Doctorado en ciencias e Ingeniería de materiales

“Modelado de superficie del Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) para reducción del desgaste en la aplicación de Prótesis de Rodilla”

Presentado por:
M en I. Tomas de la Mora Ramírez

Directores de Tesis
Dr. Isaías Hilerio Cruz

Dr. Marco Antonio Doñu Ruíz

Febrero 2020

Resumen

El objetivo de la presente investigación es la mejora de las propiedades tribológicas de los bujes de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) a través de la modificación morfológica de su textura superficial con el análisis de la distribución de esfuerzos (Von Mises), y la presión por contacto (CPRESS), la pérdida de volumen y el coeficiente de fricción. Las muestras de prueba se realizaron mediante impresión 3D con el polietileno utilizado en las prótesis, para producir texturas geométricas circulares a profundidades de 79, 121, 169 y 224 micrómetros, con diferentes densidades geométricas con respecto a una distribución uniforme en la superficie de la muestra de 5, 10, 20 y 40%. Se realizaron pruebas de micro abrasión usando una muestra de UHMWPE y una bola de material de acero 52100 de una pulgada de diámetro. Mediante perfilometría 3D, se obtuvo la tasa de desgaste y la constante de desgaste de las probetas con y sin textura. Se realizó un modelo matemático de desgaste abrasivo mediante las ecuaciones de Archard aplicadas a una simulación dinámica de análisis de elemento finito de la prueba de microabrasión utilizando una subrutina en lenguaje Fortran vinculada al software de elemento finito para predecir la tasa de desgaste. Se compararon resultados del modelo matemático con pruebas de desgaste abrasivo realizadas en laboratorio, se analizó las huellas mediante perfilometría 3D para obtener la tasa de desgaste y la constante de desgaste. Se realizó un análisis de fatiga de los bujes comerciales y texturizados obteniendo el tiempo de vida, teniendo un aumento del 34% sobre el buje no texturizado.

Justificación.

La industria de los biomateriales en México aún se encuentra en una etapa temprana, careciendo de investigación y desarrollo en este ramo, y las pocas empresas que comercializan y fabrican estos productos están copiando forma y procesos de los implantes elaborados en países líderes con altos niveles de certificación como India, China, Rusia, Alemania y Brasil. Adicionalmente el ser humano es irreplicable, y cada país tiene sus rasgos y características propias de la población esta condición genera un problema respecto a que la creación de estos sistemas en línea, no siempre se ajusta a las medidas requeridas creando morbilidad en el paciente y generando mayores costos, tiempo de intervención quirúrgica y en casos extremos malas prácticas de manufactura por parte del traumatólogo. Tomando en cuenta las estadísticas en México donde se indica que 10 millones de personas necesitarán una cirugía de reemplazo de total de rodilla durante los próximos años, es imposible no pensar en el desarrollo de prótesis tecnológicamente avanzadas con un tiempo de vida útil mucho mayor que actualmente se tiene. Además de diseñarla y fabricar un prototipo con el modelado de la misma en un sistema de Diseño Asistido por Computadora (CAD) hasta la simulación de la prótesis en las diferentes etapas de desgaste. Simulando las condiciones que se presentan mediante las tecnologías asistidas por computadora, como son el CAD (Computer Aided Design), el CAE (Computer Aided Engineering) e impresión en 3D con la nanolitografía.

Con esto se pretende la obtención de información para modificar la estructura superficial; se realizará la parametrización de la placa comercial para su modelado mediante la utilización de un escáner digital.

Hipótesis.

Se obtendrá una superficie texturizada con geometrías cilíndricas con las características en diámetro, densidad de área y profundidad para mejorar las condiciones tribológicas del inserto de UHMWPE en una prótesis tumoral de rodilla.

Objetivo general.

Modelar un inserto de UHMWPE a través del diseño de su textura superficial a niveles micrométricos para reducir el desgaste.

Objetivos específicos.

- Elaborar un modelo 3D de la prótesis tumoral de rodilla con ayuda de un escáner para digitalizar la geometría
- Proponer una geometría que cumpla con las características para el adecuado funcionamiento de la prótesis mediante un análisis topológico de la rodilla comercial
- Caracterizar al UHMWPE para obtener sus principales propiedades mecánicas mediante pruebas de tensión y micro-dureza
- Obtener las variables geométricas y densidad de textura mediante cálculos numéricos para proponer la más adecuada
- Realizar pruebas Tribológicas del inserto comercial y las texturas propuestas para obtener su tasa de desgaste y proponer la densidad de textura más adecuada.
- Elaborar un modelo numérico mediante programación Fortran y elemento finito que pueda predecir el desgaste tomando como base la ecuación de desgaste de Archard entre dos superficies y los datos de la constante de desgaste obtenida en pruebas de laboratorio.
- Analizar mediante elemento finito la reología de las partículas de desgaste del UHMWPE
- Diseñar e imprimir en 3D un modelo texturizado que mejore las condiciones tribológicas
- Realizar análisis de fatiga a los bujes comerciales y los bujes con la densidad de textura propuestos de la prótesis tumoral de rodilla para determinar el tiempo de vida durante la actividad de cuclillas.

Introducción.

La articulación de la rodilla es la más compleja de cuerpo humano, debido a las cargas críticas en las diversas condiciones de movimiento para las diferentes actividades. La lubricación de las articulaciones es proporcionada por un fluido a partir de una capa especializada de células en la superficie de un tejido conocido como cartílago y líquido sinovial.

Cuando el cartílago protector que recubre la articulación en la rodilla se desgasta, como consecuencia de una mala alimentación, junto con un estilo de vida sedentario, el sobre peso, el tipo de actividad laboral y enfermedades degenerativas como osteoporosis, producen daños a la superficie del hueso causando dolor intenso, hinchazón y rigidez en la rodilla, lo que causa el desmoronamiento y exposición hueso-hueso dando resultando la osteoartritis y en casos extremos los tumores de rodilla, originando la cirugía del reemplazo total de prótesis tumoral de rodilla.

El tumor de rodilla, es una de las enfermedades articulares más frecuentes y extremadamente dolorosa, incapacitante que genera problemas socio-económicos e invalidez por los altos costos de cirugía y recuperación post operatoria, debido a la magnitud de la sustitución total de la articulación.

Un biomaterial es usado como componentes que se implantan en el cuerpo humano para la reparación de algunas partes dañadas que por lo general suele ser hueso o cartílago. La característica de estos materiales es que no deben producir sustancias tóxicas y deben ser compatibles con los tejidos del cuerpo humano, es decir, no deben interaccionar con el sistema biológico.

El Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) es el biomaterial más usado debido a su biocompatibilidad y ha sido utilizado en ortopedia como uno de los materiales para las uniones artificiales en prótesis de rodilla, cadera y columna vertebral desde hace 50 años, la mayoría de las articulaciones implantadas están diseñadas para que el metal se articule contra un material polimérico, por lo que la interacción metal-polietileno en los reemplazos articulares son un estándar internacional para los trastornos articulares degenerativos. Sin embargo el principal problemas de las prótesis de rodilla es el tiempo promedio de vida de sus componentes elaborados con UHMWPE, el cual es aproximado de 15 años en condiciones de implantación adecuada y uso pasivo.

Por otro lado las partículas de polietileno generadas por la fricción del metal sobre la articulación del polímero son el inductor más común de la osteólisis, lo que conduce a un aflojamiento del implante llevándolo a una falla inminente. Así el desgaste del inserto de UHMWPE es la razón más común por la cual las personas tienen que someterse a una cirugía de revisión o al reemplazo total de la prótesis.

Algunas de las actividades cotidianas determinantes que aceleran el proceso de desgaste del UHMWPE en una persona con prótesis son subir y bajar escaleras, el ciclo de caminata, ponerse en cuclillas, deportes de alto impacto, el sobrepeso, la edad del paciente, el tipo de actividad laboral y las enfermedades degenerativas.

La topografía superficial desempeña un papel importante en una multitud de fenómenos físicos y tribológicos como la mecánica de contacto, la fricción, la adhesión, la humedad y la lubricación. Algunos autores concluyen que un factor considerable en el desgaste de las articulaciones artificiales es la rugosidad superficial del inserto de polietileno, la cual influye considerablemente en su desgaste.

Por lo que en la presente investigación se abordará el estudio del efecto de la texturización de la superficie en la distribución de tensiones, esfuerzo de contacto y pérdida de volumen del UHMWPE como material de rodamiento durante el movimiento basado en el análisis de contacto estático por elemento finito y pruebas de micro-abrasión del material base de la prótesis de rodilla utilizadas en las piezas en el buje y probetas con superficie texturizada.

ÍNDICE.

Resumen	ii
Justificación.	iii
Hipótesis.	iii
Objetivo general.	iii
Objetivos específicos.	iv
Introducción.	v
ÍNDICE.	vii
Capítulo 1.	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Características del Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE).	4
1.3 Tipos de Biomateriales.	5
1.4 Propiedades de la aleación del titanio para prótesis.	8
1.5 Material a utilizar en el proyecto.	15
1.6 Metalografía de la aleación de Titanio	16
1.6.1 Preparación de Muestras	16
1.6.2 Caracterización Microestructural.	16
1.7 Pruebas de tensión.	18
1.8 Obtención del módulo de elasticidad	19
1.9 Pruebas de nanoidentación al UHMWPE.	22
1.9.1 Teoría de la mecánica de contacto.	22
Conclusiones	25
Capítulo 2	26
2.1 Modelado Geométrico de prótesis tumoral de rodilla	26
2.2 Casos de estudio	27
2.3 Validación numérica.	32
2.4 Validación por análisis de elemento finito.	35
2.5 Análisis de fuerzas de contacto en el ciclo marcha.	37
2.6 Mallado de las piezas de prótesis.	38
2.7 Restricciones	39
2.8 Resultados.	40
2.9 Análisis de la actividad de ciclo marcha	41

2.10 Actividad subiendo escaleras.	45
2.11 Actividad posición en cuclillas.	46
El conjunto buje-perno es la parte más castigada de la prótesis debido a los valores obtenidos en los esfuerzos de contacto y también a que son las piezas en movimiento constante el tiempo de vida útil de la prótesis.	48
La actividad que tuvo los valores mas elevados del esfuerzo de Von Mises y de contacto es la posición en cuclillas. Por lo que de aquí en adelante se le considerará como una actividad crítica	48
2.12 Análisis topológico del componente femoral de una prótesis comercial.	48
2.13 Contacto de Hertz	50
2.14 Análisis de contacto de Hertz por elemento finito.	52
Capítulo III.	58
3.1 Introducción.	58
3.2 Calculo de fuerza a aplicar durante las pruebas de desgaste.	62
3.3 Prueba estándar de movimiento oscilante y superficie plana de deslizamiento	65
3.4 Obtención del Coeficiente de fricción.	67
3.5 Tipos de desgaste presentados durante la prueba de deslizamiento.	69
3.5.1 Desgaste adhesivo en la probeta de UHMWPE	69
3.6 Obtención del coeficiente de fricción (COF) del UHMWPE.	71
3.7 Pruebas de desgaste Abrasivo	72
3.8 Materiales de prueba.	73
3.9 Análisis de esfuerzos por el método de elemento finito.	77
Conclusiones:	81
Capítulo IV	82
4.1 Texturizado de Superficies.	82
4.2 Consideraciones para el cálculo de la rejilla geométrica	83
4.3 Obtención de perfil de presiones mediante la ecuación de Reynolds.	86
4.4 Obtención de la textura geométrica.	89
4.4.1 Calculo de texturas geométricas.	90
4.5 Análisis de texturas por medio de elemento finito	91
4.6 Obtención de las medidas de desgaste por profilometría 2D y 3D	96
Discusión	101
Conclusiones	102
5.1 Modelo numérico de pruebas de desgaste abrasivo	104

5.2 Modelo numérico de desgaste abrasivo.	106
5.3 Subrutina UMESHMOTION de desgaste en el software MEF.	107
5.4 Metodología de la pruebas de Desgaste	114
5.4.1 Características de la prueba de micro-abrasión	114
5.5 Obtención de la Tasa de desgaste por método de elemento finito.	116
5.6 Pruebas de Micro abrasión a probetas texturizadas.	118
5.7 Prueba estándar de movimiento oscilante y superficie plana de deslizamiento a probetas texturizadas.	121
Conclusiones.	124
Capítulo VI	126
6.1 Análisis y simulación de la reología de la partícula abrasiva en la probeta de UHMWPE durante la prueba de micro-abrasión.	126
6.2 Teoría del desgaste abrasivo.	127
6.3 Características del Material utilizado.	130
6.4 Obtención del perfil del grano abrasivo	131
6.5 Mecanismo de eliminación del material.	135
6.6 Modelado en elemento finito.	137
6.7 Resultados y Validación Experimental.	138
6.7.1 Esfuerzos de tensión y deformación plástica	138
6.7.1.1 Probeta P5-5N-2000-1	138
6.7.1.2 Probeta P3-4N-1000.	140
6.7.1.3 Probeta P6-5N-1000.	142
6.8 Obtención de volumen desplazado.	143
Conclusiones.	145
Capítulo VII	146
7.1 Pruebas de Fatiga a bujes con y sin texturizado.	146
Introducción	146
7.2 Rotura por fatiga.	147
7.3 Desarrollo de la grieta	147
7.4 Cargas variables	148
7.5 Curva S-N	149
7.6 Factores modificativos del límite a fatiga	150
7.7 Materiales del Buje.	152
7.8 Análisis de Fatiga y fractura del UHMWPE	153

7.9 Prueba de fatiga total en la vida en UHMWPE	153
7.10 Fatiga en polímeros	153
7.11 Geometría.	154
7.12 Características del UHMWPE.	154
7.13 Pruebas de tensión del UHMWPE.	155
7.14 Actividad simulada.	155
7.15 Análisis de fatiga mediante elemento finito.	157
7.15.1 Sección de máxima tensión o concentradores de esfuerzo	158
7.15.2 Resultados de análisis de fatiga de buje no texturizado.	158
7.16 Análisis de fatiga de buje texturizado.	161
7.17 Tiempo de vida.	164
Conclusiones	165
Bibliografía	167

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1. Comparativas de las tasas de desgaste del HDPE y del UHMWPE en una simulación de cadera multidireccional [37]	6
Figura 2. Esquema de una estructura de un homopolímero y copolímero.	7
Figura 3. Estructura química del Polietileno.	7
Figura 4. Estructura cristalina del titanio (HCP) [41].	9
Figura 5. Estructura cristalina del titanio β (BCC) [41]	9
Figura 6. Estructura “mil annealed” de la aleación Ti-6Al-4V[47].	12
Figura 7. Diagrama de fases tridimensional para las aleaciones de Titanio [48].	13
Figura 8. Metalografías donde se muestra beta como laminillas gruesas de color oscuro alrededor de alfa color claro [48].	14
Figura 9. Microestructura equiaxial del Ti-6Al-4V: a) Equiaxial fina; b) Equiaxial gruesa [48].	15
Figura 10. Material Proporcionado por la empresa Break Fix Trauma para realizar la caracterización.	15
Figura 11. Estructura $\alpha + \beta$ de la aleación del titanio grado biomédico de la muestra proporcionada por la empresa CME ortopedia, Break Fix México.	16
Figura 12. Estructura de grano equiaxial.	17
Figura 13. EDS de la fase alfa, con alto contenido de aluminio.	17
Figura 14. EDS puntual en fase beta (zona color oscuro), con mayor contenido de V.	18

Figura 15. Grafica ingenieril esfuerzo-deformación [49].....	19
Figura 16. Maquinado de probetas para pruebas de tensión.....	20
Figura 17. Grafica típica de prueba a tensión del UHMWPE [39].....	20
Figura 18. Gráfica esfuerzo-deformación real de las pruebas de tensión.....	21
Figura 19. Gráfica clásica de pruebas de nanoidentación.....	22
Figura 20. Graficas Gráficas carga- desplazamiento en dirección horizontal y vertical de las probetas de UHMWPE.....	24
Figura 21. Pruebas de nanoidentación, se realizaron 15 pruebas horizontales y 15 verticales a una distancia de 20 μm	24
Figura 22. Curva carga-desplazamiento en Ti4Al6V grado biomédico a lo largo de una línea horizontal y vertical según la figura 22.....	25
Figura 23. Prótesis tumoral, prótesis real con todos sus componentes, prótesis digitalizada en software CAD.....	26
Figura 24. Ensamble total de componentes de prótesis tumoral de rodilla.	27
Figura 25. Planos de División del cuerpo humano. En el plano sagital, en él se realizan los movimientos de flexo-extensión [54].	28
Figura 26. Grados de flexión de la rodilla, en las posiciones de 0°, 15°, 83° y 130° con referencia al plano sagital [56].	28
Figura 27. Condiciones para el ciclo marcha, ciclo marcha humana con sus respectivos ángulos de flexión entre fémur Vs. Tibia, así como la cantidad de veces de carga aplicada [58].....	29
Figura 28. Patrón típico de la fuerza de contacto en la rodilla durante el ciclo de caminata [60].....	30
Figura 29. Área trasversal donde se aplica la carga seleccionada en los ciclos de marcha.	31
Figura 30. Condiciones de ángulo entre fémur y tibia en la posición subiendo escaleras y en cuclillas.	31
Figura 31. Vista frontal de rodilla, la cual muestra la distancia para la aplicación del momento flector M.....	33
Figura 33. Vista lateral de rodilla, donde se muestra la distancia para la aplicación del momento de torsión T.....	34
Figura 33. Aplicación de cargas y restricciones	35
Figura 34. Esfuerzo máximo en rodilla de prótesis	36
Figura 35. Cuadro de propiedades de los materiales; UHMWPE y aleación Ti-6Al-4V.....	37
Figura 36. Mallado del modelo de prótesis tumoral de rodilla con elementos hexaédricos y tetraédricos.	38

Figura 37. Análisis de convergencia para que nos indica que el elemento más adecuado es el triangular 6 nodos y cuadrado 8 nodos.....	39
Figura 39. Condiciones frontera, cargas y restricciones.....	39
Figura 39. Espacio de separación entre rodilla y funda articulada de aleación de titanio (Ti-6Al-4V). .	40
Figura 40. Grafica de Espacio- desplazamientos en las actividades analizadas	41
Figura 41. Esfuerzo Máximo y minimo de Von Mises para el ciclo caminata. A) Chaveta, B) Bujes, C) Funda Tibial.	41
Figura 42. Esfuerzo de Von Mises en los bujes. A) Ciclo caminata, B) subiendo escaleras C) Posición en cuclillas.	42
Figura 43. Gráfica de tensión en la superficie de los bujes tomando los tres criterios.....	42
Figura 44. Esfuerzo máximo y minimo de Von Mises. A) soporte tibial, B) perno, C) rodilla	43
Figura 45. Valores de CPRESS de las piezas fabricadas con UHMWPE, indicando la zona de mayor contacto entre superficies.....	43
Figura 46. Contactos CPRESS en rodilla y perno de aleación de titanio.	43
Figura 47. Presiones de contacto en función de la distancia del buje.....	44
Figura 48. Esfuerzos de contacto con las condiciones analizadas.	45
Figura 49. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises para el ciclo caminata. A) Bujes, B) Chaveta y C) Funda Tibial.	45
Figura 50. Esfuerzo Máximo y mínimo de Von Mises. A) soporte tibial, B) perno, C) rodilla.....	46
Figura 51. Esfuerzo máximo y mínimo de contacto. A) buje, C) perno.....	46
Figura 52. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises para el ciclo caminata. A) chaveta , B)bujes, C) funda Tibial.	47
Figura 53. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises en la condición de la actividad en cuclillas. A) soporte tibial, B) perno, C) rodilla.	47
Figura 54. Contactos CPRESS en rodilla y perno de aleación de titanio	47
Figura 55. Topología de rodilla comercial. A) rodilla comercial utilizada en las prótesis implantadas en pacientes del IMSS, B) Geometría como resultado del análisis topológico, C) rodilla propuesta.	49
Figura 56. Criterio de selección para cálculos mediante las ecuaciones de contacto de Hertz.	51
Figura 57. Datos de calculadora en línea de contacto de Hertz [67].	52
Figura 58. Resultados de la calculadora de fuerzas de contacto Hertzianas.....	52
Figura 59. Dibujo en dos dimensiones de buje y perno para la obtención de contacto de Hertz.	53
Figura 60. Esfuerzo de contacto entre buje y perno.	53

Figura 61. Esfuerzo máximo de corte en la dirección S_{12} entre el perno y buje.....	54
Figura 62. Distancia b, de la anchura de contacto entre piezas.	54
Figura 63. Tres principales mecanismos de desgaste ilustrados en el nivel de aspereza. El desgaste adhesivo, abrasivo y de fatiga es prominente en UHMWPE en reemplazos de articulaciones [72].	59
Figura 64. Ilustraciones esquemáticas que describen los parámetros de rugosidad utilizados para describir la topografía de una superficie cualquiera. La rugosidad media (R_a) es la desviación media del nivel medio de la superficie [73].	60
Figura 65. Una curva Stribeck muestra cómo el coeficiente de fricción varía en los diferentes regímenes de lubricación a medida que cambia el contacto de la aspereza debido a la viscosidad del lubricante, la velocidad de deslizamiento y la carga.	61
Figura 66. Área ocupada en la condición de ciclo caminata.	63
Figura 67. Limpieza de probetas y bolas utilizadas en las pruebas de movimiento oscilante A) limpieza por medio de detergente, B) utilización de equipo de limpieza ultrasonido con solución de acetona....	66
Figura 68. Distribución de equipo de prueba de bola oscilante con probeta plana. A) Máquina de movimiento reciprocante y B) Bola de geometría esférica de acero 316 L.....	67
Figura 69. Prótesis tumoral de rodilla. A) Diagrama en explosión de prótesis indicando las partes en contacto metal-polietileno, B) ensamble de prótesis.	68
Figura 70. Posibles situaciones para diferentes resistencias al desgaste de bolas y especímenes planos [86]......	69
Figura 71. Micrografías ópticas de la pista de desgaste en planos en la condición de 10 N: A) surco No. 1, B) surco No.3 y C) surco No.6	70
Figura 72. Fotografías de microscopio óptico de huellas de desgaste en las condiciones de; A) 10 N, B) 50 N y C) 30 N.....	71
Figura 73. Gráfica del coeficiente de fricción entre una probeta plana de UHMWPE y bola de acero 316L.	72
Figura 74. Probetas utilizadas para las pruebas de desgaste abrasivo de material de UHMWPE.....	73
Figura 75. Bola de acero 52100 utilizada en las pruebas abrasivas con un diámetro de 25.4 mm.....	74
Figura 76. Configuración esquemática de máquina abrasiva.	74
Figura 77. Fotografías observadas en el microscopio óptico a una carga normal de 5N. A) Con la condición de 1000 ciclos, B) a 2000 ciclos y C) 4000 ciclos.	75
Figura 78. Fotografías observadas en el microscopio óptico a una carga normal de 4N. A) Con la condición de 1000 ciclos, B) a 2000 ciclos y C) 4000 ciclos.	76

Figura 79. Se observan ondulaciones o pliegues alineados aproximadamente en dirección perpendicular al deslizamiento, así como longitudes de onda, presentando principalmente deformación plástica.	76
Figura 80. Medición de perímetros de las huellas de desgaste mediante ayuda de software.	77
Figura 81. Presiones de contacto en condiciones A) Fuerza normal de 5N 4000 ciclos, B) huella de desgaste a 5N 4000, C) fuerza normal de 5N 4000 ciclos y D) huella de desgaste a 4N 4000.	79
Figura 82. Diagrama de volumen desgaste de polietileno correspondientes a las huellas de desgaste después de 1000, 2000 y 4000 ciclos.	80
Figura 83. Ensemble de prótesis tumoral de rodilla, encerrados en círculo rojo bujes de material UHMWPE y pieza perno de aleación de titanio grado 5 (Ti6Al4V).	82
Figura 84. Modelo geométrico de superficie texturizada de forma circular.	85
Figura 85. Profundidad de la geometría texturizada, c es el espacio entre superficies, h ; profundidad total y h_d ; es la profundidad de la textura.	85
Figura 86. Esquema de celda unitaria para el cálculo de distribución de presiones.	86
Figura 87. Grafica de distribución de presiones de las diferentes densidades utilizadas en la textura.	89
Figura 88. (A) Esquema de rejilla imaginaria con geometría circular de diámetro d y distancia entre centro L , (B) isométrico de rejilla con una profundidad h_d	90
Figura 89. Densidad de área para un diámetro d de 200 μm . A) 5%, B) 10%, C) 20% y D) 40%.	91
Figura 90. Gráfica Esfuerzo de Von Mises contra densidad.	93
Figura 91. Esfuerzos de Von Mises al 5N. (A) Muestra sin textura, (B) textura con densidad al 5%, (C) textura con densidad al 10%, (D) textura con densidad al 20% y (E) textura con densidad al 40%, (F) probeta texturizada al 20%.	93
Figura 92. Esfuerzos de contacto (CPRESS). (A) Muestra sin textura, (B) textura con densidad al 5%, (C) textura con densidad al 10%, (D) textura con densidad al 20% y (E) textura con densidad al 40%, (F) configuración de la prueba de desgaste abrasivo.	95
Figura 93. Gráfica Esfuerzo de contacto contra densidad.	96
Figura 94. Imagen de cráter de desgaste para la obtención de diámetros en las diferentes condiciones de prueba.	97
Figura 95. Obtención de Diámetros de huellas de desgaste mediante el Software imageJ	98
Figura 96. Diagrama para la obtención de los esfuerzo normal aplicado a la probeta muestra.	99
Figura 97. Gráfica de volumen de desgaste contra distancia de deslizamiento.	100
Figura 98. Diagrama de flujo que representa los pasos involucrados en el código de desgaste UMESHMOTION personalizado para simular el desgaste de una prueba de micro-abrasión.	109

Figura 99. Probeta de UHMWPE y bola de acero 52100 utilizadas en la prueba de micro abrasión. a) Probeta de polietileno, b) modelo en 3D de la probeta, c) bola de acero 520100 y d) modelo en 3D de la esfera.	113
Figura 100. Desplazamiento U magnitud en dirección de eje Y, la cual es la profundidad de desgaste de la simulación en condiciones de 5N-1000.	114
Figura 101. Gráfica de profundidad de desgaste contra distancia recorrida.	115
Figura 102. Resultados de la variable VOLC que nos da la tasa de desgaste (w) en el software en las condiciones: A) 5N-1000 y B) 5N-4000.	116
Figura 103. Líneas de tasa de desgaste experimental y Simulado por elemento finito en la condición 5N-1000.	117
Figura 104. Imágenes de máquina OBJET 3D 400 y probeta impresa con textura circular.	118
Figura 105. Imágenes en profilómetro óptico de la muestra con una textura al 5% de densidad. a) Condición 5N-4000, b) 5N-2000, c) 5N-1000 y d) Imágenes de la geometría texturizada impresa al 40%.	119
Figura 106. Graficas volumen y tasa de desgaste de probetas texturizadas.	120
Figura 107. Gráfica de tasa de desgaste de probetas texturizadas y sin texturizar.	120
Figura 108. Graficas del COF para probetas con y sin textura.	122
Figura 109. Gráfica del coeficiente de fricción con texturas al 5% y 10%.	122
Figura 110. Gráfica del coeficiente de fricción con texturas al 20% y 40%.	123
Figura 111. Geometría de desgaste de una sola partícula abrasiva	127
Figura 112. Corte transversal de partícula cónica	128
Figura 113. Sección medía de partícula abrasiva.	128
Figura 114. Perfiles individuales de huellas obtenidas mediante profilometría 3D para obtener las dimensiones por partícula abrasiva.	132
Figura 115. Obtención de medidas, perfiles y modelado de partículas poliédricas y su geometría equivalente cónica.	132
Figura 116. Perfiles, partículas poliédricas y su geometría equivalente cónica.	133
Figura 117. Partículas abrasivas de alúmina de diversas formas geométricas.	134
Figura 118. Perfil de desgaste de una de las prueba de micro abrasión obtenida en un profilometro 3D.	134
Figura 119. Configuración de equipo para pruebas de micro-abrasión.	136
Figura 120. Dos Fases de remoción del material presentes en el material de UHMWPE.	136

Figura 121. Movimiento de malla independiente, aplicando la formulación ALE para deformaciones grandes.	138
Figura 122. Esfuerzo Mises máximo durante la penetración del grano abrasivo.	139
Figura 123. Campo de deformación plástica.	139
Figura 124. Perfil del surco producido por un único grano abrasivo obtenida en profilometría y por análisis de elemento finito.	140
Figura 125. Esfuerzo Mises máximo y flujo de material durante la penetración del grano abrasivo....	140
Figura 126. Zona de deformación plástica máxima.....	141
Figura 127. Perfil del surco producido por un único grano abrasivo obtenida en profilometría y por análisis de elemento finito.	141
Figura 128. Esfuerzo Mises máximo y flujo de material durante la penetración del grano abrasivo....	142
Figura 129. Zona de deformación plástica máxima entre la probeta y la partícula.	142
Figura 130. Perfil del surco producido por un único grano abrasivo obtenida en profilometría y por análisis de elemento finito.	143
Figura 131. Área transversal del perfil de partícula abrasiva	144
Figura 132. Área transversal de corte del modelo de grano por elemento finito.....	144
Figura 133. Rotura de una pieza por fatiga.....	147
Figura 134. Diagrama de tensión para una curva senoidal.	149
Figura 135. Curvas S-N para un material polimérico.....	150
Figura 136. Gráficas S-N escala logarítmica del UHMWPE.	151
Figura 137. Barras de UHMWPE utilizadas para la fabricación de los bujes.	152
Figura 138. Bujes en estudio, dimensiones en mm, material de UHMWPE.	154
Figura 139. Máquina para pruebas de Tensión a temperatura ambiente.	155
Figura 140. Ángulo de flexión entre tibia y fémur en la actividad de cuclillas.....	156
Figura 141. Área transversal donde se aplica la carga seleccionada en los ciclos de marcha.	157
Figura 142. Zona de concentración de esfuerzos.....	158
Figura 143. Resultados de concentración de esfuerzos en el buje.....	158
Figura 144. Factor de seguridad de buje no texturizado.....	159
Figura 145. Imágenes de porcentaje de daño para ubicar el comienzo de la falla por fatiga en la pieza.	161
Figura 146. Resultado que indica el número de ciclos a los cuales la pieza comenzará a fallar.	161
Figura 147. Bujes con densidad texturizada del 20%.	162

Figura 148. Esfuerzo de Von Mises de buje texturizado.....	162
Figura 149. Factor de seguridad de buje texturizado.....	163
Figura 150. Factor de seguridad de buje texturizado.....	163
Figura 151. Ciclos de vida del buje texturizado antes del fallo por fatiga.	164

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1. Características mecánicas principales del UHMWPE.	8
Tabla 2. Muestra la composición general de la aleación Ti6Al4V según la norma ASTM [34]......	10
Tabla 3. Propiedades mecánicas típicas de la aleación de Titanio [37]......	11
Tabla 4. Gráfica esfuerzo-deformación real de las pruebas de tensión.	21
Tabla 5. Protocolo para preparar especímenes UHMWPE [44].	23
Tabla 6. Listado de piezas de componentes de prótesis con el material de fabricación de cada una.	27
Tabla 7. Actividades principales de un individuo normal con sus respectivos grados de flexión y carga aplicada [46,48].	28
Tabla 8. Comparación de resultados analíticamente y por el método de elemento finito en la posición del paciente en pie con un ángulo de 0° entre la tibia y el fémur	36
Tabla 9. Propiedades de los materiales utilizados en el análisis del implante de prótesis de rodilla.	37
Tabla 10. Muestra los resultados de los esfuerzos de Von Mises y presiones de contacto en cada una de las piezas de la prótesis en las tres diferentes condiciones.	48
Tabla 11. Tabla de resultados de esfuerzos de Von Mises y de presiones de contacto en las condiciones propuestas con análisis a la prótesis comercial y con el componente femoral topológico.	50
Tabla 12. Variables para el cálculo de esfuerzos de contacto de Hertz.	51
Tabla 13. Porcentaje de error entre cálculos teóricos y análisis de elemento finito.	54
Tabla 14. Tabla de resultados de esfuerzos de contacto en el área del buje de la prótesis.	62
Tabla 15. Fuerza normal para cada condición de prueba en función de área transversal ocupada en el buje.....	63
Tabla 16. Longitud de arco recorrido como consecuencia del ángulo de desplazamiento de cada una de las actividades a realizar.	64
Tabla 17. Distancia recorrida en un tiempo de 15 años.....	65
Tabla 18. Muestra las condiciones realizados para las pruebas de movimiento oscilante.	67
Tabla 19. Valores del COF en la condición bola acero 316 L y probeta plana de polietileno.	72
Tabla 20. Pruebas de desgaste abrasivo realizadas con el objeto de obtener el volumen de desgaste.	75

Tabla 21. Propiedades del polietileno de ultra alto peso molecular utilizadas para el análisis de contacto de elemento finito.	78
Tabla 22. Muestra los cálculos obtenidos mediante las ecuaciones (13) y (14) en las condiciones utilizadas en las pruebas de laboratorio.	79
Tabla 23. Valores comparativos de carga y diámetro de la huella de desgaste de las pruebas realizadas en laboratorio y con el software de elemento finito.	80
Tabla 24. Muestra las ecuaciones de las distribuciones de presiones para las diferentes densidades en función de la distancia x.	88
Tabla 25. Muestra los valores de las variables involucradas para el cálculo de las texturas.	91
Tabla 26. Propiedades de materiales utilizados en el modelo de análisis por elemento finito.	92
Tabla 27. Valores promedio de diámetros obtenidos por software ImageJ.	98
Tabla 28. Carga normal correspondiente a la condición utilizada en la prueba de desgaste abrasivo.	99
Tabla 29. Resultados obtenidos de la prueba de micro-abrasión de volumen de desgaste y coeficiente de desgaste.	100
Tabla 30. Resumen de resultados de profundidad de desgaste en las diferentes condiciones de prueba.	115
Tabla 31. Tasa de desgaste en las diferentes condiciones.	117
Tabla 32. Tabla de diámetros, profundidades y volumen de desgaste de pruebas texturizadas.	119
Tabla 33. Condiciones para las pruebas de movimiento oscilante.	121
Tabla 34. Constantes calibradas del modelo constitutivo de Johnson Cook para el UHMWPE. [136].	131
Tabla 35. Comparación entre áreas obtenidas del perfil de la partícula y el volumen desplazado.	145
Tabla 36. Características mecánicas del UHMWPE.	155
Tabla 37. Actividad cuclillas con sus respectivos grados de flexión y carga aplicada.	156
Tabla 38. Valores de e y f para obtener factor de maquinado.	160
Tabla 39. Resultados para bujes texturizados y sin texturizar.	164

Capítulo 1.

En el presente capítulo se dará una revisión de los trabajos en investigación relacionados al tema de texturizado que en la actualidad se están llevando a cabo referentes al tema sobre desgaste del UHMWPE aplicado en prótesis en la comunidad científica a nivel mundial para aplicaciones industriales y en ortopedia. Las investigaciones más relevantes fueron las desarrolladas por los autores Volodymyr y Bernardo Innocenti ya que elaboraron y validaron un modelo numérico para la predicción del desgaste utilizando la ecuación clásica de Archard- Lancaster, la cual también fue utilizada en este proyecto para realizar la predicción del desgaste.

Se obtuvo la caracterización del UHMWPE y la del aleación de titanio obteniendo el tipo de estructura cristalina de este último, además se realizaron pruebas de tensión al polietileno UHMWPE bajo la norma ASTM D638, para obtener el módulo de elasticidad, el cual se utilizará más adelante en las pruebas de simulación y en la programación para la predicción del desgaste, también se realizaron pruebas de nanoidentación a la aleación de Titanio con la finalidad de obtener también su módulo de elasticidad.

1.1 Antecedentes

A continuación se da una revisión de los trabajos que en la actualidad se están llevando a cabo referente al tema de investigación sobre el desgaste de las prótesis de rodilla en todo el mundo, para establecer un punto de partida y desarrollar una metodología útil para futuras investigaciones y aplicaciones directas a la ortopedia.

Ali M. Alsamhan en su investigación se ocupó en el control de la duración de la vida útil de la rodilla artificial, mediante la variable del parámetro del espesor óptimo de la capa de polietileno, los espesores disponibles comercialmente son de 8, 9 y 10 mm, elaboró un modelo geométrico en 3 dimensiones de la prótesis, y posteriormente realizó análisis de esfuerzos en la zona de contacto entre el inserto tibial de material de polietileno y las demás piezas de la prótesis. Predijo el máximo esfuerzo de Von Mises en el área de mayor concentración en las piezas de las prótesis, determinando que el espesor de 10 mm es el más recomendable para tomar en cuenta por ortopedista, ya que el esfuerzo de Von Mises disminuye un 25% al aumentar el espesor del inserto de polietileno de 8 a 10 mm para personas mayores y una disminución del 30 % en personas activas. Esto lo realizó con dos niveles de carga 500 y 1000 N, simulando el peso de pacientes activos y con sobrepeso respectivamente [1]

Volodymyr Pakhaliuk y Alexander Polyakov en su artículo publicado en el 2015, analizo el desgaste de la articulación esférica de la prótesis total de cadera en la copa acetabular de UHMWPE en combinación con el metal por medio del método elemento finito, utilizando el modelo de la ecuación clásica de Archard-Lancaster para predecir el desgaste con la obtención de presión de contacto, la cual involucra las variables de profundidad de desgaste, el factor de desgaste empírico que depende del material utilizado, la rugosidad de la superficie y la distancia de deslizamiento. Comparó resultados del método de elemento finito y datos obtenidos de ensayos en laboratorio realizados al material de UHMWPE. Obteniendo resultados con diferencias en el rango del 4% al 5 %, demostrando que el método desarrollado es una herramienta muy útil para la aplicación del análisis de clasificación más precisa del diseño, permitiendo reducir el uso de costosos estudios experimentales utilizando simuladores físcos [2]. En el 2014 Marcin Nabrdalik presento un artículo de análisis numérico sobre los esfuerzos en las zonas más desgastada en la parte de la articulación de la rodilla, trabajó con la modificación geométrica del inserto tibial sugiriendo un inserto de contornos más suavizados y curvados en comparación con el inserto comercial el cual es completamente plano [3].

