



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico

Tesis de Maestría

Evaluación del desgaste de una prótesis de
cotilo de acero recubierto con DLC por triboadhesión

presentada por

Ing. Daniel Sánchez Pulido

como requisito para la obtención del grado de
**Maestro en Ciencias en Ingeniería
Mecánica**

Director de tesis

Dr. José María Rodríguez Lelis

Cuernavaca, Morelos, México. Enero de 2023.



Cuernavaca, Mor., 03/octubre/2022
No. Oficio: DIM/222/2022
Asunto Aceptación de documento de tesis

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del estudiante **DANIEL SÁNCHEZ PULIDO**, con número de control M20CE054, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado **"EVALUACIÓN DEL DESGASTE DE UNA PRÓTESIS DE COTILO DE ACERO RECUBIERTO CON DLC POR TRIBOADHESIÓN"** y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®
"Conocimiento y tecnología al servicio de México"

DR. JOSÉ MARÍA RODRÍGUEZ LELIS
Director De Tesis

DR. JOAQUÍN PÉREZ ORTEGA
Revisor 1

DR. DARIUSZ SŁAWOMIR SZWEDOWICZ
Revisor 2

DRA. CLAUDIA CORTÉS GARCÍA
Revisor 3

c.c.p: Departamento de Servicios Escolares
c.c.p: Dr. Carlos Manuel Astorga Zaragoza
c.c.p: Expediente
MAGJ/RMA



Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira, C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos
Tel. 01 (777) 3627770, ext. 1408, e-mail dim@cenidet.tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx



2022 Flores
Año de Magón
PRELATOR DE LA REVOLUCIÓN MEXICANA



Cuernavaca, Mor.,
No. De Oficio:
Asunto:

08/noviembre/2022
SAC/158/2022
Autorización de
impresión de tesis

DANIEL SÁNCHEZ PULIDO
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
PRESENTE

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado "EVALUACIÓN DEL DESGASTE DE UNA PRÓTESIS DE COTILO DE ACERO RECUBIERTO CON DLC POR TRIBOADHESIÓN", ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE
Excelencia en Educación Tecnológica®
"Educación Tecnológica al Servicio de México"

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACIÓN
Y DESARROLLO TECNOLÓGICO
SUBDIRECCIÓN ACADÉMICA

C. c. p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/CHG



Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional De Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico que me otorgó durante mis estudios.

Al Centro Nacional De Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por brindarme la preparación académica.

Al Dr. José María Rodríguez Lelis por su valioso apoyo y sus atenciones como director de tesis.

A mi comité revisor, la Dra. Claudia Cortés García, el Dr. Dariusz S. Szwedowicz y el Dr. Joaquín Pérez Ortega por sus comentarios y aportaciones en este trabajo.

Dedicó este trabajo y agradezco a mi familia, mi madre Martina Pulido, mi padre Isidro Sánchez y mi hermana Esbeidi Sánchez, por apoyarme e impulsarme a realizar mis metas profesionales.

Agradezco a mis compañeros de tribología Irving, Julio y Alain, a mis compañeros de generación Andrea, Milton, Uziel y Wendy, por su apoyo y los momentos compartidos.

ÍNDICE DE CONTENIDO

ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
ÍNDICE DE GRÁFICAS	VIII
NOMENCLATURA	IX
RESUMEN	11
INTRODUCCIÓN.....	12
1. CAPÍTULO I. ESTADO DEL ARTE.....	16
1.1. INTRODUCCIÓN	17
1.2. PRÓTESIS DE CADERA	17
1.2.1. Antecedentes.....	17
1.2.2. Actualidad de las prótesis de cadera.....	19
1.2.3. Evaluación del desgaste de prótesis de cadera con UHMWPE.....	19
1.2.4. Recubrimiento de DLC en prótesis de cadera	21
1.3. ANÁLISIS DE DESGASTE POR ESPECTRO DE VIBRACIÓN	21
1.4. TRIBOADHESIÓN	22
1.5. ESTRUCTURA DEL HUESO ESPONJOSO Y SU USO EN PRÓTESIS	22
1.6. CONCLUSIÓN DEL ESTADO DEL ARTE	23
1.7. REFERENCIAS.....	24
2. CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	28
2.1. INTRODUCCIÓN	29
2.2. DINÁMICA DE LA CADERA	29
2.2.1. Cinemática de la cadera.....	29
2.2.2. Cinética de la cadera.....	31
2.3. FUNDAMENTOS DE LA TRIBOLOGÍA	32
2.3.1. Área de contacto	32
2.3.2. Contacto de Hertz	33

2.3.3.	Adhesión.....	35
2.3.4.	Contacto con adhesión.....	35
2.3.5.	Modelo de contacto de JKR:	36
2.3.6.	Modelo de contacto de DMT:.....	36
2.3.7.	Modelo de Rabinowicz.....	37
2.3.8.	Fricción.....	37
2.3.9.	Desgaste.....	39
2.4.	COMPORTAMIENTO DE LAS INCLUSIONES TIPO ESHELBY.....	40
2.4.1.	Comportamiento mecánico.....	40
2.4.2.	Energía de deformación y formación de entropía	41
2.4.3.	Efecto de las inclusiones.....	42
2.5.	CONCLUSIÓN DEL MARCO TEÓRICO.....	43
2.6.	REFERENCIAS.....	44
3.	CAPÍTULO III. SIMULACIÓN NUMÉRICA	46
3.1.	INTRODUCCIÓN.....	47
3.2.	CARACTERÍSTICAS DE CONTACTO.....	47
3.3.	SIMULACIÓN DE CONTACTO DE LAS PRÓTESIS DE CADERA	49
3.3.1.	Condiciones de frontera.....	49
3.3.2.	Mallado.....	50
3.3.3.	Propiedades del contacto	51
3.3.4.	Desgaste.....	51
3.3.5.	Resultados.....	52
3.4.	SIMULACIÓN DE PERFILES DE COPAS ACETABULARES CON INCLUSIONES ELÍPTICAS.....	55
3.4.1.	Geometría	55
3.4.2.	Mallado.....	55
3.4.3.	Condiciones de contacto.....	56
3.4.4.	Condiciones de frontera.....	56
3.4.5.	Resultados.....	57
3.5.	REFERENCIAS.....	61
4.	CAPÍTULO IV. PROCESO EXPERIMENTAL.....	62
4.1.	INTRODUCCIÓN.....	63

4.2.	EVALUACIÓN DEL DESGASTE	63
4.2.1.	Metodología.....	63
4.2.2.	Resultados.....	68
4.3.	INTERFEROMETRÍA LÁSER	73
4.3.1.	Metodología.....	73
4.3.2.	Resultados.....	75
4.4.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	78
4.5.	REFERENCIAS.....	80
	CONCLUSIÓN	82

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.1 Implantes diseñados por Smith-Petersen [2]</i>	17
<i>Figura 1.2 Prótesis de Thompson [2]</i>	18
<i>Figura 1.3 Prótesis de Moore [2]</i>	18
<i>Figura 1.4 Prótesis de Charnley [2]</i>	18
<i>Figura 2.1 Rotaciones en la cadera y su relación con el sistema de coordenadas y planos fijos del cuerpo humano[1].</i>	30
<i>Figura 2.2 Esquema de cargas en la cadera [1].</i>	31
<i>Figura 2.3 Área de contacto real</i>	33
<i>Figura 2.4 Contacto de Hertz para dos superficies curvas.</i>	34
<i>Figura 2.5 Contacto JKR</i>	36
<i>Figura 2.6 Inclusión elíptica</i>	42
<i>Figura 3.1 a) Condiciones de carga y movimiento[7] b) Condiciones de frontera</i>	49
<i>Figura 3.2 Malla</i>	50
<i>Figura 3.3 Interacción entre la copa acetabular y la cabeza femoral</i>	51
<i>Figura 3.4 Presión de contacto en la copa acetabular (Acero 316 L – UHWMPE)</i>	52
<i>Figura 3.5 Presión de contacto en la copa acetabular (DLC – UHWMPE)</i>	53
<i>Figura 3.6 Esfuerzo cortante por fricción en la copa acetabular (50% del ciclo de marcha)</i>	53
<i>Figura 3.7 Desgaste lineal (ciclo de marcha completo)</i>	54
<i>Figura 3.8 Mallado de los perfiles</i>	56
<i>Figura 3.9 Condiciones de frontera</i>	57
<i>Figura 3.10 Esfuerzo de Von Mises en perfiles de copas acetabulares</i>	58
<i>Figura 3.11 Presión de contacto en perfiles de copas acetabulares</i>	58
<i>Figura 3.12 Modelo 3D de la copa acetabular con inclusiones</i>	60
<i>Figura 4.1 Mecanismo de movimiento de rotación de la prótesis</i>	64
<i>Figura 4.2 Mecanismo de carga del dispositivo de desgaste</i>	64
<i>Figura 4.3 Esquema de la medición del espectro de vibración</i>	65
<i>Figura 4.4 Configuración para la medición de espectro de vibración</i>	65
<i>Figura 4.5 Conexión del medidor 687A02 al acondicionador de señal NI USB-6211</i>	66
<i>Figura 4.6 Diagrama de programación en LabVIEW para obtener la densidad espectral.</i> 66	
<i>Figura 4.7 Diagrama de programación en LabVIEW para filtrado de señal.</i>	67
<i>Figura 4.8 Partículas de desgaste adheridas de la copa acetabular de la prótesis 1 sobre la cabeza femoral con ampliación a)50x b)300x.</i>	71
<i>Figura 4.9 Partículas de desgaste adheridas de la copa acetabular de la prótesis 2</i>	72
<i>Figura 4.10 Área de desgaste de copa acetabular a)Prótesis 1 b)Prótesis 2</i>	72
<i>Figura 4.11 Arreglo experimental para la interferometría láser.</i>	74

<i>Figura 4.12 Corte de la copa acetabular con inclusiones (prótesis 2)</i>	75
<i>Figura 4.13 Comparación cualitativa entre las Figuras 3.7a y 4.10a</i>	78

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 3.1 Propiedades de los materiales a utilizar en la simulación de las prótesis de cadera[2-5]</i>	47
<i>Tabla 3.2 Características de contacto (prótesis de cadera)</i>	48
<i>Tabla 3.3 Número de elementos</i>	50
<i>Tabla 3.4 Características del mallado de perfiles de prótesis de cadera</i>	55
<i>Tabla 4.1 Parámetros de prueba</i>	63
<i>Tabla 4.2 Características de materiales[4, 5]</i>	63
<i>Tabla 4.3 Especificaciones del transductor de vibración</i>	65
<i>Tabla 4.4 Características del microscopio</i>	67

ÍNDICE DE GRÁFICAS

<i>Gráfica 2.1 Variación de los movimientos de la cadera en un ciclo de marcha de acuerdo con la norma ISO 14242 [2].</i>	30
<i>Gráfica 2.2 Variación de la carga resultante en un ciclo de marcha de acuerdo con la norma ISO 14242 [2].</i>	32
<i>Gráfica 3.1 Coeficiente de fricción (DLC – UHMWPE)</i>	48
<i>Gráfica 3.2 Análisis de sensibilidad de malla</i>	50
<i>Gráfica 3.3 Esfuerzo cortante por fricción máximo en la copa acetabular durante un ciclo de marcha</i>	54
<i>Gráfica 3.4 Esfuerzos y presión de contacto contra la orientación de la inclusión</i>	59
<i>Gráfica 4.1 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 1</i>	68
<i>Gráfica 4.2 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 2</i>	68
<i>Gráfica 4.3 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 1 en la zona intermedia</i>	69
<i>Gráfica 4.4 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 2 en la zona intermedia</i>	69
<i>Gráfica 4.5 Evolución en el tiempo de la amplitud de vibración de la prótesis 1</i>	70
<i>Gráfica 4.6 Evolución en el tiempo de la amplitud de vibración de la prótesis 2</i>	70
<i>Gráfica 4.7 Espectro de luz del láser sin interferencia</i>	75
<i>Gráfica 4.8 Espectro de luz reflejada por la copa sin inclusiones en el punto a)</i>	76
<i>Gráfica 4.9 Espectro de luz reflejada por la copa con inclusiones en punto a)</i>	76
<i>Gráfica 4.10 Espectro de luz reflejada por la copa con inclusiones en punto b)</i>	77

NOMENCLATURA

Θ	Ángulo de inclusión respecto a la carga
θ	Ángulo promedio de las asperezas
A_{real}	Área de contacto real
a_n	Área de contacto sobre un punto de contacto real
q	Calor
W_n	Carga aplicada sobre un punto de contacto real
W_t	Carga total sobre el área de contacto
K_{abr}	Coefficiente de desgaste abrasivo
K_{adh}	Coefficiente de desgaste adhesivo
K^*	Coefficiente de desgaste adimensional
α	Coefficiente de expansión
μ	Coefficiente de fricción
μ_k	Coefficiente de fricción cinética
μ_s	Coefficiente de fricción estática
ν	Constante elástica de Poisson
$\lambda - \mu$	Constantes de Lamé
C_{ijkl}	Tensor de constantes elásticas
ϵ_p	Deformación permanente
\mathcal{E}_{ij}	Deformación unitaria
ρ	Densidad
W_L	Desgaste lineal
u_{ij}	Desplazamientos
$CSLIP2_i$	Distancia de deslizamiento en cada incremento de tiempo
z_0	Distancia interatómica
Z_0^*	Distancia interatómica de equilibrio en el Potencial de Lennard-Jones.
x	Distancia recorrida
H	Dureza del material
U	Energía de deformación
γ	Energía superficial
S	Entropía
τ	Esfuerzo cortante
σ_{yp}	Esfuerzo de cedencia
σ_y	Esfuerzo o presión de flujo
W_{ab}	Fuerza de adhesión
F_S	Fuerza de adhesión
F_k	Fuerza de fricción cinética
F_m	Fuerza de fricción estática
F_N	Fuerza normal
I_{ijkl}	Matriz identidad.
$\overline{\tan \theta}$	Media ponderada de los valores $\tan \theta$ en todos los micro-contactos
E	Módulo de elasticidad
E^*	Módulo de elasticidad efectivo

Y	<i>Parámetro de magnitud de los efectos de la adhesión</i>
\emptyset	<i>Parámetro de Tabor</i>
P	<i>Presión aplicada sobre el área de contacto</i>
P_{cont}	<i>Presión de contacto</i>
p_0	<i>Presión de contacto elíptica</i>
$CPRESS_i$	<i>Presión de contacto en cada incremento de tiempo</i>
k^*	<i>Probabilidad de formación de partículas</i>
a	<i>Radio de contacto</i>
a_{ad}	<i>Radio de contacto adherente</i>
R	<i>Radio de curvatura efectivo</i>
S	<i>superficie que separa la inclusión y la matriz.</i>
T	<i>Temperatura</i>
A_{ijkl}	<i>Tensor de concentración de deformación</i>
σ_{ij}	<i>Tensor de esfuerzos</i>
S^E	<i>Tensor de transformación</i>
W	<i>Trabajo</i>
w	<i>Trabajo de fricción</i>
n_i	<i>Vector normal unitario a la superficie S</i>
V	<i>Volumen de material desgastado</i>

RESUMEN

Con la finalidad de encontrar una solución para disminuir el desgaste y aumentar la vida útil de las prótesis de cadera de par de contacto metal-polietileno, en este trabajo se desarrolló una copa acetabular de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE, por sus siglas en inglés) con inclusiones elipsoidales con un par de contacto de cabeza femoral de acero inoxidable 316L. También, se evaluó el uso del recubrimiento por triboadhesión de diamante sintético (DLC, por sus siglas en inglés) sobre la cabeza femoral. Este desarrollo se llevó a cabo a través de simulaciones numéricas y experimentales del desgaste y mediciones ópticas cualitativas a través de un arreglo de interferometría láser de Michelson. Con este trabajo, se encontró que el diseño de copa acetabular propuesto disminuye los esfuerzos de contacto en 26% y el desgaste en un 21.6%, considerando el recubrimiento de DLC, el desgaste se reduce en un 421.6%. Con esto se pueden fabricar prótesis más baratas a causa de que la fabricación de cabezas femorales metálicas es más económica que la de cabezas femorales cerámicas.

INTRODUCCIÓN

La población que sufre diversas afectaciones como el desgaste articular de la cadera, artritis reumatoidea, fractura del cuello femoral, entre otras, deben someterse a una artroplastia total de la cadera [1]. En este procedimiento, se sustituye el acetábulo natural y la cabeza femoral por una prótesis de cadera cuyos componentes son una copa acetabular, un vástago y una cabeza femoral [2], como se muestra en la Figura A.

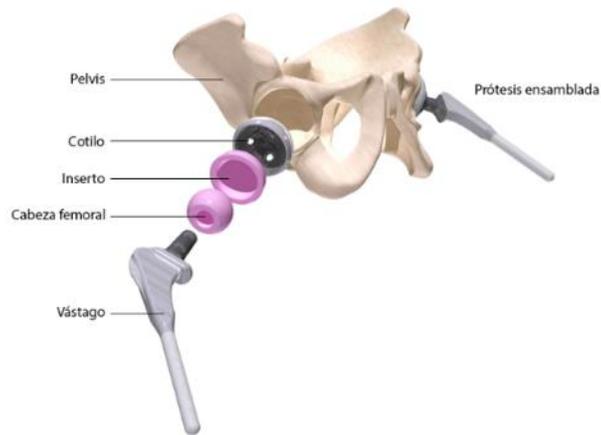


Figura A. Prótesis total de cadera [3]

La principal problemática de las prótesis de cadera es que tienen un tiempo de vida útil entre 10 y 15 años [4,5], por lo cual, no logra superar la esperanza de vida de un gran porcentaje de los pacientes después de someterse a la artroplastia total de la cadera. Por esta razón, muchos pacientes deben someterse a una segunda cirugía de reemplazo parcial o total. Esto genera procesos riesgosos en los pacientes y también altos gastos en cirugías de reemplazo de cadera [1,6].

Otra problemática, es que a causa de que el promedio de edad de la población aumenta en México, los casos de osteoporosis y de fractura de cadera incrementaran. Para 2050 se espera que haya 156 mil fracturas de cadera, por ende, un número igual de cirugías de artroplastia de cadera. Se estima que el costo de cirugía por paciente en el IMSS es de \$42,031 MXN, en la Secretaría de Salud es de \$17,490 MXN y en hospitales privados \$67,738 MXN. Considerando estas cifras se espera un impacto económico aproximado de \$1000 millones MXN. Si esta tendencia continúa, los investigadores muestran que será necesario construir nuevas fuentes de financiación [7].

Las prótesis de cadera más usadas actualmente son las conformadas por copas acetabulares con inserto de UHMWPE con cabeza femoral de cerámica o de metal, siendo las de cerámica las que tienen mayor vida útil, pero son mucho más costosas [8]. Los principales factores que reducen la vida útil de las prótesis con cabeza metálica son el aflojamiento aséptico generado por el desgaste en la superficie de contacto de la copa acetabular y el proceso de osteólisis,

que es la destrucción y reabsorción ósea generada por una reacción biológica debido a las partículas generadas por dicho desgaste [9].

En el área de tribología del CENIDET se desarrolló el análisis y aplicación del proceso de recubrimiento por triboadhesión. Este proceso fue aplicado para el recubrimiento de DLC en cabezas femorales de óxido de aluminio, reduciendo la tasa de desgaste con respecto a prótesis de polietileno-cerámica [10,11]. También se han realizado investigaciones para la implementación de inclusiones elipsoidales en prótesis para cambiar la distribución de esfuerzos, como en el trabajo de A. Hernández [12], en donde se reducen los esfuerzos en el área de contacto de las prótesis de cadera.

Considerando los resultados para reducir el desgaste de los trabajos mencionados, con el objetivo de determinar un modelo óptimo de prótesis de cadera de par de contacto de metal-polietileno, en la presente investigación se implementó el estudio de los efectos del recubrimiento de DLC por triboadhesión e inclusiones elipsoidales. Como consecuencia, se introducirá una alternativa para aumentar la vida útil de este tipo de prótesis y lograr obtener un modelo de bajo costo y alta vida útil, solucionando los problemas económicos-sociales y de salud ocasionados por la necesidad de cirugías de artroplastia de cadera.

Para cumplir con los objetivos de esta investigación, el presente trabajo se divide en:

Capítulo I, donde se presenta el estado del arte; sobre la evolución en el tiempo de las prótesis de cadera, así como las técnicas de triboadhesión y la teoría constructal en prótesis.

Capítulo II, en el que se describen los fundamentos teóricos de la presente investigación, los cuales consisten en la dinámica de la cadera, los principios de la tribología y el comportamiento de las inclusiones tipo Eshelby.

Capítulo III, en el cual se muestra el análisis de los efectos del recubrimiento por DLC en el desgaste de las prótesis de cadera y la distribución de esfuerzos de copas acetabulares con inclusiones a diferentes ángulos de inclinación, por medio de simulaciones numéricas de elemento finito.

Capítulo IV, en el cual se muestra el análisis de los efectos de las inclusiones elipsoidales en el desgaste de copas acetabulares por medio de evaluaciones experimentales. También se presenta el análisis cualitativo de la distribución de esfuerzos de estas copas por interferometría láser, por último, se presenta el análisis y discusión de los resultados.

REFERENCIAS

- [1] F. Gómez García, “Tribología moderna en artroplastía total de cadera: pros y contras”, *scielo*, vol. 28(5), núm. Acta ortopédica mexicana, 2014, Consultado: nov. 19, 2020. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2306-41022014000500010
- [2] C. González Parada, “Evolución de la indicación de artroplastia total de cadera y recambio de artroplastia total de cadera en Andalucía”, Universidad de Málaga, 2015. [En línea]. Available: <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/11735>
- [3] “Tipos de prótesis de cadera - MBA blog”, 2018. <https://www.mba.eu/blog/tipos-de-protesis-de-cadera/> (consultado abr. 02, 2022).
- [4] C. R. Galia, C. V. Diesel, M. R. Guimarães, y T. A. Ribeiro, “Total hip arthroplasty: a still evolving technique”, *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 52, núm. 5, pp. 521–527, sep. 2017, doi: 10.1016/j.rboe.2016.09.011.
- [5] Traumatopedia, “Cuanto tiempo dura una prótesis - ¿Tengo que cambiarla? - Traumatopedia”, 2022. <https://traumatopedia.com/cirugia-protetica/cuanto-tiempo-dura-la-protesis/> (consultado may 05, 2022).
- [6] Secretaría de Salud, “Especialistas realizan cirugías óseas de mínima invasión”, 2018. https://www.gob.mx/salud/prensa/141-especialistas-realizan-cirugias-oseas-de-minima-invasion?fbclid=IwAR29v9N4HedZD9eMWt530I0D8uJvP-3d7Rsz18mPl5u_7bifzlKNhKuICaw (consultado nov. 24, 2020).
- [7] F. Carlos, P. Clark, H. Maciel, y J. A. Tamayo, “Costos directos de la osteoporosis y fracturas de cadera: un análisis para el sistema de salud mexicano”, *Salud Publica Mex*, vol. 51, pp. s108–s113, 2009.
- [8] K. J. Carnes, S. M. Odum, J. L. Troyer, y T. K. Fehring, “Cost analysis of ceramic heads in primary total hip arthroplasty”, *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, vol. 98, núm. 21, pp. 1794–1800, 2016, doi: 10.2106/JBJS.15.00831.
- [9] V. Reyes de la Parra, “Aflojamiento aséptico en la prótesis total de cadera”, *Ortho-tips*, vol. 15, núm. 4, pp. 206–213, 2019, doi: 10.35366/94046.
- [10] A. Abúndez Pliego, “DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA DEPOSICIÓN POR TRIBOADHESIÓN EN PRÓTESIS DE CADERA”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [11] W. Sosa González, “Diseño de un mecanismo para la evaluación del desgaste en prótesis de cadera”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.

- [12] A. Hernández González, “REDISEÑO DEL ACETÁBULO Y COPA ACETABULAR DE LA PRÓTESIS DE CADERA TIPO CHARNLEY PARA DISMINUCION DE DEBRIS”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2006.

CAPÍTULO I

ESTADO DEL ARTE

1.1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presentan los antecedentes de las prótesis de cadera y su evolución a través del tiempo, hasta la actualidad, así mismo los problemas presentados y las soluciones implementadas, principalmente en prótesis de par articulado de metal – polietileno. También se menciona las diversas formas de estudiar el desgaste en estas prótesis.

1.2. PRÓTESIS DE CADERA

1.2.1. Antecedentes

El primer desarrollo sobre prótesis de cadera fue elaborado por Smith-Petersen en 1923, quien desarrolló el concepto de artroplastia de “molde”. Dicha prótesis consistió en colocar una cúpula sobre el hueso de la cabeza femoral, como se muestra en la Figura 1.1. Los primeros modelos se hicieron de bakelita y pírex, pero se fracturaban. Fue hasta 1938, cuando implementó el *vitalium* (aleación de cromo-cobalto-molibdeno) obteniendo un implante suficientemente duradero para la época [1].

