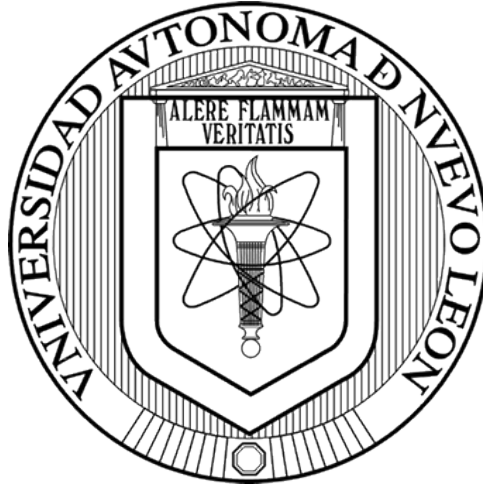


**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE NUEVO LEON
FACULTAD DE MEDICINA**



**ANALISIS TRIBOLOGICO EN SIMULADOR DE UN NUEVO
ESPACIADOR TOTAL DE CADERA CON UN PAR DE FRICCION
POLIETILENO-POLIETILENO DE ULTRA ALTO PESO Y ALTO
ENTRECRUZAMIENTO MOLECULAR**

Por

DR. CARLOS ENRIQUE GONZÁLEZ RIVERA

**COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE
DOCTOR EN MEDICINA**

Abril, 2023

**" ANALISIS TRIBOLOGICO EN SIMULADOR DE UN NUEVO ESPACIADOR
TOTAL DE CADERA CON UN PAR DE FRICCION POLIETILENO-
POLIETILENO DE ULTRA ALTO PESO Y ALTO ENTRECruzAMIENTO
MOLECULAR "**

Aprobación de la tesis:



Dr. med. Tomás Ramos Morales

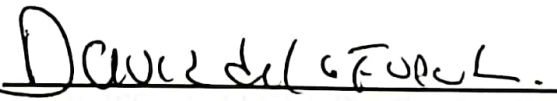
Director de la Tesis



Dr. med. José Félix Vilchez Cavazos
Codirector de la Tesis



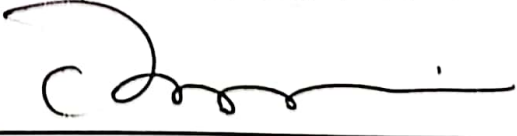
Dr. med. Carlos Alberto Acosta Olivo
Miembro de la Comisión de Tesis



Dr. med. David de la Fuente Villarreal
Miembro de la Comisión de Tesis



Dr. C. Rodrigo Enrique Elizondo Omaña
Miembro de la Comisión de Tesis



Dr. med. Felipe Arturo Morales Martínez
Subdirector de Estudios de Posgrado

AGRADECIMIENTOS

A mi esposa Alejandra, y a mis tres hijos, Juan Pablo, Natalia y Mauricio por su incondicional apoyo y por todos los sacrificios de tiempo en familia que han realizado para poder desarrollar este trabajo.

A mis padres, Carlos y Cecilia, por haberme dado la vida y por haberme dado la oportunidad de desarrollar mi vida académica. Por todo el apoyo incondicional que me dieron y que hoy puedo decirles: gracias.

A mis hermanas, Claudia y Cecilia, por impulsarme siempre para salir adelante y ser mejor cada día.

Al Dr. med. Tomás Ramos Morales, por ser siempre un apoyo y mi mentor en el mundo de las artroplastías de cadera y rodilla.

Al Dr. Melvyn Alvarez Vera, gran ingeniero, apasionado de los biomateriales, que estuvo conmigo en todo el proceso y que sin su valiosa colaboración este trabajo no hubiera sido posible.

A mis asesores y colaboradores, que cierto estoy que sin su ayuda y colaboración este proyecto no se hubiera cristalizado.

TABLA DE CONTENIDO

Capítulo I

1. RESÚMEN	1
------------------	---

Capítulo II

2. INTRODUCCIÓN	3
2.1 Enfermedad articular de la cadera	3
2.2 Artroplastia total de cadera	4
2.3 Pares de fricción sólido sobre sólido	10
2.3.1 <i>Cerámica-Cerámica CoC</i>	10
2.3.2 <i>Metal-Metal MoM</i>	12
2.4 Pares de fricción sólido sobre blando	13
2.4.1 <i>Metal-Polietileno de alto entrecruzamiento molecular</i>	
<i>M-XPE</i>	13
2.5 Estado actual del polietileno en la artroplastia total de	
cadera	15
2.6 Biotribología	21
2.7 La enfermedad degenerativa de la cadera	33
2.8 Estructura y comportamiento mecánico del UHMWPE	
(polietileno convencional)	44

2.9 Pruebas preclínicas de desgaste de componentes de prótesis de cadera	45
2.9.1 Estándares ISO	45
2.10 Cuantificación del desgaste	45
Capítulo III	
3 HIPÓTESIS	48
Capítulo IV	
4 OBJETIVOS	50
4.1 Objetivo general	50
4.2 Objetivos particulares	50
Capítulo V	
5 MATERIAL Y MÉTODOS	52
Capítulo VI	
6 RESULTADOS	78
6.1 Caracterización de materiales	78
6.2 Comportamiento tribológico y daño superficial de UHMWPE y XLPE	84

Capítulo VII

7 DISCUSIÓN	89
7.1 Propiedades mecánicas, químicas y de desgaste	89

Capítulo VIII

8 CONCLUSIÓN	92
--------------------	----

Capítulo IX

9 ANEXOS	95
9.1 Publicación del presente trabajo en Revista Indexada . . .	95
9.2 Graphical abstract	96
9.3 Texto completo	97
9.4 Fecha de recepción	107
9.5 Fecha de aceptación	107
9.6 Fecha de publicación	107
9.7 Referencia bibliográfica de la publicación	107

Capítulo X

10 BIBLIOGRAFÍA	108
-----------------------	-----

Capítulo XI

11 RESÚMEN AUTOBIOGRÁFICO	127
---------------------------------	-----

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla	Página
1. Coeficientes de fricción de los diferentes pares de fricción de prótesis utilizados en la actualidad	28
2. Cambios dimensionales antes y después de las pruebas de desgaste del espaciador total de prótesis de cadera	81
3. Valores de profundidad, microdureza y módulo de elasticidad, como resultado de las pruebas de nano indentación	83

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura	Página
1. Comparación de tasas de desgaste volumétrico de los materiales de pares de fricción convencionales de prótesis de cadera medidas en simulador	30
2. Tendencias de materiales de prótesis de cadera implantadas entre 2003 y 2012	32
3. Características del diseño del espaciador total de prótesis de cadera propuesto	53
4. Orientación neutral del espaciador de prótesis total de cadera propuesto virtualmente implantado	55
5. Barra de UHMWPE de grado médico	56
6. Máquina computarizada de control numérico (CNC), Hitachi Seiki HT20SII	57
7. Maquinado de precisión de cabeza femoral de polietileno	57

8. Maquinado de precisión de copa acetabular de polietileno	58
9. Cabeza femoral terminada	58
10. Comprobación de tolerancias de acuerdo a especificaciones	59
11. Medición final de cabeza femoral	59
12. Cabezas femorales terminadas	60
13. Set final de copas acetabulares y cabezas femorales	60
14. Máquina de medición de coordenadas (CMM) Zeiss Contura G2	61
15. Máquina de medición de coordenadas (CMM). Procedimiento de medición de la superficie de la copa (a) y de la cabeza (b)	62
16. Nube de puntos a partir de las mediciones en CMM	62
17. Diagrama de nube de puntos obtenida por CMM de cabeza femoral	63

18. Reconstrucción tridimensional de nube de puntos obtenida por CMM de cabeza femoral	63
19. Representaciones de la máquina de medición de coordenadas de la superficie de la copa (a) y de la cabeza (b) previo a las pruebas de desgaste	64
20. Desgaste lineal de copa acetabular, representado en escala de color, a partir de nube de puntos de CMM. Imagen generada a través del Software Geomagic Design™, 3D Systems versión 5.0	65
21. Rugosímetro Mitutoyo Surftest SJ-210	66
22. Certificado de irradiación de copas y cabezas de polietileno	67
23. Simulador triaxial de articulación de cadera <i>FIME II</i>	68
24. Copas y cabezas acetabulares radiadas y no radiadas, montadas en las estaciones de carga del simulador de prótesis de cadera <i>FIME II</i>	69

25. Suero bovino de la marca Gibco™ utilizado en las pruebas de desgaste en simulador	70
26. Suero bovino diluido de acuerdo a la NOM ISO 14242-1:2014.	70
27. Colocación del lubricante en las estaciones de carga del simulador de prótesis de cadera FIME II	71
28. Muestras de polietileno posterior a lavado y en proceso de ser recolocadas en el simulador de prótesis de cadera FIME II	71
29. Desgaste presente en cabeza femoral de polietileno no radiado, posterior a 500,000 ciclos	72
30. Nanoindentador y probador de rayaduras Rtec Instruments	73
31. Pruebas de nanoindentación realizadas sobre los polietilenos	73
32. Espectrómetro infrarrojo FTIR Nicolet 550, utilizado en el presente estudio	74
33. Espectrómetro Raman RENISHAW, utilizado en el presente estudio	75

34. Microscopio electrónico TESCAN MIRA 3, utilizado en el presente estudio para la caracterización de las superficies de desgaste . . .	76
35. Cabeza femoral de polietileno con recubrimiento metálico montada en el microscopio electrónico TESCAN MIRA3	76
36. Proceso de recubrimiento metálico de cabeza femoral de polietileno por medio de recubridor SPI-MODULE™ Sputter Coater	77
37. Cabeza femoral de polietileno con recubrimiento metálico, proceso realizado por el recubridor SPI-MODULE™ Sputter Coater	77
38. Espectro infrarrojo de transformación de Fourier para UHMWPE (a) y HXLPE (b)	79
39. Espectros Raman para UHMWPE (c) y HXLPE (d) antes y después de las pruebas de desgaste	80
40. Profundidad de nano indentación antes (líneas negras) y después (líneas rojas) de: (a) UHMWPE Y (b) HXLPE	82

41. Mapeo del desgaste de copas y cabezas de UHMWPE (a-f) y HXLPE (g-l)	84
42. Pérdida de masa de las muestras del espaciador total de prótesis de cadera	86
43. Rayaduras de superficie observadas por microscopía electrónica de barrido sobre las superficies desgastadas de las copas y cabezas de UHMWPE (a y b) y de HXLPE (c y d), respectivamente	87

LISTA DE ABREVIATURAS

UHMWPE: Ultra High Molecular Weight Polyethylene (Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular).

HXLPE: Highly Crossed Linked Polyethylene (Polietileno de Alto Entrecruzamiento Molecular)

⁶⁰Co: Cobalto 60

Cols.: colaboradores

FIME II: Simulador de prótesis total de cadera, desarrollado por la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Universidad Autónoma de Nuevo León

mg: Miligramos. Unidad de medida de peso

mm: Milímetros. Unidad de medida de distancia

MoM: par de fricción metal-metal

CoC: par de fricción cerámica-cerámica

CoM: par de fricción cerámica-metal

MoP: par de fricción metal-polietileno

MoXPE: par de fricción metal-polietileno de alto entrecruzamiento molecular

km: Kilómetros. Unidad de medida de distancia

nm: Nanómetros. Unidad de medida de distancia

E: Módulo de elasticidad longitudinal o módulo de Young

v: Coeficiente de Poisson

COF f: Coeficiente de fricción

T: Fuerza tangencial

N: Fuerza normal

Hz: Hertz. Unidad de frecuencia, ciclos por segundo

N: Newton. Unidad de medida de fuerza, cantidad de fuerza aplicada durante un segundo a una masa de un kilogramo para que esta adquiriera la velocidad de un metro por segundo respecto a la velocidad colineal que tenía previamente a la aplicación de la fuerza

kN: Kilonewton (unidad de medida de fuerza)

CoP: Par de fricción cerámica-polietileno

PMMA: Polimetilmetacrilato, cemento óseo

PoP: Par de fricción polietileno-polietileno

ISO: International Organization for Standardization (Organización Internacional de Estandarización)

g/mol: masa molar de una sustancia dada (propiedad física) definida como su masa por unidad de cantidad de sustancia (g/mol)

μm: micra

CAD: Diseño Asistido por Computadora

CNC: Máquina de Control Numérico Computarizado

CMM: Máquina de Medición de Coordenadas

kGy: Kilogray. Unidad de medida de radiación

ININ: Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares

g/l: Gramos por litro

mN: Micronewton

FTIR: Espectroscopía infrarroja tipo Fourier

mW: Miliwatt

s: Segundo

OH: Grupo hidroxilo

C: Carbono

CH₂: Metileno

Ra: Rugosidad media que se define como el valor promedio aritmético de los valores absolutos de las distancias del perfil de rugosidad a la línea intermedia de la longitud de medición

Rz: Profundidad de la rugosidad media que representa la suma del valor medio de la altura de los cinco picos más altos y la media de la profundidad de los cinco valles más profundos de un perfil dentro de la longitud de muestreo

HV: Dureza Vickers, que se calcula midiendo ópticamente las longitudes diagonales de la impresión dejada por el indentador

GPa: Gigapascal. Unidad de dureza

Capítulo I

1. RESÚMEN

Los espaciadores temporales de cadera, adicionados con antibiótico, representan un recurso ampliamente utilizado para el tratamiento de las infecciones periprotésicas crónicas de la cadera.

El objetivo del presente trabajo fue el de evaluar el desempeño tribológico a corto plazo de sistemas de pares de fricción de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) contra sí mismo y pares de fricción de polietileno con alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) obtenido por radiación Gamma (^{60}Co) contra sí mismo, con el objetivo de utilizar estos pares de fricción en espaciadores temporales de cadera.

Para el presente estudio, se utilizó un simulador de la articulación de la cadera triaxial, FIME II. Dicho simulador fue usado para probar los sistemas de fricción de UHMWPE y HXLPE contra sí mismos bajo perfiles de carga variables, esto con la finalidad de observar las características de desgaste de estos materiales, al estar en contacto contra sí mismos. Teniendo como hipótesis de trabajo que los polietilenos con alto entrecruzamiento molecular (HXLPE)

presentarán un mejor desempeño tribológico que los polietilenos convencionales (UHMWPE), debido al incremento en sus propiedades de resistencia al desgaste como efecto de la radiación sobre estos materiales.

Se utilizó una solución de suero bovino fetal al 25% como lubricante. Posterior a las pruebas realizadas en el simulador. Se realizaron mediciones de las superficies desgastadas por medio de una máquina de medición de coordenadas. Finalmente, las superficies fueron caracterizadas por medio de microscopio electrónico, espectroscopía Raman, espectroscopía infrarroja Fourier, y pruebas de nanoindentación.

Los resultados de pérdida de masa para el polietileno convencional (UHMWPE) fueron 11.91 ± 3.43 mg para las copas y 4.57 ± 0.92 mg para las cabezas. Mientras que, los resultados para el polietileno de alto entrecruzamiento molecular mostraron una reducción significativa en cuanto a la pérdida de masa con valores promedio de 6.59 ± 0.14 mg para las copas y 2.82 ± 0.59 mg para las cabezas, lo que sugiere la viabilidad del par de fricción de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) para un espaciador total de cadera temporal.

Capítulo II

2. INTRODUCCIÓN

2.1 Enfermedad articular de la cadera

En las articulaciones de cadera sanas, el extremo de cada hueso está cubierto por una capa de cartílago que reduce los esfuerzos de contacto, protege las superficies del hueso contra cargas de impacto, y minimiza la fricción y desgaste de la articulación. Entre los cartílagos se encuentra el líquido sinovial, el cual tiene la función principal de actuar como un lubricante.

Las articulaciones de la cadera pueden dañarse por artrosis, proceso que provoca el deterioro de la superficie articular del cartílago. La articulación también puede dañarse por artritis reumatoide. En esta enfermedad degenerativa la articulación presenta inflamación o desgaste. La razón más frecuente para colocar una prótesis de cadera o rodilla es restaurar el movimiento y eliminar el dolor. La artroplastia consiste en reemplazar las partes dañadas que conforman la articulación por un implante protésico.

2.2 Artroplastía total de cadera

La enfermedad articular degenerativa de la cadera es una patología que ha afectado a la raza humana desde sus inicios. Sin embargo, hace poco más de 100 años, se realizó el primer intento para tratar la artrosis de cadera de manera quirúrgica. A finales del siglo XIX y principios del siglo XX, el tratamiento disponible para esta patología era la artroplastía de interposición, en la cual se interponían entre las superficies articulares dañadas de la cadera diferentes tipos de tejidos, tales como fascia lata, piel o incluso submucosa de vejiga de cerdo. La interposición de una copa de Vitallium, la cual cubría a la cabeza femoral, fue introducida por Smith-Peterson en 1938; este procedimiento anunció una nueva era para la artroplastía.¹

En 1938 Wiles desarrolló el primer reemplazo total de cadera protésico², y los implantes de este primer desarrollo son considerados como el precedente directo de los implantes modernos. Posteriormente se realizaron intentos de reconstrucción de las articulaciones dañadas por la artrosis, los cuales constituyen un fiel testimonio de la ingenuidad de los cirujanos de aquel tiempo. Estos tempranos intentos fallaron principalmente por estar mal diseñados, uso de materiales de poca calidad, y fallas mecánicas.

Sir John Charnley revolucionó el manejo de la cadera artrósica con la introducción de la artroplastia de baja fricción.³ Este médico inglés realizó tres grandes contribuciones a la evolución de la artroplastía total de cadera: 1) la idea

de una artroplastía de baja fricción; 2) el uso de cemento acrílico para fijar los componentes al hueso vivo; y 3) la introducción de polietileno de alta densidad como el material de interposición. La revisión de los resultados de la primera generación de la artroplastía de baja fricción de Charnley, realizada por Berry y cols⁴ y Callaghan y cols⁵, reportan 81% y 77% de supervivencia, respectivamente, a 25 años de seguimiento, con revisión de cualquiera de los componentes como punto terminal. Estos hallazgos llevaron a Coventry a realizar la observación de que “la artroplastía total de cadera, puede ser considerada como la operación ortopédica del siglo XX”.⁶

La aseveración anterior fue retomada por la revista médica Lancet en un artículo titulado “La operación del siglo: el reemplazo total de cadera”, publicado en 2007;⁷ lo anterior debido a las altas tasas de éxito de la cirugía de reemplazo total de cadera y a sus excelentes resultados a largo plazo, aliviando el dolor de cientos de miles de pacientes con problemas degenerativos de cadera alrededor del mundo, con un excelente costo beneficio.

No obstante, las altas tasas de éxito de los reemplazos totales de cadera, éstos no han estado exentos de fallas y complicaciones. Los mecanismos de falla de los primeros reemplazos totales de cadera modernos incluyeron la fractura del implante,⁸ aflojamiento aséptico como resultado de falla mecánica de la interface de fijación,⁹ infección,¹⁰ desgaste del polietileno,¹¹ y luxación.¹² Los mecanismos mencionados no son muy diferentes a los mecanismos de falla que se observan en la actualidad, siendo actualmente el desgaste de los polietilenos, los aflojamientos sépticos y asépticos y las luxaciones los principales.

Las indicaciones para un reemplazo total de cadera inicialmente estaban muy restringidas y solo se permitía su colocación en pacientes ancianos debilitados o individuos con limitaciones locomotoras asociadas con otras comorbilidades. Sin embargo, en la actualidad, un deterioro importante en la calidad de vida a cualquier edad derivado de una patología degenerativa o traumática de la cadera, constituye una indicación válida para el reemplazo total de esta articulación, y los pacientes buscan las tan llamadas caderas de alto desempeño para cumplir sus expectativas y aspiraciones.

Los avances en la artroplastía total de cadera han sido dirigidos hacia la reducción de las tasas de falla permitiendo a la vez un alto perfil de actividad para el paciente y un incremento en la longevidad del paciente moderno. Los componentes por ello, deben permitir una fijación durable de cara a las altas demandas mecánicas, mientras que las superficies de fricción deben ser resistentes y deben mostrar el menor desgaste posible.

Actualmente, la pérdida de hueso alrededor de los componentes protésicos, conocida como osteólisis, representa un desafío dentro del contexto de las artroplastias modernas. Esta disminución en la densidad de hueso alrededor de los componentes protésicos es ocasionada por la liberación de partículas de polietileno y la interacción de éstas con los sistemas de defensa celulares del hueso, provocando con ello una reacción inflamatoria crónica que provoca como resultado esta pérdida de masa ósea periprotésica. La consecuencia final de este fenómeno es que los implantes terminan por aflojarse, disminuyendo con esto la sobrevida de los mismos. El problema de la osteólisis no ha sido resuelto del todo

con la implantación de componentes no cementados. Se han reportado defectos líticos en prótesis no cementadas tanto estables, como en prótesis flojas.¹³ A finales de la década de 1970 se realizaron importantes contribuciones al conocimiento sobre el papel de las partículas generadas por las prótesis articulares en la patogenia de la osteólisis y el aflojamiento aséptico. Una mejor evaluación histológica de los tejidos de estos defectos indicó que la osteólisis estaba relacionada con la respuesta de los macrófagos a las partículas del desgaste del polietileno.^{14,15-17} Los fragmentos del desgaste del polietileno actualmente se reconocen como la mayor limitación de la artroplastía total de cadera moderna.

El desgaste del polietileno y la formación de partículas provoca sinovitis, inestabilidad articular, osteólisis, y aflojamiento de la prótesis. Las superficies alternativas de fricción, tales como metal sobre polietileno de alto entrecruzamiento molecular y las superficies sólido-sólido (metal-metal o cerámica-cerámica), representan un intento para reducir el desgaste y mejorar la longevidad de los implantes de la artroplastía total de cadera, especialmente en pacientes jóvenes activos y con alta demanda funcional.

La introducción del polietileno de ultra alto peso molecular con alto entrecruzamiento representa el avance más importante para mejorar el desgaste del polietileno y disminuir la osteólisis, reduciendo el número de partículas submicrométricas generadas. La irradiación gamma del polietileno causa el entrecruzamiento de los enlaces moleculares del material, lo que mejora importantemente la resistencia al desgaste en comparación con los polietilenos convencionales.^{18,19} Las superficies metálicas tienen bajas tasas de fricción, dentro

del orden de 0.004 mm por año comparadas con 0.1 mm por año del polietileno. El metal no es frágil, a diferencia de la cerámica, por lo que los componentes metálicos no tienen que ser tan gruesos como los de cerámica. Por ello, para un tamaño de copa acetabular dado, debe usarse una cabeza de diámetro grande, lo cual provee una mejor estabilidad articular y permite un mayor rango de movimiento antes de que el cuello choque contra la copa y pueda con esto presentar inestabilidad o luxación. También produce una mayor velocidad de deslizamiento de la superficie de fricción, contribuyendo con esto a una mejor lubricación. Las superficies metal-metal MoM se auto pulen, permitiendo la auto reparación de rayaduras superficiales. Aunque estas superficies tienen el potencial de una baja tasa de desgaste, existe preocupación por la generación de iones metálicos (tanto de cromo como de cobalto), los cuales pueden ser detectados sistémicamente.²⁰⁻²² Aunque es posible registrar un aumento en las cantidades de cromo y cobalto en la orina y en la sangre, no se han reportado efectos biológicos adversos a largo plazo.²³

La cerámica de alúmina fue introducida en la década de 1970. Estos componentes tienen un coeficiente de fricción muy bajo, con tasas de desgaste muy inferiores,²⁴ son resistentes a rayaduras, no tienen potencial de liberación de iones y las partículas liberadas no son biológicamente activas.²⁵ Sin embargo las cerámicas sí tienen el potencial de fracturarse debido a su naturaleza frágil.^{26,27} Se han reportado buenos resultados a corto y mediano plazo tanto para los pares de fricción de alúmina-alúmina y alúmina-polietileno.

La restitución de la superficie articular biológica de la articulación de la cadera con ingeniería tisular en el presente no es más que una posibilidad teórica. El reemplazo total de cadera sigue y seguirá siendo el tratamiento de elección para la artrosis de la cadera en el futuro cercano.

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE, por sus siglas en inglés) ha sido el material más utilizado como superficie acetabular protésica. El desgaste de la contracara del polietileno resulta en osteólisis y pinzamiento, los cuales conllevan al aflojamiento aséptico de las prótesis.

La adopción de nuevos pares de fricción, como el polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) para la artroplastía total de cadera, ha sido rápida y extendida. En Estados Unidos, se estima que se usan componentes acetabulares de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) en cerca del 70% de las aproximadamente 315,000 artroplastías primarias y de revisión que actualmente se realizan.²⁸ La edad promedio de los pacientes que se someten a un reemplazo total de cadera está disminuyendo,²⁹ y cada vez más pacientes jóvenes y activos requieren implantes de cadera que duren por décadas. Actualmente es imperativo entender los límites biológicos en el tiempo de vida de una prótesis total de cadera, tanto si estos límites son debido a la liberación de partículas, químicos o iones; al efecto de stress shielding del hueso a los implantes protésicos; a los problemas de la fijación de los implantes; o a la tolerancia del paciente a los aspectos del desempeño mecánico del implante por sí mismo.

A continuación, se describen con mayor detalle los diferentes pares de fricción que existen en la actualidad, y que son utilizados en los reemplazos totales de cadera modernos alrededor del mundo.

2.3 Pares de fricción sólido sobre sólido

2.3.1 Cerámica-Cerámica CoC

Los pares de fricción cerámica-cerámica CoC de alúmina, representan una opción atractiva para los reemplazos totales de cadera a largo plazo, debido a su baja fricción, alta resistencia al desgaste y su buena biocompatibilidad. Los resultados clínicos reportados para las superficies de alúmina-alúmina indican que pueden ser una opción excelente en pacientes jóvenes porque presentan una significativa mayor supervivencia y una significativa menor osteólisis ($p < .001$) que los controles de metal sobre polietileno convencional a más de 10 años de seguimiento clínico.³⁰

Las complicaciones con los pares de fricción de cerámica-cerámica CoC incluyen las fracturas durante la colocación o durante el tiempo que permanecen implantados y el potencial ruido (rechinido) producido por el par de fricción. La incidencia de fractura no anticipada de los componentes de cerámica es baja, con 0.004% para las cabezas femorales manufacturadas después de 1994.³¹ La fractura de un componente de cerámica requiere una remoción cuidadosa y laboriosa de los fragmentos de cerámica depositados en los tejidos blandos

durante la revisión. Cualquier fragmento de cerámica remanente tiene el potencial de facilitar el desgaste por tercer cuerpo en la articulación reemplazada, particularmente si se eligió un par de fricción para la revisión con un material más blando, como el polietileno. Dependiendo del tipo de fractura, el cirujano puede preferir reemplazar el implante dañado con otro del mismo material. La tecnología actual en la fabricación de los componentes de cerámica permite que una cabeza fracturada pueda ser reemplazada con una nueva cabeza de cerámica con un dedal metálico y que los implantes acetabulares fracturados puedan ser reemplazados con un inserto contenido en una copa metálica.

La aparición de ruido (rechinido) por el par de fricción cerámica-cerámica (usualmente chasquidos o rechinidos) se ha reportado con tasas que varían desde 0.48% hasta 10%.³² Las observaciones clínicas de una banda de desgaste en los implantes de cerámica retirados han llevado a la sugerencia que dichas bandas de desgaste se forman durante la sobrecarga de los bordes durante la flexión y extensión de la cadera. En una cadera laxa, la micro separación y el impacto subsecuente que recoloca a la cabeza protésica durante la marcha provoca este desgaste en banda. Se ha sugerido que el ruido ocurre durante el evento de sobrecarga de los bordes o durante la congruencia de la articulación conforme se va dando el movimiento bajo la carga a lo largo del eje de la banda de desgaste.³³ No todas las prótesis de cerámica-cerámica CoC con bandas de desgaste producen rechinidos, y no todas las superficies sin bandas de desgaste permanecen silenciosas. Tampoco hay evidencia, a la fecha, que sugiera que el

ruido de estas prótesis sea un precursor temprano de falla del par de fricción cerámica-cerámica CoC.

Los desarrollos en los componentes de cerámica están llevando a la formulación de nuevas combinaciones de materiales como la alúmina endurecida con zirconia y al uso de nuevos pares de fricción como la cerámica-metal CoM, que potencialmente pueden presentar menores posibilidades de falla, fractura o rechinido.

2.3.2 Metal-Metal MoM

La primera generación de los pares de fricción metal-metal MoM de cromo-cobalto fue introducida en la década de 1960³⁴ y los diseños de segunda generación³⁵ fueron introducidos a finales de la década de 1980. Las tasas de desgaste de la segunda generación de implantes metal-metal MoM se han reportado 20 a 100 veces menores que con el par de fricción metal-polietileno MoP.³⁶ Parece ser que el requerimiento para que se dé el bajo desgaste con este par de fricción es determinado principalmente por la geometría del implante, y por las estrictas tolerancias en redondez, huelgo y dureza de la superficie.³⁷ En pruebas con simulador de cadera, se ha asociado el desgaste de este par de fricción con la liberación de grandes cantidades de partículas metálicas que han oscurecido el lubricante articular.³⁸ El par de fricción metal-metal MoM en años recientes experimentó un auge tanto en artroplastía de superficie de cadera como en artroplastía total de cadera. Sin embargo, actualmente ha caído en desuso

debido a los reportes de aumento de iones metálicos de manera sistémica. Sin embargo, las propiedades del material permiten el uso de cabezas grandes en copas acetabulares delgadas lo que da como resultado una menor incidencia de luxación de la cadera protésica en pacientes más jóvenes y activos, lo que le brinda a este par de fricción una importante ventaja, frente a los otros pares disponibles.