Marjan Bahraminasab utilizó un biomaterial de NiTi (Níquel-Titanio) para el componente femoral del reemplazo total de rodilla, con la característica que tiene esta aleación de memoria de forma para analizar el contacto con la articulación, se evaluó la distribución de tensiones de Von Mises del hueso femoral a través de metodología de elementos finitos. Comparó resultados con materiales de aleaciones comerciales: Cr-Co (Cromo-Cobalto) y Ti-6Al-4V (Titanio-6 Aluminio-4 vanadio). Los resultados obtenidos indican que la aleación NiTi reduce el esfuerzo ya que tiene un módulo de Young bajo de 48 GPa a temperatura corporal que es mucho menor que la de los materiales comúnmente utilizados para prótesis y placas de fractura, por consiguiente se elimina el efecto de blindaje, tal fenómeno ocurre la prótesis o placa tiene un módulo de elasticidad elevado comparada con la del hueso humano (10.4 GPa húmedo), por consiguiente el objeto más duro o del módulo de Young mayor absorberá las cargas y los esfuerzos que normalmente el hueso fracturado gradualmente debería de soportar provocando se debilite y se desintegre por efecto de su porosidad, lo que origina el aflojamiento de la prótesis o la fractura del hueso. Sin embargo el estudio tiene sus limitaciones en cuanto a que la geometría del implante no fue modificada y los estudios se basaron solo a la condición de carga estática y no en condiciones reales del ciclo en marcha. [4].

realizó análisis tribológico del UHMWPE auto-reforzado con polvo de alta resistencia y alto módulo de fibra prensado en caliente, se utilizó un probador M-2000. Con la metodología anterior se logró disminuir el coeficiente de fricción y de desgaste en comparación con el UHMWPE puro [5].

Feng Liu utilizó un modelo computacional para la predicción de desgaste en prótesis de articulaciones de cadera, simuló el ciclo marcha completo para reproducir el desgaste del cojinete fisiológico in vitro [6].

Juan C. Baena realizó una revisión de las metodologías más actuales cuyo fin es mejorar las propiedades mecánicas a través de la creación de una estructura reticulada, las metodologías empleadas son las siguientes: proceso de irradiación gama, utilización de Vitamina E y por último la fotolitografía y nanoimpresión litográfica, mejorando las condiciones de lubricación [7].

Bernardo Innocenti desarrollo y valido una metodología de elementos finitos para predecir el desgaste del polietileno de ultra alto peso molecular, el modelo de desgaste se desarrolló aplicando una prueba experimental de desgaste roll-on-plane. Posteriormente se desarrolló el modelo para predecir el desgaste patelofemoral bajo las mismas condiciones de contorno de las pruebas experimentales, el modelo desarrollado asume importancia para su uso en el desarrollo en el campo clínico ortopédico con el fin de ayudar a los pacientes a la predicción después de una cirugía de rodilla, además para mejora del material en los insertos tibiales [8].

Jonathan Netter utilizó también un modelo computacional de análisis de elemento finito inversa, utilizando un factor de desgaste obtenido de experimentos de desgaste, en específico del método de perno sobre disco. El enfoque del método de elemento finito inverso ajusta el factor de desgaste utilizado en el modelo hasta que la tasa de desgaste predicho coincide con la tasa de desgaste experimental prediciendo así el desgaste de la rodilla. Se utilizó el análisis de dos diseños de artroplastia total de rodilla para determinar los factores de desgaste del inserto de polietileno [9].

Menezes y colaboradores investigaron las propiedades tribológicas del UHMWPE obteniendo el Coeficiente de fricción (COF) y la formación de la película de transferencia mediante la variación de la textura superficial, demostrando que el COF está altamente ligado con la rugosidad superficial y la formación de película de transferencia durante el deslizamiento. Indicando que la texturización de superficie se ha reconocido como un medio efectivo para mejorar las características tribológicas en deslizamiento, minimizar la fricción y el desgaste. Estudios realizados en superficies texturizadas que emplean un deslizamiento han reportado que se tiene un coeficiente de fricción mucho menor en comparación con una superficie no texturizada para un sistema lubricado y no lubricado [10].

Autores como H. Zahouani, Biplab Chatterjee, J. Jamari, A. López Cervantes, Willis, entre muchos otros han estudiado la texturización superficial como uno de los métodos para minimizar la fricción y el desgaste, principalmente en pelotas de golf, rodamientos y pared de camisa de pistón en motores de combustión interna, etc, [11,12,13,14,15,16,17].

Una de las funciones principales de la modificación superficial es la reducción de la tensión máxima (esfuerzo de Von Mises), estudios han demostrado que la creación de cráteres o depresiones en las superficie de frotamiento es muy eficaz para la reducción de la fricción y el desgaste, debido a que sirven como depósitos de material desprendido para evitar desgaste severo de la superficie ya que reduce la cantidad de partículas que hacen la función de herramientas de corte [18]. Además los cráteres actúan como depósitos para proporcionar lubricante a las superficies de contacto para un aumento en la capacidad de carga [19,20,21,13,22].

Lbatan estudió el efecto del texturizado en la mejora de los rendimientos tribológicos debido a las microcavidades, ya que estas actúan como depósitos de lubricante, aplicado en componentes de rodamiento [18].

1.2 Características del Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE).

El UHMWPE fue introducido clínicamente en noviembre de 1962 por John Charnley, utilizándolo de articulación contra una cabeza femoral metálica en una artroplastia total de cadera y durante los últimos 45 años ha sido la combinación de oro en prótesis de cadera, rodilla y hombro.

Generalmente como biomateriales ortopédicos se utilizan tanto metales, como polímeros y materiales cerámicos. Sin embargo, son los metales en conjunto con los polímeros los que se han proporcionado en los últimos años las propiedades mecánicas apropiadas tales como una alta resistencia a la fatiga, ductilidad, resistencia a la fractura, dureza, resistencia a la corrosión y la biocompatibilidad necesaria para la mayoría de las funciones requeridas en diversas articulaciones del cuerpo humano, en la artroplastia total de cadera y en el reemplazo total de rodilla. A pesar de las numerosas aplicaciones ortopédicas de estos biomateriales, sólo unos pocos metales, cerámicas y polímeros dominan los implantes actuales como son las aleaciones de Co-Cr-Mo, Ti-Al-V, PLA composite fibra de carbono y el UHMWPE [23].

La aplicación de biomateriales para fracturas de hueso y reemplazo de articulaciones sugiere que la resistencia mecánica, así como la biocompatibilidad son de vital importancia [24].

Cualquier material de implante dentro del cuerpo humano debe de presentar biocompatibilidad, es decir, se debe producir un grado mínimo de rechazo debido a las partículas generadas por la fricción entre

componentes y a los productos resultantes de las reacciones con fluidos corporales para ser tolerados por los tejidos circundantes de tal manera que la función del tejido quede intacta.

Además de la biocompatibilidad los componentes de reemplazo dentro de la articulación total de rodilla deben soportar tanto fuerzas que se originan desde fuera del cuerpo, como las debidas a la gravedad; así como las resultantes de la acción muscular al caminar [25].

Por lo tanto, se requiere que los materiales empleados en las prótesis presenten las siguientes características mecánicas:

- Módulo de elasticidad y límite elástico parecidos a los del hueso.
- Resistencia a la fatiga.
- Resistencia a la tracción.
- Ductilidad.

Por otra parte, los fluidos corporales consisten en una solución aireada y tibia que contiene aproximadamente 1% en peso de NaCl, además de otras sales y compuestos orgánicos en concentraciones relativamente bajas por lo que son muy corrosivos. Esto puede conducir, en el caso de las aleaciones de metal y polímeros, a la corrosión bajo tensión y a la fatiga.

1.3 Tipos de Biomateriales.

Como se ha dicho anteriormente se tienen varios tipos de biomateriales que cumplen estas características y que pueden ser utilizados para la fabricación de prótesis articulares, estos son materiales poliméricos, cerámicos y metálicos. Sin embargo dentro de la aplicación de los materiales poliméricos está limitado a dos, el UHMWPE y el politetrafluoroetileno como consecuencia de las exigencias de biocompatibilidad y propiedades mecánicas.

La aplicación principal es como componente de la superficie de articulación metal-polimero en prótesis articulares, y en segundo lugar, se usan como interfaz entre el implante y el tejido óseo.

El polímero estándar de uso predilecto para las articulaciones artificiales complejas incluyendo la rodilla y el hombro es el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), por sus excepcionales propiedades físicas y mecánicas. Las más notables son su lubricidad, resistencia al impacto, resistencia a la abrasión y que es inerte a los fluidos corporales, aunque también en un tiempo se utilizó el ya que tiene un bajo coeficiente de fricción (0.04-0.05) y además es fácilmente aceptado por tejidos animales debido a su inherencia química [23,26,27].

Pero la contra con solo unos pocos años, pacientes comenzaron a reportar a Wrightington (hospital de ortopedia en Inglaterra), dolor e inflamación asociada con sus articulaciones artificiales de PTFE. Un examen radiográfico reveló desgaste excesivo. Una vez revisadas las articulaciones, se encontró un porcentaje de 100 a 200 ml de líquido purulento alrededor del tejido circundante a la prótesis.

Aunque la articulación conjunta fue exitosa en los primeros dos años después de la cirugía, cerca del 99% tuvo que ser modificado en el plazo de 2 a 3 años de implantación debido al desgaste severo y la respuesta inflamatoria provocada por las partículas de desgaste del PTFE [28].

Desde un punto de vista clínico el UHMWPE es significativamente más resistente a la abrasión y al desgaste que el HDPE (polietileno de alta densidad). Los siguientes datos de desgaste fueron tomados de una simulación de cadera [29] (figura 1). La velocidad de desgaste volumétrico del HDPE es 4.3 veces mayor que la del UHMWPE.

Figura 1. Comparativas de las tasas de desgaste del HDPE y del UHMWPE en una simulación de cadera multidireccional [28]

El peso molecular extremadamente alto de la resina del UHMWPE, es el responsable de sus propiedades. Tiene mayor resistencia a la abrasión y al impacto que la mayoría de los otros plásticos. Además de su tenacidad, el bajo coeficiente de fricción del polietileno produce una superficie de baja energía de adhesión. Los coeficientes de fricción tanto estáticos como dinámicos son significativamente más bajos que para el acero y la mayoría de los materiales plásticos. Por lo tanto las aplicaciones médicas incluyen este material en prótesis y soportes quirúrgicos, debido a sus propiedades mecánicas y la excelente biocompatibilidad con tejidos humanos.

Sin embargo el desgaste y el daño de los componentes de UHMWPE ha sido uno de los factores que limita la longevidad del implante, aun cuando una de las principales características más significativas del UHMWPE es la resistencia a la abrasión y al desgaste como ya se había mencionado.

El UHMWPE, es un tipo de polímero generalmente clasificado como un monómero como se muestra en la figura 2.

Figura 2. Esquema de una estructura de un homopolimero y copolimero.

En la industria de los polietilenos, incluyendo el UHMWPE, son frecuentemente copolimerizados con otros monómeros para mejorar características físicas y mecánicas del polímero. Sin embargo la mayoría de los implantes ortopédicos fabricados de UHMWPE son homopolimeros.

La principal característica que distingue a un polímero de otros materiales, tales como los metales y otros cerámicos, es el tamaño molecular. Su estructura química del polietileno, el cual es un polímero formado de gas etileno (C_2H_4). La fórmula química genérica del polietileno es $(C_2H_4)_n$, donde n es el grado de polimerización.

Un esquema de la estructura química del polietileno se muestra en la siguiente figura 3. [30].

Figura 3. Estructura química del Polietileno.

El grado de polimerización es la combinación de las diversas características del Polietileno de alta densidad como lo son: la densidad, índice de fluidez, peso molecular, distribución del peso molecular y contenido de monómeros proporcionan los diversos grados que en el mercado existen. La clasificación que más se utiliza es la densidad, pues este parámetro es un buen indicativo de las cualidades entre los Polietilenos, donde en general, con densidades altas, mayores propiedades mecánicas.

El peso molecular o grado de polimerización es una medida de la longitud de la molécula. Las cualidades mecánicas tienden a mejorar conforme aumenta este parámetro, así como su resistencia a fluir en la maquinaria de transformación.

El UHMWPE es de alta densidad y elevado peso molecular; alrededor de 3 a 6 millones de gramos por cada gramo-mol, es un termoplástico industrial semi-cristalino, blanquecino y opaco.

Las principales características mecánicas del UHMWPE se dan en la siguiente tabla 1. [31]:

Tabla 1. Características mecánicas principales del UHMWPE.

Material	Densidad (g/cm ³)	Resistencia a Compresión (MPa)	Módulo de Elasticidad (MPa)	Módulo de Poisson
Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)	0.41-0.49	28	1080	0.40

1.4 Propiedades de la aleación del titanio para prótesis.

El titanio es un metal alotrópico y las estructuras cristalinas que puede presentar son:

1. Hexagonal compacta (HCP) que se identifica como α . En la Figura 4 se indican los tres planos de red más densamente empaquetados:
 - El plano (0001) es el plano basal.
 - El plano (10 $\bar{1}$ 0) es uno de los tres planos prismáticos.
 - El plano ($\bar{1}$ 011) es uno de los seis planos piramidales

Las direcciones de máximo empaquetamiento son $\langle 11\bar{2}0 \rangle$. Sus parámetros de red son a (0.295 nm) y c (0.468 nm).

Figura 4. Estructura cristalina del titanio (HCP) [32].

Cúbica centrada en el cuerpo o BCC (Figura 5), que se identifica como β . En la Figura 5 se indica el plano (110) que es uno de los seis planos de empaquetamiento máximo.

Las direcciones de empaquetamiento máximo son las cuatro direcciones $\langle 111 \rangle$. Su parámetro de red es a (0.332 nm).

Figura 5. Estructura cristalina del titanio β (BCC) [32]

La completa transformación de una a otra estructura se conoce como transformación alotrópica y tiene lugar a la temperatura de transición que, para el titanio elemental es de $882^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. Esta temperatura varía en función del aleante o aleantes que se empleen y de la pureza del titanio utilizado.

La existencia de dos estructuras cristalinas diferentes y de la correspondiente transformación alotrópica influye notablemente sobre las propiedades tanto físicas como mecánicas del titanio y sus aleaciones.

Entre las aleaciones más comerciales del titanio para uso biomédico esta la combinación del Ti-6Al-4V, debido a su módulo de elasticidad bajo que evita el efecto de blindaje explicado anteriormente y sus características mecánicas las cuales son: buena ductilidad, excelente resistencia a la corrosión y su característica principal es la biocompatibilidad con el cuerpo humano. Por ello su utilización en implantes para prótesis articulares (cadera, rodilla, hombro, etc.) y placa para fractura de huesos e implantes dentales entre otras cosas. [33].

Tabla 2. Muestra la composición general de la aleación Ti6Al4V según la norma ASTM [34].

Composición (% peso)								
Elemento	Al	V	Fe	O	C	N	H	Ti
% peso	5.5-6.5	3.5-4.5	0.25	0.08	0.13	0.05	0.012	Balance

Las aleaciones de titanio se clasifican en tres categorías: α , $\alpha+\beta$ y β . Esta clasificación se basa en la respuesta que tienen las mismas a los tratamientos térmicos.

Las aleaciones α comprenden, además del titanio elemental, las que contienen en su formulación sólo elementos alfégenos y/o neutros. Por otro lado, las aleaciones con una pequeña cantidad de elementos betágenos, entre el 1 y el 2% en peso, se conocen como aleaciones casi- α y su comportamiento es similar al de las aleaciones α .

Las aleaciones $\alpha+\beta$ comprenden entre el 5% y el 40% de fase β a temperatura ambiente y se singularizan por sufrir transformación martensítica al enfriarse rápidamente. Se caracterizan por su equilibrio de ductilidad y resistencia, por ser tratables térmicamente y por presentar las fases α y β a temperatura ambiente. Entre ellas destaca la aleación de titanio más empleada, la aleación Ti-6Al-4V debido a su módulo de elasticidad elevada resistencia mecánica, baja densidad y excelente resistencia a la corrosión y alta biocompatibilidad con el cuerpo humano.

Las aleaciones de fase α presentan baja resistencia a la corrosión a temperatura ambiente, por lo que su uso es limitado en aplicaciones biomédicas. Las aleaciones $\alpha+\beta$ presentan una composición de cada fase y mejor respuesta a los tratamientos térmicos. Las aleaciones β presentan la característica de combinar bajo y alta resistencia a la corrosión. Aleaciones de titanio tipo $\alpha+\beta$ con un adecuado balance de estabilizadores alfa y beta respectivamente produce una mezcla de alfa y beta a temperatura ambiente.

La aleación Ti 6Al4V, es un ejemplo de este principio, es la más común de todas las aleaciones de titanio como se mencionó anteriormente [35].

Debido a que estas aleaciones contienen dos fases se pueden utilizar tratamientos térmicos para controlar tanto la microestructura como las propiedades.

La aleación (Ti6Al4V) es un material alotrópico, que al igual que el titanio puro existe como una estructura hexagonal compacta (hcp, α -Ti) y cúbica centrada en el cuerpo (bcc, β -Ti). Las aleaciones de titanio pueden ser reforzadas y sus propiedades mecánicas varían según la composición controlada y técnicas de procesamiento termo mecánico. La adición de elementos de aleación de titanio permite tener una amplia gama de propiedades:

1. El aluminio tiende a estabilizar la fase α , que es el aumento de la temperatura de transformación de la fase $\alpha+\beta$
2. El vanadio estabiliza la fase β bajando la temperatura de la transformación de α a β . [36]

El titanio comercialmente puro es un material que presenta propiedades mecánicas bajas, por lo que no es utilizado en aplicaciones de alta resistencia.

Las propiedades de la aleación Ti6Al4V dependen de la forma como se ha procesado el material. En las aplicaciones biomédicas se utilizan el metal forjado, debido a que este presenta mejores propiedades que el metal fundido.

En la aleación Ti6Al4V, la microestructura tiene un efecto notorio en el comportamiento a fatiga. La estructura equiaxial fina y la estructura laminar presentan mayor resistencia a fatiga.

Tabla 3. Propiedades mecánicas típicas de la aleación de Titanio [37].

Material		Propiedades mecánicas			
Ti6Al4V	Dureza	Módulo De	Módulo de	Limite elástico	Resistencia
	HV	Elasticidad (GPa)	Poisson	(MPa)	a tracción (MPa)
	349	105	0.342	1034	1103

La aleación Ti6Al4V es la más utilizada para aplicaciones biomédicas por sus excelentes propiedades. Sin embargo, presenta baja resistencia al desgaste, lo que no es conveniente utilizarse en contacto con materiales más duros debido a que puede generar problemas de biocompatibilidad por los residuos. El

vanadio que se le adiciona la convierte en una aleación bifásica $\alpha+\beta$ mejorando la plasticidad de la aleación.

Como se mencionó la aleación Ti6Al4V se puede procesar de diferentes maneras; para las aplicaciones biomédicas se utiliza el forjado debido a las características microestructurales que presenta. La microestructura después de la forja se denomina “mill annealed” y consiste en granos equiaxiales de fase α . También contiene placas de windmanstatten de fase α , mientras la fase β rodea los granos y las placas.

Cuando la aleación Ti6Al4V se somete a tratamientos térmicos a temperaturas superiores a 1040° C los granos de fase α nuclean a los límites de grano de β y crecen en forma de lámina, al enfriar lentamente se obtiene una estructura totalmente de placas de Windmanstatten α rodeada de fase β . La microestructura “mill annealed” tiene una menor resistencia a la fatiga y tenacidad. En la aleación Ti6Al4V se debe evitar el enfriamiento rápido desde la fase β , ya que se producirá la transformación martensítica ocasionando fragilidad [38].

La morfología del grano del espécimen Ti6Al4V “mill annealed” ilustra una mezcla de granos alfa equiaxiales y colonias alfa / beta como en la Figura 6 que es una configuración típica de Ti6Al4V.

Figura 6. Estructura “mill annealed” de la aleación Ti-6Al-4V [38].

Por lo general, las aleaciones de titanio se clasifican como alfa, alfa+ Beta, y aleaciones con una mayor inclinación cerca de Alfa y aleaciones beta Meta estable. Esto se describe esquemáticamente en un diagrama de fase tridimensional, que se compone de dos diagramas de fase un con Alfa y un elemento Beta estabilización respectivamente (Figura 7).

Si se añaden fracciones menores de elementos estabilizadores beta, se le conocen como aleaciones cerca de Alfa. Las aleaciones Alfa + Beta es el grupo de aleación más usada, siguen esta clase a temperatura ambiente, estas aleaciones tienen un volumen de fracción de Beta que varía aproximadamente de 5 a 40%. Si la proporción de elementos estabilizadores Beta se incrementa, además a un nivel en el que ya no se transforma en martensita por rápido enfriamiento, las aleaciones se encuentran todavía en el campo de dos fases y se alcanza la clase de aleaciones Beta metaestables. Hay que señalar que estas aleaciones todavía pueden revelar una fracción de volumen de alfa equilibrio de más de 50%. Por último, la versión beta de una sola fase aleaciones marca el final de la escala de las aleaciones de titanio convencionales.

Como se mencionó anteriormente, la microestructura tiene una influencia sustancial en las propiedades de las aleaciones de titanio. La microestructura de las aleaciones de titanio convencionales, se describe principalmente por el tamaño y la disposición de las dos fases alfa y beta. Los dos casos extremos de arreglos de fase es la microestructura laminar, que se genera durante el enfriamiento del campo de la fase beta, y la microestructura equiaxial, que es un resultado de un proceso de recrystalización. Ambos tipos de microestructura pueden tener una estructura fina así como una disposición gruesa de sus dos fases. La influencia de las distintas microestructuras en el comportamiento mecánico de las aleaciones de titanio ha sido objeto de numerosas investigaciones, el tamaño de las fases (comparación de microestructuras finas y gruesas), por un lado, y la disposición de las fases (comparación entre laminar y microestructuras equiaxiales) en el otro, tienen un efecto en algunas propiedades mecánicas importantes. Las composiciones químicas de las fases alfa y beta cambian en el campo de las dos fases con la disminución de la temperatura en condiciones de equilibrio. El vanadio es fuertemente enriquecido en la fase beta y por lo tanto estabiliza esta fase a temperaturas más bajas.

Las metalografías de las probetas enfriadas lentamente muestran beta como una laminilla gruesa de color oscuro alrededor de alfa color claro (Figura 8.)

Figura 8. Metalografías donde se muestra beta como laminillas gruesas de color oscuro alrededor de alfa color claro [39].

A diferencia de microestructuras laminares, las microestructuras equiaxiales son el resultado de un proceso de recrystalización. Por lo tanto, la aleación tiene primero que ser altamente deformada en el campo de la fase alfa + Beta para introducir suficiente trabajo en frío en el material. Tras el tratamiento térmico de la solución posterior a temperaturas en el campo de las dos fases, una microestructura recrystalizada equiaxial se genera (Figura 9a). Un recocido prolongado engruesa la microestructura (Figura 9b). La propia temperatura de tratamiento térmico de la solución determina la fracción de volumen de la fase alfa primaria [30,39].

Figura 9. Microestructura equiaxial del Ti-6Al-4V: a) Equiaxial fina; b) Equiaxial gruesa [39].

1.5 Material a utilizar en el proyecto.

El material utilizado fue suministrado por la empresa CME ortopedia, Break Fix Trauma México. En forma de barra cilíndrica de un metro de longitud y una pulgada de diámetro, para elaborar partes de la prótesis tumoral de rodilla en contacto con el Ti6Al4V como se muestra en la figura 10. Se realizaron cortes transversales de 7 mm de espesor cada uno por medio de cortadora de disco con refrigerante y a baja velocidad para disminuir al máximo el calentamiento de las piezas, estas muestras fueron utilizadas para las pruebas de nanoindentación, metalografía y dureza Rockwell C.

Figura 10. Material Proporcionado por la empresa Break Fix Trauma para realizar la caracterización.

1.6 Metalografía de la aleación de Titanio

1.6.1 Preparación de Muestras

Para la preparación de muestras se llevó a cabo el proceso de desbaste y pulido del material de aleación de titanio, establecido por la norma ASTM E3-01, comenzando por el proceso de desbaste con papel abrasivo de tamaño de grano ASTM, 320, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1500 y 2000 para posterior pulido con paño y pasta de diamante de 1 micrómetro hasta obtener un acabado superficial homogéneo tipo espejo. Para el análisis metalográfico fue realizado un ataque químico durante 30 segundos con reactivo Kroll (100 ml H_2O_2 + 6 ml HNO_3 + 3 ml HF) Agua, ácido nítrico y ácido fluorhídrico, para revelar la microestructura. [39]

1.6.2 Caracterización Microestructural.

En la figura 11 se puede apreciar que la aleación Ti6Al4V posee una matriz β contenida en α , donde las partes oscuras pertenecen a la estructura β y las partes claras corresponden a la estructura α .

Figura 11. Estructura $\alpha + \beta$ de la aleación del titanio grado biomédico de la muestra proporcionada por la empresa CME ortopedia, Break Fix México.

En la figura 12 se pueden observar granos con forma alargada, debido a la deformación a la que fue sometido el material en su proceso de fabricación, fundición y forjado, además de que se observa una forma de grano más equiaxial, son aquellos en que su crecimiento ha sido igual en todas las direcciones

Figura 12. Estructura de grano equiaxial.

Se realizaron EDS puntuales en las zonas de fase alfa y beta para ver las características del material (Figura 13)

Figura 13. EDS de la fase alfa, con alto contenido de aluminio.

La zona Beta presenta un mayor contenido en Vanadio, Aluminio, Carbono y Oxígeno como lo muestra el EDS de la figura 14.

1.7 Pruebas de tensión.

La pruebas de tensión para el polietileno UHMWPE se realizaron bajo la norma ASTM D638, existen varios tamaños de probetas estandarizadas según la norma sin embargo la que se utilizó fue una tipo IV ya que es la más común para pruebas de polietileno , con un espesor de 3.2 mm, se realizaron cinco pruebas como indica la norma. [41]

Figura 15. Grafica ingenieril esfuerzo-deformación.

La tensión media se obtiene dividiendo la carga por el área de la sección transversal inicial de la probeta.

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1)$$

Para la deformación ε .

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L_i} = \frac{L_f - L_i}{L_i} \quad (2)$$

Los parámetros utilizados para describir la curva tensión- deformación de un material son: La resistencia a la tracción, el límite elástico convencional o el aparente, el % de alargamiento y la estricción [40].

$$\text{alargamiento \%} = 100 \frac{L_f - L_i}{L_i} \quad (3)$$

Dónde:

L_f = distancia entre puntos al producirse la fractura

L_i =distancia entre puntos origina

ε = deformación convencional al producirse la fractura.

1.8 Obtención del módulo de elasticidad

La pendiente de la parte lineal inicial de la curva Tensión-Deformación es el módulo de elasticidad o módulo de Young, el cual es una medida de la rigidez del material. Cuanto mayor sea el módulo más pequeña es la deformación elástica resultante de la aplicación de una tensión dada.

Se dice que el módulo de elasticidad es una de las propiedades mecánicas más insensibles a la estructura. Solo le afecta ligeramente las adiciones de elementos aleantes, el tratamiento térmico o la conformación en frío.

Las pruebas de tensión para el polietileno UHMWPE se realizaron bajo la norma ASTM D638, existen varios tamaños de probetas estandarizadas según la norma sin embargo la que se utilizó fue una tipo IV ya que es la más común para pruebas de polietileno, con un espesor de 3.2 mm, se realizaron cinco pruebas como indica la norma.

Se maquinaron las 5 probetas por un método de fabricación por arranque de viruta para obtener las características descritas en la norma (figura 16).

Figura 16. Probetas para pruebas de tensión según Norma ASTM 638.

El espécimen es cargado a tensión con una carga inicial F que se va incrementando, hasta que el espécimen falle para trazar los valores de esfuerzo contra deformación (Figura 17) [41].

Figura 17. Grafica típica de prueba a tensión del UHMWPE [30]

La curva convencional tensión-deformación, no proporciona una indicación de las características de la deformación de un material porque está basada totalmente sobre las dimensiones iniciales de la probeta y estas cambian constantemente durante el ensayo debido a la deformación que sufre por alargamiento.

Si se usa la tensión real, basada en el área instantánea de la sección transversal de la probeta durante la prueba, se encuentra que la curva de tensión-deformación asciende de modo continuo hasta producirse la falla. Si la medida de la deformación esta también basada en medidas instantáneas, la curva obtenida se conoce como curva real de tensiones-deformaciones como se muestra en la figura 17. Para calcular el módulo de elasticidad se utiliza la pendiente de la zona elástica en cualquier punto de la gráfica. [40].

La figura 18 muestra las gráficas esfuerzo-deformación de las pruebas a tensión del UHMWPE en el cual se obtuvieron las pendientes de la gráfica en la zona elástica para obtener los datos del módulo de elasticidad del material a utilizar.

Figura 18. Gráfica esfuerzo-deformación real de las pruebas de tensión

El módulo de elasticidad, es la pendiente de cada una de las gráficas, se obteniendo los siguientes resultados:

Tabla 4. Gráfica esfuerzo-deformación real de las pruebas de tensión.

Probeta	Módulo de elasticidad (MPa)
UHMWPE 1	1083.68
UHMWPE 2	1046.63
UHMWPE 3	923.77

Se obtuvo la media para obtener el módulo de elasticidad dando un valor de 1018.02 ± 42.09 MPa

1.9 Pruebas de nanoindentación al UHMWPE.

1.9.1 Teoría de la mecánica de contacto.

Se realizaron pruebas de nanoindentación en una máquina modelo DUH-211S de la marca SHIMADZU, con un indentador piramidal de diamante tipo Berkovich, para una geometría dada del penetrador la curva de carga-desplazamiento registrada en la prueba de nanoindentación, se puede registrar en una huella digital en un determinado material, ya que contiene información acerca de las propiedades elásticas y plástica de la muestra bajo prueba.

La figura 19 muestra una curva teórica que representa el ciclo del indentador de carga-descarga (final de carrera en la fuerza constante), lo que permite el cálculo de la dureza H y el llamado módulo reducido E_r , módulo de Young (Relacionado con el módulo mecánico real) del polímero probado a una profundidad h de la superficie del material.

Donde la máxima profundidad de penetración es h_{max} , adecuada para la fuerza de carga máxima F_{max} , contiene tanto el componente de plástico h_f (adecuado a la fuerza de descarga igual a cero), así como también un componente elástico δ .

Figura 19. Gráfica clásica de pruebas de nanoindentación.

La llamada profundidad de contacto h_c , para el que se determina el área de contacto del material del penetrador, A , se utiliza para el cálculo de la dureza del material, de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$H = \frac{F_{max}}{A} \quad (4)$$

De acuerdo a Oliver y Pharr, la profundidad de contacto h_c , puede ser calculado de acuerdo a la ecuación [42]:

$$h_c = h_{max} - 0.75 \frac{F_{max}}{S} \quad (5)$$

Donde S es un contacto de rigidez, representado por el ángulo de incidencia de la pendiente a la curva de descarga en su período inicial.

$$S = \frac{dF}{dh} \quad (6)$$

El módulo de elasticidad reducido del par de E_r de acero-plástico estudiado puede ser calculado usando la ecuación.

$$E_r = 0.5 \left(\frac{\pi S}{A} \right) 0.5 \quad (7)$$

Sabiendo el valor del módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson para el material del indentador y asumiendo la relación de Poisson de caucho igual $\nu = 0,5$, es posible calcular el módulo de elasticidad de la goma en la profundidad definida, aplicando la ecuación conocida de Hertz. [43]

Las muestras para las pruebas de nanoidentación se pulieron usando una técnica desarrollada en Laboratorio Nacional de Oak Ridge, según la siguiente Tabla 5.

Tabla 5. Protocolo para preparar especímenes UHMWPE [44].

Abrasivo	Papel Lija	Pasta de diamante
Tamaño de grano	320,400,600,800,1200,1500,2000	1 micrón
Lubricante	Agua	Alcohol
Velocidad (rpm)	No Aplica	150 rpm
Tiempo	1 minuto y rotando 90°	10 min

Se realizaron también análisis de nano-identación al UHMWPE para determinar el valor del módulo de elasticidad (ver figura 20), con un total de 30 pruebas, 15 horizontales y 15 verticales a una distancia de 15 μm de separación entre ellas como se observa en la figura 21.

Figura 20. Gráficas carga- desplazamiento en dirección horizontal y vertical de las probetas de UHMWPE.

Figura 21. Pruebas de nanoidentación, se realizaron 15 pruebas horizontales y 15 verticales a una distancia de 20 μm .

Los resultados obtenidos para el módulo de elasticidad del UHMWPE fue para el caso de las probetas horizontales fue de 950 ± 61.4 MPa y vertical de 936.4 ± 53.3 MPa. El valor reportado por bibliografía es de 1080 MPa [31].

Para la aleación de titanio grado biomédico los datos verticales obtuvo un promedio de 99900 ± 2302.4 y horizontal de 99000 ± 2650.6 (ver figura 22), el reportado en bibliografía es de 105000 MPa [37].

Figura 22. Curva carga-desplazamiento en Ti4Al6V grado biomédico a lo largo de una línea horizontal y vertical según la figura 22.

Conclusiones

El Ti-6Al-4V es el más adecuado en aplicaciones biomédicas, debido a sus propiedades mecánicas y de biocompatibilidad resultado de sus fases $\alpha + \beta$ presentando una estructura “Mill annealed”. La empresa Break Fix Trauma México proporciono la funda articulada de material de aleación de Ti, la cual forma parte de una prótesis de rodilla. La caracterización microestructural de las probetas, las cuales fueron recortadas de la funda articulada, tratadas y atacada con el reactivo Kroll, revelo que contiene una estructura $\alpha + \beta$ y un crecimiento de grano equiaxial confirmando que es adecuado el material para la fabricación de las prótesis.

La realización de los EDS puntuales en las zonas α muestran un alto contenido de aluminio del 2.70% en peso el cual realiza la función de estabilizador de esta fase como se menciona en la teoría. El EDS realizado en la zona β indica un alto contenido de vanadio, en el rango de 3.59% en peso, y el cual estabiliza la fase β .

El análisis de las pruebas de tensión del material de UHMWPE realizadas bajo la Norma ASTM D638 muestra una gráfica esfuerzo-deformación con un comportamiento similar a la realizada por Steven M. Kurtz.

El análisis de las gráficas en la zona elástica muestran una pendiente muy pronunciada, cercana a los 90° características propia de los polímeros, se determinó el valor del módulo de elasticidad del UHMWPE obteniendo un valor promedio de 1018 MPa, parecido al reportado en bibliografía que es de 1000 MPa.

Capítulo 2

2.1 Modelado Geométrico de prótesis tumoral de rodilla

Se utilizó una prótesis tumoral de rodilla, la cual fue proporcionada por la empresa BREAK FIX Trauma México, se escaneo cada uno de sus componentes para obtener la parametrización por medio de un escáner digital de la marca DAVID Vision Systems como se observa en la figura 23. Se utilizó un software CAD para pasar de formato STL a Solid Works V2015.

Figura 23. Prótesis tumoral, prótesis real con todos sus componentes, prótesis digitalizada en software CAD.

Se elaboraron las piezas de la prótesis tumoral de rodilla ingresando las propiedades mecánicas de ambos materiales como son: la constante de Poisson, la densidad, el módulo de elasticidad, y el esfuerzo ultimo a la fluencia, los dos últimos fueron obtenidos de las pruebas de tensión y de micro dureza; descritas en la sección 1.7 y 1.9 del capítulo I. La figura 24 muestra el ensamble en explosión de los componentes de la prótesis digitalizada con escáner y la tabla 6 muestra el nombre de cada uno de los componentes ensamblados y el material del cual están fabricadas.

Figura 24. Ensamble total de componentes de prótesis tumoral de rodilla.

A continuación se da un listado en la tabla 6 de los componentes de la prótesis tumoral de rodilla referenciado a la figura 24, junto con los materiales de cada uno de ellos, las piezas elaboradas con UHMWPE son el buje rotativo, la chaveta y la funda articulada.

Tabla 6. Listado de piezas de componentes de prótesis con el material de fabricación de cada una.

No. pieza	Descripción	Material
1	Buje rotativo	UHMWPE
2	Funda articulada	Ti4Al6V
3	Perno sostén	Ti4Al6V
4	Platillo tibial	Ti4Al6V
5	Chaveta	UHMWPE
6	Funda articulada	UHMWPE
7	Componente femoral	Ti4Al6V

2.2 Casos de estudio

Se realizaron análisis estáticos durante las actividades cotidianas como es el ciclo caminata, subir escaleras y poner en cuclillas. Se seleccionaron las actividades antes mencionadas debido a los picos de fuerza que se presentan en cada una, en un determinado momento. Para tener los puntos de referencia de los picos de carga, en la biomecánica se toman tres planos como se muestra en la figura 25 [45].