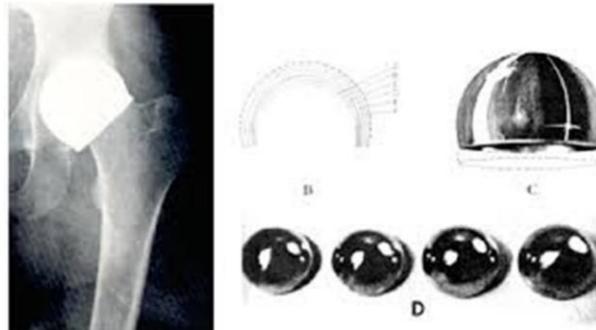


Figura 1.1 Implantes diseñados por Smith-Petersen [2]

En 1948, Jean y Robert Judet diseñaron un modelo de prótesis parcial de cadera que consistía en una cabeza femoral con un vástago corto colocado dentro del cuello femoral. Usaron materiales acrílicos, nylon, *vitalium* y acero inoxidable, pero presentaron problemas de fragmentación en el material acrílico [1,3]. Las prótesis de cadera se empezaron a clasificar en cementadas y no cementadas, esto representa las diferentes formas de fijación al hueso. Fred Thompson en 1950 y A.T Moore en 1952 desarrollaron endoprótesis femorales de *vitalium* con vástagos medulares que se fijaban dentro de la zona ósea del fémur, las cuales se muestran en las figuras 1.2 y 1.3. La endoprótesis de A.T Moore tenía una fenestración en el vástago para el crecimiento óseo e incrementar la fijación. Estas prótesis permitían la transmisión de cargas hacia lo largo del fémur [4].

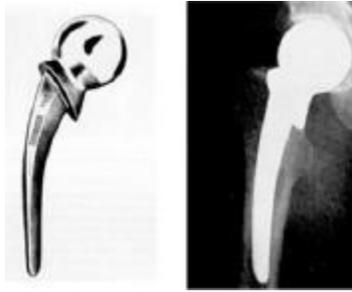


Figura 1.2 Prótesis de Thompson [2]



Figura 1.3 Prótesis de Moore [2]

A partir de la introducción de estos modelos, se generaron nuevos problemas, principalmente con el desgaste de la copa acetabular. Por esta razón, en los años 50 se inició la introducción de las prótesis totales de cadera. Se desarrollaron combinaciones metálicas de pares de prótesis de cabeza femoral y de copa acetabular, las cuales fueron introducidas por Haboush, Urist y McBride en Estados Unidos y por McKee, Farrar y Ring en Gran Bretaña. Observaron que estos modelos presentaban problemas como el desgaste de la superficie de los componentes, lo que ocasionaba su aflojamiento y reducía considerablemente la vida útil de la prótesis [3].

El origen de las prótesis totales de cadera actuales se debe a Sir John Charnley [5–7], que desde 1961 desarrolló estudios sobre la cementación de las prótesis. En 1971 publicó los resultados de un sistema que consistía en una prótesis de fémur de acero inoxidable con un componente acetabular de polietileno de alto peso molecular, que se presenta en la Figura 1.4. Generando pares articulares con mayor resistencia al desgaste e incorporando la artroplastia de baja fricción.



Figura 1.4 Prótesis de Charnley [2]

En 1970, Boutin inició el uso de la cerámica de aluminio en endoprótesis, con un par articulado de alúmina – alúmina. Observó una disminución en la fricción entre las superficies, comparado con otras prótesis, pero éstas se fracturaban cuando se aplicaban esfuerzos de cizallamiento en la cabeza femoral [3].

1.2.2. Actualidad de las prótesis de cadera

Diversas áreas como la médica y la biomecánica siguen enfocadas en aumentar la vida útil de las prótesis de cadera, ya que estas no logran superar la esperanza de vida de los pacientes a los que se les implantan. Por esta razón, muchos pacientes deben someterse a una segunda cirugía de reemplazo parcial o total.

Actualmente, en las prótesis de cadera, las copas acetabulares están compuestas de materiales metálicos como el Acero 316L y aleaciones cobalto-cromo-molibdeno, también se usan materiales cerámicos como la alúmina (óxido de aluminio); estas copas acetabulares generalmente tienen un inserto de UHMWPE. En las cabezas femorales se usan materiales como el Acero 316L, aleaciones de titanio Ti-6Al-4V, alúmina y zirconia. Los vástagos femorales están compuestos de materiales metálicos como aleaciones de titanio y acero 316L. Los vástagos y las copas pueden estar cementadas o no cementadas al hueso femoral y a la cavidad acetabular del hueso pélvico, respectivamente. Se denomina par de articulado a las diferentes combinaciones de copa acetabular – cabeza femoral. Los pares de articulados utilizados actualmente son de cerámica-cerámica, metal-metal, cerámica-polietileno y metal-polietileno, siendo los de polietileno los más utilizados [5,8,9].

En pares metal-metal, compuestas por acero inoxidable, aleación cromo-cobalto o titanio, la tasa de desgaste también tuvo reducción, pero presenta liberación de iones de cobalto y cromo, que pueden generar efectos adversos en el cuerpo humano [9]. El par cerámica-cerámica, compuestas por óxido de aluminio, tiene mayor resistencia al desgaste volumétrico, por ello tiende a utilizarse en pacientes jóvenes. Sin embargo, tiene riesgos considerables de fractura que se encuentran entre 0.004% y 0.010%. También puede llegar a presentar desgaste por la reducción de la superficie de contacto [9].

El tipo de polietileno más usado actualmente es el UHMWPE, el cual tiene buena resistencia mecánica y a la fractura, pero presentaba una alta tasa de desgaste debido a la fricción [8]. Se ha estudiado e implementado el polietileno reticulado en sustitución del UHMWPE, porque presenta mayor resistencia al desgaste. La tasa de desgaste de polietileno reticulado se estima en 0.04 mm por año, y el polietileno convencional es de 0.22 mm por año [9]. El par cerámica-polietileno tiene un desgaste volumétrico bajo. Sin embargo, también presentan riesgos de fractura en la cabeza femoral de cerámica. Se tiende a usar en pacientes jóvenes [9].

1.2.3. Evaluación del desgaste de prótesis de cadera con UHMWPE

Las prótesis con inserto de UHMWPE son las prótesis con mayor éxito en la actualidad, existe una competencia entre las prótesis de metal-polietileno y cerámica-polietileno. La

ventaja de la prótesis de cerámica es la baja tasa de desgaste en comparación a las de metal, pero de acuerdo a estudios, esta diferencia solo se refleja en 1.2% a 15 años de la vida útil [10]. La desventaja de la prótesis de cerámica es el elevado costo con respecto a las de metal, en promedio existe una diferencia de \$1,003 dólares en el precio entre las prótesis de cerámica con las de metal [11]. De acuerdo con un análisis de costo-efectividad, considerando el porcentaje de ventaja en la vida útil y precio de estas prótesis, el uso de cerámica en el reemplazo total de cadera para mayores de 65 años no es una alternativa costo-efectiva [10].

A causa de que el desgaste sigue siendo un problema, principalmente en par metal-polietileno, se han realizado varios estudios del comportamiento de este fenómeno en estas prótesis. En las prótesis de UHMWPE, el desgaste es generado por la abrasión y adhesión principalmente, pero también se presenta el desgaste erosivo y tribocorrosión. Se han llevado a cabo diversas investigaciones mediante revisión clínica, de manera experimental (*in vitro*) y recientemente por medio de simulaciones numéricas.

La principal información se obtiene a partir de estudios en prótesis extraídas de pacientes. Gómez [8] identificó que el desgaste del polietileno UHMWPE en prótesis de cadera se encuentra entre 0.008 y 0.24 mm/año. Otras pruebas arrojaron un desgaste de 0-0.008 mm/año en polietileno contra cerámica y un desgaste de 0.005-0.24 mm/año de polietileno contra metal [9].

Otra forma de análisis del desgaste en prótesis de cadera es de forma experimental *in vitro*, a través de máquinas simuladoras de desgaste, en donde se someten a las prótesis a las condiciones de contacto existentes en la cadera. A causa de que estas condiciones varían mucho dependiendo de cada paciente, se han originado estándares para establecer los parámetros y condiciones con los cuales se simula el desgaste en las prótesis. Por ejemplo, la norma ISO 14242-1, la cual indica los parámetros de los movimientos, carga y las condiciones del entorno donde se realizará la prueba. Siguiendo estas condiciones, Mattei *et al* [12] sometieron a simulación experimental pares de UHMWPE-cerámica, determinaron un desgaste volumétrico de 110 mm³ por medio de gravimetría. Hua *et al* [13] realizaron pruebas en pares UHMWPE- metal, determinaron un desgaste lineal en un rango de 0.23 a 1.93 mm. De manera cualitativa encontraron que el desgaste tiende a concentrarse en un área circular cerca del borde de la copa.

Una forma actual de evaluar el desgaste en estas prótesis, es por medio de simulación numérica de elemento finito, disminuyendo los costos, reduciendo el uso de pruebas experimentales. De acuerdo con la literatura, en la mayoría de los análisis se usó una geometría 3D. Como resultado de la comparación de análisis, los modelos se han simplificado utilizando solo la geometría de la cabeza femoral y el inserto de polietileno. La mayoría de trabajos usan como condiciones de frontera, las cargas y movimientos establecidas en la norma ISO 14242. En los movimientos angulares se han empleado las tres componentes de rotación, en algunos análisis se ha usado solo la componente de flexión-extensión, esto afecta en el análisis del desgaste, ya que la distancia de deslizamiento y el cizallamiento transversal son importantes. En el mallado, se han usado dos diferentes configuraciones, el diseño mariposa y el polar. El diseño polar usa un barrido circunferencial,

el diseño mariposa usa un barrido radial y elementos hexaédricos, lo cual lo hace más eficiente para el modelado del desgaste. Prácticamente, todos los análisis utilizan la ley de Archard como método de desgaste, implementando rutinas definidas por el usuario en Software comerciales [14–17]. Hua et al [14] simularon por medio de elemento el desgaste de pares articulados de UHMWPE-metal, validaron estas simulaciones por elemento finito con simulaciones experimentales. Shankar, S [16] simuló el desgaste de prótesis de cadera de par cerámica-cerámica, realizó una comparación de los efectos del claro radial en la presión de contacto y el desgaste lineal, concluyó que el desgaste lineal y la presión de contacto aumenta para valores de espacio libre radial más altos.

1.2.4. Recubrimiento de DLC en prótesis de cadera

Los recubrimientos de DLC, en general, tienen un bajo coeficiente de fricción y desgaste, por ello, se han realizado estudios *in vitro* en prótesis de cadera, para encontrar soluciones a los problemas de contacto. Se recubrieron cabezas femorales de Ti-6Al-4V con DLC por el método de PECVD (Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition) y cabezas femorales de CoCr recubiertas con DLC por el método deposición de vapor híbrido. No se encontró diferencia en la tasa de desgaste entre la cabeza de CoCr recubierta y sin recubrimiento, pero esto se atribuye al tipo de proceso utilizado para el recubrimiento del DLC [18]. Sosa *et al* [19] realizaron pruebas de desgaste a tres prótesis tipo Charnley de óxido de aluminio (Al_2O_3) recubiertas con DLC por triboadhesión, demostrando la disminución de la tasa de desgaste usando este tipo de proceso para el recubrimiento.

1.3. ANÁLISIS DE DESGASTE POR ESPECTRO DE VIBRACIÓN

El análisis de la vibración se encarga de los movimientos oscilatorios de los cuerpos y las fuerzas relacionadas con ellos. Todos los cuerpos que tienen masa y elasticidad son capaces de vibrar. Por consiguiente, la mayor parte de las máquinas de ingeniería experimentan vibraciones hasta cierto punto y su diseño principalmente necesita tener en cuenta su comportamiento oscilatorio [20]. Cuando existe movimiento relativo entre dos cuerpos, las interacciones entre las asperezas de sus superficies producen vibraciones. Esto presenta una distribución única, que frecuentemente se relaciona con el desgaste.

Por lo cual, una manera de medir el desgaste en algún componente es por medio del análisis por espectro de vibraciones. En los trabajos de E. Ramírez [21], J. Pedrero [22], W. Sosa [23] y D. Tolosa [24] hicieron uso de este análisis. Mediante las gráficas de amplitud vs. frecuencia detectaron los picos de amplitud relacionados con la desalineación, soldadura mecánica y resonancia de la maquinaria. Descartando estos picos, se identificaron los picos que no corresponden con los efectos mencionados anteriormente, estos picos son los relacionados con el desgaste, posteriormente, analizaron las frecuencias en estos picos, en el dominio del tiempo. Empleando esta metodología, D. Tolosa [24] detectó los picos de amplitud relacionados con el desgaste, en la máquina diseñada por W. Sosa [23]. Estos picos se encontraron en las zonas de alta y baja frecuencia (4.9 y 6.7 kHz).

1.4. TRIBOADHESIÓN

La triboadhesión es un proceso de recubrimiento de superficies por medio de la fricción seca. El primer desarrollo formal de este método se hizo en 1993 por el Fis. Nagy E., quien desarrolló un nuevo método para el recubrimiento de superficies, aplicando la fricción seca, y lo denominó como triboadhesión. Básicamente, este método consiste en generar fricción entre dos superficies, una denominada como fresa de algodón (el cual contiene el material de aporte pulverizado) que gira a velocidades periféricas sobre la superficie del material base, generando la adhesión de material de aporte en la superficie base [25].

Posteriormente, Rodríguez Lelis en el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET), realizó estudios en el área de la tribología. En particular en el fenómeno de deposición por triboadhesión. Estos estudios consistieron en evaluar la viabilidad y factibilidad del método propuesto por Nagy E., los cuales concluyeron con éxito a favor de la triboadhesión [26]. Continuando con el desarrollo de modelos que describen la relación entre los parámetros del proceso de triboadhesión, Soriano [27] desarrolló un modelo teórico que describe el comportamiento de las temperaturas superficiales del material base considerando los efectos conductivos y convectivos. Colin [28] desarrolló las ecuaciones que modelan el comportamiento del proceso para el recubrimiento de superficies por medio de triboadhesión, con base en el comportamiento a nivel molecular de los materiales.

Considerando estas investigaciones, se diseñaron dispositivos con los que se experimentó la deposición de DLC en piezas comerciales como engranes, rodamientos, chumaceras y anillos de motores de combustión interna [19-25]. Para dar una solución a problemas como el desgaste, disminución de la fricción y la corrosión que sufren estas piezas. W. Sosa [23] diseñó un dispositivo para la evaluación del desgaste de prótesis de cadera, sometió a prueba prótesis con recubrimiento de DLC por un proceso de triboadhesión de 160 y 90 segundos y una tercera prótesis sin ningún tipo de recubrimiento. Evaluaron el desgaste por medio del análisis de las amplitudes de vibración. Concluyó que las prótesis recubiertas con DLC tienen un 300% estimado de resistencia al desgaste mayor que la prótesis sin recubrimiento.

1.5. ESTRUCTURA DEL HUESO ESPONJOSO Y SU USO EN PRÓTESIS

Se ha estudiado la arquitectura y distribución del sistema trabecular en huesos esponjosos como la mandíbula y el fémur. Dicho sistema trabecular, es un conjunto interconectado de huecos llamados trabéculas, el cual le da propiedades anisotrópicas al hueso y permite aumentar su resistencia con un menor peso. Las propiedades mecánicas del hueso están directamente relacionadas con su morfología, la cual está caracterizada por diversos

parámetros como la distribución espacial, el espesor, número de trabéculas y su orientación, el grado de anisotropía y el tipo de estructura trabecular [31-32].

Derivado de los estudios del comportamiento del hueso esponjoso, se han desarrollado prótesis, las cuales tienen estructuras basadas en la mecano-biología [33]. En el CENIDET se han desarrollado prótesis de rodilla, cadera y hombros, aproximando el comportamiento del hueso esponjoso con un arreglo de inclusiones elipsoidales tipo Eshelby [34–36]. A. Hernández [36] diseñó una copa acetabular con un arreglo de inclusiones elípticas, la cual redistribuye los esfuerzos y permite la disminución de los esfuerzos de contacto.

1.6. CONCLUSIÓN DEL ESTADO DEL ARTE

Actualmente, la necesidad de cirugías de artroplastia de cadera sigue siendo un problema de salud y económico-social. Las prótesis con mayor éxito y más usadas actualmente son las conformadas por un componente acetabular de polietileno. Aunque la incorporación del par cerámica-polietileno ha logrado aumentar la vida útil de estas prótesis, a causa de su alto costo en comparación con el par metal-polietileno, no logra resolver el problema económico-social.

El principal factor que disminuye la vida útil en par metal-polietileno son los altos índices de desgaste en el componente acetabular. Se han estudiado maneras de reducir su desgaste, por medio del desarrollo de nuevos tipos de polietilenos, recubrimientos y configuración geométrica. En el presente trabajo se tomaron en cuenta las investigaciones del recubrimiento con DLC por triboadhesión y de los arreglos de inclusiones tipo Eshelby, los métodos de evaluación del desgaste por vibración y por simulación numérica para determinar un modelo óptimo de prótesis de cadera de metal-polietileno que disminuya el desgaste y aumente su vida útil.

1.7. REFERENCIAS

- [1] H. A. García, “ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA Gestión Y Auditoria Medica”. Curso Anual de Auditoría Médica, Gestión y Convenios en Salud 2018, pp. 1–23, 2018. [En línea]. Available: [http://www.auditoriamedicahoy.com.ar/biblioteca/ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA. Gestion Y Auditoria Medica Hugo Garcia.pdf](http://www.auditoriamedicahoy.com.ar/biblioteca/ARTROPLASTIA%20TOTAL%20DE%20CADERA.%20Gestion%20Y%20Auditoria%20Medica%20Hugo%20Garcia.pdf)
- [2] “Historia de la prótesis total de cadera - Sendagrup”. <https://www.sendagrup.com/2014/06/16/historia-de-la-protesis-total-de-cadera/> (consultado mar. 08, 2021).
- [3] C. González Parada, “Evolución de la indicación de artroplastia total de cadera y recambio de artroplastia total de cadera en Andalucía”, Universidad de Málaga, 2015. [En línea]. Available: <https://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/11735>
- [4] R. G. Tronzo, *Surgery of the Hip Joint: Volume 1 - Google Libros*, 2a, ilustra ed. Springer New York, 2012. Consultado: mar. 08, 2021. [En línea]. Available: <https://books.google.com.mx/books>
- [5] J. Charnley y R. A. Brand, “The bonding of prostheses to bone by cement”, en *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010, vol. 468, núm. 12, pp. 3149–3159. doi: 10.1007/s11999-010-1545-8.
- [6] “INDICATIONS FOR CHARNLEY LOW-FRICTION TOTAL HIP REPLACEMENT”. Consultado: mar. 08, 2021. [En línea]. Available: www.ajronline.org
- [7] J. Charnley, “ARTHROPLASTY OF THE HIP. A New Operation”, *The Lancet*, vol. 277, núm. 7187, pp. 1129–1132, may 1961, doi: 10.1016/S0140-6736(61)92063-3.
- [8] F. Gómez García, “Tribología moderna en artroplastía total de cadera: pros y contras”, *scielo*, vol. 28(5), núm. Acta ortopédica mexicana, 2014, Consultado: nov. 19, 2020. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2306-41022014000500010
- [9] C. R. Galia, C. V. Diesel, M. R. Guimarães, y T. A. Ribeiro, “Total hip arthroplasty: a still evolving technique”, *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 52, núm. 5, pp. 521–527, sep. 2017, doi: 10.1016/j.rboe.2016.09.011.
- [10] C. Suárez, A. Forero, D. Monsalvo, A. Taborda, y D. Londoño, “Evaluación costo-efectividad de las prótesis con superficie cerámica-polietileno vs. metal-polietileno para reemplazo articular primario de cadera en Colombia”, *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 34, núm. 3, pp. 223–230, jul. 2020, doi: 10.1016/J.RCCOT.2020.10.002.

- [11] K. J. Carnes, S. M. Odum, J. L. Troyer, y T. K. Fehring, “Cost analysis of ceramic heads in primary total hip arthroplasty”, *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, vol. 98, núm. 21, pp. 1794–1800, 2016, doi: 10.2106/JBJS.15.00831.
- [12] L. Mattei, F. Di Puccio, E. Ciulli, y A. Pauschitz, “Experimental investigation on wear map evolution of ceramic-on-UHMWPE hip prosthesis”, *Tribol Int*, vol. 143, mar. 2020, doi: 10.1016/j.triboint.2019.106068.
- [13] X. Hua y J. Li, “CMM-based method for assessing the volume change of retrieved polyethylene cups in MoP total hip replacements”, *Biosurf Biotribol*, vol. 6, núm. 2, pp. 37–42, jun. 2020, doi: 10.1049/bsbt.2019.0011.
- [14] X. Hua, L. Wang, M. Al-Hajjar, Z. Jin, R. K. Wilcox, y J. Fisher, “Experimental validation of finite element modelling of a modular metal-on-polyethylene total hip replacement”, *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 228, núm. 7, pp. 682–692, jul. 2014, doi: 10.1177/0954411914541830.
- [15] L. Wang, G. Isaac, R. Wilcox, A. Jones, y J. Thompson, “Finite element analysis of polyethylene wear in total hip replacement: A literature review”, *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 233, núm. 11, pp. 1067–1088, 2019, doi: 10.1177/0954411919872630.
- [16] S. Shankar, “Predicting wear of ceramic–ceramic hip prosthesis using finite element method for different radial clearances”, *Tribology - Materials, Surfaces and Interfaces*, vol. 8, núm. 4, pp. 194–200, dic. 2014, doi: 10.1179/1751584X14Y.0000000077.
- [17] A. Jaqués Carnicer, “Modelo de desgaste en prótesis de cadera: análisis por elementos finitos”, Universidad de Zaragoza, 2016. [En línea]. Available: <http://zaguan.unizar.es/TAZ/EUCS/2014/14180/TAZ-TFG-2014-408.pdf>
- [18] R. K. Roy y K. R. Lee, “Biomedical applications of diamond-like carbon coatings: A review”, *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, vol. 83, núm. 1, pp. 72–84, oct. 2007. doi: 10.1002/jbm.b.30768.
- [19] G. Sosa, J. M. Rodríguez Lelis, y M. Ciénega Ramos, “Evaluación del desgaste de prótesis cerámicas de cadera recubiertas con DLC por triboadhesión parte II – pruebas de depósito y desgaste”, *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. XXVII, núm. 1, pp. 31–37, 2006.
- [20] W. T. Thomson, *Theory of Vibration with Applications*, 4a ed. 1993. doi: 10.1007/978-1-4899-6872-2.
- [21] E. Ramírez F., “Estudio del desgaste en la superficie de contacto interno de chumaceras generado por vibración mecánica”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [22] J. L. Pedrero Pérez, “Efecto del Recubrimiento por Triboadhesión del DLC y Bisulfuro de Molibdeno en el Desempeño y Desgaste de Anillos de Motores de Combustión Interna”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2009.

- [23] W. Sosa González, “Diseño de un mecanismo para la evaluación del desgaste en prótesis de cadera”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [24] D. Mata Tolosa, “CARACTERIZACIÓN DINÁMICA DE PRÓTESIS DE CADERA RECUBIERTAS MEDIANTE EL PROCESO DE TRIBOADHESIÓN”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2005.
- [25] S. Watts, “Inventor with a diamond edge: For Ernest Nagy”, dic. 12, 1992. <https://www.newscientist.com/article/mg13618514-600/> (consultado ago. 18, 2022).
- [26] J. M. Rodríguez Lelis, “Proceso para recubrir placas metálicas con óxidos metálicos por fricción seca”, Cuernavaca, México, 1997.
- [27] G. Soriano García, “DISTRIBUCION DE TEMPERATURAS EN LAMINAS DE ACERO, SUJETAS AL PROCESO DE TRIBOADHESION”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2001.
- [28] J. Colin Ocampo, ““UN MODELO EXPERIMENTAL” EN EL PROCESO DE RECUBRIMIENTO DE SUPERFICIES POR MEDIO DE FRICCIÓN SECA”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [29] J. Navarro Torres, “Diseño de un dispositivo para deposición en piezas mecánicas pequeñas por triboadhesión.”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [30] J. A. Rodríguez Ramírez, “Diseño y construcción de un dispositivo para evaluar la resistencia al desgaste en rodamientos recubiertos a base de fricción seca con diamante”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2003.
- [31] E. B. W. Giesen, M. Ding, M. Dalstra, y T. M. G. J. van Eijden, “Architectural measures of the cancellous bone of the mandibular condyle identified by principal components analysis”, *Calcif Tissue Int*, vol. 73, núm. 3, pp. 225–231, 2003, doi: 10.1007/s00223-002-0002-4.
- [32] L. Gao, S. Qiu, y K. Dai, “The three-dimensional microstructure of the calcar femorale”, *Journal of Orthopaedic Surgery*, vol. 6, núm. 1, pp. 1–7, 1998.
- [33] M. C. H. van der Meulen y R. Huiskes, “Why mechanobiology? A survey article”, *J Biomech*, vol. 35, núm. 4, pp. 401–414, 2002, doi: 10.1016/S0021-9290(01)00184-1.
- [34] O. Bautista Merino, “Estimación del Amortiguamiento de Prótesis de Cadera por Interferometría Láser”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2009.
- [35] L. F. González, “Bases para el Diseño de Prótesis de Hombros”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2012.