A pesar de las ventajas biomecánicas de las superficies metal-metal MoM, la liberación de iones metálicos con el tiempo y el potencial de efectos deletéreos por la acumulación dichos iones metálicos en el cuerpo sigue siendo un tema controversial y de preocupación.^{39,40} Ocurre hipersensibilidad a los metales en 10 a 15% de la población general, con una incidencia del doble en pacientes con prótesis de cadera.³⁷ Se ha reportado que los tejidos que se encuentran alrededor de los implantes metal-metal MoM muestran en algunas ocasiones un infiltrado linfocítico difuso y aumento de vascularidad⁴¹ así como cambios inflamatorios tempranos. Se considera que las partículas metálicas de desgaste son biológicamente más activas en comparación con las de cerámica o las de polietileno.³⁷

2.4 Pares de fricción sólido sobre blando

2.4.1 Metal-Polietileno de alto entrecruzamiento molecular M-XPE

Debido a su buen historial y desempeño a largo plazo, el polietileno convencional (UHMWPE) es considerado como el estándar contra el cual deben

realizarse las pruebas para la comparación de otras articulaciones protésicas.⁴² La eventual ocurrencia de osteólisis probablemente aparece con una tasa de desgaste de más de 0.1mm por año, pero es poco común a una tasa de desgaste de menos de 0.05 mm por año.⁴³

El entrecruzamiento de las moléculas de polietileno a través de irradiación gamma o de rayos de electrones reduce significativamente el desgaste de las superficies de polietileno, con reducción en el desgaste proporcional a la cantidad de entrecruzamiento logrado.⁴⁴ La primera generación de polietilenos de alto entrecruzamiento molecular que estuvieron comercialmente disponibles se asociaba con resultados clínicos que sugerían que la reducción del desgaste en la cadera protésica se alcanzaba como se predecía.⁴⁵

Todos los pares de fricción contemporáneos son soportados por vástagos femorales y copas acetabulares metálicos que son muy rígidos al compararlos con el módulo de elasticidad hueso adyacente, con el que se encuentran en contacto. En el acetábulo, se ha demostrado que la presencia de una copa rígida puede producir pérdida ósea retro acetabular en algunas poblaciones de pacientes.⁴⁶ Análisis recientes de elementos finitos sugieren que el stress shielding acetabular y la pérdida ósea son inevitables con las copas acetabulares hemisféricas metálicas y que el stress shielding no es afectado por el grosor de la pared de la copa.⁴⁷ Lo anterior es debido a que los módulos de elasticidad entre los implantes metálicos y el hueso son distintos, siendo mucho más rígido el de los implantes, lo que ha llevado a plantear la hipótesis de que un implante con un módulo de

elasticidad más parecido al del hueso, podría permitir que no haya una osteólisis tan significativa y con esto reducir la tasa de fallas por aflojamiento de las prótesis.

2.5 Estado actual del polietileno en la artroplastía total de cadera

La artroplastia total de cadera mantiene excelentes registros en cuanto a alivio del dolor y mejoría de la función articular. Durante las últimas décadas, ha habido significativos avances en la ingeniería y ciencia de los materiales de las superficies de contacto. El uso de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE, por sus siglas en inglés) en las artroplastías de grandes articulaciones ha producido una mejora significativa en los resultados a largo plazo, especialmente para la artroplastía total de cadera.

Como se ha comentado, el desgaste del polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) provoca resorción ósea y osteólisis.⁴⁸ Dicho desgaste y la mencionada osteólisis han sido una causa importante de falla a largo plazo de las artroplastías totales de cadera. La técnica del alto entrecruzamiento de los enlaces moleculares del polietileno se ha desarrollado para hacer que el material sea más resistente al desgaste y de esta manera reducir la incidencia de este mecanismo de falla en la artroplastía.⁴⁹

La radiación ionizante gamma se utiliza para conseguir el alto entrecruzamiento de los enlaces moleculares del polietileno rompiendo los puentes

de hidrógeno-carbono, lo cual permite un alto entrecruzamiento molecular, y con ello mejora las características mecánicas y de resistencia al desgaste del polímero, aunque provoca la creación de radicales libres de oxígeno. Estos radicales libres pueden provocar que el polietileno se oxide con el tiempo y disminuya la resistencia del material a la fractura. La irradiación en presencia de oxígeno potencia este efecto deletéreo y conlleva a la oxidación temprana.⁵¹ El resultado de la oxidación es una reducción de las propiedades mecánicas del material lo que conlleva a un polietileno más frágil. Como resultado de esto, los implantes modernos son esterilizados e irradiados en ambientes libres de oxígeno con el uso de gas inerte o esterilización en gas.

Las técnicas de procesamiento post radiación han sido desarrolladas para reducir o eliminar el número de radicales libres que permanecen después de la irradiación gamma. La refundición, el recocido, y la eliminación mecánica de radicales libres son tres técnicas bien descritas que se han usado para mejorar la estabilidad oxidativa del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE). Cuando se refunde, el polietileno se calienta más allá de su punto de fusión para eliminar los cristales y permitir que los radicales libres remanentes se entrecrucen entre ellos mismos. La refundición crea un material sin radicales libres, pero disminuye ligeramente la fuerza mecánica y la resistencia a fracturas. Durante el recocimiento, la temperatura máxima es menor que el punto de fusión. El recocimiento provoca un mayor número de radicales libres remanentes comparado con la fundición, pero puede ser menos dañina para las propiedades mecánicas y la resistencia a fracturas.⁵²

Una técnica más reciente para reducir la oxidación del polietileno involucra la manufactura del polímero con la inclusión de un antioxidante. Los antioxidantes pueden estabilizar los radicales libres que existen como bio producto de la manufactura y proteger contra la oxidación futura in vivo. La vitamina E ha sido el antioxidante más usado para este propósito. Los datos de laboratorio han sugerido que el uso de vitamina E en el polietileno puede disminuir las características de oxidación sin impactar de manera negativa las cualidades mecánicas, eliminando la necesidad de fundición. También hay cierta evidencia de que se asocia con reducción en la actividad biológica de las partículas de desgaste.⁵³ Aun no hay datos disponibles del desempeño a largo plazo, aunque hay estudios clínicos realizándose en la actualidad. Greene y cols⁵⁴ presentaron un estudio prospectivo multicéntrico de 977 reemplazos totales de cadera. El grupo con polietileno adicionado con vitamina E tuvo una penetración de la cabeza de 0.04 mm/año a 5 años y no hubo evidencia de osteólisis. Un análisis radioestereométrico del polietileno de ultra alto peso molecular con vitamina E demostró una penetración media de la cabeza de 0.05 mm en 47 pacientes a 7 años.⁵⁵

Los tipos de desgaste que más frecuentemente impactan al polietileno implantado en la artroplastía total de cadera son el desgaste adhesivo, el abrasivo, y el desgaste por tercer cuerpo. El desgaste adhesivo es un patrón esperado en una artroplastía y es debido a la fricción entre el polietileno y la cabeza metálica o cerámica contra la cual se articula. El desgaste abrasivo ocurre debido a que una superficie más dura se desliza contra una superficie más suave. El desgaste por tercer cuerpo es causado por alguna sustancia diferente a la prótesis que causa

abrasión del polietileno. Esta sustancia puede ser un fragmento de hueso, cemento o metal en la artroplastía. Los retiros de polietilenos con alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) pueden mostrar algunas veces cambios en las superficies que pueden parecer desgaste pero que son solamente rayaduras. El material recobra su forma ya que tiene cierta memoria.

Estudios clínicos y biomecánicos han mostrado una ventaja del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) sobre el polietileno sin enlaces cruzados (UHMWPE) en la cadera. En un estudio de retiro realizado por Muratoglu y cols,⁵⁶ el polietileno convencional (UHMWPE) mostró más rayaduras y más pérdida de las marcas de fabricación cuando se comparó con el polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE). Minoda y cols⁵⁷ reportaron un análisis de partículas de desgaste de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) de una artroplastía total de cadera fallida y encontraron que no solo había menos partículas de desgaste generadas que con el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), sino que también las partículas del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) eran más pequeñas y redondeadas. La hipótesis de estos autores fue que esto podría estar asociado con una respuesta de macrófagos menos vigorosa a las partículas de desgaste del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE). Aunque los estudios en simulador han mostrado importantes mejoras en el desgaste del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) vía desgaste abrasivo y adhesivo, debe notarse que el desgaste por tercer cuerpo no mejoró significativamente con el uso

de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) en un estudio con simulador.⁵⁸

Los estudios clínicos han mostrado mejoría en el desgaste a corto, mediano y largo plazo de seguimiento. Digas y cols⁵⁹ mostraron una penetración proximal 62% menor con el polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) en comparación con el polietileno convencional (UHMWPE) dos años después de la cirugía usando radio estereometría. Rohrl y cols⁶⁰ también mostraron una reducción marcada en el desgaste a 2 años con el uso de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) que fue irradiado en un ambiente inerte y recocido sin evidencia de ninguna desventaja clínica. El uso de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) con cabezas femorales grandes para la artroplastía de cadera también mostró excelentes tasas de desgaste (0.06mm/año) a 3 años.⁶¹ Bragdon y cols⁶² usaron la radio estereometría y establecieron que el polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) muestra tasas de desgaste aceptables para las artroplastías de cadera en las que se utilizaron cabezas femorales grandes con polietilenos de alto entrecruzamiento molecular extruidos, irradiados y refundidos usados con cabezas de 36 y 40 mm. Estos resultados también han sido aplicados a poblaciones jóvenes. Ayers y cols⁶³ mostraron mejora en las tasas de desgaste con polietilenos de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) irradiados y fundidos sobre el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) en una cohorte con una edad media de 58 años.

Dorr y cols⁶⁴ publicaron datos de 5 años demostrando una reducción en la tasa de desgaste lineal en polietilenos de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE)

extruidos e irradiados con rayo de electrones y refundidos, reportando una tasa de desgaste lineal anual que fue de solo el 45% de la tasa observada en polietilenos convencionales (UHMWPE) en su estudio clínico basado en radiografías. Engh y cols⁶⁵ mostraron una reducción de 95% en el desgaste a 5 años en un estudio controlado aleatorizado comparando insertos irradiados con radiación gamma y tratados con calor, contra insertos convencionales de ultra alto peso molecular. Ese estudio también reveló una disminución en la osteólisis en el grupo de insertos de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) comparados con el grupo de polietilenos estándar (UHMWPE).

También existen metanálisis y revisiones sistemáticas que apoyan la evidencia presentada por estudios más pequeños y que demuestran una reducción en las tasas de desgaste de los polietilenos de alto entrecruzamiento (HXLPE) sobre los polietilenos de ultra alto peso molecular convencionales (UHMWPE).^{66,67}

Como era de esperarse, las mejoras en las tasas de desgaste de los polietilenos se han asociado con una reducción de la osteólisis.⁶⁵ Una revisión sistemática que incluyó 9 estudios encontró una probabilidad de 0.13 de riesgo de osteólisis en artroplastías con polietilenos de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) comparado con polietilenos de ultra alto peso molecular convencionales (UHMWPE).⁶⁶ La osteólisis, que es uno de los principales retos para los cirujanos de artroplastías, no ha sido reportada a niveles clínicamente significativos con el uso de polietilenos de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE).

Los datos mostrados, claramente muestran mejores resultados en cuanto al desgaste con los polietilenos de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) sobre los polietilenos convencionales de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Los métodos de manufactura difieren para la obtención del alto entrecruzamiento, pero existen mínimas diferencias en los resultados clínicos de los polietilenos obtenidos por los distintos procesos de manufactura a 10 años de seguimiento. A mayores plazos de seguimiento de 15 y 20 años, las diferencias de manufactura pueden mostrar diferencias clínicas en el desempeño del implante.

2.6 Biotribología

Aunque los fenómenos tribológicos están ampliamente diseminados en la vida diaria, la palabra tribología puede sonar nueva y extraña. Por ello a continuación se enuncia su significado literal. El término tribología proviene de las palabras griegas *tribos* = rozamiento/fricción y *logos* = ciencia, de tal manera que se define como la ciencia de las superficies que se friccionan entre sí. En otras palabras, se conoce como la ciencia de la interacción de las superficies con movimiento relativo y comprende conceptos tales como la fricción, el desgaste y la lubricación.⁶⁸ Por ello la tribología se encuentra en las llantas que ruedan en el camino, en el pestañeo de un ojo, en las superficies articulares del cuerpo humano, etc.

Cuando las superficies que interactúan pertenecen al cuerpo humano o a los animales, incluyendo las articulaciones artificiales, se prefiere usar el término biotribología. La importancia del desempeño tribológico de una articulación artificial de cadera es bien conocida en la práctica clínica. De hecho, aunque la artroplastía total de cadera se considera como uno de los mayores éxitos de la cirugía ortopédica, el desgaste de las superficies de los materiales protésicos sigue siendo un tema crítico que limita la vida media de los implantes a 10 o 15 años.

La incidencia de artroplastías de cadera ha aumentado considerablemente en cuanto a la tasa de procedimientos realizados por año, con cerca de 332,000 cirugías realizadas en 2010 en los Estados Unidos⁶⁹ y 76,500 realizadas en 2012 en Reino Unido (con un aumento del 7% comparado con el 2011).⁷⁰ Adicionalmente, de acuerdo con el Reporte Nacional del Reino Unido del 2013,⁷¹ se realizaron 10,000 cirugías de revisión, con un incremento del 12% que puede ser atribuido al aumento en la cantidad de pacientes más jóvenes y activos que han sido tratados con este procedimiento.

Consideremos la interacción de dos superficies en movimiento. Los fenómenos que ocurren entre ellas pueden ser considerados a micro o macro escala y son principalmente dependientes de la carga y las condiciones cinemáticas (de movimiento), así como a la presencia de un lubricante y de las características físicas de los materiales.

En cuanto a las características geométricas de los cuerpos que interactúan, una primera distinción debe realizarse entre las superficies conformadas y no-

conformadas; en el primer caso, las superficies coinciden geoméricamente una con la otra de tal manera que el contacto se da en un área amplia, mientras que lo opuesto sucede en el segundo caso.

Desde un punto de vista mecánico, la cadera natural/artificial es considerada como una articulación conformada esférica o del tipo ball-in-socket (bola dentro de esfera, por su traducción en inglés), donde la cabeza y la copa tienen el mismo radio nominal. Para una manufactura más práctica pero también por razones tribológicas, un pequeño claro entre los elementos (huelgo), usualmente en el orden de los 10 micrones, debe incluirse. A mayor claro, menor conformidad de las superficies. Este claro se le conoce como huelgo o claro radial.

Las superficies nominales que se encuentran en contacto de la copa y la cabeza son porciones de esferas. Sin embargo, las superficies reales (incluso en condiciones no desgastadas) pueden tener algunas desviaciones de la forma nominal, lo cual usualmente se describe en términos de la redondez, ondulación y rugosidad. La redondez define la máxima distancia radial entre dos esferas concéntricas que limita la superficie real de la copa/cabeza; se asocia con el proceso de manufactura y usualmente están en el orden de unos cuantos micrones. La ondulación representa una desviación del perfil nominal. La rugosidad se refiere a las irregularidades microscópicas de la superficie real versus la medida.

Las características de la superficie pueden variar durante la vida del implante, principalmente como consecuencia del fenómeno de desgaste, con una adaptación recíproca de las superficies que se encuentran en contacto.

Las investigaciones tribológicas usualmente parten del análisis del contacto de las superficies y la estimación de la presión de contacto en la interface a un nivel macroscópico. Los cuerpos reales no son rígidos, sino que, bajo condiciones dadas, se comportan de manera elástica, lo que significa que pueden deformarse cuando se les aplica una carga y vuelven a su forma original tan pronto como se retira la carga. La elasticidad de los cuerpos depende de las propiedades elásticas del material, que se caracteriza por dos cuantificaciones: el módulo elástico o de Young E y el coeficiente de Poisson ν .

Así mismo debe mencionarse que el análisis del contacto se hace de forma microscópica. A nivel microscópico, el contacto ocurre entre las asperezas de la superficie, induciendo mayor estrés y fuerzas cizallantes, las cuales pueden ser el inicio de micro daños como quebraduras, partículas por desprendimiento, etc.

La fricción comúnmente se define como la resistencia que se opone al movimiento relativo entre dos superficies. Usualmente se clasifica como fricción de rodamiento o fricción de deslizamiento, aunque ambas pueden observarse de manera simultánea. La fricción de deslizamiento o cinética puede cuantificarse a través de un coeficiente, el coeficiente de fricción (COF) f , definido como el ratio entre las magnitudes de una fuerza tangencial T y la fuerza normal N en la interface. El valor del COF, usualmente en el rango entre 0.05-1, depende de los materiales que están en contacto, la rugosidad de la superficie y la presencia de lubricante.

La primera ley de la fricción menciona que: la fuerza de fricción es proporcional a la carga normal. La segunda y tercera leyes enuncian que la fricción es independiente del área de contacto aparente (nominal) y de la velocidad de deslizamiento, respectivamente. Estas leyes se derivan de observaciones experimentales, pero no son tan generales como se creía, por ejemplo, los polímeros no obedecen de manera estricta a estas leyes.

Se conoce que la mayor contribución de la acción de la fricción es debida a la interacción entre las irregularidades, usualmente una combinación de fuerzas de adhesión y deformación en las uniones de las irregularidades. Las acciones de adhesión se vuelven detectables cuando sucede el contacto entre superficies limpias, libres de óxido u otras películas de la superficie, lo cual no es el caso de los implantes. Las fuerzas de deformación dependen de la geometría de la superficie y las propiedades del material ya que las irregularidades se pueden deformar de manera elástica o de manera plástica (permanentemente).

Para las superficies metálicas en el aire, el contacto se realiza principalmente a través de una delgada película de óxido, cuyo grosor puede ser reducido por la carga normal, y las irregularidades tienden a la deformidad plástica. También, la temperatura juega un papel, tanto para la formación de óxido y la transformación de fase. La fricción entre materiales cerámicos es principalmente afectada por la deformación elástica de las irregularidades. Sin embargo, una gran variación de los valores de COF puede encontrarse en la literatura debido a factores ambientales. Los polímeros tienen un comportamiento viscoelástico peculiar, por ello la deformación también induce disipación (evidente en la fricción

de rodamiento). Los polímeros usualmente obedecen la primera ley de la fricción, solo bajo cargas normales cuando el área de contacto real es proporcional a N . A cargas mayores o con superficies muy lisas, las irregularidades casi siempre se aplanan debido a la alta conformidad del material y el coeficiente de fricción disminuye mientras que la N aumenta.

La fricción entre dos superficies causa disipación de energía, resultando en calentamiento o deformidad o daño permanente de la superficie, por lo que se introduce la lubricación para asistir el movimiento. Lo mismo ocurre en la naturaleza, por ejemplo, en las articulaciones sinoviales o en los ojos.

Un lubricante, que puede ser líquido o sólido, se interpone entre las superficies de contacto de manera que sus irregularidades son completamente separadas o, al menos, se reducen sus interacciones, disminuyendo la fuerza de fricción.

El desgaste es el daño sufrido por una superficie combinado por la pérdida de material o la transferencia entre las superficies que se articulan entre sí. Se han descrito varios mecanismos de desgaste en la literatura entre los que destacan: adhesión, abrasión, fatiga de superficie y reacciones triboquímicas.

Se habla de desgaste adhesivo cuando ocurre una unión local entre las irregularidades, lo que subsecuentemente se rompe con el movimiento. La abrasión es debida a la acción de partículas duras o irregularidades que marcan las contrapartes más blandas. La fatiga de superficie es debida a ciclos de estrés repetitivo en el material de la subsuperficie, lo cual puede ser el inicio de microfracturas y desprendimiento de partículas. Finalmente, las reacciones

triboquímicas, como la corrosión, pueden producirse por una reacción química entre los materiales de las superficies y el líquido interpuesto.

El desgaste depende de muchos factores de manera que puede ser difícil de predecir cuál mecanismo afectará a los cuerpos en deslizamiento. Esto usualmente se hace a posteriori y en muchos casos se detectan varios tipos de desgaste.

El coeficiente de fricción es fundamental para estimar la fuerza del desgaste de un par de fricción; por ejemplo, en contactos secos el coeficiente de fricción puede oscilar entre 1.3×10^{-7} y 7×10^{-3} para pares de fricción metal-metal MoM y metal-polietileno MoP, respectivamente.⁷¹ Estos valores se refieren a la fase estable del proceso de desgaste, aproximadamente a 1 millón de ciclos. Típicamente se observan mayores coeficientes de desgaste para la fase inicial de rodaje (running in).

Usualmente estos coeficientes son determinados de manera experimental por medio de pruebas de pin sobre disco (pin-on-disc). Sin embargo, debido a que el desgaste es afectado por muchas variables, desde el régimen de lubricación, la temperatura, las condiciones de carga, etc., es importante que las pruebas de desgaste reproduzcan las condiciones operacionales reales del par de fricción. Esta es la razón por la que estas pruebas se realizan en simuladores específicos de cadera o de rodilla, para replicar las condiciones cinemáticas y de carga de un ciclo de la marcha.

Para el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), se ha propuesto un coeficiente de desgaste modificado que tome en cuenta el comportamiento peculiar de desgaste anisotrópico del polietileno. De hecho, se ha observado que cuando el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) se somete a deslizamiento multidireccional contra una contraparte metálica, las cadenas poliméricas tienden a alinearse sobre una orientación molecular principal, lo que incrementa su resistencia al desgaste en la dirección dada mientras que se reduce en la dirección ortogonal.⁷²⁻⁷⁵

La Tabla 1 provee valores típicos de los coeficientes de fricción (COF) de los distintos pares de fricción usados en prótesis de cadera, probados bajo las mismas condiciones en simulador (flexión-extensión de $\pm 25^\circ$ a una frecuencia de 1 Hz; carga sinusoidal a través del 60% del ciclo, con un pico de 2 kN y una carga constante en la fase de balanceo de 100 N y usando dos tipos de lubricantes (suero bovino al 25% y al 100%).^{76,77}

Experimental estimations of coefficient of friction for different bearing types, obtained using 25% and 100% bovine serum as lubricants (test conditions: load range 0.1-2 kN, rotation $\pm 25^\circ$, frequency 1 Hz) ^[32,33]		
Head/cup	COF 25% Bovine serum	COF 100% Bovine serum
MoP	0.062 (+ 0.008)	0.064 (\pm 0.01)
CoP	0.056 (+ 0.01)	0.06 (\pm 0.012)
MoM	0.12 (\pm 0.02)	0.096 (\pm 0.012)
MoM _{RHR}	0.098 (\pm 0.02)	0.079 (\pm 0.011)
CoC	0.04 (+ 0.007)	0.056 (\pm 0.01)

COF: Coefficient of friction; CoP: Ceramic on plastic; MoM_{RHR}: Metal on metal resurfacing; CoC: Ceramic on ceramic.

Tabla 1. Coeficientes de fricción de los diferentes pares de fricción de prótesis utilizados en la actualidad.

Los mayores coeficientes de fricción (COF) se observan para los pares de metal-metal MoM con valores en promedio en el rango de 0.096 - 0.12. Los pares de fricción metal-metal MoM de artroplastía de superficie son afectados por una menor fricción en comparación con los pares metal-metal MoM de artroplastías totales, con coeficientes de fricción (COF) promedio de aproximadamente 0.079 - 0.098. Por otra parte, se reportan coeficientes de fricción (COF) similares de entre 0.04 - 0.064 para metal-polietileno MoP, cerámica-polietileno CoP y cerámica-cerámica CoC, con los menores valores observados para CoC.

Los estudios experimentales describen como el COF es afectado por las condiciones del sistema: a mayor tamaño de cabeza y claro radial, menor COF, mientras que las superficies mejor conformadas promueven la lubricación.

Incluso, a mayor carga (por ejemplo, en la fase de balanceo), mayor el COF. También, el tipo de lubricante afecta fuertemente el COF, como puede verse en la tabla. En particular, una mayor concentración de proteínas (por ejemplo, en suero bovino al 100%) incrementa el COF para todos los pares de fricción, con excepción de los de MoM, los cuales probablemente tomen ventaja de una capa protectora de proteínas depositada sobre las superficies metálicas en contacto. Consecuentemente, las mediciones confiables de fricción requieren el uso de lubricantes con comportamiento reológico tanto como sea posible similar al del líquido sinovial. Vale la pena mencionar que el suero bovino al 25% es el más ampliamente utilizado en comparación con el suero bovino al 100% en estudios de simulador de cadera.

El desgaste de los implantes de cadera puede considerarse como el fenómeno tribológico más relevante desde el punto de vista clínico. De hecho, se reconoce al desgaste como la razón principal por la que falla un implante de cadera, causando reacciones inflamatorias y osteólisis, lo que puede llevar al aflojamiento irreversible del implante.⁷⁸

En la Figura 1 es posible observar las tasas de desgaste volumétrico de los pares de fricción utilizados en artroplastía total de cadera, de acuerdo a resultados en simulador de cadera.⁷⁹

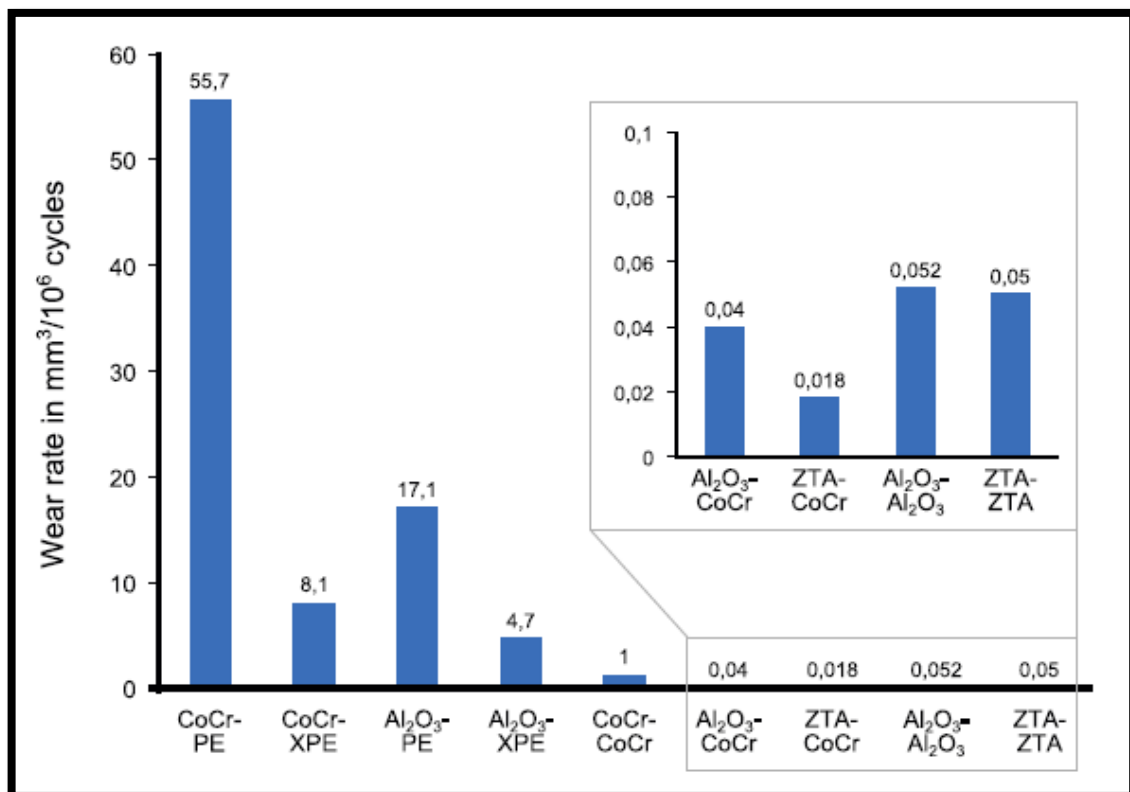


Figura 1. Comparación de tasas de desgaste volumétrico de los materiales de pares de fricción convencionales de prótesis de cadera medidas en simulador.

Los pares de fricción blando-sólido son afectados con las mayores tasas de fricción. En particular los pares de fricción metal-polietileno MoP se caracterizan por presentar desgastes en promedio de $80\text{mm}^3/\text{año}$. Las tasas de desgaste para los pares de fricción metal-metal MoM definitivamente son menores, incluso hasta dos veces menores que los anteriores; lo anterior debido a las superficies duras y las capas proteicas del lubricante que protegen a las superficies en contacto.

Se reconoce que los pares de fricción cerámica-cerámica CoC son los más resistentes a la fricción por sus superficies duras y su efectiva lubricación. Bajo condiciones normales, los pares de fricción CoC han mostrado tasas de fricción extremadamente bajas de entre $0.01\text{-}1\ \mu\text{m}/\text{año}$ y $0.005\text{-}2\ \text{mm}^3/\text{año}$. Además, las moléculas de desgaste de la cerámica son bio inertes y no son clínicamente relevantes. Por otro lado, uno de los grandes problemas de los pares CoC no es el desgaste sino el rechinido, que es el sonido audible generado por estos implantes durante su movimiento.

Más allá de los estudios clínicos, los análisis experimentales *in vitro* siguen siendo fundamentales para caracterizar el desgaste de un implante, compararlo con diferentes pares de fricción, así como para analizar materiales innovadores y la optimización en el diseño de los implantes. Estos estudios son realizados tanto en máquinas de prueba de pin sobre disco, pin sobre placa y en simuladores de cadera, generalmente simulando condiciones fisiológicas simplificadas de la marcha.

Las tendencias en pares de fricción del 2003 al 2012, expresados como porcentaje del tipo de implante utilizado por año, se muestran en la Figura 2.⁸⁰

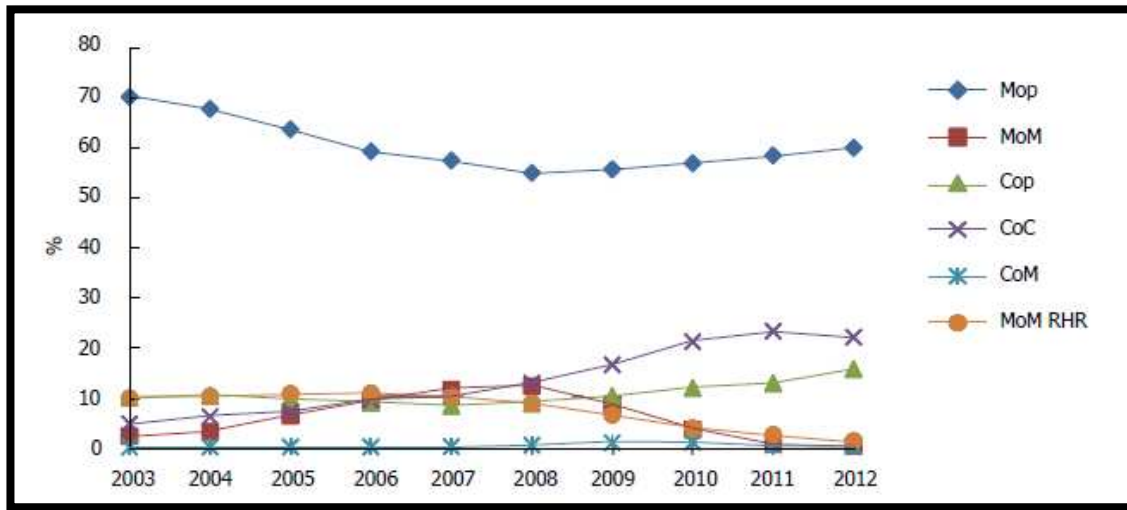


Figura 2. Tendencias de materiales de prótesis de cadera implantadas entre 2003 y 2012.

