

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA

MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



Análisis de propiedades tribológicas de un material compuesto para aplicaciones en prótesis de meniscos: (UHMW-PE/Zirconia)

TESIS

que presenta para obtener el grado de MAESTRO EN CIENCIAS

OSCAR JAVIER ABRAJÁN GUERRERO

DIRECTOR DE TESIS:

DR. JUAN DE DIOS OCAMPO DIAZ

MEXICALI, B. C.

01 DE OCTUBRE DEL 2013

RESUMEN de la tesis de **OSCAR JAVIER ABRAJÁN GUERRERO**, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN CIENCIAS. Mexicali, Baja California, octubre del 2013.

ANÁLISIS DE PROPIEDADES TRIBOLÓGICAS DE UN MATERIAL COMPUESTO PARA APLICACIONES EN PRÓTESIS DE MENISCOS: (UHMW-PE/ZIRCONIA)

Resumen aprobado por:



Dr. Juan de Dios Ocampo Díaz
Director de Tesis

Este trabajo de tesis presenta el análisis de las propiedades tribológicas de un material compuesto de matriz polimérica reforzada por partículas de un cerámico, en comparación con las de un material cien por ciento polimérico. Al investigar en torno a una aplicación para prótesis, teniendo en cuenta los requerimientos de biocompatibilidad y de algunas propiedades mecánicas, se trabajó con Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (de siglas "UHMW-PE", en inglés *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) como nuestro polímero y Zirconia (Óxido de Zircon) como nuestro cerámico.

Tanto el material polimérico como el compuesto fueron obtenidos por medio de moldeo por compresión directa en probetas con dimensiones requeridas para el estudio de tribología seleccionado ("*Pin-on-disk*"). Se realizó una prueba de desgaste de acuerdo a la norma ASTM G99, en un ambiente lubricado por suero de bovino. Se realizaron mediciones de perfil de canal, así como análisis por microscopio electrónico de barrido para analizar el desgaste que sufrieron las probetas posterior a la prueba.

Se presentan los estudios de tribología y perfiles de desgaste obtenidos, así como los resultados por medio de comparación de índice de desgaste, volumen desgastado en probeta y coeficiente de fricción.

Palabras clave: tribología, materiales compuestos, biocompatibilidad, UHMW-PE, Zirconia.

ABSTRACT of the thesis presented by **OSCAR JAVIER ABRAJÁN GUERRERO**, in partial fulfillment of the requirements to obtain the degree of **MASTER OF SCIENCE**. Mexicali, Baja California, October 2013.

TRIBOLOGICAL PROPERTIES ANALYSIS OF A COMPOSITE FOR MENISCI PROSTHESES APPLICATIONS: (UHMW-PE/ZIRCONIA)

This thesis presents the analysis of tribological properties of a polymeric matrix composite reinforced by ceramic particles, in comparison with those of a 100% polymeric material. Since this work is done for a prostheses application, based on the biocompatibility and mechanical properties' requirements for this, Ultra High Molecular Weight Polyethylene was used as our polymer and Zirconia (Zirconium Oxide) as our ceramic.

Both our polymer and composite were obtained by means of direct compression molding onto geometrically shaped test specimens in accordance to the requirements of our chosen tribological study ("Pin-on-disk"). A wear test was done according to the ASTM G99 standards, with bovine serum lubrication during the test. Measurements were made for the wear profile as well as an analysis of the worn surface through scan electron microscope.

The tribological study for the test specimens and material wear profiles are presented in this work, as well as results by means of wear index, test specimen wear volume and friction coefficient.

Keywords: tribology, composite materials, biocompatibility, UHMW-PE, Zirconia.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Antonio y Carmen, por su apoyo incondicional.

A mis hermanos, Antonio y Rodrigo, que siempre me han apoyado para seguir adelante.

A Ivett y Patty, que han sido pilares de refuerzo a nuestro hogar en todo momento.

A mis sobrinos, Victor, Axel y Larissa, que han dado alegría constante a mi hogar.