- [36] A. Hernández González, “REDISEÑO DEL ACETÁBULO Y COPA ACETABULAR DE LA PRÓTESIS DE CADERA TIPO CHARNLEY PARA DISMINUCION DE DEBRIS”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2006.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. INTRODUCCIÓN

Como se puede observar en varias articulaciones del esqueleto humano, en particular de la cadera, se puede observar que estas se fueron formando interna y externamente como función de las cargas en las superficies de contacto de los elementos que forman la articulación. El primer elemento que influye su forma es el tipo de movimiento al que está sujeta la articulación, en segundo término, los tipos de cargas normales, de corte y superficiales a las que se le sujeta; influenciando la arquitectura interna y características tribológicas. En este capítulo se describe esos tres tópicos relacionados con las características y comportamiento mecánico de la articulación.

2.2. DINÁMICA DE LA CADERA

Debido a la necesidad de simular las condiciones presentes en las prótesis de cadera, para diversos tipos estudios como el análisis de esfuerzos, fatiga, desgastes, entre otros, de los componentes de estas prótesis. Se han obtenido parámetros de cargas y movimientos estándar para simular las condiciones en la cadera. Para ello, se ha establecido el ciclo de marcha estándar, el cual consiste en el movimiento que realiza la cadera para lograr un paso de avance en caminata, este ciclo se tiende a expresar en porcentaje de avance de la pierna.

2.2.1. Cinemática de la cadera

El movimiento en la cadera presenta tres grados de libertad, los cuales están dados por tres rotaciones, las cuales se pueden relacionar con los planos del cuerpo humano. De la Figura 2.1 se muestra dicha relación, la rotación de flexión-extensión (FE) está relacionada con el plano sagital (plano y-z), la rotación de aducción-abducción (AA) con el plano frontal (plano x-y) y la rotación interna-externa (RIE) con el plano transversal (plano x-z) [1].

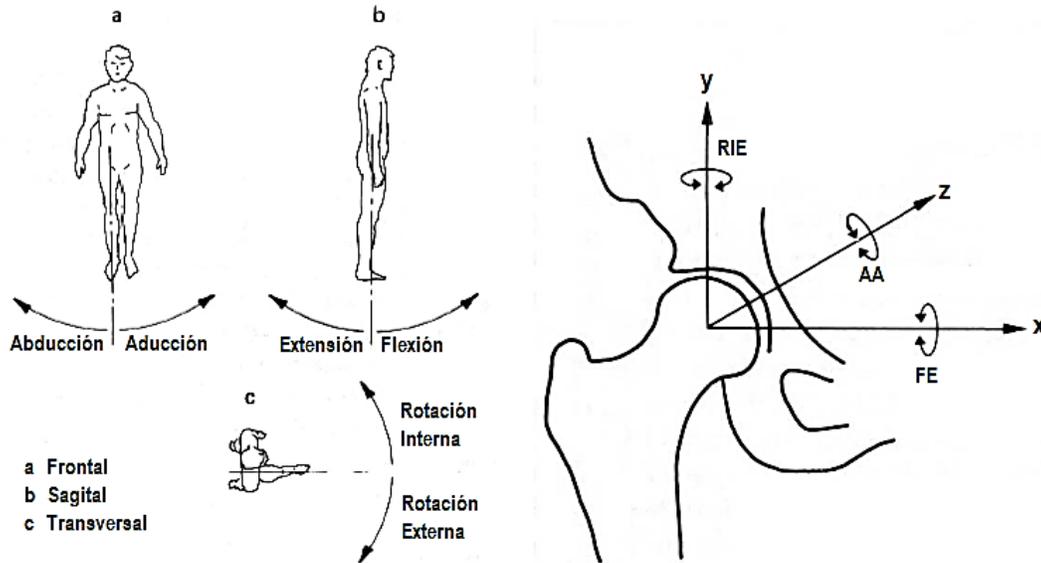
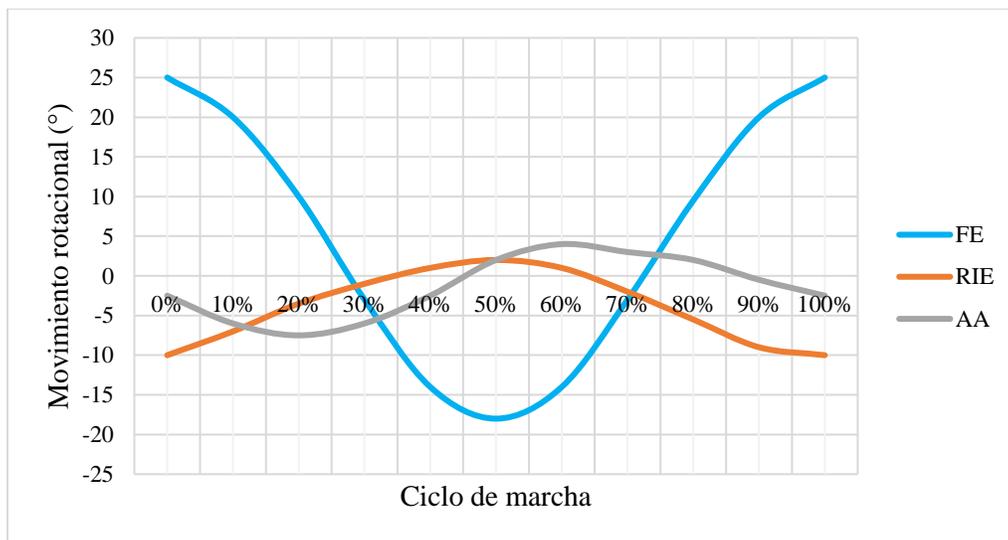


Figura 2.1 Rotaciones en la cadera y su relación con el sistema de coordenadas y planos fijos del cuerpo humano[1].

La amplitud de las rotaciones varía de acuerdo con el tipo de actividad realizada, caminar, subir escaleras, correr, etc. La norma ISO 14242-1 [2] establece un promedio de las amplitudes de estas rotaciones. En la Gráfica 2.1 se muestra el comportamiento de las rotaciones en un ciclo de marcha estándar, se aprecia que la rotación con mayor amplitud y más predominante es la flexión-extensión (FE), con una amplitud que varía de 25° a -18°.



Gráfica 2.1 Variación de los movimientos de la cadera en un ciclo de marcha de acuerdo con la norma ISO 14242 [2].

2.2.2. Cinética de la cadera

Existen cargas sobre los tres ejes de la cadera, generadas por las fuerzas ejercidas por los músculos y por el peso de cuerpo. De acuerdo con la literatura, considerar únicamente la carga axial por el peso del cuerpo K y fuerza abductora M , es suficiente para simular las condiciones de carga, ya que las fuerzas generadas por otros músculos solo representan menos del 1% de la magnitud de carga en la cadera [1,3]. En la Figura 2.2 se muestra el esquema que cuerpo libre considerando las cargas principales, la suma vectorial de peso del cuerpo K mas la fuerza del abductor M , que actúan sobre la cadera.

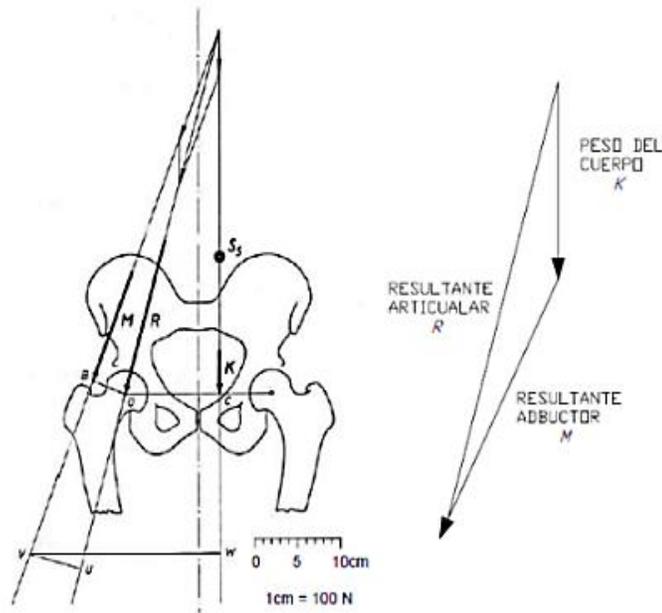


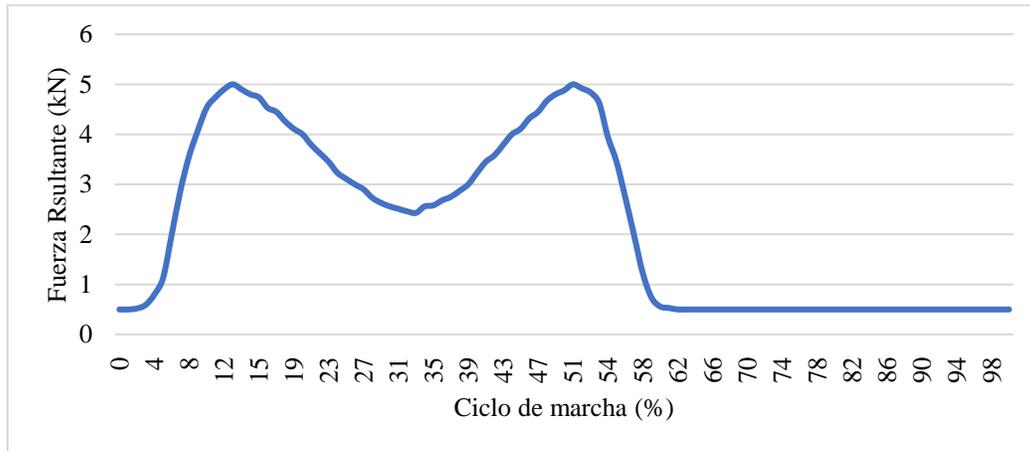
Figura 2.2 Esquema de cargas en la cadera [1].

De acuerdo con estudios, los valores de la magnitud máxima de fuerza de reacción de la cadera (apoyando con el pie en la superficie) varían entre 0.5 hasta 8 veces del peso del cuerpo, dependiendo de la velocidad del ciclo de marcha con el que se mide. La norma ISO 14242-1 [6] establece la variación de la amplitud de la fuerza resultante en la cadera, considerando las fuerzas mencionadas anteriormente. En la Gráfica 2.2 se muestra esta variación de amplitud en un ciclo de marcha estándar, el cual se compone por cinco fases;

- Contacto inicial del pie con la superficie (0% del ciclo).
- Apoyo inicial del pie con la superficie 0-10%.
- Apoyo medio 10-30%.
- Apoyo final 30-60%.
- Oscilación (el pie separado de la superficie) 60-100%.

En la Gráfica 2.2 se aprecia que la magnitud mayor de la fuerza resultante se encuentra en el 10 % (apoyo inicial) y en el 50 % (apoyo final) del ciclo de marcha, con una magnitud

máxima de 5 kN. También se observa que en la fase de oscilación la magnitud se mantiene constante, en un valor mínimo.



Gráfica 2.2 Variación de la carga resultante en un ciclo de marcha de acuerdo con la norma ISO 14242 [2].

2.3. FUNDAMENTOS DE LA TRIBOLOGÍA

En el desarrollo de las prótesis totales de cadera es importante evaluar y mejorar su resistencia al desgaste. De esta manera, la tribología es el fundamento teórico principal para esta investigación. De acuerdo con la literatura, el significado etimológico de la palabra tribología proviene del griego “*tribos*”, que significa fricción y “*logos*” que significa estudio [4]. La tribología se puede definir como la ciencia que estudia los efectos sobre la interfaz de las superficies entre dos cuerpos sólidos con movimiento relativo entre ellos; esto incluye el estudio de la fricción, el desgaste, la lubricación y las fuerzas que actúan sobre la interfaz.

2.3.1. Área de contacto

La superficie de contacto entre los cuerpos es una interfaz sólido-líquido o sólido-gas. Esta interfaz tiene una estructura compleja que depende de las propiedades de los materiales y de los métodos de fabricación. Puesto que las superficies tienen asperezas, el contacto no es completo sobre todo el área aparente de las superficies. El área de contacto real está dada por un complejo arreglo en los picos más altos de las superficies, como se muestra en la Figura 2.3 [5], donde se ilustra la topografía a nivel microscópico del contacto real entre superficies.

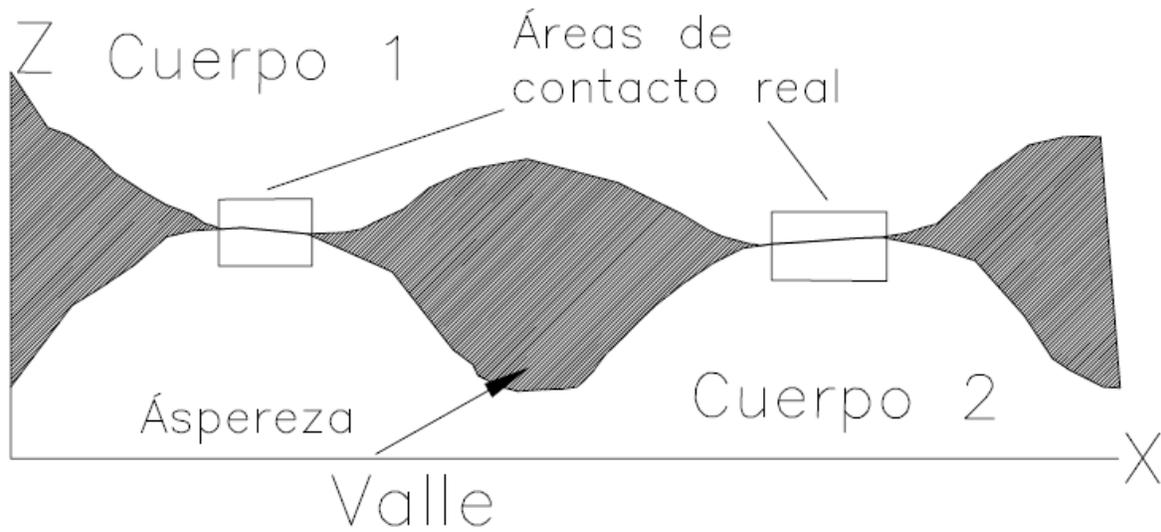


Figura 2.3 Área de contacto real

A causa de las deformaciones plásticas y elásticas de las asperezas de la superficie, el área de contacto real depende de las cargas aplicadas sobre las superficies; dicha relación está dada por la Ecuación 1 [6].

$$W_t = \sum W_n = P(\sum a_n) = PA_{real} \quad \dots (1)$$

Donde:

- W_t = Carga total sobre el área de contacto
- W_n = Carga aplicada sobre un pico de contacto real
- P = Presión aplicada sobre el área de contacto
- a_n = Área de contacto sobre un pico de contacto real
- A_{real} = Área de contacto real total

2.3.2. Contacto de Hertz

Heinrich Hertz en 1882 planteó un modelo de contacto entre dos cuerpos elásticos de superficies curvas, este modelo sentó las bases para los siguientes modelos de mecánica de contacto. Una de las principales limitantes de este modelo, es que no considera el efecto de adhesión entre los cuerpos de contacto. De acuerdo con Hertz, considerando la deformación elástica entre dos superficies curvas en contacto, como se muestra en la Figura 2.4, estas se traslapan a causa de las deformaciones generadas por las cargas aplicadas, el radio de contacto está dado por la ecuación 2 [7].

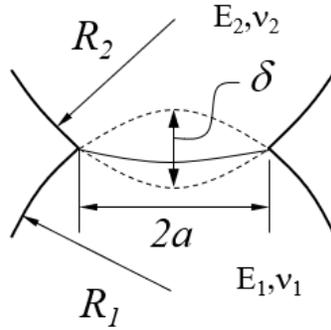


Figura 2.4 Contacto de Hertz para dos superficies curvas.

$$a = \frac{\pi p_0 R}{2E^*} = \left(\frac{3W_t R}{4E^*} \right)^{1/3} \quad \dots (2)$$

Donde:

- a = Radio de contacto
- p_0 = Presión de contacto elíptica
- R = Radio de curvatura efectivo
- E^* = Módulo de elasticidad efectivo
- W_t = Carga total sobre el área de contacto

El módulo de elasticidad efectivo y el radio de curvatura efectiva están dados por las ecuaciones 3 y 4, respectivamente [7].

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1-v_1^2}{E_1} + \frac{1-v_2^2}{E_2} \quad \dots (3)$$

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad \dots (4)$$

Donde:

- R = Radio de curvatura efectivo
- E^* = Módulo de elasticidad efectivo
- R_1 y R_2 = Radio de curvatura de cada cuerpo
- E_1 y E_2 = Módulo de elasticidad de cada cuerpo
- v_1 y v_2 = Constante elástica de Poisson de cada cuerpo

El área de contacto real está dada por la ecuación 5 [5].

$$A_{real} = \pi a^2 \quad \dots 5$$

Una de las consideraciones de este modelo son las siguientes:

- Cuerpos en contacto son localmente esféricos
- Radio de contacto \ll dimensiones del cuerpo

- Material isotrópico y linealmente elástico
- Sin fricción
- Sin adhesión
- Limitado a aplicaciones de cuerpos macroscópicos

2.3.3. Adhesión

La ASTM define la adhesión como “el estado en el que dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales que pueden consistir en fuerzas de dispersión o de Van der Waals y/o la acción entrelazada de las asperezas” [8]. El trabajo de adhesión es función de las energías superficiales de los cuerpos en contacto, donde γ_a y γ_b , son las energías libres respectivas de los materiales en contacto a y b. Cuando las superficies están en contacto se forma una energía superficial de interfase γ_{ab} . La fuerza de adhesión decae rápidamente conforme aumenta la distancia de separación. De esta manera, el trabajo de adhesión o energía de adhesión queda definido por la ecuación 6 [7]:

$$W_{ab} = \gamma_a + \gamma_b - \gamma_{ab} \quad \dots (6)$$

Donde la energía superficial de interfase se puede aproximar por medio de la media geométrica de las energías superficiales de cada uno de los cuerpos en contacto [7].

$$\gamma_{ab} \approx \sqrt{\gamma_{aa} * \gamma_{bb}} \approx 2\sqrt{\gamma_a * \gamma_b} \quad \dots (7)$$

La energía libre de superficie para metales, se puede aproximar por medio de la siguiente ecuación [7]:

$$\gamma = \frac{Ez_0}{10} \quad \dots (8)$$

Donde:

E = módulo de elasticidad

z_0 = distancia interatómica

2.3.4. Contacto con adhesión

Las fuerzas de adhesión pueden tener gran impacto en la mecánica de contacto, por lo cual, después del modelo de Hertz, se han desarrollado modelos de contacto considerando la adhesión. Un siglo después del modelo de Hertz, se presentaron los modelos de contacto de Bradley, JKR, DMT [7]. La consideración de la adherencia toma importancia cuando existen las siguientes condiciones:

- Superficies muy lisas.
- Cuando una de las superficies es muy blanda (goma o material orgánico) con respecto a la otra.
- Micro-contactos de asperezas
- En sistemas microscópicos donde las fuerzas de adhesión son por regla general más importantes que las fuerzas de volumen.

2.3.5. Modelo de contacto de JKR:

Este modelo fue desarrollado por Johnson, K.L., Kendall, K., y Roberts, A.D. en 1971. Considera el contacto de una esfera con un plano horizontal, bajo la acción de una fuerza y tomando en cuenta la adhesión entre ambos cuerpos. La deformación elástica de la esfera aumenta el área de contacto más allá de la que establece la teoría de Hertz, sin embargo, las fuerzas de atracción se confinan en el área de contacto y son cero al lado de la esfera, esta causa la formación de un cuello de botella como se muestra en Figura 2.5 [7].

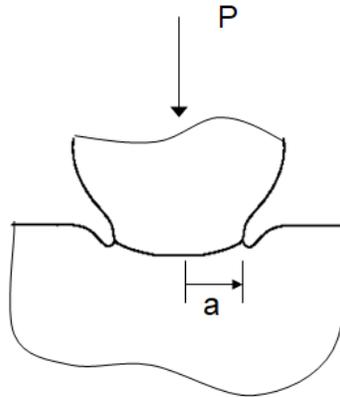


Figura 2.5 Contacto JKR

Cuando la fuerza alcanza un valor máximo, el radio de contacto (a) está dado por la ecuación 9 [7]:

$$a_{ad} = \left(\frac{9 \cdot \pi \cdot W_{ab} \cdot R^2}{2 \cdot E^*} \right)^{1/3} \quad \dots (9)$$

Y la fuerza máxima está dada por la ecuación 10 [7]:

$$P = 1.5 \cdot \pi \cdot W_{ab} \cdot R \quad \dots (10)$$

2.3.6. Modelo de contacto de DMT:

Este modelo fue desarrollado por Derjaguin, B.V., Muller, V.M., Toporov, Y.P. en 1975. Este modelo también considera los efectos de la adhesión. Pero para este modelo los parámetros de radio y fuerza máxima están dados por las ecuaciones 11 y 12 [7], respectivamente:

$$a_{ad} = \frac{3 \cdot \pi \cdot W_{ab} \cdot R^2}{2 \cdot E^*} \quad \dots (11)$$

$$P = 2 \cdot \pi \cdot W_{ab} \cdot R \quad \dots (12)$$

Después de varias discusiones sobre la validez de estos modelos, Tabor concluyó que los modelos JKR y DMT, eran válidas para casos específicos. Tabor estableció un parámetro para determinar la aplicación de los modelos [7]:

$$\phi = \left(\frac{W_{ab}^2 * R}{E^* Z_0^*} \right)^{1/3} \quad \dots (13)$$

Donde:

ϕ = Parámetro de Tabor

Z_0^* = Distancia interatómica de equilibrio relacionada con el Potencial de Lennard-Jones.

En general, el modelo JKR se usa en sólidos blandos, grandes radios de curvatura, energía de adhesión alta y el modelo DMT se usa en sólidos rígidos, pequeños radios de curvatura y energía de adhesión baja. Aunque el modelo JKR describe la adherencia relativamente bien en el entorno de validez de la teoría DMT [7].

2.3.7. Modelo de Rabinowicz

De acuerdo con Rabinowicz, el radio de contacto considerando los efectos adhesivos se puede aproximar de la siguiente manera [7]:

$$a_{ad} = (a^2 + Y^2)^{1/2} + Y \quad \dots (14)$$

Donde:

a_{ad} = radio de contacto que considera los efectos de adhesión

a = radio de contacto que considera únicamente la carga P y la presión media

Y = parámetro que determina la magnitud de los efectos de la adhesión

$$Y = \frac{W_{ab} \cot \theta}{H} \quad \dots (15)$$

Donde:

θ = Ángulo promedio de las asperezas

W_{ab} = Trabajo de adhesión

Y el área de contacto que considera los efectos de adhesión queda como:

$$A_{ad} = \pi a_{ad}^2 \quad \dots (16)$$

2.3.8. Fricción

La fricción se puede definir como el efecto resistivo al movimiento relativo tangencial entre dos cuerpos sólidos en contacto [5]. Existen diferentes tipos de enfoques y teorías para entender y modelar la fricción y sus efectos. De acuerdo con la mayoría de las teorías, el efecto de fricción se debe a las configuraciones irregulares de las superficies de contacto y también a la atracción molecular.