Figura 25. Planos de División del cuerpo humano. En el plano sagital, en él se realizan los movimientos de flexo-extensión [45].

Se determinaron los rangos de movimientos generados por la articulación en la rodilla, para poder así obtener las concentraciones de fuerzas en cada una de las actividades seleccionadas.

Se toma de referencia el plano sagital para obtención de los ángulos generados por la flexión de la rodilla entre el fémur y la tibia (figura 26). Una persona sana tiene una flexión de cero grados, cuando la pierna está totalmente extendida hasta un ángulo de 130° cuando está en posición de cuclillas.

La tabla 7 muestra los grados de flexión de la rodilla durante las actividades a analizar y la su carga aplicada en el plano sagital tomada por los autores Mow y David [46].

Figura 26. Grados de flexión de la rodilla, en las posiciones de 0° , 15° , 83° y 130° con referencia al plano sagital [47].

Tabla 7. Actividades principales de un individuo normal con sus respectivos grados de flexión y carga aplicada [46,48].

Actividad.	Flexión de la Rodilla (Grados)	Peso del cuerpo (BW)
Caminata	0-67	3.2
Subir escaleras	0-83	3.5
En cuclillas	130	5.6

Durante la caminata o ciclo marcha se tomó la fuerza máxima, la cual se presenta a 15° con un valor de 2250 N como se muestra en la figura 27 [49]. Algunos autores como Schipplein y Andriacchi desarrollaron el patrón típico de la fuerza de contacto de la rodilla durante la fase de marcha describiéndola de la siguiente manera:

El ciclo de la marcha se puede describir en términos de cada fase descrita con las primeras letras por sus siglas en inglés, Initial contact, IC (contacto inicial), Load response, LR (respuesta de carga), middle position, MS_t (posición media), Terminal position, TS_t (posición terminal), pre-swing, PS_w (pre-oscilación), initial swing, IS_w (oscilación inicial), medium swing, MS_w (oscilación media) y terminal swing, TS_w (oscilación terminal). El período de postura consta de las primeras cinco fases: contacto inicial, respuesta de carga, posición media, postura terminal y pre- oscilación (Ver figura 28). Para obtener los cálculos de la carga durante el ciclo marcha se tomó como referencia al fenotipo masculino del paciente mexicano promedio con un peso de 70 kg debido a que un paciente antes de ser sometido a este tipo de cirugía lleva una dieta balanceada para alcanzar su peso ideal y 1.75 m. de estatura [50].

Schipplein interpreto el ciclo de marcha en función al peso corporal o Body Weight (BW) por sus siglas en inglés, teniendo la carga máxima entre el periodo de respuesta del peso del cuerpo y la posición media, aplicada en la articulación de la rodilla. La figura 28 muestra el perfil del ciclo de caminata, en el lapso de cero a quince grados al perfil del periodo de respuesta de carga que se presenta un pico de fuerza máxima de 3.2 veces el peso corporal del individuo.

Figura 27. Condiciones para el ciclo marcha, ciclo marcha humana con sus respectivos ángulos de flexión entre fémur Vs. Tibia, así como la cantidad de veces el peso corporal de carga aplicada [49].

Figura 28. Patrón típico de la fuerza de contacto en la rodilla durante el ciclo de caminata [51].

Tomando la información del peso de la persona es de 70 Kg igualamos los dos criterios anteriores de los autores Mulholland y Shipplein. Ellos indican que la flexión máxima se encuentra cuando el fémur con respecto a la tibia es de 15° , en ese punto tenemos un valor de la carga axial de 2250 N (Figura 28).

Utilizando la ecuación 8 para obtener el valor aproximado del peso corporal (BW por sus siglas en ingles), tomando el criterio de Shippein.

$$Carga = (x)BW \quad (8)$$

Dónde: x son el número de veces el peso corporal.

BW: peso del paciente en [N]

Sustituyendo el valor de 2250 N, magnitud de la carga axial en el ciclo de marcha de Mulholland a la ecuación 8, y tomando el valor del área transversal de la prótesis en la zona del fémur la cual es de 641.30 mm^2 como se muestra en la figura 29.

Figura 29. Área trasversal donde se aplica la carga seleccionada en los ciclos de marcha.

Despejando a x tenemos:

$$x = \frac{Carga}{BW}$$

$$x = \frac{2250}{(70)(9.81)} = 3.2765 \text{ veces el peso del cuerpo}$$

Valor que coincide con los autores Schippein y Andriacchi, aunque con criterios diferentes.

Para las condiciones de Subir escaleras y posición en cuclillas se tomaron valores obtenidos por los autores Mow, Mulholland y David. La tabla 7 muestra los grados de flexión de la rodilla durante las actividades que se tomaron como referencia.

El esquema que se muestra a continuación (figura 30) ilustra las posiciones de la prótesis tumoral durante las actividades que demandan más peso corporal las cuales son: subir escaleras y la posición en cuclillas.

Figura 30. Condiciones de ángulo entre fémur y tibia en la posición subiendo escaleras y en cuclillas.

2.3 Validación numérica.

Se consideran los polímeros como materiales dúctiles, en general dichos materiales tienen la misma resistencia a la tensión que a la compresión y no son tan susceptibles a concentradores de esfuerzo como los materiales frágiles, el criterio a considerar para que un material se considere que ha fallado es cuando ha alcanzado su punto de fluencia (es donde el material se deforma plásticamente con el solo peso de su cuerpo).

El esfuerzo de Von Mises está basado en la teoría de la energía de la distorsión (DET por sus siglas en inglés), también conocida como el criterio de Von Mises, postula que la falla es causada por la energía elástica asociada con la deformación por cortante. La DET fue propuesta por primera vez por Coulomb (1873), pero fue descubierta independientemente por Tresca (1868).

Para validar los resultados obtenidos en los análisis de elemento finito en las diferentes condiciones se tomó el criterio de Von Mises ocupando el porcentaje del 20% al 40% de avance del ciclo marcha, cuando el ángulo formado entre el fémur y la tibia es de 0°. Se obtuvieron los esfuerzos normales máximos de acuerdo a una carga bidimensional sobre una partícula, dada por la siguiente ecuación establecida por Tresca:

$$S_n(\text{máx}, \text{min}) = \frac{S_x + S_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{S_x - S_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \quad (9)$$

Donde:

$S_n(\text{max}, \text{min})$: son los esfuerzos normales principales

S_x : Esfuerzo de tracción o compresión en el punto crítico perpendicular a la sección transversal considerada. Puede tener su origen en cargas axiales o de flexión (o en combinación). Cuando es tracción va con signo (+) y Cuando es compresión con signo (-).

S_y : Esfuerzo crítico en el mismo punto y en una dirección perpendicular al esfuerzo S_x .

τ_{xy} : Esfuerzo cortante en el mismo punto crítico actuando en el plano normal al eje Y y en el plano normal al eje x. Este esfuerzo cortante puede tener su origen en un momento de torsión, en una carga transversal (o una combinación) [52].

Para la aplicación de la ecuación 9 se requiere determinar los esfuerzos normales S_x, S_y y el esfuerzo cortante τ_{xy} en el punto de referencia de la prótesis, el cual está ubicado en la zona donde van colocados los bujes de polietileno como se muestra en la figura 31.

Figura 31. Vista frontal de rodilla, la cual muestra la distancia para la aplicación del momento flector M.

Para la obtener los esfuerzos normales tenemos:

$$S_x, S_y = \pm \frac{Mc}{I} + \frac{P}{A} \quad (10)$$

El signo $\pm$ depende si es a tracción o compresión.

El esfuerzo cortante en el mismo punto critico esta dado por:

$$\tau_{xy} = \frac{Tr}{J} + Sv \quad (11)$$

Para una sección Transversal circular.

Donde:

M = Momento flector Kg – cm.

C = Distancia del eje neutro a la superficie más alejada cm.

R = Radio de la sección transversal circular cm.

I = Momento de inercia de la sección transversal cm^4

P = Carga axial, kg.

A = área de la sección transversal cm^2

T = momento torsional Kg – cm.

J = Momento polar de inercia de la sección transversal, cm^4

Sv = Esfuerzo cortante trasversal kg/cm^2

De el diagrama de cuerpo libre mostrado en la figura 32, obtenemos el momento que la fuerza aplica con respecto el eje de los bujes de la prótesis:

$$M = (35)(2.033) = 71.1655 \text{ kg} - \text{cm}$$

El peso de la persona es de 70 kg, por consiguiente se divide entre 2 debido a la geometría de la prótesis sustituyen valores en la ecuación 3, tenemos:

$$S_x = \frac{(71.1655)(1.6)}{\frac{\pi 1.5^4}{64}} = \frac{113.8648}{0.2485048} = 458.1994 \text{ kg/cm}^2$$

La fuerza aplicada a la prótesis también aplica un momento torsor como se muestra en la figura 33.

Figura 32. Vista lateral de rodilla, donde se muestra la distancia para la aplicación del momento de torsión T.

La torsión está dada por:

$$T = (35)(2.2238) = 77.833 \text{ kg} - \text{cm}$$

Sustituyendo valores en la ecuación 4 :

$$\tau_{xy} = \frac{(77.833)(0.75)}{\frac{\pi(1.5)^4}{32}} = \frac{58.37475}{0.49700} = 117.4542 \text{ kg/cm}^2$$

Sustituyendo los valores del esfuerzo de compresión S_x y el esfuerzo cortante τ_{xy} en la ecuación 2 para obtener el esfuerzo normal máximo:

$$\begin{aligned} S_n(\text{máx}) &= \frac{458.1994}{2} + \sqrt{\left(\frac{458.1994}{2}\right)^2 + (117.4542)^2} \\ S_n(\text{máx}) &= 229.099 + 257.4532 \\ S_n(\text{máx}) &= 486.55 \text{ kg/cm}^2 \\ S_n(\text{mín}) &= 229.099 - 257.4532 \\ S_n(\text{mín}) &= -28.3542 \text{ kg/cm}^2 \end{aligned}$$

Se utilizó el criterio de Von Mises, el cual postula que la falla es causada por la energía elástica asociada por la deformación por cortante. Esta teoría es válida para materiales dúctiles y predice la fluencia bajo cargas combinadas.

Para un estado de esfuerzos biaxial.

$$\sigma_e = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2} \quad (12)$$

Donde:

σ_e = Esfuerzo de Von Mises.

$\sigma_1 = Sn(\text{máx})$.

$\sigma_2 = Sn(\text{min})$

Sustituyendo los valores de los esfuerzos máximos y mínimos en la ecuación 12 para obtener el valor de concentracion de esfuerzo máximo de Von Mises tenemos:

$$\sigma_e = \sqrt{486.55^2 + (-28.3542)^2 - (486.55)(-28.3542)}$$

$$\sigma_e = 501.3288 \text{ kg/cm}^2$$

Realizando la equivalencia en MPa.

$$\sigma_e = 49.16356 \text{ MPa} \quad \text{\textit{Esfuerzo máximo de Von Mises en el punto crítico}}$$

las formulás anteriores se obtuvieron del libro Elementos de Máquinas del autor Hamrock [52].

2.4 Validación por análisis de elemento finito.

Para realizar el análisis por elemento finito, se tomo como referencia unicamente a la rodilla, analizandola su geometría como un eslabon del total de la protesis, ya que es la que recibe la carga del peso total del cuerpo. Se le aplico la carga de 70 kg fuerza de peso en la parte superior de la protesis de rodilla, y se le colocaron las restricciones en la zona donde se ubican los bujes de UHMWPE (ver figura 33).

Figura 33. Aplicación de cargas y restricciones

Se aplico un análisis estático con 427730 elementos tetraédricos y 606611 nodos del tipo elemento C3D10 lineal.

Figura 34. Esfuerzo máximo en rodilla de prótesis

Una vez realizado el análisis estático el resultado fue de 49.726 MPa (figura 34). La tabla 8 muestra los resultados analíticos y los obtenidos utilizando el software de análisis de elemento finito (MEF) con el respectivo error porcentual entre ambos calculos.

Tabla 8. Comparación de resultados analíticamente y por el método de elemento finito en la posición del paciente en pie con un ángulo de 0° entre la tibia y el fémur

Valor de Von Mises obtenido analíticamente (MPa)	Valor de Von Mises con MEF (MPa)	Error porcentual entre teoría y MEF
49.163	49.726	1.132 %

El error esta dentro de lo aceptable, muy por abajo del 5%, es decir una confiabilidad por arriba del 95%.

2.5 Análisis de fuerzas de contacto en el ciclo marcha.

Como se mostro en la tabla 7 la condición para el ciclo marcha a 15° es 3.2 veces el peso del cuerpo. Se realizaron análisis estáticos en la posición precisa. Las propiedades de los materiales utilizados se muestran en la tabla 9.

Tabla 9. Propiedades de los materiales utilizados en el análisis del implante de prótesis de rodilla.

Material	Módulo de elasticidad (MPa)	Constante de Poisson	Densidad (tn/mm ³)	Esfuerzo último a la fluencia (MPa)
Ti6Al4V	105 000	0.342	4.43 e-9	827
UHMWPE	1080	0.4	9.7 e-10	24

El valor del módulo de elasticidad se obtuvo de las pruebas de tensión y nanoidentación (Reportadas en el capítulo I), las propiedades de la constante de Poisson, densidad y esfuerzo último a la fluencia se obtuvieron de referencias bibliográficas [53,54,55]. Los datos de las variables fueron colocadas en el modulo propiedades de los materiales del software del metodo de elementofinito como se muestra en la figura 35.

Figura 35. Cuadro de propiedades de los materiales; UHMWPE y aleación Ti-6Al-4V.

2.6 Mallado de las piezas de prótesis.

Antes de comenzar una simulación utilizando el MEF es necesario dividir la geometría analizada en múltiples partes pequeñas, a esta división la conocemos como mallado. Los nodos son vértices distribuidos estratégicamente y forman polígonos que cubren toda la geometría sin traslaparse entre ellos, a estos polígonos se les conoce como elementos finitos y son la base del cálculo para la obtención de resultados confiables.

Para el mallado de la pieza se utilizaron elementos tipo hexaédros C3D8R, de ocho nodos, lineal con tres grados de libertad y tetraédricos C3D4 lineal de cuatro nodos con tres grados de libertad. Los elementos tetraédricos se utilizaron en las piezas con geometrías complejas como fueron la chaveta, funda articulada, funda tibial, rodilla y platillo tibial con un tamaño de elemento de 1 mm para cada una de las piezas mencionadas, el elemento hexaédrico se utilizó para para los bujes y para el perno, este tipo de elemento da una mayor exactitud en los resultados, se utilizó un tamaño de elemento de 0.5 mm, esto se muestran la figura 36.

Figura 36. Mallado del modelo de prótesis tumoral de rodilla con elementos hexaédricos y tetraédricos.

Se realizaron los respectivos análisis de convergencia para encontrar el número de elementos que nos arrojen resultados confiables y correctos. La grafica de la figura 37 muestra que los elementos mas adecuado es el cuadrangular 8 nodos y triangular 6, debido a que los resultados del esfuerzo de Von Mises se estabiliza despues de los 300000 nodos.

Figura 37. Análisis de convergencia para que nos indica que el elemento más adecuado es el triangular 6 nodos y cuadrado 8 nodos.

2.7 Restricciones

Se utilizaron interacciones entre cada una de las piezas de la prótesis que estuviera en contacto, utilizando el método de discretización superficie a superficie con un coeficiente de fricción dinámico lubricado entre las partes de aleación de titanio de 0.275 [56] y las piezas del polietileno con las de aleación de titanio de 0.056 [57]. La carga fue aplicada en forma de presión en la parte superior de la rodilla y una restricción fija en la parte inferior del platillo tibial como se muestra en la figura 39.

Figura 38. Condiciones frontera, cargas y restricciones.

2.8 Resultados.

Se le realizó primero una simulación en las condición crítica del ciclo de caminata con una carga de 3.2 BW, analizando principalmente los esfuerzos de Von Mises para observar concentradores de esfuerzos, los desplazamientos en la zona entre la rodilla y la funda articulada, así como las presiones de contacto en los componentes de perno y bujes.

La figura 39 muestra las partes de la prótesis que se tomaron de referencia para obtener los desplazamientos entre la rodilla y la funda articulada en las actividades críticas a estudiar. Para la rodilla y la funda articulada son importantes que se evite el contacto entre sus superficies, debido a que se tendría un rozamiento entre materiales de aleación de titanio.

Figura 39. Espacio de separación entre rodilla y funda articulada de aleación de titanio (Ti-6Al-4V).

La prótesis sin la aplicación de carga alguna tiene un espacio de separación entre los puntos más cercanos de la rodilla y funda articulada de 0.5 mm como se muestran en la figura 39

Los desplazamientos con carga en las actividades relacionadas se muestran en la figura 40, la gráfica muestra que el máximo desplazamiento está en la posición en cuclillas con un valor en la dirección del eje "y" de 0.028 mm, y el mínimo desplazamiento se presenta en la condición de ciclo marcha con un desplazamiento de 0.0025mm.

Figura 40. Grafica de Espacio- desplazamientos en las actividades analizadas

2.9 Análisis de la actividad de ciclo marcha

Las piezas de material de polietileno de ultra alto peso molecular en la prótesis son la chaveta, los bujes y la funda tibial, el esfuerzo último a la fluencia del Polietileno es de 24 MPa como se muestra en la tabla 10 de propiedades de los materiales [30], el máximo esfuerzo de Von Mises es de 3.976 MPa en la funda tibial y un mínimo de 0.561 MPa en la chaveta, ambos no sobrepasan el esfuerzo a la fluencia del material (ver figura 41) por lo cual no falla.

Figura 41. Esfuerzo Máximo y mínimo de Von Mises para el ciclo caminata. A) Chaveta, B) Bujes, C) Funda Tibial.

La parte de interes en la presente investigación son los bujes debido al desgaste, limitando esto el tiempo de vida de la prótesis, estos presentan un esfuerzo de Von Mises máximo de de 8.97 MPa y minimo de 2.273 MPa en las condiciones de cuclillas y ciclo caminata respectivamente (Figura 42). Las gráficas de la figura 43 muestra los correspondientes diagramas de contorno de tensión residual equivalente en las tres condiciones.

Figura 42. Esfuerzo de Von Mises en los bujes. A) Ciclo caminata, B) subiendo escaleras C) Posición en cuclillas.

La gráfica 43 muestra que los esfuerzos máximos de Von Mises se encuentra en la posición en cuclillas, seguido de la actividad subiendo escaleras y finalmente el ciclo caminata.

Figura 43. Gráfica de tensión en la superficie de los bujes tomando los tres criterios.

Las piezas de la prótesis de material de aleación de titanio son el soporte tibial, el perno y la rodilla, estos presentaron un esfuerzo máximo de 42.665 MPa en el soporte tibial muy por abajo del esfuerzo de fluencia del material (827 MPa) [37]. Y un mínimo de 18.624 MPa en la rodilla, estos resultados se tomarán en cuenta para realizar el análisis topológico de la rodilla la cual a simple vista muestra un exceso de material muy considerable (ver figura 44 C). El perno presentó un esfuerzo de 41.485 MPa muy por debajo del límite de fluencia del material de aleación de titanio.

Figura 44. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises. A) soporte tibial, B) perno, C) rodilla

El parámetro que nos determina un posible desgaste y la zona de ubicación, es la presión de contacto. Entre el buje y el perno la área marcada en la figura 45 A y 46 B es donde se presentan los valores más altos de presión de contacto.

Figura 45. Valores de CPRESS de las piezas fabricadas con UHMWPE, indicando la zona de mayor contacto entre superficies.

La figura 46 muestra los zonas de presión de contacto en la parte del perno en los límites de colocación de los bujes y la rodilla. El valor de 146.836 MPa nos indica que tiene una alta influencia de rozamiento en este caso por el roce del polietileno del buje. Este es uno de los resultados que se verificará en laboratorio para la obtención del coeficiente de fricción entre ambos materiales y la tasa de desgaste.

Figura 46. Contactos CPRESS en rodilla y perno de aleación de titanio.

Como se aprecia en la figura 47, las gráficas de perfil de contacto tiene una tendencia suave ascendente, alcanzando los valores máximos en la parte derecha del buje, zona en contacto con la rodilla. Los valores máximos de rozamiento no son significativos pero se elevan en gran medida en la posición en cuclillas, provocando posibles fallas por fatiga debido al los ciclos de carga y descarga.

Figura 47.Presiones de contacto en función de la distancia del buje.

Como se observa en la figura 46A La rodilla en la parte donde se integran los bujes de UHMWPE presenta muy poca presión de contacto 4.484 MPa, debido a que lo aminoran considerablemente, otro punto a tomar en cuenta para la la modificación de la geometría de la rodilla.

Con el analisis para obtener los máximos esfuerzos de Von Mises y de presión de contacto se identificó la pieza mas críticas la cual es el perno con un esfuerzo de contacto máximo de 146.836 MPa.

La figura 48 muestra gráficamente los perfiles de presiones de contacto en el perno, durante el ciclo caminata se tiene una tendencia suave y no presenta picos por lo que en esta actividad no se tiene un desgaste considerable, no asi en el caso de subir escaleras y la posición en cuclillas, principalmente en este último caso.

Figura 48. Esfuerzos de contacto con las condiciones analizadas.

2.10 Actividad subiendo escaleras.

En la condición de subiendo escaleras el esfuerzo de Von Mises máximo en las piezas de polietileno fue de 16.206 MPa en la funda tibial, 7.119 MPa en el buje y un mínimo de 2.693 MPa en la chaveta, al igual que la actividad del ciclo marcha, no sobre pasa el esfuerzo último a la fluencia del material UHMWPE MPa (Ver figura 49).

Figura 49. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises para el ciclo caminata. A) Bujes, B) Chaveta y C) Funda Tibial.

En las piezas de aleación de titanio el máximo esfuerzo se presenta en el soporte tibial aumentando un 400% en comparación con el ciclo de caminata como se observa en la figura 50.

Figura 50. Esfuerzo Máximo y mínimo de Von Mises. A) soporte tibial, B) perno, C) rodilla

Las presiones de contacto mas significativa al igual que en el ciclo marcha esta en el perno que repercute directamente en el buje y se observa en la figura 51.

Figura 51. Esfuerzo máximo y mínimo de contacto. A) buje, C) perno.

2.11 Actividad posición en cucilllas.

En esta actividad se presentan los esfuerzos máximos de Von Mises, desplazamientos y esfuerzos de presión de contacto en las piezas de polietileno y aleación de titanio, sin llegar a la falla tomando como consideración el criterio de falla de Von Mises (figura 52).

Figura 52. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises para el ciclo caminata. A) chaveta , B)bujes, C) funda Tibial.

El soporte tibial es el que presenta la mayor concentración de esfuerzos, en las tres condiciones el esfuerzo Mises máximo esta localizado en la parte inferior de la base, asi mismo en las piezas de perno, y rodilla se localizan tambien en la misma área que las condiciones anteriores aumentando solo en magnitud.(Figura 53)

Figura 53. Esfuerzo máximo y mínimo de Von Mises en la condición de la actividad en cucilllas. A) soporte tibial, B) perno, C) rodilla.

El mayor esfuerzo de contacto para las tres condiciones se presenta en el perno con un valor critico de 348.461 MPa ver figura 54. Este valor se tomará como referencia para el análisis de fuerzas de Hertz, cubriendo las cargas de las actividades anteriores.

Figura 54. Contactos CPRESS en rodilla y perno de aleación de titanio

La tabla 10 muestra un resumen de los esfuerzos de Von Mises y los esfuerzos de contacto en cada una de las piezas de la prótesis tumoral de rodilla en el cual podemos observar que el máximo de Von Mises se encuentra en la funda articulada en la situación de posición en cucilllas. Con los resultados obtenidos se realizará el análisis topológico en con la concentración máxima de esfuerzos.

Tabla 10. Muestra los resultados de los esfuerzos de Von Mises y presiones de contacto en cada una de las piezas de la prótesis en las tres diferentes condiciones.

Condición	Pieza prótesis	Material de fabricación	Esfuerzo máximo de Von Mises [MPa]	Esfuerzo máximo de contacto [MPa]
Ciclo Marcha	Buje	UHMWPE	2.273	5.252
	Chaveta	UHMWPE	0.561	1.618
	Funda Articulada	Ti4Al6V	42.665	78.24
	Funda Tibial	UHMWPE	3.976	15.551
	Perno	Ti4Al6V	41.485	146.836
	Rodilla	Ti4Al6V	18.624	4.484
Subiendo escaleras	Buje	UHMWPE	7.119	15.388
	Chaveta	UHMWPE	2.693	11.145
	Funda Articulada	Ti4Al6V	185.728	257.32
	Funda Tibial	UHMWPE	16.206	52.487
	Perno	Ti4Al6V	65.497	291.98
	Rodilla	Ti4Al6V	30.074	13.369
Posición cuclillas	Buje	UHMWPE	8.973	19.289
	Chaveta	UHMWPE	3.188	14.429
	Funda Articulada	Ti4Al6V	229.497	307.2
	Funda Tibial	UHMWPE	19.558	67.239
	Perno	Ti4Al6V	80.431	348.461
	Rodilla	Ti4Al6V	41.191	18.974

El conjunto buje-perno es la parte más castigada de la prótesis debido a los valores obtenidos en los esfuerzos de contacto y también a que son las piezas en movimiento constante el tiempo de vida útil de la prótesis.

La actividad que tuvo los valores más elevados del esfuerzo de Von Mises y de contacto es la posición en cuclillas. Por lo que de aquí en adelante se le considerará como una actividad crítica

2.12 Análisis topológico del componente femoral de una prótesis comercial.

El análisis topológico del componente femoral ayudó a determinar el exceso de material y las áreas específicas donde no ejerce trabajo debido al peso del paciente. El componente femoral de la prótesis comercial inicialmente cuenta con un peso de 359.142 gramos, el cual es el 51.3% del peso total de la prótesis.

Al realizar el análisis topológico del componente femoral se modificó en peso y geometría, dando como resultado un ahorro en material de aleación de titanio del 77% como se muestra en la figura 55.

Se realizó un análisis de esfuerzo de Von Mises y de presiones de contacto con las mismas condiciones que la prótesis de componente femoral comercial, en la posición en cuncillillas que es la mas agresiva en cuanto a picos de carga, dando los resultados de la tabla 11.

Las partes principales a evaluar de la prótesis tumoral con la componente femoral propuesta son el buje y el perno los cuales obtuvieron un valor muy por debajo del limite elástico y esfuerzo de fluencia del material utilizado. Comparando los resultados de la prótesis comercial con la de componente femoral modificada en la condición en cuclillas, en los resultados en la parte del perno no hay una diferencia significativa ya que se obtuvo un esfuerzo de Von mises de 80.43 MPa en la prótesis comercial y 86.48 MPa con la modificación topológica.

Figura 55. Topología de rodilla comercial. A) rodilla comercial utilizada en las prótesis implantadas en pacientes del IMSS, B) Geometría como resultado del análisis topológico, C) rodilla propuesta.

El proceso de fabricación que se está llevando actualmente para el componente femoral de la prótesis comercial es a través de un prensado posteriormente un sinterizado a 1260 °C, una vez hecha la preforma del componente se le da un maquinado de acabado a la superficie y en la zona de integración de los bujes. Para el proceso de fabricación del componente femoral propuesto es con el mismo método de prensado-sinterizado, solo aumentaría el costo de fabricación del molde en su primera etapa.

En los resultados de los bujes, la diferencia entre la prótesis comercial y la del componente femoral modificada, esta en la presión de contacto de 19.28 MPa y 40.20 MPa respectivamente.

La tabla 11 muestra los resultados de la comparación entre la rodilla comercial y la modificada topológicamente.

Tabla 11. Tabla de resultados de esfuerzos de Von Mises y de presiones de contacto en las condiciones propuestas con análisis a la prótesis comercial y con el componente femoral topológico.

Actividad	Pieza prótesis	Esfuerzo máximo de Von Mises [MPa]	Esfuerzo máximo de contacto [MPa]
Ciclo Marcha comercial	<i>Buje</i>	2.27	5.25
	<i>Perno</i>	41.48	146.83
	Componente femoral	18.62	4.48
Subiendo escaleras comercial	<i>Buje</i>	7.11	15.38
	<i>Perno</i>	65.49	291.98
	Componente femoral	30.07	13.36
Posición cuclillas comercial	<i>Buje</i>	8.97	19.28
	<i>Perno</i>	80.43	348.46
	Componente femoral	41.19	18.97
Cuclillas rodilla topológica	<i>Buje</i>	20.50	40.20
	<i>Perno</i>	86.48	346.75
	Componente femoral topológico	211.31	33.31

2.13 Contacto de Hertz

Cuando dos cuerpos que tienen superficies curvas se presionan uno contra el otro, el contacto que en un principio es un punto o línea se transforma en un contacto de área y el esfuerzo desarrollado en ambos cuerpo es tridimensional. Estas áreas de contacto son tan pequeñas que los esfuerzos a compresión correspondientes tienden a ser extremadamente altos. En consecuencia se producen fallos en la superficie como son grietas, hendiduras o desprendimientos de partículas del material.

Los resultados que se presentan, a continuación, fueron en base a teorías basadas por Hertz y en consecuencia se les conoce en general como esfuerzos de contacto de Hertz, Uno de los casos más importantes para la situación de la geometría entre los bujes y pernos, por lo que se aplica esta teoría, la cual se refiere al contacto entre cilindros macizos.

Los cojinetes de rodillos son otra aplicación. Los cilindros pueden ser convexos ambos, uno convexo y otro cóncavo (cilindro dentro de cilindro) o, en el límite, un cilindro sobre un plano (criterio aplicado al proyecto). En todos estos tipos de contacto hay la posibilidad tanto de deslizamiento como de rodamiento en la interfaz.

Cuando los elementos en contacto son dos cilindros de longitud L y diámetro D_1 y D_2 , como se muestra en la figura 56, el área de contacto es un rectángulo angosto de ancho $2b$ y longitud L , y la distribución de la presión es semi-elíptica.

Las configuraciones de los contactos que se calcularon mediante una "calculadora de tensión de contacto de Hertzian", se muestran a continuación en la tabla 12 [58].

Para realizar el análisis de desgaste se tomo únicamente la configuración de buje-perno de la prótesis tumoral. Se utilizaron las ecuaciones de contacto de Hertz.

Figura 56. Criterio de selección para cálculos mediante las ecuaciones de contacto de Hertz.

Las constantes de Poisson, módulo de elasticidad, variables de medida y fuerza, del perno y el buje de la prótesis tumoral de rodilla se dan en la tabla 12.

Tabla 12. Variables para el cálculo de esfuerzos de contacto de Hertz.

Parámetro	Variable	Perno	Buje	Unidades
Constante de Poisson	ν	0.342	0.4	
Módulo de Elasticidad	E	105000	1080	MPa.
Diámetro	D	12.5	12.5476	mm
Fuerza	F	9817		N
Longitud	L	17.399		mm

La figura 57 muestra los datos de las variables asignadas en la calculadora para obtener los resultados del esfuerzo de contacto máximo de Hertz, ancho de contacto y esfuerzo máximos de corte.

INPUT PARAMETERS				
Parameter	Symbol	Object-1	Object-2	Unit
Object shape		Cylinder ▾	Inner Cylinder ▾	
Poisson's ratio	ν_1, ν_2	0.342	0.4	
Elastic modulus	E_1, E_2	105	1.080	GPa ▾
Diameter of object	d_1, d_2	12.5	12.5476	mm ▾
Force	F	2059		N ▾
Line contact length	l	17.4		mm ▾

Calculate

Figura 57. Datos de calculadora en línea de contacto de Hertz [58].

Los resultados obtenidos son los siguientes: Esfuerzo máximo de contacto de Hertz de 5.4 MPa, Esfuerzo máximo de corte de 1.6 MPa y una área de contacto rectangular de 27.94 mm² (figura 58)

RESULTS				
Parameter	Symbol	Object-1	Object-2	Unit
Maximum Hertzian contact pressure	p_{max}	5.4		MPa ▾
Max shear stress	τ_{max}	1.6	1.6	
Depth of max shear stress	z	10.982	10.982	mm ▾
Rectangular contact area width	2b	27.94		

Figura 58. Resultados de la calculadora de fuerzas de contacto Hertzianas.

2.14 Análisis de contacto de Hertz por elemento finito.

Para la simplificación del análisis de contacto y optimización de recursos computacionales se tomaron unicamente las piezas involucradas en el análisis de contacto de Hertz, que fueron el buje y el perno. Se dibujaron las piezas en 2D como se muestra en la figura 59.

Figura 59. Dibujo en dos dimensiones de buje y perno para la obtención de contacto de Hertz.

El valor máximo de presión de contacto equivalente al esfuerzo de contacto de Hertz, el cual es de 5.389 MPa en las superficies de contacto entre el buje y el perno (figura 60)

Figura 60. Esfuerzo de contacto entre buje y perno.

El esfuerzo de corte máximo esta dado por la variable S_{12} de los resultados del método de elemento finito dando un valor de 1.640 MPa (figura 61).

Figura 61. Esfuerzo máximo de corte en la dirección S_{12} entre el perno y buje.

El desplazamiento ($2b$) se obtiene midiendo la distancia de contacto en los nodos involucrados según la figura 62.

Figura 62. Distancia b , de la anchura de contacto entre piezas.

La tabla 13 muestra los resultados obtenidos por la calculadora Hertziana y por análisis de elemento finito comparandolos y obteniendo el error porcentual.

Tabla 13. Porcentaje de error entre cálculos teóricos y análisis de elemento finito.

Parámetro	Datos de calculadora	Calculo analítico	Datos de elemento finito	porcentaje de error %
Máxima presión de contacto de Hertz [MPa]	5.4	5.392	5.389	0.02
Esfuerzo de corte máximo	1.6	1.588	1.64	3.2
anchura de contacto [mm]	27.94	13.970	13.97 (2)= 27.94	0

Conclusiones

- Durante la caminata o ciclo marcha se tomó la fuerza máxima, la cual se presenta a 15^0 con un valor de 2250 N
- Se tomó al fenotipo del paciente mexicano de 70 kg de peso, indicando que el pico máximo de carga se encuentra cuando el fémur con respecto a la tibia forman un ángulo de 15° , teniendo un valor de carga axial de 2250 N aplicado en el área transversal de 641.30 mm² de la prótesis
- Para realizar en análisis numérico, se tomó únicamente la parte del componente femoral utilizando el criterio de la Teoría de la energía de la distorsión, tomando como punto de referencia la distancia del eje de rotación de los bujes.
- La comparación de resultados obtenidos de forma analítica y por método de elemento finito dio un error porcentual del 1.132%
- El análisis de convergencia muestra que a los 300000 nodos el valor de Von Mises se estabiliza y que los tipos de elementos más adecuados a utilizar es el triangular de 6 nodos y el cuadrado de 8 nodos.
- El análisis estático del ensamble de la prótesis con carga de 5.6 BW nos da como resultado una separación en dirección del eje “y” de 0.028 mm entre el componente femoral articulado y la funda tibial. Si la separación fuera cero habría un contacto metal-metal ya que ambos son de aleación de titanio y por consiguiente desgaste por fricción.
- Durante las actividades simuladas: ciclo caminata, subir escaleras y posición en cuclillas los esfuerzos de Von Mises no sobrepasa el esfuerzo de fluencia del UHMWPE y del Ti6AL4V por lo que no se presenta falla alguna en el material en ninguno de sus componentes de la prótesis debido a carga externa.
- El esfuerzo máximo en la pieza femoral de la prótesis es de 18.624 MPa., el cual está muy por debajo del límite de fluencia de la aleación de titanio, este resultado se tomo en cuenta para realizar el análisis topológico de la rodilla y optimizar el material.
- Los esfuerzos máximos en las piezas de la prótesis se presentan en las secciones donde existe un cambio brusco de sección o de dimensión.
- En los resultados de concentración de esfuerzo, ningún componente de la prótesis tumoral de material fabricado de UHMWPE y de aleación de titanio sobrepasan el límite de fluencia el

valor del límite de fluencia, por lo que se concluye en primera instancia que la pieza no fallaría en conjunto por el solo peso del paciente.

- El conjunto buje-perno es la parte más castigada de la prótesis debido a los valores obtenidos en los esfuerzos de contacto, ya que son las piezas en constante movimiento el tiempo de vida útil de la prótesis. Los resultados del esfuerzo de contacto en las condiciones de las actividades propuestas, el perno es el que presenta la más alta influencia de rozamiento por los bujes de polietileno, siendo el valor máximo la actividad en posición en cuclillas con 348.461 MPa para el perno y 19.289 MPa para el buje. Estos valores a largo plazo podrían producir fallos en la superficie por la generación de grietas, hendiduras o desprendimiento de partículas del material.
- Los resultados del esfuerzo de Von Mises para el componente femoral en la actividad crítica es de 41.191 MPa, el cual es muy por debajo del esfuerzo de fluencia del material de aleación de titanio por lo que se concluye que el componente femoral tiene considerable exceso de material.
- El componente femoral tiene un peso de 359.142 gramos, más de la mitad del peso total de la prótesis, al realizar el análisis topológico, se obtuvo una disminución a 83.332 gramos, teniendo un ahorro del 77% de material de aleación de titanio.
- Para los resultados de Von Mises obtenidos en la parte del perno-buje con el componente femoral modificado topológicamente fue de 86.48 MPa, solo 6 MPa más que la prótesis comercial.
- El proceso de fabricación del componente femoral puede realizarse como se fabrica actualmente el componente comercial, mediante un proceso prensado-sinterizado solo incrementaría el costo del molde para troquelado en una primera etapa.
- En los bujes, la diferencia en resultados de los análisis en el método de elemento finito entre la prótesis comercial y la del componente femoral modificada esta en la presión de contacto de 19.28 MPa y 40.20 MPa respectivamente, este valor elevado podría producir fallas en la superficie por la generación de grietas sin embargo con la modificación de texturas propuestas este valor podría disminuir considerablemente.