A mi novia Gema, que su compañía y apoyo me han ayudado a cumplir mis metas.

A mi director de tesis, Dr. Juan de Dios Ocampo Díaz, por su paciencia, apoyo y guía en este proyecto.

A mi comité de tesis, por sus valiosos comentarios y sugerencias.

A mis compañeros de maestría, por la experiencia que tuvimos oportunidad de compartir durante nuestros estudios.

A mis amigos, Ham, Axel, Ramsés, Diego, Altamira, Paola, Alan, Básaca, Lupita, Andrés, Melchor, Polo, Josué, Lalo, Tiky, Eva, Cota, Alma, Edgar, Rogelio y Conrado.

A mis amigos y compañeros de piso de Barcelona.

A todos los que me apoyaron para poder realizar mi estancia de investigación.

Al CDAL de la Universidad Politécnica de Cataluña, su grupo de investigadores y en especial al Dr. Josep Picas Barrachina, por su valioso apoyo en el desarrollo de este proyecto.

A la Universidad Autónoma de Baja California, por permitirme estudiar en esta institución.

A todo el personal y docentes de la Facultad e Instituto de Ingeniería.

Al CONACYT por el apoyo económico a través de la beca de maestría y beca mixta.

ÍNDICE GENERAL

	Página
Índice de figuras	VIII
Índice de tablas	XI

Capítulo 1. ESTADO DEL ARTE

1.1. Planteamiento del problema	1
1.2. Hipótesis	1
1.3. Justificación	1
1.4. Descripción del proyecto	2
1.5. Objetivo general y metas	2
1.6. Antecedentes	3
1.6.1. Introducción	3
1.6.2. Artroplastía de rodilla	6
1.6.3. UHMW-PE	7
1.6.4. Zirconia	11
1.6.5. Compuesto UHMW-PE/Zirconia	12
1.6.6. Estudios en torno a aplicaciones en articulaciones	13
1.6.6.1. Métodos de análisis de articulaciones	13
1.6.6.2. El UHMW-PE y la Zirconia como biomateriales	15
1.6.6.3. Otras aportaciones referentes a prótesis de articulaciones	16

Capítulo 2. MARCO TEÒRICO

2.1. Biomateriales	17
2.1.1. Descripción general de biomateriales	17
2.1.2. Biomateriales cerámicos / biocerámicos	18
2.1.3. Zirconia	19
2.1.4. Biomateriales poliméricos	20

2.1.5. UHMW-PE	20
2.2. Materiales compuestos	21
2.2.1. Materiales compuestos reforzados por partículas	23
2.3. Tribología	24
2.3.1. Fricción y desgaste	24
2.3.2. Fuerza de fricción	25
2.3.3. Coeficiente de fricción	26
2.3.4. Medición de fricción	26
2.3.5. Caracterización de propiedades de desgaste	27
2.3.6. Pruebas de desgaste	28
2.3.7. Selección de sistema de prueba	29
2.3.8. Aparato de movimiento lineal recíproco perno en disco	29
2.3.9. Limpieza y esterilización de espécimen	30
2.3.10. Pre-acondicionamiento	30
2.3.11. Selección de lubricante	31
2.3.12. Esfuerzo de contacto y carga aplicada	32
2.3.13. Velocidad de deslizamiento	33
2.3.14. Duración de prueba/Número de ciclos	33
2.3.15. Caracterización de material y desgaste	33
2.3.16. Medición de desgaste	34
2.3.17. Rugosidad del material	34
2.3.18. Análisis de residuos de desgaste	36
2.4. Datos estadísticos	36
2.5. Degradación de cerámicos y polímeros	37
2.6. Rechazo biológico	38
2.6.1. Defensa del sistema inmunológico	38
2.6.2. Respuestas a implantación de biomaterial	38
2.6.3. Implantes y partículas de desgaste	39