Este efecto resistivo se manifiesta por medio de la fuerza de fricción que actúa tangencialmente a la superficie de contacto y dirección opuesta al movimiento relativo. Esta fuerza es no conservativa, debido a que existe disipación de energía sobre la superficie de contacto. La fricción de acuerdo con el tipo de interfaz se puede dividir en:

- Fricción lubricada: Cuando existe presencia de una sustancia lubricante entre las superficies en contacto, lo cual tiende a disminuir el coeficiente de fricción de la interfaz.
- Fricción seca: Cuando los efectos de lubricación de las sustancias entre las superficies en contacto son muy pequeñas y es despreciable su efecto o no existe sustancia alguna entre las superficies, también conocida como fricción de Coulomb [4]. De acuerdo con Coulomb, la fuerza de fricción se puede dividir en estática y dinámica. La fuerza de fricción estática ocurre cuando las superficies en contacto están en reposo, pero existen cargas aplicadas sobre la superficie que intentan generar un movimiento relativo entre las superficies. La fuerza de fricción estática aumenta conforme aumentan las cargas hasta llegar el límite estático donde empieza el movimiento. A partir de ahí la fuerza de fricción es constante y se le denomina dinámica.

$$F_m = \mu_s N \quad \dots (17)$$

$$F_k = \mu_k N \quad \dots (18)$$

Donde:

N = Fuerza normal

F_m = Fuerza de fricción estática

μ_s = Coeficiente de fricción estática

F_k = Fuerza de fricción cinética

μ_k = Coeficiente de fricción cinética

Considerando el área de contacto real, el coeficiente de fricción cinética se puede expresar en términos de esfuerzo o presión de flujo (σ_y) y esfuerzo cortante (τ) en la interfaz de contacto, de la siguiente manera:

$$\mu_k = \frac{F_k}{N} = \frac{A_{real} \tau}{A_{real} \sigma_y} = \frac{\tau}{\sigma_y} = \frac{\text{esfuerzo cortante}}{\text{presión de flujo}} \quad \dots (19)$$

De acuerdo con Bowden y Tabor, una aproximación del coeficiente de fricción para materiales sin alguna película contaminante en su superficie se determina por sus propiedades de esfuerzo cortante y presión de flujo. En la interfaz de contacto de dos cuerpos con movimiento relativo, existe una fuerte interacción entre las superficies de los materiales; lo que lleva a tomar en cuenta otros factores tales como:

- El área real de contacto entre las superficies deslizantes.
- El tipo de enlace que se forma en la interfase, donde ocurre el contacto, es decir, “adhesión”.
- La forma de ruptura y separación de las capas interiores del material, así como el entorno de la zona de contacto durante el deslizamiento

En 1981, Tabor consideró que la carga de contacto P que actúa en el área real de contacto es igual a N más las fuerzas de adhesión F_S , por lo tanto:

$$P = N + F_S \quad \dots (20)$$

y el coeficiente de fricción queda como:

$$\mu = \frac{N}{P - F_S} \quad \dots (21)$$

De acuerdo con Rabinowicz [5-7], el coeficiente de fricción se puede determinar considerando la energía de adhesión y la geometría de contacto de las asperezas. De esta manera, el coeficiente de fricción se expresa de la siguiente manera [7]:

$$\mu = \frac{\tau}{\sigma_0 - \frac{2W_{ab} \cot \theta}{r}} \quad \dots (22)$$

Donde:

τ = esfuerzo cortante.

σ_0 = dureza del material.

W_{ab} = trabajo de adhesión.

Θ = ángulo promedio de las asperezas

r = radio de contacto.

2.3.9. Desgaste

El desgaste es la remoción de material, deformación o daño sobre la superficie de un cuerpo. Existen diferentes mecanismos de desgaste, en la literatura se encuentran los siguientes abrasivo, adhesivo, fatiga, corrosivo, impacto por erosión y percusión, desgaste inducido por el arco eléctrico. Los mecanismos de desgaste por contacto son los comunes, estos se generan entre dos cuerpos en contacto con movimiento relativo entre ellos. El desgaste se puede generar en una o ambas superficies de estos cuerpos. El origen del desgaste generalmente se debe al contacto entre las asperezas de las superficies y a la deformación sobre los puntos de contacto de estas asperezas cuando existe movimiento [5].

Desgaste por abrasión: Esto ocurre cuando las asperezas de una superficie generan la deformación plástica y partículas abrasivas sobre la otra superficie. Estas asperezas y partículas continuarán desgastando la superficie, generalmente en forma de ranuras y cuñas. Este desgaste se puede describir por medio del modelo de Archard [9]:

$$V = \frac{F_N \overline{\tan \theta}}{\pi \sigma_0} x = \frac{k_{abr} F_N}{\sigma_0} x \quad \dots (23)$$

Considerando la fricción

$$V = \frac{k_{abr} W}{\sigma_0} \quad \dots (24)$$

Donde:

V = volumen de material desgastado

F_N = fuerza normal

$\overline{\tan \theta}$ = media ponderada de los valores $\tan \theta$ en todos los micro-contactos

σ_0 = dureza del material más blando

x = distancia recorrida

K_{abr} = coeficiente de desgaste abrasivo

w = trabajo de fricción

El coeficiente de desgaste adimensional por abrasión depende de la geometría de las asperezas y de la probabilidad que estas generen partículas abrasivas debido al corte [5].

Desgaste adhesivo: Esto ocurre cuando las dos superficies en contacto se deslizan entre sí. La carga sobre el área de contacto real produce la ruptura de los picos de las asperezas, lo cual genera partículas que se adhieren a la superficie opuesta y después por los mismos efectos de movimiento y carga, estas partículas pueden volver a su superficie original o quedar entre la interfaz de contacto. Los micro-contacts que se forman y se destruyen dan lugar a la liberación de una partícula, la formación de partículas viene dada por la probabilidad k^* [7].

$$V = \frac{k^* F_N x}{3\sigma_0} = \frac{k_{adh} F_N x}{\sigma_0} \quad \dots (25)$$

Donde:

V = volumen del material desgastado

k^* = probabilidad de formación de partículas

K_{adh} = coeficiente de desgaste adhesivo

2.4. COMPORTAMIENTO DE LAS INCLUSIONES TIPO ESHELBY

Un material compuesto se puede definir, como un material constituido por micro o macro constituyentes. Entre estos constituyentes se pueden distinguir el material matriz y el material fase, este último puede ser partículas, fibras, grietas, etc. Los materiales con inclusiones son un caso particular de los materiales compuestos [10]. Las inclusiones o inhomogeneidades en los materiales tienen una influencia drástica en su comportamiento mecánico. Los efectos de las inclusiones y en general el comportamiento mecánico de los materiales compuestos ha sido objeto de investigación y varias metodologías han sido propuestas para determinar las propiedades efectivas del material.

2.4.1. Comportamiento mecánico

Eshelby [11] propuso un modelo matemático para determinar las propiedades mecánicas de un material con inclusiones en forma elíptica o elipsoidal. Ya que con esta geometría se pueden modelar varios tipos de formas de fase. Desarrolló un modelo que calcula los efectos de la transformación de una región (inclusión elipsoidal - fase) que sufre un cambio de forma y tamaño debido a las restricciones impuestas por un medio elástico isotrópico, homogéneo e infinito (matriz). Esta región de no ser por estas restricciones tendría una deformación homogénea y arbitraria. Eshelby dedujo el estado elástico de la inclusión y de la matriz, por medio de un conjunto de operaciones de corte que separan la región (inclusión) de la matriz, lo que genera que ambos recuperen su forma y tamaño sin restricciones. Concluyó una expresión para la deformación en la superficie de la interfaz matriz-inclusión ϵ , desarrollando

un tensor de concentración de deformación A_{ijkl} , que está en función de las constantes elásticas, por medio de los tensores de elasticidad de la matriz C_{ijkl}^M y de la inclusión C_{ijkl}^I , un tensor de transformación S^E y la matriz identidad I_{ijkl} [11]:

$$\varepsilon = A_{ijkl} \varepsilon^A \quad \dots (26)$$

$$A_{ijkl} = I_{ijkl} + S^E \{[(C_{ijkl}^I - C_{ijkl}^M) S^E + C_{ijkl}^M]^{-1} (C_{ijkl}^M - C_{ijkl}^I)\} \quad \dots (27)$$

El desarrollo anterior está dado para una sola inclusión en la matriz, para matrices con N número de inclusiones se han desarrollado teorías [12,13] las cuales han concluido con la una expresión para la deformación promedio para el material compuesto (matriz-inclusión) $\bar{\varepsilon}$:

$$\bar{\varepsilon} = \varepsilon^0 + c_1 \varepsilon^t \quad \dots (28)$$

Donde c_1 es la fracción de volumen de la inclusión en la matriz, ε^0 es la deformación de la matriz sin inclusiones y ε^t es la deformación libre de esfuerzo en la inclusión.

2.4.2. Energía de deformación y formación de entropía

Cuando en un sólido elástico se aplican cargas (P), se genera un trabajo sobre este (dU), el cual se convierte la energía de deformación U [12].

$$W = dU = P dx \quad \dots (29)$$

$$U = \int P dx \quad \dots (30)$$

Si la energía de deformación se divide por el volumen del cuerpo elástico isotrópico, se obtiene la densidad de deformación u , si se expresa en términos de esfuerzos y deformaciones y considerando un estado de esfuerzos general, se obtiene:

$$u = \frac{U}{V} \quad \dots (31)$$

$$u = \frac{1}{2} (\sigma_x \varepsilon_x + \sigma_y \varepsilon_y + \sigma_z \varepsilon_z + \tau_{xy} \gamma_{xy} + \tau_{yz} \gamma_{yz} + \tau_{zx} \gamma_{zx}) \quad \dots (32)$$

De acuerdo con lo anterior, en un sólido elástico ideal, la densidad de deformación solo depende del estado de esfuerzos y deformación. Al retirar la carga sobre el cuerpo, este no recupera su volumen original, existirá una deformación permanente (ε_p) [13]. Por lo cual parte de la energía se disipará en calor. De acuerdo con la primera ley de la termodinámica [14]:

$$W = dU + q \quad \dots (33)$$

Donde W es el trabajo elástico debido a los esfuerzos, dU es el incremento de la energía interna del material y q es el calor genera en el material. Si se idealizara un sistema adiabático donde $q=0$ y $W=dU$.

Pero esto no sucede, ya que dentro del material existen desplazamientos y deformaciones de las estructuras cristalinas a escalas micro y nano. Estos desplazamientos generalmente tienen lugar en dislocaciones de la red cristalina [10]. Estos desplazamientos originarán un consumo

de energía, por lo cual habrá energía disipada, incluso en un sistema adiabático. Por lo cual, se considera un proceso irreversible, se debe considerar la segunda ley de la termodinámica y la generación de entropía, esta es la medida del desorden molecular [14]. De acuerdo con las ecuaciones de Maxwell, la entropía S en un sólido en función de la temperatura y esfuerzo, está dado por:

$$S = c_p \ln \frac{T}{T_0} + \alpha \sigma_{ij} \quad \dots (34)$$

Donde T_0 y T , son la temperatura inicial y final, respectivamente, σ_{ij} es el tensor de esfuerzos del material y α es el coeficiente de expansión de volumen. Considerando el trabajo de Eshelby, la entropía para un material compuesto con inclusiones elípticas en condiciones adiabáticas está dada por [15]:

$$S_{ijkl} = \alpha C_{ijkl}^M \varepsilon_{kl}^0 + \alpha \sum_{n=1}^N c_n (C_{ijkl}^I - C_{ijkl}^M) A_{ijkl} \varepsilon_{kl}^0 \quad \dots (35)$$

Y el trabajo realizado este dado por [16]:

$$W_{real} = \frac{1}{2} C_{ijkl} \varepsilon_{kl}^2 - \alpha T_0 C_{ijkl}^M \varepsilon_{kl}^0 - \alpha T_0 \sum_{n=1}^N c_n (C_{ijkl}^I - C_{ijkl}^M) A_{ijkl} \varepsilon_{kl}^0 \quad \dots (36)$$

2.4.3. Efecto de las inclusiones

De acuerdo con J. A. Arellano [15], las inclusiones elípticas afectan la distribución de la entropía y la rigidez del material, los factores que afectan en ello son la orientación de la inclusión respecto a la carga (Θ), la fracción de volumen, la relación de aspecto a/b y la distribución de las inclusiones en el material, estas se representan en la Figura 2.6.

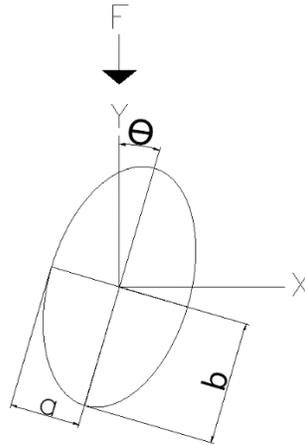


Figura 2.6 Inclusión elíptica

En el material con inclusiones se produce una distribución de esfuerzos y deformaciones en función de la geometría de la inclusión y la acción de las cargas. Los esfuerzos máximos se localizan en la interfaz a 90° respecto a la línea de carga y la producción de entropía debido a los efectos elásticos incrementará en las mismas zonas donde se localizan los esfuerzos máximos [15].

La relación de aspecto y la fracción de volumen son los principales factores para el aumento de la magnitud del módulo de elasticidad, es decir, aumentan la rigidez del material. Para una relación de aspecto y fracción de volumen constante, la orientación de la inclusión con respecto a la carga afecta de tal manera que en la orientación $\Theta=0^\circ$ se obtienen la magnitud mínima del módulo de elasticidad, conforme Θ aumenta a 90° , el módulo de elasticidad aumenta y de forma periódica hasta un ciclo completo. De forma contraria, la máxima producción de entropía se encuentra en la orientación $\Theta=0^\circ$ y disminuye conforme Θ aumenta a 90° .

2.5. CONCLUSIÓN DEL MARCO TEÓRICO

De acuerdo la ley de Archard, se puede reducir el desgaste disminuyendo el coeficiente de desgaste k y los esfuerzos de contacto. Conforme a lo presentado sobre el estudio de las inclusiones tipo Eshelby, estas se pueden utilizar para modificar la distribución de las propiedades mecánicas y la distribución de esfuerzos, concentrando los esfuerzos en ciertas zonas y disminuyéndolos en otras. De acuerdo con el estado del arte, al recubrir con DLC las prótesis de cadera, el coeficiente de desgaste baja. Por lo tanto, con la incorporación de DLC y un arreglo de inclusiones que disminuya los esfuerzos de contacto en prótesis de cadera, se lograra disminuir la tasa de desgaste. Por lo que, en los siguientes capítulos desarrolla el diseño y el análisis del desgaste de una prótesis con las características mencionadas.

2.6. REFERENCIAS

- [1] Z. Wendt, “Entwicklung eines physiologischen Simulators für Verschleißuntersuchungen an Hüftendoprothesen”, Technischen Universität Berlin, 2004. doi: 10.14279/depositonce-979.
- [2] “ISO 14242-1:2014 - Implants for surgery”, 2014. <https://www.iso.org/standard/63073.html> (consultado mar. 17, 2021).
- [3] J. Stolk, N. Verdonschot, y R. Huiskes, “Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction”, *J Biomech*, vol. 34, núm. 7, pp. 917–926, 2001, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00225-6.
- [4] W. P. Castillo Herrera y O. G. Toapanta Cunalata, *Principios de tribología aplicados en la ingeniería mecánica*. 2019. doi: 10.17993/ingytec.2019.57.
- [5] B. Bhushan, *Introduction to tribology*, SECOND EDI., vol. 17, núm. 1. 2013.
- [6] W. Sosa González, “Diseño de un mecanismo para la evaluación del desgaste en prótesis de cadera”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [7] V. L. Popov, *Principios y aplicaciones de la mecánica de contacto en tribología, fricción y adherencia.*, 3a ed. UNIVERSITAT D’ALACANT, 2019. doi: <https://doi.org/10.14198/pua.2020.meccon>.
- [8] “Adhesión”. https://www.astm.org/DIGITAL_LIBRARY/STP/PAGES/STP37162S.htm (consultado sep. 12, 2021).
- [9] J. F. Archard, “Contact and rubbing of flat surfaces”, *J Appl Phys*, vol. 24, núm. 8, pp. 981–988, 1953, doi: 10.1063/1.1721448.
- [10] J. Smith, William & Hashemi, *Fundamentos de la Ciencia e Ingeniería de Materiales*, 4 th. 2006.
- [11] J. D. Eshelby, “The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion, and related problems.”, *Proceedings of the Royal Society of London*, vol. 241, 1957, doi: 10.1098/rspa.1957.0133.
- [12] Y. H. Zhao, G. P. Tandon, y G. J. Weng, “A Elastic Moduli for a Class of Porous Materials”, *Acta Mech*, vol. 130, 1989, doi: <https://doi.org/10.1007/BF01175799>.
- [13] F. P. Beer, E. R. Johnstons, J. T. DeWolf, y D. F. Mazurek, *MECÁNICA DE MATERIALES*, Quinta. Mc Graw Hill, 2009. doi: 10.1007/978-94-024-1771-5_7.
- [14] Y. A. Cengel y M. A. Boles, *Termodinámica*, Séptima. Mc Graw Hill, 2012.

- [15] J. Antonio. Arellano Cabrera, “Diseño de estructuras de materiales poliméricos compuestos para su aplicación en la industria automotriz”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2012.

CAPÍTULO III

EVALUACIÓN POR SIMULACIÓN NUMÉRICA

3.1. INTRODUCCIÓN

Considerando los fundamentos teóricos y las investigaciones sobre el recubrimiento de DLC e inclusiones elípticas, se realizaron las siguientes simulaciones:

Con la finalidad de evaluar los efectos en el desgaste de las prótesis de cadera de acero con recubrimiento de DLC se realizó la simulación numérica por elemento finito de los pares de contacto. También se determinó de manera analítica las propiedades de adherencia para usarse en las simulaciones. Los modelos de prótesis de cadera a simular fueron los siguientes:

- Copa acetabular de UHMWPE – Cabeza femoral de acero 316l
- Copa acetabular de UHMWPE – Cabeza femoral de acero 316l con recubrimiento de DLC

Para determinar un modelo de copa acetabular con inclusiones elipsoidales, el cual reduzca los esfuerzos en el área de contacto, se realizaron las simulaciones numéricas por elemento finito de perfiles 2D (para reducir el coste computacional) de copas acetabulares con inclusiones elípticas, usando como base el modelo desarrollado por A. Hernández [1].

3.2. CARACTERÍSTICAS DE CONTACTO

Considerando la aproximación de Rabinowicz para el contacto adherente, se calculó la energía superficial de adhesión (Ecuación 6) y el coeficiente de fricción (Ecuación 22) para los pares de contacto Acero 316 L – UHMWPE y DLC – UHMWPE. En la Tabla 3.1 se muestran las propiedades de los materiales de los pares de contacto usados para este cálculo y en la Tabla 3.2 se muestra los valores resultantes.

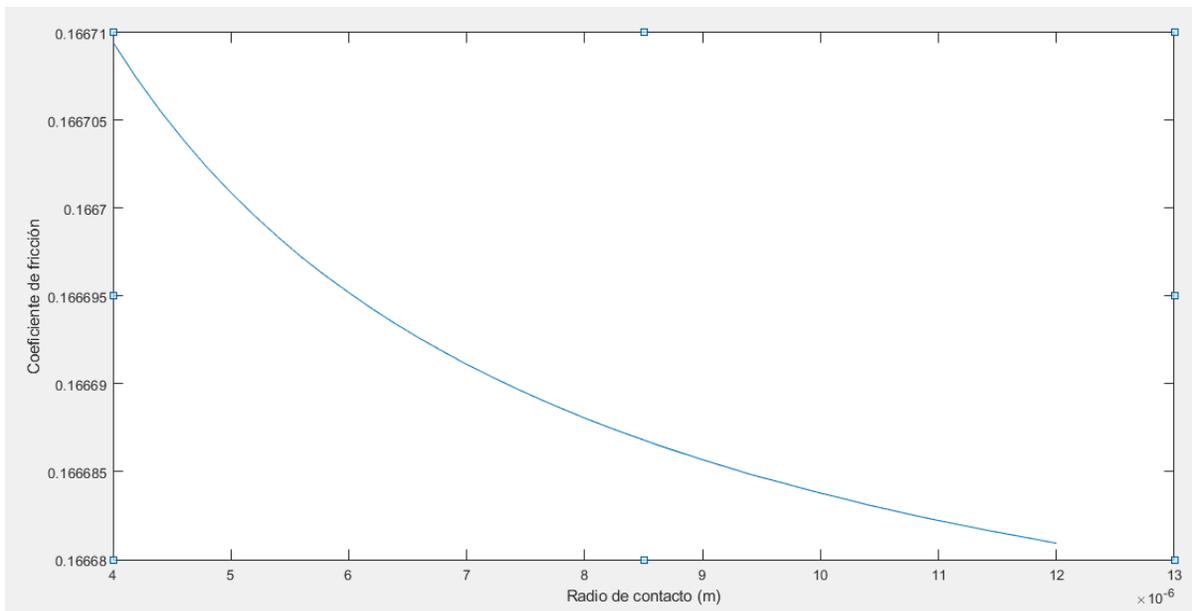
Tabla 3.1 Propiedades de los materiales a utilizar en la simulación de las prótesis de cadera[2-5]

Material	Módulo de elasticidad (E) (GPa)	Coefficiente Poisson (ν)	Esfuerzo de cedencia (σ_{yp}) (MPa)	Energía superficial (γ_s) (J/m ²)	Densidad ρ (kg/m ³)
UHMWPE	1	0.22	28	0.031	944
DLC	1000	0.1	---	0.05	3515
Acero 316L	200	0.3	170	4.24	7950

Tabla 3.2 Características de contacto (prótesis de cadera)

Par de contacto	Energía superficial de adhesión (J/m ²)	Radio de contacto (μm)	Coefficiente de fricción
Acero 316 L – UHMWPE	3.545	4-12	0.2487-0.1906
DLC – UHMWPE	0.0023	4-12	0.1667-0.1666

En la Gráfica 3.1 se muestra el comportamiento del coeficiente de fricción con la variación del radio de contacto para el par DLC – UHMWPE, se observa que la curva asciende conforme disminuye el radio de contacto. Para esto se usó la ecuación de Rabinowicz, radios de contacto y ángulo de aspereza estándar.



Gráfica 3.1 Coeficiente de fricción (DLC – UHMWPE)

3.3. SIMULACIÓN DE CONTACTO DE LAS PRÓTESIS DE CADERA

La simulación del contacto entre la cabeza femoral – copa acetabular de los modelos de prótesis propuestos se realizó con el Software Abaqus. Se implementó un análisis dinámico implícito. Las propiedades de los materiales son los mostrados en la Tabla 3.1.

3.3.1. Condiciones de frontera

Se consideró una restricción de empotramiento en la superficie exterior de la copa acetabular. Se aplicó una carga concentrada sobre el punto central de la cabeza femoral, la cual tiene una magnitud variable como se muestra en la Gráfica 2.2. Se aplicaron las rotaciones de flexión-extensión, aducción-abducción e interna-externa (FE-AA-RIE) sobre la cabeza femoral, usando el comportamiento de la Gráfica 2.1. Estos datos se obtuvieron de la norma ISO 14242-1 [6]. En la Figura 3.1a se muestra el esquema de la carga y los movimientos sobre la prótesis de cadera, con un ángulo de copa 45° y un ángulo de fuerza de 12° , respecto a la vertical. En la Figura 3.1b se muestran gráficamente estas condiciones de frontera sobre el modelo de la prótesis, las flechas naranjas con azul indican el empotramiento de la copa y las flechas verdes indican las rotaciones de cabeza femoral, la fuerza aplicada sobre el centro de la cabeza femoral se descompuso en las componentes Y y X, del sistema de coordenadas mostrados en la Figura 3.1b.

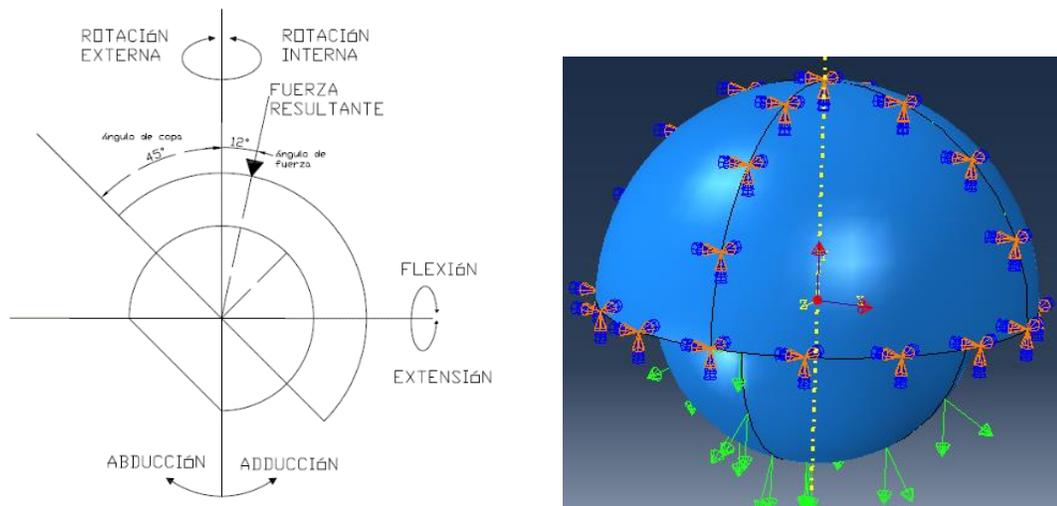


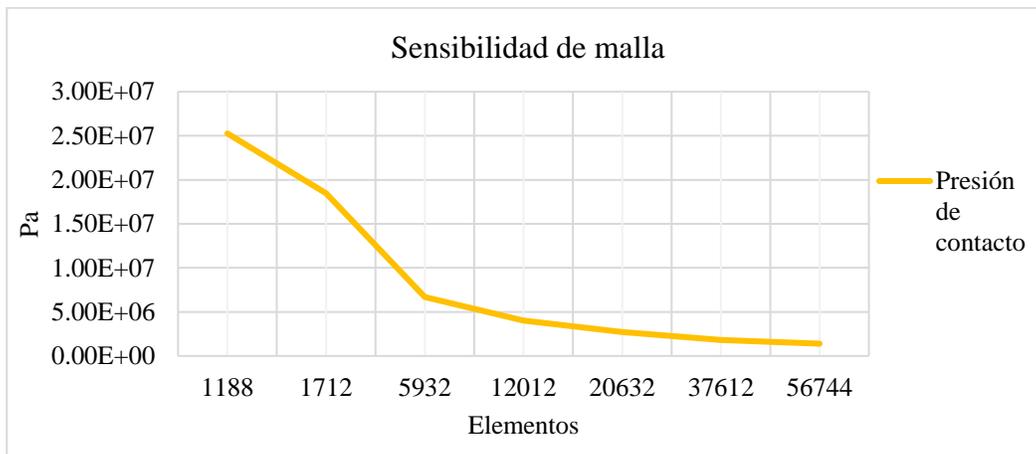
Figura 3.1 a) Condiciones de carga y movimiento[7] b) Condiciones de frontera

3.3.2. Mallado

En el mallado se usaron elementos hexaédricos de ocho nodos con integración reducida (C3D8R), ya que este tipo de elementos se adaptan a la geometría de las prótesis, son útiles para problemas de contacto y de acuerdo con el estado del arte son los más usados para este tipo de simulaciones. Se realizó un análisis de sensibilidad de malla, los diferentes tamaños de malla se muestran en la Tabla 3.3. De la Gráfica 3.2, se observa que después de un tamaño de elemento de 1 mm los valores de presión de contacto empiezan a converger, por lo tanto, se seleccionó el mallado con un tamaño de 0.85 mm y 56744 elementos. En la Figura 3.2 se muestra gráficamente el modelo discreto de la copa y de la cabeza femoral, se observa que el mallado tiene un diseño de barrido radial y que es consistente con la geometría de las prótesis.