- Debido a la forma geométrica de las piezas críticas de la prótesis, en la zona del perno-buje se aplicó el criterio convexo sobre cóncavo (cilindro dentro de cilindro) para obtener los contactos de Hertz.
- El valor máximo de la presión de contacto entre el buje y el perno, es el equivalente al contacto de Hertz de 5.389 MPa, un valor bajo con respecto al límite de fluencia del UHMWPE por lo que se concluye que de manera inmediata no presentará falla por grieta o fisura, debido a que las tensiones no se encuentran muy localizadas en una distancia pequeña, esto dado por el valor de la anchura de contacto que es de 27.94 mm.

Capítulo III.

3.1 Introducción.

El líquido sinovial es el responsable del buen funcionamiento de la articulación, con un coeficiente de fricción entre 0.001 a 0.006, teniendo un desgaste casi de cero debido a las propiedades tribológicas del cartílago y el líquido sinovial [59], lo que permite una gran capacidad de carga y deslizamiento de la articulación.

Trabajos teóricos anteriores mostraron que la optimización del mecanismo de lubricación de las articulaciones es un tema fundamental en la mejora del rendimiento mecánico de la rodilla sana [60]. Tanto la baja rigidez y porosidad del cartílago natural, hacen de la rodilla una articulación bien lubricada, inclusive cuando se trabaja en condiciones de cargas elevadas. Por este mecanismo, las superficies en contacto de la articulación parecen estar separados por una película de lubricante para cualquier condición de carga, evitando el contacto directo. En los últimos años, mucho interés se ha dirigido hacia la aplicación de la teoría elasto-hidrodinámica suave al diseño de articulaciones artificiales [61], concluyendo que la rugosidad superficial del inserto de polietileno influye considerablemente en su desgaste, siendo las variables determinantes, el peso del paciente, la velocidad relativa de desplazamiento, temperatura y tiempo de aplicación de la carga.

Uno de los problemas en la vida útil de la prótesis es el desgaste del inserto tibial comercial hecho de material de UHMWPE [62], provocando el aflojamiento aséptico que está en función de la generación de partículas a causa del desgaste por el uso exagerado y descontrolado de algunas actividades cotidianas, deportivas, el sobrepeso, la edad del paciente, el tipo de actividad laboral y de enfermedades degenerativas como la osteoporosis. Este desgaste es la razón más común por la cual las personas tienen que someterse a una cirugía de revisión o al reemplazo total de la prótesis [1].

Trabajos de prótesis de rodilla hacen referencia al estudio del análisis tribológico y modificación del polietileno insertado en personas de la tercera edad (mayores de 60 años), pero recientemente las estadísticas demuestran que existe una tendencia mundial de aumento de casos de artrosis en personas más jóvenes (menores de 40 años), quienes realizan movimientos más amplios y mecánicamente más exigentes que aquellos de los adultos mayores, por ello la necesidad de diseñar un inserto, de alta eficiencia que mejore su rendimiento tribológico y que cubra con las exigencias de un ritmo de vida de un adulto joven, optimizando el tiempo de vida útil del inserto.

Nuevos modelos de prótesis se han diseñado y fabricado con modularidad de componentes, bisagras rotatorias, modelos porosos, superficies de polietileno y componentes metálicos de aleación con una

mayor resistencia a la fatiga del material dando un gran avance en la parte de la ortopedia, sin embargo aún falta mucha investigación tribológica del inserto para aumentar su ciclo de vida. Se han realizado estudios donde se han concentrado sobre el análisis de los esfuerzos de tensiones de contacto y se ha trabajado particularmente en la optimización de la geometría a nivel macro del área de desgaste [63], pero no a niveles de tasas de desgaste y coeficiente de fricción.

Por consiguiente un tema a tratar en la investigación durante este capítulo es el desgaste del inserto de polietileno debido a la ausencia de lubricación, mediante la realización de pruebas de tribología en una máquina de bola sobre disco y de desgaste abrasivo con la finalidad de obtener el coeficiente de fricción y el volumen de desgaste de polietileno de ultra alto peso molecular utilizado en una prótesis tumoral de rodilla comercial (el cual se utilizará como material base).

El desgaste de UHMWPE en las prótesis tumorales de rodilla ocurre principalmente a través de tres mecanismos de desgaste: adhesivo, abrasión y fatiga (Figura 63) [64].

Figura 63. Tres principales mecanismos de desgaste ilustrados en el nivel de aspereza. El desgaste adhesivo, abrasivo y de fatiga es prominente en UHMWPE en reemplazos de articulaciones [65].

Los fragmentos de polímero derivados del desgaste adhesivo pueden presentar formas cercanas a la de partículas esféricas ideales que tienen su origen en la flexibilidad de las cadenas moleculares. Estas partículas esféricas son deformadas plásticamente en el contacto para dar lugar a formas planas de bordes redondeados.

En el caso de las pruebas de micro-abrasión se observó la transferencia de partículas del material más duro (bola de acero) al más blando, para producir desgaste por abrasión.

Otra consecuencia del desgaste de los polímeros es la variación de rugosidad que tiene lugar en la superficie del polímero durante el periodo de “break in”, hasta que se alcanza el estado estacionario. Así mismo, la rugosidad de las superficies metálicas se modifica debido a las películas de transferencia.

La cantidad de desechos generados por cada uno de estos mecanismos de desgaste depende en gran medida de la interacción de las asperezas de las superficies, por lo que es importante poder medir la rugosidad de las superficies de UHMWPE utilizadas en la prótesis y las pruebas de desgaste.

El parámetro más común para medir la rugosidad superficial media R_a , ya que es la desviación del nivel medio de la superficie (Figura 64).

Figura 64. Ilustraciones esquemáticas que describen los parámetros de rugosidad utilizados para describir la topografía de una superficie cualquiera. La rugosidad media (R_a) es la desviación media del nivel medio de la superficie [66].

Otro factor que afecta la forma en que interactúan las asperezas es la lubricación. Los fluidos lubricantes pueden separar las dos superficies de desgaste, disminuyendo los contactos directos de la aspereza y así el desgaste y la fricción. El nivel de contacto de la aspereza determina si las superficies están bajo lubricación límite, donde hay contacto superficie-superficie, la carga esta soportada totalmente por el contacto entre superficies y el deslizamiento provoca deformación plástica, desgaste abrasivo y adhesivo, y la fricción provoca una alta deformación superficial, mixta, en donde las superficies solo están parcialmente separadas por una pequeña película lubricante y las cargas son soportadas por el contacto entre superficies y la película lubricante de aquí el nombre de lubricación mixta y la fricción es moderada, elastohidrodinámica o hidrodinámica, es la forma de lubricación más deseable debido al bajo desgaste de sus componentes y baja fricción. Estos diferentes regímenes de lubricación se pueden visualizar con una curva de Stribeck y depende de la viscosidad del lubricante, η , velocidad de deslizamiento, v , y carga aplicada, (Figura 65). En las articulaciones, la carga y la velocidad de deslizamiento (y por lo tanto la viscosidad, ya que el fluido sinovial es un fluido de cizallamiento) varía

a lo largo de un ciclo de caminata y, por lo tanto, los mecanismos de lubricación en las articulaciones varían entre los modos fronterizo, mixto y elastohidrodinámico [67].

Figura 65. Una curva Stribeck muestra cómo el coeficiente de fricción varía en los diferentes regímenes de lubricación a medida que cambia el contacto de la aspereza debido a la viscosidad del lubricante, la velocidad de deslizamiento y la carga.

El espesor de la película y la separación de la superficie aumentan a medida que la cantidad en el eje x (el número de Hersey) aumenta, minimizando el desgaste. [68]

Una de las formas más sencillas de cuantificar el desgaste en una determinada combinación de mecanismo de contacto, rugosidad y régimen de lubricación es mediante el uso de una tasa de desgaste que normaliza el volumen, profundidad, o área transversal, de una huella de desgaste y la distancia total de deslizamiento o el número de ciclos.

Uno de los modelos de desgaste clásico más utilizados es el desarrollado por F. Archard en 1953, caracterizado principalmente por el desgaste entre superficies metálicas con un coeficiente de desgaste K y tomando en cuenta principalmente la dureza del material y la carga normal [69]. Dado que la dureza no es un factor importante en el desgaste del polímero como en los metales, la mayoría de los investigadores caracterizan el desgaste del UHMWPE en términos de la huella de desgaste y el diámetro de la bola utilizada para la prueba, influyendo la carga y la distancia total de deslizamiento [70,71].

El volumen de desgaste resultante, V , se calcula de acuerdo con la siguiente ecuación desarrollada por Hutchings [72]:

$$V = \pi h^2 \frac{\left(\frac{3D}{2} - h\right)}{3} \quad (13)$$

Donde D es el diámetro de la bola giratoria y h es la profundidad del cráter resultante que se determina de acuerdo con:

$$h = \frac{D}{2} - \sqrt{\left(\frac{D}{2}\right)^2 - \left(\frac{d}{2}\right)^2} \quad (14)$$

El coeficiente de desgaste k puede determinarse mediante el modelo de desgaste clásico, desarrollado por F. Archard en 1953 [73].

$$k = \frac{V}{SN} \quad (15)$$

Donde V es el volumen de desgaste, S la distancia de deslizamiento y N es la fuerza normal aplicada

3.2 Cálculo de fuerza a aplicar durante las pruebas de desgaste.

Para la obtención del cálculo de las fuerzas aplicadas a las pruebas de desgaste, se utilizaron los resultados obtenidos en el capítulo II de las fuerzas máximas de contacto durante el ciclo marcha, subiendo escaleras y la posición en cuclillas como se muestra en la tabla 14.

Tabla 14. Tabla de resultados de esfuerzos de contacto en el área del buje de la prótesis.

Condición de prueba	Pieza prótesis	Esfuerzo máximo de presión de contacto [MPa]
Ciclo marcha	Buje	5.252
Subiendo escaleras		15.388
Posición cuclillas		19.289

Para el cálculo de las cargas se tomó un área transversal del buje con los grados correspondientes a cada una de las condiciones de prueba, para el ciclo marcha el área trasversal del buje es $A = 2.25 \text{ mm}^2$ como se observa en la figura 66.

Figura 66. Área ocupada en la condición de ciclo caminata.

Para el ciclo caminata, se utilizará una presión máxima de contacto en el área del buje de $P_{m\acute{a}x} = 5.252$ MPa tenemos [52]:

$$F_N = P_{max} A_T \quad (16)$$

Sustituyendo valores en la ecuación (16), tenemos:

$$F_N = 5.252 \times 10^6 * 2.25 \times 10^{-6} = 11.817 \text{ N}$$

De las actividades utilizadas para obtener la fuerza normal aplicada, el ciclo caminata es la que en mayor porcentaje se hace al día. Se utilizaron cargas de 10, 20 y 30 N para simular los valores de la carga en condiciones de peso normal, sobre peso y obesidad respectivamente

De la misma manera que se calculó el ciclo marcha, se obtuvo la fuerza normal para la condición de subir escalera y posición en cuclillas dando los resultados que se muestran en la tabla 15.

Tabla 15. Fuerza normal para cada condición de prueba en función de área transversal ocupada en el buje.

Condición de prueba	Esfuerzo máximo de contacto [MPa]	Área transversal en el buje [m ²]	Fuerza normal [N] aplicada
Ciclo marcha	5.25	2.25 e-6	11.817
Subiendo escaleras	15.38	1.245 e-5	191.58
Posición cuclillas	19.28	1.95 e-5	376.13

Se tomó un promedio de 5000 pasos por día ya que según estudios realizados por Schmalzried a 111 voluntarios no aleatorios que habían tenido al menos un reemplazo total de cadera o rodilla. Los pacientes promediaron 4988 pasos por día, lo que extrapola a aproximadamente 0,9 millones de ciclos por año para cada articulación de la extremidad inferior, coincidiendo con Catrine Tudor el cual indica que para algunas poblaciones frágiles o enfermas las pautas de salud pública indica que al menos una intensidad moderada de 5000 pasos/día, a una velocidad promedio de 100 pasos /minuto, equivalente a 3 km/h [74].

Debido a que el ciclo marcha tiene una fase de carga y otra fase de oscilación (Ver figura 27 del ciclo marcha), se considerará que la carga se presenta solamente en la mitad de la fase de la marcha, por esta razón, se tomaran solamente la mitad de los pasos, que son 2,500 pasos.

Durante la caminata o ciclo marcha se tomó la fuerza máxima, la cual se presenta un desplazamiento de 15° [49].

Si el diámetro del buje es de 12.50 mm y una altura de 19.30 mm, la longitud de arco recorrido durante esta fase de marcha se da por la siguiente fórmula de longitud de arco.

$$s = 2\pi rh \frac{\theta^\circ}{360^\circ} \quad (17)$$

Sustituyendo valores en la ecuación 17.

$$s = 2\pi(6.25)(19.30) \frac{15^\circ}{360^\circ} = 31.58 \text{ mm}^2$$

Para las condiciones de subiendo escaleras y posición en cuclillas las longitudes de arco del buje se muestra en la siguiente tabla 16.

Tabla 16. Longitud de arco recorrido como consecuencia del ángulo de desplazamiento de cada una de las actividades a realizar.

Condición de prueba	Ángulo de desplazamiento[grados]	área de arco recorrido en un ciclo [m ²]
Ciclo marcha	15	3.158 e-5
Subiendo escaleras	83	1.7474 e-4
Posición cuclillas	130	2.7369 e-4

Considerando que la vida promedio del inserto de polietileno en una prótesis de rodilla en condiciones óptimas de implantación y uso pasivo es de 15 años [7,75]. Tomando en consideración, la distancia recorrida para cada condición de prueba mostrada en la tabla 17.

Subiendo escaleras se tomara un rango de 66 escalones y 90 cuclillas por día según tabla descrita por Orozco Villaseñor.

A una velocidad también de 100 escalones por minuto (32.31 m/min) y 60 cuclillas en un minuto (15 m/min).

Tabla 17. Distancia recorrida en un tiempo de 15 años.

Condición de prueba	área recorrida en 15 años [m ²]	Distancia recorrida [m]
Ciclo marcha	432.25	22310.62
Subiendo escaleras	64.35	3271.30
Posición cuclillas	137.44	6987.58

3.3 Prueba estándar de movimiento oscilante y superficie plana de deslizamiento

La prueba para obtener el coeficiente de fricción se realizó utilizando un tribómetro de deslizamiento reciprocante de baja frecuencia (1 Hz). Los principales parámetros de interés al realizar esta prueba son los volúmenes de desgaste de la bola y los materiales en contacto de las muestras planas; sin embargo, el coeficiente de fricción cinética también puede ser calculado. Este método de ensayo puede ser utilizado para los procedimientos de prueba con y sin lubricación.

El método consiste en una muestra plana y un pin esférico de 10 mm de diámetro (bola), la cual se desliza contra la probeta a una velocidad de 30 rev/min. Estas muestras se mueven uno respecto al otro en forma lineal, de ida y vuelta en movimiento de deslizamiento, bajo la Norma ASTM G115-10 con las condiciones como son la carga normal aplicada las cuales fueron de 10,20 y 30 N por el peso del paciente determinadas en el inciso 3.2 de este capítulo, longitud de carrera de 30 mm, frecuencia de 1 Hz y el tipo de oscilación, temperatura de ensayo de 26 ± 2 °C según la misma norma, el tipo de lubricante si lo hay y el medio ambiente atmosférico (humedad relativa HR) entre 25 y 30%..

La fuerza de fricción cinética (durante el deslizamiento en ambas direcciones en función del tiempo se mide durante la prueba mediante un software que monitorea los datos y grafica el desplazamiento en función del tiempo.

Las pruebas se realizaron con un tribómetro conectado a la computadora la cual monitorea el coeficiente de fricción en tiempo real.

Antes de cada prueba, tanto la probeta como la bola se limpiaron ultrasónicamente con acetona durante 15 minutos, se les dio un baño con alcohol isopropílico y finalmente se secaron con chorro de aire caliente como lo muestra la figura 67.

Figura 67. Limpieza de probetas y bolas utilizadas en las pruebas de movimiento oscilante A) limpieza por medio de detergente, B) utilización de equipo de limpieza ultrasonido con solución de acetona.

La figura 68 muestra la distribución de la máquina de movimiento recíprocante, el porta pin (2) es donde se monta la bola de material de acero inoxidable 316 (b) y la cual tiene el movimiento de vaivén sobre la superficie de la probeta plana (1), se fija lo suficientemente rígida de manera horizontal sobre el soporte de la máquina para evitar el movimiento de la probeta, que podría resultar en una obtención errónea de datos (5). Se le aplica una carga normal uniforme (3) al contacto entre la bola y el plano. Cuenta con un medidor digital de temperatura y humedad (4). La fuerza tangencial se puede medir continuamente durante oscilante contacto y se utiliza para obtener datos y grafica de coeficiente de fricción contra tiempo de deslizamiento.

Figura 68. Distribución de equipo de prueba de bola oscilante con probeta plana. A) Máquina de movimiento recíprocante y B) Bola de geometría esférica de acero 316 L.

Se utilizó una máquina de pruebas oscilante comercial, las características de las condiciones de las pruebas realizadas se muestran en la tabla 18 que a continuación se presenta:

Tabla 18. Muestra las condiciones realizados para las pruebas de movimiento oscilante.

No. de Probeta	Carga aplicada [Newton]	Longitud de carrera [mm]	Velocidad [rev/min]	Tiempo de prueba [segundos]	Pruebas realizadas
Probeta 1	10	30	30	1800	2
	20				
	30				
Probeta 2	10	30	30	1800	2
	20				
	30				

3.4 Obtención del Coeficiente de fricción.

La mayor parte de los polímeros no se desarrollaron inicialmente para aplicaciones tribológicas y, por tanto, no se suele considerar prioritario que presenten una elevada resistencia al desgaste. Al contrario,

la superficie de los polímeros suele experimentar un daño severo y una tasa de desgaste elevada en su deslizamiento contra materiales más duros. Sin embargo, los polímeros se comportan mejor cuando se deslizan contra metales que cuando lo hacen contra sí mismos. Esto es debido al mecanismo por el cual se forma una capa de transferencia del polímero al metal que puede tener un efecto auto lubricante [76]. Las pruebas de coeficiente de fricción se realizaron con bola de material acero 316 L, ya que después la aleación de titanio es el material más utilizado para dispositivos protésicos, entre sus principales usos esta para prótesis de cadera, sustitución total de rodilla, placas de osteosíntesis, clavos y fijadores [79]. Además de que comercialmente las esferas de diámetro de 24.5 mm de acero 316 L están disponibles de manera inmediata [77,78].

En la prótesis tumoral de rodilla existe contacto entre el polietileno-metal, el cual se encuentra en la pieza de los bujes de UHMWPE y perno de aleación de Titanio Ti-6Al-4V, funda articulada-funda tibial (aleación de Titanio Ti-6Al-4V-UHMWPE- aleación de Titanio Ti-6Al-4V, respectivamente) (ver figura 69).

Figura 69. Prótesis tumoral de rodilla. A) Diagrama en explosión de prótesis indicando las partes en contacto metal-polietileno, B) ensamblaje de prótesis.

En función de la forma de desgaste de las muestras planas, varias suposiciones de la irregularidad geométrica de las huellas de desgaste se pueden hacer. La figura 70 muestra posibles condiciones de desgaste observadas en las pruebas de la muestra de bola y la probeta plana de polietileno, la figura (a),

es donde el material de la bola es mucho más resistente que el material de la probeta plana de desgaste y (b) donde existe poco desgaste en ambos, bola y probeta plana.

Figura 70. Posibles situaciones para diferentes resistencias al desgaste de bolas y especímenes planos [80].

Para el caso de las pruebas realizadas, se observó macroscópicamente que en las esferas no hay una abrasión, solo algunas pequeñas marcas en la muestra, por lo que según la norma ASTM G133 se reporta "sin desgaste medible".

Se realizaron 6 pruebas por cada probeta como indica la norma y se muestran en la tabla 18. La observación de los surcos de desgaste generados en las muestras puede proporcionar información sobre la mecánica de desgaste durante el deslizamiento del vaivén realizado por la bola.

3.5 Tipos de desgaste presentados durante la prueba de deslizamiento.

3.5.1 Desgaste adhesivo en la probeta de UHMWPE

Este mecanismo de desgaste consiste en la formación de una unión adhesiva, su crecimiento y posterior fractura. Bajo ciertas condiciones, una película del material más blando se transfiere al material más duro, en este caso se produce la transferencia del polímero al metal. Si la película de polímero es eliminada de la superficie metálica y se forman nuevas películas de transferencia que van siendo eliminadas, la tasa de desgaste aumenta. Si, por el contrario, la película queda permanentemente adherida a la superficie metálica, la tasa de desgaste del polímero disminuye y el contacto pasa de metal-polímero a polímero-polímero, lo que puede dar lugar a un aumento de la fricción [81].

Debido al periodo de tiempo de duración de la prueba de 1800 segundos para tener una distancia total de deslizamiento de 108 metros equivalente a un mes de distancia recorrida en la actividad de caminata. La probeta de material de polietileno no observa un mecanismo de desgaste por fatiga con la aparición y propagación de grietas, a pesar de que se fue aumentando la carga, realizando pruebas a 10, 20 y 30 N. El área de la sección transversal puede ser determinada mediante planimetría, mediante el uso de tableta digitalizadora informatizada, o mediante la importación de datos de rastreo de la superficie directamente en un programa de ordenador que permite la medición de las superficies de perfiles [80].

Los resultados muestran en los casos de la carga de 20N y 30N se observa claramente un surco en la superficie blanda del UHMWPE por deformación plástica debido a la dureza de la superficie de la bola de acero 316L, superando la resistencia al corte del material, (ver figura 71), además también se observa desgarramiento o fragmentación del polietileno (pitting).

Figura 71. Micrografías ópticas de la pista de desgaste en planos en la condición de 10 N: A) surco No. 1, B) surco No.3 y C) surco No.6

En las tres diferentes condiciones de carga se puede observar que en cada caso las marcas sobre el material de la prueba en seco corresponden a un desgaste muy suave con un efecto de pulido (ver figura 72).

Figura 72. Fotografías de microscopio óptico de huellas de desgaste en las condiciones de; A) 10 N, B) 50 N y C) 30 N.

Se puede observar también en las micrografías ópticas la existencia de formación de histéresis elástica producida en materiales viscoelásticos propuesta por Tabor (1952), la cual consiste en pérdida de material y energía en las ranuras o surcos [82].

3.6 Obtención del coeficiente de fricción (COF) del UHMWPE.

Se registraron los diagramas en tiempo real del coeficiente de fricción en función de los ciclos de deslizamiento (distancia total de deslizamiento) para cada uno de los ensayos.

Las curvas de coeficiente de fricción dinámica mostraron un comportamiento bastante uniforme para todas las condiciones de prueba (ver Figura 73). Pueden observarse valores de coeficiente de fricción bastante homogéneos con un valor de 0.099 ± 0.001 como se muestra en la tabla 19. En todos los casos de las diferentes cargas, el coeficiente de fricción alcanzó los valores de estado estacionario a los pocos segundos después del comienzo del ensayo.

Las presiones de contacto máximas en estos ensayos fueron aproximadamente de 30-60 MPa, representando altas tensiones de contacto exhibidas en implantes de rodilla. Las condiciones de carga especialmente extremas están presentes en el sistema de implantes de rodilla [83].

A partir del diagrama presentado se puede observar que el aumento de carga no mostro influencia significativa en el coeficiente de fricción. El valor del coeficiente de fricción en seco obtenido es similar al reportado por otros autores para el material utilizado [84,85].

Los valores del COF obtenidos en las pruebas bajo la condición de bola de acero 316 L y probeta plana de polietileno se muestran en la tabla 19.

Tabla 19. Valores del COF en la condición bola acero 316 L y probeta plana de polietileno.

Carga aplicada [Newton]	Coefficiente de Fricción μ (adimensional)
10	0.10 ± 0.09
20	0.10 ± 0.04
30	0.099 ± 0.003

Es importante mencionar que las pruebas se realizaron en seco simulando la ausencia de lubricación, en las tres condiciones se obtuvo un COF similar concluyendo que a cargas de hasta de 10,20 y 30 N, el valor del COF es independiente de la carga aplicada (Figura 73).

Figura 73. Gráfica del coeficiente de fricción entre una probeta plana de UHMWPE y bola de acero 316L.

3.7 Pruebas de desgaste Abrasivo

La prueba de desgaste abrasivo se realizó bajo condiciones según la fuerza ejercida durante el ciclo caminata, subir escaleras y ponerse en cuclillas. La presión ejercida por la fuerza hará pequeñas profundidades o marcas de desgaste y los volúmenes generados de desgaste por la bola giratoria cubierta de finas partículas abrasivas debido a la mezcla que incluye partículas abrasivas del orden de tamaño de micrón o sub-micrón (slurry) [86,87].

Un aspecto fundamental del desgaste abrasivo es el efecto de corte o arado de la superficie por parte de asperezas o partículas duras.

3.8 Materiales de prueba.

Los materiales utilizados fueron el UHMWPE proporcionado por la empresa fabricante de prótesis Trauma México S.A de C.V, el material fue una barra con un diámetro de 30 mm y se maquinó a un espesor de 8 mm (ver figura 74), se utilizó un tamaño de esferas con un diámetro de 25.4 mm de material acero 52100 con una dureza de 860 HV. Se utilizó como liquido abrasivo una mezcla de alúmina con tamaño de grano con un diámetro aproximado de 5 μm , 10 gr de glucosa, 1 gr de Cloruro de sodio y 85 ml de agua destilada (slurry). Las pruebas se realizaron en una máquina de pruebas abrasivas en el departamento de ciencia de materiales de la Universidad Autónoma de Guadalajara.

Figura 74. Probetas utilizadas para las pruebas de desgaste abrasivo de material de UHMWPE.

Se utilizó el UHMWPE con un peso molecular medio de 106 g/mol (datos de proveedor). Las superficies de las probetas se desbastaron con lija del número 350, 500, 600, 800 y 1200 μm para obtener un acabado superficial con una rugosidad de $R_a -0.177 \pm 0.03$, y simular el acabado dejado por el maquinado de los bujes de material UHMWPE utilizados en la prótesis que está en un valor de $R_a -0.25 \pm 0.05 \mu\text{m}$. Se utilizó una bola de acero 52100 de 25.4 mm de diámetro con una rugosidad superficial de 400 nm (ver figura 75), fijada entre dos ejes, se utilizó una velocidad de 41 ciclos/ minuto para que el líquido abrasivo pudiera penetrar entre la bola de acero y la probeta de polietileno y hacer un daño considerable.

Figura 75. Bola de acero 52100 utilizada en las pruebas abrasivas con un diámetro de 25.4 mm.

La muestra se colocó contra la bola, aplicándole una fuerza de 5 N y 4 N, usando un brazo en forma de L pivoteado como se observa en la Figura 76. Se agregaron 10 gotas de lubricante abrasivo cada 100 ciclos, cada gota equivale a 1.228 ± 0.075 ml de una mezcla de fungió como liquido abrasivo (El valor de cada una de las gotas aplicadas mediante un gotero comercial de plástico se obtuvo con la medida graduada de una probeta de 50 ml llegando a este valor con 65 gotas). El tamaño de grano de la alúmina se eligió de tal forma que este pueda realizar un efecto significativo de desgaste en poco tiempo para poder obtener imágenes ópticas de excelente calidad de los cráteres y poder determinar el volumen de desgaste [88]. Se realizaron pruebas a 1000, 2000, 4000 y ciclos, cada ciclo equivale a 79.79 mm, girando a una velocidad 1m/min.

La tabla 20 muestra el número de pruebas realizadas con las condiciones de cada una de ellas.

Figura 76. Configuración esquemática de máquina abrasiva.

Tabla 20. Pruebas de desgaste abrasivo realizadas con el objeto de obtener el volumen de desgaste.

<i>Probeta</i>	<i>Carga aplicada [Newton]</i>	<i>No. de ciclos</i>	<i>No. de corridas</i>
Probeta 1	5	1000	2
		2000	1
		4000	1
probeta 2	5	1000	1
		2000	2
		4000	2
probeta 3	4	2000	2
		1000	2
		1000	1
Probeta 4	4	2000	1
		4000	3

Se observaron las muestras de las pruebas de desgaste abrasivo con un microscopio óptico marca AX10 Zeiss, se realizaron 3 pruebas de cada una de las condiciones dando un total de 18 corridas.

Las imágenes que a continuación se presentan (figura 77 y 78), muestran las huellas de desgaste de forma circular, a mayor cantidad de ciclos el diámetro de la huella va aumentando por lo que la magnificación de 10 X a los 4000 ciclos no enfoca por completo el circulo de desgaste, también se puede observar la dirección de deslizamiento y los surcos dejados por el material abrasivo.

En ambas condiciones (4 N y 5 N) se observa un desgaste abrasivo muy marcado de 3 cuerpos desde los 1000 ciclos (figura 77A y 78 A).

Figura 77. Fotografías observadas en el microscopio óptico a una carga normal de 5N. A) Con la condición de 1000 ciclos, B) a 2000 ciclos y C) 4000 ciclos.

Figura 78. Fotografías observadas en el microscopio óptico a una carga normal de 4N. A) Con la condición de 1000 ciclos, B) a 2000 ciclos y C) 4000 ciclos.

En la figura 77 y 78 podemos observar surcos profundos en diferentes direcciones principalmente en las condiciones de 2000 y 4000 ciclos debido a las partículas abrasivas de alúmina utilizadas.

En general las superficies de desgaste presentadas en las probetas de polietileno presentan una superficie más lisa que la original, con un acabado bruñido en todas las condiciones aplicadas, atribuido a los esfuerzos tangenciales de compresión (Figura 79). Este bruñido realiza la función de trampas para la acumulación de partículas abrasivas, haciendo el desgaste más severo conforme aumenta el número de ciclos (figura 79 C y 80 C)

Figura 79. Se observan ondulaciones o pliegues alineados aproximadamente en dirección perpendicular al deslizamiento, así como longitudes de onda, presentando principalmente deformación plástica.

La resistencia al desgaste se evaluó mediante el volumen de desgaste, el cual se realizó midiendo el diámetro y la profundidad del cráter de desgaste, aplicando las ecuaciones (13) y (14). El ensayo de desgaste abrasivo se ha venido utilizando con éxito para materiales poliméricos mediante la utilización de las ecuaciones antes mencionadas [81,70].

La determinación de la resistencia contra el desgaste se realiza de acuerdo con la ecuación de Hutchings [89]. Después de 1000, 20000 y 4000 ciclos de la bola 25.4 mm de diámetro con el líquido abrasivo descrito en la sección 3.8, se tomó una imagen con un microscopio óptico de luz reflejada del diámetro del cráter de desgaste resultante, se midió con ayuda de un software como muestra en la figura 80.

Figura 80. Medición de perímetros de las huellas de desgaste mediante ayuda de software.

3.9 Análisis de esfuerzos por el método de elemento finito.

Se realizó una simulación mediante un software de análisis de elemento finito para obtener los esfuerzos máximos de contacto expuestas en los periodos durante subir escaleras y posición en cuclillas (ver tabla 15), mediante la utilización de los valores de las profundidades de desgaste obtenidos analíticamente (tabla 23). Estos esfuerzos se encuentran en el rango de 6.365 a 8.463 MPa. Aplicando los valores de las distancias de las profundidades del cráter de desgaste calculadas teóricamente para las condiciones en 4000 ciclos, los cuales representan un desplazamiento de 319 metros. Se realizó un análisis estático con el software de simulación de contacto elástico-plástico lineal. La bola fue modelada en 3D como un elemento de cuerpo rígido. El disco se dividió en 100,000 elementos cuadráticos del tipo CAX4R de 0.1 mm de tamaño, con las características del material de UHMWPE mostradas en la Tabla 22, la cara inferior del disco se fijó en todas las direcciones de desplazamientos y rotaciones (sujeción). Se le aplico la carga a la bola en la concentración de un punto en la parte superior. Se realizaron únicamente las simulaciones de las pruebas en las condiciones de 5N a 4000 ciclos y 4N a los mismos ciclos, ya que se pretendía corroborar el esfuerzo máximo aplicado a las probetas utilizadas en las pruebas de desgaste, similar a al esfuerzo obtenido en la prótesis tumoral de rodilla.

Se realizó un análisis ANOVA para determinar si existe diferencia significativa de resultados entre las dos metodologías utilizadas. Las variables de estudio son las medidas del diámetro obtenidas de las

pruebas experimentales y las obtenidas mediante elemento finito. La hipótesis nula H_0 nos dice que los resultados obtenidos por los dos métodos no existe diferencia significativa, mientras que la hipótesis alternativa establece que hay diferencia entre los resultados. En ambas condiciones de carga de 5N y 4N el valor de p está por debajo del nivel de significancia de 0.05, para 5N a 4000 ciclos $p= 0.001$ y para 4N a 4000 ciclos $p= 0.005$, por lo que se acepta la hipótesis alternativa de la probabilidad de obtener una diferencia significativa entre ambas metodologías.

Con la medida del diámetro dejada por la huella de desgaste después de unos 4000 ciclos se obtiene una alta tasa de desgaste (debido al abrasivo utilizado y al número de ciclos), dando un valor de 0.9501 mm para 4 N y 1.050 mm para 5N. Para estimar cómo la presión de contacto cambiaría durante la prueba a medida que se desarrolla la huella de desgaste, se insertaron datos del límite de fluencia y deformación plástica obtenidos en las pruebas de tensión realizado al material de UHMWPE en una máquina Instron 6500R y documentadas en el capítulo I.

Tabla 21. Propiedades del polietileno de ultra alto peso molecular utilizadas para el análisis de contacto de elemento finito.

Material	Módulo de elasticidad (MPa)	Constante de Poisson	Densidad (tn/mm ³)	Esfuerzo último a la fluencia (MPa)
UHMWPE	1080	0.4	9.7 e-10	24

La distribución de la presión de contacto se desplazó para hacer mayor presión en el centro y menor en las orillas. La presión máxima de contacto fue de 8.463 MPa, para 5 N y la presión de contacto para 4N 4000 fue de 6.365 MPa.

La figura 81 muestra los esfuerzos de contacto en las dos condiciones, así como la marca obtenida por las fuerzas normales de 5N y 4N respectivamente.

Figura 81. Presiones de contacto en condiciones A) Fuerza normal de 5N 4000 ciclos, B) huella de desgaste a 5N 4000, C) fuerza normal de 4N 4000 ciclos y D) huella de desgaste a 4N 4000.

El volumen de desgaste resultante, V , se calcula de acuerdo con la ecuación (13) y la profundidad de la huella de acuerdo a la ecuación (14):

Se espera que el volumen de desgaste abrasivo del material homogéneo sea proporcional a la distancia de deslizamiento S y la fuerza normal aplicada N .

Tabla 22. Muestra los cálculos obtenidos mediante las ecuaciones (13) y (14) en las condiciones utilizadas en las pruebas de laboratorio.

Carga [N]	Ciclos	Diámetro de la huella d [mm]	Profundidad de huella h [μm]	Volumen de desgaste [mm ³]
5	1000	0.552 ±0.036	2.99 ±0.1	0.119 ±0.025
	2000	0.960 ±0.013	9.07 ±0.5	0.361 ±0.042
	4000	1.412 ±0.024	19.6 ±0.6	0.781 ±0.020
4	1000	0.620 ±0.045	3.78 ±0.22	0.150 ±0.016
	2000	0.777 ±0.076	5.94 ±0.6	0.236 ±0.056
	4000	0.950 ±0.025	8.88 ± 0.12	0.354 ±0.017

La figura 82 Muestra una gráfica de desgaste típico relacionada con los cráteres de desgaste donde se observa una tendencia lineal ascendente, el volumen de desgaste aumenta en función de la distancia de deslizamiento y la fuerza normal. Los resultados del análisis numérico comparado con las pruebas reales de abrasión nos dan los siguientes resultados mostrados en la tabla 23.

El análisis de elemento finito nos sirvió para corroborar la altura teórica calculada a través de la ecuación (14) mediante el esfuerzo máximo de contacto para obtener las cargas y los diámetros obtenidos en la simulación.

Tabla 23. Valores comparativos de carga y diámetro de la huella de desgaste de las pruebas realizadas en laboratorio y con el software de elemento finito.

Probeta	Carga real aplicada [N]	Carga calculada por análisis numérico [N]	Diámetro de la huella de desgaste [mm]	Diámetro de la huella de desgaste por análisis numérico [mm]
5 N 4000	4	4.5	1.412±0.024	1.51±0.030
4 N 4000	5	6	0.950 ±0.025	1.023 ±0.012

La figura 82 muestra gráficamente los resultados de las pruebas en las condiciones de 4N y 5N.

Figura 82. Diagrama de volumen desgaste de polietileno correspondientes a las huellas de desgaste después de 1000, 2000 y 4000 ciclos.