Capítulo 3. METODOLOGÍA Y EXPERIMENTACIÓN

3.1. Obtención de material consolidado	40
3.1.1. Material de llegada	40
3.1.2. Caracterización de materiales	41
3.1.3. Preparación de materiales	42
3.1.4. Método de obtención de material consolidado	44
3.1.4.1. Equipo a utilizar para moldeo por compresión	46
3.1.4.1.1. Diseño de componentes para moldeo	48
3.1.4.1.2. Fabricación de moldes	50
3.1.4.1.3. Moldeo de primer espécimen	53
3.1.4.1.4. Análisis de conformado y distribución de partículas	57
3.1.4.1.4.1. Corte	59
3.1.4.1.4.2. Montaje	59
3.1.4.1.4.3. Lijado	60
3.1.4.1.4.4. Pulido	61
3.1.4.1.4.5. <i>Sputtering</i>	62
3.1.4.1.4.6. Preparación de muestras para microscopio	63
3.1.4.1.4.7. Análisis de muestras en microscopio e interpretación	63
3.1.4.2. Cálculo de volumen de componentes en probetas	70
3.1.4.3. Ley de las mezclas para materiales compuestos	73
3.2. Diseño de experimentos	75
3.2.1. Variables a estudiar	75
3.2.2. Variables en el diseño experimental	75
3.3. Pruebas a realizar	76
3.3.1. Tribología	76
3.3.1.1. Procedimiento y parámetros de medición	76
3.3.1.2. Aparato de prueba tribológica	80
3.3.1.2.1. Equipo (tribómetro de perno en disco)	81
3.3.1.3. Diseño de probetas de tribología	82
3.3.1.4. Condiciones del material de prueba de tribología	85

3.3.1.5. Parámetros de prueba de tribología	86
3.3.1.6. Análisis de ensayo	86

Capítulo 4. RESULTADOS OBTENIDOS Y CONCLUSIONES

4.1. Presentación de resultados	88
4.1.1. Rugosidad superficial y perfil de canales de desgaste	88
4.1.2. Coeficiente de fricción y volumen de desgaste	116
4.1.3. Análisis gráfico (SEM)	131
4.2. Interpretación de resultados	135
4.3. Conclusiones y futuras recomendaciones	141
Bibliografía	144

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura	Página
1.1 Anatomía de rodilla	6
1.2 Lesiones de meniscos	7
1.3 Comparación de índices de desgaste de HDPE y UHMW-PE en simulador multidireccional.	9
1.4 Esquema de simulador de desgaste de dos ejes	14
2.1 Clasificación de materiales compuestos de acuerdo al material de refuerzo	21
2.2 Clasificación de materiales compuestos de acuerdo a su matriz	22
2.3 Diagrama de flujo de diseño experimental para medición de desgaste en biomateriales	28
2.4 Representación gráfica de parámetro de rugosidad Ra	35
2.5 Representación gráfica de parámetro de rugosidad Rmax	35
2.6 Representación gráfica de parámetro de rugosidad Rz	35
2.7 Representación gráfica de parámetro de rugosidad Rt	36
3.1 Sistema de mezclado de pantalón, “V”	43
3.2 Esquemático de partes principales de mezcladora de pantalón, forma “V”	43
3.3 Procedimiento para obtención de material a través de moldeo por compresión	47
3.4 Ensamble de moldes para compresión a discos de compresión de prensa (Modelación CAD Solidworks)	49

3.5 Diseño de probeta de caracterización (macho, hembra y ensamble), medidas en pulgadas	51
3.6 Moldes para compresión directa de probetas para pruebas de tribología	52
3.7 Molde de base común para compresión directa de probetas para pruebas mecánicas	52
3.8 Ensamblajes de moldes para compresión (macho, hembra y base común)	52
3.9 Molde llenado con UHMW-PE	54
3.10 Molde con UHMW-PE dentro de cámara de temperatura en máquina universal	55
3.11 Gráfica de temperatura durante obtención de probeta UHMW-PE	56
3.12 Diagrama para análisis de distribución de refuerzos en material compuesto	58
3.13 Designación de posicionamiento de piezas durante montaje en resina para ubicación correcta de la región a analizar	60
3.14 Equipo de <i>sputtering</i>	62
3.15 Visualización de probeta de UHMW-PE a 2,000X y 3,000X	64
3.16 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 90/10 a 35X	65
3.17 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 90/10 a 300X y 2,000X	65
3.18 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 80/20 a 35X	66