Los pares de metal-polietileno MoP, que son los tradicionales, siguen siendo los más utilizados, cubriendo cerca del 60% de todos los procedimientos en 2012. Esto en parte debido a la introducción del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) que es muy resistente al desgaste. El uso de componentes de cerámica se ha incrementado, con un incremento del 22% de cerámica-cerámica CoC y 16% de cerámica-polietileno CoP en 2012. También en este caso, las mejoras realizadas a las propiedades del material, específicamente del Biolox delta, caracterizadas por una mayor resistencia mecánica y mayor resistencia al desgaste han sido determinantes. El uso de pares de fricción metálicos, tanto para

prótesis total como de superficie, ha disminuido en los últimos años. Después de alcanzar un pico entre 2006 y 2008, estos implantes han sido abandonados, y su uso se ha reducido al 1.5%. Esta tendencia es debida a la preocupación existente por los pseudotumores causados por iones metálicos tóxicos y a las altas tasas de falla de cabezas grandes y de prótesis de superficie relacionados con la carga de bordes.

El riesgo de revisión por tipo de par de fricción en artroplastía total de cadera, se describe a continuación. El mayor riesgo de revisión (más de 15%) se reporta para el par de fricción metal-metal MoM, con tasas de revisión de 17.7% y 12.3% para implantes no cementados y de superficie, respectivamente, y hasta 33% para implantes de superficie cementados. Las menores tasas de revisión, menos del 2%, se han observado con los pares de fricción de metal polietileno MoP y cerámica-polietileno CoP y desempeños similares se han reportado para el par de fricción cerámica-cerámica CoC.

2.7 La enfermedad degenerativa de la cadera

La enfermedad degenerativa de la cadera, conocida como coxartrosis, es una patología frecuente del sistema músculo esquelético. Ocurre en más del 50% de la población mayor de 60 años.⁸¹ Esta enfermedad causa dolor mecánico y deterioro funcional en los pacientes, limitándolos para realizar sus actividades de

la vida diaria, provocando una significativa reducción en su calidad de vida durante sus años productivos.^{82,83}

El reemplazo articular con una prótesis total de cadera es un tratamiento definitivo y altamente efectivo para la enfermedad degenerativa de la cadera.⁸⁴ La revista Lancet describió a la artroplastia total de cadera como “la operación del siglo” debido a sus altas tasas de éxito y gran durabilidad en el tiempo, mejorando la calidad de vida de cientos de miles de pacientes alrededor del mundo.⁸⁵

Tan solo en Estados Unidos, se realizaron un estimado de 470,500 reemplazos de cadera en 2013. Se espera que este número se incremente a 572,000 para el año 2030.^{86,87} Lo anterior representa una carga económica significativa para los sistemas de salud de cualquier país, dado que estos procedimientos son de alto costo.^{86,88,89}

pesar de la gran durabilidad de las prótesis de cadera, estas presentan varios mecanismos de falla, usualmente en el largo plazo, lo que conlleva a un incremento en las tasas de revisión.⁹⁰ El mecanismo de falla más común es el aflojamiento de la prótesis debido a la liberación de partículas de polietileno que causan inflamación en la interface hueso-implante, produciendo osteólisis.⁹¹

Debido a lo anterior, los polietilenos usados en reemplazos totales de cadera son tratados mediante radiación y procesos de calentamiento que generan entrecruzamiento entre las moléculas del polietileno, logrando con ello una mayor resistencia al desgaste y disminuyendo las tasas de falla.⁹²

Las infecciones periprotésicas representan otro mecanismo de falla y uno de las complicaciones más catastróficas y difíciles de manejar después de una artroplastía total de cadera. La incidencia de infecciones asociadas a las prótesis de cadera se encuentra en el rango de 0.3%-2.9%.⁹³

El manejo estándar de las infecciones periprotésicas incluye realizar un recambio en dos tiempos, y consiste en remover la prótesis infectada, realizar una debridación amplia, y colocar un espaciador de cemento adicionado con antibiótico en el primer tiempo; seguido de la reimplantación de componentes nuevos en una segunda etapa.⁹⁴ El espaciador permite la liberación local de antibiótico en los tejidos infectados y preserva el espacio en el sitio de la articulación, dando al paciente cierto grado de funcionalidad de la cadera infectada tanto para movimiento como para carga y preserva el espacio de la articulación lo que facilita la reimplantación de componentes en la segunda etapa del tratamiento.⁹⁵

El uso de espaciadores para el manejo de las infecciones periprotésicas de la cadera tiene tasas de éxito mayores al 90% para la resolución de este tipo de complicación.⁹⁶ Sin embargo, en la actualidad, existen espaciadores de múltiples tipos y diseños. Estos espaciadores pueden ser prefabricados o manufacturados durante la cirugía, lo que significa que no existe un diseño de espaciador ideal. En el caso de los espaciadores de cadera prefabricados o preformados, éstos tienen una geometría perfecta que permite una técnica de implantación muy reproducible, sin embargo, presentan la desventaja de que tienen una dosis fija de antibiótico que no puede ser modificada, y que dicha dosis podría no ser la ideal para el microorganismo específico causante de la infección.

Por otro lado, los espaciadores de cadera que son manufacturados en la sala de operaciones sí pueden ser adicionados con antibióticos diferentes y a dosis más elevadas dependiendo del microorganismo causante de la infección, pero poseen la desventaja de ser realizados manufacturados en quirófano por el cirujano, lo que provoca que tengan gran variabilidad en su geometría.

Los espaciadores pueden ser clasificados como articulados y no articulados (estáticos). Los espaciadores articulados pueden subclasificarse basados en sus superficies de fricción como metal-polietileno⁹⁷ y hueso-cemento.^{98,99} Además los espaciadores con par de fricción hueso-cemento, son los más utilizados en la actualidad y pueden ser prefabricados⁹⁸ o manufacturados en quirófano por el cirujano.¹⁰⁰ Estos últimos pueden presentar varios problemas debido a un diseño inconstante y a una geometría no adecuada, lo que puede producir resultados impredecibles para la funcionalidad del espaciador.

Los espaciadores usados para tratar infecciones periprotésicas son implantados por períodos variables de tiempo, teniendo un rango de entre 2 y 6 meses, tiempo durante el cual, el espaciador de cemento se encuentra en contacto directo contra el hueso acetabular del paciente, lo que puede provocar una mayor pérdida ósea debido a la fricción del espaciador contra el hueso.

En este sentido, el presente trabajo propone un diseño funcional de espaciador total de cadera temporal, que incluye un cuerpo de cemento de polimetilmetacrilato (PMMA), pero también contiene un par de fricción polietileno-

polietileno PoP. De esta manera, no existe fricción directa entre la cabeza de cemento y el hueso del huésped.

En nuestro diseño la cabeza del espaciador está recubierta por una cubierta de polietileno e incluye una copa acetabular de polietileno el cual estaría cementado en el acetábulo del huésped. Esto podría producir resultados más predecibles con respecto a la funcionalidad del espaciador, reduciendo la pérdida de hueso acetabular, la fricción, la sensación de crepitación por parte del paciente, y la posibilidad de una luxación del espaciador.

El polietileno se ha mantenido como el material preferido para el reemplazo total de cadera en los últimos 40 años. Con la introducción del polietileno de alto entrecruzamiento molecular a finales de la década de 1990, el mecanismo de falla por osteólisis-aflojamiento ha disminuido considerablemente, de tal manera que el polietileno de ultra alto peso molecular y con alto entrecruzamiento de sus enlaces moleculares puede considerarse como el estándar de oro en artroplastía total de cadera.¹⁰¹ A la fecha el polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) es el material que sirve como referencia en artroplastía total de cadera y contra el cual los futuros pares de fricción deben ser evaluados.⁷⁹

El desarrollo demográfico actual y los estilos de vida modernos imponen dramáticos retos para el diseño de implantes y el desarrollo de nuevos biomateriales. El incremento en el número de pacientes más jóvenes y más activos, en particular, significa que la artroplastía total de cadera actual puede no ser una solución adecuada en el largo plazo para este tipo de pacientes.

En 1989, Mallory¹⁰² describió elocuentemente esta situación cuando enunció: "todas las prótesis fallarán en algún momento. Se trata de una carrera entre la vida del paciente y la vida de la prótesis".

Desde la implantación de las primeras prótesis, la ciencia de los biomateriales se ha enfocado principalmente en el desarrollo de pares de fricción sólido sobre blando (metal-polietileno MoP, principalmente) que son extremadamente resistentes al desgaste. Sorprendentemente, esto muestra una tendencia inversa a la solución ofrecida por la naturaleza por sí misma.

El cartílago natural suave permite una alta conformación de las superficies articulares debido a su comportamiento elástico durante la carga, y generalmente, perdura por décadas antes de que ocurra su desgaste. Se ha asumido que una película continua de fluido separa ambas superficies articulares de cartílago.¹⁰³ Es por ello que es importante buscar opciones de reemplazo protésico que estén más acordes a la cadera natural y a su régimen de lubricación. Además, estos pares de fricción son sostenidos por implantes metálicos que son muy rígidos en comparación con el hueso que los soporta, provocando zonas de osteólisis donde el hueso pierde sus propiedades mecánicas, y es por ello que el uso de materiales con características similares a las del hueso en cuanto a rigidez, plasticidad y elasticidad llega a ser atractivo en esta nueva era de la artroplastía total de cadera.

Los pares de fricción blando sobre blando, como el que se propone en el presente trabajo ofrecen las ventajas del cartílago natural, como la absorción de choque y una menor influencia de la mala colocación.

El objetivo es conseguir un par de fricción lo más cercano posible al cartílago articular natural que tenga un bajo coeficiente de fricción, que sea capaz de una deformación significativa sin fallar y que no muestre desgaste a corto y mediano plazo.

El par de fricción ideal en artroplastía total de cadera debe tener las siguientes características, de acuerdo a Minakawa:¹⁰⁴

- Bajo coeficiente de fricción
- Bajo volumen de generación de partículas de desgaste
- Baja reacción tisular a las partículas de desgaste
- Alta resistencia al desgaste por tercer cuerpo
- Suficiente deformación de las superficies articulares para permitir una adecuada lubricación de la película de líquido durante la fase de estancia sin incrementar el desgaste.

Kumar y cols.,¹⁰⁵ proponen el uso de pares de fricción "complacientes", como lo es el par de fricción natural de cartílago-cartílago, el cual tiene un módulo de elasticidad bajo, pero es capaz de una gran deformación sin llegar a la falla.

Los polietilenos son polímeros sintéticos que tienen propiedades similares a las del cartílago articular, y usados como par de fricción en las dos partes de la articulación de la cadera y pudieran exhibir un régimen de lubricación adecuado con el líquido sinovial. Este es un enfoque significativamente diferente del que actualmente se usa para los pares de fricción en artroplastía total de cadera.

En 1996 Joyce y cols.,¹⁰⁶ proponen una prótesis articular para dedos de la mano de dos piezas de polietileno para reemplazo de la superficie articular. Así mismo se indican algunas ventajas de producir una articulación protésica totalmente de plástico. Una de ellas es el módulo de elasticidad similar entre el plástico y el hueso, resultando en una mejor distribución del estrés hacia el hueso dentro del cual las prótesis son implantadas. Debido a que existe mucha experiencia con el uso del polietileno de ultra alto peso molecular, se consideró prudente evaluar la tasa de desgaste de una combinación de dos superficies de polietileno de ultra alto peso molecular para conocer si la tasa de desgaste podría ser aceptable.

Es importante mencionar que un estudio realizado en la década de 1970¹⁰⁷, mostró que la combinación de polietilenos como par de fricción presentaba altas tasas de desgaste que eran inaceptables, aunque se resalta el hecho de que los materiales han evolucionado importantemente desde esa fecha.

Con la introducción del polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE), y con el conocimiento de que este material presenta propiedades mecánicas superiores a las de polietileno convencional (UHMWPE) es posible que su tasa de desgaste contra sí mismo en una articulación de un dedo pueda ser lo suficientemente baja como para realizar un implante realista.

Este trabajo realiza una comparación directa de las pruebas de desgaste entre el polietileno de ultra alto peso molecular (radiado y no radiado) contra sí mismo y contra polietileno de alto entrecruzamiento (radiado) contra sí mismo.

Se realizaron las pruebas con un dispositivo pin sobre placa, se usó agua destilada calentada a 37°C como lubricante. Las placas de polietileno fueron cuidadosamente pesadas previamente. A intervalos regulares, la prueba fue detenida, las placas y los pines fueron removidos, limpiados con acetona, pesados e inspeccionados visualmente. El desgaste de una placa o de un pin fue definido como la pérdida de peso con respecto al peso inicial. Se realizaron tres pruebas: La primera empleó placas y pines de polietileno irradiado (alto entrecruzamiento molecular), la segunda empleó placas y pines de polietileno no irradiado (convencional), y la tercera empleó placas y pines de polietileno convencional radiado.

Los pines y placas de polietileno irradiado (alto entrecruzamiento) mostraron desgastes volumétricos prácticamente de 0 incluso a una distancia de 349 km lineales de rodamiento. En comparación, los polietilenos no radiados mostraron desgastes cercanos a los 150 mm³ a 150 km de rodamiento. Si se asume que una articulación de un dedo realiza 1 millón de ciclos por año, en este caso equivalente a 40 km, los resultados de la prueba pueden interpretarse como tasas de desgaste de 0.32 mm³ por año para el polietileno radiado (alto entrecruzamiento molecular) y de 36.4 mm³ por año para el polietileno convencional radiado.

Los autores mencionan que para una articulación de un dedo de la mano un desgaste del polietileno aceptable es de 1.65 mm³ por año, por lo que concluyen que una prótesis para dedo fabricada completamente de polietileno de alto entrecruzamiento es aceptable desde el punto de vista del desgaste.

En otro estudio publicado por el mismo autor en 2001,¹⁰⁸ se usaron tres tipos de lubricante (específicamente suero bovino, agua destilada y ningún lubricante). El suero bovino es el lubricante más ampliamente aceptado en pruebas de desgaste de polietilenos contra superficies duras.¹⁰⁹ Además se incluyó a las pruebas un elemento rotacional. Se probaron polietilenos de ultra alto peso molecular con alto entrecruzamiento de sus moléculas (HXLPE) con dispositivos de pin sobre placa. Las pruebas de desgaste fueron similares a las del estudio previo, realizando el pesaje de los pines y las placas a intervalos regulares. Los resultados mostraron que el promedio de desgaste de las placas disminuyó alrededor de 10 veces en aquellas pruebas que se realizaron con suero bovino como lubricante, concluyendo que el suero bovino es un lubricante ideal para las pruebas de desgaste entre polietilenos.

El uso de una prótesis de rodilla realizada completamente de polímero en la cual un componente femoral de poliacetal articulaba contra un componente tibial de polietileno de ultra alto peso molecular se ha reportado anteriormente.¹¹⁰ Se dio seguimiento a 63 pacientes con esta prótesis de "plástico" por al menos 10 años y no hubo reporte de fractura del componente femoral o de fallas por desgaste.

Además, existe un trabajo previo que reporta una comparación *in vitro* entre una prótesis de cadera realizada toda de polímero y una prótesis de cadera convencional. Usando un simulador de cadera se encontró que las prótesis de cadera que tenían una cabeza de poliacetal articulada con una copa de polietileno de ultra alto peso molecular mostraron 23% menos desgaste que las prótesis convencionales con cabeza de cromo cobalto y copa de polietileno.¹¹¹

En un tercer artículo publicado por Joyce en 2005, se reportan las pruebas realizadas *in vitro* al par de fricción entre poliacetal y polietileno de ultra alto peso molecular. Los objetivos de este trabajo fueron medir los factores de desgaste, investigar si la orientación del material polimérico, como pin o como placa, tendrían influencia en los factores de desgaste y comparar los factores de desgaste con aquellos considerados como "estándar" en el par de fricción metal polietileno.

Este estudio fue realizado en un dispositivo de pin sobre placa. Las conclusiones de este estudio fueron que los factores de desgaste para el par de fricción metal-polietileno MoP fueron de $0.1 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{nm}$ bajo pruebas reciprocantes y de $1.1 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{nm}$ bajo dirección multidireccional. Y para el par poliacetal-polietileno hubo un desgaste total de $4.1 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{nm}$ bajo movimiento multidireccional y de $1.5 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{nm}$ bajo pruebas reciprocantes. Estos valores para las pruebas de desgaste entre polímeros son claramente mayores que aquellas para la combinación estándar de metal-polietileno MoP.

Sin embargo, los factores de desgaste entre los polímeros no fueron excesivamente mayores y fueron menores solamente bajo pruebas reciprocantes.

2.8 Estructura y comportamiento mecánico del UHMWPE (polietileno convencional)

El UHMWPE es un miembro de la familia de los polímeros. La International Standards Organization (ISO 2001) define al UHMWPE como aquél que tiene un peso molecular de al menos 1 millón g/mol, resultando en un grado mínimo de polimerización de $n \approx 36,000$. El UHMWPE que se usa en aplicaciones ortopédicas típicamente tiene un peso molecular entre 2 y 6 millones con un grado de polimerización entre 71,000 y 214,000.

El UHMWPE es un polímero lineal (no ramificado) semi cristalino el cual puede describirse como un compuesto de dos fases, una cristalina y otra amorfa. La fase cristalina contiene cadenas plegadas dentro de trabéculas altamente orientadas, con los cristales presentando una estructura orto rómica. Las trabéculas son de 10-50 nm de grosor y de 10-50 μm de longitud. Las trabéculas están orientadas aleatoriamente dentro de la fase amorfa con moléculas que ligan cada trabécula individual con otra.

Las dos resinas de UHMWPE que actualmente se usan en ortopedia son la GUR® 1020 (3.5 millones de g/mol) y la GUR® 1050 (5.5-6 millones g/mol). Estas resinas pueden moldearse por compresión en láminas o extruirse en cilindros. Ambas resinas y su método de conversión son predictores significativos de las propiedades mecánicas tensiles. También es importante notar que los estudios han

reportado leves diferencias en la morfología y resistencia a la fatiga entre los dos métodos de conversión.

2.9 Pruebas preclínicas de desgaste de componentes de prótesis de cadera

2.9.1 Estándares ISO

Las pruebas preclínicas de desgaste de prótesis de cadera se realizan en simuladores de cadera que se diseñan para imitar las condiciones cinemáticas durante la marcha. Las prótesis de cadera actualmente son probadas de acuerdo a protocolos estandarizados desarrollados por la Organización Internacional para la Estandarización (ISO, por sus siglas en inglés) para la simulación con carga (ISO 14242-I).¹¹² Idealmente, los protocolos estándar para las pruebas de prótesis de cadera deberían replicar los movimientos in vivo y las fuerzas de los pacientes posoperados de reemplazo total de cadera para poder proveer, de manera más exacta, un ambiente más realista para las pruebas.

2.10 Cuantificación del desgaste

Los protocolos estándar para las pruebas de desgaste especifican que las pruebas deben realizarse con una mezcla de suero bovino para imitar las

propiedades lubricantes del líquido sinovial humano. El desgaste, gravimétricamente determinado, incluye medidas donde la pérdida ponderal de cada muestra se determina calculando la diferencia de peso de la muestra entre dos muestras. La tasa de desgaste para cada muestra de polietileno se calcula usando una regresión lineal. Este método se considera el estándar de oro para la cuantificación del desgaste.

Las pruebas *in-vitro* de desgaste de las prótesis totales de cadera pueden realizarse en un simulador que permita al investigador acceder a los componentes totales de cadera a intervalos definidos para los propósitos de la evaluación del desgaste. Los simuladores articulares deben ser capaces de reproducir las características de las superficies a estudiar en cuanto a desgaste de manera micro y macroscópica y lo más apegadas posibles a las características *in-vivo*,¹¹³ a través de la reproducción de las fuerzas y movimientos de la cadera natural. Sin embargo, las correlaciones definitivas entre los resultados de laboratorio pueden comprometerse por las muchas variables posibles.

Los resultados se dan en base a tasas de desgaste, factores de desgaste y los patrones de desgaste observados en los insertos de polietileno. En particular, los factores de desgaste son útiles ya que toman en consideración la carga y la distancia de deslizamiento de las prótesis totales de cadera probadas y por ello las comparaciones entre diferentes parámetros experimentales pueden ser más claros.¹¹⁴

De acuerdo a un estudio realizado por Flannery y cols., las tasas de desgaste y las características del desgaste producidas *in-vitro* con un simulador se correlacionan con estudios de desgaste en los que se retiran las prótesis que han sido previamente usadas por los pacientes, por lo que se considera que estos aparatos son eficaces para la evaluación de nuevos pares de fricción en prótesis totales de cadera.¹¹⁴

Capítulo III

3. Hipótesis

El presente estudio se basa en investigar el comportamiento de un par de fricción de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) contra sí mismo y un par de fricción de polietileno con alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) contra sí mismo a un bajo número de ciclos, para fundamentar el desarrollo de un espaciador total de cadera articulado con un par de contacto basado en polímeros.

El trabajo descrito en esta tesis propone el uso de un par de contacto de polietileno de ultra alto peso molecular contra sí mismo y un par de contacto de polietileno con alto entrecruzamiento molecular contra sí mismo.

La hipótesis del presente estudio es que un par de contacto de polietileno convencional para un espaciador total de cadera no es adecuado para usarse como un par de fricción para este propósito debido a su baja resistencia al desgaste, en comparación con el polietileno de alto entrecruzamiento molecular, el cual tiene un mejor perfil de resistencia al desgaste, y por ello este material podría ser usado como par de fricción para un espaciador total de cadera de corto plazo.

Este trabajo es un estudio realizado en un simulador de cadera (*in-vitro*) enfocado en analizar las características tribológicas de un espaciador total de cadera basado en pares de contacto de polietileno convencional y polietileno de alto entrecruzamiento molecular.

Capítulo IV

4. Objetivos

4.1 Objetivo general

El objetivo del presente trabajo es investigar las propiedades tribológicas de un par de fricción a base de polietileno convencional (UHMWPE) contra sí mismo y un par de fricción de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) contra sí mismo, como posibles pares de fricción para un espaciador total de cadera y comparar sus propiedades frente al desgaste.

4.2 Objetivos particulares

1. Medir el desgaste volumétrico en el par de fricción polietileno UHMWPE-polietileno UHMWPE de un espaciador total de cadera.

2. Medir el coeficiente de fricción en tiempo real durante las pruebas tribológicas en simulador (in vitro).
3. Realizar un estudio comparativo entre el par de fricción de polietileno convencional (UHMWPE) frente al par de fricción de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE).
4. Realizar la caracterización de las superficies de desgaste de los polietilenos UHMWPE y HXLPE utilizados en el estudio por medio de microscopía electrónica y análisis de superficies.
5. Comprobar el cambio estructural y químico entre el polietileno convencional y el polietileno irradiado.
6. Comprobar la mejora en las propiedades de resistencia del material de polietileno convencional frente al polietileno irradiado por medio de pruebas de nano indentación.
7. Describir, en base a los resultados obtenidos, el mejor par de fricción a base de polietileno para un espaciador total de prótesis de cadera.

Capítulo V

5. Material y métodos

Para llevar a cabo el presente trabajo se realizó un diseño virtual de un espaciador de prótesis total de cadera con un software comercial asistido por computadora (CAD). El espaciador consiste en un vástago de polimetilmetacrilato (PMMA) reforzado con un alma de acero inoxidable 316L que incluye una cabeza femoral en forma de monobloc, un recubrimiento de cabeza femoral de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) y una copa acetabular de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE). Este tipo de espaciador fue diseñado para restaurar el movimiento articular después de remover una prótesis de cadera infectada.

Las características del diseño del espaciador total de prótesis de cadera propuesto se muestran en la Figura 3(a). El componente femoral de polimetilmetacrilato (gris) corresponde a un diseño de una hemi prótesis que incluye una cabeza femoral y cuello, una base y un vástago, con una estructura central reforzada con una barra de acero inoxidable 316L (gris). La cabeza femoral de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) (azul) se incluye en el constructo durante la fase de polimerización del cemento, lo que produce el

componente femoral completo. La copa acetabular de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) (verde) se cementa en el acetábulo óseo; la cabeza femoral de polietileno de alto entrecruzamiento molecular se reduce dentro de la copa de polietileno de alto entrecruzamiento molecular, obteniendo el espaciador total de cadera completamente ensamblado como se muestra en la Figura 3(b).

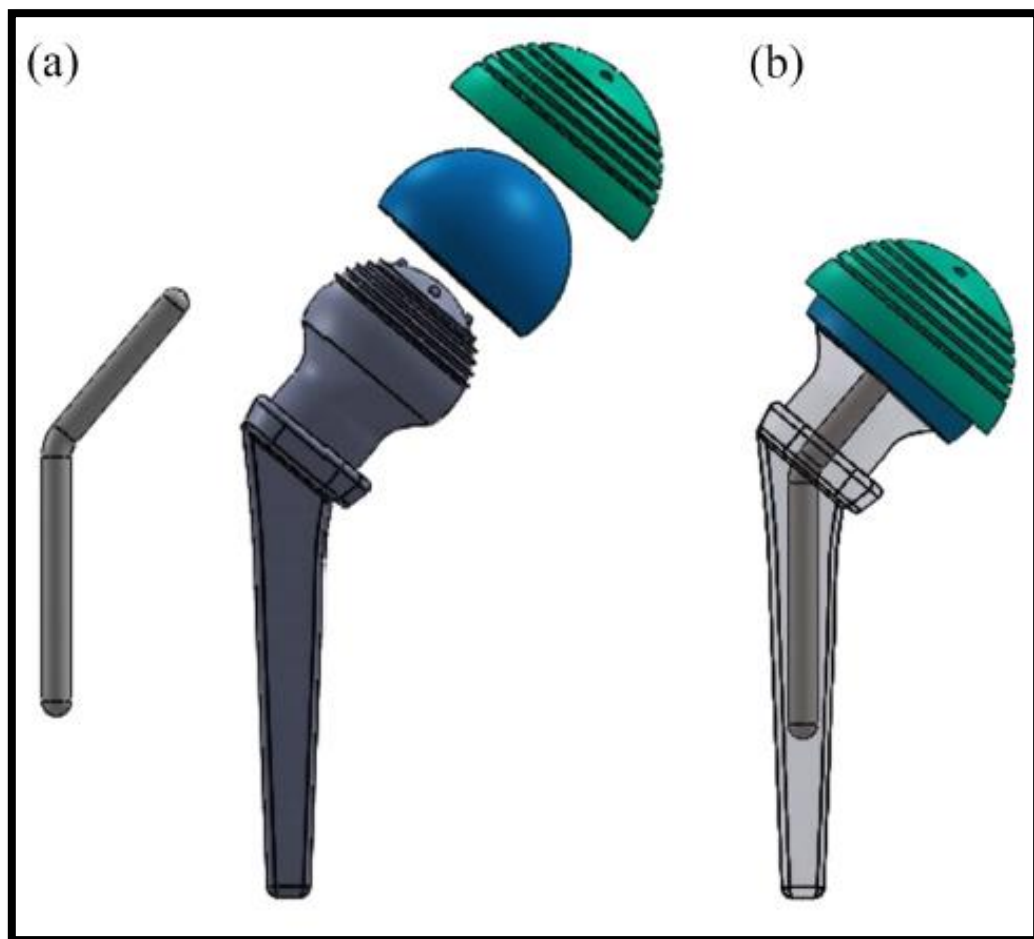


Figura 3. Características del diseño del espaciador total de prótesis de cadera propuesto: (a) vista del espaciador total de prótesis de cadera. Componente femoral de PMMA (gris), alma de acero inoxidable 316L (gris), cabeza femoral de HXLPE (azul), copa acetabular de HXLPE (verde) y (b) espaciador total de prótesis de cadera ensamblado.

El espaciador total de cadera que se propone se manufactura intra operatoriamente en una mesa quirúrgica usando moldes, integrando el recubrimiento de la cabeza femoral de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) y la barra de acero durante el moldeo y la fase de polimerización del cemento óseo basado en polimetilmetacrilato (PMMA).

Una vez que el cemento se ha polimerizado, el espaciador es implantado como una prótesis total de cadera cementada usando la técnica descrita por Hofmann y cols.¹¹⁵ La interdigitación del cemento en la superficie del hueso no se permite. El componente acetabular de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) se recubre con cemento óseo impregnado con cemento (1 bolsa de 40 gramos de cemento óseo se combina con 2-4 gramos de vancomicina o 4.8 gramos de tobramicina) en una fase de baja viscosidad, asegurando la adherencia a la copa de polietileno. Una vez que el cemento alcanza una consistencia pastosa, se inserta en forma gentil dentro del acetábulo con 10° de anteversión y 40° de inclinación horizontal como se muestra en el CAD virtualmente implantado de los modelos de fémur y pelvis de la Figura 4. De manera similar, el vástago completo de polimetilmetacrilato (PMMA) se recubre con cemento de baja viscosidad usando una segunda bolsa de cemento con antibiótico. Una vez que el cemento se vuelve pastoso, el componente se inserta con la anteversión y profundidad apropiadas.