Conclusiones:

- Para la obtención del arco recorrido en el buje se tomaron los ángulos de arco de desplazamiento en los ángulos donde se tienen los picos más elevados de carga.
- Las cargas utilizadas de 10 N, 20 N y 30 N respectivamente para las pruebas de movimiento recíprocante, simulan los valores de peso del fenotipo de paciente mexicano con un peso normal de 70 kg, un paciente con sobre peso de 90 kg y uno con obesidad de más de 120 kg.
- Los resultados muestran que a carga de 10 N muestra un efecto de pulido sin presentar desgaste, caso contrario las pruebas con carga de 20 N y 30 N donde se observa claramente un surco sobre la superficie del UHMWPE presentando desgarramiento mejor conocido como pitting
- En las tres condiciones de carga se observan valores de coeficiente de fricción muy homogéneos con valores de 0.099 ± 0.001 . Por lo que se concluye que el COF no depende de la carga.
- Las presiones de contacto están en el rango de 30-60 MPa lo cual representan las altas tensiones a las que están sometidos los implantes de rodilla
- Las superficies de las probetas utilizadas en las pruebas muestran un bruñido, parecido a ondas en el agua, en dirección perpendicular al deslizamiento característico de los materiales viscoelásticos debido a los esfuerzos tangenciales de compresión.
- Se obtuvieron los esfuerzos máximos de contacto en las condiciones críticas que en cuclillas dando un valor de 8.463 MPa a 5N y 6.365 en 4N ambos a 4000 ciclos, esta concentración de esfuerzos se localiza en la parte central de la huella de desgaste en el punto de normal de presión y aplicación de la carga.
- Como habría de esperarse el diámetro de la huella de desgaste fue aumentando conforme se incrementaron los ciclos y los diámetros y profundidades mayores están en las condiciones de 5N y 4N a 4000 ciclos con valores de 1.412 ± 0.024 mm y 0.950 ± 0.025 mm en diámetro y 19.6 ± 0.6 mm y 19.6 ± 0.6 mm en profundidad de desgaste respectivamente.
- Se obtuvo un volumen de desgaste de 0.781 mm^3 en la condición de 5N a 4000 ciclos por lo que se concluye que se desarrolló un desgaste abrasivo de 3 cuerpos por las condiciones agresivas de las marcas de desgaste y los surcos dejados por las partículas abrasivas.
- De los datos estadísticos que hacen la comparación de resultados entre la metodología de elemento finito y los obtenidos experimentalmente en laboratorio se rechaza la hipótesis nula indicando que da una diferencia en valores y que no podrían tomarse como una herramienta alternativa para utilizarse en pruebas futuras.

Capítulo IV

4.1 Texturizado de Superficies.

La topografía superficial desempeña un papel importante en una multitud de fenómenos físicos y tribológicos como la mecánica de contacto, la fricción, la adhesión, la humedad y la lubricación. [11].

La texturización de la superficie se ha reconocido como un medio efectivo para mejorar las características tribológicas de las superficies en deslizamiento. Generalmente, la generación de presión hidrodinámica adicional para aumentar la capacidad de carga es considerada como el efecto más significativo de la textura superficial. Es uno de los métodos para minimizar la fricción y el desgaste. En esta parte del proyecto de la tesis doctoral se ha investigado la texturización superficial sobre la distribución de tensiones, fuerzas de contacto y desgaste volumétrico del UHMWPE como material de rodamiento para bujes con interacción con el perno de prótesis tumoral de rodilla como se observa en la figura 83.

Figura 83. Ensamble de prótesis tumoral de rodilla, encerrados en círculo rojo bujes de material UHMWPE y pieza perno de aleación de titanio grado 5 (Ti6Al4V).

Estudios realizados en superficies texturizadas que se emplean en articulaciones o en rodamientos han reportado que se tiene un coeficiente de fricción mucho menor en comparación con una superficie no texturizada para un sistema lubricado y no lubricado

Autores como H. Zahouani, Biplab Chatterjee, J. Jamari, A. López Cervantes, Willis, entre muchos otros han estudiado la texturización superficial como uno de los métodos para minimizar la fricción y el

desgaste, principalmente para pelotas de golf, rodamientos y en la pared de camisa de pistón en motores de combustión interna.

Uno de los objetivos principales de la modificación superficial es la reducción de la concentración de tensiones o esfuerzo de Von Mises, estudios han demostrado que la creación de cráteres en las superficie de frotamiento es muy eficaz para la reducción de la fricción y el desgaste, debido a que sirven como depósitos de material desprendido para evitar desgaste severo de la superficie, actuando además como depósitos para proporcionar lubricante a las superficies de contacto para mejorar la lubricación [19], disminución del área de contacto [21,13,22], y generar presión hidrodinámica para aumentar la capacidad de carga [20].

El desgaste por fatiga está determinado por la magnitud y posición de la tensión de corte máxima, de acuerdo con el criterio de falla de von Mises, que a su vez es alterado por la fuerza de fricción [90]. El esfuerzo de corte máximo se desplaza hacia la superficie a medida que aumenta el coeficiente de fricción [91].

Por lo tanto, el propósito principal en esta etapa de la investigación es el estudio del efecto de la texturización de la superficie en la distribución de tensiones, esfuerzo de contacto y pérdida de volumen del UHMWPE como material de rodamiento durante el movimiento basado en el análisis de contacto estático de la superficie texturizada de la prótesis de rodilla en las piezas entre el buje y el perno.

4.2 Consideraciones para el cálculo de la rejilla geométrica

Se elaboró un arreglo geométrico cráteres y se determinó cierta distancia entre los centros para situarse en la superficie de la probeta. Se calculó una distribución uniforme de geometrías en las superficies de la muestra.

Wakuda y colaboradores han encontrado que las características tribológicas dependen altamente del tamaño, profundidad y la densidad de las texturas. La Densidad de área geométrica es la cantidad de cráteres por área cuadrada en la superficie de la muestra, es uno de los parámetros clave para la texturización e influye directamente en el área de contacto entre las superficies, el número de depósitos de lubricante y la cantidad de material desprendido como consecuencia de un desgaste abrasivo [92] [93]. La forma geométrica no afecta al coeficiente de fricción, y estas pueden ser circulares, cuadradas, triangulares o hexagonales [94].

La medida del diámetro o lado, la profundidad de los cráteres y la forma geométrica, así como la cantidad de cráteres en la superficie de la muestra (densidad) juegan papeles importantes para ayudar a reducir la cantidad de desgaste.

En la literatura las variables a tomar en cuenta para la texturización superficial son los siguientes [95], [96]:

- ❖ Densidad geométrica
- ❖ Tamaño de la geometría
- ❖ Profundidad del cráter.
- ❖ Perfil de presiones

- ❖ **Densidad de área geométrica** (Cantidad de cráteres por área cuadrada en la superficie de la muestra).

La relación área superficial entre la densidad (área total de hoyuelos / superficie total) es uno de los parámetros clave para la texturización superficial y su efecto sobre el espesor de película y la transición de regímenes de lubricación [97]. La densidad influye directamente en el área de contacto entre las superficies, los depósitos de lubricante y material desprendido como consecuencia del desgaste abrasivo. Al aumentar la densidad de la textura se reduce el área que soporta la carga, es decir la carga soportada por la superficie aumenta al aumentar la densidad de cráteres debido a la reducción del área de contacto superficial.

❖ **Tamaño de la geometría.**

Otra de las variables a considerar es el tamaño de la geometría utilizada. Cuanto mayor es la dimensión geométrica de la textura, menor es el coeficiente de fricción, con respecto a una superficie no texturizada [10], pero los efectos negativos al aumentar el tamaño son: disminución de espesor de película por escape de lubricante, produciendo una caída de presión. Esta disminución depende en gran medida de la profundidad del orificio.

Durante la investigación el tamaño de la geometría permaneció constante compensando esta con el cambio de la densidad. La magnitud ideal que varios autores lo han encontrado es mayor a 50 μm [98,99,96], por cuestiones de legibilidad de la impresora 3D utilizada la medida utilizada del diámetro fue de 200 μm .

Las geometrías de las texturas utilizadas principalmente en investigaciones por diversos autores como Wang, Zhanga, Jamari y Rodríguez [100], fueron geometrías circulares, cuadradas, rectangulares y triangulares. Pero se ha demostrado que las propiedades tribológicas dependen en gran medida de la densidad y profundidad, mientras que las formas geométricas no influyen significativamente en las propiedades tribológicas de la textura [93], por tal motivo se optó por utilizar geometrías circulares para facilitar la impresión y por resultados de investigaciones anteriores (Figura. 84).

Figura 84. Modelo geométrico de superficie texturizada de forma circular.

❖ Profundidad del cráter.

Estudios indican que al aumentar la profundidad se reduce el espesor de película lubricante, aumentando su presión [101]. Pero gran parte de las investigaciones se considera la combinación de las variables tamaño-profundidad y la relación densidad con la longitud de la distancia entre centros de las geometrías como se describe más adelante (Ver figura 85) [98] [14] [22].

Generalmente, la generación de presión hidrodinámica adicional para aumentar la capacidad de carga es considerada como el efecto más significativo de la textura superficial, en el caso de manejar velocidades altas como sucede con los cojinetes [99]. Pero para nuestro estudio no es significativo ya que en la articulación de prótesis tumoral de rodilla las velocidades son alrededor de 20 a 25 cm/s según experimentos realizados in vitro por T. Johnson [102].

Figura 85. Profundidad de la geometría texturizada, c es el espacio entre superficies, h ; profundidad total y h_d ; es la profundidad de la textura.

❖ Perfil de presiones

Basándose en la consideración de que la rodilla maneja velocidades bajas, por lo que si se obtuvieron los perfiles de presión hidrodinámica para el patrón de textura de superficie diseñada pero no fue una variable determinante para la selección de la textura.

4.3 Obtención de perfil de presiones mediante la ecuación de Reynolds.

Se obtuvo el perfil de presiones de una celda unitaria imaginaria como se muestra en la figura 86

Figura 86. Esquema de celda unitaria para el cálculo de distribución de presiones.

Se tiene un h_{min} de 50 μm debido a que el líquido sinovial forma una película lubricante en la articulación de la rodilla con este espesor. [103], el valor de h_{max} depende de la profundidad calculada del cráter más el h_{min} .

Tomando la ecuación de Osborne Reynolds [104] [105] :

$$\frac{\delta}{\delta x} \left(\overline{h^3} \frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} \right) + \left(\frac{x}{z} \right)^2 \frac{\delta}{\delta z} + \left(\overline{h^3} \frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{z}} \right) = \frac{c}{x} \quad (18)$$

Como las texturas se realizarán en el buje de la prótesis con un valor dimensional a lo largo del eje x muy pequeño comparado con el de z como se muestra en la figura 66.

Por lo tanto la ecuación (18) se simplifica:

$$\frac{\delta}{\delta x} \left(\overline{h^3} \frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} \right) = \frac{c}{x} \frac{\delta \bar{h}}{\delta \bar{x}} \quad (19)$$

Al solucionar la ecuación de Reynolds para un valor de densidad $\delta = 5\%$. Para obtener el valor de c , se obtiene de la ecuación:

$$c = \frac{h_{min} + h_{max}}{2} \quad (20)$$

Dónde:

$$h_{min} = 0.05 \text{ mm}$$

$$h_{max} = 0.068 \text{ mm}$$

Por lo tanto el espesor de la película está dado por:

$$h = h_{max} - \frac{h_{max} - h_{min}}{x} \quad (21)$$

Sustituyendo valores en (20) y (21) nos da un valor de $c = 0.06 \text{ mm}$

$$h = 0.068 - 0.18\bar{x}, \text{ espesor de película.}$$

De la ecuación;

$$\bar{h} = \frac{h}{c} \quad (22)$$

De (22) tenemos:

$$\bar{h} = \frac{1}{3} \left(\frac{7}{2} - x \right)$$

Derivando con respecto a x para obtener $\frac{\delta \bar{h}}{\delta \bar{x}}$.

$$\frac{\delta \bar{h}}{\delta \bar{x}} = -\frac{1}{3}$$

Sustituyendo el valor anterior en la ecuación (19)

$$\frac{\delta}{\delta x} \left(\bar{h}^3 \frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} \right) = \frac{0.060}{14} \left(-\frac{1}{3} \right)$$

Integrando ambos lados la ecuación anterior.

$$\bar{h}^3 \frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} = -0.0014\bar{x} + C_1 \quad (A)$$

Aplicando las condiciones donde la presión máxima será cuando $\frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} = 0$ tengo una $\bar{x}_{max}$

$$C_1 = 0.0014 \bar{x}_{max}$$

Sustituyendo el valor de C_1 en (A).

$$\bar{h}^3 \frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} = -0.0014(\bar{x}_{pmax} - \bar{x}) \quad (B)$$

Sustituyendo el valor $\bar{h}$ en (B) y despejando $\frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}}$

$$\frac{\delta \bar{p}}{\delta \bar{x}} = 0.0378 \left[\frac{x_{pmax}}{\left(\frac{7}{2} - \bar{x}\right)^3} - \frac{\bar{x}}{\left(\frac{7}{2} - \bar{x}\right)^3} \right] \quad (C)$$

Integrando (B)

$$\bar{p} = 0.0378 \left[\frac{2\bar{x}_{pmax}}{(7-2\bar{x})^2} - \frac{2\bar{x}}{(7-2\bar{x})^2} + \frac{1}{7-2\bar{x}} + C_2 \right] \quad (D)$$

Usando las condiciones de entrada $\bar{p} = 0$ cuando $\bar{x} = 0$ para obtener el valor de C_2

Finalmente obtenemos la ecuación de la distribuciones en función de la distancia x para una $\delta = 5\%$.

$$\bar{p} = 0.0378 \left[\frac{7}{6(7-2\bar{x})^2} - \frac{2\bar{x}}{(7-2\bar{x})^2} + \frac{1}{7-2\bar{x}} - \frac{1}{6} \right] \text{ Ecuación de distribución de presiones}$$

Tabla 24. Muestra las ecuaciones de las distribuciones de presiones para las diferentes densidades en función de la distancia x .

Densidad [%]	Ecuación de distribución de presiones	Ecuación espesor película
5	$\bar{p} = 0.0378 \left[\frac{7}{6(7-2\bar{x})^2} - \frac{2\bar{x}}{(7-2\bar{x})^2} + \frac{1}{7-2\bar{x}} - \frac{1}{6} \right]$	$\bar{h} = \frac{1}{3} \left(\frac{7}{2} - \bar{x} \right)$
10	$\bar{p} = 0.225 \left[\frac{73}{20(6-2\bar{x})^2} - \frac{\bar{x}^2}{(6-2\bar{x})^3} + \frac{3-2\bar{x}}{12(\bar{x}-3)^2} - \frac{\bar{x}^2}{12(\bar{x}-3)^3} - \frac{\bar{x}}{8(\bar{x}-3)^3} - \frac{1}{16(\bar{x}-3)^2} - \frac{1}{40} \right]$	$\bar{h} = \frac{1}{5} (6 - 2\bar{x})$
20	$\bar{p} = 0.0025 \left[\frac{6259.162}{9(43-18\bar{x})^2} - \frac{4913(36\bar{x}-43)}{81(-18\bar{x}+43)^2} - 1.8 \right]$	$\bar{h} = \frac{1}{17} \left(\frac{43}{2} - 9\bar{x} \right)$
40	$\bar{p} = 0.00675 \left[\frac{1}{3(2-\bar{x})^2} - \frac{\bar{x}}{2(2-\bar{x})^2} + \frac{1}{2(2-\bar{x})} - \frac{1}{3} \right]$	$\bar{h} = \frac{2}{3} (2 - \bar{x})$

Graficando las ecuaciones de distribución de presiones en función de la distancia de la cuadrícula unitaria tenemos la siguiente figura 87.

Figura 87. Grafica de distribución de presiones de las diferentes densidades utilizadas en la textura.

En función de la distribución de presiones de cada una de las densidades, se muestra que conforme aumenta el porcentaje de la densidad, aumenta la distribución de presión esto debido al aumento de la cantidad de cráteres geométricos, provocando la caída de presiones por lo que la capacidad de carga disminuye, concordando con los autores a cerca de la disminución de la capacidad de carga por el aumento del área geométrica. [106]

4.4 Obtención de la textura geométrica.

Se utilizó una muestra con geometría circular con un diámetro de 200 μm (d), se utilizó una celda imaginaria para la posición de las geometrías en la superficie de la muestra (Figura 88).

Además este tipo de geometría conduce a un coeficiente de fricción menor, una mejor distribución de presiones, aumenta la capacidad de carga y el espesor de película lubricante comparadas con otras geometrías, según resultados de diversos autores como Wang, Zhanga, Jamari, Rodriguez y Zenebe [100].

Figura 88. (A) Esquema de rejilla imaginaria con geometría circular de diámetro d y distancia entre centro L , (B) isométrico de rejilla con una profundidad h_d .

4.4.1 Calculo de texturas geométricas.

La figura 88 muestra la rejilla imaginaria con un área $L \times L$. La geometría de la textura es circular con diámetro d y una profundidad h_d . En este análisis se utilizó la ecuación de la densidad de área δ , el cual fue el dato de entrada, para obtener la distancia L entre las geometrías y la profundidad h_d más adecuada para la superficie texturizada.

Para obtener en número de geometrías en un área determinada utilizamos la ecuación de densidad circular (δ_{circular}).

$$\delta_{\text{circular}} = \frac{\text{área de la geometría circular}}{\text{área de la rejilla imaginaria}} = \frac{\pi r^2}{L^2} \quad (23)$$

Despejando de (1) a L^2 (área de la rejilla imaginaria) tenemos:

$$L = \sqrt{\frac{\text{Área geometría circular}}{\delta_{\text{circulo}}}} \quad (24)$$

Para obtener la profundidad de la geometría h_d en función de la densidad y la longitud de la cuadrícula imaginaria se utilizará la descrita por varios autores [98] [14] [22].

$$h_d = (\delta_{\text{circular}})(L) \quad (25)$$

Tabla 25. Muestra los valores de las variables involucradas para el cálculo de las texturas.

Densidad de área δ [%]	Diámetro d de la circunferencia [μm]	Distancia entre geometrías L [μm]	Profundidad de la geometría h_d [μm]
5	200	1590	79
10	200	1210	121
20	200	800	160
40	200	560	224

La figura 89 muestra el esquema de densidades texturizadas sobre la superficie del UHMWPE después de los cálculos obtenidos con las ecuaciones (24 y 25).

Figura 89. Densidad de área para un diámetro d de 200 μm . A) 5%, B) 10%, C) 20% y D) 40%.

4.5 Análisis de texturas por medio de elemento finito

Se realizaron pruebas de desgaste y se simularon usando un modelo tridimensional de bola y probeta plana para realizar un análisis estático de las texturas con densidades de 5, 10, 20 y 40 %, por medio del método de elemento finito. Basándose en la configuración del experimento de desgaste de micro abrasión.

La prueba de microabrasión es método que consiste en hacer cráteres a través de una bola giratoria de material más duro que el material de prueba, agregando material abrasivo que puede ser vidrio, arena sílice, cuarzo triturado o alúmina. A partir de las marcas de desgaste se obtiene el volumen generado por las partículas abrasivas. El volumen de desgaste se calcula midiendo el diámetro y la profundidad del cráter de desgaste.

En el diseño de la máquina utilizada la bola gira contra la probeta de desgaste mediante una carga normal que se aplica por contrapeso como se observa en la figura 96.

La bola abrasiva tiene un diámetro de 25.4 mm y las probetas texturizadas tienen forma cilíndrica con un diámetro de 30 mm y 8mm de espesor.

La bola es de acero de 52100 presenta las siguientes propiedades utilizadas en el software (ver tabla 26), así como las de la probeta impresa texturizada de UHMWPE.

Tabla 26. Propiedades de materiales utilizados en el modelo de análisis por elemento finito.

Material	Módulo de Young [GPa]	Razón de Poisson	Densidad Ton/mm ³
Acero 52100	200000	0.3	7800
UHMWPE	1080	0.4	9.7 e -10

Cabe señalar que se utilizaron también las propiedades de plasticidad del UHMWPE, obtenidas en pruebas de tensión realizadas en el capítulo I.

Se obtuvieron las variables CPRESS (variable de presión de contacto), la cual es una variable de salida del software de elemento finito que analiza el contacto mecánico entre dos superficies, incluye la presión de contacto debido a la fuerza normal y esfuerzo cortante por fricción y esfuerzo de tensiones de Von Mises.

Las pruebas de simulación de micro abrasión se realizaron con las condiciones de carga de 5N a 1000, 2000 y 4000 ciclos con los diferentes porcentajes de texturas.

La fig. 86 muestra las tensiones de Von Mises en las superficies de contacto con una carga aplicada de 5N. Se puede observar que el esfuerzo mínimo se encuentra en la probeta sin textura 1.35 MPa, aumentando considerablemente conforme se incrementa el porcentaje de densidad geométrica. Esto como consecuencia de que va disminuyendo el área de contacto conforme aumenta la cantidad de geometrías texturizadas. Por tal motivo al tener una densidad del 40% el esfuerzo de tensiones se eleva a un valor de 10.54 MPa.

Otra razón del aumento de tensiones en las probetas texturizadas con alta densidad geométrica, es que debido a la geometría seleccionada (circular) se concentran esfuerzos en los perímetros de los cráteres.

A mayor separación de texturas, es decir densidades menores a 10%, el esfuerzo de Von Mises disminuye y esto se puede observar en la gráfica de la figura 90.

Como la concentración de esfuerzos es menor en la probeta no texturizada debido a la mayor cantidad de área en contacto entre las superficies, los criterios para determinar la textura óptima no es el valor de

Von Mises, ya que una de las ventajas del texturizado es que a mayor densidad geométrica, más partículas de desgaste pueden ser acumuladas, así como mayor cantidad de lubricante removido al deslizarse [73]. El criterio a considerar es el la presión de contacto en las superficies.

Figura 90. Gráfica Esfuerzo de Von Mises contra densidad.

La figura 91 muestra las concentraciones de esfuerzo en la superficie debido a la carga de 5N, teniendo una mayor concentración en la probeta con la mayor cantidad de orificios (40% de densidad).

Figura 91. Esfuerzos de Von Mises con 5N de carga (A) Muestra sin textura, (B) textura con densidad al 5%, (C) textura con densidad al 10%, (D) textura con densidad al 20% y (E) textura con densidad al 40%, (F) probeta texturizada al 20%.

De acuerdo con el nivel de concentración de esfuerzo y los criterios de porcentaje de densidad, los patrones del 40% las tensiones se elevan a un valor de 10.54 MPa. La Figura 91 B muestra cómo la deflexión del disco de polietileno conduce a configuraciones en las que solo una y 4 cavidades estarían completamente cubiertas debajo del área de contacto con una carga de 5N. La distribución de tensiones observada en esta figura corresponde a patrones de cavidades con $D = 200 \mu\text{m}$ y $h = 224 \mu\text{m}$. Siguiendo el criterio de cobertura, el patrón en las separaciones de fue de $L = 560 \mu\text{m}$.

Los análisis numéricos realizados se resumen en la Figura 91, que muestra la dependencia de la magnitud de tensión Von Mises sobre la fuerza aplicada en la superficie de contacto; esta fuerza fue de 5N, la tensión de Von Mises aumenta con el número de porcentaje de densidad; sin embargo, debido a que su valor es menor que el límite elástico para UHMWPE, no hay deformación plástica en ninguno de los casos. En esta figura, el patrón con 5% densidad y $L = 1590 \mu\text{m}$ tiene la magnitud de tensión más baja a 6.53 MPa porque la carga es soportada por la superficie plana y 4 cavidades y no por sus bordes, como se ve en la Figura 91 C y la Figura 91 D. Por otro lado, el nivel de tensión aumenta porque la carga es soportada por los bordes de al menos una cavidad esto se ve en el resultado de la muestra sin texturizado (figura 91 A).

Con el análisis estático se determinó los esfuerzos de contacto (Figura 92) los cuales aumentan en función de la densidad geométrica alcanzando valores de hasta 57.35 MPa en la condición de densidad de 40%, este valor nos indica que tiene una gran influencia de rozamiento entre ambas superficies de contacto lo que tendrá como consecuencia una probabilidad de volumen de desgaste. Las texturas con densidades del 5% y 10% tienen valores de presiones de contacto menores a la probeta sin textura. Coincidiendo con diferentes autores donde indican que valores de densidad de textura menores al 10% son óptimos para mejorar las propiedades tribológicas [107].

Figura 92. Esfuerzos de contacto (CPRESS). (A) Muestra sin textura, (B) textura con densidad al 5%, (C) textura con densidad al 10%, (D) textura con densidad al 20% y (E) textura con densidad al 40%, (F) configuración de la prueba de desgaste abrasivo.

Por lo tanto la textura no favorable para mejorar el desgaste es la de 40% seguida con la de 20 % de densidad como se observa en la gráfica de la figura 93.

También se observa que la textura al 40% de densidad la presión de contacto (CPRESS) se eleva en a 57.35 MPa, lo que conducirá a un mayor desgaste de la superficie. La textura favorable para mejorar el desgaste sería la del 5%, con un valor de CPRESS de 33.49 MPa.

Figura 93. Gráfica Esfuerzo de contacto contra densidad.

Un efecto a considerar es el desgaste producido por las geometrías, ya que puede ser mayor al de una superficie lisa (sin texturizar). Las superficies texturizadas presentan un efecto de menor fricción pero mayor desgaste. Los bordes de los cráteres favorecen esta pérdida de material cuya superficie interacciona con otra lisa, esto se ve en los resultados de la concentración de tensiones de Von Mises y presiones de contacto. Esta observación se extiende a la mayoría de los estudios de texturizado de superficies por otros autores [108] [107].

En cuanto a la profundidad de las texturas óptimas 79 μm y 121 μm respectivamente, determina que valores de profundidades cortos dan valores de presiones de contacto bajos [73].

4.6 Obtención de las medidas de desgaste por profilometría 2D y 3D

Mediante un análisis de perfil de la huella de las pruebas de micro-abrasión se obtuvieron las medidas del volumen de desgaste para cada condición aplicada en los ensayos de desgaste abrasivo.

Se analizó cada una de las huellas de desgaste (Figura 94) para obtener el perfil transversal con la profundidad y obtener así el área de la sección.

La determinación del volumen de desgaste se realiza de acuerdo a la ecuación desarrollada por Hutchings [72], derivada del modelo basado en la mecánica de contacto propuesta por Archard [69] donde se establece una relación lineal entre el volumen de desgaste, la carga aplicada externa y la velocidad de deslizamiento mediante una tasa de desgaste específica. La ecuación de desgaste de Archard es aplicable para metales y recubrimientos, donde la dureza juega un papel determinante para el desgaste de la superficie, pero no es apropiado para el UHMWPE dado que la dureza no es tan consistente en los polímeros como en los metales, y no es un factor importante en el desgaste de

polímeros [72]. Por lo tanto en volumen de desgaste resultante, V , se calcula de acuerdo con la ecuación quitando el valor de la dureza:

$$V = \pi h^2 \frac{\left(\frac{3D}{2} - h\right)}{3} \quad (26)$$

Donde D es el diámetro de huella del desgaste, h es la resultante promedio de la profundidad del cráter obtenido en el centro de la huella de desgaste.

Se utilizó profilometría 3D para obtener la profundidad real con un perfilómetro Temporal P 15 instruments y así obtener la correspondiente gráfica superficial como se observa en la Figura 94, donde se observa la exploración de una muestra desgastada de UHMWPE.

Figura 94. Imagen de cráter de desgaste para la obtención de diámetros en las diferentes condiciones de prueba.

Con el uso del software Vision se obtuvo el punto más profundo en el escaneo para las diferentes condiciones.

Las distancias de los diámetros a lo largo del eje x de las gráficas 2D de desgaste fueron obtenidos con la ayuda del software ImageJ como se observa en la figura 95.

Figura 95. Obtención de Diámetros de huellas de desgaste mediante el Software imageJ

La tabla 27 muestra los valores obtenidos de los diámetros en las diferentes condiciones de la prueba de micro-abrasión.

Tabla 27. Valores promedio de diámetros obtenidos por software ImageJ.

<i>Muestra</i>	<i>Diámetro [mm]</i>
5N 1000	2.5±0.063
5N 2000	1.43±0.10
5N 4000	1.96±0.081

Como lo muestra la tabla 28, el diámetro de los 4000 ciclos es menor al de los 1000 ciclos, esto se debe a densidad de textura ya que las muestras a ciclos de 2000 y 4000 fueron con texturas de 20 % y 40 % por lo que la saturación de orificios cilíndricos eran de mayor cantidad por lo que las partículas abrasivas y de desgaste llenaban estos orificios, dando como resultado una altura desgaste mayor y como consecuencia un volumen de desgaste mayor al de la condición de 1000 ciclos.

El coeficiente de desgaste k puede determinarse fácilmente una vez obtenido el volumen desgastado V contra la distancia de deslizamiento S por la fuerza normal aplicada N . mediante el modelo de desgaste clásico, desarrollado por F. Archard en 1953 [69], con la característica de no tomar en cuenta la dureza H del material, el cuál caracteriza el desgaste entre superficies metálicas pero no polimeros.

$$k = \frac{V}{SN} \quad (27)$$

Debido a la configuración del equipo utilizado para las pruebas de desgaste micro-abrasivo (Figura 96) la carga aplicada en los diferentes experimentos de 5 Newton, no es valor de la carga normal utilizada

en la ecuación (27). Para obtener el valor real de la fuerza normal N se realizó un diagrama de cuerpo libre utilizando las ecuaciones de fuerzas en equilibrio de la primera ley de Newton [109].

Figura 96. Diagrama para la obtención de los esfuerzos normales aplicados a la probeta muestra.

La tabla 28 muestra el valor de la carga normal aplicado en el punto A, mediante las ecuaciones de equilibrio.

Tabla 28. Carga normal correspondiente a la condición utilizada en la prueba de desgaste abrasivo.

Peso aplicado [N]	Carga normal en el punto "A" [N]
5	2.63

Los ciclos utilizados (revoluciones de la esfera abrasiva) para la realización de las pruebas fueron de 1000, 2000 y 4000 ciclos correspondientes a 79.79, 159.58 y 319.16 metros lineales recorridos respectivamente.

Se realizaron tres pruebas para cada una de las muestras en la condición de 5N con las diferentes distancias recorridas.

La tabla 29 muestra los valores profundidad de huella, área, volumen y tasa de desgaste obtenidos mediante la ecuación 26

Tabla 29. Resultados obtenidos de la prueba de micro-abrasión de volumen de desgaste y coeficiente de desgaste.

<i>Muestra</i>	<i>Profundidad de desgaste h[mm]</i>	<i>Volumen según Hutchings [mm³]</i>	<i>Coeficiente de desgaste k [mm³/Nm]</i>	<i>área de la curva de desgaste [mm²]</i>
5N-1000	0.0115±2.20e-5	0.0005283±2.0e-6	2.51e-9±9.65e-8	19.53e-7
5N-2000	0.014±6.61e-5	0.0004697±4.2e-6	1.19e-9±7.8e-7	10.3 e-7
5N-4000	0.032±7.8e-5	0.003264±1.52e-5	3.92e-9±2.3e-7	42.3e-7

La figura 97 muestra la gráficas correspondientes a los resultados de volumen de desgaste para cada una de las condiciones de las pruebas.

Las gráficas de volumen de desgaste contra distancia de deslizamiento y número de ciclos muestran una tendencia lineal con pendiente negativa poco pronunciada hasta los 2000 ciclos o 159.58 metros de recorrido esto como consecuencia de un desgaste adhesivo en primera instancia y abrasivo de tres cuerpos en los ciclos subsecuentes hasta los 4000 ciclos ó 316.19 m, con una pendiente positiva mucho más pronunciada reflejándose esto en los valores del coeficiente de desgaste k .

Figura 97. Gráfica de volumen de desgaste contra distancia de deslizamiento.

Estudios similares de desgaste reportados por Rose y Klapperich encontrados en bibliografía han dado como resultado tasas de coeficiente de desgaste que aumenta exponencialmente debido a la presión de

contacto y distancia de deslizamiento (después de los 2000 ciclos ó 159.58 m la gráfica se dispara exponencialmente en las dos condiciones como se observa en la figura 97) [110] [111].

Otro aspecto importante del contacto superficial es la forma geométrica de la bola abrasiva, ya que el punto de contacto de la bola y la probeta durante los primeros ciclos de la prueba o distancia de deslizamiento, hay nulo contacto del líquido abrasivo en esa área, provocando solo un desgaste adhesivo y como consecuencia los valores de volumen de desgaste son bajos, independientemente de la carga, y hasta cierto número de ciclos (mayor a los 2000 ciclos en nuestro caso) que presenta un desgaste abrasivo debido a la interacción de las partículas abrasivas en el proceso de la prueba (desgaste abrasivo de 3 cuerpo) [112].

Discusión

Las pruebas realizadas en laboratorio las partículas abrasivas utilizadas fueron del tamaño de 5 μ m, adecuadas para obtener diámetros medibles para simular desgaste en la prótesis tumoral de rodilla.

La experiencia ha demostrado la utilidad de la textura superficial en muchas aplicaciones tribológicas. Aun así, según el conocimiento de los autores, los efectos estructurales sobre el material texturizado no han sido explorado ampliamente en el ámbito de la ortopedia. El presente trabajo se centró en el análisis estructural estático de una superficie de UHMWPE texturizada a diferentes densidades, impresa con una serie de cavidades de diámetro constante de 200 μ m. El comportamiento no lineal del polímero se incorporó en el modelo a través de valor del módulo elástico obtenido de una prueba de tracción real en laboratorio (Capítulo I), recordar que el área de contacto se analizó en condiciones secas. Los resultados indican que la presión de contacto aumenta como consecuencia de la reducción en el área de contacto efectiva debido a los huecos de las cavidades. La periferia de los diámetros de los cilindros actúa como un concentrador de tensiones, por la discontinuidad de la superficie.

Las muestras con densidades del 40% tienen un mayor volumen de desgaste a distancias o números de ciclos largos, lo que provoca un mayor desprendimiento de partículas de UHMWPE, las cuales son el principal inductor de la osteólisis. Las texturas con una densidad de 5%, 10% y 40% tienen un alto coeficiente de fricción en comparación con una pieza de prueba sin textura como lo menciona el autor Menezes P. [10]. Esta hipótesis se confirmó con los resultados de la presión de contacto del análisis de elementos finitos.

Las texturas con 40% de densidad muestran valores más altos de desgaste abrasivo, debido a que hay una mayor cantidad de desprendimiento de material, como resultado de la cantidad de cilindros por unidad de área cuadrada. Concluyendo que el volumen de desgaste depende en gran medida de la

densidad y la carga normal aplicada. Las texturas a 5% de densidad tienen una mayor profundidad de desgaste (h) en comparación con las muestras sin textura en la misma condición experimental. Cabe señalar que las superficies texturizadas al 5% tienen un efecto significativo de reducir la presión de contacto en comparación con las texturas del 20% y 40%. Los trabajos de texturización de la superficie realizados por diferentes autores como Xiong y Kavalchenko indican que los más óptimos para reducir el desgaste son más del 20% y menos del 50% [107,108]. Las profundidades más adecuadas para mejorar las propiedades tribológicas son las alturas de 79 μm y 121 μm respectivamente, coincidiendo con el autor Anderson en el que nos dice que los valores de profundidades bajas dan un coeficiente de fricción también bajo [73]. En el punto de contacto entre las superficies de la esfera y la muestra plana durante los primeros ciclos de la prueba abrasiva hay nula penetración del líquido abrasivo, en un área reducida, comenzando con un tipo de desgaste del adhesivo, por lo que hay valores bajos de desgaste por volumen. independientemente de la carga aplicada. Bajo condiciones de más de 2000 ciclos, el desgaste abrasivo ocurre porque las partículas abrasivas están interactuando entre ambas superficies causando el desgaste abrasivo de 3 cuerpos.

Se concluye que la textura ideal para mejorar las propiedades tribológicas obtenidas por análisis de elementos finitos son aquellas con una densidad de 5 y 10%.

La presión de contacto fue menor en las muestras con texturas a densidades de 5% y 10%.

En condiciones de más de 2000 ciclos, se produce un desgaste abrasivo de 3 cuerpos.

Gráficamente se observa que la geometría con una densidad del 10% es la más adecuada para los ciclos probados, ya que tienen valores bajos de volumen de desgaste en condiciones directas de distancia de deslizamiento.

Conclusiones

- Las pruebas de simulación con el método de elemento finito se basó en función de la geometría de la prueba de micro abrasión con bola de rotativa de 25.4 mm en seco.
- Como la concentración de esfuerzos es menor en la probeta texturizada debido a la mayor cantidad de área de contacto entre superficies. El criterio a considerar para selección de la textura más adecuada es la presión de contacto entre las superficies debido a mayor número de cavidades los esfuerzos se concentran en los bordes de la periferia de los cilindros. Los bordes de los cráteres favorecen esta pérdida de material cuya superficie interacciona con otra lisa, esto se ve en los resultados de la concentración de tensiones de Von Mises y presiones de contacto.

- A valores de 5N debido a la deflexión del polietileno en el texturizado de 5%, 4 cavidades estarían completamente cubiertas incrementándose hasta 8 cavidades cuando el texturizado es a 40%.
- Texturas del 40% presentan el valor mayor de presión de contacto de 57.35 MPa, indicando que tiene una gran influencia de rozamiento entre las superficies de contacto, teniendo una probabilidad de volumen de desgaste alto.
- Los resultados de las presiones de contacto indican que las texturas mayores a 20% no son favorables para mejorar el desgaste. La textura adecuada que mejora el desgaste es de un 5% de densidad. Este resultado se obtuvo experimentalmente y con la metodología de elemento finito
- Profundidades de 79 μm y 121 μm son las más adecuadas para obtener valores de presiones de contacto y COF bajos
- Valores de diámetro de desgaste en una muestra de 5 N a 1000 ciclos es de 2.5 ± 0.063 mm y para muestras a una distancia de deslizamiento de 4000 ciclos da una valor de 1.96 ± 0.081 mm, la razón por la que es menor el diámetro a mayor número de ciclos se debe a la densidad de textura, El diámetro de la huella de desgaste es menor, pero la profundidad h de desgaste es de mayor, $0.032 \pm 7.8 \times 10^{-5}$ mm comparada con las pruebas a 1000 ciclos.
- Las gráficas de volumen de desgaste contra distancia de deslizamiento indican que tenemos un desgaste adhesivo hasta los 160 metros de distancia de deslizamiento y abrasivo de 3 cuerpo hasta 316 metros

Capítulo V

5.1 Modelo numérico de pruebas de desgaste abrasivo

El desgaste por contacto entre superficies es una de las principales causas en la reducción de la vida útil de los componentes en maquinaria industrial, herramientas y en específico en partes biomédicas.