Tabla 3.3 Número de elementos

Tamaño (mm)	4	3	2	1.5	1.25	1	0.85
Elementos totales	1188	1712	5932	12012	20632	37612	56744



Gráfica 3.2 Análisis de sensibilidad de malla

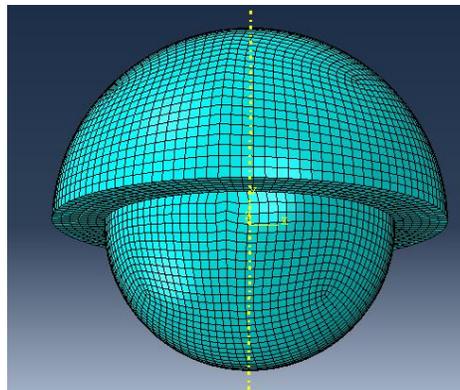


Figura 3.2 Malla

3.3.3. Propiedades del contacto

Para las propiedades de contacto entre la cabeza femoral y la copa acetabular, en la dirección normal se usó el método de penalización, el cual cumple con las restricciones de contacto en la dirección normal sin agregar grados de libertad. Para la dirección tangencial se usó el método de multiplicador de Lagrange, el cual cumple con las restricciones de adherencia de la interfaz. Se usó un coeficiente de fricción de $\mu=0.25$ para el par UHMWPE – Acero 316L con base en investigaciones experimentales obtenidas de la literatura [8] y para el par UHMWPE – DLC se usó $\mu=0.167$, el cual se calculó por medio del modelo de Rabinowicz. Se colocó una tolerancia o claro radial de 0.1 mm en las características de contacto, el cual es el valor típico en este tipo de prótesis [1].

Para el recubrimiento de DLC se implementó una capa “casarón” de 4 μm de espesor, de acuerdo con la literatura este es el espesor que se logra obtener por el proceso de triboadhesión en aceros [2].

Como condiciones de contacto, se estableció contacto de superficie sobre superficie, donde la superficie maestra es la cabeza femoral y la superficie esclava es la copa acetabular. Se estableció un método de discretización de contacto de superficie sobre superficie. En la Figura 3.3 se muestra de forma gráfica el contacto entre piezas de la prótesis, la superficie maestra está marcada en rojo y esclava en violeta, los cuadros sobre las superficies, muestran las zonas donde existen condiciones de contacto.

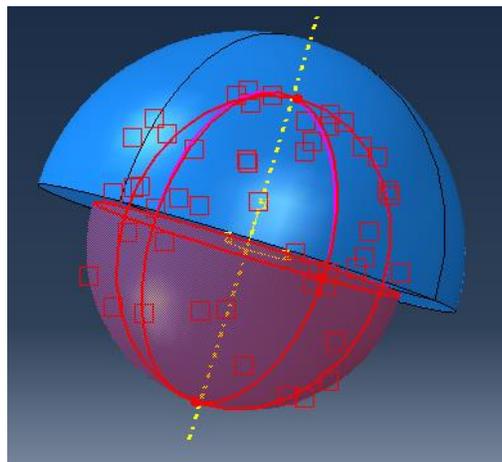


Figura 3.3 Interacción entre la copa acetabular y la cabeza femoral

3.3.4. Desgaste

Para realizar el cálculo del desgaste se tomó el modelo de Archard del desgaste abrasivo [9], el cual indica que el volumen del material desgastado V es proporcional con la fuerza normal F_N , a la distancia recorrida y al coeficiente de desgaste adimensional K e inversamente proporcional a la dureza del material más blando σ_0 .

$$V = \frac{K * F_N}{\sigma_0} x \quad \dots (37)$$

Sí se divide la ecuación 48 entre el área de aplicación de la fuerza normal y unificando el coeficiente de desgaste adimensional K y la dureza σ_0 en un coeficiente K^* con dimensiones (m^3/Nm). De esta manera, se obtiene una expresión para el desgaste lineal, en términos de K^* , la presión de contacto (P_{cont}) y la distancia de deslizamiento x .

$$W_L = K^* * P_{cont} * x \quad \dots (38)$$

Se usó la ecuación 2 y un método similar al de Hernández et al. [10] para calcular el desgaste lineal en copa acetabular tomando las variables de salida de la simulación en Abaqus e introduciendo un *script*, el cual calcula el desgaste lineal en cada nodo, en cada incremento de tiempo n .

$$W_L = \sum K^* CPRESS_i * CSLIP2_i \quad (i=1, \dots, n) \quad \dots (39)$$

Donde:

W_L = Desgaste lineal en cada incremento de tiempo

$CPRESS_i$ = Presión de contacto en cada incremento de tiempo

$CSLIP2_i$ = Distancia de deslizamiento en cada incremento de tiempo

Para el par UHMWPE – Acero 316L se utilizó un coeficiente de desgaste K^* igual a $2.126e^{-11} m^3/Nm$ [8]. Y para el par UHMWPE – DLC se utilizó un coeficiente de desgaste K^* igual a $1.4953e^{-15} m^3/Nm$ obtenido de manera numérica por C. Maza [3].

3.3.5. Resultados

En las Figura 3.4 y 3.5 se presentan los resultados de la presión de contacto entre la copa acetabular y la cabeza femoral con y sin recubrimiento de DLC, respectivamente, en un inicio y en un 50% del ciclo de marcha estándar de la cadera, donde se encuentra la carga mínima y máxima sobre la cadera, respectivamente. En ambos modelos se observa que los esfuerzos máximos se encuentran en punto central y el borde de la copa y la magnitud máxima se encuentra en el 50 % del ciclo de marcha. Comparando la Figura 3.4 con Figura 3.5, se observa que el esfuerzo máximo para modelo sin DLC es de $1.396e^{+06}$ Pa y con DLC es de $1.388e^{+06}$ Pa, por lo tanto, no existe variación significativa en la presión de contacto entre dos modelos, ya que la variación solo es del 0.57%.

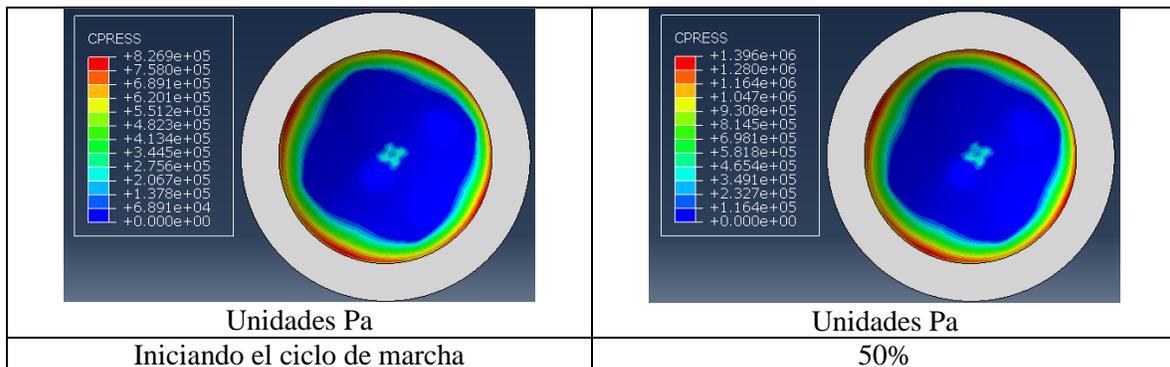


Figura 3.4 Presión de contacto en la copa acetabular (Acero 316 L – UHMWPE)

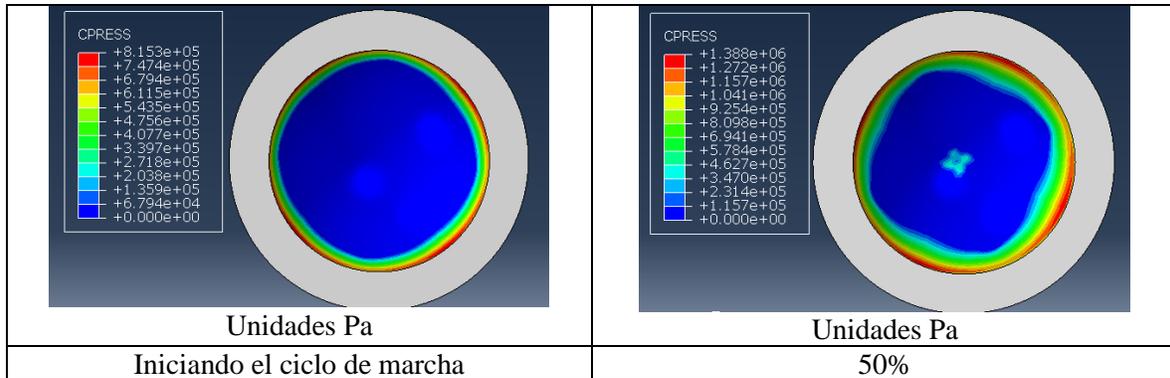


Figura 3.5 Presión de contacto en la copa acetabular (DLC – UHWMPE)

En la Figura 3.6 se comparan los esfuerzos cortantes por fricción de los pares Acero 316 L – UHWMPE y DLC – UHWMPE sobre la superficie de las copas acetabular, en el 50% del ciclo de marcha, se aprecia que en ambos modelos las zonas de mayor magnitud son las cercanas al borde de las copas. El signo en la escala de la magnitud indica la dirección de los vectores de estos esfuerzos. Se observa una disminución de los esfuerzos cortantes de contacto en el par DLC – UHWMPE, esto a causa de la disminución del coeficiente de fricción y de la energía de adhesión por el recubrimiento de DLC. Esto presenta una ventaja, ya que para el desgaste erosivo y adhesivo el volumen del desgaste es proporcional al trabajo de fricción que está relacionado con los esfuerzos cortantes presentados [11].

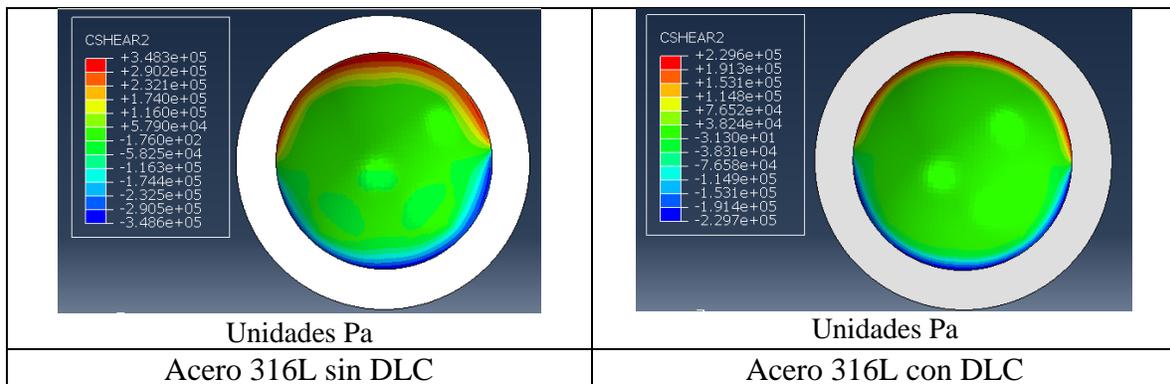
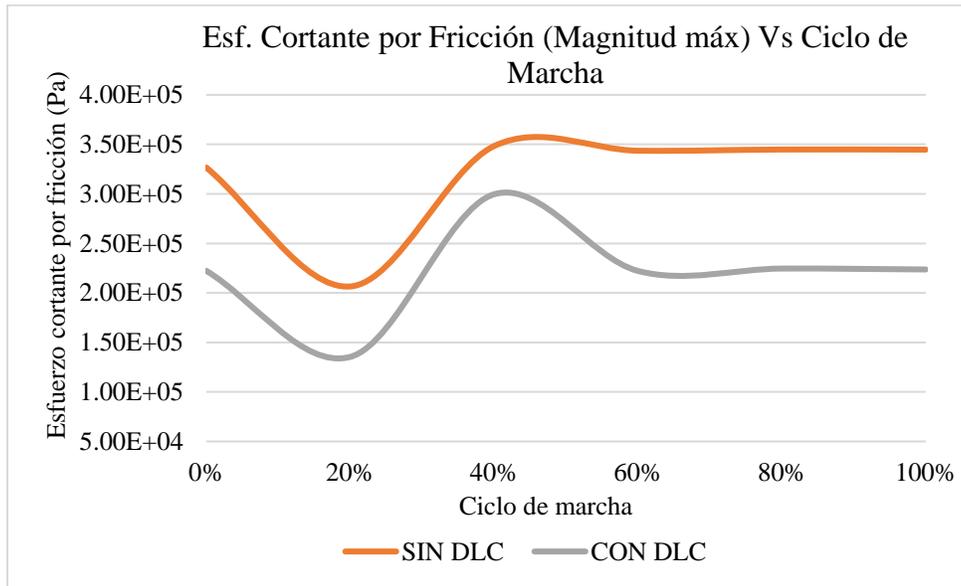


Figura 3.6 Esfuerzo cortante por fricción en la copa acetabular (50% del ciclo de marcha)

En la Gráfica 3.3 se muestra la variación de la magnitud máxima del esfuerzo cortante por fricción durante el ciclo de marcha, esta magnitud se encuentra en el borde de la copa acetabular. Se aprecia que el esfuerzo cortante siempre es menor en el modelo con recubrimiento de DLC, esta reducción se encuentra entre el 54% al 16 % de la magnitud. La

magnitud mínima se encuentra en el 20% del ciclo, en donde se encuentra la fase de apoyo medio del pie y la magnitud máxima se encuentra en 45% del ciclo, durante la fase apoyo final. Después del 60% del ciclo, correspondiente a la fase de oscilación de la pierna, se muestra con comportamiento aproximadamente constante de la magnitud del esfuerzo cortante, donde los esfuerzos cortantes en el modelo de DLC son 54.09% menores que los del modelo sin DLC.



Gráfica 3.3 Esfuerzo cortante por fricción máximo en la copa acetabular durante un ciclo de marcha

En la Figura 3.7 se compara el desgaste lineal después de un ciclo de marcha, de los pares Acero 316 L – UHWMPE y DLC – UHWMPE. Se observa que en el par con DLC hay una disminución del desgaste, en un orden alrededor de cuatro veces menor que en el par sin DLC. La magnitud mayor del desgaste sin DLC es de $1.65e^{-08}$ mm y con DLC es de $8.129e^{-13}$ mm, mientras en la magnitud menor sin DLC es de $2.7e^{-11}$ mm y con DLC es de $1.73e^{-15}$ mm También se aprecia que el mayor desgaste ocurre en parte central de copa acetabular y en el hemisferio izquierdo de la copa acetabular.

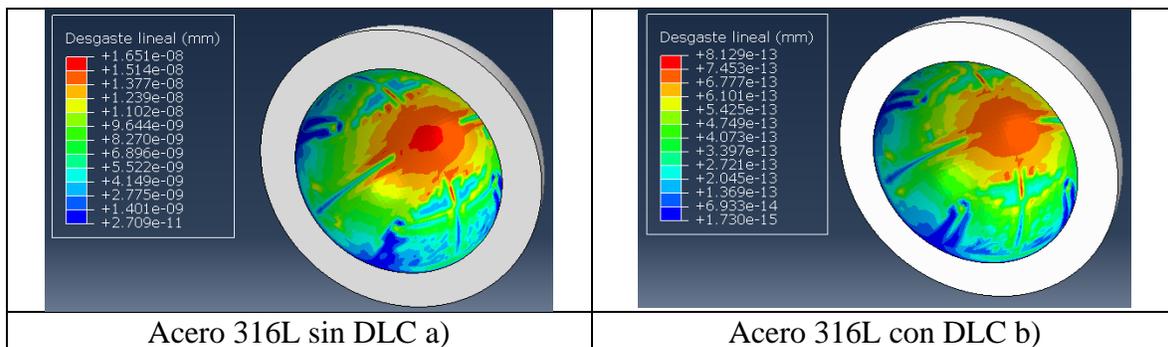


Figura 3.7 Desgaste lineal (ciclo de marcha completo)

3.4. SIMULACIÓN DE PERFILES DE COPAS ACETABULARES CON INCLUSIONES ELÍPTICAS

Se sometieron a simulación diferentes perfiles de copas acetabulares con inclusiones con diferentes orientaciones, tomando como base el perfil diseñado con A. Hernández [1]. La finalidad fue encontrar la orientación óptima para una redistribución de esfuerzos que disminuya los esfuerzos de contacto entre la copa acetabular y cabeza femoral. Para este análisis se usó el método de elemento finito con el software Autodesk Inventor. Se empleó un análisis estático considerando la carga máxima en la cadera.

3.4.1. Geometría

Se modelaron geometrías 2D (placas) de los perfiles de las copas acetabulares y de las cabezas femorales. Las cabezas tienen un diámetro de 28 mm y las copas un espesor de 10 mm. La geometría de la inclusión tiene un eje mayor de 0.5 mm y eje menor de 0.25 mm, se varió la orientación de las inclusiones, cambiando el ángulo del eje mayor con respecto al eje vertical en 0°, 60° y 90°.

3.4.2. Mallado

Se utilizaron elementos triangulares, los cuales se ajustan mejor a la geometría de las inclusiones, en Tabla 3.4 se muestran las características del mallado y en la Figura 3.8 se muestra los modelos discretos de los perfiles.

Tabla 3.4 Características del mallado de perfiles de prótesis de cadera

Tamaño medio de elemento	0.100
Tamaño mínimo de elemento	0.200
Factor de modificación	10.00

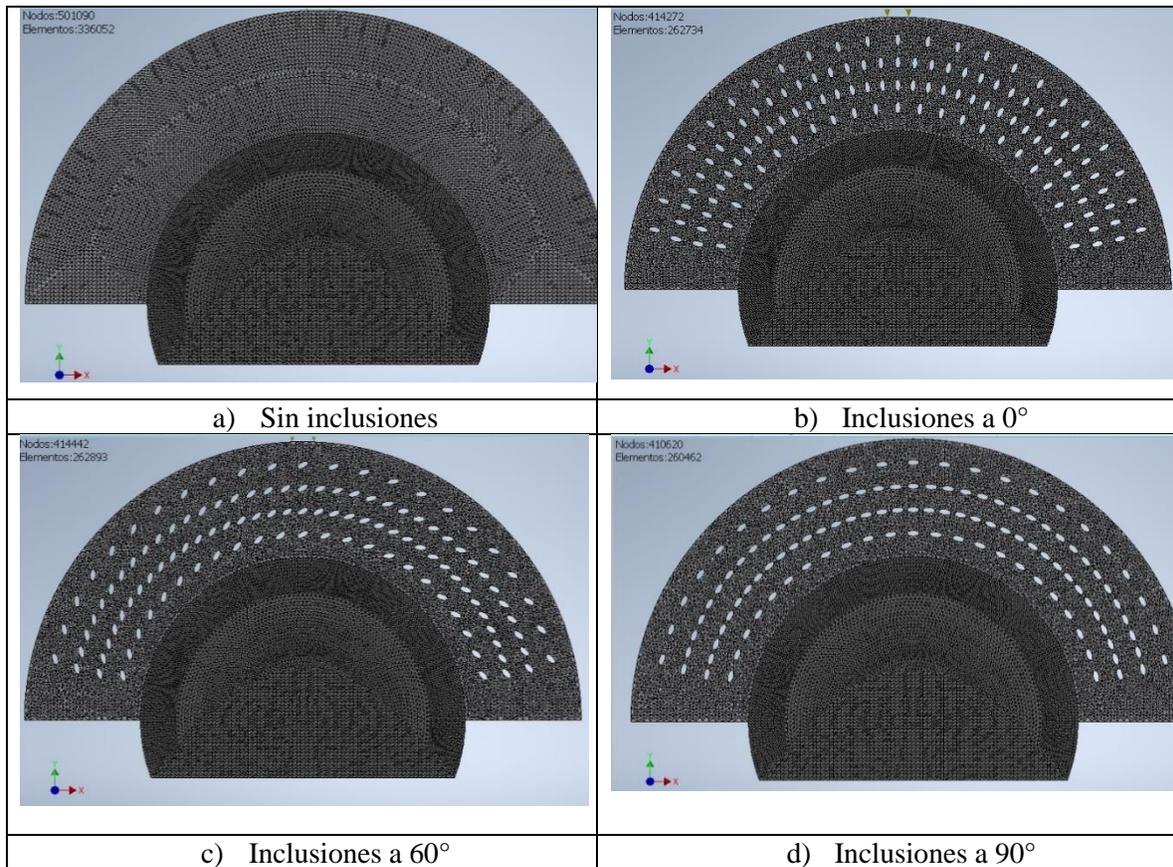


Figura 3.8 Mallado de los perfiles

3.4.3. Condiciones de contacto

Se consideró contacto deslizante sin separación, con lo cual se incluye el efecto de los esfuerzos cortantes de contacto. Se utilizaron los valores de energía de adhesión y fricción mostrados en la Tabla 3.2. Se consideró la aproximación de Rabinowicz para el contacto adherente. Para el modelo sin inclusiones se usó el par de contacto Acero 316 L – UHMWPE y para los modelos con inclusión el par DLC – UHMWPE.

3.4.4. Condiciones de frontera

Se aplicó una restricción fija en la parte inferior de la cabeza femoral. Se aplicó una carga de presión uniforme de 10 MPa sobre la superficie superior de copa femoral, como se muestra en la Figura 3.9. Esto se aplicó para todos los modelos.