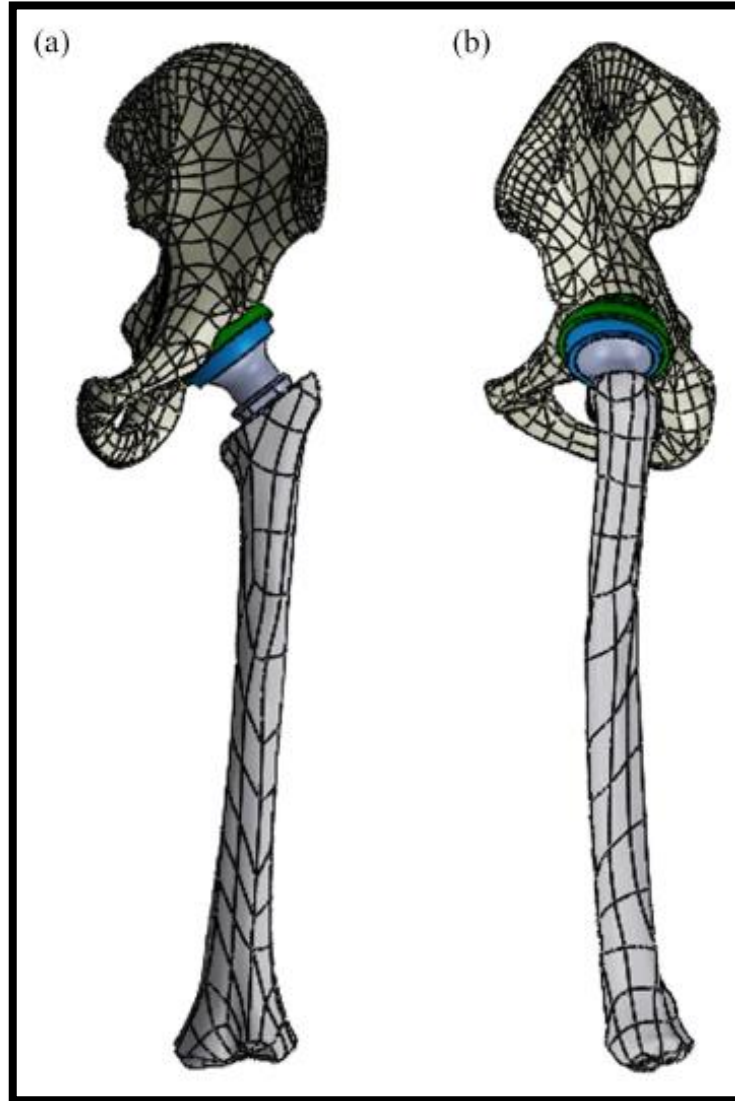


Figura 4. Orientación neutral del espaciador de prótesis total de cadera propuesto virtualmente implantado: (a) vista frontal y (b) vista lateral.

Para el análisis tribológico, se fabricaron pares de copas y cabezas de 31.6 mm de diámetro, usando una barra de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) GUR® 1020 de grado médico (Figura 5 (a) y (b)). Los pares de copa y cabeza fueron maquinados y terminados en una máquina de control numérico

computarizada (CNC), Hitachi Seiki HT20SII, siguiendo especificaciones controladas de los implantes con un claro diametral de 200 micras (Figuras 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 y 13).

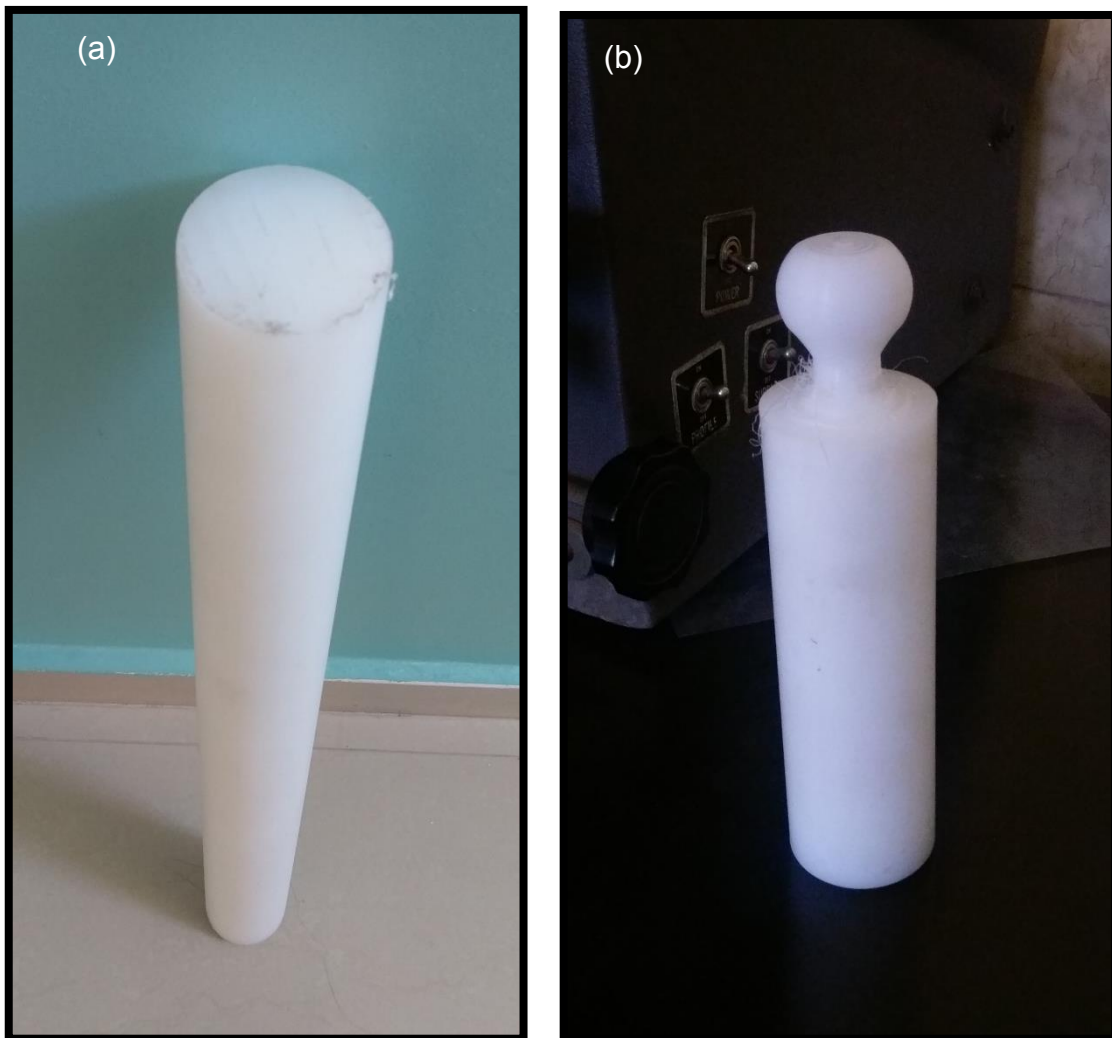


Figura 5. Barra de UHMWPE de grado médico: (a) previo al maquinado y (b) posterior al maquinado de cabeza femoral.



Figura 6. Máquina computarizada de control numérico (CNC), Hitachi Seiki HT20SII.

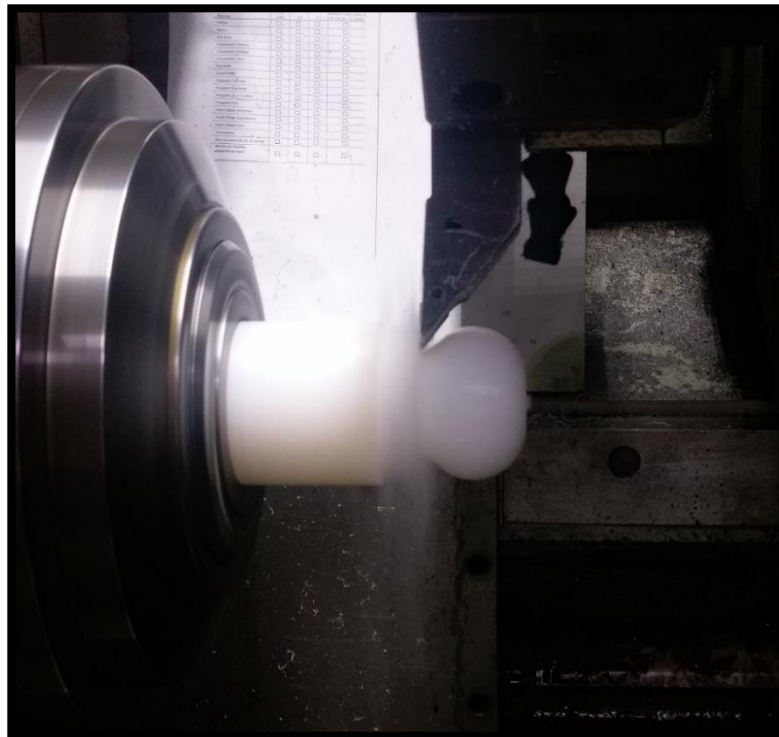


Figura 7. Maquinado de precisión de cabeza femoral de polietileno.



Figura 8. Maquinado de precisión de copa acetabular de polietileno.

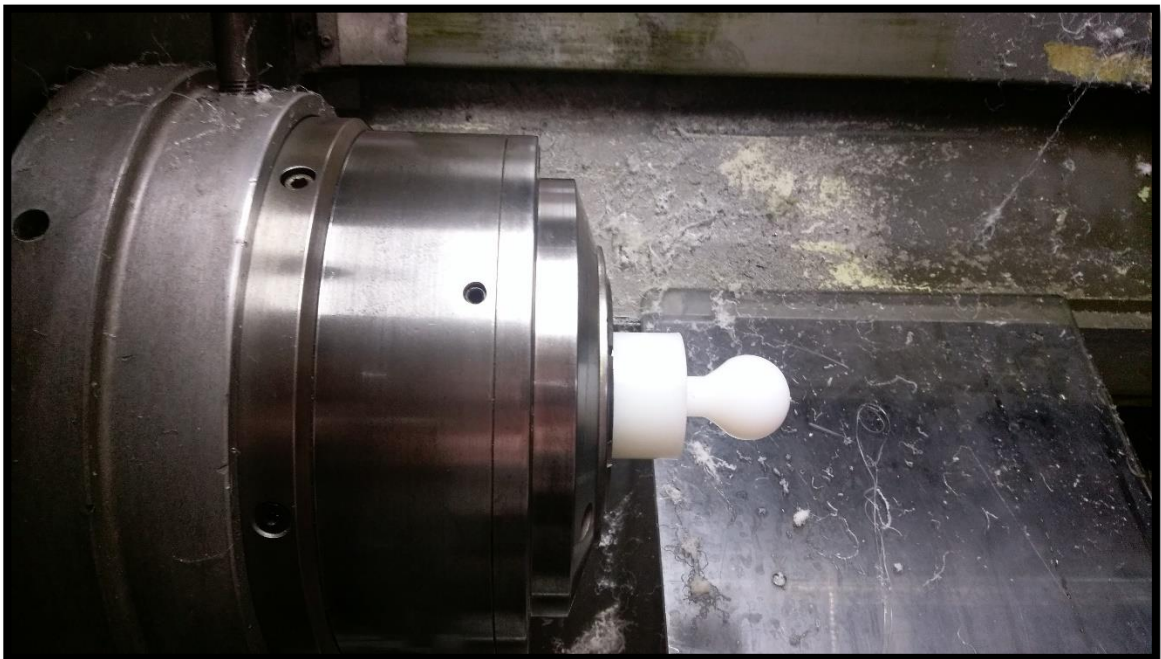


Figura 9. Cabeza femoral terminada.



Figura 10. Comprobación de tolerancias de acuerdo a especificaciones.



Figura 11. Medición final de cabeza femoral.



Figura 12. Cabezas femorales terminadas



Figura 13. Set final de copas acetabulares y cabezas femorales.

Se utilizó una máquina de medición de coordenadas (CMM), Zeiss Contura G2 (Figura 14), para medir el claro radial y la esfericidad antes de que las muestras fueran sometidas a las pruebas de desgaste. Un total de 11,000 puntos fueron determinados para cada medición de muestra para obtener un perfil inicial confiable (Figura 15, 16, 17 y 18).



Figura 14. Máquina de medición de coordenadas (CMM) Zeiss Contura G2.



Figura 15. Máquina de medición de coordenadas (CMM). Procedimiento de medición de la superficie de la copa (a) y de la cabeza (b) para un espaciador de prótesis total de cadera previo a las pruebas de desgaste en el simulador.

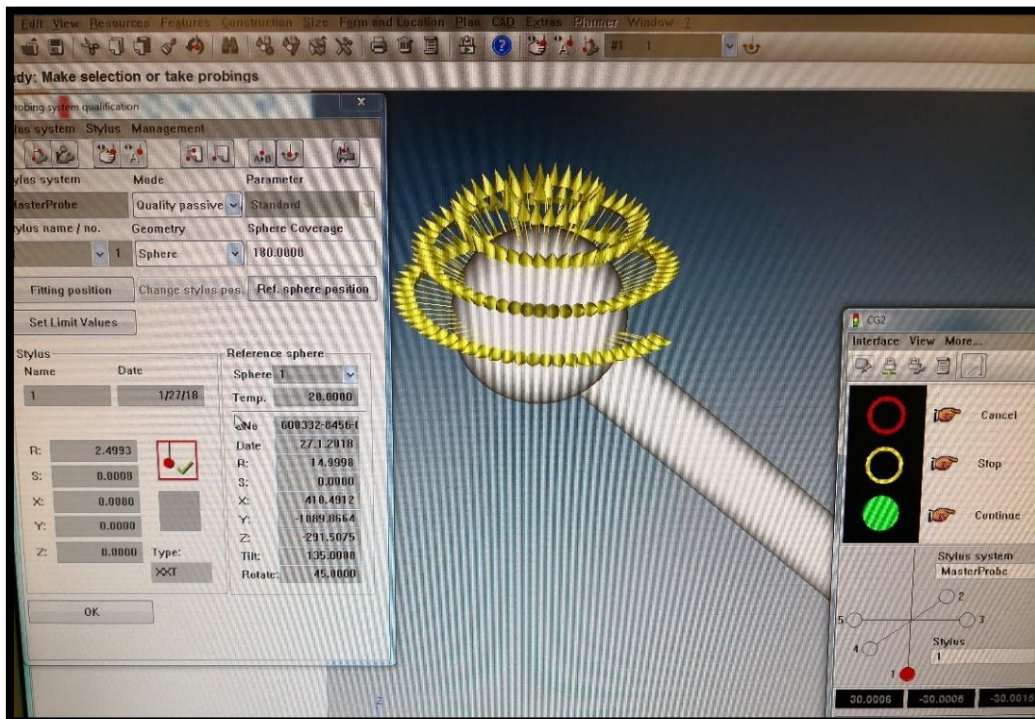


Figura 16. Nube de puntos a partir de las mediciones en CMM.

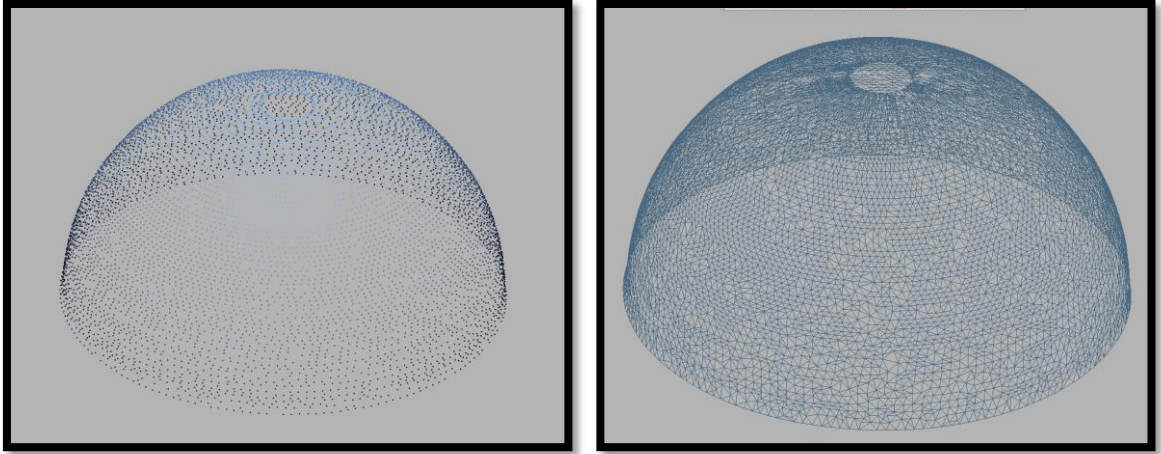


Figura 17. Diagrama de nube de puntos obtenida por CMM de cabeza femoral.

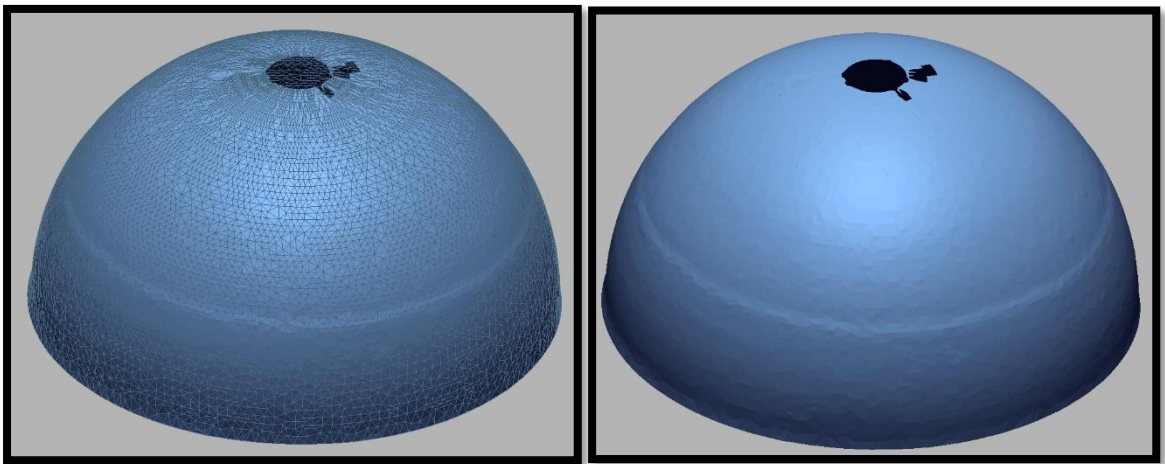


Figura 18. Reconstrucción tridimensional de nube de puntos obtenida por CMM de cabeza femoral.

Las mediciones con CMM para la copa (a) y cabeza (b) se muestran en la Figura 19, y fueron representadas antes y después de las pruebas de desgaste usando el software MATLAB R2010b.

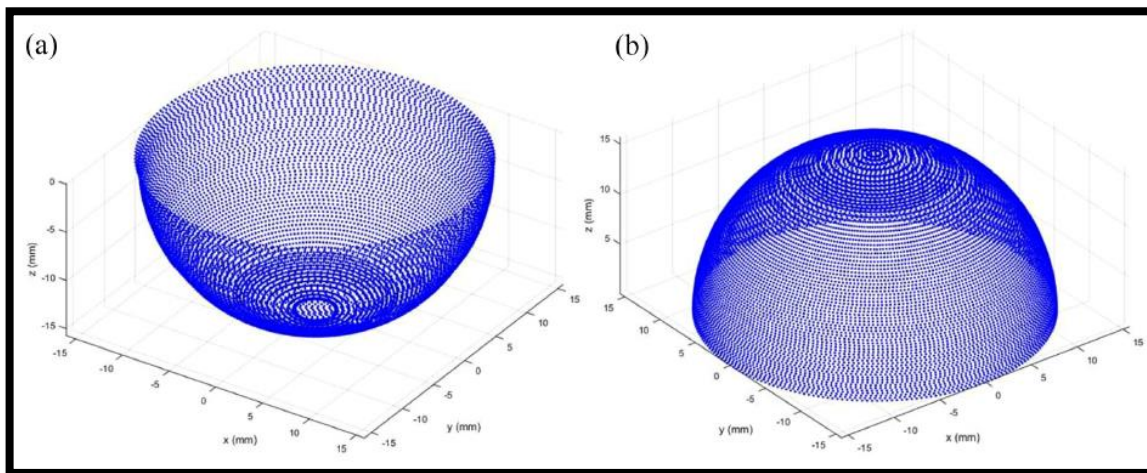


Figura 19. Representaciones de la máquina de medición de coordenadas de la superficie de la copa (a) y de la cabeza (b) previo a las pruebas de desgaste.

Los patrones de desgaste lineal y volumétrico fueron determinados usando el software Geomagic Design™ X, 3D Systems versión 5.0. La pérdida de masa fue calculada usando un valor de densidad de 0.934 mg/mm^3 (Figura 20).

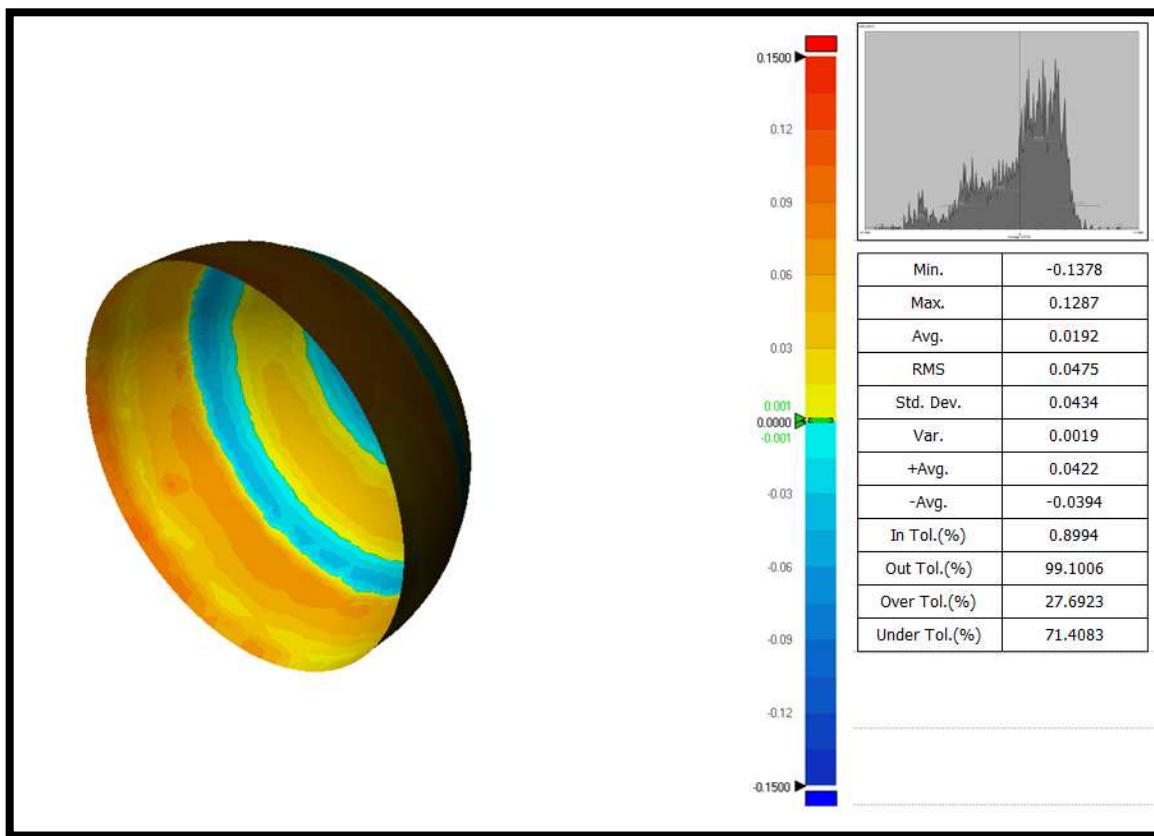


Figura 20. Desgaste lineal de copa acetabular, representado en escala de color, a partir de nube de puntos de CMM. Imagen generada a través del Software Geomagic Design™, 3D Systems versión 5.0.

La aspereza fue determinada antes y después de las pruebas de desgaste con un probador de medición de aspereza, Mitutoyo SurfTest SJ-210 (Figura 21).



Figura 21. Rugosímetro Mitutoyo Sufitest SJ-210.

Tres pares de copas y cabezas manufacturadas fueron irradiadas con una dosis de radiación gamma de 50-kGy con un irradiador gamma JS6500 usando Cobalto-60 (^{60}Co). El rango de dosis fue 50.76-51.63 kGy para los pares de muestras experimentales para desgaste utilizadas en el presente estudio.

El proceso de radiación de las copas acetabulares y de las cabezas femorales fue llevado a cabo en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ), que es una institución del Estado Mexicano, dependiente de la Secretaría de Energía y se encuentra en el Estado de México (Figura 22).

ININ instituto nacional de investigaciones nucleares
Departamento del Irradiador Gamma

Certificado de Irradiación No. IR2017002767
Fecha de emisión: 31-05-2017

Se certifica que el lote descrito a continuación fue procesado con rayos gamma de Cobalto-60 con fecha 30-05-2017, del intervalo de dosis solicitado (50 kGy), se obtienen los siguientes resultados:

Dosis Mínima: 50.76 kGy **Dosis Máxima:** 51.63 kGy

Datos del cliente

Empresa: UNIVERSIDAD AUTONOMA DE NUEVO LEON Clave: 00410
Dirección: AV. MADERO Y GONZALITOS MITRAS CENTRO MONTERREY
Responsable: LIC. ALEJANDRO RENTERIA CANO. Teléfono: (8)3 33 17 55

Producto:
1.- 1 CAJAS MUESTRAS POLIETILENO

Lote:
1.- SIN LOTE

Nº de Contenedores empleados: 1
Dosímetros de Perspex Rojo 4034 Lote: NX

Note: El presente certificado únicamente es válido para la cantidad, producto, lote descritos y fecha que fueron procesados en el Irradiador Industrial JS-6500 del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares

ENCARGADO DE DOSIMETRÍA

Ing. Raúl Vázquez Torres

Carretera México-Toluca S/N, La Marquesa, Ocoyoacac, México, C.P. 52750
Tel. Comutador: 5329-7200 ext. 14293 Tel. Directo / Fax: 5329-7305
e-mail: raul.vazquez@inin.gob.mx URL: http://www.inin.gob.mx

Este documento no será válido si presenta enmendaduras, borraduras o anotaciones que alteren sus datos originales.
Esta prohibida la reproducción total o parcial sin autorización del ININ.

FP.IG(D)-26/1

Figura 22. Certificado de irradiación de copas y cabezas de polietileno.

Las pruebas de desgaste de los seis pares fueron realizadas en la región de la fase running-in hasta 0.5×10^6 ciclos^{116,117} en un simulador de articulación de cadera triaxial FIME II (Figura 23).

El procedimiento y descripción del funcionamiento del simulador de cadera han sido descritos en trabajo previos de los autores.^{118,119}

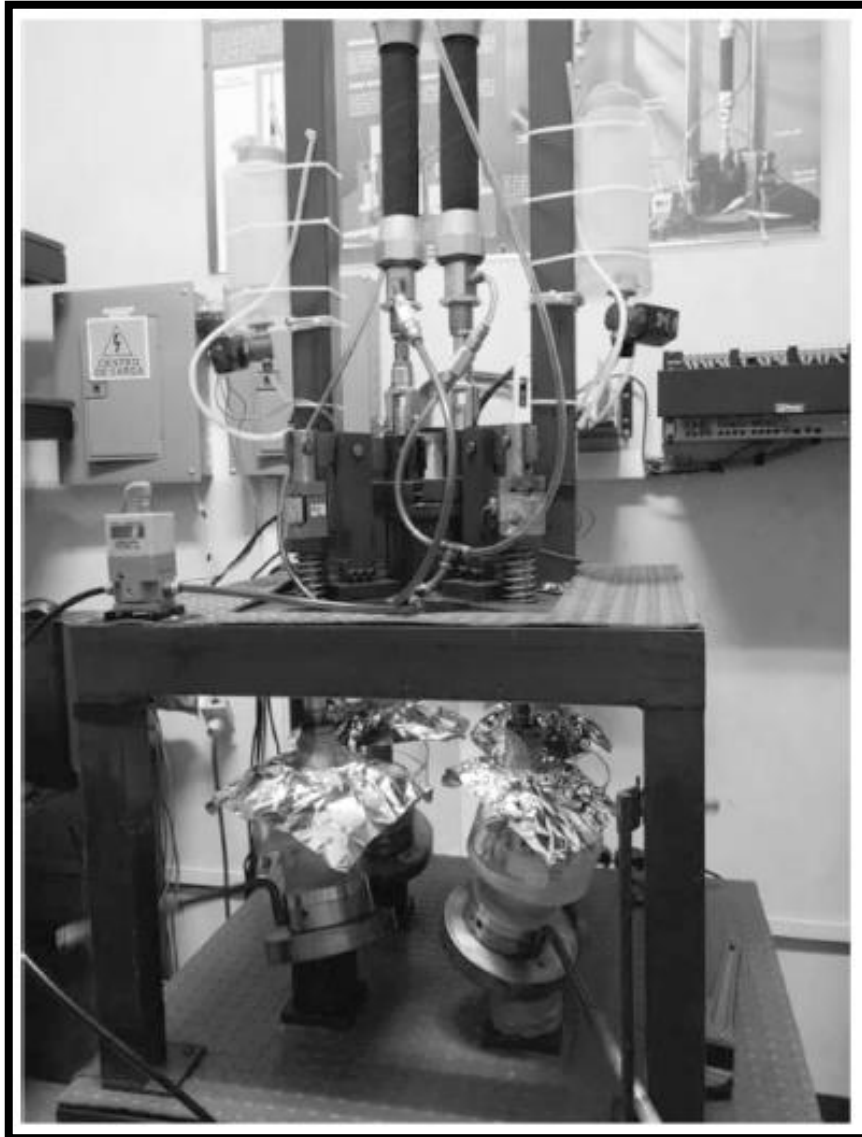


Figura 23. Simulador triaxial de articulación de cadera *FIME II*.

Los parámetros de carga para las pruebas de desgaste fueron desarrollados de acuerdo con la norma ISO 14242-1:2014.¹²⁰ Las parejas de implantes de

polietileno convencional (UHMWPE) y de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) fueron montadas con las copas acetabulares sobre las cabezas femorales (Figura 24). Se usó, a manera de lubricante, suero bovino (Gibco™) diluido en agua desionizada a una concentración de 30 g/l de acuerdo a la norma ISO 14242-1:2014 (Figura 25, 26 y 27) .²⁶ Además, se agregó estreptomycin (0.6wt %) como un agente antimicrobiano.



Figura 24. Copas y cabezas acetabulares radiadas y no radiadas, montadas en las estaciones de carga del simulador de prótesis de cadera FIME II.

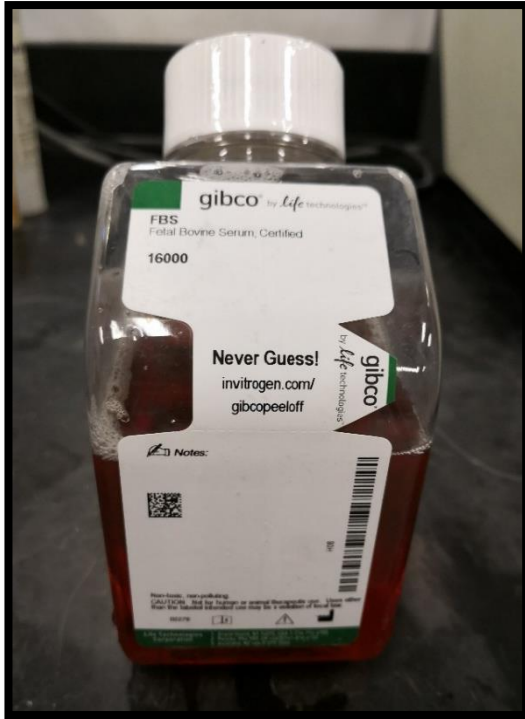


Figura 25. Suero bovino de la marca Gibco™ utilizado en las pruebas de desgaste en simulador.