El desgaste es un proceso complejo que se produce en las superficies de los cuerpos sólidos debido a la fricción de otro cuerpo o medio; trayendo por consecuencia la variación de la macro y micro geometría superficial, como pueden ser fisuras o grietas a nivel microscópico y de las propiedades de las capas superficiales; con o sin pérdida de material [113].

En el presente trabajo se simulará un desgaste abrasivo, el cual ocurre cuando una superficie se daña por la introducción de un material más duro que el material base. El material más duro es introducido al sistema en forma de partículas, que ingresan externamente o pueden ser generadas internamente por oxidación u otros procesos químicos.

Estudios previos de problemas relacionados con el desgaste en prótesis de rodilla sugieren que los restos de desgaste son capaces de iniciar respuestas inflamatorias, lo que lleva a la osteolisis periprotésica en la interfaz implante-hueso [114]. Estas respuestas pueden inducir dolor y aflojamiento del implante lo que lleva a cirugías de revisión y en la mayoría de los casos el cambio total de la prótesis.

La respuesta biológica a partículas en suspensión depende de varios factores, como el número de partículas de residuos de desgaste, su tamaño o forma, la morfología de la superficie y la velocidad a la que se acumulan en los tejidos periprotésicos [115]. Por lo tanto, las pruebas tribológicas sirven como una herramienta preclínica eficaz para investigar las características de desgaste de los dispositivos y mejorar el rendimiento del implante después de la cirugía [116].

En la última década, los investigadores han llevado a cabo simulaciones bio-tribológicas en las áreas de los implantes rodilla [117]. Estos incluyen simulaciones de modelos de elementos finitos computacionales, así como pruebas mecánicas.

Ali M. Alsamhan en su investigación se ocupó en el control de la duración de la vida de la rodilla artificial mediante la variable del parámetro del espesor óptima de la capa de polietileno, los espesores disponibles comercialmente son de 8,9 y 10 mm, elaboró un modelo digital en 3D de la prótesis, y posteriormente realizó análisis de concentración de esfuerzos en la zona de contacto entre el inserto tibial de UHMWPE y los demás materiales de la prótesis. Predijo el máximo esfuerzo de Von Mises en el área determinando que el espesor de 10 mm es el más recomendable para tomar en cuenta por

ortopedista que la mayoría de veces no encuentran un parámetro de decisión para seleccionar el espesor [1].

Volodymyr Pakhaliuk y Alexander Polyakov en su artículo publicado en el 2015, analizaron el desgaste de la articulación esférica de la prótesis total de cadera en la copa acetábular de UHMWPE en combinación con el metal por medio de elemento finito, utilizó el modelo de la ecuación clásica de Archard-Lancaster para predecir el desgaste. Comparó resultados obtenidos del análisis numérico, el modelo matemático y datos obtenidos de ensayos realizados en laboratorio al material polimérico. Obteniendo resultados muy cercanos con los tres criterios, demostrando que el método desarrollado es una herramienta muy útil para la aplicación del análisis de clasificación más precisa del diseño, permitiendo reducir el uso de costosos estudios experimentales utilizando simuladores físcos [2]

En el 2014 Marcin Nabrdalik presentó un artículo de análisis numérico sobre los esfuerzos en las zonas más desgastada en la parte de la articulación de la rodilla, trabajo con la modificación geométrica del inserto tibial sugiriendo un inserto de forma esférica. [3].

Marjan Bahraminasab utilizó un biomaterial para el componente femoral del reemplazo total de rodilla de material de NiTi con aleación de memoria de forma para analizar el contacto con la articulación, se evaluó la distribución de tensiones de Von Mises del hueso femoral a través de métodos de elementos finitos. Comparó resultados con materiales de aleaciones comerciales: Cr-Co y Ti-6Al-4V. Los resultados obtenidos que el NiTi indica que reduce el esfuerzo y por consiguiente se elimina el efecto de blindaje que origina el aflojamiento de la prótesis en el implante. Sin embargo el estudio tiene sus limitaciones: la geometría del implante no fue modificada y los estudios se limitaron a la condición de carga estática y no en condiciones reales de carga en marcha. [4].

Hongtao Liu realizó análisis tribológicos del polietileno de ultra alto peso molecular auto-reforzado con polvo de UHMWPE de alta resistencia y alto módulo de fibra y prensado en caliente, se utilizó un probador M-2000. Con la metodología anterior se logró disminuir el coeficiente de fricción y de desgaste en comparación con el UHMWPE puro [118].

Feng Liu utilizó un modelo computacional para la predicción de desgaste en prótesis de articulaciones de cadera, se simuló el ciclo de marcha completo para reproducir el desgaste del cojinete fisiológico in vitro [6]

Bernardo Innocenti desarrolló y validó una metodología de elemento finito para predecir el desgaste del polietileno de ultra alto peso molecular, el modelo de desgaste se desarrolló aplicando una prueba experimental de desgaste roll-on-plane. Posteriormente se desarrolló el modelo para predecir el desgaste patelofemoral bajo las mismas condiciones de las pruebas experimentales, el modelo desarrollado asume

importancia para su uso en el desarrollo en el campo clínico ortopédico con el fin de ayudar a los pacientes a la predicción después de una cirugía de rodilla, además para mejorar los materiales de los insertos tibiales [8].

Jonathan Netter utilizó también un modelo computacional para predecir el desgaste de la rodilla, generados in vitro bajo condiciones diversas. Se utilizó una metodología inversa de análisis de elemento finito de dos diseños de artroplastia total de rodilla para determinar los factores de desgaste del polietileno [9].

La presente investigación se refiere sobre el inserto en las prótesis articulares de rodilla y de cadera, constituido de UHMWEP y la simulación dinámica en elemento finito del mecanismo de desgaste abrasivo en condiciones extrema, se creó un programa en Fortran de elementos finitos (FE), basado en la ley de desgaste de Archard [119]. Se utilizó una técnica de malla adaptativa para simular el desgaste en el núcleo polimérico del implante. El mallado adaptativo captura los cambios en la superficie de articulación a medida que la superficie se desgasta y se deforma. El análisis FE se realizó en base a los estándares de desgaste existentes y luego se comparó con simulaciones realizadas experimentalmente. Por lo tanto, el modelo computacional fue validado contra los resultados experimentales. El coeficiente de desgaste derivado de datos experimentales se utilizó para calibrar el modelo matemático.

5.2 Modelo numérico de desgaste abrasivo.

El modelo de desgaste más utilizado para predecir un movimiento deslizante es el modelo de desgaste de Archard. El modelo de Archard ha sido utilizado por Molinari [120], Podra [121], Cantizano [122], Agelet [123], Hegadekotte [124]. En la implementación de la simulación de desgaste, la propuesta del modelo de desgaste de Archard ha sido seleccionado para simular el desgaste por fricción que ocurre en los contactos entre polietileno y la aleación de titanio grado 5 (Ti6Al4V) en la prótesis tumoral de rodilla. El modelo de desgaste de Archard está dado por la ecuación (28):

$$\frac{V}{A * s} = \frac{K}{H} * \frac{F}{A} \quad (28)$$

Desde el punto de vista de diseño la profundidad de desgaste h es más conveniente que el volumen de desgaste V . Si definimos $h = V/A$, y la presión de contacto $P = F/A$, donde A es el área sometida al desgaste y F es la fuerza normal ejercida sobre la probeta. La ecuación (28) expresada en términos de profundidad de desgaste es la siguiente.

$$h = \frac{K}{H} * s * P \quad (29)$$

Dónde:

h ; es la profundidad de desgaste

K ; es el coeficiente de desgaste de Archard (se obtuvo experimentalmente)

H ; es la dureza del material más blando

s ; es la distancia de deslizamiento

P ; es la presión de contacto.

El coeficiente de desgaste K se tomó de los resultados de las pruebas experimentales, por definición el coeficiente de desgaste de Archard, es la fracción de las asperezas que producen las partículas de desgaste, la relación entre el volumen desgastado y el volumen deformado [125].

Si se divide ambos lados de la ecuación (29) por el tiempo de deslizamiento obtenemos la tasa de desgaste w .

$$\frac{h}{t} = \frac{k}{H} * \frac{s}{t} * P \quad (30)$$

Dónde:

$\frac{h}{t} = w$; Es la tasa de desgaste

$\frac{s}{t}$; Es la velocidad de deslizamiento

P ; es la presión de contacto.

La ecuación (30) es el modelo de desgaste clásico desarrollado por F. Archard en 1953 [69], con la característica de no tomar en cuenta la dureza H del material, el cuál caracteriza el desgaste entre superficies metálicas pero no es un factor importante para el desgaste de polímeros [72].

5.3 Subrutina UMESHMOTION de desgaste en el software MEF .

Las subrutinas de usuario en el MEF permiten que el programa se personalice para aplicaciones particulares. Se utilizó la subrutina llamada UMESHMOTION; la cual define el movimiento de nodos en un dominio de malla adaptativa. La magnitud del movimiento de estos nodos es controlada por la ecuación de desgaste de Archard. UMESHMOTION es una subrutina escrita en lenguaje Fortran, la cual tiene la siguiente configuración y estructura proporcionada por la librería de subrutinas del software de método de elemento finito.

Subrutina UMESHMOTION de desgaste

SUBROUTINE UMESHMOTION(UREF,ULOCAL,NODE,NNDOF)

& LNODETYPE,ALOCAL,NDIM,TIME,DTIME,PNEWDT,
& KSTEP,KINC,KMESHSWEEP,JMATYP,JGVBLOCK)

C

INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'

CHARACTER*80 PARTNAME

DIMENSION ARRAY(3),JPOS(15)

DIMENSION ULOCAL(NDIM)

DIMENSION ALOCAL(NDIM,*),TIME(2)

DIMENSION JMATYP(*),JGVBLOCK(*)

DIMENSION JELEMLIST(50),JELEMTYPE(50)

i codificación de usuario para definir ULOCAL

i y, opcionalmente PNEWDT

RETURN

END

Todas las palabras presentes entre paréntesis son variables. Pueden clasificarse en tres tipos dependiendo de su función, variables que deben definirse, variables que se pueden actualizar y variables que traspasan información.

Las variables principales utilizadas para el análisis de desgaste son las siguientes:

- *CSLIP*, variable de deslizamiento de contacto proporciona información sobre la distancia de deslizamiento relativo al movimiento tangencial de los nodos en la interfaz de contacto entre las superficies.
- *CPRESS*, es la variable de la fuerza normal de presión de contacto entre las superficies.
- *CSHEAR*, variable de tensión de corte por fricción, la cual define un contacto por abrasión.

El siguiente diagrama de flujo de en la Figura 98 muestra los pasos incorporados en el código de desgaste escrito en Fortran.

Figura 98. Diagrama de flujo que representa los pasos involucrados en el código de desgaste UMESHMOTION personalizado para simular el desgaste de una prueba de micro-abrasión.

Como se mencionó en la ecuación (30), $\frac{s}{t}$ es la distancia de deslizamiento relativo, este parámetro se calcula en el modelo como el movimiento tangencial de los nodos en la interfaz de contacto, y es *CSLIP*. Su valor máximo se calcula a partir de sus componentes *CSLIP1* y *CSLIP2* de la siguiente manera:

$$CSLIP = \frac{s}{t} = \{(CSLIP1)^2 + (CSLIP2)^2\}^{\frac{1}{2}} \quad (31)$$

A continuación se da una breve explicación de la estructura del programa elaborado en Fortran en forma de bloques, explicando el desarrollo de cada uno para la simulación prueba de desgaste abrasivo.

Bloque 1.- Estructura general proporcionada por la subrutina UMESHMOTION.

```

SUBROUTINE UMESHMOTION(UREF,ULOCAL,NODE,NNDOF,
&      LNODETYPE,ALOCAL,NDIM,TIME,DTIME,PNEWDT,
&      KSTEP,KINC,KMESHSWEEP,JMATYP,JGVBLOCK)

C
  INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'
C
  CHARACTER*80 PARTNAME
  DIMENSION ARRAY(3),JPOS(15)
  DIMENSION ULOCAL(NDIM)
  DIMENSION ALOCAL(NDIM,*),TIME(2)
  DIMENSION JMATYP(*),JGVBLOCK(*)      DIMENSION JELEMLIST(50),JELEMTYPE(50)
  PARAMETER (NELEMMAX = 1000)

```

Boque 2.- Se integra al programa el valor del coeficiente de desgaste K obtenida en las pruebas abrasivas de laboratorio, están contantes cambian dependiendo las condiciones de la prueba, carga, distancia de deslizamiento o número de ciclos y concentración del porcentaje de abrasivo.

En esta parte del programa se integra la variable N que define el número de ciclos utilizados en las pruebas de laboratorio, los cuales podrían ser 1000, 2000 y 4000 ciclos, estos datos fueron metidos al programa en radianes, 6283.18 rad, 12566.57 rad, y 25132.74 rad respectivamente. El parámetro Nodesmax indica el valor del nodo o nodos donde se obtendrán los valores de $CSLIP$, $CPRESS$ Y $CSHEAR$.

```

13  C      Constante de desgaste, K, Unidades mm3/N.mm obtenida en pruebas de laboratorio
14      PARAMETER (K = 0.0000319)
15  C      Número de ciclos para extra polar, N
16      PARAMETER (N = 1000)
17      PARAMETER (NODESMAX=11)
18      CPRESS = 0.000
19      LTRN = 0

```

Bloque 3.- En esta parte del programa se llaman las variables de salida para ser aplicadas en la ecuación de Archard y se obtienen los valores finales dependiendo el número de iteraciones como consecuencia del número de ciclos o distancia de deslizamiento. Las variables de salida son el $CPRESS$ la cual indica la presión de contacto entre superficies actualizando su valor dependiendo la ubicación del nodo seleccionado en la superficie esclava, $CSHEAR1$ la cual indica la fuerza de tensión de corte debido a la fricción en la dirección local 1 (dirección perpendicular a la aplicación de la fuerza normal en el eje X) y $CSHEAR2$ que indica la fuerza de tensión de corte debido a la fricción en la dirección local 2 (dirección perpendicular a la aplicación de la fuerza normal en el eje Z).

Bloque 3.-

```

CALL GETVRN (NODE, 'V', VEL, JRCD, JGVBLOCK, LTRN)
    LOCNUM = 0
    JRCD = 0
    PARTNAME = ' '
CALL GETPARTINFO (NODE, 0, PARTNAME, LOCNUM, JRCD)
    NELEMS = NELEMMAX
CALL GETNODETOELEMCONN (NODE, NELEMS, JELEMLIST, JELEMTYPE,
$    JRCD, JGVBLOCK)
    JTYP = 0
CALL GETVRMAVGATNODE (LOCNUM, JTYP, 'CDISP', ARRAY, JRCD,
$    JELEMLIST, NELEMS, JMATYP, JGVBLOCK)
    CSLIP = ARRAY (1)
    CSLIP = SQRT (ARRAY (2) **2 + ARRAY (3) **2)
    write (7, *) 'cslip is', CSLIP
CALL GETVRMAVGATNODE (LOCNUM, JTYP, 'CSTRESS', ARRAY, JRCD,
$    JELEMLIST, NELEMS, JMATYP, JGVBLOCK)
    CPRESS = ARRAY (1)
    CSHEAR = ARRAY (2)
    CSHEAR = SQRT (ARRAY (2) **2 + ARRAY (3) **2)
CALL GETVRMAVGATNODE (NODE, JTYP, 'CSTRESS', ARRAY, JRCD,
$    JELEMLIST, NELEMS, JMATYP, JGVBLOCK)
    CPRESS = ARRAY (1)
    
```

Bloque 4.- En esta parte se aplica la ecuación de desgaste de Archard según datos obtenidos de las variables del bloque 3. Esta parte del programa se finaliza la subrutina UMESHMOTION

```

C      tasa de desgaste (Ley de Archard)
      WEARRATE = K * CSLIP * CPRESS
      ULOCAL (NDIM) = ULOCAL (NDIM) - WEARRATE * N
end subroutine UMESHMOTION
    
```

Bloque 5.- Se unió la subrutina UMESHMOTION con la UFIELD, esta última ayuda a visualizar los resultados deseados dentro del History Output del software. Se finalizó el programa.

El programa escrito en Fortran se une al software cargando el job en las subrutinas personalizadas.

Bloque 5.-

```

C USER OUTPUT FOR ADAPTIVE MESH CONSTRAINT
SUBROUTINE UFIELD(FIELD,KFIELD,NSECPT,KSTEP,KINC,TIME,NODE,
$              COORDS,TEMP,DTEMP,NFIELD)
INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'
CHARACTER*80 PARTNAME
DIMENSION FIELD(NSECPT,1),TIME(2),COORDS(3),
$          TEMP(NSECPT),DTEMP(NSECPT)
integer index
parameter (nstreamlines=5000)
common /linearwear/WEAR(nstreamlines,100),WEARINC(nstreamlines),
$      jslnodes(nstreamlines),WOUT(nstreamlines,100)
LOCNUM = 0
JRCD = 0
JTYP = 1
PARTNAME = ' '
CALL GETPARTINFO(NODE,0,PARTNAME,LOCNUM,JRCD)
      do i=1, nstreamlines
      if ((LOCNUM-jslnodes(i)).EQ.0) then
index=i
endif
      end do
FIELD(1,1) = WOUT(index,KSTEP)
write (7,*) 'FIELD',FIELD
RETURN
END

```

El vínculo entre el programa elaborado en lenguaje fortran y el software se realiza a través de la interface integrado en el programa.

Con el uso de la subrutina se utilizó la técnica de malla adaptativa Lagrangiano-Euleriano (ALE), esta herramienta permite mantener una malla de alta calidad en todo el análisis, a pesar de la gran deformación o pérdida de material, al permitir que la malla se mueva independientemente del material.

El mallado adaptativo ALE, sin embargo, no incorpora cambios en la topología (elementos y conectividad) de la malla. El mallado adaptativo en el software MEF está diseñado para usarse en dominios acústicos y para modelar los efectos de la ablación o el desgaste de los materiales.

El análisis de desgaste por el método de elemento finito creado fue basándose en la configuración del experimento de desgaste micro-abrasivo.

Se usó un análisis estático para la simulación de desgaste, se creó un modelo esfera, probeta plana simple para simular la prueba de micro-abrasión como se muestra en la Figura 99.

Figura 99. Probeta de UHMWPE y bola de acero 52100 utilizadas en la prueba de micro abrasión. a) Probeta de polietileno, b) modelo en 3D de la probeta, c) bola de acero 520100 y d) modelo en 3D de la esfera.

El programa de desgaste se escribió en función de la configuración geométrica de la máquina, superficies de contacto y nodos involucrados.

La superficie en contacto de la esfera se definió como una interacción de contacto duro, debido a las características mecánicas del material; la superficie polimérica se asignó como la superficie esclava, y la parte inferior de la esfera se asignó como superficie maestra. Los parámetros esclavo-maestro son característicos en la interacción de superficies.

El desgaste se calculó para la parte central de la probeta del polímero y los valores de CSLIP (variable de deslizamiento de contacto disponible en el software) así como de CPRESS (variable de presión de contacto) se obtuvieron a partir de los nodos de la superficie polimérica. Se debe tener en cuenta que CSLIP (deslizamiento de contacto) solo puede obtenerse de una superficie esclava. Por lo tanto, si necesitamos modelar el desgaste en una superficie articulada, esa superficie debe asignarse como la superficie esclava con respecto al otro componente para extraer los valores de CSLIP.

Es importante mencionar que para el mallado adaptativo es imprescindible modelar la superficie de desgaste como elementos C3D8. Además se deben usar geometrías no lineales.

Estos parámetros se usan juntos en la ecuación de desgaste de Archard aplicado en el programa en lenguaje Fortran:

$$\text{Wear-rate} = (h) = k * \text{CSLIP} * \text{CPRESS} \quad (32)$$

Otra subrutina utilizada es la UFIELD (bloque 5 del programa) se escribió para mostrar el contorno de desgaste en función de la profundidad acumulativa lineal (h) del modelo, que se calculó en cada incremento de la ecuación (32).

5.4 Metodología de la pruebas de Desgaste

5.4.1 Características de la prueba de micro-abrasión

Se utilizó una probeta de UHMWPE plana contra la esfera a una fuerza normal de 5N, usando un brazo en forma de L pivotado como se observa en la Figura 93. Se agregaron 10 gotas de lubricante cada 100 ciclos, cada gota equivale a 1.228 ± 0.075 ml de una mezcla de 5 gr de alúmina de tamaño 5 μm , con una solución de 10 gr de glucosa, 1 gr de Cloruro de sodio y 85 ml de agua destilada. Para obtener el volumen de gota de slurry, fue a través de una pipeta graduada contando las gotas por medio de un gotero. El tamaño de grano se eligió de tal forma que este pueda realizar un efecto significativo de desgaste en poco tiempo para poder obtener imágenes ópticas de excelente calidad de los cráteres y poder determinar el volumen de desgaste [88]. Se realizaron pruebas a 1000, 2000 y 4000 ciclos con cargas de 5N respectivamente, cada un ciclo equivale a 79.79 mm, girando a una velocidad 1m/min.

El modelo de desgaste propuesto y desarrollado en código Fortran fue validado al comparar la profundidad y la tasa de desgaste de los resultados experimentales con los simulados en el programa.

Los resultados obtenidos en la prueba experimental en la condición 5N-1000, se tiene una profundidad máxima de desgaste de $0.0115 \pm 2.20 \text{ e-}5$ mm, en la simulación la profundidad de desgaste lineal es de $h_s = 0.0118$ mm.

Esta profundidad de desgaste lineal se calculó en función de la magnitud del desplazamiento total U. Obteniendo una profundidad de desgaste en dirección de eje y (Ver Figura 100).

La tabla 31, muestra los valores de desgaste de la simulación los cuales son muy cercanos a los obtenidos en pruebas de laboratorio, dando como resultado un margen de error del 1.69%.

Figura 100. Desplazamiento U magnitud en dirección de eje Y, la cual es la profundidad de desgaste de la simulación en condiciones de 5N-1000.

Se realizaron las simulaciones en elemento finito de las pruebas a las condiciones de 5N en 1000 y 4000 ciclos para tomar en consideración el número mínimo y máximo de ciclos de la prueba en el tribómetro de micro abrasión.

La tabla 30 muestra el resumen de los resultados de las profundidades de desgaste obtenidas en las pruebas experimentales y simuladas mediante el enlace del programa Fortran-Elemento finito.

Tabla 30. Resumen de resultados de profundidad de desgaste en las diferentes condiciones de prueba.

<i>Condición de Muestra</i>	<i>Profundidad de desgaste experimental h[mm]</i>	<i>Profundidad de desgaste FEA h[mm]</i>	<i>Margen de error %</i>
5N-1000	0.0115±2.7e-5	0.0118	3.36
5N-4000	0.0320±7.8e-5	0.0310	3.12

El margen de error obtenido por la comparación de la profundidad de desgaste es menor al 5% por lo que el programa de predicción de desgaste se valida.

La profundidad de desgaste (mm) se trazó en el eje Y, y la distancia de deslizamiento (mm) se midió en el eje X.

Gráficamente (Figura 101) no se observa desviación entre los puntos de las líneas por desgaste experimental y por el método de elemento finito

Figura 101. Gráfica de profundidad de desgaste contra distancia recorrida.

La gráfica de profundidad de desgaste en diferentes puntos de la distancia de deslizamiento en la condición de 5N-1000 y 5N-4000 es bastante similar a la simulación por lo que a profundidad de desgaste se refiere el modelo se ha validado.

5.5 Obtención de la Tasa de desgaste por método de elemento finito.

La tasa de desgaste en el análisis de elemento finito se encuentra dada por la variable VOLC, que es el cambio en el volumen de un conjunto de elementos durante el mallado adaptativo, específicamente en los nodos que se encuentran en contacto con la bola de desgaste (en el caso específico de nuestra geometría es el nodo ubicado en el set 88) (Figura 102). VOLC se encuentra en la opción de variables de salida del History Output, que recopila la información de las variables de salida (Bloque 3) durante el tiempo total que dura la prueba. Por ejemplo 25 minutos para la prueba de 1000 ciclos.

Figura 102. Resultados de la variable VOLC que nos da la tasa de desgaste (w) en el software en las condiciones: A) 5N-1000 y B) 5N-4000.

El resultado obtenido en la condición de 5N-1000 con el programa elaborado en Fortran y vinculado al software de elemento finito, la tasa de desgaste (Wear rate) da un valor de $W_s = 2.35 \times 10^{-5} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ y los

datos experimentales $W_{\text{expe}}=2.52 \text{ e-}5 \text{ mm}^3/\text{Nm}$, con un margen de error de 6.74%. La tabla 31 nos da la comparación de resultados experimentales y simulados en las diferentes condiciones de prueba.

Tabla 31. Tasa de desgaste en las diferentes condiciones.

<i>Muestra</i>	<i>Tasa de desgaste experimental W [mm³/Nm]</i>	<i>Tasa de desgaste FEA W [mm³/Nm]</i>	<i>Margen de error %</i>
5N-1000	2.52 E-05	2.35E-05	6.74
5N-4000	5.00 E-05	4.85E-05	3

A ciclos mayores de 4000 ciclos el error disminuye considerablemente, esto como consecuencia de que a mayor número de ciclos, la prueba se estabiliza como consecuencia de la rugosidad de la bola y la probeta, así como la cantidad de sustancia abrasiva que se encuentra en contacto entre la bola y la probeta (Contacto de tres cuerpos). Esto debido a que al inicio de la prueba la carga normal de 5 N hace contacto puntual en una pequeña área de la bola y la probeta impidiendo que el líquido abrasivo penetre y en el área de contacto hasta después de los 2000 ciclos o 160 mts.

Para que el software muestre los resultados de la tasa de desgaste (VOLC) se utilizó una segunda subrutina llamada UFIELD y se ligó con UMESMOTION para poder visualizar los resultados tomando en cuenta el tiempo total de prueba.

Se graficaron los resultados (Figura 103) tomando el eje Y (en mm^3/Nm) como la tasa de desgaste y el eje X (en min) como el tiempo de deslizamiento.

Figura 103. Líneas de tasa de desgaste experimental y Simulado por elemento finito en la condición 5N-1000.

5.6 Pruebas de Micro abrasión a probetas texturizadas.

Se realizaron pruebas de micro abrasión a probetas texturizadas, con una geometría circular a densidades de área de 5%, 10%, 20% y 40% (ver figura 104), con las mismas condiciones de las probetas sin texturizar.

Las probetas con textura fueron impresas en 3D en una impresora Polijet marca Objet 3D 4000, con la capacidad de imprimir polímeros biocompatibles. Se utilizó como material el cilindro de UHMWPE molido en pelets para moldearlo en filamentos de 1.75 mm de diámetro para utilizarlo en la impresora. Se utilizó una temperatura de fundición en el momento de la impresión de 200°C a una velocidad de 2 mm/seg.

Figura 104. Imágenes de máquina OBJET 3D 400 y probeta impresa con textura circular.

Las probetas a utilizar fueron impresas a un diámetro de 30 ± 1.23 mm y se maquinaron para tener un espesor de 8 ± 0.42 mm.

Se analizaron por profilometría óptica las pruebas con la probeta a las diferentes densidades de textura en las condiciones de 5 Newton de carga a 1000, 2000 y 4000 ciclos.

La altura de desgaste se obtuvo mediante el software Visión, de los datos en formato .DAT obtenidos en el profilómetro óptico 3D.

El volumen de desgaste se calculó midiendo el diámetro y la profundidad del cráter de desgaste aplicando la ecuación (26) de Hutchings [72].

Se analizó cada una de los perfiles 3D (Figura 105) encontrando la profundidad transversal mayor de desgaste y obtener así el área de la huella.

Figura 105. Imágenes en profilómetro óptico de la muestra con una textura al 5% de densidad. a) Condición 5N-4000, b) 5N-2000, c) 5N-1000 y d) Imágenes de la geometría texturizada impresa al 40%. En la tabla 32 se tabula los diámetros de las huellas, así como el cálculo de volúmenes y la tasa de desgaste de las muestras texturizadas en las diferentes condiciones.

Tabla 32. Tabla de diámetros, profundidades y volumen de desgaste de pruebas texturizadas.

Muestra texturizada				
Muestra	Diámetro [mm]	Profundidad de desgaste con textura [mm]	Volumen [mm ³]	Tasa de desgaste [mm ³ /Nm]
5%-5N-1000	1.16±0.02	0.0152±7.1e-5	0.000417±3.0e-5	1.98E-06±3.5 e-10
5%-5N-2000	1.65±0.06	0.0268±2.5e-4	0.00184±4.00e-5	4.38E-06±4.1e-10
5%-5N-4000	2.19±0.02	0.0396±2.7e-4	0.00532±10e-5	6.34E-06±6.3e-10
10%-5N-1000	1.15±0.04	0.0104±1.7e-4	0.000196±1.22e-5	9.36 e-10±5.8 e-11
10%-5N-2000	1.61±0.013	0.0191±4.12e-4	0.000924±9.83e-5	2.20 e-9±2.34e-10
10%-5N-4000	1.91±0.021	0.032±1.24 e-3	0.0030±2.51e-4	3.72e-9±2.65e-10
20%-5N-1000	1.39±0.044	0.020±5.64e-4	0.0009190±7.88e-5	4.38e-9±3.33e-10
20%-5N-2000	1.61±0.020	0.027±6.51e-4	0.001945±1.083e-4	4.63e-9±2.21e-10
20%-5N-4000	2.31±0.044	0.037±2.75e-3	0.00508±9.19e-4	6.11e-9±9.51e-10
40%-5N-1000	1.87±0.031	0.034±7.42e-4	0.00347±2.25e-4	1.65e-8±9.15e-10
40%-5N-2000	2.00±0.011	0.031±6.71e-4	0.00307±2.077e-4	7.33e-9±4.30e-10
40%-5N-4000	2.24±0.023	0.045±3.33e-4	0.00714±9.48e-5	8.60e-9±1.18e-10

Gráficamente los resultados anteriores se muestran en la figura 106 y 107.

Figura 106. Graficas volumen y tasa de desgaste de probetas texturizadas.

Las gráficas de volumen de desgaste contra densidad de textura se muestra una tendencia exponencial ascendente en el caso de texturas mayores al 10%, teniendo valores máximos la textura a densidades del 40% y 4000 ciclos de distancia, la que presenta un menor volumen de desgaste es la muestra que tiene una textura de 10% a 1000 ciclos con un valor de 1.15 ± 0.04 .

Gráficamente se observa que en volumen de desgaste y tasa de desgaste, la geometría con densidad del 10% es la más adecuada para los ciclos involucrados.

Los resultados de la simulación a probetas texturizadas indican también que las densidad del 10% son las más adecuadas para disminuir el volumen de desgaste.

Figura 107. Gráfica de tasa de desgaste de probetas texturizadas y sin texturizar.

5.7 Prueba estándar de movimiento oscilante y superficie plana de deslizamiento a probetas texturizadas.

El método consiste en una muestra plana y una muestra esférica (bola), la cual se desliza contra la probeta. Estas muestras se mueven uno respecto al otro en forma lineal, en un vaivén de movimiento deslizante, bajo un determinado conjunto de condiciones, como son la carga normal aplicada, longitud de carrera, frecuencia, el tipo de oscilación, temperatura de ensayo, el tipo de lubricante si lo hay y el medio ambiente atmosférico (humedad relativa).

La fuerza de fricción cinética en función del tiempo se mide durante la prueba mediante un software que grafica el desplazamiento en función del tiempo.

Las condiciones de la prueba de movimiento oscilante fueron las siguientes:

Tabla 33. Condiciones para las pruebas de movimiento oscilante.

Probeta	Carga aplicada [Newton]	Longitud de carrera [mm]	Velocidad [rev/min]	Tiempo de prueba [segundos]
Probeta 5%	10,20 y 30	30	30	1800
Probeta 10%	10,20 y 30			
Probeta 20%	10,20 y 30			
Probeta 40%	10,20 y 30			

Los valores del coeficiente de fricción (COF) obtenidos en las pruebas bajo la condición de bola de acero 316 L y probeta plana de UHMWPE da los siguientes valores en las diferentes condiciones de probeta texturizada (figura 108).

La pruebas se realizaron en seco, simulando la ausencia de lubricación, que en el caso de la articulación de la rodilla sería la ausencia o disminución de líquido sinovial, con las probetas texturizadas, en las tres condiciones se obtuvo un COF de fricción similar corroborando la teoría de algunos autores donde nos dice que el coeficiente de fricción es independiente de la carga para polímeros.

Figura 108. Graficas del COF para probetas con y sin textura.

La gráfica de resultados de la Figura 108 nos indica que la textura más adecuada para disminuir el COF es la del 20%.

Los valores del COF en las condiciones descritas en la tabla 34 con probetas texturizadas se dan en la siguiente gráfica del 5% , 10% , 20% y 40 % (Figura 109 y 110).

Figura 109. Gráfica del coeficiente de fricción con texturas al 5% y 10%.

Figura 110. Gráfica del coeficiente de fricción con texturas al 20% y 40%.

Discusión

Los resultados del programa se basan en los datos obtenidos de la profundidad del cráter de desgaste, los experimentos de prueba de abrasión se realizaron bajo un conjunto dado de condiciones de entrada a 1000 y 4000 ciclos, teniendo en cuenta los ciclos mínimos y máximos en el laboratorio, obteniendo El coeficiente de desgaste de Archard K , que se ha utilizado como datos para ser introducido en el programa. El factor de desgaste se encuentra en una amplia gama de valores dependiendo del lubricante utilizado o si la prueba es seca y la rugosidad de la superficie de los cuerpos que interactúan [24]. En los resultados experimentales, el volumen de desgaste es muy similar al 1000 y 2000, por lo que la simulación en FEA se realizó en condiciones de ciclos mínimos y máximos. El coeficiente de fricción K disminuye en un 50% al ir a los ciclos de 2000 como se muestra en la tabla 1. Aunque existe una diferencia en el valor de la profundidad h entre los ciclos 1000 y 2000, el volumen de desgaste no cambia mucho. A 4000 ciclos, las variables de profundidad, volumen y coeficiente de desgaste aumentan exponencialmente, especialmente el volumen de desgaste al 700% con respecto al valor de los 2000 ciclos. Los desplazamientos que simulan las profundidades en ciclos bajos y altos, los valores son muy similares a los resultados experimentales, el rango de error de la tasa de descarte simulada aumenta en ciclos bajos. El programa en lenguaje Fortran fue desarrollado en base a la configuración de la máquina experimental de prueba de microabrasión, tomando como parte fundamental la clásica ecuación de desgaste de Archard y la constante de desgaste obtenida experimentalmente. La tasa de desgaste obtenida es muy similar a la realizada en el laboratorio, por lo que el programa podría usarse para

predecir el desgaste de diferentes tipos de materiales modificando el módulo de elasticidad, la constante de desgaste y el número de ciclos deseados.

Conclusiones.

Los resultados del programa se basan en los datos obtenidos de la profundidad del cráter de desgaste, los experimentos de prueba de abrasión se realizaron bajo un conjunto dado de condiciones de entrada a 1000 y 4000 ciclos, teniendo en cuenta los ciclos mínimos y máximos en el laboratorio, obteniendo El coeficiente de desgaste de Archard K , que se ha utilizado como datos para ser introducido en el programa. El factor de desgaste se encuentra en una amplia gama de valores dependiendo del lubricante utilizado o si la prueba es seca y la rugosidad de la superficie de los cuerpos que interactúan [72]. En los resultados experimentales, el volumen de desgaste es muy similar al 1000 y 2000, por lo que la simulación en FEA se realizó en condiciones de ciclos mínimos y máximos. El coeficiente de fricción K disminuye en un 50% al ir a los ciclos de 2000 como se muestra en la tabla 1. Aunque existe una diferencia en el valor de la profundidad h_s entre los ciclos 1000 y 2000, el volumen de desgaste no cambia mucho. A 4000 ciclos, las variables de profundidad, volumen y coeficiente de desgaste aumentan exponencialmente, especialmente el volumen de desgaste al 700% con respecto al valor de los 2000 ciclos. Los desplazamientos que simulan las profundidades en ciclos bajos y altos, los valores son muy similares a los resultados experimentales, el rango de error de la tasa de descarte simulada aumenta en ciclos bajos. El programa en lenguaje Fortran se desarrolló en base a la configuración de la máquina experimental de prueba de microabrasión, tomando como parte fundamental la ecuación de desgaste clásica de Archard y la constante de desgaste obtenida experimentalmente. La tasa de desgaste obtenida es muy similar a la realizada en el laboratorio, por lo que el programa podría usarse para predecir el desgaste de diferentes tipos de materiales modificando el módulo de elasticidad, la constante de desgaste y el número de ciclos deseados.