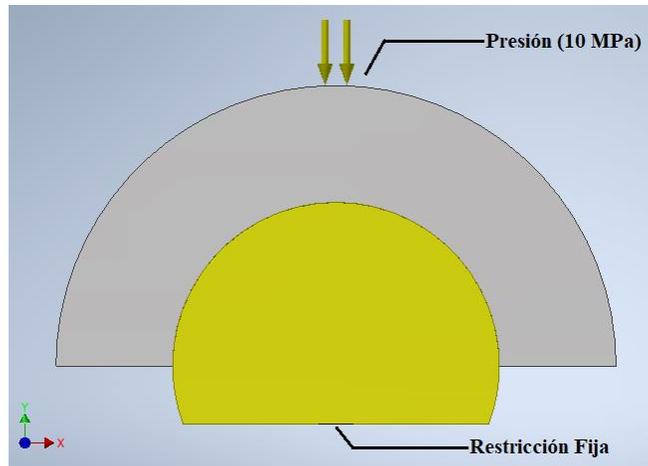
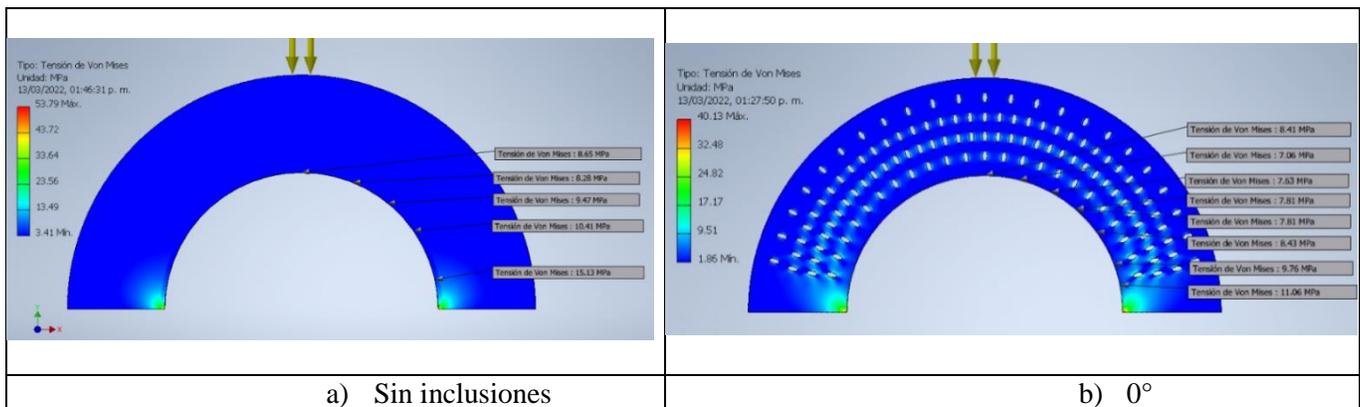


Figura 3.9 Condiciones de frontera

3.4.5. Resultados

En la Figura 3.10 se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises en los perfiles. En los perfiles con inclusiones los esfuerzos se concentran sobre los bordes de las inclusiones, mientras que en el perfil de sin inclusiones el esfuerzo se concentra sobre la zona de contacto; en todos los modelos se muestra concentración de esfuerzos sobre los bordes de las copas. Se analizaron las magnitudes de esfuerzos sobre la superficie de contacto entre copa y la cabeza, se observa una disminución de los esfuerzos en los perfiles con inclusiones, el perfil con menores magnitudes de esfuerzo fue el de las inclusiones con una orientación a 90° (Figura 3.10d). La magnitud en el centro de la copa acetabular en el perfil sin inclusiones es 8.45 MPa y la del perfil con inclusiones a 90° es de 6.77 MPa.



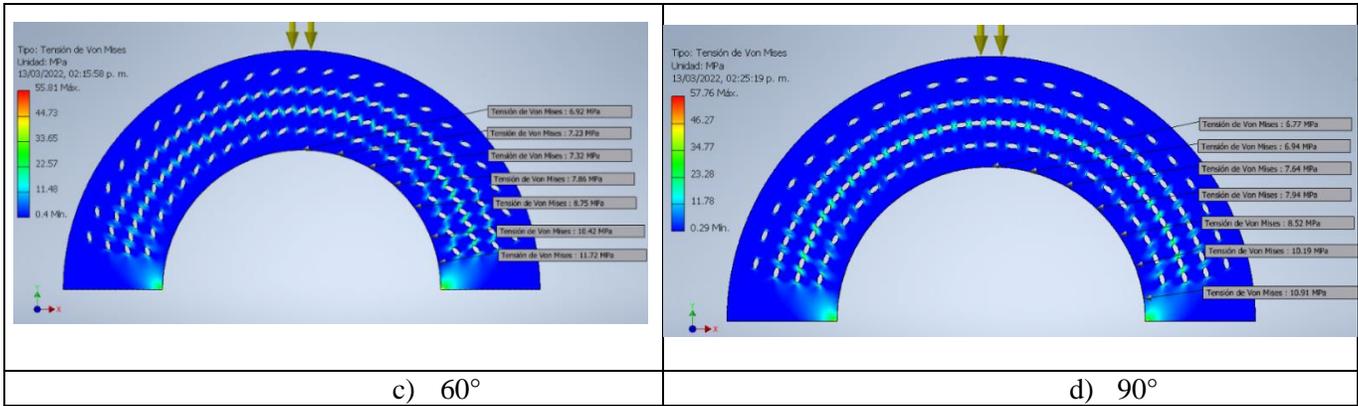


Figura 3.10 Esfuerzo de Von Mises en perfiles de copas acetabulares

En la Figura 3.11 se muestran los valores de la presión de contacto obtenidos en las simulaciones. Se observa una disminución de la presión de contacto en el perfil de con inclusiones orientadas a 90° (Figura 3.11d) con respecto a los demás perfiles. La presión de contacto en el centro de la copa acetabular es de 12.4 MPa en el perfil sin inclusiones (Figura 3.11a) y el perfil con inclusiones orientadas a 90° es de 10.63 MPa.

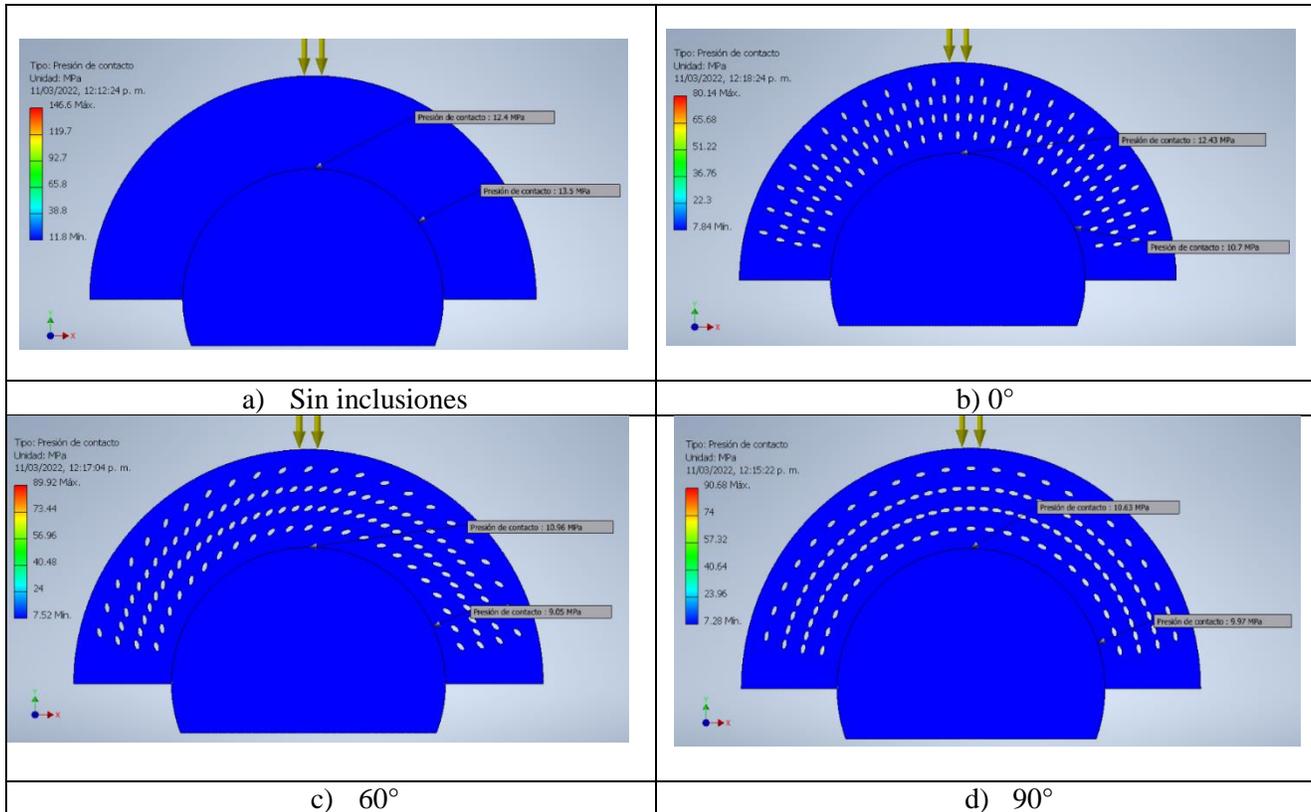
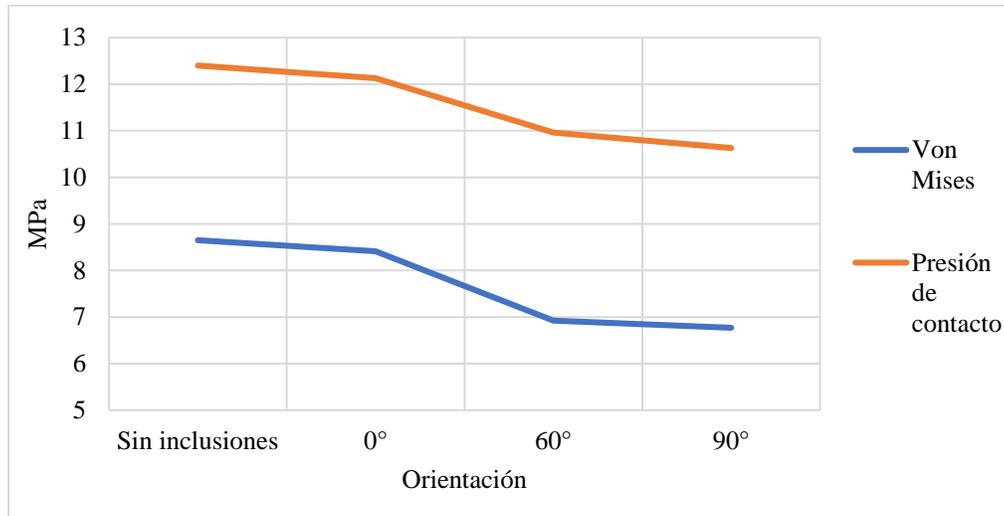


Figura 3.11 Presión de contacto en perfiles de copas acetabulares

En la Gráfica 3.4 se muestra el esfuerzo de Von Mises y la presión de contacto sobre el punto central de la línea de contacto de la copa acetabular. Se observa que la orientación a 90° tienen una menor magnitud de esfuerzo y presión de contacto. El esfuerzo con la orientación de 90° representan el 80.5 % del modelo original (inclusión prolada 0°) y la presión de contacto representan 85% del modelo original.



Gráfica 3.4 Esfuerzos y presión de contacto contra la orientación de la inclusión

En el análisis de la distribución de esfuerzos de los perfiles de copas con inclusiones elípticas se encontró que la orientación óptima es a 90° (oblada). En la Figura 3.12 se muestra una sección de un cuarto del modelo en 3D de la copa acetabular con el arreglo de inclusiones obladas (Figura 3.8c). Con este modelo se logra concentrar el esfuerzo en interior de copa, sobre las circunferencias que pasan por el eje mayor de inclusiones y disminuyendo el esfuerzo en el área de contacto con la cabeza femoral; considerando la ley Archard, esto logra disminuir la tasa de desgaste. Por lo que, el siguiente capítulo se centra en el análisis de la distribución de esfuerzos de forma experimental y la evaluación de los efectos de este arreglo de inclusiones en el desgaste de las copas.

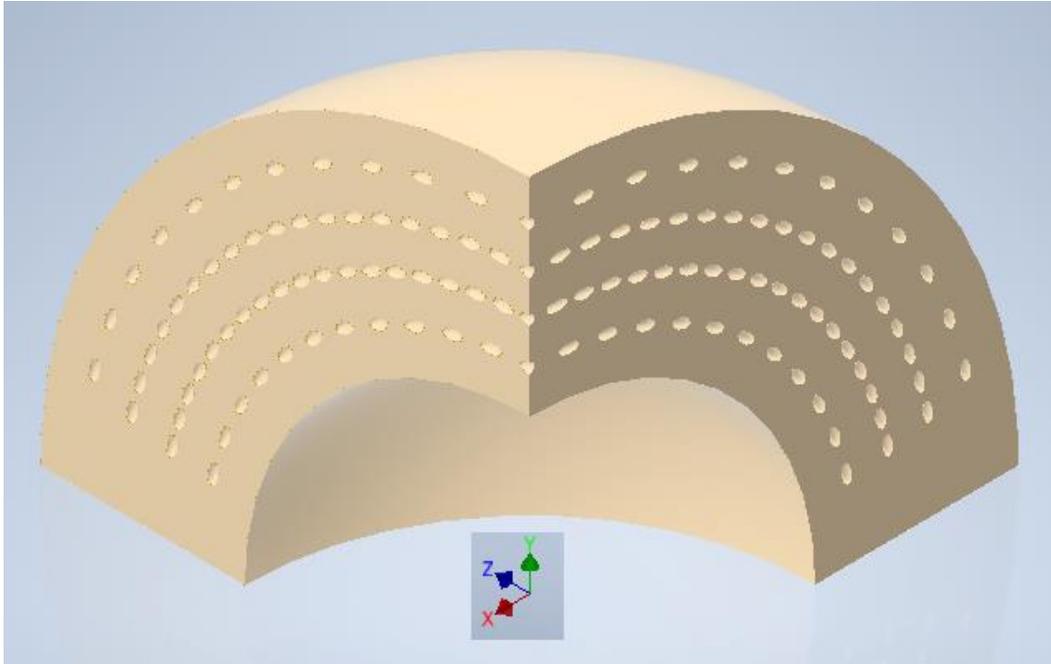


Figura 3.12 Modelo 3D de la copa acetabular con inclusiones

3.5. REFERENCIAS

- [1] A. Hernández González, “REDISEÑO DEL ACETÁBULO Y COPA ACETABULAR DE LA PRÓTESIS DE CADERA TIPO CHARNLEY PARA DISMINUCION DE DEBRIS”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2006.
- [2] J. Colin Ocampo, ““UN MODELO EXPERIMENTAL” EN EL PROCESO DE RECUBRIMIENTO DE SUPERFICIES POR MEDIO DE FRICCIÓN SECA”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [3] C. A. Maza Valle, “Una aproximación al modelado de desgaste por el método de elemento finito”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2009.
- [4] “UHMW-PE - Materiales - DMH”. https://www.dmh.at/materiales/product/44_uhmw-pe420 (consultado sep. 30, 2021).
- [5] “High-Performance Stainless Steels The Front Cover shows a heat exchanger with SAF 2507 ® tubes for aggressive chloride service”.
- [6] “ISO 14242-1:2014 - Implants for surgery”, 2014. <https://www.iso.org/standard/63073.html> (consultado mar. 17, 2021).
- [7] A. Abúndez P., J. M. Rodríguez Lelis, C. Abúndez P., y S. Chinchilla G, “Evaluación del desgaste de prótesis cerámicas de cadera recubiertas con DLC por triboadhesión Parte I - Diseño de la máquina de deposición y desgaste”, *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. XXVII, núm. 1, pp. 23–30, 2006.
- [8] R. G. Rodríguez, L. A. García, M. V. Torres, E. A. Merchián, y J. M. Sandoval, “Análisis experimental del desgaste entre UHMWPE y acero inoxidable 316L empleados en la manufactura de prótesis coxofemorales”, pp. 67–85, 2010.
- [9] J. F. Archard, “Contact and rubbing of flat surfaces”, *J Appl Phys*, vol. 24, núm. 8, pp. 981–988, 1953, doi: 10.1063/1.1721448.
- [10] R. Hernández y M. D. Riera, “SIMULACIÓN DE FENÓMENOS DE DESGASTE MEDIANTE EL USO DE ABAQUS/SCRIPTING”, núm. October, pp. 1–7, 2015.
- [11] V. L. Popov, *Principios y aplicaciones de la mecánica de contacto en tribología, fricción y adherencia.*, 3a ed. UNIVERSITAT D’ALACANT, 2019. doi: <https://doi.org/10.14198/pua.2020.meccon>.

CAPÍTULO IV

PROCESO **EXPERIMENTAL**

4.1. INTRODUCCIÓN

A causa de que las propiedades tribológicas del recubrimiento de DLC por triboadhesión ya se han estudiado y se ha comprobado su efecto en la reducción del desgaste [1–3], la presente investigación se centra en evaluar los efectos del desgaste con el uso del arreglo de inclusiones elípticas propuesto en el Capítulo III (Figura 3.11d). Mediante el análisis experimental de desgaste y de la distribución de esfuerzos por interferometría láser.

4.2. EVALUACIÓN DEL DESGASTE

4.2.1. Metodología

Esta investigación llevó a cabo la evaluación experimental de dos prototipos de prótesis de cadera, con el uso de la máquina de desgaste de prótesis de cadera diseñada y construida por W. Sosa [1]. En la Tabla 4.1 se muestran los parámetros de prueba de los prototipos de prótesis. Las prótesis a evaluar son las siguientes:

- Copa acetabular – cabeza femoral de acero 316L (Prótesis 1)
- Copa acetabular con inclusiones elipsoidales – cabeza femoral de acero 316L (Prótesis 2).

Tabla 4.1 Parámetros de prueba

Velocidad de giro	Carga	Tiempo
120 rpm	10 MPa	24 horas

Las copas acetabulares se fabricaron mediante manufactura adictiva usando como material PLA (ácido poliláctico) con una definición de impresión de 0.05 mm. Las cabezas femorales se fabricaron por medio de maquinado, utilizando como material el acero inoxidable 316L. Las características mecánicas de los materiales se muestran en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2 Características de materiales[4, 5]

Material	Módulo de elasticidad (E) (GPa)	Coefficiente Poisson (ν)	Esfuerzo de cedencia (σ_y) (MPa)	Densidad P (kg/m ³)	Parte
PLA	2.35	0.38	49.5	1240	Copa acetabular
Acero 316L	200	0.3	170	7950	Cabeza femoral

La máquina para desgaste de prótesis de cadera cuenta con un mecanismo de engranes planetarios que generan el movimiento de la prótesis, el cual se muestra en la Figura 4.1. Como fuente de potencia se usa un motor eléctrico de corriente directa de 12 V, para regular su velocidad angular se usó un circuito electrónico.



Figura 4.1 Mecanismo de movimiento de rotación de la prótesis

En la Figura 4.2 se muestra el mecanismo de carga de la máquina de desgaste, el cual cuenta con un actuador hidráulico (a). Este suministra carga a la prótesis por medio de un vástago (c). El actuador hidráulico cuenta con un manómetro Bourdon, con el que se mide la carga aplicada.

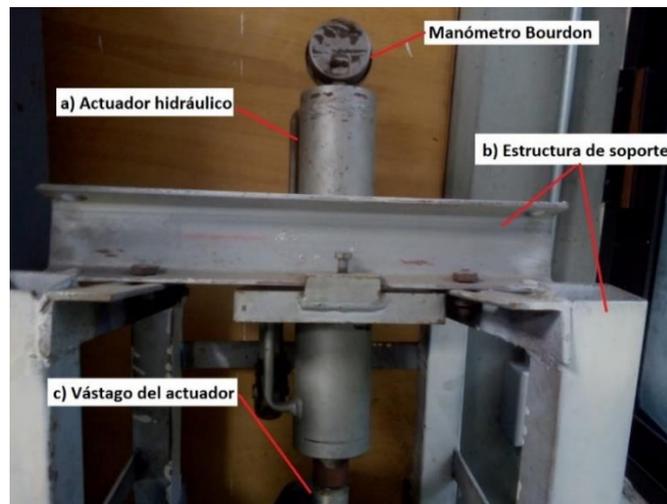


Figura 4.2 Mecanismo de carga del dispositivo de desgaste

Para la medición de vibraciones en proceso de desgaste, se usó un transductor de vibración (Acelerómetro piezoeléctrico) modelo 603C01 [6], en la Tabla 4.3 se encuentran sus especificaciones. Este transductor se conecta a un medidor de vibraciones modelo 687A02 [7], después la señal se conecta a un acondicionador de señal modelo NI USB-6211[8] (Figura 4.5) y se conecta a la PC para la visualización y análisis del espectro de vibración usando los Softwares NI Max y LabVIEW. En la Figura 4.3 se muestra el proceso general para obtención de datos, en la Figura 4.4 se muestra la conexión física de la instrumentación para obtención de los espectros de vibración.

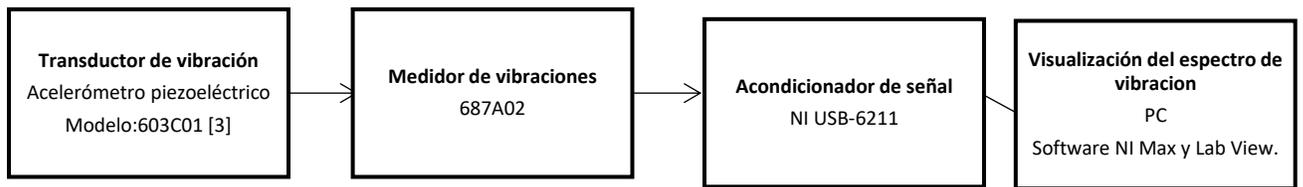


Figura 4.3 Esquema de la medición del espectro de vibración

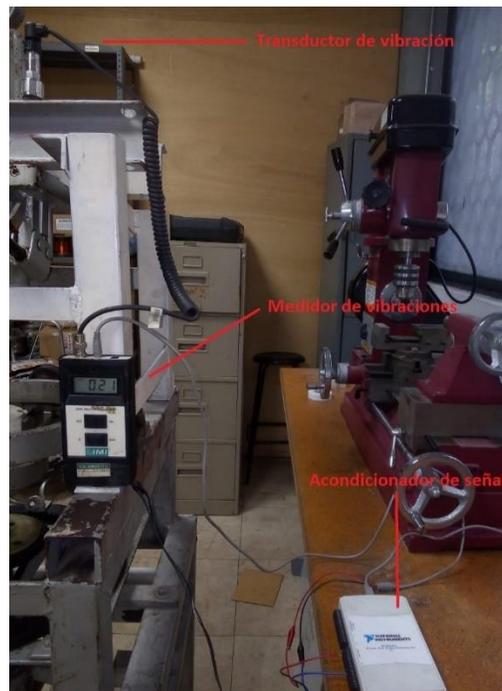


Figura 4.4 Configuración para la medición de espectro de vibración

Tabla 4.3 Especificaciones del transductor de vibración

Marca	Modelo	Sensibilidad	Rango de frecuencia	Rango de medición
PCB Piezotronics	603C01	(±10%)(10.2mV/(m/s ²))	0.5 - 10000 Hz	±50 g (±490 m/s ²)

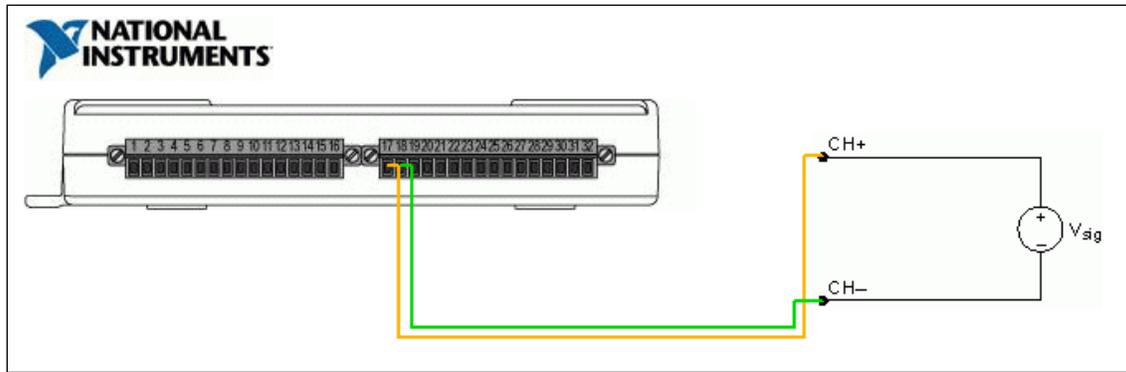


Figura 4.5 Conexión del medidor 687A02 al acondicionador de señal NI USB-6211

Se desarrolló un programa en labview que se muestra en la Figura 4.6, para obtener la densidad espectral de potencia, usando la transformada rápida de fourier (FFT del inglés Fast Fourier Transform). Con este programa se puede obtener la amplitud de los espectros de vibración en el dominio de la frecuencia, con la cual se analizan los rangos de frecuencia relacionados con el desgaste de los pares en contacto, que de acuerdo la literatura se encuentran en los picos de las zonas de media y alta frecuencia (4.9 kHz - 6.7 kHz) [1,9].