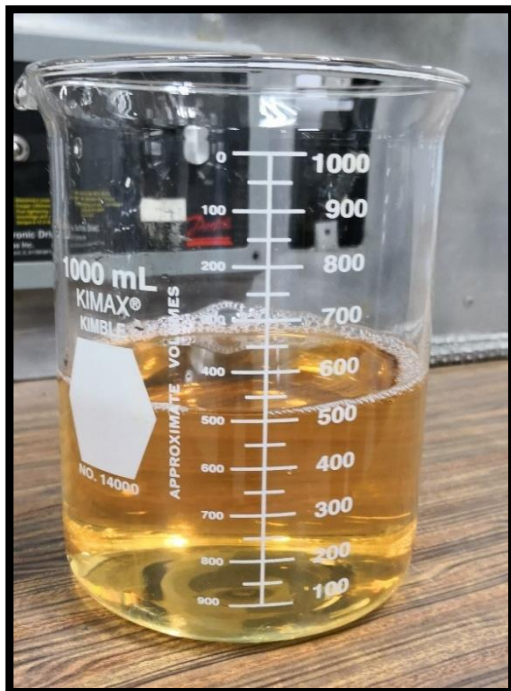


Figura 26. Suero bovino diluido de acuerdo a la NOM ISO 14242-1:2014.

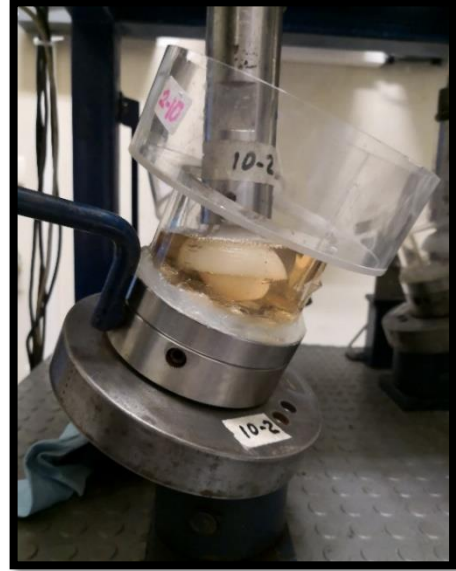


Figura 27. Colocación del lubricante en las estaciones de carga del simulador de prótesis de cadera FIME II.

Después de las pruebas de desgaste los implantes fueron cuidadosamente lavados en agua (Figura 28).



Figura 28. Muestras de polietileno posterior a lavado y en proceso de ser recolocadas en el simulador de prótesis de cadera FIME II.

Las muestras fueron escaneadas utilizando la máquina de medición de coordenadas Mitutoyo Zeiss Contura G2. Un total de 11,000 puntos fueron determinados para cada medición para obtener un perfil confiable de las superficies desgastadas. El procedimiento se repitió desde los 0.25×10^6 ciclos y a 0.5×10^6 ciclos para determinar la profundidad de desgaste lineal. Las mediciones de la CMM fueron registradas, procesadas y analizadas antes de las pruebas en el simulador de cadera y después de las pruebas de desgaste usando el software comercial Geomagic Design™ X, 3D Systems versión 5.0 (Figura 29). Esta comparación fue realizada para evaluar el desgaste del espaciador de prótesis total de cadera basado en un par de fricción de UHMWPE y HXLPE.

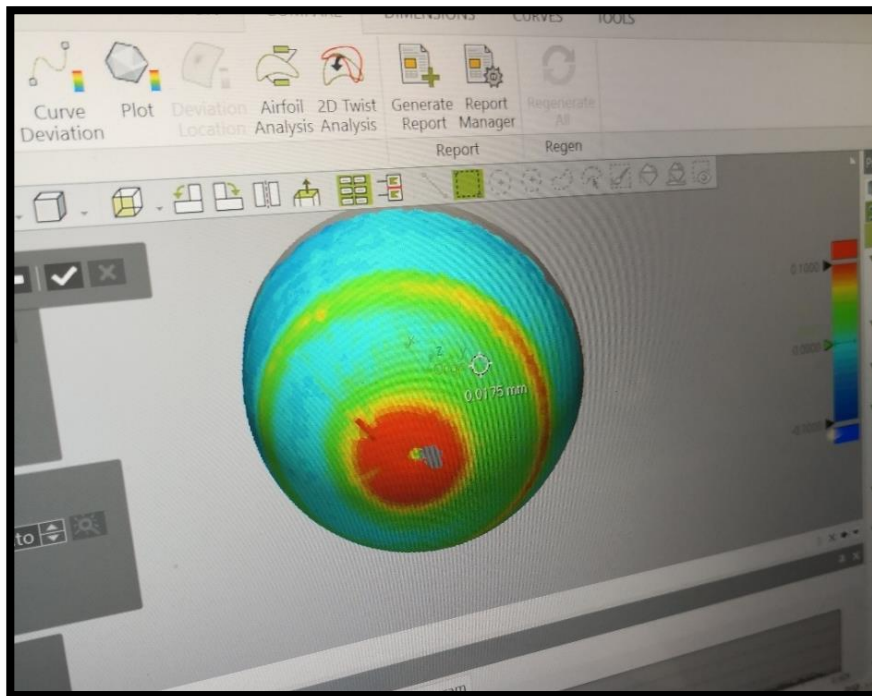


Figura 29. Desgaste presente en cabeza femoral de polietileno no radiado, posterior a 500,000 ciclos.

La nano dureza fue evaluada por medio de un dispositivo de nano indentación y probador de rayaduras Rtec Instruments usando una carga de 50 mN por 15 s con 3 nano indentaciones para cada muestra (Figura 30 y 31).



Figura 30. Nanoindentador y probador de rayaduras Rtec Instruments

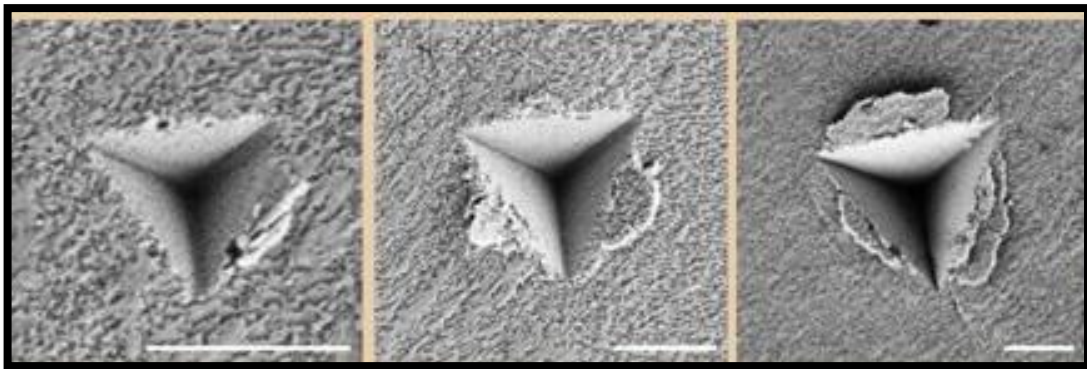


Figura 31. Pruebas de nanoindentación realizadas sobre los polietilenos.

Se realizó espectroscopía infrarroja tipo Fourier (FTIR) para las muestras de UHMWPE y HXLPE usando un espectrómetro FTIR Nicolet 550 desde 600 y hasta 4000 cm^{-1} (Figura 32). Los espectros de Raman fueron colectados con un micro espectrómetro Raman RENISHAW desde 1000 a 1500 cm^{-1} (Figura 33). La fuente de excitación fue un láser de helio-neón monocromático con una longitud de onda de 632.8 nm. El poder del láser sobre el UHMWPE y el HXLPE fue de alrededor de 50 mW por 25 s.



Figura 32. Espectrómetro infrarrojo FTIR Nicolet 550, utilizado en el presente estudio.



Figura 33. Espectrómetro Raman RENISHAW, utilizado en el presente estudio.

Así mismo se obtuvieron imágenes de microscopía electrónica de barrido para la caracterización de las superficies de los polietilenos radiados y no radiados, antes y después de las pruebas de desgaste, por medio de un microscopio electrónico de barrido TESCAN MIRA 3 (Figura 34, 35), previo recubrimiento de las superficies poliméricas con una capa metálica, con el fin de ser detectada por el microscopio electrónico por medio de un recubridor SPI-MODULE™ Sputter Coater (Figuras 36, 37).



Figura 34. Microscopio electrónico TESCAN MIRA 3, utilizado en el presente estudio para la caracterización de las superficies de desgaste.

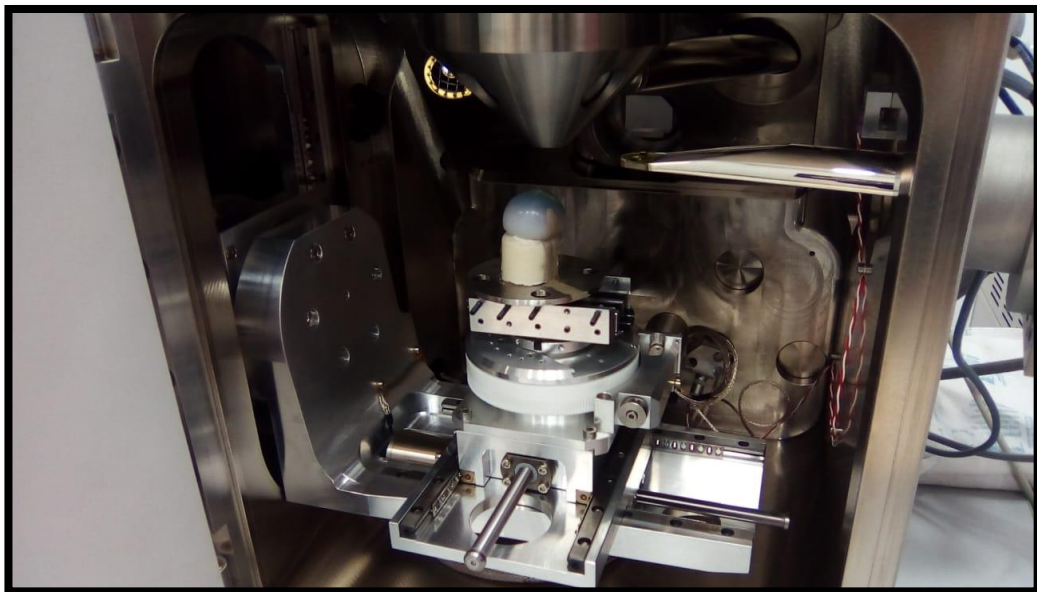


Figura 35. Cabeza femoral de polietileno con recubrimiento metálico montada en el microscopio electrónico TESCAN MIRA3.

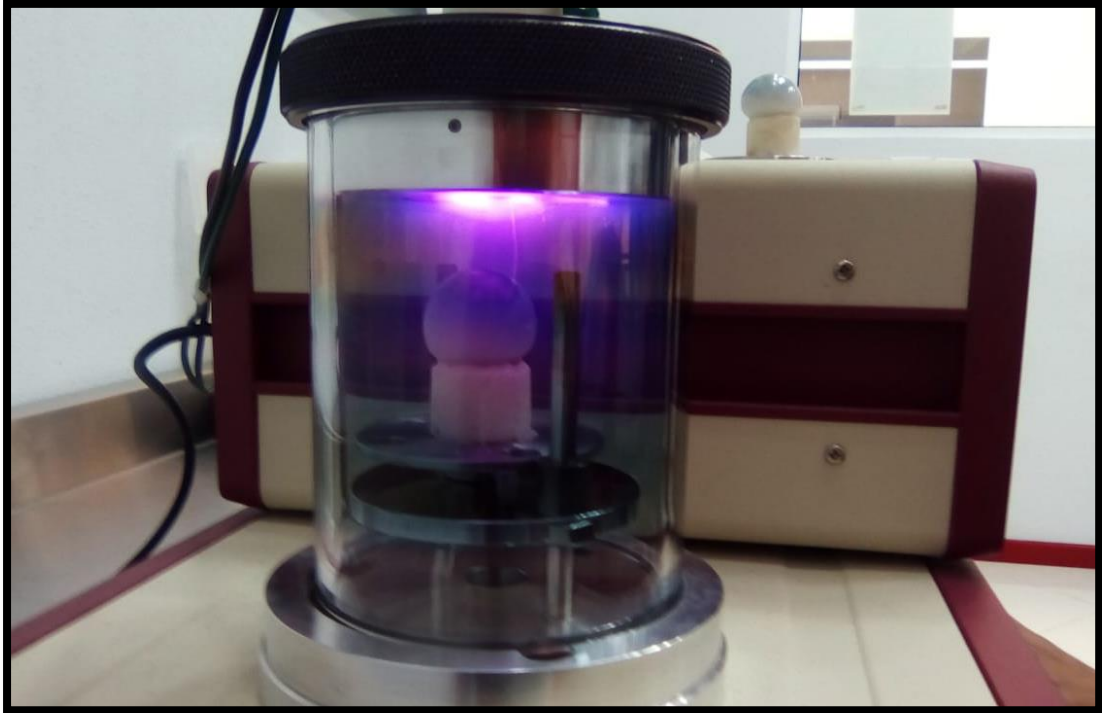


Figura 36. Proceso de recubrimiento metálico de cabeza femoral de polietileno por medio de recubridor SPI-MODULE™ Sputter Coater.



Figura 37. Cabeza femoral de polietileno con recubrimiento metálico, proceso realizado por el recubridor SPI-MODULE™ Sputter Coater

Capítulo VI

6. Resultados

6.1 Caracterización de materiales

El espectro infrarrojo (FTIR) del polietileno convencional (UHMWPE) y del polietileno con alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) con irradiación gamma antes y después de las pruebas de desgaste se muestran en la Figura 38(a). Los picos a 1726 cm^{-1} se han atribuido al grupo carbonilo (Figura 38(a)).¹²¹ Además, los picos a 1742 y 3404 cm^{-1} corresponden a ésteres y grupos OH. Los picos de oxidación han sido reportados en el rango de 1689 y 1756 cm^{-1} y se enfocan un pico a 1740 cm^{-1} .¹²²

Además, es bien conocido que las reacciones de oxidación están presentes en fibras radiadas. La modificación del material se ha evidenciado para el proceso de entrecruzamiento molecular del polietileno, de acuerdo a Forster y cols.,¹²³ mostrando picos de oxidación entre 1600 y 1800 cm^{-1} asociados con el proceso de irradiación gamma del polietileno de alto entrecruzamiento molecular HXLPE.

La prueba de desgaste no generó cambios significativos en las muestras de polietileno convencional (UHMWPE) como se muestra en el Figura 38(a). Además, se observó una ligera diferencia del polietileno de alto entrecruzamiento molecular HXLPE en el rango de 1680 a 1756 cm^{-1} . Este comportamiento puede ser atribuido a la oxidación del HXLPE como se muestra en la Figura 38(b).

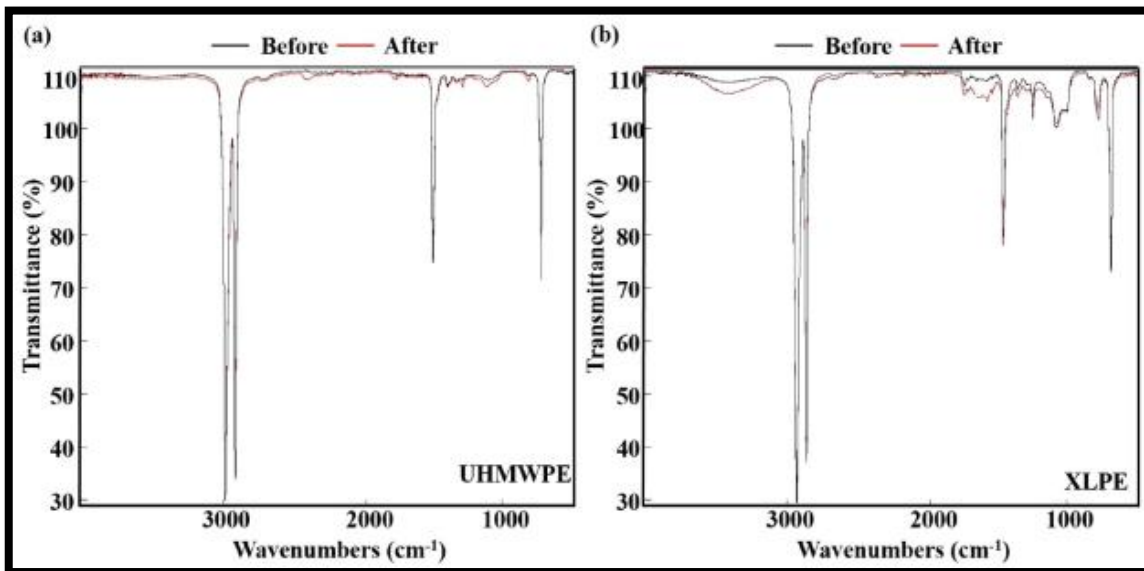


Figura 38. Espectro infrarrojo de transformación de Fourier para UHMWPE (a) y HXLPE (b).

Los espectros Raman típicos registrados en los controles de polietileno convencional (UHMWPE) y polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) antes y después de las pruebas de desgaste se muestran en la Figura 39(c) y (d).

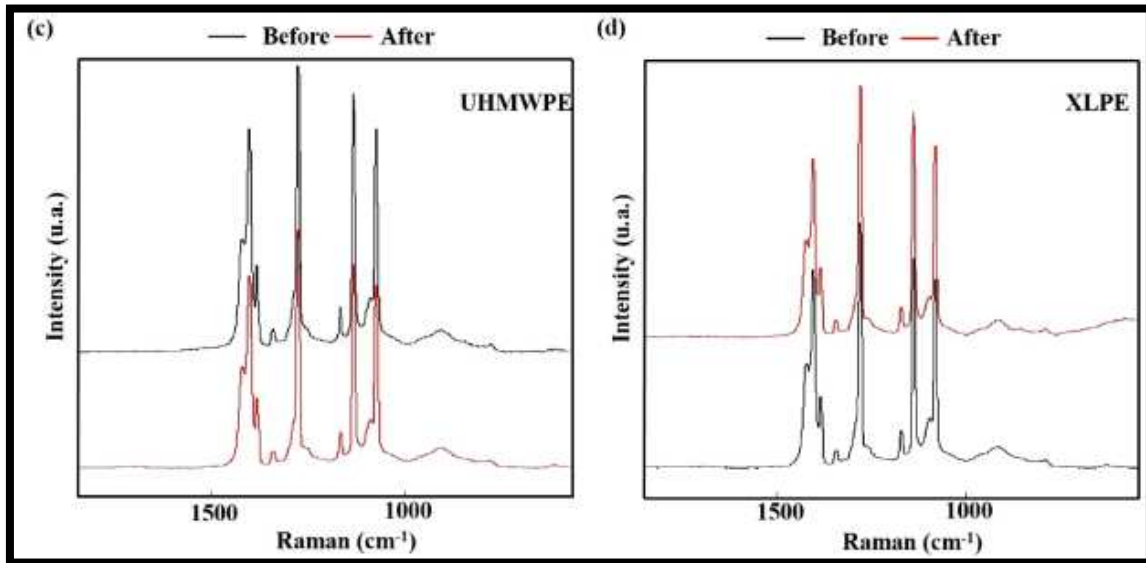


Figura 39. Espectros Raman para UHMWPE (c) y HXLPE (d) antes y después de las pruebas de desgaste.

En la literatura se han reportado tres subregiones de los espectros que muestran una relación entre las bandas Raman y las modalidades vibratorias del polietileno convencional (UHMWPE) entre 1000 y 1500 cm^{-1} , y que corresponden a la región (1) desde 1000 a 1150 cm^{-1} representada por la modalidad vibratoria extendida C-C, región (2), desde 1250 a 1350 cm^{-1} denominada -CH₂- vibración torsional, y la región (3), desde 1350 a 1500 cm^{-1} correspondiente a -CH₂- puente móvil.^{122,124,125} Además, se ha reportado¹²⁶ que en estas tres diferentes regiones, las bandas sensibles a cristalinidad se encuentran a 1416, 1295, 1130 y 1060 cm^{-1} .

Los espectros registrados mostraron las bandas de las muestras de polietileno de alto entrecruzamiento molecular (HXLPE) con mayor intensidad que aquellas de la muestra de polietileno convencional (UHMWPE). Se observaron diferencias significativas en las bandas 1460, 1440, 1416, y 1060 cm^{-1} , correspondiendo a cambios del proceso de entrecruzamiento por la radiación gamma.

El cambio promedio en las dimensiones antes y después de las pruebas de desgaste del espaciador total de cadera para cada par articular se encuentra en la Tabla 2.

Sample	Roughness				Radial clearance		Sphericity	
	Before		After		Before	After	Before	After
	Ra (μm)	Rz (μm)	Ra (μm)	Rz (μm)	Cr (μm)	Cr (μm)	(μm)	(μm)
UHMWPE-1	0.031	0.255	0.153	1.375	105.3	108.2	8.4	10.2
UHMWPE-2	0.026	0.209	0.125	1.118	108.7	110.7	9.5	13.7
UHMWPE-3	0.037	0.310	0.148	1.329	112.1	115.9	10.2	13.6
XLPE-1	0.028	0.227	0.082	0.723	106.2	107.1	8.8	9.7
XLPE-2	0.033	0.273	0.072	0.631	96.4	97.6	6.7	8.2
XLPE-3	0.029	0.237	0.068	0.595	109.9	110.7	7.4	9.4

Tabla 2. Cambios dimensionales antes y después de las pruebas de desgaste del espaciador total de prótesis de cadera

La diferencia entre las dimensiones iniciales y finales para la rugosidad aritmética promedio Ra y la rugosidad de altura de 10 puntos Rz , el claro radial y la esfericidad para UHMWPE-1, UHMWPE-2, y UHMWPE-3 después de las pruebas mostró valores más elevados resultantes de la prueba en simulador, mostrando 0.11, 1.01, 2.99 y 3.1 μm , respectivamente. En contraparte, la diferencia

entre las rugosidad inicial y final, radial Ra y Rz , claro radial y esfericidad mostraron una reducción significativa para XLPE-1, XLPE-2, y XLPE-3, con valores promedio de 0.044, 0.405, 0.96 y 1.4 μm , respectivamente.

Los resultados de la profundidad de nano indentación antes y después de las pruebas de desgaste de UHMWPE y XLPE se muestran en la Figura 40. La curva típica de indentación de carga y descarga de los materiales para UHMWPE mostró valores de indentación más profundos antes y después de las pruebas de desgaste desde 8816 a 9371 nm y desde 8910 a 9603 nm, respectivamente (ver Figura 40(a)). Mientras que la curva de carga y descarga para HXLPE mostró una reducción en la profundidad de la indentación antes y después de las pruebas de desgaste dese 7461 a 8217 nm y desde 7624 a 8104 nm, respectivamente (ver Figura 40(b)).

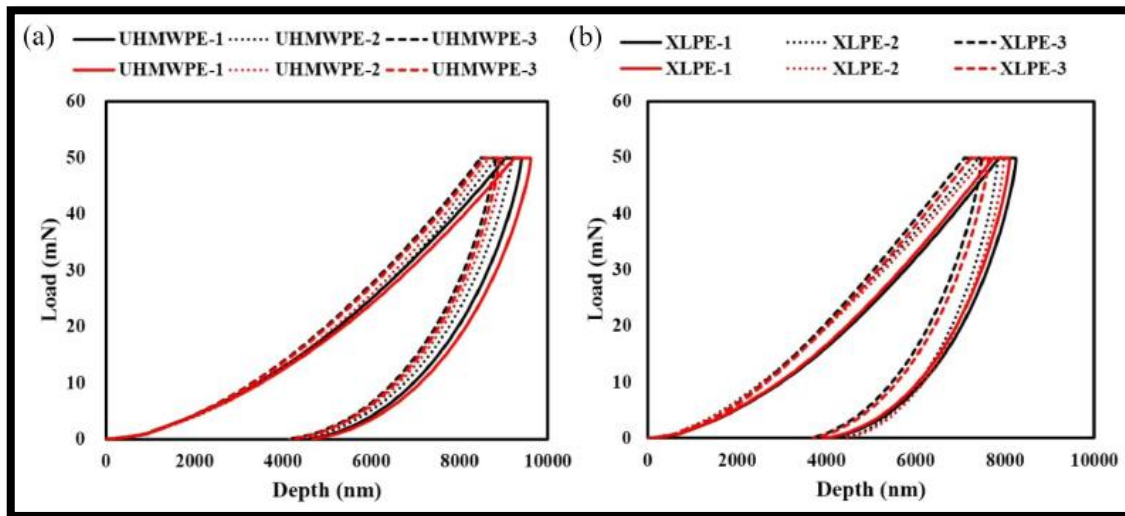


Figura 40. Profundidad de nano indentación antes (líneas negras) y después (líneas rojas) de: (a) UHMWPE Y (b) HXLPE.

La profundidad de indentación, la microdureza, y el módulo de elasticidad de UHMWPE y XLPE están referenciados para evaluar las propiedades de la resistencia al desgaste (Tabla 3).

Sample	Depth		Microhardness		Elastic modulus	
	Before (nm)	After (nm)	Before H (HV)	After H (HV)	Before E (GPa)	After E (GPa)
UHMWPE-1	9371	9603	3.29	3.22	0.57	0.58
UHMWPE-2	9166	9010	3.35	3.31	0.59	0.58
UHMWPE-3	8816	8910	3.63	3.47	0.61	0.59
XLPE-1	8217	8104	4.61	4.63	0.84	0.86
XLPE-2	7829	7965	4.89	4.74	0.86	0.79
XLPE-3	7461	7624	5.16	5.03	0.89	0.85

Tabla 3. Valores de profundidad, microdureza y módulo de elasticidad, como resultado de las pruebas de nano indentación.

Los resultados de microdureza media y módulo de elasticidad antes y después de las pruebas de desgaste de las muestras de UHMWPE fueron 3.42 ± 0.18 HV y 3.35 ± 0.12 HV y 0.59 ± 0.01 GPa y 0.58 ± 0.005 GPa, respectivamente. Mientras tanto, la microdureza media y el módulo de elasticidad antes y después de las pruebas de desgaste de las pruebas de HXLPE mostraron un incremento en los valores de 4.88 ± 0.27 HV y 4.80 ± 0.20 HV y 0.86 ± 0.02 GPa y 0.83 ± 0.03 GPa, respectivamente. Se observó una ligera reducción de la microdureza y del módulo de elasticidad antes y después de las pruebas de desgaste de UHMWPE y HXLPE.

6.2 Comportamiento tribológico y daño superficial de UHMWPE y XLPE

La comparación de resultados de CMM con 11,000 puntos de cada copa y copa y cabeza analizados de UHMWPE y HXLPE aparece en la Figura 41.

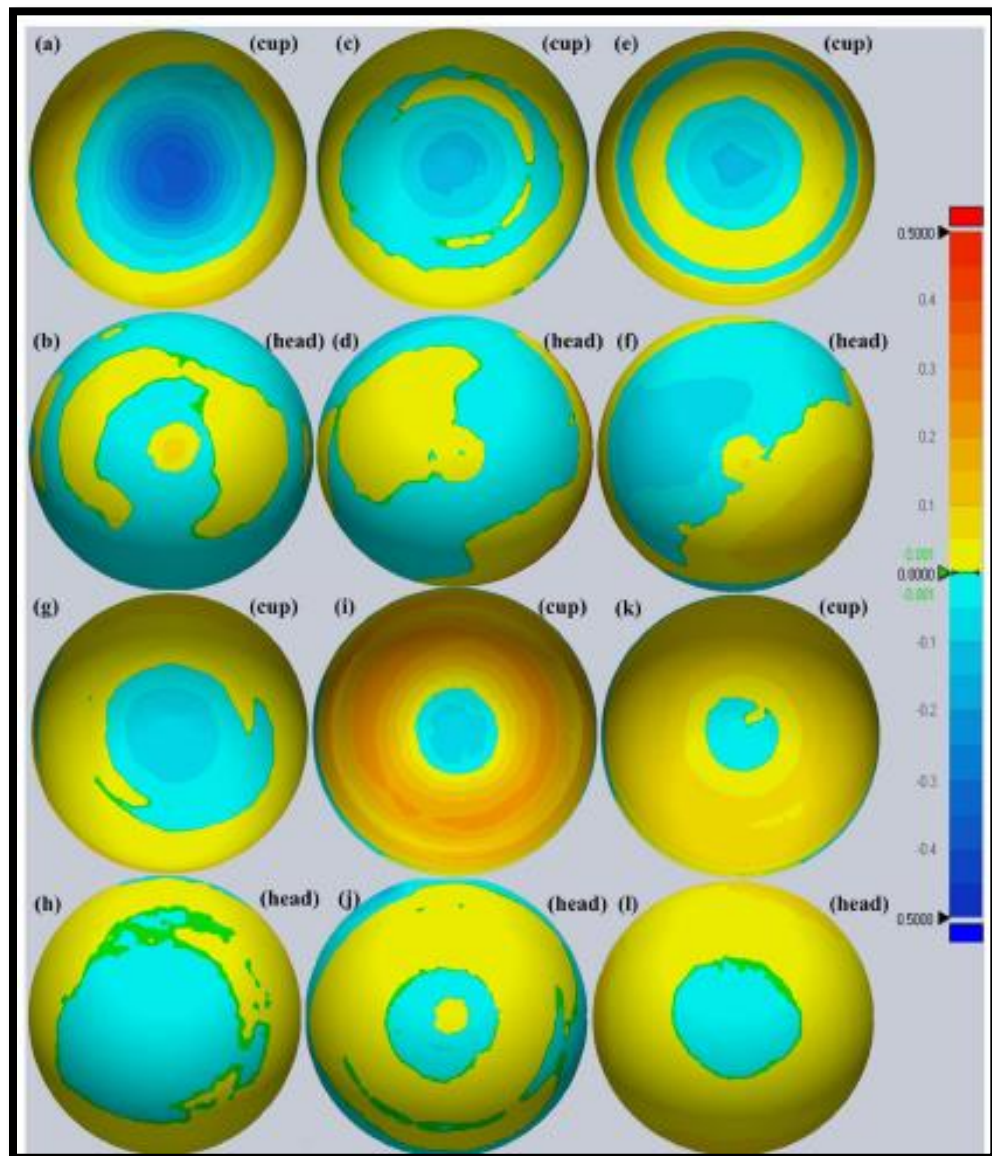


Figura 41. Mapeo del desgaste de copas y cabezas de UHMWPE (a-f) y HXLPE (g-l).