Se concluye que el programa desarrollado en el código Fortran basado en la ley de Archard para el cálculo de la tasa de desgaste a diferentes distancias de prueba fue validado con los resultados obtenidos de las pruebas de micro abrasión de laboratorio en ciclos de 1000 y 4000, obteniendo un margen de error por debajo del 5%. El valor utilizado en el programa de coeficiente de desgaste (K) se obtuvo de pruebas abrasivas basadas en la profundidad de la huella de desgaste, el programa predice la tasa de desgaste con el uso de las constantes ingresadas directamente como son: carga normal, distancia de deslizamiento (número de ciclos) e indirectamente el porcentaje de concentración del líquido abrasivo (suspensión).

Por lo tanto, los resultados en el programa de idiomas de Fortran coinciden en que cuanto mayor sea el número de ciclos, el margen de error disminuye con respecto a la experimentación de laboratorio. Para mejorar la confiabilidad del programa, se recomienda que para el trabajo futuro, las pruebas de laboratorio se realicen en ciclos por debajo de 500 y se comparen con las obtenidas en el programa. Se puede concluir que el modelo numérico es factible para la predicción de la tasa de desgaste y podría aplicarse en predicciones para obtener el ciclo de vida de la articulación.

Capítulo VI

6.1 Análisis y simulación de la reología de la partícula abrasiva en la probeta de UHMWPE durante la prueba de micro-abrasión.

Las partículas abrasivas en un entorno de contacto entre superficies suelen ser nocivas en sistemas mecánicos, engranes, rodamientos y aún más en prótesis articulares provocando el aflojamiento aséptico y como consecuencia la falla inminente de la pieza y de la prótesis.

La geometría de las partículas abrasivas es un atributo importante que puede influir fuertemente en el índice de desgaste por mecanismos de abrasión y la erosión de una pieza. Una de las características morfológicas de las partículas de abrasión es que son altamente aniso-trópicas, y su potencial de abrasión depende de su orientación y del ángulo de corte con respecto a la superficie de desgaste.

Las principales figuras geométricas utilizadas por diversos autores son mediante formas funcionales simples como esferas, conos y pirámides, o más recientemente combinaciones de las dos [126] [127].

La principal forma de modelado de partículas abrasivas es la generación de cuerpos de revolución que poseen una generatriz, y son usadas para representar la forma de asperezas promedios de diversos tipos de partículas abrasivas [128].

Autores como Williams y Hyncica utilizaron las formas de trapecio en dirección de los ejes X y Y para considerar una abrasión por tres cuerpos [129]. Chen y Li simularon un modelo abrasivo en dos dimensiones para simular un desgaste por erosión [130].

Kaye desarrollo el uso técnicas fractales límite para la generación de partículas aleatorias [131], que en la actualidad se continua utilizando; La polémica general es la caracterización y generación de partículas. Afortunadamente, en la mayoría de los problemas de abrasión, las partículas pueden tratarse como cuerpos duros y convexos. Esta teoría de la elaboración de todas las partículas posibles hace que la caracterización sea más sencilla [132].

Fang y colaboradores reconocen la importancia del modelado tridimensional de la abrasión para mejorar el realismo y la entender mejor la predicción de los tipos de desgaste [133].

6.2 Teoría del desgaste abrasivo.

Si la superficie más dura es áspera o si están presentes partículas abrasivas duras, el desgaste abrasivo puede ser el mecanismo dominante. En la teoría del desgaste por abrasión, se supone que cada elemento es tan afilado (o de radio pequeño) como para aplicar indentación a la superficie opuesta.

Para cuestiones de facilitar el cálculo se asume que el abrasivo tiene una forma cónica como se observa en la figura de ángulo semi-cono, con un ángulo θ , bajo una carga W , la partícula abrasiva penetra la superficie opuesta a una profundidad Z . Esta carga solo se soporta en la mitad delantera de la superficie de contacto entre el cono abrasivo y el material desgastado, debido a la dirección del desgaste, por las suposiciones geométricas (ver figura 111).

Figura 111. Geometría de desgaste de una sola partícula abrasiva

La suposición geometría del desgaste abrasivo de los contactos plásticos, es considerando un modelo simplificado, en el que una superficie consiste en una serie de asperezas cónicas duras que se deslizan sobre una superficie más suave y plana y surcan una ranura de profundidad uniforme [134].

La figura 112 muestra una aspereza cónica única, con un ángulo de rugosidad (o ángulo de ataque) de θ , creando así una trayectoria a través de la superficie más suave con una profundidad de d y un ancho de $2a$. Asume que el material tiene rendimiento bajo la carga normal W ; por lo tanto, la ecuación usada para desgaste abrasivo de dos y tres cuerpos se desarrolló considerando el desgaste producido por un solo

Como solamente es la mitad del triángulo rectángulo (mitad de partícula abrasiva), completo seria lo doble, multiplicando por 2 la ecuación (35), tenemos:

$$\text{área del indentador} = r^2 \tan \theta \quad (36)$$

Por consiguiente la ecuación (36) es el área transversal de la partícula abrasiva.

Considerando la dureza de la partícula abrasiva, como la carga normal entre el área.

$$H = \frac{P}{A} \quad (37)$$

Ahora; si se considera también el área transversal como una aproximación de solo media circunferencia

$$A = \frac{\pi r^2}{2} \quad (38)$$

Despejando de la ecuación (38) a P y sustituyendo el valor de A en la ecuación del área transversal tenemos:

$$P = \frac{H\pi r^2}{2} \quad (39)$$

Considerando el área trasversal del indentador con la ecuación (36). Sabemos que la derivada del volumen es el área. Se puede calcular el volumen de desgaste producido en una distancia dx

De la ecuación (36) tenemos:

$$dV = r^2 \tan \theta dx \quad (40)$$

Despejando r^2 de la ecuación (39) y sustituyendo en (40) se tiene:

$$dV = \frac{2P}{\pi H} \tan \theta dx \quad (41)$$

Integrando la ecuación (41)

$$V = 2 \tan \theta \frac{P}{\pi H} x \quad (42)$$

La expresión (42) es la más representativa del desgaste abrasivo producido por un único grano sobre una distancia total de deslizamiento x .

Donde $\tan \theta$ es un promedio de las asperezas cónicas individuales, llamadas factor de rugosidad, H es la dureza de la superficie más suave y P es el valor de la carga normal aplicado a la partícula abrasiva. El volumen de material por el desgaste abrasivo, al igual que el desgaste adhesivo es directamente proporcional a la carga e inversamente proporcional a la dureza, con la variación en el área de contacto con los cuerpos.

La derivación de la ecuación anterior se basa en un modelo extremadamente simple. Por ejemplo, la distribución de alturas y formas de aspereza y cualquier acumulación de material delante de las asperezas no se tienen en cuenta. Se encuentra que una ecuación de la forma similar a la ecuación de Archard para el desgaste adhesivo cubre una amplia gama de situaciones abrasivas, y es:

$$V = \frac{K_{abr} W x}{H} \quad (43)$$

Donde K_{abr} es un coeficiente de desgaste no dimensional que incluye la geometría de las asperezas ($\tan \theta$ para un caso simple de asperezas cónicas) y la probabilidad de que las asperezas dadas corten (eliminen) en lugar de arar.

6.3 Características del Material utilizado.

El material considerado en el trabajo para el sustrato es el polietileno de ultra alto peso molecular UHMWPE utilizado en las prótesis tumorales de rodilla y como partícula abrasiva las características de la alúmina.

En el régimen elástico, el UHMWPE se comporta linealmente según pruebas de tensión realizadas. Se usó el modelo de plasticidad Johnson-Cook (JC) [135], el cual es un modelo de endurecimiento isotrópico que incluye los efectos de cebado y endurecimiento de la velocidad de deformación y reblandecimiento de la temperatura para calcular el estrés dinámico del material bajo altas tasas de deformación. No se consideraron los efectos térmicos, ni cíclicos o la anisotropía posible en el material.

El modelo JC describe el estrés del flujo como una función de la tensión, la velocidad de deformación y la temperatura que se basa en la plasticidad de Mises con ecuaciones analíticas de forma cerrada que especifican el comportamiento de endurecimiento y la dependencia de la tasa de deformación del límite elástico.

La tabla 34 muestra los parámetros del modelo Johnson Cook utilizados para la simulación en el software.

En el trabajo actual, como el rango de velocidad utilizado en las pruebas de micro-abrasión es en el rango de 17 mm/seg, la falla del material no se incluye en la simulación.

Tabla 34. Constantes calibradas del modelo constitutivo de Johnson Cook para el UHMWPE. [136].

Modelo constitutivo.	Parámetros
Modelo Johnson-Cook	$A=16.11 \text{ MPa}$, $B= 39.39 \text{ Mpa}$, $n=0.57$, $m=1$
Modelo de fractura de Johnson-Cook	$D1=-0.77$, $D2=1.45$, $D3=-0.47$, $D4=0$, $D5=0$

6.4 Obtención del perfil del grano abrasivo

En el presente trabajo se realiza el modelado geométrico de la partícula abrasiva de alúmina de tamaño de 5 μm . La geometría fue obtenida a través de la profilometría de las huellas de desgaste de las pruebas de micro-abrasión en la condición de 4N y 5N a 1000 y 2000 ciclos.

Las medidas geométricas de cada partícula se obtuvieron con la gráfica del perfil de la huella desgastada, obteniendo 6 perfiles de partículas abrasivas. La figura 114 muestra las gráficas de los perfiles de las partículas de alúmina más significativas en anchura y profundidad de desgaste.

Figura 114. Perfiles individuales de huellas obtenidas mediante profilometría 3D para obtener las dimensiones por partícula abrasiva.

Del perfil de la huella de desgaste generado se obtuvieron 6 huellas en el área de la profundidad máxima dejada por un grano de abrasivo de alúmina (Figura 115).

Figura 115. Obtención de medidas, perfiles y modelado de partículas poliédricas y su geometría equivalente cónica.

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99

Los poliedros con puntas agudas y redondas, con caras planas y formas esféricas se generaron obteniendo las medidas de los perfiles de las huellas de desgaste para posteriormente generar el perfil con múltiples caras y obtener así una geometría tridimensional de la partícula abrasiva, la profundidad de penetración y el ángulo de corte (ángulo de ataque) fue obtenida de acuerdo al perfil de desgaste. La falta de simetría coherente es una característica distintiva de la gran mayoría de las partículas abrasivas naturales (ver figura 117) sin embargo una de las características en este trabajo es la equivalencia en su forma cónica.

Figura 117. Partículas abrasivas de alúmina de diversas formas geométricas.

Las dimensiones de la partícula abrasiva se tomaron en base a las características de la geometría de desgaste en las diferentes probetas utilizadas en la prueba de desgaste abrasiva. La figura 118 muestra el perfil de desgaste de una de las prueba de micro abrasión obtenida en un profilometro 3D.

Figura 118. Perfil de desgaste de una de las prueba de micro abrasión obtenida en un profilometro 3D.

El modelado y la simulación de un único grano abrasivo con sus diferentes perfiles geométricos, se llevó a cabo tomando en cuenta la parte experimental de las pruebas tribológicas para poder así verificar la corrección del modelo en elemento finito. La prueba de simulación de corte ortogonal se realizó para investigar los factores de influencia del desgaste abrasivo de tres cuerpos, teniendo en consideración las características mecánicas del material utilizado en la prótesis tumoral de rodilla.

6.5 Mecanismo de eliminación del material.

La interacción entre el grano abrasivo y la pieza de trabajo durante de desgaste presenta diferentes condiciones de profundidades críticas, profundidad plástica (h_p) y profundidad elástica (h_e), las cuales dividen el movimiento en tres diferentes formas de formación del cráter de desgaste [137]. Cuando la superficie de la pieza es igual a la profundidad de desgaste del grano, solo habrá frotación entre ambas caras de las superficies, existiendo únicamente una deformación elástica de la pieza de trabajo, no existiendo eliminación de material, pero si la generación de calor por fricción. El arado o surco de material ocurre cuando la profundidad de corte aumenta hasta el rango mayor que la superficie de la pieza y menor a una profundidad a la deformación plástica. Durante esta fase, el material de la pieza de trabajo tiende a sobresalir por delante del grano abrasivo para formar un labio arado seguido por un flujo lateral a medida que continúa el movimiento (Figura 120). Algo de recuperación elástica ocurre a raíz del grano abrasivo; sin embargo, se crea un arado o surco residual como resultado de la deformación plástica de la pieza. El surco crea un desplazamiento de material localizado; sin embargo en esta fase no hay material desprendido. El arranque de material se produce cuando hay deformación plástica, elástica y cortante, ya que el esfuerzo que produce la partícula sobre el material sobrepasa el esfuerzo último al corte y aparece una ranura arada. Durante esta fase, las condiciones son suficientes para cortar el material de la pieza de trabajo en una rebaba que luego es expulsado de la pieza de trabajo.

Cabe señalar que en nuestras simulaciones no se presenta esta fase de remoción de material debido a que es 400% elástico y las distancias simuladas son alrededor de 1 μm .

La trayectoria que sigue un grano abrasivo cuando interactúa con la pieza de trabajo durante una prueba de abrasión es un movimiento giratorio debido a la configuración del equipo como se observa en la figura 119. La partícula abrasiva de alúmina se agrega utilizando agua destilada como fluido transportador.

Figura 119. Configuración de equipo para pruebas de micro-abrasión.

Figura 120. Dos Fases de remoción del material presentes en el material de UHMWPE.

El ancho de surco depende del ángulo de punta de ataque, la velocidad y la fuerza normal aplicada en el grano abrasivo observado en la figura 120.

6.6 Modelado en elemento finito.

Cuando se trata de análisis de elementos finitos, el marco de referencia material se conoce como formulación Lagrangiana y el marco de referencia espacial se conoce como formulación Euleriana [138]. La formulación Lagrangiana es popular en la comunidad de mecánica de sólidos y se caracteriza por el hecho de que la malla numérica está ligada al material; por lo tanto, el material y la malla se mueven juntos. En consecuencia, las grandes deformaciones del material dan lugar a grandes deformaciones de la malla, lo que puede conducir a inestabilidades numéricas. El suavizado de malla y las estrategias de mallado adaptativo se emplean comúnmente para reducir la severidad de la distorsión de malla; sin embargo, estas estrategias tienden a ser numéricamente costosas, requieren mucho tiempo y son difíciles de implementar en tres dimensiones.

La formulación Euleriana es popular en la comunidad de mecánicos de fluidos y se caracteriza por el hecho de que la malla se fija en el espacio con el material que fluye a través de ella. La malla espacialmente fija permite que ocurran grandes deformaciones del material sin la necesidad de estrategias de re-escalado adaptativo. Se pueden generar nuevas superficies libres debido a la capacidad de la formulación Euleriana de tener más de un material presente por elemento; sin embargo, se requiere un volumen vacío para capturar la superficie libre en expansión. El movimiento del material a través de la malla estacionaria se calcula utilizando algoritmos de advección, que realizan los cálculos necesarios para transportar las variables de la solución a medida que el material se deforma a través de la malla.

Las formulaciones Lagrangiana y Euleriana tienen ventajas y desventajas en lo que respecta a la simulación del abrasión de material [139]. La formulación Lagrangian-Eulerian (ALE) arbitraria supera las debilidades al aprovechar las fortalezas de ambas formulaciones. La formulación ALE es única ya que su malla no está directamente unida a la pieza de trabajo, como en la formulación Lagrangiana, ni está fijada en el espacio, como en la formulación de Euler. Más bien, la malla puede moverse independientemente del material a lo largo de un camino arbitrario, así como rotar, expandirse y contraerse según sea necesario mediante la simulación. Para el presente trabajo, se eligió una única implementación de elementos finitos que combinó las ventajas de las formulaciones Eulerianas y Lagrangianas. En la zona de alta deformación, donde se produjeron la formación de desprendimiento de material y grandes deformaciones plásticas, se implementó la formulación de Euler (ver figura 121).

Figura 121. Movimiento de malla independiente, aplicando la formulación ALE para deformaciones grandes.

6.7 Resultados y Validación Experimental.

Como ya se mencionó con anterioridad, la alúmina es el elemento abrasivo utilizado, debido a que es utilizada en experimentos de tribología para realizar pruebas de abrasión y poder así determinar la tasa de desgaste del material. Para los parámetros de velocidad de la partícula abrasiva se utilizó un valor de 17.34 mm /seg, ya que es la velocidad a la cual gira la esfera de la prueba de micro abrasión, y a las diferentes profundidad de penetración de la partícula obtenidas en sus gráficas de perfiles.

6.7.1 Esfuerzos de tensión y deformación plástica

Bajo las condiciones descritas con anterioridad se obtuvo el esfuerzo de Von Mises y la deformación plástica de las piezas denominadas P3-4N-1000, P6-5N-1000 y P5-5N-2000-1.

6.7.1.1 Probeta P5-5N-2000-1

El esfuerzo de flujo máximo de Von Mises de la probeta P5-5N-2000-1 se sitúa por delante del grano abrasivo, y el valor excede los 3.69 MPa debido a una deformación severa y rápida como se observa en la figura 122.

Figura 122. Esfuerzo Mises máximo durante la penetración del grano abrasivo.

La deformación plástica máxima no se ubica la misma posición de la tensión de flujo, sino justo debajo de la punta del grano (Ver figura 123).

Figura 123. Campo de deformación plástica.

El flujo de deformación máxima del material de la pieza de trabajo se encuentra cerca de la punta del grano (dependiendo de la geometría). Aunque la velocidad en la punta es de solo 17 mm/seg, la velocidad del movimiento del material es mucho mayor que la del grano, especialmente en la parte frontal debido a la fuerza del componente horizontal, lo que provoca el desplazamiento del material hasta provocar el desprendimiento del mismo. La validación experimental consistió en la obtención de la forma del perfil del surco comparada con la gráfica obtenida en el perfilometro, así como la obtención del volumen del desgaste abrasivo producido por un único grano sobre una distancia total de deslizamiento x dada en la ecuación (42). Los resultados experimentales y los resultados de la simulación se comparan en la Figura 124 para la probeta en cuestión.

Figura 124. Perfil del surco producido por un único grano abrasivo obtenida en profilometría y por análisis de elemento finito.

6.7.1.2 Probeta P3-4N-1000.

Para la probeta P3-4N-1000 el esfuerzo de flujo máximo de Von Mises se sitúa por delante del grano abrasivo en la parte superior, al igual que la simulación anterior, y el valor es de 4.09 MPa. Presentando un flujo máximo de material en la parte superior de la partícula y al final del surco como se observa en la figura 125.

Figura 125. Esfuerzo Mises máximo y flujo de material durante la penetración del grano abrasivo.

La deformación plástica máxima no está en la misma zona que la posición de la tensión de flujo, Esta en la parte media de la altura de la partícula y no en la punta como habría de suponerse por lo agudo de su ángulo de ataque (Ver figura 126).

Figura 126. Zona de deformación plástica máxima.

La comparación del perfil geométrico obtenido por profilometría óptica y el análisis elemento finito presenta una semejanza morfológica y dimensional como consecuencia de la deformación plástica del material en relación a la velocidad y profundidad de la partícula (ver figura 127).

Cabe señalar que a mayor profundidad de corte abrasivo, la fuerza tangencia o horizontal aumenta, presentándose un mayor daño a la superficie desgastada.

Figura 127. Perfil del surco producido por un único grano abrasivo obtenida en profilometría y por análisis de elemento finito.

El esfuerzo de S. Mises y el de plasticidad se va incrementando con respecto a la distancia hasta estabilizarse (similar a la gráfica ingenieril esfuerzo Vs deformación). Sin llegar al punto de ruptura debido a las condiciones del límite elástico del material, el cual es de 33 MPa [136].

6.7.1.3 Probeta P6-5N-1000.

En la probeta P6-5N-1000 el esfuerzo de flujo máximo de Von Mises se sitúa por delante del grano abrasivo en parte de la creación del labio de material, con un valor es de 4.11 MPa. Presentando un flujo máximo de material en el mismo punto del flujo máximo como se observa en la figura 128.

Figura 128. Esfuerzo Mises máximo y flujo de material durante la penetración del grano abrasivo.

La deformación plástica máxima no está en la misma zona que la posición de la tensión de flujo, al igual que en todas las simulaciones realizadas, Esta en la parte final superior de la partícula abrasiva (Ver figura 129).

Figura 129. Zona de deformación plástica máxima entre la probeta y la partícula.

La parte de la comparación del perfil geométrico por elemento finito con la gráfica de profilometría óptica no presenta mucha semejanza morfológica si dimensional como consecuencia de la falta de simetría en la partícula (ver figura 130).

Figura 130. Perfil del surco producido por un único grano abrasivo obtenida en profilometría y por análisis de elemento finito.

6.8 Obtención de volumen desplazado.

De la ecuación (42) tenemos:

$$V = 2 \tan \theta \frac{P}{\pi H} x$$

Para la probeta P3-4N-1000 tenemos:

Si $\theta = 9.7^\circ$, $P = 2.1$ N, $H = 40$ MPa, si utilizamos una distancia de desplazamiento de $x = 3 \mu\text{m}$

Sustituyendo valores en la ecuación (42) de volumen tenemos:

$$V = 2 \tan(9.7) \frac{2.1}{\pi(40)} (0.003)$$

$$V = 1.714 \text{ e-}5 \text{ mm}^2.$$

Obteniendo el área del perfil con el software Origin Pro 2015 de la profilometría como se observa en la figura 131.

Figura 131. Área transversal del perfil de partícula abrasiva

Realizando la comparación de áreas entre el perfil obtenido con perfilometría y el de análisis de elemento finito:

Mediante el software ImajeJ se obtiene el área de la superficie cortada por el grano abrasivo (ver figura 132).

Figura 132. Área transversal de corte del modelo de grano por elemento finito.

La Gráfica de la figura 131 y 132, es la comparación de áreas entre el perfil de la partícula abrasiva mediante perfilometría y análisis de elemento finito.

Tabla 35. Comparación entre áreas obtenidas del perfil de la partícula y el volumen desplazado.

Probeta	Área profilometría [mm ²]	Área elemento finito [mm ²]	Volumen desplazado [mm ³]
P3-4N-1000	3.79 e-6	4.04 e-6	1.71 e-5
P6-5N-1000	7.39 e-6	7.92e-6	2.89 e-5
P5-5N-2000	5.04 e-7	5.46 e-7	2.42e-5

Conclusiones.

Se concluye que las diferentes formas geométricas de las partículas de alúmina se pueden simular con su equivalencia en forma poliédrica, a una profundidad determinada de penetración y con una velocidad constante. La utilización del perfil obtenido mediante profilometría y su parametrización en base al surco de desgaste fu una herramienta que no ha sido utilizada por otros autores para modelar una sola partícula abrasiva, pero es importante mencionar que la interacción al mismo tiempo de un sin número de partículas abrasivas tiene un comportamiento diferente al de una sola, por lo que se recomienda realizar en investigaciones futuras simulaciones con por lo menos 10 partículas al mismo tiempo. El desplazamiento frontal del material genera la formación del labio y es ahí donde se localiza la mayor concentración de esfuerzos y energía atrapada que es liberada con el desprendimiento del material en la realidad, pero como consecuencia de que en la simulación se manejaron distancias de deslizamiento máximas de 3 μm , además de que el valor del límite elástico del material de UHMWPE es muy elevado, en la simulación no fue posible mostrar el desprendimiento de partículas abrasivas. El desprendimiento de estas partículas genera esfuerzos residuales que originan las fallas por fatiga en los materiales, sin embargo debido a la falta de información de temperaturas en la zona de contacto entre la superficie del material y el grano abrasivo, no se pudo obtener esta información.

Finalmente el porcentaje de error obtenido de la comparación de áreas entre el método de elemento finito y el área mediante profilometría no supera el 5% concluyendo que la metodología utilizada se puede tomar como una herramienta para determinar el comportamiento de diferentes partícula abrasiva a niveles micrométricos.

Capítulo VII

7.1 Pruebas de Fatiga a bujes con y sin texturizado.

Introducción

La fatiga es un fenómeno que se da cuando las cargas cuyas amplitudes son variables a lo largo del tiempo, producen la rotura sobre la estructura para valores de tensión inferiores a los sucedidos a causa de amplitud constante. Esta es la definición general por las normativas ASTM [41]. “El proceso de cambio estructural permanente, progresivo y localizado que ocurre en un punto del material sujeto a esfuerzos y deformaciones de amplitudes variables y que producen grietas que conducen a una fractura a cierto número de ciclos”. La fatiga es la causante de la mayor parte de las roturas de las piezas en servicio de mecanismos de diferentes ámbitos. El estudio de la fatiga requiere comprender que este fenómeno no está asociado al concepto clásico de la plasticidad o daño, y que la rotura se produce bajo cargas que están aún dentro del periodo elástico del comportamiento del material. Las roturas por fatiga son especialmente peligrosas porque no suelen presentar indicios de fallo, sino que éste se produce de modo repentino y sin observar deformaciones plásticas de conjunto. Desde la revolución industrial se considerada la hipótesis de que las tensiones variables producen un cierto deterioro o daño en el material, a lo que también se observó enseguida el efecto nocivo que, para la duración de los componentes mecánicos, tienen las muescas, entallas, cambios de sección, ángulos de 90°, orificios y otras fuentes de concentración de tensiones.

Las fallas por fatiga comienzan siempre como una grieta, la cual quizás estuvo presente en el material desde su manufactura, o tal vez se desarrolló con el paso del tiempo debido a la deformación cíclica alrededor de las concentraciones de esfuerzos. Se ha demostrado que prácticamente todos los miembros estructurales tienen discontinuidades, que van desde microscópicas (0.010 in) hasta macroscópicas, introducidas en el proceso de fabricación. Las grietas por fatiga por lo general inician como una muesca u otro concentrador de esfuerzos. Hay tres fases o etapas de fallas por fatiga: inicio de la grieta, propagación y fractura repentina debida a su crecimiento inestable.

7.2 Rotura por fatiga.

La característica más peligrosa de los fallos por fatiga es que se producen con deformaciones pequeñas del sistema estructural. Apenas se pueden observar indicios previos de que se va a producir una rotura por fatiga, a menos que se detecte la presencia de grietas mediante algún sistema de inspección.

Si se examina la superficie de fractura típica causada por fallo de fatiga, se pueden distinguir varias zonas bien diferenciadas como se puede observar en la Figura 133.

- Zona 1: Corresponde a la propagación lenta de la grieta, que en la mayoría de los casos se inicia a causa de una fuente de concentración de tensiones. En esta zona es posible distinguir la propagación de la grieta ciclo a ciclo, una vez la pieza está rota.
- Zona 2: Esta zona corresponde al crecimiento rápido de la grieta, presentando una superficie irregular, la cual se parece en cierta medida al de una rotura frágil.
- Zona 3: Correspondiente a la zona de la rotura. La sección neta de la pieza queda tan reducida que es incapaz de resistir la carga, produciéndose así la rotura.

Figura 133. Rotura de una pieza por fatiga.

7.3 Desarrollo de la grieta

La principal fuente de fatiga es la no-homogeneidad de los materiales. Todos los materiales están llenos de imperfecciones, por lo que ningún material puede ser considerado como perfectamente homogéneo. Bajo cargas repetidas, el efecto de esas imperfecciones se enfatiza, de modo que empiezan a aparecer micro-grietas que se propagan hasta fracturar el material.

El desarrollo de una grieta en un material sometido a fatiga tiene típicamente tres etapas diferenciadas: una primera etapa de iniciación, una segunda de propagación, y una última de rotura del material. Las zonas donde se inicia cada etapa pueden ser observadas en la Figura 133.

✓ Etapa I: Iniciación

Una grieta de fatiga se puede iniciar en cualquier lugar de un componente donde la tensión y deformación sean lo suficientemente altas para causar un deslizamiento alterno continuo. Las grietas asociadas a la rotura por fatiga casi siempre se inician sobre la superficie en algún punto donde existe concentración de tensiones. Las cargas cíclicas pueden producir discontinuidades superficiales microscópicas a partir de escalones producidos por deslizamiento de dislocaciones, los cuales pueden actuar como concentradores de tensión, y por lo tanto como lugares de nucleación de grietas.

✓ Etapa II: Propagación

Una vez que se ha nucleado la grieta, entonces se propaga muy lentamente, dándose la etapa I de propagación. En esta etapa las grietas normalmente se extienden únicamente a través de varios granos, lo que provoca una superficie de fatiga con un aspecto plano y sin ningún detalle importante.

Eventualmente, empieza la etapa II de propagación, en la cual la velocidad de extensión de la grieta aumenta dramáticamente. Además, en este punto también ocurre un cambio en la dirección de propagación hasta alcanzar una dirección perpendicular a la tensión aplicada.

✓ Etapa III: Rotura

Cuando la grieta o fisura alcanza un valor determinado conocido como tamaño crítico de fisura, la propagación se convierte en catastrófica, lo que provoca que la pieza rompa.

Esta última etapa en general carece de interés, ya que la velocidad de crecimiento es tan grande que el número de ciclos consumidos durante esta etapa apenas cuenta en la vida de la pieza.

7.4 Cargas variables

En la mayoría o casi todas las ocasiones, las cargas existentes en las máquinas no son constantes en el tiempo. La tensión que resulta en los componentes mecánicos, adopta muchas veces un patrón senoidal debido al movimiento rotatorio realizado. En la Figura 134 se muestra el diagrama de tensión debido a una carga senoidal.

Figura 134. Diagrama de tensión para una curva senoidal.

Dónde:

- $\sigma_{\min}$: tensión mínima
- $\sigma_{\max}$: tensión máxima
- σ_m : tensión media
- σ_a : tensión alterna

Para estudiar el tipo tensión en cada caso, la tensión se descompone en la tensión media y la tensión alterna

7.5 Curva S-N

La curva S-N de un material define los valores de tensión frente al número de ciclos requeridos para causar el fallo. Existe un tipo de ensayo llamado ensayo de viga rotatoria, el cual es el más sencillo y eficaz para poder definir la curva S-N que caracteriza el material.

Parámetros similares se definen para la vida total de fatiga basada en la tensión experimentos. Clásicamente, los experimentos de vida con fatiga total en los cuales el fallo se alcanza en menos de 1000 ciclos se denominan fatiga de ciclo bajo, y las muestras de laboratorio experimentan típicamente cepas cíclicas dentro del rango plástico. En contraste, las cepas elásticas cíclicas prevalecen en los experimentos de fatiga de ciclo alto.

Se pueden admitir las siguientes relaciones en el caso de los polímeros en la figura 135.

Figura 135. Curvas S-N para un material polimérico.

7.6 Factores modificativos del límite a fatiga

Una pieza cualquiera de una máquina tiene un tipo de construcción y una forma de trabajo que no se parecen casi nunca a las de la probeta normalizada para realizar pruebas de fatiga. Lo deseable sería disponer de unas teorías de equivalencia, que permitieran extrapolar los datos del comportamiento de la probeta ensayada a las situaciones de funcionamiento de las piezas a estudiar. Sin embargo, en el caso de la fatiga aún no se han desarrollado teorías que hagan posible esta equivalencia con la suficiente fiabilidad. Por ello, en la práctica se recurre a la utilización de factores modificativos obtenidos empíricamente, con el fin de adaptar los valores del comportamiento a fatiga de las probetas a los de cada pieza.

La aplicación de estos factores tiene como resultado la obtención del límite a fatiga de la pieza S_e a partir del límite a fatiga de probeta rotatoria S'_e . El límite a fatiga de la pieza S_e se define como el valor de la tensión alterna máxima que permite conseguir una vida infinita de la pieza.

La figura 136 muestra varias graficas de ensayos de pruebas de fatiga realizadas en laboratorio a probetas estandarizadas de diferentes tipos de polietileno de ultra alto peso molecular sin envejecer. [140]. De la gráfica del UHMWPE sin envejecer se tomaron los datos para la curva S-N utilizadas en el programa de elemento finito.

Figura 136. Gráficas S-N escala logarítmica del UHMWPE.

Una gran cantidad de elementos de piezas ortopédicas de prótesis y de máquinas tales como cigüeñales, ejes, y resortes, son sometidos a cargas variables por lo que su comportamiento es diferente a aquellos que se someten a cargas estáticas. Es decir, mientras una pieza soporta una gran carga estática, la misma puede fallar con una carga mucho menor si ésta se repite un gran número de veces. Los esfuerzos variables mencionados, tienden a producir grietas que crecen a medida que éstos se repiten, hasta que se produce la falla total de manera súbita. Por tanto, el diseño de elementos sometidos a cargas variables debe hacerse mediante una teoría que tenga en cuenta los factores que influyen en la aparición y desarrollo de las grietas, las cuales pueden producir la falla después de cierto número ciclos de esfuerzo. Las roturas por fatiga son especialmente peligrosas porque no suelen presentar indicios de fallo inminente, sino que se producen de modo repentino y sin observar deformaciones plásticas del conjunto, lo que a lo largo de la historia ha provocado grandes accidentes en la industria del transporte y para el caso específico fallas en prótesis ortopédicas.

Particularmente, en la posición de los bujes dentro de la prótesis tumoral reciben todos los esfuerzos de las diferentes actividades cotidianas y deben ser soportados la carga del peso del paciente, por lo que deben garantizar y soportar dichas cargas. El buje, como elemento mecánico acoplado al perno y a la rodilla debe diseñarse para soportar las cargas del sistema que involucra actividades del paciente. Por lo tanto los bujes están limitados por las cargas que transmite la rodilla al buje.

7.7 Materiales del Buje.

El buje comercial está fabricado de una barra de polietileno de ultra alto peso molecular y este es manufacturado a través de un proceso de maquinado. (Ver figura 137).

Figura 137. Barras de UHMWPE utilizadas para la fabricación de los bujes.

Las propiedades mecánicas importantes para determinar el comportamiento del material como componente articular son: densidad, fuerza a la tensión y a la compresión, resistencia a la fatiga, flexibilidad, elongación hasta el punto de ruptura, resistencia a la oxidación y su módulo de elasticidad. La mayor parte de estos factores dependen del método de fabricación.

- La Fuerza de tensión y fuerza de compresión. A medida que aumentan, la destrucción de superficie y de su superficie disminuye.
- Elongación hasta el punto de ruptura. Este parámetro identifica el grado de deformación plástica que sufrirá el material antes de romperse. Cuanto mayor sea este parámetro, menos frágil será el material.
- Resistencia a la Fatiga. Este es uno de los parámetros críticos del polietileno, ya que este material es especialmente susceptible al fracaso por fatiga, sobre todo en los niveles bajo la superficie.
- Elasticidad. Refleja la capacidad del material de deformarse y de volver a su forma original, y la carga máxima que es capaz de soportar el material antes de sufrir una deformación permanente.
- Resistencia a la oxidación. Es deseable un aumento a la resistencia de la oxidación ya que esta debilita al polietileno y lo hace más susceptible al fracaso por fatiga.

- Módulo de elasticidad. Cuanto más rígido sea el polietileno, menor será el módulo de elasticidad. [141].

7.8 Análisis de Fatiga y fractura del UHMWPE

En los últimos años, el rendimiento mecánico de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) ha atraído una gran cantidad de interés. La importancia clínica de la fatiga y las propiedades de fractura de los materiales de UHMWPE depende del dispositivo protésico. Los mecanismos de desgaste abrasivo y adhesivo usualmente prevalecen en los filtros acetabulares recuperados, mientras que las superficies dañadas por fatiga se observan a menudo en explanadas de insertos tibiales. Por lo tanto, la resistencia al desgaste es de gran importancia en los componentes acetabulares, mientras que la baja frecuencia típica y las mayores presiones de contacto de la articulación de la rodilla hacen que las propiedades de fatiga y fractura sean más relevantes. Se puede concluir así que las formulaciones de grado médico del UHMWPE deben representar un equilibrio entre las consideraciones de diseño, resistencia al desgaste, resistencia a la oxidación y propiedades de fatiga y fractura.

El objetivo de este capítulo es proporcionar un análisis de fatiga y fractura, a través de un análisis por elemento finito a los bujes de material de UHMWPE.

7.9 Prueba de fatiga total en la vida en UHMWPE

A diferencia de los metales, la cuestión de la nucleación de fallas por fatiga sigue siendo poco conocida para los polímeros, entre ellos el UHMWPE. Sin embargo, Williams y DeVries han demostrado una nucleación de defectos al monitorear el número de electrones libres en una muestra de polímero amorfo bajo carga cíclica, y encontraron que el número de enlaces rotos en el material aumentaba continuamente y hacía coincidir la forma de onda de la carga.

7.10 Fatiga en polímeros

En los casos de fatiga en materiales poliméricos, el método de deformación vida está enfocado por encima del esfuerzo vida y se deben especificar ciertos parámetros como:

- Rango de deformación.
- Razón de esfuerzos.
- Temperatura.

- Forma de onda.
- Medio ambiente.
- Criterio de falla.
- Descripción de diseño de la probeta.
- Especificaciones de la máquina.

7.11 Geometría.

La geometría considerada en el análisis corresponde a un buje que consta de material de UHMWPE colocado entre dos cavidades de la prótesis de rodilla sujeta por el perno de aleación de titanio, uno interno y uno externo (Figura 138).

Figura 138. Buj en estudio, dimensiones en mm, material de UHMWPE.

7.12 Características del UHMWPE.

Las curvas esfuerzo-deformación promedio de probetas de UHMWPE (Norma ASTM) se obtuvieron a partir de la digitalización de diagramas esfuerzo-deformación proporcionados por una empresa del sector, usando el software ORIGIN 2015. Los diagramas esfuerzo-deformación fueron resultado de ensayos de tensión experimentales realizados al material del UHMWPE y mostrados en el capítulo I.

Tabla 36. Características mecánicas del UHMWPE.