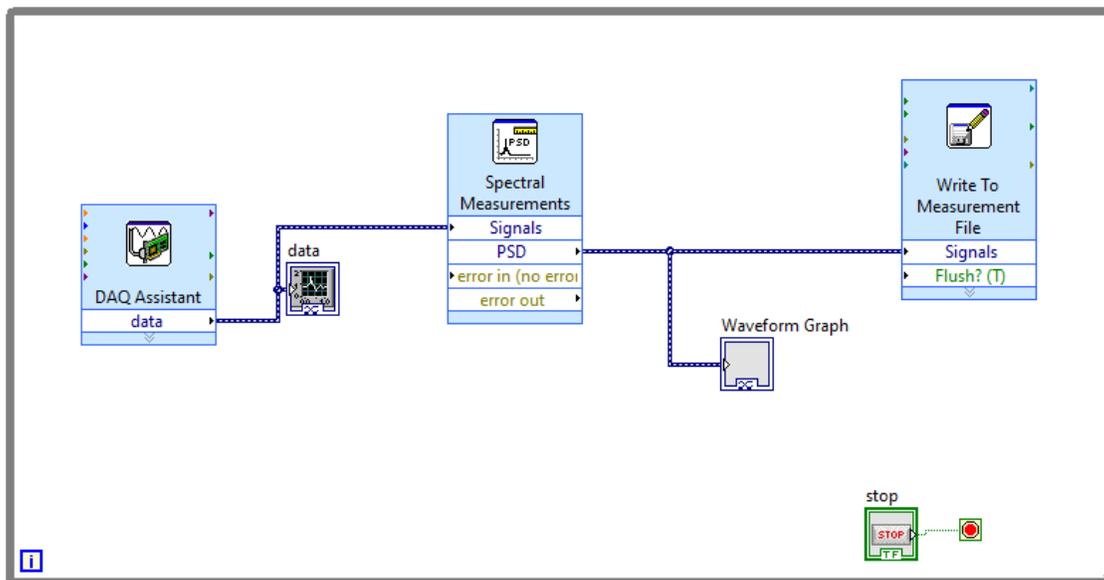


Figura 4.6 Diagrama de programación en LabVIEW para obtener la densidad espectral.

Se desarrolló la programación de un filtro digital en labview que muestra en la Figura 4.7, con el cual se obtienen las gráficas de amplitud contra el tiempo en las valores de frecuencias dados.

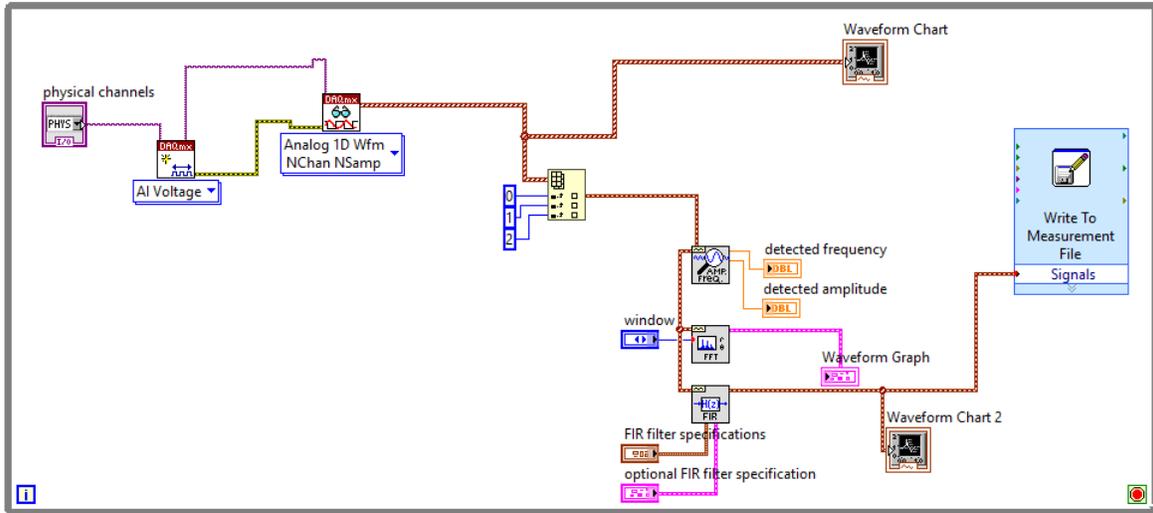


Figura 4.7 Diagrama de programación en LabVIEW para filtrado de señal.

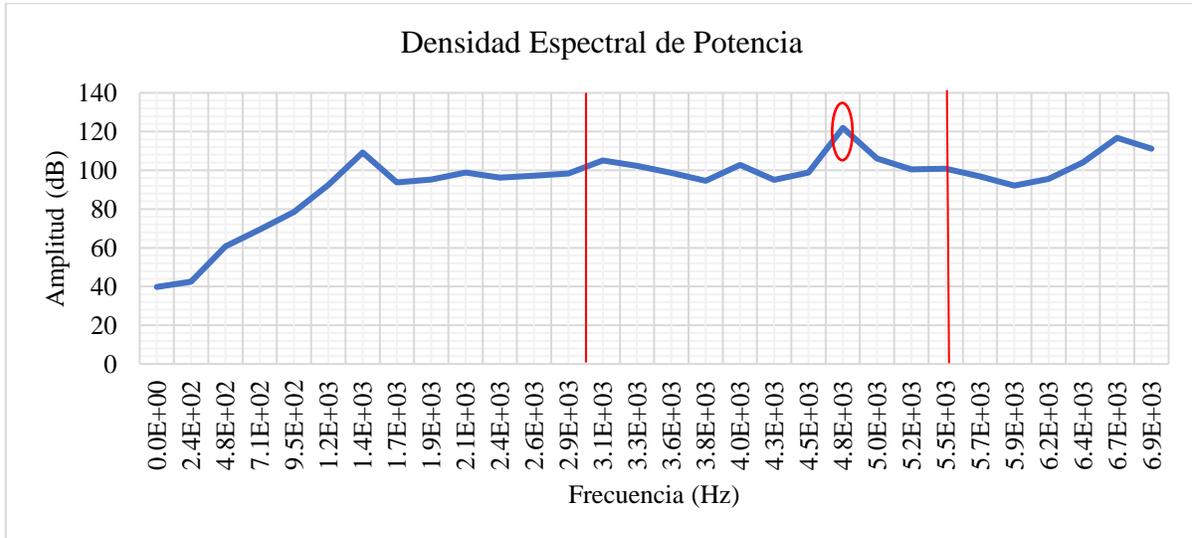
Por medio de un microscopio digital, cuyas características se presentan en la Tabla 4.4, se captaron imágenes de la superficie desgastada de la copa acetabular al final del proceso de prueba de desgaste. Con estas imágenes se identifican las zonas de desgaste, de esta manera se compara cualitativamente el desgaste entre los dos protitpos de prótesis.

Tabla 4.4 Características del microscopio

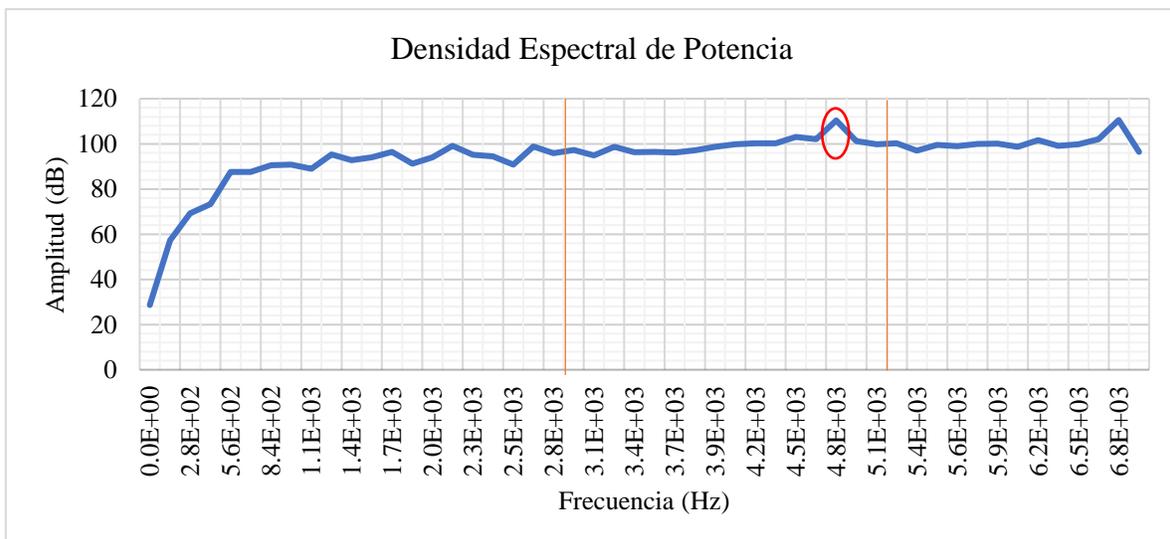
Modelo	Ampliación óptica	Ampliación digital
Mighty Scope 5M	2592 x 1944 Max.~380X	Max. 200x

4.2.2. Resultados

Se obtuvieron las gráficas del espectro de vibración en el dominio de la frecuencia para ambas prótesis, con el uso de la programación de la Figura 4.6. En las Gráfica 4.1 y 4.2 se muestra la densidad espectral de potencia, donde se capta la amplitud de vibración de cada frecuencia, para las Prótesis 1 y 2, respectivamente. Por medio del análisis de las Gráficas 4.1 y 4.2, se pueden detectar las zonas de frecuencia relacionadas con el desgaste, dividiendo las gráficas en zonas de baja frecuencia (0 a 3 kHz), intermedia frecuencia (3 a 5.5 kHz) y alta frecuencia (5.5 a 6.9 kHz).



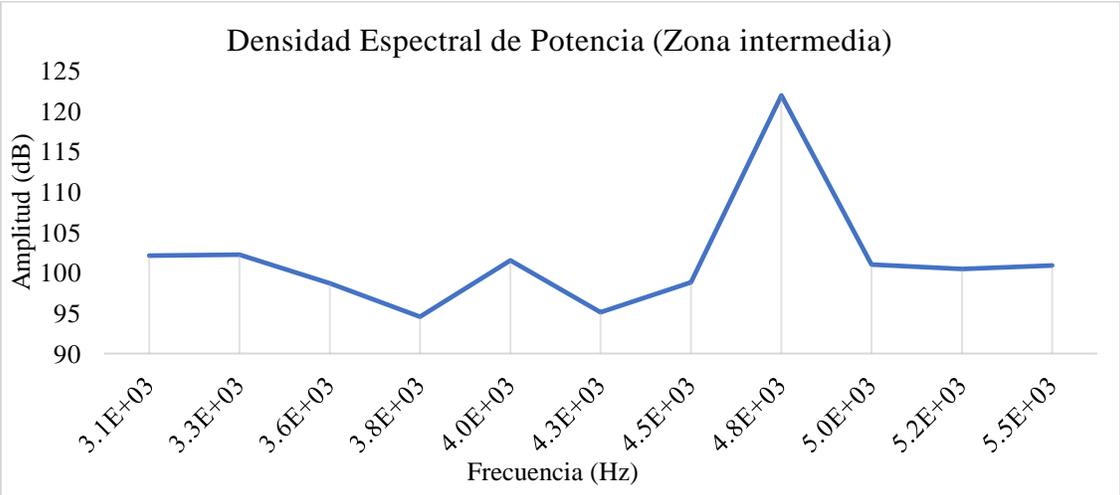
Gráfica 4.1 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 1



Gráfica 4.2 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 2

De acuerdo con D. Mata [9], los picos de amplitud en las zonas de baja frecuencia están relacionados con el aflojamiento mecánico, desalineamiento de ejes y desbalance de la máquina y las zonas de intermedia y alta frecuencia están asociadas a problemas de contacto como la fricción y desgaste [2,9]. De las Gráfica 4.1 y 4.2, se identifica en la zona de frecuencia intermedia un pico de amplitud en un valor de frecuencia aproximado de 4.8 kHz en ambas prótesis y en la zona de alta frecuencia se detecta un pico de amplitud en 6.7 kHz en la Gráfica 4.1 (Prótesis 1) y en 6.8 kHz en la Gráfica 4.2 (Prótesis 2).

En las Gráfica 4.3 y 4.4 se muestra la densidad espectral en la zona de intermedia frecuencia, para la prótesis 1 y 2, respectivamente, se identifica con mayor detalle que ambas prótesis muestran un pico de amplitud en la frecuencia de 4.8 kHz. De acuerdo con estos resultados y con el estado del arte, se puede determinar que la frecuencia de 4.8 kHz corresponde al proceso de desgaste.

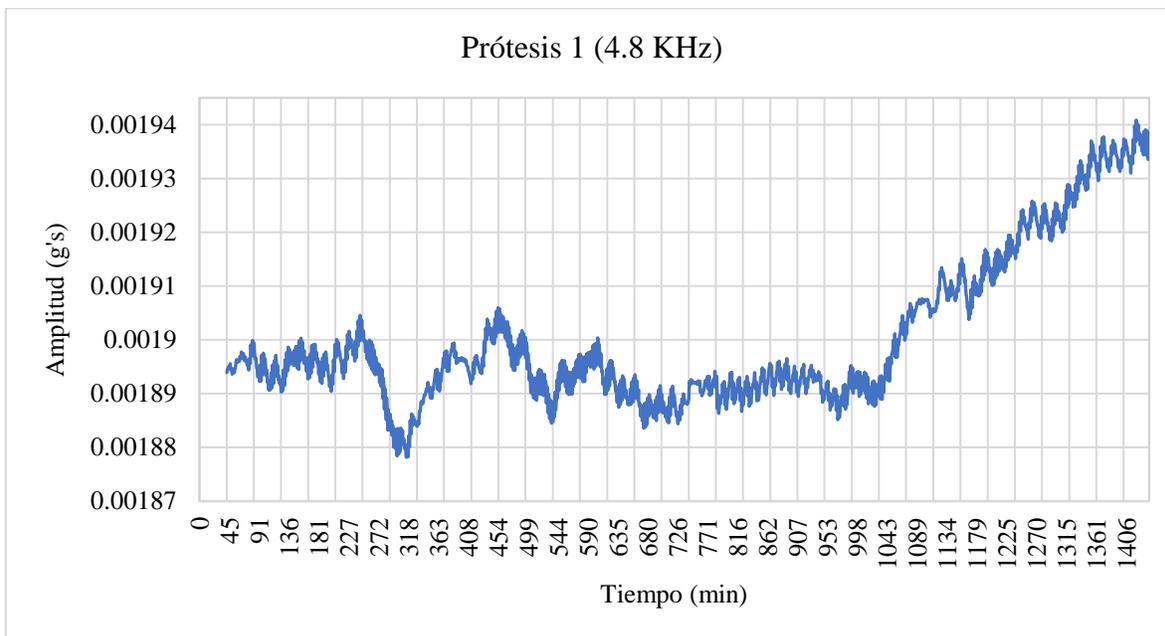


Gráfica 4.3 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 1 en la zona intermedia

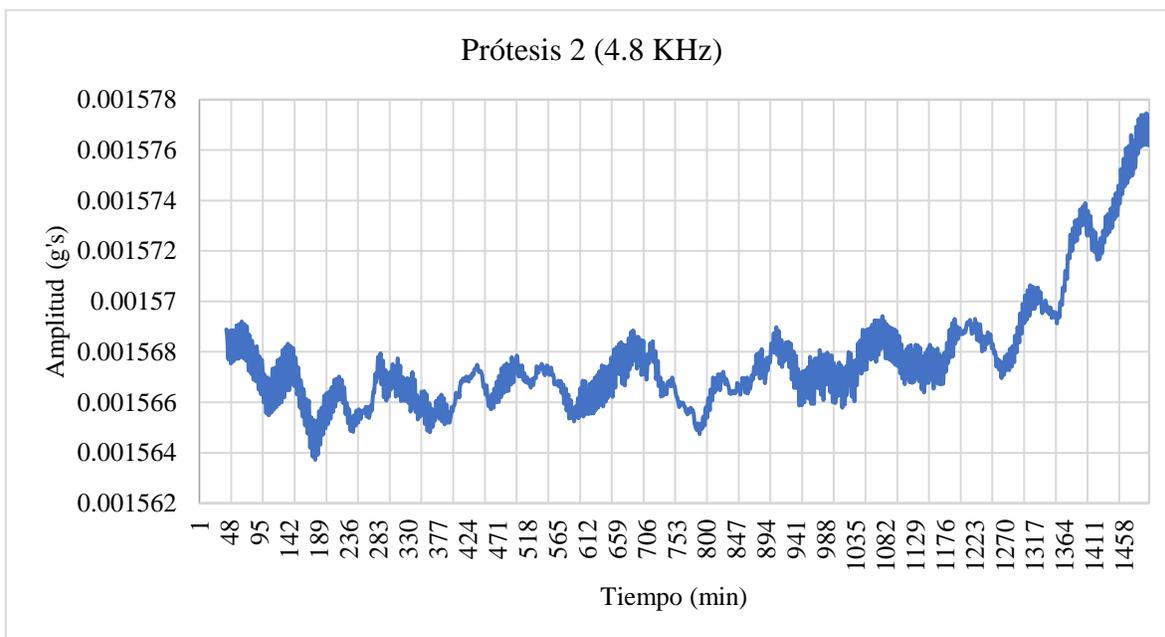


Gráfica 4.4 Densidad Espectral de potencia de la prótesis 2 en la zona intermedia

Se sometió a desgaste ambas prótesis con los parámetros en la Tabla 4.1, se obtuvo la evolución en el tiempo de la amplitud de vibración a una frecuencia de 4.8 kHz en ambas prótesis. En las Gráfica 4.5 y 4.6 se muestra la amplitud contra el tiempo para las Prótesis 1 y 2, respectivamente.



Gráfica 4.5 Evolución en el tiempo de la amplitud de vibración de la prótesis 1



Gráfica 4.6 Evolución en el tiempo de la amplitud de vibración de la prótesis 2

De las Gráfica 4.5 y 4.6, se observa un mayor rango de amplitud en la Prótesis 1 con respecto a la Prótesis 2, analizando los valores finales de cada gráfica, la Prótesis 2 tiene reducción de amplitud del 21.6 % comparado con la Prótesis 1. Por lo tanto, una reducción de los problemas de contacto en la prótesis de copa acetabular con inclusiones elipsoidales. También se detecta que en la Gráfica 4.5 (Prótesis 1) a partir aproximadamente de los 1000 minutos se empieza a incrementar la amplitud, lo cual indica el inicio del rompimiento de las capas superficiales. Mientras en la Gráfica 4.6 (Prótesis 2) este incremento se muestra a partir de los 1200 min.

De las Figuras 4.8 y 4.9, se muestran las partículas de desgaste de la copa acetabular adheridas a la cabeza femoral. Se nota cualitativamente mayor la cantidad de partículas de desgaste en la Prótesis 1 en comparación con la Prótesis 2. En la Figura 4.10, se muestra el área de desgaste principal de las copas acetabulares. De las Figuras 4.8, 4.9 y 4.10, se observa que el área donde se presentan mayor desgaste es sobre hemisferio izquierdo de la copa, la cual es la zona de proyección del plano sagital y transversal del cuerpo sobre la prótesis.

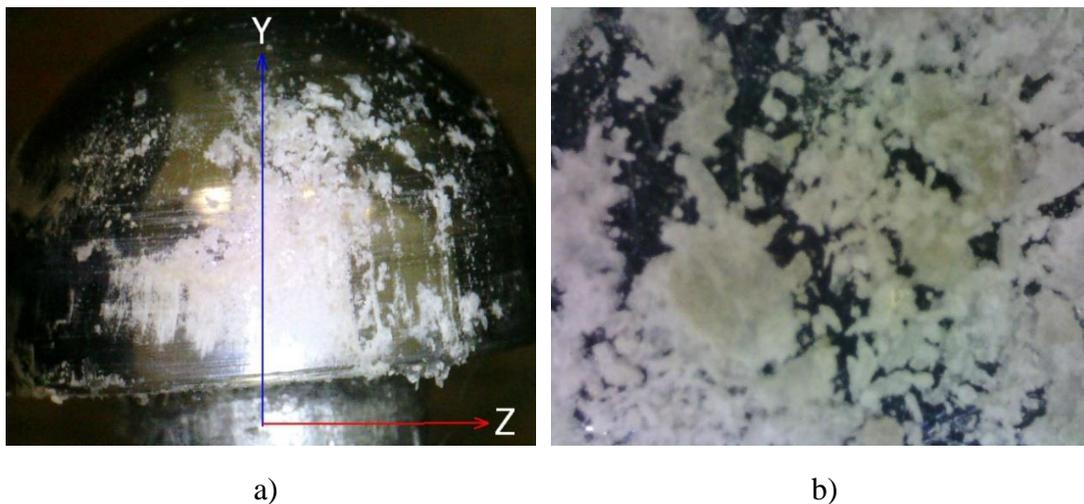


Figura 4.8 Partículas de desgaste adheridas de la copa acetabular de la prótesis 1 sobre la cabeza femoral con ampliación a)50x b)300x

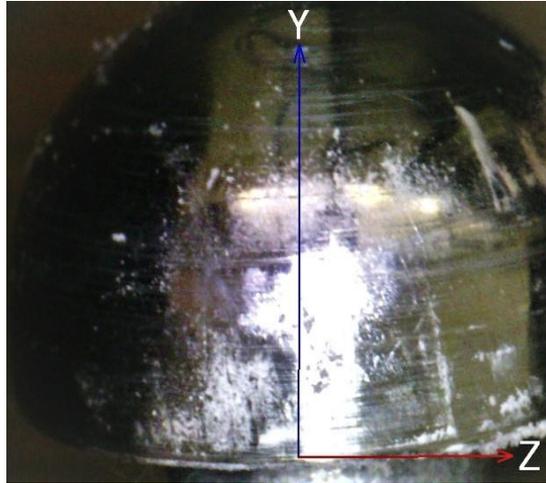
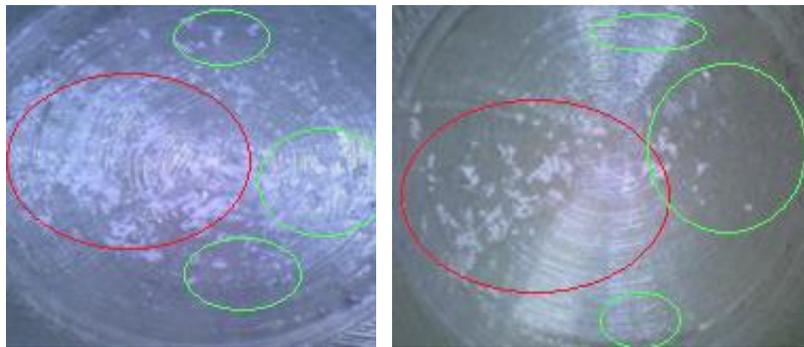


Figura 4.9 Partículas de desgaste adheridas de la copa acetabular de la prótesis 2



a)

b)

Figura 4.10 Área de desgaste de copa acetabular a)Prótesis 1 b)Prótesis 2

4.3. INTERFEROMETRÍA LÁSER

4.3.1. Metodología

Para determinar los efectos que tienen el arreglo con inclusiones en la distribución de esfuerzos, se realizaron pruebas por medio de interferometría láser, con las cuales se analizó el cambio de la longitud de onda de un haz de luz proyectado sobre las copas acetabulares usando un arreglo óptico de Michelson [10].

Por medio de la interferometría láser se puede medir los desplazamientos de un punto sobre la superficie de una pieza, provocados por la aplicación de alguna carga, de esta manera se puede determinar el estado de esfuerzos o el amortiguamiento de una pieza. Esto se aplicó en investigaciones sobre el amortiguamiento del fémur [11] y de prótesis de vástago femoral [12].

Otra forma de estimar el estado de esfuerzos y las características de una pieza por interferometría láser es la siguiente: cuando el haz del láser incide sobre un punto de la superficie de una pieza, este es parcialmente absorbido, lo cual se manifestara en un cambio de longitud de onda del haz reflejado por la pieza [13]. El nivel de absorción de luz está relacionado con las características de material como la densidad. La variación de densidad bajo condiciones isotérmicas, se puede relacionar con las deformaciones generadas por los esfuerzos. Por lo tanto, bajo mismas condiciones se puede comparar la condición de esfuerzos en piezas del mismo material o en diferentes puntos de una pieza, usando un método basado en la espectroscopia de transformada de Fourier, por medio de interferencia estacionaria. En esta técnica se toman los interferogramas características de cada muestra, en el dominio de las longitudes de onda, generando un espectro de absorción característico [14].

Considerando lo anterior, se realizó el arreglo experimental que se muestra en la Figura 4.11; a) Laser David laserscanner, $\lambda=532$ nm, b) Lente polarizador, c) Lente divisor (Beamsplitter con ángulo de incidencia 45°), d) y f) Retardador de cuarto de onda, e) Espejo, g) Copa acetabular, h) Espectrómetro Red Tide USB650.