Un estudio reciente realizado por Uddin y cols.¹²⁷ indicó que el número mínimo de puntos de escaneo por CMM podría ser de 10,000, lo cual es suficiente para determinar el desgaste, teniendo un efecto despreciable sobre las variaciones del desgaste volumétrico y lineal de los implantes de cadera. Los patrones de desgaste lineal se muestran con mapas de colores de la superficie de la copa y la cabeza de las parejas analizadas. El desgaste lineal indica la condición de las superficies de los pares analizados y representa la pérdida de masa después de la prueba de desgaste. Las superficies dañadas se representan con dos escalas referenciadas por 0.0 de la superficie no desgastada. Los cambios dimensionales representados con la escala de azules para las copas acetabulares indica el desgaste lineal actual representando la pérdida de masa.

De la misma manera, los cambios dimensionales representados con la escala de azules de las cabezas femorales indica el desgaste lineal actual. La pérdida lineal medida usando la máquina de medición de coordenadas (CMM), mostró un patrón de daño por desgaste disperso más profundo en el centro de la copas y desgaste alrededor de las cabezas de UHMWPE (Figura 41 (a)-(f)). Mientras que, la Figura 41 (g) a (l) mostró un menor desgaste lineal de la concavidad de las copas con menor desgaste severo de la cabeza en los pares de HXLPE, de acuerdo a los resultados obtenidos por las mediciones de CMM. Los resultados de los pares de HXLPE fueron similares a los reportados en la literatura.¹²⁸

La pérdida de masa del espaciador total de cadera para la copa y cabeza acetabular de UHMWPE y HXLPE se muestran en la Figura 42 (a) y (b).

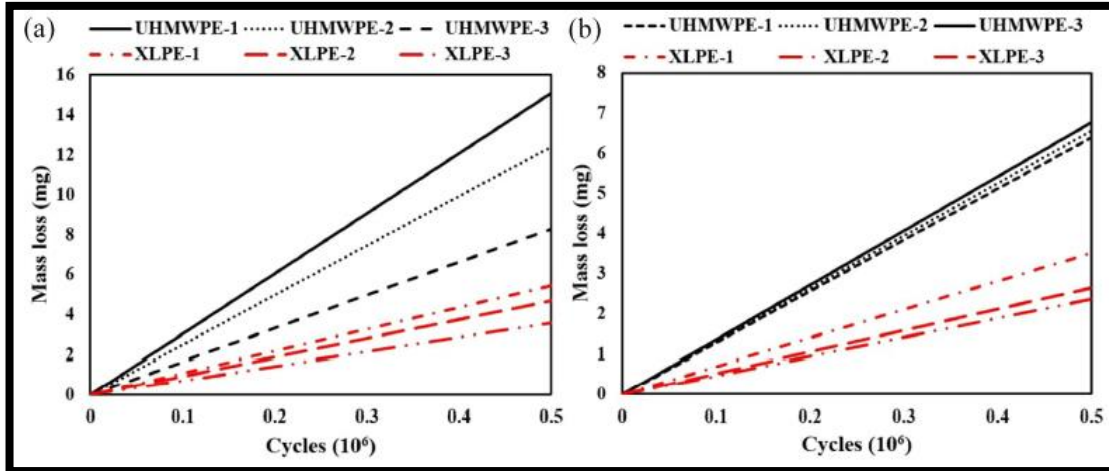


Figura 42. Pérdida de masa de las muestras del espaciador total de prótesis de cadera: (a) copas acetabulares y (b) cabezas femorales. Líneas negras corresponden a UHMWPE y líneas rojas corresponden a HXLPE.

El mapeo de los valores de desgaste de las copas y las cabezas fue usado para obtener la pérdida de masa de UHMWPE-1, UHMWPE-2, y UHMWPE-3, mostrando valores mayores de pérdida de masa promedio debido a las pruebas de desgaste en el simulador de 11.91 ± 3.43 mg para las copas y 4.57 ± 0.92 para las cabezas. Mientras que, los resultados de desgaste para XLPE-1, XLPE-2, y XLPE-3 mostraron una reducción significativa, con valores medios de pérdida de masa de 6.59 ± 0.14 para las copas y 2.82 ± 0.59 mg para las cabezas. Esta tendencia puede ser observada en la Figura 41, donde la reducción del desgaste por mapeo de los pares de HXLPE fue probablemente causado por una mayor resistencia al desgaste de las cadenas poliméricas del polietileno, producida por el proceso de entrecruzamiento molecular por irradiación gamma.

Se analizaron las rayaduras en la superficie de los implantes de polietileno por microscopía electrónica de barrido, las cuales fueron visibles en la dirección anteroposterior y rotacional de acuerdo con los movimientos bajo la simulación de control de desplazamiento del simulador de prótesis de cadera FIME II, como se muestra en la Figura 43.

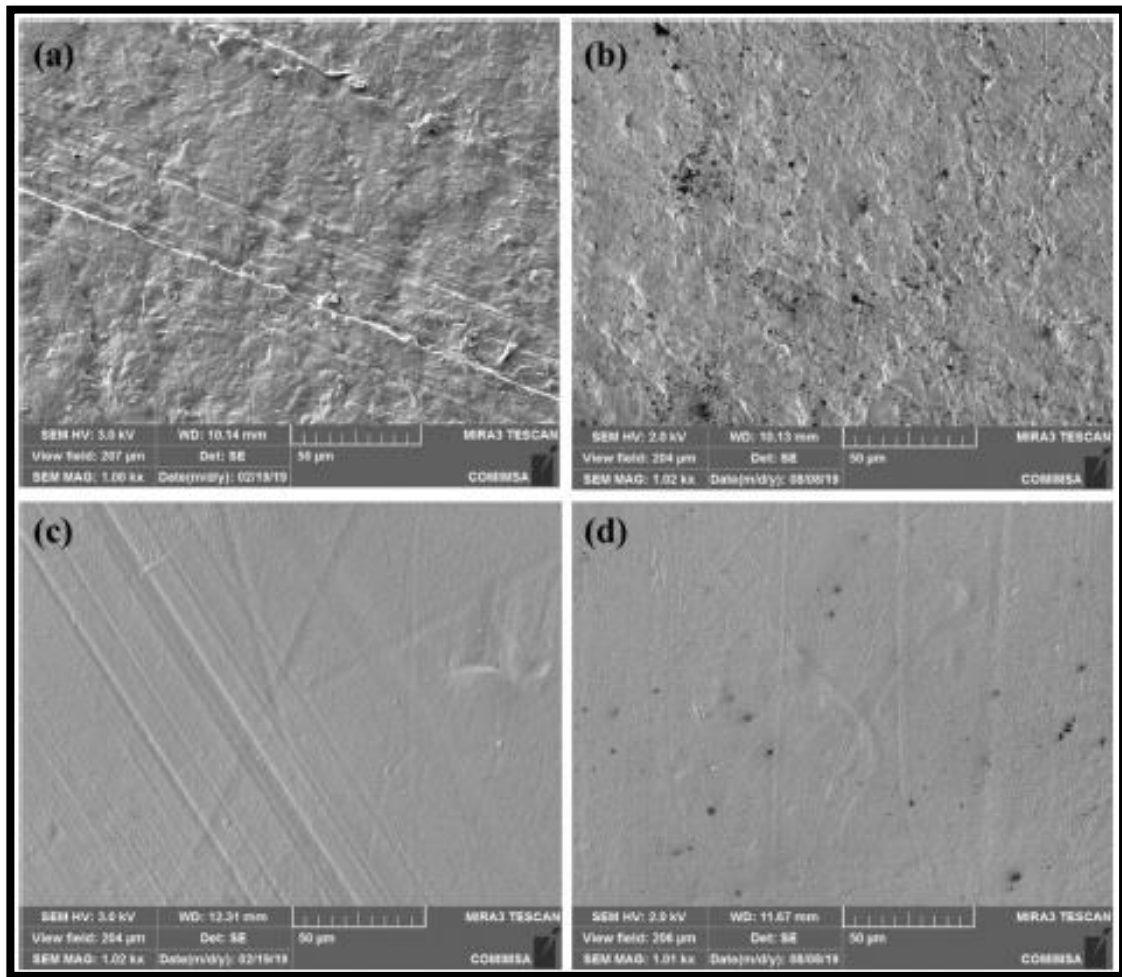


Figura 43. Rayaduras de superficie observadas por microscopía electrónica de barrido sobre las superficies desgastadas de las copas y cabezas de UHMWPE (a y b) y de HXLPE (c y d), respectivamente.

Las superficies en la Figura 43(a) y (b) mostraron daño severo de la zona de la concavidad de la copa y la cabeza de UHMWPE-1. Por ello, es posible observar el mecanismo de contacto in vitro caracterizado por adhesión. En contraste, se observó una reducción del daño en la zona de la concavidad de la copa y la cabeza del par de HXLPE-1, como se muestra en la figura 43(c) y (d) caracterizado por “microarado” (microplowing, en inglés), que es un submecanismo del desgaste por abrasión. Las rayaduras de desgaste de los pares de HXLPE mostraron el patrón de movimiento de las pruebas controladas de simulación in vitro. Las muestras de HXLPE presentaron una superficie más suave (menos desgastada) en comparación con las de UHMWPE debido al bien conocido mejoramiento de las propiedades mecánicas del polietileno por la irradiación y el proceso de entrecruzamiento molecular. Este proceso asiste el consumo de radicales libres inducidos por radiación a través de reacciones de entrecruzamiento molecular que generan una estructura molecular resistente brindando una resistencia estable al desgaste.

Capítulo VII

7. Discusión

7.1 Propiedades mecánicas, químicas y de desgaste

En el presente estudio, se propone el uso de pares de fricción de HXLPE para un espaciador total de cadera de corto plazo, debido a su mejor resistencia al desgaste. Es posible observar que la prueba in vitro de desgaste del UHMWPE mostró daño severo en las zonas de contacto de la copa acetabular y la cabeza femoral. En contraste, se observó un menor daño por desgaste en las zonas de contacto de la copa acetabular y de la cabeza HXLPE con entrecruzamiento molecular.

Aunque nuestro estudio muestra resultados preliminares, se puede concluir que este par de fricción podría ser usado para un espaciador total de cadera provisional. Los polímeros, como pares de fricción, han ganado un mayor interés en los últimos años para prótesis de rodilla y espaciadores temporales.¹²⁹⁻¹³¹

Las propiedades mecánicas del HXLPE confirman que el incremento en la resistencia de la estructura molecular se debe al entrecruzamiento por la radiación gama.

Los resultados obtenidos en el presente estudio sobre el módulo de elasticidad y la dureza del UHMWPE y HXLPE coinciden de manera cuantitativa con aquellos reportados en la literatura.^{132, 133}

El espectro FTIR de las muestras de UHMWPE no presentó picos en la región entre 1720 y 1730 cm^{-1} , lo que significa que el polímero no fue oxidado ya que esta región contiene los picos asociados con la formación de grupos químicos que contienen oxígeno. Además, se observó una ligera diferencia del HXLPE en el rango de 1689 a 1756 cm^{-1} . Este comportamiento puede ser atribuido a la oxidación de HXLPE.^{134,135,136,137,138}

Incluso el estado postradiación de UHMWPE provee una resistencia al desgaste estabilizada. Dicho proceso provoca el consumo de radicales libres inducidos por radiación a través de las reacciones de entrecruzamiento que generan una estructura molecular resistente a mecanismos de deslizamiento multidireccional, como mecanismo de desgaste.

Es bien sabido que la densidad de entrecruzamiento se encuentra fuertemente relacionada con la resistencia al desgaste de UHMWPE.^{139,140} Por ello, las menores tasas de desgaste observadas para HXLPE en comparación con UHMWPE son consecuencia del entrecruzamiento molecular inducido por radiación. La tendencia en la reducción del desgaste medido por mapeo de los

pares de HXLPE fue causado por el incremento en la fuerza de las cadenas poliméricas producido por el entrecruzamiento molecular provocado por la radiación gama.¹⁴¹

En el presente estudio, se propone el uso de HXLPE como par de fricción para espaciadores totales de cadera temporales. Sin embargo, se necesitan mayores estudios para expandir el efecto del comportamiento tribológico de un par de fricción de HXLPE contra sí mismo.

Capítulo VIII

8. Conclusión

El presente trabajo muestra resultados prometedores del par de fricción de HXLPE contra sí mismo, como una alternativa de par de fricción para un espaciador total de cadera temporal de corto plazo debido a su mejor resistencia al desgaste en comparación con UHMWPE, confirmando la hipótesis del presente trabajo.

En este estudio, se utilizó un simulador de prótesis de cadera para analizar las características tribológicas de un espaciador total de cadera.

Basado en este estudio, podemos destacar las siguientes conclusiones:

1. La medición del desgaste por mapeo con una máquina de medición de coordenadas (CMM) determinó un patrón de desgaste disperso más profundo en el centro de las copas, y desgaste alrededor de las cabezas de los pares de UHMWPE.

Se presentó una menor tendencia en la pérdida de masa en la concavidad de las copas y menos desgaste en las cabezas de los pares de HXLPE. La pérdida de masa para los pares de UHMWPE fue de 11.91 ± 3.43 mg para

las copas y de 4.57 ± 0.92 mg para las cabezas. Mientras que los resultados de desgaste para los pares HXLPE mostraron una reducción significativa, con valores de pérdida de masa promedio de 6.59 ± 0.14 mg para las copas y 2.82 ± 0.59 mg para las cabezas.

Las rayaduras por daño a la superficie del UHMWPE y HXLPE fueron confirmadas por microscopía electrónica de barrido, logrando observar un menor daño superficial en las muestras de HXLPE.

2. El espectro infrarrojo FTIR mostró picos de oxidación entre 1600 y 1800 cm^{-1} , asociados con el proceso de entrecruzamiento molecular de UHMWPE.

Las bandas Raman detectaron diferencias significativas a 1460 , 1440 , 1416 , 1060 cm^{-1} , correspondiendo con cambios en el entrecruzamiento molecular del polietileno irradiado con radiación gama.

3. Los resultados de microdureza y módulo de elasticidad, antes y después de las pruebas de desgaste de las muestras de UHMWPE, fueron 3.42 ± 0.18 HV y 3.35 ± 0.12 HV y 0.59 ± 0.01 GPa y 0.58 ± 0.005 GPa, respectivamente.

Mientras que la microdureza media y módulo de elasticidad antes y después de las pruebas de desgaste de las muestras de HXLPE mostraron un incremento en los valores de 4.88 ± 0.27 HV y 4.80 ± 0.20 HV y de 0.86 ± 0.02 GPa y 0.83 ± 0.03 GPa, respectivamente.

4. Los resultados arriba mostrados muestran la viabilidad de un par de fricción de HXLPE contra sí mismo para un espaciador total de cadera temporal de corto plazo.

5. El presente estudio muestra resultados preliminares, por lo que se requieren mayores estudios para poder determinar la viabilidad del par de fricción HXLPE contra sí mismo para espaciadores totales de prótesis de cadera.

Capítulo IX

9. Anexos

9.1 Publicación del presente trabajo en Revista Indexada

Revista: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. Impact Factor: 1.763

9.2 Graphical abstract



Original Article

Institution of
**MECHANICAL
ENGINEERS**

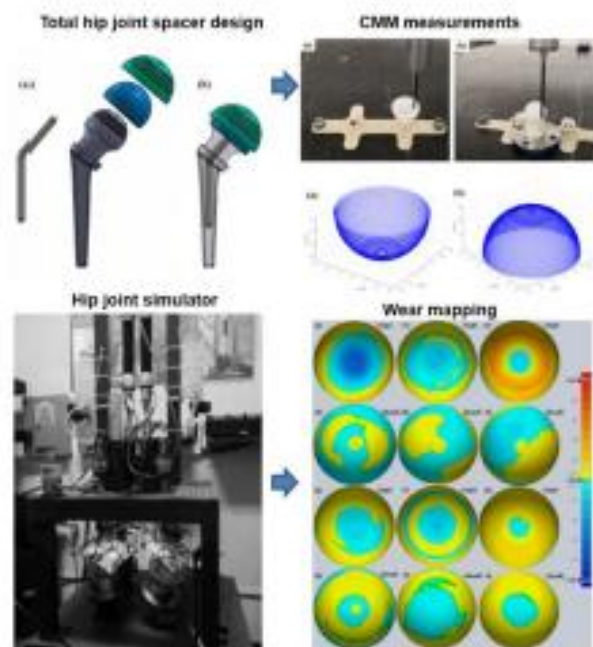


Preliminary tribological results of a new total temporary hip joint prosthesis spacer

Proc Instn Mech Engrs Part H
J Engineering in Medicine
2021, Vol. 234(9) 1126–1139
© IMechE 2021
Article reuse guidelines:
sagepub.com/journalsPermissions
DOI: 10.1177/09546181211117965
journals.sagepub.com/home/peh

Carlos Enrique González Rivera¹ , Marco Antonio Loudovic Hernández Rodríguez², Melvyn Alvarez-Vera³ , Tomás Ramos Morales¹, José Félix Vilchez Cavazos¹, Osmel Pérez Acosta², Ernesto Lorenzo Bonet², Luis Francisco Ramos de Valle⁴ and David Hinojosa Blandon⁵

Graphical abstract



¹Hospital Universitario, Facultad de Medicina UANL, Nuevo León, México

²WIM-COET, Universidad Autónoma de Nuevo León, Nuevo León, México

³Departamento de Ingeniería Industrial y Medicina, Universidad de las Américas Puebla, UDAPE, Cholula, Puebla, México

⁴Centro de Investigación en Química Aplicada, CIQA, Saltillo, Coahuila, México

⁵Universidad La Salle Saltillo, Coah, México

Corresponding author:

Melvyn Alvarez-Vera, Departamento de Ingeniería Industrial y Medicina, Universidad de las Américas Puebla, UDAPE, Ex-Hacienda Santa Catarina Mérida Cholula, Puebla 72810, México.
Email: melvyn.alvarez@udape.mx

9.3 Texto completo

Abstract

Temporary antibiotic-loaded cement spacers are widely used for treating chronic periprosthetic hip infections. The aim of this study is to evaluate the short-term tribological performance of ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) and (80Co) gamma-irradiated cross-linked UHMWPE (XLPE) self-mated systems as frictional pairs for temporary total hip spacers. A three-sectal hip joint simulator, RME II, was used to test the UHMWPE and XLPE self-mated systems under variable load profiles. A fetal bovine serum solution was used as a lubricant. After simulation tests, wear measurements of damaged coupled surfaces were made with a coordinate measuring machine. Finally, surfaces were characterized with scanning electron microscopy, Raman spectroscopy, Fourier transform infrared spectroscopy, and nanoindentation tests. The mass loss test results for UHMWPE were 11.91 ± 3.43 mg for the cups and 4.57 ± 0.92 mg for the heads. Whereas, the results for XLPE showed a significant reduction, with mean mass loss values of 6.59 ± 0.14 mg for the cups and 2.82 ± 0.59 mg for the heads, suggesting the viability of the self-mated XLPE contact pair for a temporary total hip spacer.

Keywords

Cross-linked UHMWPE, hip prostheses spacer, hip joint simulator, friction pair, tribology of materials, orthopedic materials

Date received: 21 August 2021; accepted: 17 July 2022

Introduction

A degenerative joint disease of the hip, known as coxarthrosis, is a frequent musculoskeletal system pathology. It occurs in more than 50% of the population over 60 years.¹ This disease causes mechanical pain and functional impairment in patients, preventing them from carrying out day-to-day activities and, therefore, significantly reducing their quality of life during their productive years.^{2,3} Joint replacement with a total hip prosthesis is a definitive treatment for the degenerative joint disease of the hip.⁴ The *Lancet* described total hip replacement as the "Operation of the Century" because of its high success rates and great durability over time, improving the quality of life of hundreds of thousands of patients worldwide.⁵ In the United States alone, there were an estimated 470,500 hip replacements in 2013. This number is expected to increase by 572,000 in the year 2030.^{6,7} The above represents a very significant economic burden for the health systems of any country, given that these procedures are expensive.^{8,9} Despite the great durability of hip prostheses, they have several failure mechanisms, usually in the long term, which leads to increasingly higher revision rates.¹⁰ The most common failure mechanism is a loosening of the prosthesis due to the release of polyethylene particles that cause inflammation at the bone-implant interface, producing osteolysis.¹¹ Because of this, the polyethylenes used in hip replacements are subjected to irradiation and heating processes to generate cross-linking between the polymer molecules, achieving high wear resistance and lowering loosening rates.¹² Periprosthetic infections represent another failure mechanism and one of the most catastrophic and difficult to manage complications after total hip arthroplasty. The incidence of

infections associated with hip prostheses is in the range of 0.3%–2.9%.¹³ Standard management involves performing a two-stage prosthetic exchange, consisting of removing the infected prosthesis, performing wide debridement, and placing a spacer, followed by the reimplantation of new components during a second stage.¹⁴ The spacer allows the local release of an antibiotic to the infected tissues and preserves the space, giving the patient a certain degree of functionality of the affected hip for both movement and load.¹⁵ The use of spacers to manage periprosthetic hip infections has success rates greater than 90% for the resolution of this type of complication.¹⁶ However, these spacers have multiple types and designs, which can be prefabricated or manufactured during the surgery; this means there is no ideal spacer design. In the case of prefabricated hip prosthesis spacer, they have a perfect geometry which allows a very reproducible implantation technique, but they have the disadvantage of a fixed antibiotic dose that cannot be modified, which could not be ideal for a specific microorganism. On the other hand, the hip spacers that are manufactured in the surgery room can be added with different and higher antibiotics doses depending on the causative microorganism, but they have the disadvantage of being handmade, which make them very variable in geometry. The spacers can be classified as articulated or not articulated (static). The articulating ones can be subclassified based on their friction surfaces as metal-polyethylene¹⁷ and cement-bone.^{18,19} In addition, the cement-bone spacers can be prefabricated²⁰ or handmade.²⁰ The latter can present several issues due to inconsistent design and geometry, which can produce unpredictable outcomes. The

spacers used to treat periprosthetic infections are implanted for time-varying periods, ranging from 2 to 6 months.

In this sense, the present work proposes a functional hip spacer design, which includes a bone cement polymethylmethacrylate (PMMA) body, but it has also a friction pair based on polyethylene-polyethylene. In this way there is no direct friction between the cement head against the host bone. In our design the spacer head is coated with polyethylene cap and it includes a polyethylene acetabular cup which is cemented in the host acetabulum. This would produce more predictable outcomes regarding spacer function, reducing acetabular bone loss, friction, patient crepitation feeling, and the possibility of spacer dislocation. The present study is based on investigating the tribological behavior of a self-mated ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) against a UHMWPE friction pair and a self-mated of cross-linked UHMWPE (XLPE) against an XLPE friction pair at a low number of cycles, to lay the foundation for the development of an articulated spacer with a contact pair based on polymers. The work outlined in this paper proposes the use of a self-mated contact pair of UHMWPE and a self-mated contact pair of XLPE. Our hypothesis is that a self-mated contact pair of UHMWPE for a total hip spacer will not be sufficient for using it as friction pair for this purpose due to its lower wear resistance, in comparison to XLPE, which has a better wear resistance profile and, thus this material could be used as a short-term total hip prosthesis spacer friction pair. This work is a study performed in a hip joint simulator focused on analyzing the tribological characteristics of a total hip prosthesis spacer based on UHMWPE and XLPE contact pairs.

Materials and methods

A virtual design of a total hip prosthesis spacer was created with commercial computer-aided design CAD software. The spacer consists of a polymethylmethacrylate (PMMA) femoral stem reinforced with a 316L stainless steel stem that includes a femoral head in a monobloc model, an XLPE femoral head coating and a XLPE acetabular cup friction pair. This kind of spacer was designed to restore joint movement after removing an infected hip prosthesis.

The design features of the proposed total hip prosthesis spacer are shown in Figure 1(a). The PMMA femoral component (gray) is a monobloc hemiprosthesis design that includes a femoral head and neck, a neck base and stem, with the central structure reinforced with a 316L stainless steel rod (gray). The XLPE femoral head (blue) is included in the construct during the cement setting phase, which produces the entire femoral component. The XLPE acetabular cup (green) is cemented to the bony acetabulum; the XLPE femoral head is then reduced into the XLPE acetabular

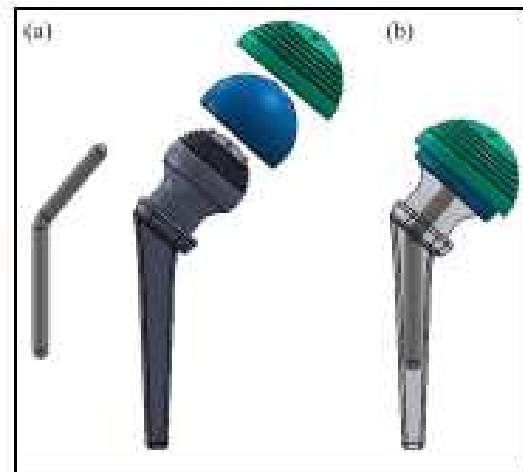


Figure 1. Design features of the proposed total hip prosthesis spacer: (a) enlarged view of total hip prosthesis spacer: PMMA femoral component (gray), 316L stainless steel rod (gray), XLPE femoral head (blue), XLPE acetabular cup (green) and (b) assembled total hip prosthesis spacer.

component, obtaining the assembled entire total hip prosthetic spacer as shown in Figure 1(b).

The proposed total hip prosthesis spacer is manufactured intraoperatively on a back table using molds, integrating the XLPE femoral coating component and the steel stem during the molding and setting process of the PMMA-based bone cement. Once the cement is set, the spacer is implanted as a cemented total hip prosthesis using the technique described by Hofmann et al.²¹ Interdigitation of cement into the bone surface is not allowed. The acetabular XLPE component is precoated at 2 min with antibiotic-impregnated cement (one 40 g bag of bone cement combined with 2–4 g of vancomycin or 4.8 g of tobramycin) in a low viscosity state, assuring adherence to the polyethylene cup. Once the cement reaches a doughy consistency, it is gently inserted into the acetabulum in 10° anteversion and 40° horizontal tilt as shown in the virtually implanted CAD of the femur and pelvis models in Figure 2. Similarly, the entire femoral polymethylmethacrylate stem is coated with low-viscosity cement using a second batch of antibiotic-laden cement. Once the cement becomes doughy, the component is inserted to the appropriate anteversion and depth.

For the tribological analysis, six cup and head couples 31.6 mm in diameter were manufactured using a medical-grade rod of GUR1020 ultra-high-molecular-weight polyethylene UHMWPE. The cup and head couples were machined and finished in a computer numerical control machine (CNC), Hitachi Seiki HT20SII, following controlled implant specifications with a diametric clearance of 200 µm. A coordinate measuring machine (CMM), Zeiss Contura G2, was

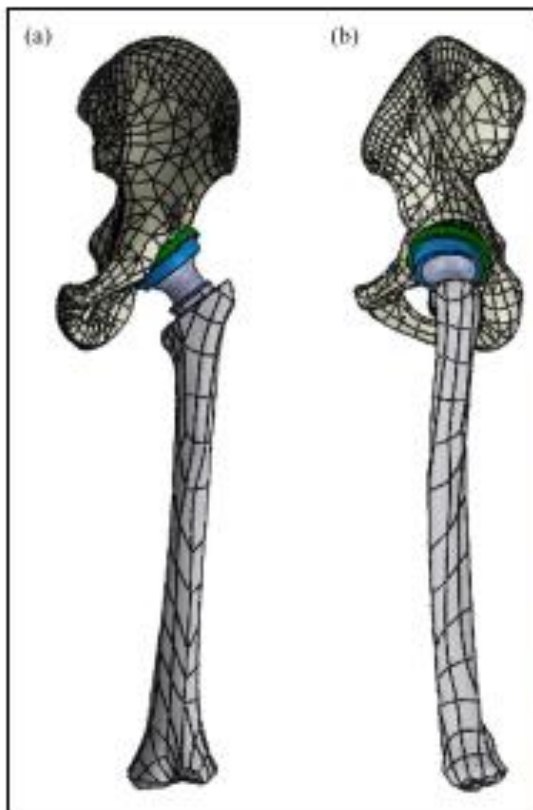


Figure 2. Neutral orientation of the proposed total hip prosthesis spacer virtually implemented (a) Frontal and (b) lateral view.

used to measure radial clearance and sphericity before the samples were subjected to wear tests (see Figure 3). A total of 11,000 points were determined for each sample measurement to obtain a reliable initial profile. The CMM measurements for the cup (a) and head (b) are

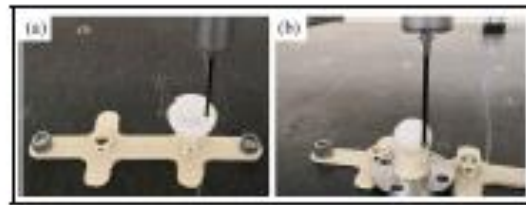


Figure 3. Coordinate measuring machine (CMM) surface measurement procedure of cup (a) and head (b) for a total hip prosthesis spacer prior to wear tests.

shown in Figure 4, and were plotted before and after the wear tests using MATLAB R2010b software. The linear and volumetric wear patterns were determined by using Geomagic Design software. The mass loss was calculated by using a density value of 0.934 mg/mm^3 . Roughness was determined before and after the wear tests with a surface roughness measuring tester, Mitutoyo Surftest SJ-210. Three manufactured cup and head UHMWPE couples were cross-linked with a 50-kGy radiation dose with a Gamma Irradiator JS6500 using Cobalt-60 (^{60}Co). The dose range was 50.76–51.63 kGy for the joint couple samples from the experimental wear tests.

