzano, C. Ojeda, y A. D. Lantada, "Biomechanical study of proximal femur for designing stems for total hip replacement", *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 10, núm. 12, pp. 1–17, jun. 2020, doi: 10.3390/APP10124208.

[39] 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, dic. 2024, doi: 10.1016/j.mtcomm.2024.110932.

[40] 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.

[41] SIMULIA Abaqus 2016, "Mass scaling". Consultado: el 16 de abril de 2026. [En línea]. Disponible en: http://130.149.89.49:2080/v2016/books/usb/default.htm?startat=pt04ch11s06aus75.html

[42] P. Damm *et al.*, "Friction in total hip joint prosthesis measured in vivo during walking", *PLoS One*, vol. 8, núm. 11, nov. 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0078373.

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

[44] Fidelis Engineering Associates, "Element Size In FEA - Does It Matter? ". Consultado: el 15 de abril de 2026. [En línea]. Disponible en: https://www.fidelisfea.com/post/element-size-in-fea-does-it-matter

[45] SIMSCALE, "Principal Stress and Principal Strain: An Overview". Consultado: el 15 de abril de 2026. [En línea]. Disponible en: https://www.simscale.com/docs/simwiki/fea-finite-element-analysis/principal-stress-and-principal-strain/

[46] SIMULIA, "Abaqus Analysis User's Guide 2016", 2016. Consultado: el 17 de abril de 2026. [En línea]. Disponible en: http://130.149.89.49:2080/v2016/pdf_books/ANALYSIS_2.pdf

[47] M. Pantelis, “How can I know my simulation is quasi-static?” Consultado: el 17 de abril de 2026. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/post/How_can_I_know_my_simulation_is_quasi-static

[48] T. Jia, D. Guines, D. M. Gordin, L. Leotoing, y T. Gloriant, “Finite element analysis of a low modulus Ti-20Zr-3Mo-3Sn alloy designed to reduce the stress shielding effect of a hip prosthesis”, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 157, sep. 2024, doi: 10.1016/j.jmbbm.2024.106640.

[49] M. Lamontagne, M. L. Beaulieu, D. Varin, y P. E. Beaulé, “Gait and Motion Analysis of the Lower Extremity After Total Hip Arthroplasty: What the Orthopedic Surgeon Should Know”, julio de 2009. doi: 10.1016/j.ocl.2009.02.001.

[50] A. I. Semciw, R. A. Green, G. S. Murley, y T. Pizzari, “Gluteus minimus: An intramuscular EMG investigation of anterior and posterior segments during gait”, *Gait Posture*, vol. 39, núm. 2, pp. 822–826, feb. 2014, doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.11.008.

[51] H. Sönnerlind, “How Should I Evaluate Singular Stress Fields? | COMSOL Blog”, COMSOL. Consultado: el 17 de mayo de 2026. [En línea]. Disponible en: https://www.comsol.it/blogs/how-should-i-evaluate-singular-stress-fields

[52] I. Kjelber, “Revisiting Stress Singularity / Concentration Examples”, 2020.

[53] G. N. Duda, E. Schneider, y E. Y. S. Chaot, “INTERNAL FORCES AND MOMENTS IN THE FEMUR DURING WALKING”, 1997.

[54] T.-W. Lu, S. J. G. Taylor, J. J. O’connor, y P. S. Walker, “Influence of muscle activity on the forces in the femur: An In Vivo study”, Elsevw Saence, 1997.

[55] 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, núm. 21, nov. 2022, doi: 10.3390/polym14214600.

[56] R. Huiskes, H. Weinans, y B. Van Rietbergen, “The Relationship Between Stress Shielding and Bone Resorption Around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials”.

[57] A. J. Teichtahl, A. E. Wluka, P. Wijethilake, Y. Wang, A. Ghasem-Zadeh, y F. M. Cicuttini, “Wolff’s law in action: A mechanism for early knee osteoarthritis”, el 1 de septiembre de 2015, *BioMed Central Ltd.* doi: 10.1186/s13075-015-0738-7.

[58] F. Mo, H. Zhang, S. Zhao, Z. Xiao, y 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.

[59] H. Yang, X. Ma, y T. Guo, “Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur”, *Med. Eng. Phys.*, vol. 32, núm. 6, pp. 553–560, jul. 2010, doi: 10.1016/j.medengphy.2010.01.004.

[60] T. San Antonio, M. Ciaccia, C. Müller-Karger, y 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, núm. 7, pp. 914–919, sep. 2012, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.10.008.

[61] J. F. Curry *et al.*, “Achieving Ultralow Wear with Stable Nanocrystalline Metals”, *Advanced Materials*, vol. 30, núm. 32, ago. 2018, doi: 10.1002/ADMA.201802026.

[62] B. Delaney y Q. J. Wang, “Archard’s Law: Foundations, Extensions, and Critiques”, *Encyclopedia*, vol. 5, núm. 3, sep. 2025, doi: 10.3390/encyclopedia5030124.