Material	Módulo de elasticidad (MPa)	Constante de Poisson	Densidad (tn/mm ³)	Esfuerzo último a la fluencia (MPa)
Ti6Al4V	105 000	0.342	4.43 e-9	827
UHMWPE	1080	0.4	9.7 e-10	24

7.13 Pruebas de tensión del UHMWPE.

Con los ensayos de tracción realizados en una máquina ISTRON 6500R como se observa en la figura 139 se obtuvieron los datos del esfuerzo ultimo a la fluencia del material que serán utilizados para el análisis de fatiga de los bujes (Tabla 36).

Figura 139. Máquina para pruebas de Tensión a temperatura ambiente.

7.14 Actividad simulada.

Para el presente trabajo es necesario saber los rangos de movimientos generados por las diferentes articulaciones en la rodilla, para poder así obtener las concentraciones de esfuerzos en cada uno de las etapas.

Se toma de referencia el plano sagital para obtención de los ángulos generados por la flexión de la rodilla entre el fémur y la tibia. Una persona sana tiene una flexión de cero grados, cuando la pierna

está totalmente extendida hasta un ángulo de 130 grados cuando está en posición de cuclillas como se observa en la figura 140.

Figura 140. Ángulo de flexión entre tibia y fémur en la actividad de cuclillas

La actividad más exigente en carga y flexión es la posición en cuclillas por lo que se realizó el cálculo de fatiga en tiempo de vida y ciclos altos.

Tabla 37. Actividad cuclillas con sus respectivos grados de flexión y carga aplicada.

Actividad	Flexión de la Rodilla (Grados)	PESO DEL CUERPO (BW)
En cuclillas	130	5.6

Se tomó como referencia al fenotipo masculino del paciente mexicano con un peso de 70 kg y 1.75 m. de estatura. Se tomó este peso debido a que un paciente cuando es sometido a este tipo de cirugía se le somete a una dieta balanceada para alcanzar su peso ideal [50].

Mow y David nos indican que la flexión máxima se encuentra cuando la flexión del fémur con respecto a la tibia es en cuclillas es de 130 °, en ese punto tenemos una valor de la carga axial de 3844.21 N.

Utilizando la ecuación 1 para obtener el valor aproximado del peso corporal (BW) para tomar el criterio de Mow y David [46,48].

$$\text{Esfuerzo en la rodilla} = \frac{\text{carga (N)}}{\text{área trasnversal en rodilla}} \quad (44)$$

Dónde: σ_{rodilla} es el esfuerzo aplicado en la parte superior de la rodilla.

BW: peso del paciente en [N]

Sustituyendo el valor de 3844.21 N, magnitud de la carga axial en la posición cucullas en Mulholland a la ecuación 44, y tomando el valor del área trasversal de la prótesis en la zona del fémur la cual es de 641.30 mm² como se muestra en la figura 141.

Figura 141. Área trasversal donde se aplica la carga seleccionada en los ciclos de marcha.

Obteniendo el esfuerzo en la prótesis de rodilla del paciente:

$$\sigma_{rodilla} = \frac{\frac{Carga}{2}}{área}$$

$$\sigma_{Rodilla} = \frac{\frac{3844.21}{2}}{641.30} = 3 \text{ Mpa}$$

7.15 Análisis de fatiga mediante elemento finito.

Para este trabajo se han utilizado dos tipos de análisis: análisis estáticos y análisis de fatiga, esto se debe a que es necesario al menos un estudio estático para definir un estudio de fatiga.

Cada buje está sometido a una carga de 961.05 N con un ángulo de aplicación de 130°, la carga varía de 0 a los 961.05N.

El material del buje es un polietileno de ultra alto peso molecular UHMWPE, con un esfuerzo último a la fluencia de $S_y=24$ MPa y una resistencia a la tracción $S_u= 35$ Mpa, y una elongación del 400%.

7.15.1 Sección de máxima tensión o concentradores de esfuerzo

Lo primero es analizar qué secciones son las críticas en el buje. En este caso la sección crítica será aquella donde existe concentración de tensiones. Por lo tanto, las secciones críticas en este caso es la sección donde se encuentra los ángulos de 90° (figura 142).

Figura 142. Zona de concentración de esfuerzos.

7.15.2 Resultados de análisis de fatiga de buje no texturizado.

Como se puede observar, la sección donde se presenta la mayor concentración de esfuerzos es la parte interna del buje, donde se encuentra en contacto con el perno de soporte, con una tensión máxima de 12.733 MPa como se observa en la figura 143.

Figura 143. Resultados de concentración de esfuerzos en el buje.

El factor de seguridad del buje no texturizado nos da un valor de 1.517 adimensional, mayor a uno, lo que nos indica que el buje no falla (figura 144)

Figura 144. Factor de seguridad de buje no texturizado.

Después de haber realizado el análisis estático, el cual será la base para el estudio de referencia del análisis de fatiga. Se utilizó un análisis de fatiga de alto ciclaje de duración infinita, utilizando un valor de 10×10^6 ciclos como lo indica la gráfica de la figura 144 para una vida infinita. Por lo que se debe obtener el límite a la fatiga, el cual se expresa como sigue:

$$S_e = k_f k_r S'_e \quad (45)$$

Dónde:

S_e : Límite a la fatiga.

k_f : Factor de acabado superficial.

k_r : Factor de confiabilidad.

Tomando en consideración que la carga aplicada al buje es normal por lo que :

$$S'_e = 0.45 S_u \quad (46)$$

Dónde:

S'_e : Límite a la fatiga modificado

S_u : Resistencia a la rotura del material

Sustituyendo valores para obtener el límite a la fatiga modificado

$$S'_e = 0.45 \times 35 = 15.75 \text{ MPa}$$

Sustituyendo el valor del límite a la fatiga modificado para obtener el límite a la fatiga. El factor de acabado superficial se obtiene de la ecuación:

$$k_f = e S_{ut}^f \quad (47)$$

Dónde:

k_f : Factor de acabado superficial.

e : Factor de maquinado

f : exponente

S_{ut} : Resistencia a la rotura a la tensión.

El valor del esfuerzo último a la tensión para el UHMWPE es $S_{ut} = 37$ MPa

De la siguiente tabla 38 obtenemos los factores e y f , para el proceso de fabricación de maquinado.

Tabla 38. Valores de e y f para obtener factor de maquinado.

<i>Proceso de fabricación</i>	<i>Factor e</i>	<i>Exponente f</i>
Maquinado	4.51	-0.265

Sustituyendo valores en la ecuación (3) tenemos lo siguiente:

$$k_f = (4.51)(37)^{-0.265} = 1.73$$

Se tomara una confiabilidad del 99.99%, corresponde un factor de confiabilidad del $k_r = 0.70$ debido a que el material utilizado cumple con los estándares establecidos para ser utilizado en piezas biomédicas.

Sustituyendo los valores obtenidos en la ecuación (1) que es el límite a la fatiga

$$S_e = k_f k_r S'_e$$

$$S_e = (1.73)(0.70)(37) = 44.8 \text{ MPa}$$

Por lo que tenemos un valor del límite a la fatiga modificado de 44.8 MPa. El análisis a la fatiga se utilizó 106 ciclos con base a un tipo de carga que va de cero a 961.05 N.

Se muestran dos resultados principales del análisis de fatiga uno de daño y otro de vida.

Daño: Éste muestra el porcentaje de vida de la pieza consumido por el suceso de fatiga definido. En la Figura 145 se puede observar que el valor máximo que se obtiene en la sección inicial del buje. Este trazado es un buen indicador para observar dónde fallará la pieza.

Figura 145. Imágenes de porcentaje de daño para ubicar el comienzo de la falla por fatiga en la pieza.

Vida es el resultado que nos da el número de ciclos en los cuales la pieza comenzará a fallar. El buje comenzará a fallar a los 989.564 ciclos en la sección del filo del contacto entre el buje y el perno.

Figura 146. Resultado que indica el número de ciclos a los cuales la pieza comenzará a fallar.

7.16 Análisis de fatiga de buje texturizado.

Del análisis de resultado de las pruebas de desgaste, se obtuvo las densidad de textura más adecuadas para mejorar las condiciones tribológicas del buje, por lo tanto solo se realizó el análisis de fatiga al buje con una densidad del 20%, como se observa en la figura 147.

Figura 147. Buje con densidad texturizada del 20%.

Como se observa, la sección donde se presenta la mayor concentración de esfuerzos es la parte interna del buje texturizado, al igual que el que no lo está, en la zona donde se encuentra en contacto con el perno de soporte, con una tensión máxima de 11.886 MPa como se observa en la figura 148.

Figura 148. Esfuerzo de Von Mises de buje texturizado.

El factor de seguridad del buje texturizado nos da un valor de 2.019, mayor al buje no texturizado, lo que nos indica que tiene mejor distribución de esfuerzos (figura 149).

Figura 149. Factor de seguridad de buje texturizado.

El porcentaje daño en vida de la pieza texturizada debido a la fatiga. Como indicador de la zona donde comenzara la falla de la pieza (ver figura 150).

Figura 150. Factor de seguridad de buje texturizado.

El resultado que nos da el número de ciclos de vida en los cuales la pieza comenzara a fallar. El buje texturizado comenzara a fallar a los 1407.022 ciclos en la sección de la ceja del buje (ver figura 151).

Figura 151. Ciclos de vida del buje texturizado antes del fallo por fatiga.

La tabla 39 da la comparativa de resultados entre el Buje texturizado y el no texturizado, dando un panorama general de las ventajas que tiene uno sobre del otro.

7.17 Tiempo de vida.

Expertos urólogos, explica que no existe información que permita definir un límite normal de visitas al baño, porque la evidencia es escasa y los estudios se realizan, generalmente, en personas que ya tienen problemas.

$$\text{Tiempo de vida para cuclillas} = \frac{\text{Vida total (ciclos)}}{\frac{\text{No. de veces ir al sanitario al día}}{365 \text{ días al año}}}$$

Tabla 39. Resultados para bujes texturizados y sin texturizar

Pieza	Esfuerzo Von Mises (MPa)	Factor de seguridad	Valor límite a la fatiga modificado (MPa)	Vida total Ciclos	Tiempo de vida (Años)
Buje sin texturizar	12.73	1.571	44.8	34,763.30	15.8
Buje texturizado	11.886	2.019	44.8	46,738.94	21.3

El tiempo promedio de vida de sus componentes elaborados con UHMWPE, el cual es aproximado de 15 años en condiciones de implantación adecuada y uso pasivo [7,75,142].

Conclusiones

A partir de los resultados que presentan el esfuerzo de Von Mises con un valor de 12.733 MPa, se observó una concentración de esfuerzos en las aristas donde se forman ángulos de 90 grados.

Para el buje sin texturizado el factor de seguridad obtenido de los análisis de fatiga a través del método de elemento finito nos da un valor de 1.517 adimensional, como es mayor a la unidad, nos indica que el buje no falla de manera inmediata de tal forma que el tiempo promedio de vida de la prótesis será de 15 años.

Por medio de las simulaciones de fatiga mediante elementos finitos se encontró los resultados de daño y vida; el valor del resultado máximo de daño nos indica donde fallara la pieza a determinado tiempo. Vida es el número de ciclos en los cuales la pieza comenzará a fallar a través de grietas o desgarres de material. Gracias al análisis de fatiga realizado mediante elementos finitos se obtuvieron resultados de vida para los componentes del buje y además se identificó las zonas críticas por donde puede iniciar la fractura o falla de la pieza.

Los resultados de los análisis de fatiga se realizaron con el buje a una densidad de texturizado del 20%, el cual presentó mejor comportamiento a la fatiga para ser utilizado en el sistema de prótesis de rodilla, la zona de comportamiento del daño es similar a la del buje no texturizado pero con un valor 11.886 MPa, menor al buje comercial.

El procedimiento realizado para obtener la vida a la fatiga del buje texturizado se basó en un ciclaje de duración de vida infinita como restricción el tiempo por los años de duración. El factor de seguridad del buje texturizado dio un valor de 2.019 adimensional, mayor al buje no texturizado indicando mejor distribución de esfuerzos.

El resultado de daño nos indica que el buje comenzará a fallar a los 1407.022 ciclos en la sección de la ceja interna en contacto con el perno de aleación de titanio como se indica en la figura 150.

El tiempo de vida del buje texturizado se obtuvo en función a la actividad más exigente la cual es la posición en cuclillas, obteniendo de fuente bibliográfica el valor del número de veces de ir al sanitario de una persona normal, las cuales son 6 veces al día. La vida del buje texturizado es de 46,738.94

ciclos, dando un valor en años de 21.4 años. Lo cual es un aumento de 34.8% en comparación con el buje no texturizado.

En base a los resultados del esfuerzo de Von Mises indicado en las zonas de las aristas se le realizó al buje la modificación de los concentradores de esfuerzo redondeando las aristas y así se beneficia al factor de seguridad.

Con los resultados obtenidos del tiempo de vida del buje y como consecuencia de toda la prótesis el paciente podrá tener una más y mejor calidad de vida, ya que se reducirán los costos operatorios y de recuperación pudiéndose el fenotipo del paciente seleccionado integrarse a una vida económicamente activa y poder realizar actividades similares a las de una persona sana.

Bibliografía

- [1] Ali M. Alsamhan, "Rationale analysis of human artificial knee replacements," *Journal of King Saud University – Engineering Sciences*, pp. 49-54, 2012.
- [2] Alexander Polyakov, Mykhaylo Kalinin, Vadym Kramar Volodymyr Pakhaliuk, "Improving the Finite Element Simulation of Wear of Total Hip," *ScienceDirect*, pp. 539-548, 2014.
- [3] Marcin Nabrdalik, "USE OF THE FINITE ELEMENTS METHOD IN THE ANALYSIS OF LOAD OF POLYETHYLENE INSERTS OF KNEE JOINT ENDOPROSTHESIS," *Journal of Applied Mathematics and Computational Mechanics*, pp. 87-93, 2014.
- [4] Marjan Bahraminasaba., "Finite Element Analysis of the Effect of Shape Memory Alloy on the Stress Distribution and Contact Pressure in Total Knee Replacement," *Trends Biomater. Artif. Organs*, pp. 95-100, 2011.
- [5] Yuhang Liu, Jiping Gao, and Honglin Yue Hongtao Liu*, "Tribological properties of self-reinforced ultra-high molecular weight polyethylene composites," *American Scientific Publishers ,Materials Express*, pp. 146-152, 2015.
- [6] JohnFisher , Zhongmin Jin. Feng Liu, "Effect ofmotioninputsonthewearpredictionofartificialhipjoints," *Tribology International*, pp. 105-114, 2013.
- [7] Jingping Wu, Zhongxiao Peng Juan C. Baena, "Wear Performance of UHMWPE and Reinforced UHMWPE Composites in Arthroplasty Applications: A Review," *lubricants*, pp. 413-436, 2015.
- [8] Luc Labey , Amir Kamali , Walter Pascale.Silvia Pianigiani Bernardo Innocenti, "Development and Validation of a Wear Model to Predict," *lubricants*, pp. 193-205, 2014.
- [9] Juan Hermida , Cesar Flores-Hernandez , Nikolai Steklov , Mark Kester, Darryl D. D’Lima Jonathan Netter, "Prediction of Wear in Crosslinked Polyethylene Unicompartmental Knee Arthroplasty," *lubricants*, pp. 381-393, 2015.
- [10] P.L. Menezes, "Role of surface texture and roughness parameters on friction and film formation when UHMWPE sliding against steel," *Science Direct*, pp. 1-10, 2016.
- [11] H. Zahouani, "Fractal Models of surface Topography and Contact Mechanics," *Mathe. Comput. Modelling*, pp. 517-534, 1998.
- [12] Biplab Chatterjee, "Finite element based aparametric study of elastic plastic contact of fractal surface," *Internacional Conference on Design and manufacturing*, pp. 61-73, 2013.
- [13] J. Jamari, "Study the Effect of surface texturing on the stress distribution of UHMWPE as a bearing material during rolling motion," *American Institute of Physics*, pp. --, 2016.
- [14] A. López Cervantes, "Effects of Texturing on Stress distribution of a UHMWPE surface," *SOMIM*, pp. 305-312, 2012.

- [15] R. Ismail, J. Jamari, D. J. Schipper M. Tauviquirrahman, "Tribological," *Tribol.Int*, pp. 274-281, 2013.
- [16] E. Willis, "surface finish in relation to cylinder liners," *Wear*, pp. 351-366, 1986.
- [17] H. Oghihara, "Technology for reducing engine rubbing resistance by means of surface improvement," *HONDA R&D Tech.*, pp. 93-98, 2000.
- [18] T. Ibatan, "Recent development on surface texturing in enhancing tribological performance of bearing sliders," *Elsevier*, pp. 102-120, 2015.
- [19] U. Pettersson, "Influence of surface texture on boundary lubricated sliding contacts," *Tribology*, pp. 857-864, 2003.
- [20] D.B. Hamilton., "A theory of lubrication by micro-irregularities," *J. Basic Eng.*, pp. 177-185, 1996.
- [21] P. Baumgart, "A new laser texturing technique for high-performance magnetic disk drives," *IEEE*, pp. 2946-2951, 1995.
- [22] N.A.M. Lazim, "Determination of dimple distribution for laser texturing process on cast iron surface," *Proceedings of Mechanical Engineering Research Day*, pp. 146-146, 2016.
- [23] Jacobs J.J., Hallab N.J., "Orthopedic Applications," *BIOMATERIALS SCIENCE*, pp. 841-882, 2013.
- [24] Sujata V. Bhat, *Biomaterials*, 2^a ed. USA: Oxford, 2009.
- [25] Callister W., "Artificial total hip replacement," *Materials Science and Engineering.*, pp. 165-172, 2007.
- [26] Wong J.Y., *Biomaterials*, 1^a ed.. USA: CRC Press. Taylor & Francis Group., 2007.
- [27] Grillini L., Affatato S., *Topography in bio-tribocorrosion*. USA: Woodhead Publishing Limited, 2013.
- [28] S., Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook. 2a Edición*. California, USA: Academic Press., 2009.
- [29] AA., Kurtz, SM., Edidin, "The influence of mechanical behavior on the wear of four clinically relevant polymeric biomaterials in a hip simulator.," *Arthroplasty*, pp. 15:321-31, 2000.
- [30] Ph.D. Steven M. Kurtz, *The UHMEPE Handbook*. USA: Elsevier, 2004.
- [31] J Cura, "PROPIEDADES TRIBOLÓGICAS Y NANOMECÁNICAS DE POLIETILENO DE ULTRA ALTO PESO MOLECULAR DE USO MÉDICO," *Congreso SAM/CONAMET*, pp. 1535-1540, 2007.
- [32] M. Peters, C. Leyens, *Titanium and Titanium Alloys.* USA: Wiley- VCH, 2003.
- [33] D. Askeland, *Ciencia e Ingeniería de los materiales*. México: Thomson, 1998.
- [34] International ASTM, *Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI*. USA: ASTM, 2012.
- [35] J.C. Willians, G.Lutjering, *Titanium*. Alemania: Springer, 1988.

- [36] B. Joon, "Biomaterials principles and application," *CRC press*, p. 241, 2002.
- [37] RMI Titanium, *Titanium Alloy Guide*. USA: International Metal, 2013.
- [38] F.J. Gil, "Metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros," *Biomécanica VII*, pp. 73-78, 1999.
- [39] Manfred Peters Cristoph Leyends, *Titanium and Titanium Alloys*. Alemania: WILEY-VCH, 2003.
- [40] E Dieter, *Metalurgia mecánica*. México: Aguilar, 2000.
- [41] International ASTM, *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*. USA: ASTM International, 2003.
- [42] G.M. Pharr W.C Oliver, "An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments," *Journal of Materials Research*, pp. 1564-1583, 1992.
- [43] Brian J Briscoe Sujeet K Sinha, *Polymer Tribology*. Inglaterra: Imperial College, 2009.
- [44] S. Woodard, "NANOINDENTATION OF POLYETHYLENE TIBIAL COMPONENTS," *Biomaterials*, pp. 31-32, 2002.
- [45] Kapandji, *Fisiología Articular*. Castilla: Médica panamericana, 1999.
- [46] Van C. Mow, *Basic Orthopedic Biomechanics*. New York: Reven press, 1991.
- [47] Aaron Swanson, "The deep squat (part 1 -the good, the bad, & the not so ugly)," www.aaronswansonpt.com, pp. 15,20, junio 2014.
- [48] Darryl David, "In Vivo Tibial Force Measurement After Total Knee Arthroplasty," *Bioengineering*, pp. 37-55, 2007.
- [49] Mulholland, "Activities of daily living in non-Western cultures: range of motion requirements for hip and knee joint implants," *International Journal of Rehabilitation Research*, pp. 191-198, 2001.
- [50] Sánchez M.M, *Cirugía Ortopédica. Artrosis de Rodilla*. México: Mc. Graw-Hill, 2004.
- [51] Schipplein, "The influence of initial horizontal weight placement on the lumbo-sacral spine moment," *Presented at the Orthopaedic Research Society*, pp. 907-912, 1991.
- [52] Hamrock, *Diseño de elementos de Máquinas*. México: Mc Graw Hill, 2000.
- [53] Collings, *Materials Propierties handbook: Titanium Alloys*. USA: ASM International, 1994.
- [54] Davim Veiga, "Properties and Applications of titanium Alloys: A brief Review," *Tatanium Alloys*, pp. 133-148, 2012.
- [55] Rong-Sen, "Contact Stress on Polyethylene components of a new rotating hinge with a s'herical contact surface," *Clinical Biomechanics*, pp. 540-546, 2001.

- [56] Rodney Boyer Gerhar Welsh, *Materials Propierties Handbook: Titanium Alloys*. Estados Unidos de America: ASM international, 2010.
- [57] Joon Park, *Bioceramics, Properties, Cahracterizations and aplications*. USA: Springer, 2008.
- [58] Advanced Mechanical Engineering Solutions. (2016, Noviembre) Advanced Mechanical Engineering Solutions. [Online]. <http://www.amesweb.info/HertzianContact/HertzianContact.aspx>
- [59] Konttinen, "The Microenvironment around Total Hip Replacement Prostheses," *Clinical Orthopaedics and Related Research* , pp. (430):28-38, 2005.
- [60] M. Berli, "Lubrication model of a knee prosthesis, with non-Newtonian fluid and porous rough material.," *Latin American Applied Research.*, pp. 105-11, 2009.
- [61] Marcelo Berli, "Influencia de la rugosidad superficiales en el desgaste de las prótesis de rodilla," XV *Congreso Argentino de Bioingeniería*, p. 69, 2005.
- [62] Muratoglu O K, Evans M and Edidin Kurtz S M, "Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty ," *Biomaterials* , pp. 1658-88, 1999.
- [63] Askari E., "Study of the fricción induced vibration and contact mechanics of artificial hip joints," *Tribology*, pp. 1-10, 2014.
- [64] Kato Adachi, "Modern Tribology Handbook," *Wear*, p. 978, 2001.
- [65] Kato y Adachi, "Modern Tribology Handbook," *Wear*, p. 978, 2001.
- [66] Patten, "Wear reduction effect on ultra-high-molecular-weight polyethylene by application of hard coatings and ion implantation on cobalt chromium alloy, as measured in a knee wear simulation machine.," *Surface and Coatings Technology*, pp. 142-144, 2001.
- [67] Neu, "The interface of functional biotribology," *Tissue engineering. Part B, Reviews*, pp. 235-47, 2010.
- [68] Pruitt y Chakravartula, "Mechanics of Biomaterials:," *Fundamental Principles for Implant Design*, pp. 905-15, 2011.
- [69] J. Archard, "Contact and rubbing of flat surfaces," *Journal of applied physics*, pp. <http://link.aip.org/link/?JAPIAU/24/981/1> [Accessed September 23, 2010]., 1953.
- [70] Liu, "A new formulation for the prediction of polyethylene wear in artificial," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Journal of Engineering in Medicine*, pp. 16-24, 2011.
- [71] Mazzuco y Spector, "Effects of contact area and stress on the volumetric wear of ultrahigh molecular weight polyethylene.," *Wear*, pp. 514-22, 2003.
- [72] M. Hutchings, "Friction and wear of engineering materials," *Tribology*, pp. 233-235, 1999.
- [73] P. Anderson, "Microlubrication Effect by laser-textured steel surface," *Wear*, pp. 369-379, 2007.

- [74] Catrine Tudor-Locke, "Walking cadence (steps/min) and intensity in 21–40 year olds: CADENCE-adults," *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity* , pp. 21-40, 2017.
- [75] Buehler, "The press-fit condylar total knee system: 8- to 10-year results with a posterior cruciate-retaining design.," *J Arthroplasty.*, pp. 698-701, 2000.
- [76] Mimaroglu y Unal H., "Friction and wear behaviour of unfilled engineering thermoplastics.," *Materials & Design*, pp. 183-87, 2003.
- [77] De la Mora T., *Análisis y optimización de placas de fijación interna de fractura del tipo de placa de compresión dinámica*. Mexico: Tesis UPVM, 2015.
- [78] Valler Regí, *Biomateriales: aquí y ahora*. España: Dykinson, 2000.
- [79] Gil y Ginebra, "Conceptos Básicos en Biomecánica, metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros Biomecánica," *Biomecánica*, pp. 73-78, 2000.
- [80] ASTM G133, *Standard test method for linearly Reciprocating ball on flat sliding wear*. USA: ASTM, 2005.
- [81] FJ Buchanaan, "Micro-abrasion—a simple method to Micro-abrasion—a simple method to ageing.," *Biomaterials*, p. 93, 2002.
- [82] Francisco Martínez Perez, *La Ciencia y técnica para el mantenimiento*. México: Limusa, 2002.
- [83] Gispert, "Friction and wear mechanisms in hip prosthesis: Comparison of joint materials behaviour in several lubricants," *Wear*, pp. 148-58, 2006.
- [84] Zivic, "Interpretation of the Friction Coefficient During Reciprocating Sliding of Ti6Al4V Alloy Against Al₂O₃," *Tribology in industry*, pp. 36-42, 2011.
- [85] R. Walter, "Comportamiento en desgaste deslizante de polietileno de alta densidad entrecruzado con radiación gamma," *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, pp. 112-23, 2012.
- [86] K.L. Rutherford, "A microa-brasive wear test, with particular application to coated systems," *Surf Coat Technol*, pp. 231-9, 1996.
- [87] MH Staia, "Application of ball cratering method to study abrasive wear," *Surf Eng*, pp. 49-54, 1998.
- [88] MG Gee, "Progress towards standardisation of ball cratering," *Wear*, pp. 1-13, 2003.
- [89] Ian Hutchings, *Tribology Friction and Wear of Engineering Matrials*. USA: Elseiver, 1992.
- [90] G.M. Hamilton, "Explicit equations for the stresses beneath a sliding spherical contact," *Proc. Instn. Mech. Engrs*, pp. 53-59, 1983.
- [91] J. Furmanski, "Peak stress intensity dictates fatigue crack propagation in UHMWPE," *Polymer*, pp. 3512-3519, 2007.
- [92] J. Yan, "Frabricating micro-structured surface by using single crystalline diamon end mill," *Int. J. Adv manuf*

Technology, pp. 957-64, 2008.

- [93] A. Arslan, "Applying micro-texture to cast iron surfaces to reduce the friction coefficient under lubricated conditions," *Tribol. Lett*, pp. 131-137, 2007.
- [94] M Wakuda, ""Effect of surface texturing on friction reduction between ceramic and steel materials under lubricated sliding contact," , " *Wear*, pp. 356-363, 2003.
- [95] B. Kim, ""Effects of surface texturing on the frictional behavior of cast iron surfaces" , " *Tribology International*, pp. 128-135, 2014.
- [96] Francisco Javier Hernández Rodríguez, *Diseño de superficies texturizadas óptimas para la lubricación de contactos mecánicos*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2016.
- [97] Jiwang Yan, "Fabricating micro-structured surface by using single-crystalline diamond endmill," *Int J. Adv Manuf Technol*, pp. 957-64, 2010.
- [98] X.G.Zhang Y.L. Zhanga, "Numerical study of surface texturing for improving tribological properties of ultra-high molecular weight polyethylene," *ScienceDirect Elseiver*, pp. 270-277, 2015.
- [99] Xiaolie Wang, "Optimization of the surface texture for silicon carbide sliding in water," *ScienceDirect Elseiver*, pp. 1282-1286, 2006.
- [100] D. Zenebe, "The effect of laser surface texturing on transition in lubrication regimes during unidirectional sliding contact," *Tribology*, pp. 219-225, 2005.
- [101] M. Hartl Kupka, ""Applying micro-texture to cast iron surfaces to reduce the friction coefficient under lubricated conditions," , " *Tribology*, pp. 131-137, 2007.
- [102] T. Jhonson, "Development of a Knee wear test method based on prosthetic in vivo slip velocity profiles," *46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society*, p. 30, 2000.
- [103] H. Nägerl, "A novel total knee replacement by rolling articulating surfaces. In vivo functional measurements and tests," *Act of bioengineering and Biomechanics*, pp. 35-42, 2008.
- [104] H.J. Sneck, "Fluid film and lubrication," in *Handbook of lubrication*. New York: CRC Press, 1983, pp. 69-91.
- [105] Francisco J. Profito, "A General Finite Volume Method for the Solution of the Reynolds Lubrication Equation with a Mass-Conserving Cavitation Model," *Springerlink*, pp. 5-21, 2015.
- [106] Xiaolei Wang., "Optimization of the surface texture for silicon carbide sliding in water," *Tribology Internacional Elseiver*, pp. 189-97, 2006.
- [107] D. Xiong., "Tribological properties of PTFE/laser surface texturing on rolling contact," *Tribology*, pp. 305-310, 2015.
- [108] A. Kovalchenko, "The effect of laser surface texturing on transition in lubrication regimes during undirectional sliding contact," *Tribology*, pp. 219-225, 2005.

- [109] Beer and Johnston, *Mecánica vectorial para ingenieros Estática octava edición*. México: Mc Graw Hill, 2010.
- [110] R. Rose, "Exploratory investigations on the structure dependence of the wear resistance of polyethylene.," *Wear*, pp. 89-104, 1982.
- [111] C.M Klapperich, "Tribological properties and microstructure evolution of ultra-high molecular weight polyethylene.," *Journal of Tribology*, p. 394, 1999.
- [112] Galvin, "Effect of conformity and contact stress on wear in fixed-bearing total knee prostheses.," *Journal of biomechanics*, pp. 1898-1902, 2009.
- [113] Bowdwn y Tabor, *Fricción una introducción a la Tribología.*, 1973.
- [114] Amstutz, "Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis," *Clin Orthop Relat Res*, pp. 7-18, 1992.
- [115] Tipper, "Isolation and characterization of UHMWPE wear particles down to ten nanometers in size from in vitro hip and knee joint simulators.," *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, pp. 473-80, 2006.
- [116] Ingham, "Biological reactions to wear debris in total joint replacement," *Journal of engineering in medicine*, pp. 21-37, 2000.
- [117] S. Pal, "Probabilistic computational modeling of total knee replacement wear.," *WEAR*, pp. 701-707, 2008.
- [118] Yuhang Liu, Jiping Gao, and Honglin Yue Hongtao Liu, "Tribological properties of self-reinforced ultra-high molecular weight polyethylene composites," *American Scientific Publishers ,Materials Express*, pp. 146-152, 2015.
- [119] Archard J.F and Hirst, "Wear of metals under unlubricated conditions," *Proceedings of the Royal Society of London Series A, Mathematical and Physical Sciences*, p. 410, 1956.
- [120] Molinari J.F., "Finite-Element Modeling of Dry Sliding Wear In Metal," *Engineering Computations*, pp. 592-601, 2001.
- [121] Soren Andersson Podra Priit, "Simulating Sliding Wear With Finite Element Method," *Tribology International*, pp. 71-81, 1999.
- [122] A. Carnicero A, G. Zavarise Cantizano A, "Numerical Simulation Of Wear-Mechanism Maps," *Computational Materials Science.*, pp. 54-60, 2002.
- [123] M. Chiumenti. Agelet De Saracibar C., "On The Numerical Modeling Of Frictional Wear Phenomena.," *Comput. Methods Apl. Mech. Engineering*, pp. 401-426, 1999.
- [124] N Huber, And O Kraft. Hegadekatte V., "Finite Element Based Simulation Of Dry Sliding Wear," *Modelling Simul. Mater.*, pp. 57-75, 2005.
- [125] Rigne, "Comments On The Sliding Wear Of Metals," *Tribology International*, pp. 361-367, 1997.

- [126] H. Wilman J. Goddard, "A theory of friction and wear during the abrasion of metals," *Wear*, pp. 114-135, 1962.
- [127] N. Saka, P. Suh H. Sin, "Abrasive wear mechanisms and the grit size effec," *Wear*, pp. 163-190, 1979.
- [128] G.W. Stachowiak, D.V. De Pellegrin, "Evaluating the role of particle distribution and shape in two-body abrasion by statistical simulation," *Trib. Int.* 37, pp. 255-270, 2004.
- [129] A.M. Hyncica J.A. Williams, "Abrasive wear in lubricated contacts," *J. Phys. D. Appl. Phys.* 25 , pp. 81-90, 1992.
- [130] D.Y. Li Q. Chen, "Computer simulation of solid-particle erosion of composite materials," *Wear* , pp. 78-84, 2003.
- [131] B.H. Kaye, "Fractal description of fine particle systems," *J.C. Bedow*, pp. 50-62, 1984.
- [132] D.V. De Pellegrin, "Simulation of three-dimensional abrasive particles," *WEAR*, pp. 208-216, 2005.
- [133] W. Liu, D. Du, X. Zhang, Q. Xue, L. Fang, "Predicting three body abrasive wear using Monte Carlo methods," *Wear*, pp. 685-694, 2004.
- [134] Ernest Rabinowicz, *Friction and Wear of Materials*. New York: Wiley, 1995.
- [135] & Cook, W. H. Johnson G. R., "constitutive model and data for metals subjected to large strains, high strain rates and high temperature," *In Proceedings of the seventh international symposium, Ballistic (pp. 541–547).*, pp. 541-547, 1983.
- [136] Jorgen Bergstron, *Mechanics of Solid Polymers*. USA: Elsevier, 2015.
- [137] Warkentin A, Bauer R. Anderson D, "Experimental and numerical investigations of sing brasive-grain cutting,," *International Journal of Machine Tools and Manufacture.*, pp. 898-910, 2011.
- [138] D.J. Benson, "Computational methods in Lagrangian and Eulerian hydrocodes," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* , pp. 235-394, 1992.
- [139] M.S. Gadala, Y. M.R. Movahhedy, "Altintas, Simulation of chip formation in orthogonal metal cutting process: an ALE finite element approach," *Machining Science and Technology* , pp. 15-42, 2000.
- [140] Steven M.Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*. USA: ELSEVIER, 2016.
- [141] J.M. Ordoñez, *Artoplatia de Rodilla*. Madrid España: Medica Panamericana, 1998.
- [142] S. M. Patrick, "Lubrication Enhancement for UHMWPE sliding contacts through surface texturing," *Tribology Transactions*, pp. 79-86, 2015.
- [143] M. Sánchez, *Cirugía Ortopédica. Artrosis de Rodilla*. México: Mc. Graw-Hill, 2004.
- [144] Ulrich-Vinther, "Recombinant adeno-associated virus-mediated osteoprotegerin gene therapy inhibits wear virus-mediated osteoprotegerin gene therapy inhibits wear," *J. Bone Joint Surg. Am.* , pp. 1405-12,

2002.

- [145] Narayanaswami Ranganathan, *Materials Characterization, Modern Methods Applications*. USA: Pan Stanford Publishing, 2016.
- [146] Brassard, *Complicaciones de la artroplasia total de rodilla*. Meéxico: Insall, 2007.
- [147] Castrejón Jorge, *Diseño y control para una prótesis de rodilla tipo policéntrica*. México: Tesis UNAM, 2013.
- [148] Michael Shang Kung, "The Synovial Lining and Synovial Fluid Properties after Joint Arthroplasty," *Lubricants* , pp. 394-412, 20015.
- [149] Lorenz Martin Brunner, *Ultra-High Wear Resistant Polyethylenes*. Zurich: ETH, 2006.
- [150] Saikko, "Effect of contact pressure on wear and friction of ultra-high molecular weight polyethylene in multidirectional sliding.," *Journal of Engineering in Medicine*, pp. 723-731, 2006.
- [151] Van Citters, "Rolling sliding wear of UHMWPE for knee bearing applications.," *Wear*, pp. 1087-1094, 2007.
- [152] Adachi K. Kato, "Simulations of Friction Lubrication and Wear," in *Modern Tribology Handbook*. New York: CRC Press, 2001, pp. 246-255.
- [153] Barwell, "Wear Of Machine Elements," *Fundamentals ff Tribology*, pp. 401-41, 1978.
- [154] Rhee, "Wear Of Materials," *ASME*, pp. 560-568, 2010.
- [155] L. Etsion, *Improving tribological performance of mechanical components by laser surface texturing.:* Google Scholar, 2004.
- [156] DN Allsopp, "The effects of ball surface condition in the micro-scale abrasive wear test.," *Tribol Lett*, pp. 259-64, 1998.
- [157] Kumbalkar M, "Modeling and Finite Element Analysis of Knee Prosthesis with and without Implant," *Modeling and Finite Element Analysis of Knee Prosthesis with and without Implant*, pp. 56-66, 2013.
- [158] Hoffman Allan S., Schoen Frederick J., LemonsJack E., Ratner Buddy D., "An Introduction to Materials in Medicine," *BIOMATERIALS SCIENCE.*, pp. xxv-xxxviii, 2013.
- [159] Erika Mateus Gavira, "Biometales, Mercado Potencial para el Sector Metalmecánico," *Materiales*, p. 25, 2016.