The wear tests of the six couples were performed in the running-in stage region up to 0.5×10^6 cycles^{22,25} in the three-axis FIME II hip joint simulator (see Figure 5). The procedure and description of the hip joint simulator test have been previously described in works by the authors.^{24,25} The loading parameters for wear-testing were developed in accordance with ISO 14242-1:2014.²⁶ The self-mated UHMWPE and XLPE implants were mounted with the acetabular cups above the femoral heads. Bovine serum (Gibco™) diluted in deionized water at a concentration of 30 g/l according to ISO standard 14242-1:2014²⁶ was used as a lubricant. In addition, streptomycin (0.6 wt %) was added as an antimicrobial agent

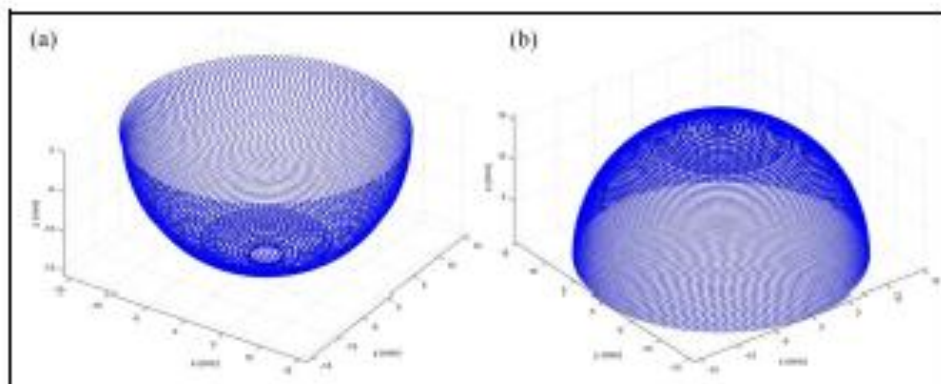


Figure 4. Coordinate measuring machine plots of the cup (a) and head (b) surface prior to wear tests.

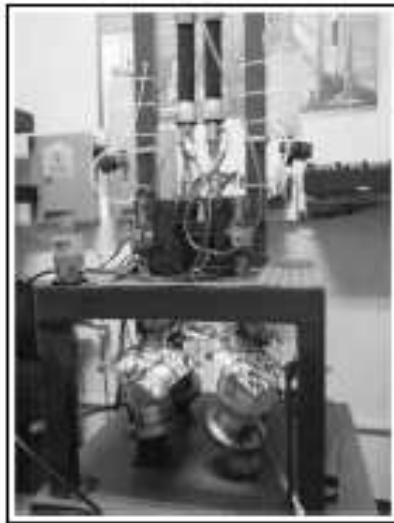


Figure 5. Three-axis FINE II hip joint simulator.

After wear tests, the implants were soaked and carefully cleaned in water. The samples were then scanned using a Mitutoyo Zeiss Contura G2. A total of 11,000 points were determined for each measurement to obtain a reliable profile of the worn samples. The procedure was repeated from 0.25×10^6 cycles to 0.5×10^6 cycles to determine the linear wear depth. The CMM measurements were recorded, processed, and analyzed before the hip joint simulator tests and after the wear test using the commercial software Geomagic DesignTM X, 3D Systems version 5.0. This comparison was made to evaluate the wear of the total hip prosthesis spacer based on a UHMWPE and XLPE friction pair. Nanoindentation was tested with an Rtec Instrument indentation and scratch tester using a 50 mN load for 15 s with three nanoindentations for each sample. Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) was performed for the UHMWPE and XLPE samples using a FTIR Nicolet 550 spectrometer from 600 to 4000cm^{-1} . Raman spectra were collected with a RENISHAW micro Raman Spectrometer from 1000 to 1500cm^{-1} . The excitation source was a monochromatic helium-neon laser at a wavelength of 632.8 nm. The laser power on UHMWPE and XLPE was about 50 mW for 25 s.

Results and discussion

Characterization of materials

The FTIR spectra of UHMWPE and XLPE with gamma irradiation before and after the wear test are shown in Figure 6(a). The peaks at 1716cm^{-1} have been attributed to the carbonyl group (Figure 6(a)).²⁷ In addition, peaks at 1742 and 3404cm^{-1} correspond

to esters and OH groups. Oxidation peaks have been reported in the range of 1689 and 1756cm^{-1} and focus on a peak at 1740cm^{-1} .²⁸ Furthermore, oxidation reactions are known to be present in irradiated fibers. The material modification is evidenced for the cross-linked PE process, in accordance with Forster et al.,²⁹ showing oxidation peaks between 1600 and 1800cm^{-1} associated with the gamma irradiation XLPE process. The wear test does not generate significant changes on UHMWPE samples as shown in Figure 6(a). In addition, slight difference of XLPE was observed in the range of 1689 and 1756cm^{-1} . This behavior may be attributed to oxidation of XLPE as shown in Figure 6(b). The typical Raman spectra recorded on the control UHMWPE and XLPE before and after the wear test are shown in Figure 6(c) and (d). Three sub-regions of the spectra have been reported in the literature showing a relationship between the Raman bands and the vibrational modes of UHMWPE between 1000 and 1500cm^{-1} corresponding with region (1) from 1000 to 1150cm^{-1} represented by the C-C stretching vibration mode, region (2), from 1250 to 1350cm^{-1} denominated $-\text{CH}_2-$ twisting vibration, and region (3), from 1350 to 1500cm^{-1} corresponding to $-\text{CH}_2-$ bond wagging.^{28,30,31} Furthermore, it has been reported³² that in these three different regions, the bands sensitive to crystallinity appeared to be at 1416 , 1295 , 1130 , and 1060cm^{-1} . The recorded spectra showed the bands of the cross-linked PE samples with a higher intensity than those of the UHMWPE sample. There were significant differences in band wavenumber at 1460 , 1440 , 1436 , and 1060cm^{-1} , corresponding to changes of the cross-linked process with gamma irradiation.

The average change dimensions before and after wear of the total hip prosthesis spacer for each joint couple are summarized in Table 1. The difference between initial and final dimensions for arithmetical mean roughness R_a and 10-point-height roughness R_z , radial clearance and sphericity for UHMWPE-1, UHMWPE-2, and UHMWPE-3 after wear tests showed higher values resulting from the hip simulator test, showing 0.11 , 1.01 , 2.99 , and $3.1\text{ }\mu\text{m}$, respectively. On the other hand, the difference between initial and final dimensions roughness, radial R_a and R_z , radial clearance and sphericity showed a significant reduction for XLPE-1, XLPE-2, and XLPE-3, with mean values of 0.044 , 0.405 , 0.96 , and $1.4\text{ }\mu\text{m}$, respectively.

The results of the nanoindentation depth before and after wear tests of UHMWPE and XLPE are shown in Figure 7. Typical loading and unloading curve indentation response of materials for UHMWPE show deeper indentation values before and after wear tests from 8816 to 9371 nm and from 8910 to 9603 nm , respectively (see Figure 7(a)). Meanwhile, the response of the loading and unloading curve for XLPE showed a reduction of indentation depth values before and after wear tests from 7461 to 8217 nm and from 7624 to 8104 nm , respectively (see Figure 7(b)).

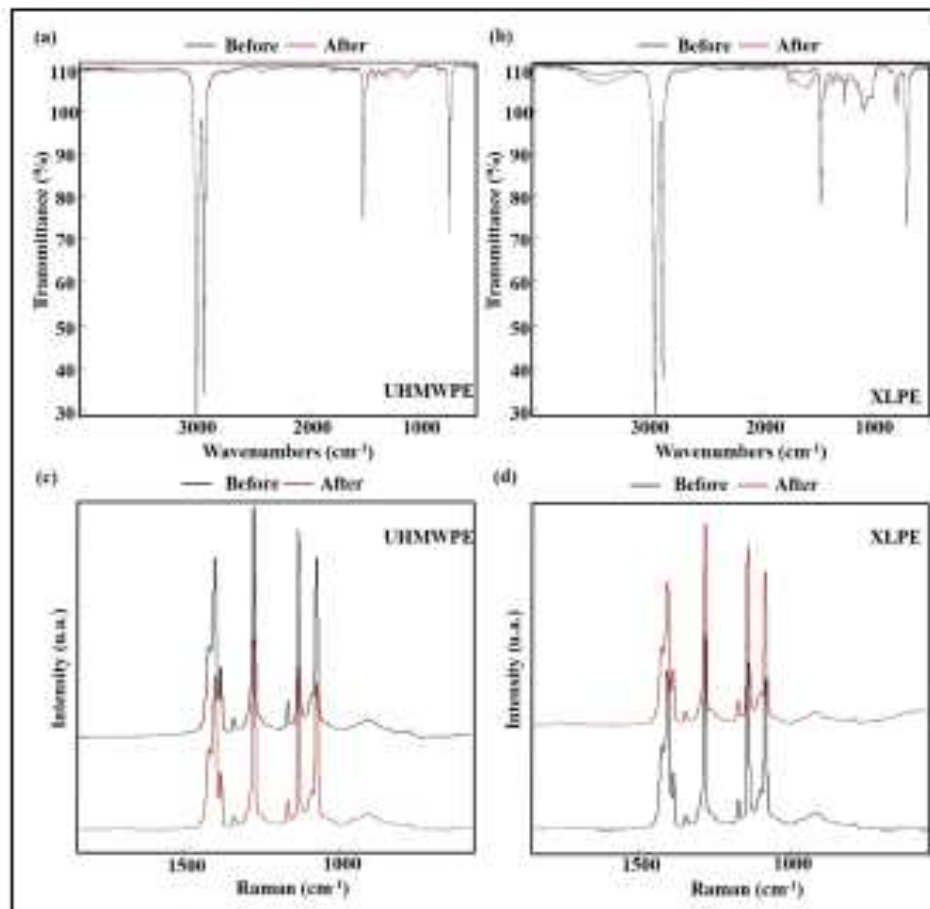


Figure 6. Fourier transform infrared spectroscopy spectra for UHMWPE (a) and XLPE (b) and Raman spectra for UHMWPE (c) and XLPE (d) before and after wear test.

Table 1. Dimensions changes before and after wear of the total hip prosthesis spacer.

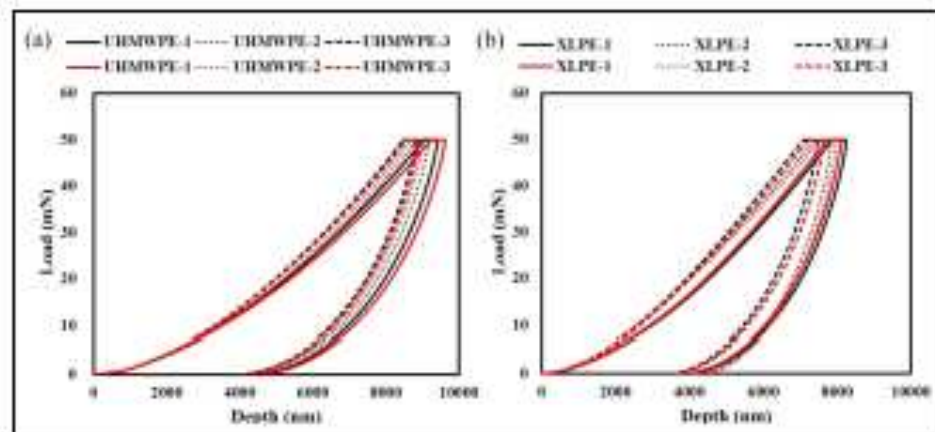
Sample	Roughness				Radial clearance		Sphericity	
	Before		After		Before	After	Before	After
	Ra (μm)	Rz (μm)	Ra (μm)	Rz (μm)	Cr (μm)	Cr (μm)	(μm)	(μm)
UHMWPE-1	0.031	0.255	0.153	1.375	105.3	108.2	8.4	10.2
UHMWPE-2	0.026	0.209	0.125	1.118	108.7	110.7	9.5	13.7
UHMWPE-3	0.037	0.310	0.148	1.329	112.1	115.9	10.2	13.6
XLPE-1	0.028	0.227	0.082	0.723	106.2	107.1	8.8	9.7
XLPE-2	0.033	0.273	0.072	0.631	96.4	97.6	6.7	8.2
XLPE-3	0.029	0.237	0.068	0.595	109.9	110.7	7.4	9.4

The indentation depth, microhardness, and elastic modulus of UHMWPE and XLPE are referenced to assess the properties of wear resistance (Table 2). The mean microhardness and elastic modulus results before and after wear tests of UHMWPE samples were $3.42 \pm 0.18\text{HV}$ and $3.35 \pm 0.12\text{HV}$ and

$0.59 \pm 0.01\text{GPa}$ and $0.58 \pm 0.005\text{GPa}$, respectively. Meanwhile, the mean microhardness and elastic modulus before and after wear tests of the XLPE samples showed an increase trend values of $4.88 \pm 0.27\text{HV}$ and $4.80 \pm 0.20\text{HV}$ and $0.86 \pm 0.02\text{GPa}$ and $0.83 \pm 0.03\text{GPa}$, respectively. Slight reduction of

Table 2. Depth, microhardness, and elastic modulus values of the nanoindentation test.

Sample	Depth		Microhardness		Elastic modulus	
	Before (nm)	After (nm)	Before H (HV)	After H (HV)	Before E (GPa)	After E (GPa)
UHMWPE-1	9371	9603	3.29	3.22	0.57	0.58
UHMWPE-2	9166	9010	3.35	3.31	0.59	0.58
UHMWPE-3	8816	8910	3.63	3.47	0.61	0.59
XLPE-1	8217	8104	4.61	4.63	0.84	0.86
XLPE-2	7829	7965	4.89	4.74	0.86	0.79
XLPE-3	7461	7624	5.16	5.08	0.89	0.85

**Figure 7.** Nanoindentation depth before (black) and after (red) wear tests of (a) UHMWPE and (b) XLPE.

microhardness and elastic modulus results before and after wear tests of UHMWPE and XLPE samples was observed.

Tribological behavior and surface damage of UHMWPE and XLPE

A comparison of CMM results with 11,000 points of each analyzed cup and head and couple of UHMWPE and XLPE appears in Figure 8. A recent study by Uddin et al.³³ indicated that the minimum number of scanning points by CMM could be as low as 10,000, which is enough to determine wear, having a negligible effect on variations of linear and volumetric wear of hip implants. The linear wear patterns are shown with color maps on the surface of the cup and head for the analyzed couples. The linear wear indicates the condition on the couple surfaces and represents the mass loss after the wear test. The damaged surfaces are represented by two scales referenced by 0.0 on the unworn surface. The dimensional changes represented with the blue scale for the acetabular cups indicate the actual linear wear representing mass loss.

In the same way, the dimensional changes represented with the blue scale for the femoral heads indicate the actual linear wear. The linear loss measured using a CMM showed a deeper dispersed damage wear pattern in the center of the cups and wear around the UHMWPE heads (Figure 8(a)–(f)). Meanwhile, Figure 8(g) to (l) show the smaller trend of linear wear of the concavity formed on the cups with less severe wear of the head in XLPE couples, as obtained from CMM measurements. The results of XLPE couples were similar to those reported in the literature.³⁴

The total hip prosthesis spacer mass loss of acetabular cup and femoral head of UHMWPE and XLPE is depicted in Figure 9(a) and (b). The wear mapping values in the cup and head were used to obtain the mass loss for UHMWPE-1, UHMWPE-2, and UHMWPE-3 showing higher mean mass loss values from the hip simulator wear tests of 11.91 ± 3.43 mg for the cups and 4.57 ± 0.92 mg for the heads. Whereas, the wear results for XLPE-1, XLPE-2, and XLPE-3 showed a significant reduction, with mean mass loss values of 6.59 ± 0.14 mg for the cups and 2.82 ± 0.59 mg for the heads. This trend can be observed in Figure 8, where a

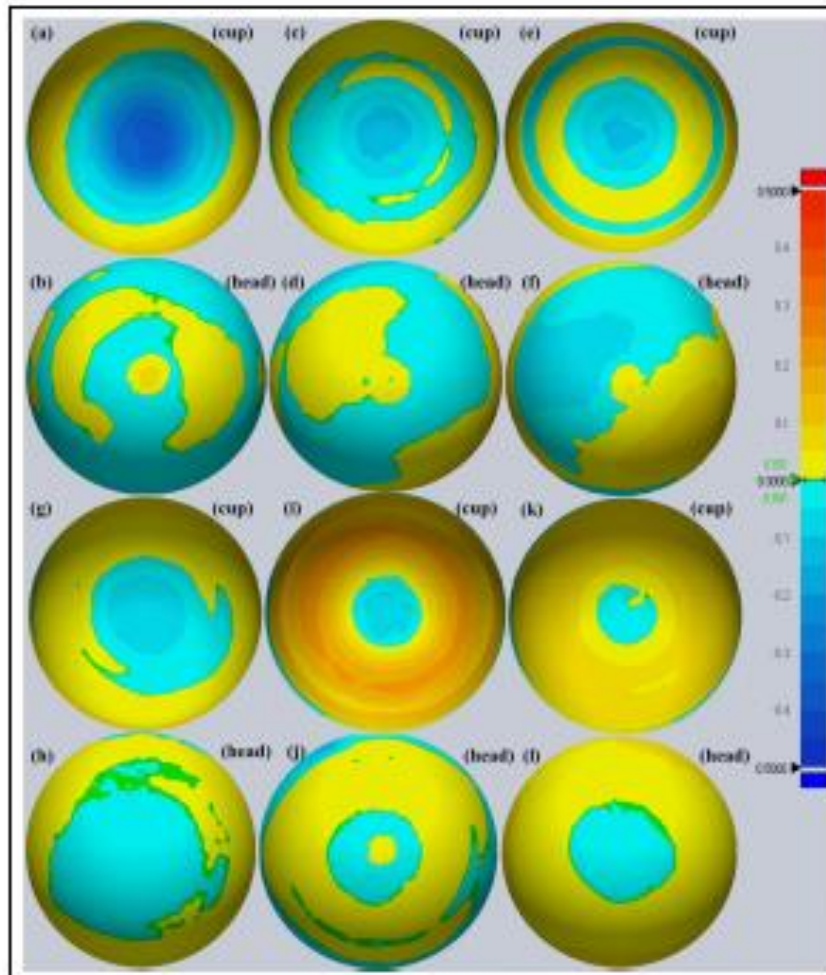


Figure 8. Wear mapping of the cup and head of UHMWPE (a-f) and XLPE (g-l).

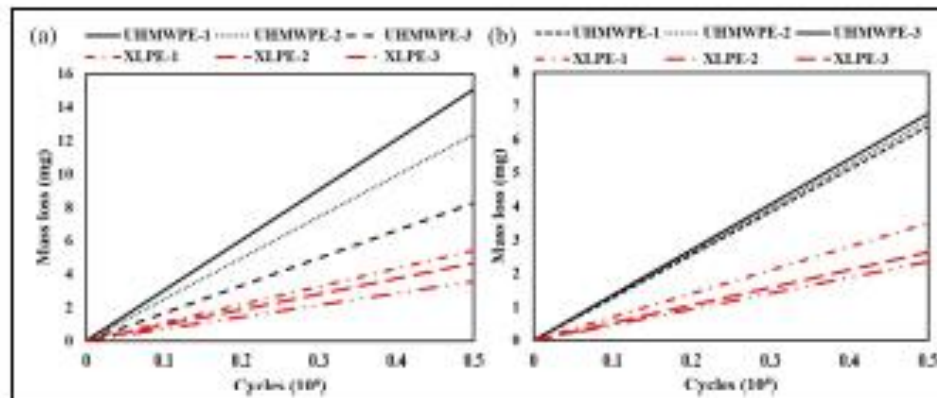


Figure 9. Mass loss of temporary hip joint spacer: (a) acetabular cup and (b) femoral head.

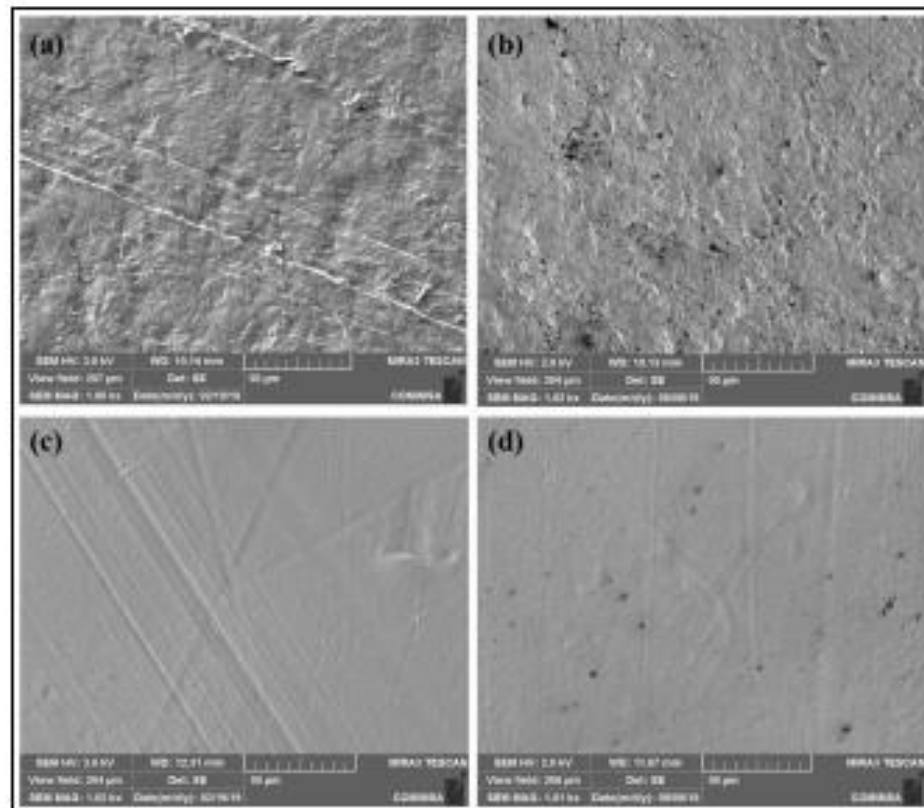


Figure 10. Scanning electron microscopy wear scratches on damaged surfaces of the cup and head of UHMWPE (a and b) and XLPE (c and d), respectively.

mapping wear reduction for XLPE couples was probably caused by the increased strength of the polymeric chains produced by gamma irradiation cross-linked process.

Scratches on the surface by scanning electron microscopy were visible along the anterior-posterior and rotational direction according to the movements under the displacement control simulation of the hip simulator, as shown in Figure 10. The surfaces in Figure 10(a) and (b) showed severe damage in the concavity zone of the cup and head of UHMWPE-1. Thus, it is possible to observe the *in vitro* contact mechanism characterized by adhesion. In contrast, reduced damage was observed in the concavity zone of the cup and head of the XLPE-1 couple, as shown in Figure 10(c) and (d) characterized by microplowing (which is a submechanism of abrasion). The wear scratches of XLPE couples showed the pattern following the movement under controlled simulation *in vitro* tests. The XLPE samples presents a smooth surface compared to UHMWPE due to the well-known enhancement of mechanical properties of irradiation and cross-linked process. This process assists the radiation-induced free radicals

consumption through cross-linked reactions that generate a resistant molecular structure providing stabilized wear resistance.

Discussion

Mechanical, chemical, and wear properties

In the present study, we propose the use of self-made XLPE friction pairs that can be used in a short-term total hip prosthesis spacer due to its enhanced wear resistance. It is possible to observe that the *in vitro* wear test of UHMWPE showed severe damage in the cup and head contact zone. In contrast, reduced wear damage was observed in the cup and head contact zone of the cross-linked XLPE couples. Although our study shows preliminary results, we can suggest that this friction pair could be used in short-term total hip prosthesis spacers. Polymers as friction pairs have gained more interest in the last few years for knee prostheses and temporary spacers.³⁵⁻³⁷

The mechanical properties for XLPE confirm the molecular structure resistance enhancement due to the

gamma-irradiated cross-linked samples. The results obtained in the present study for the elastic modulus and hardness of UHMWPE and XLPE agree quantitatively with those reported in the literature.^{38,39}

In FTIR spectrum UHMWPE samples does not present peaks in the region between 1720 and 1730 cm^{-1} stating that the polymer was not oxidized since this region contains peaks associated with the formation of chemical groups containing oxygen. On the other hand, slight difference of XLPE was observed in the range of 1689 and 1756 cm^{-1} . This behavior may be attributed to oxidation of XLPE.^{40–44} Moreover, post-irradiation of the UHMWPE provides stabilized wear resistance. Such a process assists the consumption of radiation-induced free radicals through cross-linked reactions that generate a molecular structure resistant to the multidirectional sliding wear mechanism. It is well known that the crosslink density is strongly correlated with the wear resistance of UHMWPE.^{45,46} Therefore, the lower wear rates observed for XLPE compared to UHMWPE are a consequence of cross-linked induced by irradiation. The wear mapping reduction trend for XLPE couples was caused by the increased strength of the polymeric chains produced by cross-linked with gamma irradiation.⁴⁷

In the present study, the authors propose the use of XLPE as a friction pair in temporary total hip spacers. However, further studies can expand the effect of long-term tribological behavior of a self-mated XLPE friction pair.

Conclusions

The present work showed encouraging results for self-mated XLPE as an alternative friction pair for a temporary short-term total hip joint prosthesis spacer due to its enhanced wear resistance in comparison to UHMWPE, confirming our hypothesis. In this study, a hip joint simulator was used to analyze the tribological characteristics of a total hip prosthesis spacer. Based on this study, the following conclusions can be drawn:

1. Wear mapping measured via CMM determined a deeper dispersed wear pattern in the center of the cups, and wear around the heads of the UHMWPE. Mass loss presented a smaller trend in the concavity formed on the cups with less severe wear of the head in XLPE couples. The mass loss for UHMWPE was 11.91 ± 3.43 mg for the cups and 4.57 ± 0.92 mg for the heads. Whereas, the wear results for XLPE showed a significant reduction, with mean mass loss values of 6.59 ± 0.14 mg for the cups and 2.82 ± 0.59 mg for the heads. Surface damaged scratches of UHMWPE and XLPE were confirmed by SEM.
2. FTIR spectra showed oxidation peaks between 1600 and 1800 cm^{-1} associated with the UHMWPE cross-linked process. Raman bands detected significant differences at 1460, 1440, 1436, and 1060 cm^{-1} , corresponding to changes in the cross-linked gamma-irradiated PE.
3. The mean microhardness and elastic modulus results before and after wear tests of UHMWPE samples were 3.42 ± 0.18 HV and 3.35 ± 0.12 HV and 0.39 ± 0.01 GPa and 0.58 ± 0.005 GPa, respectively. Meanwhile, the mean microhardness and elastic modulus before and after wear tests of the XLPE samples showed an increase trend values of 4.88 ± 0.27 HV and 4.80 ± 0.20 HV and 0.86 ± 0.02 GPa and 0.83 ± 0.03 GPa, respectively.
4. The above results show the viability of a self-mated XLPE friction pair as a temporary short-term total hip joint prosthesis spacer.

Acknowledgements

The authors wish to express their gratitude to CONACYT for its support.


Declaration of conflicting interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Funding

The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

ORCID iDs

Carlos Enrique González Rivera  <https://orcid.org/0000-0001-4091-0559>

Melvyn Alvarez-Vera  <https://orcid.org/0000-0002-6411-7481>

References

1. Moss AS, Murphy LB, Helmsick CG, et al. Annual incidence rates of hip symptoms and three hip OA outcomes from a U.S. population-based cohort study: the Johnston County Osteoarthritis Project. *Osteoarthritis Cartil* 2016; 24: 1518–1527.
2. Glynn-Jones S, Palmer AJ, Agstoula R, et al. Osteoarthritis. *Lancet* 2015; 386: 376–387.
3. Marshall Krenn H, Larson DR, Crowson CS, et al. Prevalence of total hip and knee replacement in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2015; 97: 1386–1397.
4. Murphy NJ, Eyles JP and Hunter DJ. Hip osteoarthritis etiopathogenesis and implications for management. *Adv Ther* 2016; 13: 1921–1946.
5. Leamon ID, Young C and Rosbeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007; 370: 1508–1510.
6. Lehl MS and Boic KJ. Trends in total hip arthroplasty implant utilization in the United States. *J Arthroplasty* 2014; 29: 1915–1918.