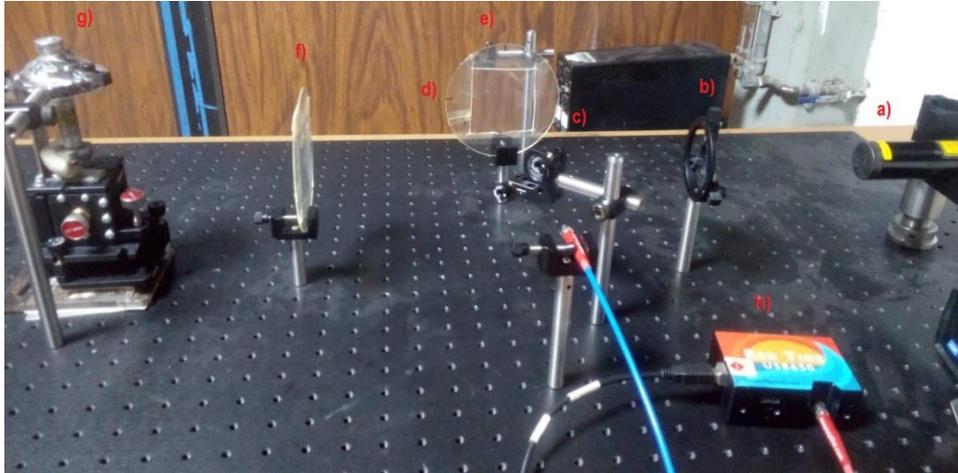


Figura 4.11 Arreglo experimental para la interferometría láser

El funcionamiento de este arreglo es el siguiente [10]:

- El haz de láser pasa por el lente polarizador, el cual transmite selectivamente solo la luz del láser, bloqueando el paso de luz que tenga un oscilación en direcciones perpendiculares al de la polarización.
- Posteriormente, el haz del láser pasa por el lente divisor, en donde se divide en dos haces, uno de referencia y uno de medición, con distintas trayectorias. El lente está colocado con un ángulo de 45° con respecto a la dirección del haz del láser, obteniendo un ángulo de separación de 90° de las trayectorias de los haces derivados.
- El haz de referencia se refleja sobre el espejo, el cual lo regresa hacia el lente divisor, el haz de medición se proyecta sobre la superficie de la copa acetabular y se refleja hacia el lente divisor pero con un cambio de longitud de onda a causa de la absorción parcial de la luz del haz de medición [13]. En ambas trayectorias se hace pasar los haces por retardadores de cuarto de onda para dirigirlos hacia el lente divisor.
- El haz de referencia y el de medición se vuelven a combinar en el lente divisor, donde hacen interfieren entre ellos de forma constructiva (sumando) o destructiva (restando) sus fases, generando un patrón de interferencia, el cual es captado por el espectrómetro para el análisis.

Para este proceso se cortaron las copas acetabulares por la mitad, usando como referencia el plano sagital (plano xy). Se proyectó en ambas copas la luz del láser en el punto a) que se muestra en la Figura 4.12, el cual se ubica en la zona de contacto. Para la copa con inclusiones (Prótesis 2) se proyectó el láser sobre el punto b), el cual se ubica sobre el mayor de la inclusión.

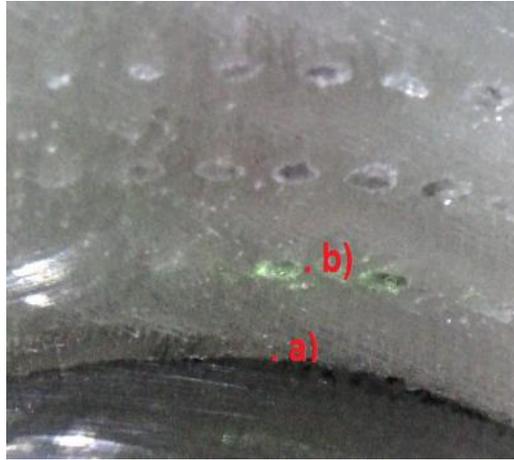
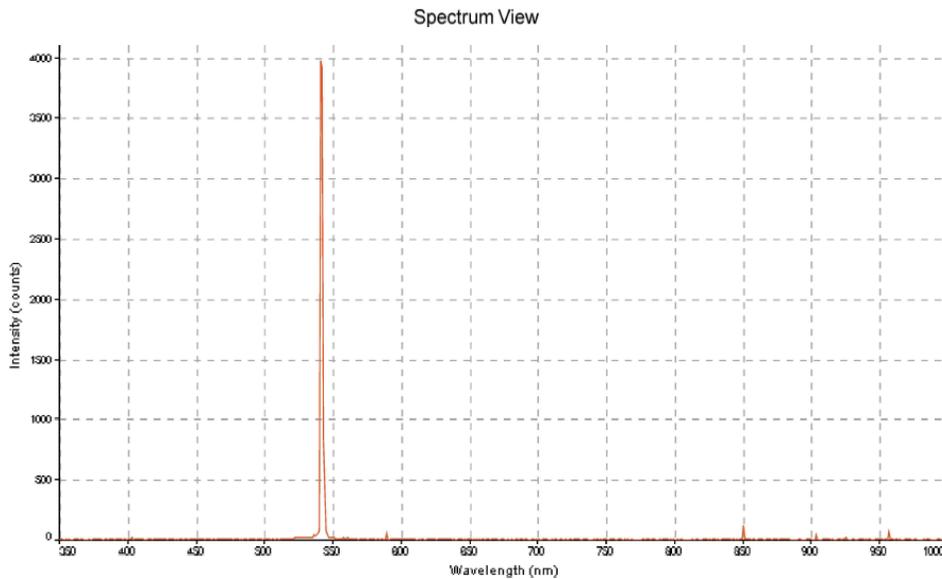


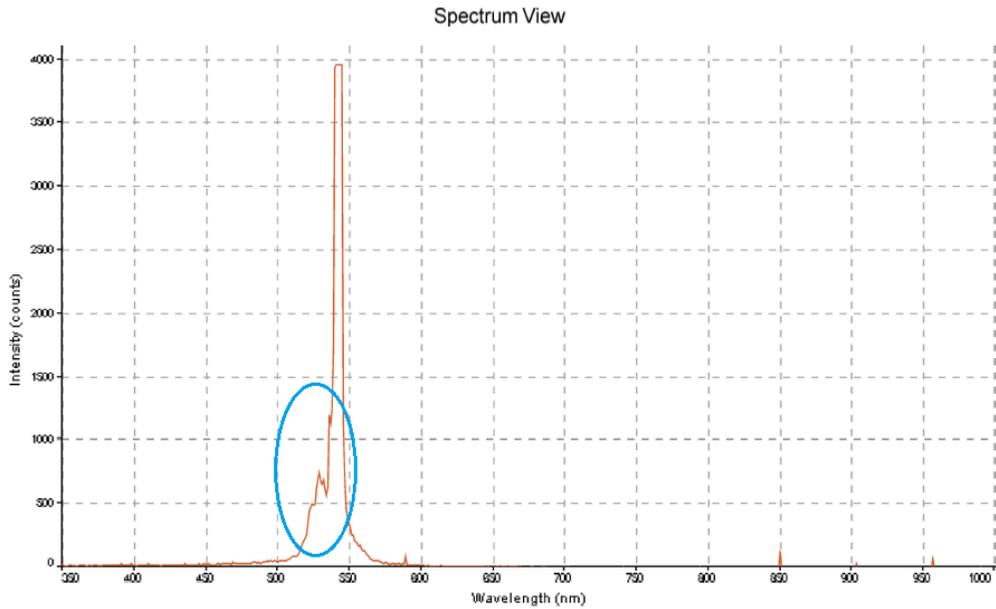
Figura 4.12 Corte de la copa acetabular con inclusiones (prótesis 2)

4.3.2. Resultados

Por medio del espectrómetro se obtuvieron las gráficas del espectro de luz. En las Gráficas 4.7, 4.8 y 4.9 se muestran los espectros para el haz del láser sin interferencia y para el haz con interferencia, sobre los puntos mencionados anteriormente, estas gráficas muestran el espectro de absorción característico de cada medición.

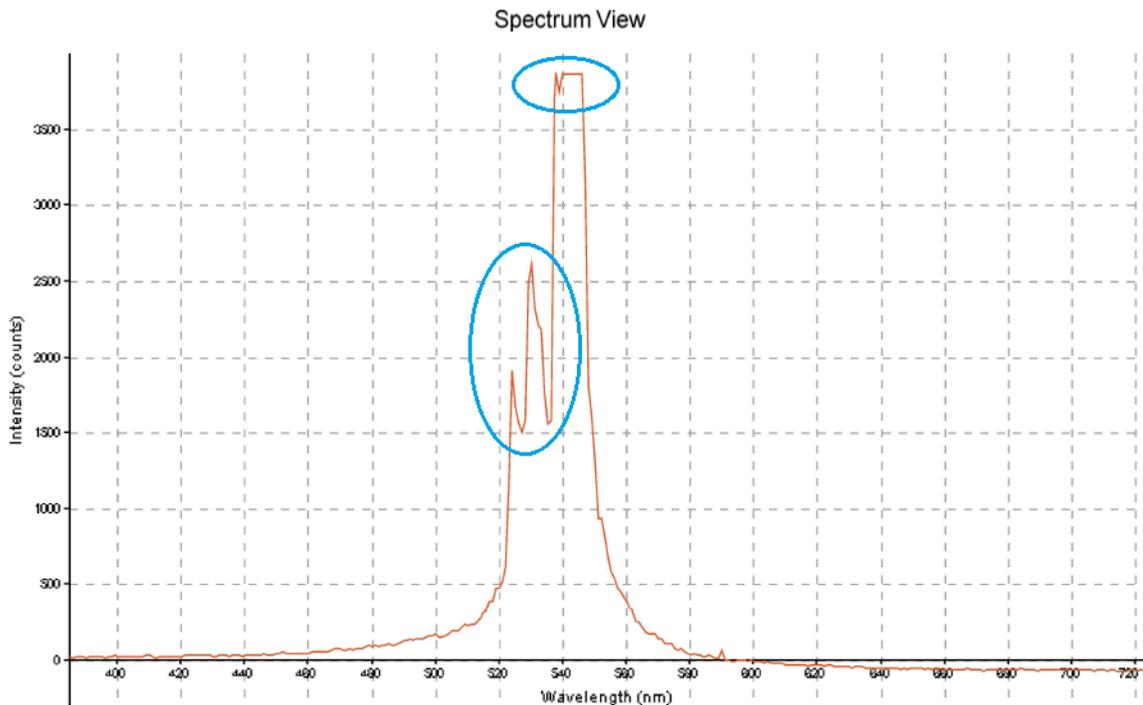


Gráfica 4.7 Espectro de luz del láser sin interferencia



Gráfica 4.8 Espectro de luz reflejada por la copa sin inclusiones en el punto a)

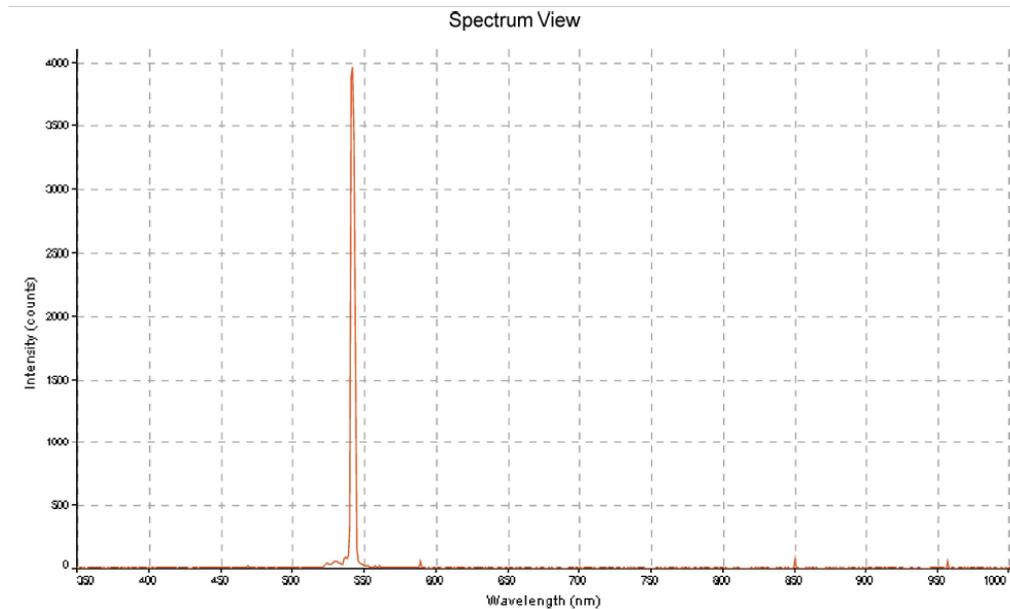
En la Gráfica 4.8 se muestra un patrón de interferencia constructivo en la zona entre 520 y 540 nm y destructivo en el pico de la curva, usando como referencia la Gráfica 4.7.



Gráfica 4.9 Espectro de luz reflejada por la copa con inclusiones en punto a)

En la Gráfica 4.9 se muestra un patrón de interferencia combinado (constructivo y destructivo) de las faces en la zona entre 520 y 540 nm y destructivo en pico de la curva. Se

observa mayor intensidad en el patrón de interferencia comparado con la Gráfica 4.8, lo que indica un mayor cambio en la longitud de onda del haz reflejado de medición.



Gráfica 4.10 Espectro de luz reflejada por la copa con inclusiones en punto b)

En la Gráfica 4.10 se muestra un patrón de interferencia en la zona alrededor de 530 nm, el cual tiene una intensidad muy baja, con un comportamiento muy similar al de la Gráfica 4.7, lo que indica poco cambio en la longitud de onda reflejada por el haz de medición.

Considerando que, a menor densidad será mayor la adsorción de luz y que, para el caso de este experimento, el cambio de densidad en las copas acetabulares está relacionado con la distribución de esfuerzos. Por lo tanto, a menor interferencia será mayor la densidad y mayor el esfuerzo, de acuerdo con lo anterior se determina lo siguiente: De las Gráficas 4.8 y 4.9, se observa que es mayor la distorsión en la Gráfica 4.9 en comparación con la Gráfica 4.8, esto indica una menor concentración de esfuerzos en la zona de contacto, en la copa con inclusiones. La Gráfica 4.10 muestra un comportamiento similar a la Gráfica 4.7, a causa de la baja adsorción de luz, lo cual indica una alta concentración de esfuerzos en el punto b) de la copa con inclusiones.

4.4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Las simulaciones de desgaste usando elemento finito pueden diferir de un modelo real, debido a procesos complejos como el desgaste por tribocorrosión y erosivo y la variación del coeficiente de desgaste K debido a las deformaciones plásticas entre las asperezas, los cuales no se pueden modelar por elemento finito considerando escalas macroscópicas. A pesar de ello, estas simulaciones son válidas antes de la ruptura crítica de las capas superficiales. De manera cualitativa se valida el modelo numérico mediante la prótesis sin recubrimiento de DLC. Las zonas de desgaste sobre la copa acetabular sin DLC obtenidas mediante las simulaciones numéricas (Figura 3.7a) coinciden con las zonas de desgaste obtenidas experimentalmente en la Prótesis 1 (Figuras 4.8 y 4.10a), como se muestra en la en Figura 4.13, donde se compara cualitativamente los resultados entre la simulación numérica y el proceso experimental, las zona central de la copa y la zona marcada por rojo son las zonas de mayor desgaste, las cuales se encuentran en la zona de proyección del plano sagital y transversal del cuerpo sobre la prótesis, concentrándose en el hemisferio izquierdo de la copa. De las simulaciones numéricas se muestra una disminución alrededor de 400% con DLC, el cual se acerca a los resultados experimentales de W. Sosa [1].

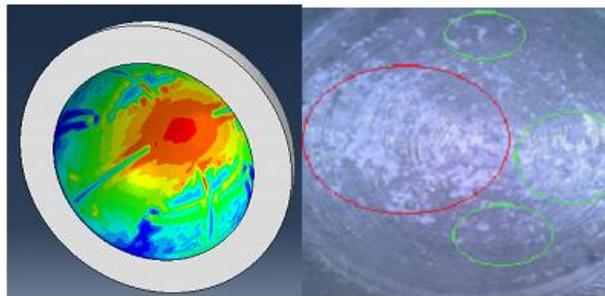


Figura 4.13 Comparación cualitativa entre las Figuras 3.7a y 4.10a

De las simulaciones de perfiles con inclusiones, se encontró un modelo con una mayor eficiencia (19.5%) en la distribución de esfuerzos comparado con el modelo propuesto por A. Hernández [15], variando la orientación de la inclusión a 90° . Este modelo reduce los esfuerzos en la zona de contacto en un 26 % comparado con un modelo sin inclusiones, lo cual está directamente relacionado con el desgaste. Esto se valida mediante las pruebas experimentales de desgaste, la prótesis con inclusiones en la copa (prótesis 2) presenta 21.6% menor amplitud de vibración relacionado con el desgaste, que la prótesis sin inclusiones en la copa (Prótesis 1). También alrededor de un 20% más en la cantidad de ciclos antes la ruptura crítica de las copas superficiales (Gráficas 4.5 y 4.6). Esto indica un aumento del aproximadamente 20% en la vida útil de estas prótesis de cadera.

La distribución de esfuerzos en el modelo de copa acetabular con inclusiones obtenida en las simulaciones numéricas se valida cualitativamente mediante interferometría láser. De estas mediciones se deduce que la concentración máxima de esfuerzos se encuentra sobre el eje mayor de la inclusión (punto b) disminuyendo los esfuerzos en los puntos de contacto (punto

a), lo cual concuerda con la distribución de esfuerzos del perfil con inclusiones obtenido de las simulaciones numéricas.

A causa de que el PLA manufacturado con las características presentadas en esta investigación, tiene un comportamiento mecánico similar al del UHMWPE y que, en el proceso experimental, lo que se evaluó fueron los efectos de la distribución de esfuerzos, los resultados obtenidos son proporcionales a los que se obtendrían con el uso del UHMWPE. Por lo tanto, los resultados son válidos para estimar los porcentajes de disminución del desgaste y esfuerzo, en las copas acetabulares.

Considerando la problemática social y económica actual de las prótesis de cadera y las ventajas y desventajas entre la prótesis de cabeza femoral metálicas y cerámicas, lo cual se resume en una razón de eficiencia en la vida útil de 1.2 de las prótesis cerámicas debido a menor tasa de desgaste, pero con diferencia de costo de \$20 mil MXN mayor que las prótesis metálicas [16]. Con las alternativas propuestas en esta investigación para reducción del desgaste y el aumento de vida útil, se logra obtener un modelo de prótesis de cadera con cabeza femoral metálica con mayor eficiencia. Considerando que solamente la incorporación de las inclusiones en la copa acetabular aumenta la eficiencia en un 21.6%, igualando la eficiencia del par metal-polietileno con el de cerámica-polietileno, más los efectos del recubrimiento por DLC, se lograría obtener una prótesis con un tiempo de vida útil suficiente para evitar segundas cirugías. Esto reduciría costos en las prótesis y en segundas cirugías, generando una solución costo-efectiva.

En el trabajo de A. Hernández [15], se descartan ciertos modelos por la dificultad de fabricación y se menciona la necesidad del diseño de una máquina para la manufactura específica de la copa acetabular con inclusiones desarrolla en su trabajo, todo esto, debido a las limitantes tecnológicas en ese momento. Hoy en día existen grandes avances en la manufactura aditiva, que posibilita su uso en la medicina y en prótesis de diversos tipos. Se ha demostrado el empleo de la manufactura aditiva por estereolitografía para la fabricación de piezas de UHMWPE [17,18]. En el trabajo de A. Borges et al. [18] se demostró que una prótesis de meniscos de rodilla fabricada por esta técnica cuenta con las características mecánicas y de biocompatibilidad iguales a las piezas por moldeo o sinterización. A consecuencia de estas investigaciones, en un futuro cercano se encontrarán disponibles equipos comerciales de impresión 3D para prótesis de cadera, donde se permitirá crear diseños complejos [19]. De acuerdo con esto, se determina la viabilidad de poder fabricar el modelo de copa acetabular con inclusiones propuesto en la presente investigación.

4.5. REFERENCIAS

- [1] W. Sosa González, “Diseño de un mecanismo para la evaluación del desgaste en prótesis de cadera”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [2] E. Ramírez F., “Estudio del desgaste en la superficie de contacto interno de chumaceras generado por vibración mecánica”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [3] J. Navarro Torres, “Diseño de un dispositivo para deposición en piezas mecánicas pequeñas por triboadhesión.”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2004.
- [4] Ultimaker, “Ficha de datos técnicos PLA”, may 16, 2017. <https://docs.rs-online.com/7ade/0900766b81698006.pdf> (consultado may 07, 2022).
- [5] “Acero Inoxidable - AISI 316 - Catalogo en línea - Materiales en pequenas cantidades para el diseno - Goodfellow”. <http://www.goodfellow.com/S/Acero-Inoxidable-AISI-316.html> (consultado jun. 23, 2021).
- [6] “PCB Model 603C01”. <https://www.pcb.com/products?m=603C01> (consultado jun. 08, 2022).
- [7] “PCB Model 687A02”. <https://www.pcb.com/products?m=687A02> (consultado jun. 08, 2022).
- [8] “USB-6211 - NI”. <https://www.ni.com/es-mx/support/model.usb-6211.html> (consultado jun. 08, 2022).
- [9] D. Mata Tolosa, “CARACTERIZACIÓN DINÁMICA DE PRÓTESIS DE CADERA RECUBIERTAS MEDIANTE EL PROCESO DE TRIBOADHESIÓN”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2005.
- [10] “Explicación de la interferometría”. <https://www.renishaw.es/es/explicacion-de-la-interferometria--7854> (consultado jul. 11, 2022).
- [11] A. Garza Sáenz, “Estimación del Amortiguamiento del Fémur Proximal por Medios Ópticos- Espectroscópicos”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2012.
- [12] O. Bautista Merino, “Estimación del Amortiguamiento de Prótesis de Cadera por Interferometría Láser”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2009.
- [13] N. C. Alvarez, “Estudio de propiedades de materiales mediante la generación de ultrasonido con luz láser”, Universidad de Buenos Aires. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales., 2016. [En línea]. Available: http://hdl.handle.net/20.500.12110/tesis_n6009_Alvarez

- [14] “▷ Espectroscopia FTIR | Teoría | Instrumentación | Aplicaciones”. <https://www.ataresinstrumentacion.com/espectroscopia-ftir/> (consultado ago. 28, 2022).
- [15] A. Hernández González, “REDISEÑO DEL ACETÁBULO Y COPA ACETABULAR DE LA PRÓTESIS DE CADERA TIPO CHARNLEY PARA DISMINUCION DE DEBRIS”, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2006.
- [16] C. Suárez, A. Forero, D. Monsalvo, A. Taborda, y D. Londoño, “Evaluación costo-efectividad de las prótesis con superficie cerámica-polietileno vs. metal-polietileno para reemplazo articular primario de cadera en Colombia”, *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 34, núm. 3, pp. 223–230, jul. 2020, doi: 10.1016/J.RCCOT.2020.10.002.
- [17] K. M. Kozlovsky, “Additive Manufacturing of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Under Applied External Pressure”, University of Notre Dame, 2019. Consultado: jun. 29, 2022. [En línea]. Available: <https://curate.nd.edu/show/kh04dn4320k>
- [18] R. Araujo Borges, D. Choudhury, y M. Zou, “3D printed PCU/UHMWPE polymeric blend for artificial knee meniscus”, *Tribol Int*, vol. 122, pp. 1–7, jun. 2018, doi: 10.1016/J.TRIBOINT.2018.01.065.
- [19] “La fabricación aditiva en la tecnología sanitaria”, 2020. <https://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/308105-La-fabricacion-aditiva-en-la-tecnologia-sanitaria.html> (consultado jun. 29, 2022).

CONCLUSIÓN

Se desarrolló un modelo de prótesis de cadera del par Acero inoxidable 316L – UHMWPE, con baja tasa de desgaste y mayor tiempo de vida útil que las prótesis de metal-polietileno actuales, mediante la incorporación de:

- Recubrimiento de DLC en la cabeza femoral que reduce el coeficiente de desgaste k y de fricción μ . Mediante simulaciones numéricas, se determinó una reducción del esfuerzo cortante por fricción en un 54% y aumentando la resistencia al desgaste en un 400%, en prótesis de cabeza femoral con DLC con respecto a prótesis sin DLC. También se encontró que las zonas de mayor desgaste se encuentran
- Un arreglo de inclusiones elipsoidales obladas en la copa acetabular, el cual redistribuye los esfuerzos y los reduce en el área de contacto de la copa acetabular en un 26% y reduce la tasa de desgaste en un 21.6%.

Mediante la acción combinada del recubrimiento de DLC por triboadhesión y del arreglo de inclusiones se estima una reducción del 421.6% de la tasa del desgaste en prótesis metal-polietileno y por consecuente mayor tiempo de vida útil superando la eficiencia de la cerámica. Con esto se podrá sustituir el uso de la cerámica por materiales metálicos menos costosos, reduciendo los costos, en aproximadamente \$20 mil MXN por prótesis y reduciendo las segundas cirugías de artroplastia de cadera. Impactando en la problemática social y económica, relacionada con la artroplastia de cadera en el sistema de salud mexicano.

TRABAJOS FUTUROS

Fabricar la copa acetabular con inclusiones propuesta en esta investigación, por medio de manufactura aditiva por estereolitografía, usando como material UHMWPE. A causa de que las inclusiones generan concentración de esfuerzos y entropía, se debe realizar un análisis de la vida a fatiga, de dicha pieza.