7. Kurtz S, Ong K, Lau E, et al. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 780-785.
8. Kurtz SM, Lau E, Ong K, et al. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467: 2606-2612.
9. Vina EB and Kwok CK. Epidemiology of osteoarthritis literature update. *Curr Opin Rheumatol* 2018; 30: 160-167.
10. Gwam CU, Misty JB, Mohamed NS, et al. Current epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States: national inpatient sample 2009 to 2013. *J Arthroplasty* 2017; 32: 2088-2092.
11. Broomfield JAJ, Malik TT, Thomas GER, et al. The relationship between polyethylene wear and periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty at 12 years in a randomized controlled trial cohort. *J Arthroplasty* 2017; 32: 1186-1191.
12. Dion NT, Bragdon C, Muratoglu O, et al. Durability of highly cross-linked polyethylene in total hip and total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2015; 46: 321-327, ix.
13. Kuryk PR, Dhotar HS, Sternheim A, et al. Two-stage revision arthroplasty for management of chronic periprosthetic hip and knee infection: techniques, controversies, and outcomes. *J Am Acad Orthop Surg* 2014; 22: 151-164.
14. Gomez MM, Tan TL, Manrique J, et al. The fate of spacers in the treatment of periprosthetic joint infection. *J Bone Joint Surg Am* 2015; 97: 1495-1502.
15. Charite RS and Mehta CM. Two-stage revision arthroplasty for the treatment of prosthetic joint infection. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2018; 11: 332-340.
16. D'Angelo F, Negri L, Binda T, et al. The use of a preformed spacer in two-stage revision of infected hip arthroplasties. *Musculoskelet Surg* 2011; 95: 115-120.
17. Kim Y, Katsun Y, Kambara N, et al. Temporary total hip arthroplasty-like spacer for treating an infected periprosthetic femoral fracture using a long stem: a case report. *Int J Surg Case Rep* 2017; 34: 115-118.
18. Anagnostakos K. Therapeutic use of antibiotic-loaded bone cement in the treatment of hip and knee joint infections. *J Bone Jt Infect* 2017; 2: 29-37.
19. Camele D, Villa T, Gastaldi D, et al. Predicting fatigue life of a PMMA based knee spacer using a multiaxial fatigue criterion. *J Appl Biomater Biomech* 2011; 9: 185-192.
20. Uchiyama K, Takahira N, Fukushima K, et al. Two-stage revision total hip arthroplasty for periprosthetic infections using antibiotic-impregnated cement spacers of various types and materials. *Sci World J* 2013; 2013: 1-7.
21. Hofmann AA, Goldberg TD, Tanner AM, et al. Ten-year experience using an articulating antibiotic cement hip spacer for the treatment of chronically infected total hip. *J Arthroplasty* 2005; 20: 874-879.
22. Dowson D, Hafzaker C, Flett M, et al. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: part II: design. *J Arthroplasty* 2004; 19: 124-130.
23. Trummer RM and Maru MM. Importance of preclinical evaluation of wear in hip implant design using simulator machines. *Rev Bras Ortop* 2017; 52: 251-259.
24. Ortega-Sáenz JA, Hernández-Rodríguez MA, Pérez-Uzuega A, et al. Development of a hip wear simulation rig including micro-separation. *Wear* 2007; 263: 1527-1532.
25. Alvarez-Vera M, Ortega-Saenz JA and Hernández-Rodríguez MA. A study of the wear performance in a hip simulator of a metal-metal Co-Cr alloy with different boron additions. *Wear* 2013; 301: 175-181.
26. ISO. 14242-1:2014. Implants for surgery-wear of total hip-joint prostheses-part 1: loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test.
27. Diab J, Juares-Hernandez A, Reyes A, et al. Failure analysis for degradation of a polyethylene knee prosthesis component. *Eng Fail Anal* 2009; 16: 1770-1773.
28. Azam AM, Ali A, Khan H, et al. Analysis of degradation in UHMWPE a comparative study among the various commercial and laboratory grades UHMWPE. *JP Conf Ser Mater Sci Eng* 2015; 146: 012025.
29. Foster AL, Tamas Z and Al-Sheikhly M. Effect of irradiation and detection of long-lived polyenyl radicals in highly crystalline ultra-high molar mass polyethylene (UHMWPE) fibers. *Polymers Basel* 2019; 11: 924.
30. Pezzotti G, Kamakura T, Yamada K, et al. Confocal Raman spectroscopic analysis of cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene for application in artificial hip joints. *J Biomed Opt* 2007; 12: 014011.
31. Taddei P, Di Foggi M and Affatato S. Raman characterisation of conventional and cross-linked polyethylene in acetabular cups run on a hip joint simulator. *J Raman Spectrosc* 2011; 42: 1344-1352.
32. Affatato S, Zavalloni M, Taddei P, et al. Comparative study on the wear behaviour of different conventional and cross-linked polyethylenes for total hip replacement. *Tribol Int* 2008; 41: 813-822.
33. Uddin MS, Mak CY and Callery SA. Evaluating hip implant wear measurements by CMM technique. *Wear* 2016; 364-365: 193-200.
34. Sodhi N, Khajepour A, Sultan AA, et al. Linear wear rates of a highly cross-linked polyethylene hip liner. *Surg Technol Int* 2018; 31: 265-270.
35. Cowie RM, Briscoe A, Fisher J, et al. Wear and friction of UHMWPE-on-PEEK optima™. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 89: 65-71.
36. Chang Y, Lee MS, Liu JJ, et al. Polyethylene-based knee spacer for infection control: design concept and preclinical in vitro validations. *Polymer* 2020; 12: 2334.
37. Affatato S, Foroni F, Menola M, et al. Preliminary results of the tribological performance of new modular temporary knee spacer antibiotic-impregnated. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 95: 205-209.
38. Rama Sreekanth PS and Kanaganj S. Assessment of bulk and surface properties of medical grade UHMWPE based nanocomposites using nanosimulation and micro-tensile testing. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 18: 140-151.
39. Park K, Mishra S, Lewis G, et al. Quasi-static and dynamic nanosimulation studies on highly crosslinked ultra-high-molecular-weight polyethylene. *Biomaterials* 2004; 25: 2427-2436.
40. Bracco P, Bellare A, Battisti A, et al. Ultra-high molecular weight polyethylene: influence of the chemical, physical and mechanical properties on the wear behavior. A review. *Mater Sci* 2017; 10(7): 791.
41. Saito V. Effect of type of contact, counterface surface roughness, and contact area on the wear and friction of

- extensively cross-linked, vitamin E stabilized UHMWPE. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2020; 108: 1985–1992.
42. Sakko V, Moral O and Vitale R. Effect of temperature on UHMWPE and VEXLPE friction and wear against CoCr in reciprocating tests. *Wear* 2022; 490–491: 204190.
 43. Affatato S, Ruggiero A, Jaller SA, et al. Wear behaviours and oxidation effects on different UHMWPE acetabular cups using a hip joint simulator. *Materials* 2018; 11: 493.
 44. Merola M and Affatato S. Materials for hip prostheses: a review of wear and loading considerations. *Materials* 2019; 12: 493.
 45. Liu S, Li Q, Wang J, et al. Study on the post-irradiation oxidation of polyethylenes using EPR and FTIR technique. *Polym Degrad Stab* 2022; 196: 109846.
 46. Najak C and Bolani K. Effects of reinforcements and gamma-irradiation on wear performance of ultra-high molecular weight polyethylene as acetabular cup liner in hip-joint arthroplasty: a review. *J Appl Polym Sci* 2021; 138(43): 51273.
 47. Paladugu SRM and Sreedhar R. Influence of gamma radiation on wear and oxidation properties of cross-linked UHMWPE components used in total knee arthroplasty - a review. *Mater Today Proc* 2022; 56: 1097–1102.

9.4 Fecha de recepción

21 de agosto de 2021

9.5 Fecha de aceptación

17 de julio de 2022

9.6 Fecha de publicación

12 de agosto de 2022

9.7 Referencia bibliográfica de la publicación

Gonzalez Rivera, C. E., Hernández Rodríguez, M. A. L., Alvarez-Vera, M., Ramos Morales, T., Vilchez Cavazos, J. F., Perez Acosta, O., ... & Hinojosa Blandon, D. (2022). Preliminary tribological results of a new total temporary hip joint prosthesis spacer. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 236(9), 1328-1339.

Capítulo X

10. Bibliografía

1. Smith-Petersen MN. The classic: evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg* 1948; 30B: L59
2. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958; 45:488-97
3. Charnley J. Arthroplasty of the hip: a new operation. *Lancet* 1961; 1: 1129-32
4. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84A: 171-77
5. Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with cement: minimum twenty-five-year follow up. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82:487-97
6. Coventry MB. Foreword. In Amutz HC, ed. *Hip Arthroplasty*. New York: Churchill Livingstone, 1991.
7. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007;370:1508-19

8. Charnley J. Fracture of femoral prostheses in total hip replacement: a clinical study. *Clin Orthop Relat Res* 1975;111:105-20
9. Charnley J. Long term clinical results: In: *Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice*. New York: Springer-Verlag, 1979.
10. Eftekhari NS. Long-term results of cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1987;225:207-17
11. Wroblewski BM. Direction and rate of socket wear in Charnley low-friction arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1985;67:757-61
12. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:1295-306
13. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, Galante JO, Callaghan JJ. Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72:1025-34
14. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty: polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74:849-63
15. Archibeck MJ, Jacobs JJ, Roebuck KA, Glant TT. The basic science of periprosthetic osteolysis. *Instu Course Lect* 2001; 50:185-95
16. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N, Clarke IC. Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop Relat Res* 1992; 276:7-18
17. Green TR, Fisher J, Stone M, Wroblewski BM, Ingham E. Polyethylene particles of a "critical size" are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. *Biomaterials* 1998;19:2297-302

18. Ries MD, Scott ML, Hani S. Relationship between gravimetric wear and particle generation in hip simulators: conventional compared with cross-linked polyethylene. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83A (2 suppl2): 116-22
19. Saikko V, Calonius O, Keranen J. Wear of conventional and cross-linked ultra-high-molecular-weight polyethylene acetabular cups against polished and roughened CoCr femoral heads in a biaxial hip simulator. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 848-53
20. Brodner W, Bitzan P, Meisinger V, Kaider A, Gottsauner-Wolf F, Kotz R. Elevated serum cobalt with metal-on-metal articulating surfaces. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79:316-21
21. Macdonald SJ, McCalden Rw, Chess DG, et al. Metal-on-metal versus polyethylene in hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res* 2003;406:282-96
22. Clarke MT, Lee PT, Arora A, Villar RN. Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2003;85:913-17
23. Harding I, Bonomo A, Crawford R, et al. Serum levels of cobalt and chromium in a complex modular total hip arthroplasty system. *J Arthroplasty* 2002; 17:893-95
24. Semlitsch M, Willert HG. Clinical wear behavior of ultra-high molecular weight polyethylene cups paired with metal and ceramic ball heads in comparison to metal-on-metal pairings of hip joint replacements. *Proc Inst Mech Eng (H)* 1997; 211:79-88

25. Lerouge S, Huk O, Yahia L, Witvoet J, Sedel L. Ceramic-ceramic and metal-polyethylene total hip replacements: comparison of pseudomembranes after loosening. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79:135-39
26. Frisch EW, Gleitz M. Ceramic femoral head fractures in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996;328:129-36
27. Callaway GH, Flynn W, Ranawat CS, Sculco TP. Fracture of the femoral head after ceramic-on-polyethylene total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995; 10: 855-59
28. Kurtz SM, Lau E, Ong KL, et al. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010-2030. *Clin Orthop Relat Res* 2008;33:1784
29. Dunstan E, Ladon D, Whittingham-Jones P, et al. Chromosomal aberrations in the peripheral blood of patients with metal-on-metal bearings. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:517
30. Murphy SB, Ecker TM, Tannast M. Two - to 9-year clinical results of alumina ceramic-on ceramic THA. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:97
31. Willmann G. Ceramic femoral head retrieval data. *Clin Orthop Relat Res* 2000;379:22
32. Dennis DA. The squeaking hip: a cause for concern - disagrees. *Orthopedics* 2007;30:739
33. Taylor S, Manley M, Sutton K. The role of stripe wear in causing acoustic emissions from alumina ceramic-on-ceramic bearings. *J Arthroplasty* 2007;22:47

34. Zahiri CA, Schmalzried TP, Ebramzadeh E, et al. Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999;14:326
35. Dorr LD, Wan Z, Longjohn DB, et al. Total hip arthroplasty with the use of the Metasul metal-on-metal articulation. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82A:789
36. Silva M, Heisel C, Schmalzried T. Metal-on-metal total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2005;430:53
37. Dumbleton JH, Manley MT. Metal-on-metal total hip replacement: what does the literature say? *J Arthroplasty* 2005;20:174
38. Korovessis P, Petsinis G, Repanti M, et al. Metallosis after contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty--5 to 9 year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88A:1183
39. Dobbs HS, Minski MJ. Metal ion release after total hip replacement. *Biomaterials* 1980;1:193
40. Ziaee H, Daniel J, Datta AK, et al. Transplacental transfer of cobalt and chromium in patients with metal-on-metal hip arthroplasty: a controlled study. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89:301
41. Willert, H.-G & Buchhorn, Gottfried & Fayyazi, A. & Lohmann, Christoph. (2000). Histopathological changes around metal/metal joints indicate delayed type hypersensitivity. Preliminary results of 14 cases. *Osteologie*. 9. 165-179.

42. Manley MT, Sutton K. Bearings of the future for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2008;23:Suppl 1. p. 47
43. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002;17:649
44. Kurtz SM. *The UHMWPE Handbook*. San Diego: Elsevier;2004
45. D'Antonio JA, Manley MT, Capello WN, et al. Five-year experience with crossfire highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Rel Res* 2005;441:143
46. Wright JM, Pellicci PM, Salvati EA, et al. Bone density adjacent to press fit acetabular components: a prospective analysis with quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83:529
47. Manley MT, Ong KL, Kurtz SM. The potential for bone loss in acetabular structures following THA. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:246
48. Harris WH. Osteolysis and particle disease in hip replacement. A review. *Acta Orthop Scand* 1994;65:113-23
49. Dion NT, Bragdon C, Muratoglu O, Freiberg AA. Durability of highly cross-linked polyethylene in total hip and total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 2015;46(3):321-ix
51. Premnath V, Harris WH, Jasty M, et al. Gamma sterilization of UHMWPE articular implants: an analysis of the oxidation problem. *Ultra high molecular weight polyethylene*. *Biomaterials* 1996;17:1741-53

52. Muratoglu OK; Merrill EW, Bragdon CRf, et al. Effect of radiation, heat, and aging on in vitro wear resistance of polyethylene. Clin Orthop Relat Res 2003;(417)253-62
53. Bladen CL, Teramura S, Russel SL, et al. Analysis of wear, wear particles, and reduced inflammatory potential of vitamin E ultra-high-molecular-weight polyethylene for use in total joint replacement. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2013;101:458-66
54. Greene M, Sillesesn N, Nebergall A, et al. 5 year long term multicenter outcomes with vitamin E polyethylene liners and porous-titanium coated shells. AAHKS 24th Annual Meeting. Dallas (TX), November 8, 2014
55. Greene M, Nebergall A, Sillesen N, et al. 5 year RSA evaluation of vitamin E infused polyethylene wear and stability of acetabular femoral components. AAHKS 24th Annual Meeting. Dallas (TX), November 8, 2014
56. Muratoglu OK, Greenbaum ES, Bragdon CR, et al. Surface analysis of early retrieved acetabular polyethylene liners: a comparison of conventional and highly crosslinked polyethylenes. J Arthroplasty 2004;19:68-77
57. Minoda Y, Kobayashi A, Sakawa A, et al. Wear particle analysis of highly crosslinked polyethylene isolated from a failed total hip arthroplasty. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2008;86:501-5

58. Heiner AD, Galvin AL, Fisher J, et al. Scratching vulnerability of conventional vs highly cross-linked polyethylene liners because of large embedded third-body particles. *J Arthroplasty* 2012;27:742-6
59. Digas G, Karrholm J, Thanner J, et al. The Otto Aufranc Award. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: randomized evaluation of penetration rate in cemented and uncemented sockets using radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2004;(429):6-16
60. Rohrl S, Nivbrant B, Mingguo L, et al. In vivo wear and migration of highly cross-linked polyethylene cups a radiostereometry analysis study. *J Arthroplasty* 2005;20:409-13
61. Geller JA, Malchau H, Bragdon C, et al. Large diameter femoral heads on highly cross-linked polyethylene: minimum 3-year results. *Clin Orthop Relat Res* 2006;447:53-9
62. Bragdon CR, Greene ME, Freiberg AA, et al. Radiostereometric analysis comparison of wear of highly cross-linked polyethylene against 36- vs 28-mm femoral heads. *J Arthroplasty* 2007;22:125-9
63. Ayers DC, Hays PL, Drew JM, et al. Two-year radiostereometric analysis evaluation of femoral head penetration in a challenging population of young total hip arthroplasty patients. *J Arthroplasty* 2009;24:9-14

64. Dorr LD, Wan Z, Shahrदार C, et al. Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1816-21
65. Engh CA Jr, Stepniewski AS, Ginn SD, et al. Randomized prospective evaluation of outcomes after total hip arthroplasty using cross-linked marathon and non-cross-linked Enduron polyethylene liners. *J Arthroplasty* 2006;21:17-25
66. Kurtz SM, Gawel HA, Patel J. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first generation highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:2262-77
67. Mu Z, Tian J, Wu T, et al. A systematic review of radiological outcomes of highly cross-linked polyethylene versus conventional polyethylene in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2009;33:599-604
68. Dowson D. *History of tribology*. 2nd ed. London: John Wiley & Sons, 1998
69. Statistics NCHS Number of all-listed procedures for discharges from short-stay hospitals, by procedure category and age: United States, 2010. Available from: URL:
http://www.cdc.gov/nchs/data/nhds/4procedures/2010pro4_numberprocedurage.pdf
70. National Joint Registry: 10th Annual Report 2013. Available from: URL:
<http://www.njrcentre.org.uk>
71. Hutchings I, Shipwa P, *Tribology*. 2nd ed. Butterworth-Heinemann Ltd, 2007

72. Wang A, Sun DC, Yau SS, Edwards B, Sokol M, Essner A, Polineni VK, Stark C, Dumbleton JH. Orientation softening in the deformation and wear of ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear* 1997;203-204:230-241
73. Wang A, Essner A, Klein R. Effect of contact stress on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total hip replacement. *Proc Inst Mech Eng H* 2001;215:133-139
74. Barbour PSM, Barton RC, Fisher N. The influence of contact stress on the wear of UHMWPE for total replacement hip prostheses. *Proceedings of the 10th International Conference on Wear of Materials. Wear* 1995;181-183:250-257
75. Turell M, Wang A, Bellare A. Quantification of the effect of cross-path motion on the wear rate of ultra high molecular weight polyethylene. *Wear* 2003;255:1034-1039
76. Brockett C, Williams S, Jin Z, Isaac G, Fisher J. Friction of total hip replacements with different bearings and loading conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007; 81:508-515
77. Brockett CL: A comparison of friction in 28 mm conventional and 55 mm resurfacing metal-on-metal hip replacements. *P I Mech Eng C-J Mec* 2007;221:391-398
78. Di Puccio F, Mattei L. Biotribology of artificial hip joints. *World J Orthop* 2015;6(1):77-94

79. Sonntag R, Reinders J, Kretzer JP. What's next? alternative materials for articulation in total joint replacement. *Acta Biomater.* 2012;8:2434-2441
80. National Joint Registry: 10th Annual Report 2013. Available from: URL: <http://www.njrcentre.org.uk>
81. Moss AS, Murphy LB, Helmick CG, et al. Annual incidence rates of hip symptoms and three hip OA outcomes from a U.S. population-based cohort study: the Johnston County Osteoarthritis Project. *Osteoarthritis and Cartilage* 2016; 24: 1518–1527
82. Glyn-Jones S, Palmer AJ, Agricola R, et al. Osteoarthritis. *Lancet* 2015; 386: 376–387
83. Kremers, H. M., Larson, D. R., Crowson, C. S., Kremers, W. K., Washington, R. E., Steiner, C. A., ... & Berry, D. J. (2015). Prevalence of total hip and knee replacement in the United States. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 97(17), 1386.
84. Murphy NJ, Eyles JP and Hunter DJ. Hip osteoarthritis: etiopathogenesis and implications for management. *Advances in Therapy* 2016; 33: 1921–1946
85. Learmonth ID, Young C and Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007;370: 1508–1519
86. Lehil MS and Bozic KJ. Trends in total hip arthroplasty implant utilization in the United States. *J Arthroplasty* 2014; 29: 1915–1918

87. Kurtz S, Ong K, Lau E, et al. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89: 780–785
88. Kurtz SM, Lau E, Ong K, et al. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467: 2606–2612
89. Vina ER and Kwok CK. Epidemiology of osteoarthritis: literature update. *Curr Opin Rheumatol* 2018; 30:160–167
90. Gwam CU, Mistry JB, Mohamed NS, et al. Current epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States: national inpatient sample 2009 to 2013. *J Arthroplasty* 2017; 32: 2088–2092
91. Broomfield JAJ, Malak TT, Thomas GER, et al. The relationship between polyethylene wear and periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty at 12 years in a randomized controlled trial cohort. *J Arthroplasty* 2017; 32: 1186–1191
92. Dion NT, Bragdon C, Muratoglu O, et al. Durability of highly cross-linked polyethylene in total hip and total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2015; 46: 321–327, IX
93. Kuzyk PR, Dhotar HS, Sternheim A, et al. Two-stage revision arthroplasty for management of chronic periprosthetic hip and knee infection: techniques, controversies, and outcomes. *J Am Acad Orthop Surg* 2014; 22:153–164

94. Gomez MM, Tan TL, Manrique J, et al. The fate of spacers in the treatment of periprosthetic joint infection. *J Bone Joint Surg Am* 2015; 97: 1495–1502
95. Charette RS and Melnic CM. Two-stage revision arthroplasty for the treatment of prosthetic joint infection. *Curr Rev Musculoskelet Med* 2018; 11: 332–340
96. D'Angelo F, Negri L, Binda T, et al. The use of a preformed spacer in two-stage revision of infected hip arthroplasties. *Musculoskelet Surg* 2011; 95: 115–120
97. Kim Y, Katsura Y, Kasahara N, et al. Temporary total hip arthroplasty-like spacer for treating an infected periprosthetic femoral fracture using a long stem: a case report. *Int J Surg Case Rep* 2017; 34: 115–118
98. Anagnostakos K. Therapeutic use of antibiotic-loaded bone cement in the treatment of hip and knee joint infections. *J Bone Jt Infect* 2017; 2: 29–37
99. Carnelli D, Villa T, Gastaldi D, et al. Predicting fatigue life of a PMMA based knee spacer using a multiaxial fatigue criterion. *J Appl Biomater Biomech* 2011; 9: 185–192
100. Uchiyama K, Takahira N, Fukushima K, et al. Twostage revision total hip arthroplasty for periprosthetic infections using antibiotic-impregnated cement spacers of various types and materials. *Sci World J* 2013; 2013: 1–7
101. Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Herberts P. Swedish hip arthroplasty register. IN: Annual report. Göteborg: Sahlgrenska University Hospital; 2009

102. Mallory TH, Knezevich S. Total joint replacement: both a miracle and a disappointment. *Ohio Medicine : Journal of the Ohio State Medical Association*. 1989 Aug;85(8):652, 654-6. PMID: 2761981.
103. Borgioli F, Galvanetto E, Iozzelli F, Pradelli G. Improvement of wear resistance of Ti-6Al-4V alloy by means of thermal oxidation. *Mater Lett* 2005;59:2159-62
104. Minakawa H, Stone MH, Wroblewski B, et al. Quantification of third-body damage and its effect on UHMWPE wear with different types of femoral head. *J Bone Joint Surg Br*. 1998;80-B:894-899
105. Kumar N, Arora NC, Datta B. Bearing surfaces in hip replacement -- Evolution and likely future. *Medical Journal Armed Forces India* 2014;70:371-376
106. Joyce TJ, Unsworth A. A comparison of the wear of cross-linked polyethylene against itself with the wear of ultra-high molecular weight polyethylene against itself. *Proc Instn Mech Engrs* 1996;210:297-300
107. Atkinson JR. An Investigation into the wear of ultra high molecular weight polyethylene when a polyethylene wear pin is loaded against a reciprocating polyethylene counterface lubricated by bovine synovial fluid at ambient temperature. Report, Department of Metallurgy, Leeds University 1976; 1-12
108. Joyce TJ, Vandelli C, Cartwright T, Unsworth A. A comparison of the wear of cross-linked polyethylene against itself under reciprocating and multi-directional motion with different lubricants. *Wear* 2001;250:206-211

109. ASTM F732-00, Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses. 2000
110. Moore DJ, Freeman MAR, Revell PA et al. Can a total knee replacement prosthesis be made entirely of polymers? *J Arthroplasty* 1998; 13:388-95
111. McKellop HA, Rostlund T, Bradley G. Evaluation of wear in an all polymer total knee replacement. Part 1: laboratory testing of polyethylene on polyacetal bearing surfaces. *Clin Mat* 1993;14:117-26
112. International Standard ISO 14242-1:2014, Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test.
113. Cooper JR, Dowson D, Fischer J. Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene. *Wear* 1993;162:378-384
114. Flannery M, McGloughlin T, Jones E, Birkinshaw C. Analysis of wear and friction of total knee replacements Part I. Wear assessment on a three station wear simulator. *Wear* 2008;265:999-1008
115. Hofmann AA, Goldberg TD, Tanner AM, et al. Ten year experience using an articulating antibiotic cement hip spacer for the treatment of chronically infected total hip. *J Arthroplasty* 2005; 20: 874–879
116. Dowson D, Hardaker C, Flett M, et al. A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints: part II: design. *J Arthroplasty* 2004; 19: 124–130

117. Trommer RM and Maru MM. Importance of preclinical evaluation of wear in hip implant designs using simulator machines. *Rev Bras Ortop* 2017; 52: 251–259
118. Ortega-Sáenz JA, Hernández-Rodríguez MA, Pérez-Unzueta A, et al. Development of a hip wear simulation rig including micro-separation. *Wear* 2007; 263: 1527–1532.
119. Alvarez-Vera M, Ortega-Saenz JA and Hernandez-Rodríguez MA. A study of the wear performance in a hip simulator of a metal–metal Co–Cr alloy with different boron additions. *Wear* 2013; 301: 175–181
120. ISO. 14242-1:2014. Implants for surgery-wear of total hip-joint prostheses–part 1: loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test
121. Diabb J, Juarez-Hernandez A, Reyes A, et al. Failure analysis for degradation of a polyethylene knee prosthesis component. *Eng Fail Anal* 2009; 16: 1770–1773
122. Azam AM, Ali A, Khan H, et al. Analysis of degradation in UHMWPE a comparative study among the various commercial and laboratory grades UHMWPE. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng* 2015; 146: 012025
123. Forster AL, Tsinas Z and Al-Sheikhly M. Effect of irradiation and detection of long-lived polyenyl radicals in highly crystalline ultra-high molar mass polyethylene (UHMMPE) fibers. *Polymers Basel* 2019; 11: 924

124. Pezzotti G, Kumakura T, Yamada K, et al. Confocal Raman spectroscopic analysis of cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene for application in artificial hip joints. *J Biomed Opt* 2007; 12: 014011
125. Taddei P, Di Foggia M and Affatato S. Raman characterization of conventional and cross-linked polyethylene in acetabular cups run on a hip joint simulator. *J Raman Spectrosc* 2011; 42: 1344–1352
126. Affatato S, Zavalloni M, Taddei P, et al. Comparative study on the wear behaviour of different conventional and cross-linked polyethylenes for total hip replacement. *Tribol Int* 2008; 41: 813–822.
127. Uddin MS, Mak CY and Callary SA. Evaluating hip implant wear measurements by CMM technique. *Wear* 2016; 364–365: 193–200.
128. Sodhi N, Khlopas A, Sultan AA, et al. Linear wear rates of a highly cross-linked polyethylene hip liner. *Surg Technol Int* 2018; 33: 265–270.
129. Cowie RM, Briscoe A, Fisher J, et al. Wear and friction of UHMWPE-on-PEEK optima_. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 89: 65–71.
130. Chang Y, Lee MS, Liao JJ, et al. Polyethylene-based knee spacer for infection control: design concept and preclinical in vitro validations. *Polymers* 2020; 12: 2334.
131. Affatato S, Foroni F, Merola M, et al. Preliminary results of the tribological performance of new modular temporary knee spacer antibiotic-impregnated. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 95: 205–209.

132. Rama Sreekanth PS and Kanagaraj S. Assessment of bulk and surface properties of medical grade UHMWPE based nanocomposites using nanoindentation and microtensile testing. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 18: 140–151.
133. Park K, Mishra S, Lewis G, et al. Quasi-static and dynamic nanoindentation studies on highly crosslinked ultra-high-molecular-weight polyethylene. *Biomaterials* 2004; 25: 2427–2436.
134. Bracco P, Bellare A, Bistolfi A, et al. Ultra-high molecular weight polyethylene: influence of the chemical, physical and mechanical properties on the wear behavior. A review. *Materials* 2017; 10(7): 791.
135. Saikko V. Effect of type of contact, counterface surface roughness, and contact area on the wear and friction of extensively cross-linked, vitamin E stabilized UHMWPE. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2020; 108: 1985–1992.
136. Saikko V, Morad O and Viitala R. Effect of temperature on UHMWPE and VEXLPE friction and wear against CoCr in noncyclic tests. *Wear* 2022; 490–491: 204190.
137. Affatato S, Ruggiero A, Jaber SA, et al. Wear behaviors and oxidation effects on different UHMWPE acetabular cups using a hip joint simulator. *Materials* 2018; 11: 433.

138. Merola M and Affatato S. Materials for hip prostheses: a review of wear and loading considerations. *Materials* 2019; 12: 495.
139. Liu S, Li Q, Wang J, et al. Study on the post-irradiation oxidation of polyethylenes using EPR and FTIR technique. *Polym Degrad Stab* 2022; 196:109846.
140. Nayak C and Balani K. Effects of reinforcements and gamma-irradiation on wear performance of ultra-high molecular weight polyethylene as acetabular cup liner in hip-joint arthroplasty: a review. *J Appl Polym Sci* 2021; 138(43): 51275.
141. Paladugu SRM and Sreekanth R. Influence of gamma radiation on wear and oxidation properties of crosslinked UHMWPE components used in total knee arthroplasty - a review. *Mater Today Proc* 2022; 56: 1097–1102.

Capítulo XI

11. Resumen autobiográfico

RESUMEN AUTOBIOGRAFICO

Carlos Enrique González Rivera

Candidato para el Grado de

Doctor en Medicina

**Tesis: ANALISIS TRIBOLOGICO EN SIMULADOR DE UN NUEVO
ESPACIADOR TOTAL DE CADERA CON UN PAR DE FRICCION
POLIETILENO-POLIETILENO DE ULTRA ALTO PESO Y ALTO
ENTRECRUZAMIENTO MOLECULAR**

Campo de Estudio: Ortopedia y Traumatología

Cirugía articular de cadera

Infecciones periprotésicas de cadera

Biotribología

Biografía:

Datos Personales:

Nacido en Saltillo, Coahuila el 31 de Agosto de 1981, hijo de Carlos Enrique González Sifuentes y Claudia Cecilia Rivera Ramón.

Casado con Alejandra Pinedo Acuña, casado el 9 de agosto de 2014, en Zacatecas, Zacatecas.

Hijos: Juan Pablo González Pinedo (01/07/2017), Natalia González Pinedo (24/11/2020), Mauricio González Pinedo (30/04/2022).

Educación:

Subespecialidad en Cirugía de Reemplazos Articulares de Cadera y Rodilla
01/03/2012-28/02/2013

Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado ISSSTE

Hospital Regional 1o. de Septiembre, Monterrey, N. L.

Universidad de Monterrey

Especialidad en Ortopedia y Traumatología **01/03/2008-29/02/2012**

Hospital Universitario

"Dr. José Eleuterio González", Monterrey, N.L.

Universidad Autónoma de Nuevo León

Certificado por el Consejo Mexicano de Ortopedia y Traumatología

Pasantía de Médico General **01/08/2006-31/07/2007**

Instituto Mexicano del Seguro Social IMSS

Unidad Médica Rural "Piedra Blanca"

Arteaga, Coahuila

Internado de Pregrado **01/08/2005-31/07/2006**

Instituto Mexicano del Seguro Social

Hospital General de Zona No. 2

Saltillo, Coahuila

Médico General **01/08/2000-31/07/2005**

Facultad de Medicina Unidad Saltillo

Universidad Autónoma de Coahuila

Saltillo, Coahuila

Preparatoria **01/08/1996-31/07/1999**

Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey ITESM

Campus Saltillo

Saltillo, Coahuila

Secundaria**01/08/1993-31/07/1996**

Colegio México

Saltillo, Coahuila

Primaria**01/08/1987-31/07/1993**

Escuela Anexa a la Normal

Saltillo, Coahuila

Actividad Profesional:

Práctica privada como médico externo en Hospital Christus Muguerza Alta
Especialidad. Monterrey, Nuevo León

Cirugía articular de cadera y rodilla primaria y de revisión

Cirugía de fracturas complejas