3.19 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 80/20 a 300X y 2,000X	66
3.20 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 70/30 a 35X	67
3.21 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 70/30 a 300X y 2,000X	68
3.22 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 60/40 a 35X	68
3.23 Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 60/40 a 300X y 2,000X	69
3.24 Equipo de control de humedad y temperatura y equipo de monitoreo	80
3.25 Aparato de prueba de tribología	81
3.26 Dimensiones de probeta para prueba de tribología	82
3.27 Suero de bovino y etiquetado de suero separado en 13 contenedores	85
3.28 Dibujo de pieza fabricada y fotografía de pieza en uso en tribómetro	86
4.1 Gráfico con límites de posible módulo de elasticidad de acuerdo a porcentaje de refuerzo	139

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla	Página
1.1 Materiales utilizados en implantes	5
1.2 Propiedades de resinas UHMW-PE de grado médico de acuerdo a ASTM 648 e ISO 5834-1	10
2.1 Propiedades de algunos biomateriales cerámicos y vidrios	18
2.2 Propiedades de polímeros comúnmente utilizados en implantes	20
2.3 Variables que afectan el comportamiento de fricción entre materiales	25
2.4 Lubricantes utilizados para la prueba de fricción y desgaste de biomateriales	31
2.5 Cargas comunes en aplicaciones del cuerpo humano	32
3.1 Propiedades de UHMW-PE y Zirconia de acuerdo a proveedores	41
3.2 Propiedades importantes a caracterizar y método de análisis a emplear	42
3.3 Masa requerida en mezcla para obtención de probetas (gramos)	45
3.4 Volumen de mezcla en polvos antes de compresión (cm ³)	46
3.5 Parámetros de obtención de probetas de UHMW-PE	53
3.6 Parámetros de fuerza para proceso de moldeo	53
3.7 Tabla comparativa de distintas mezclas con visualización a 35X en microscopio electrónico de barrido	70
3.8 Cálculo de valores de porcentaje de volumen en probetas de tribología	73

3.9 Módulos de elasticidad para diferentes porcentajes de mezcla de UHMW-PE y Zirconia	75
4.1 Compendio de reportes de perfiles con rugosímetro	89
4.2 Compendio de análisis tribológicos “ <i>Pin-on-disc</i> ” de UHMW-PE y materiales compuestos	117
4.3 Compendio de imágenes con microscopio electrónico de barrido y observaciones	131
4.4 Compendio de resultados de pruebas tribológicas	136
4.5 Área de canal de desgaste modelado por medio de <i>SolidWorks</i>	137
4.6 Comparación de resultados de pérdida en mm ³ entre métodos de acuerdo a norma ASTM G99	138
4.7 Porcentajes de peso y volumen en distintas relaciones de compuesto	140

Capítulo 1

Estado del Arte

1.1 Planteamiento del problema

Debido a fallas en los materiales actualmente utilizados para la elaboración de prótesis en aplicaciones de superficies de rodamiento o deslizamiento en meniscos, se logra encontrar la necesidad de un material con propiedades de resistencia al desgaste y biocompatibilidad que supere las características observadas en prótesis elaboradas con material de UHMW-PE y minimizar la cantidad de residuos por efecto del desgaste, para ayudar así la asimilación del implante y una mayor duración del mismo.

1.2 Hipótesis

Al crear un material compuesto de una matriz de UHMW-PE reforzado por partículas de Zirconia, podremos mejorar sus propiedades tribológicas en búsqueda de un material con menor desgaste en uniones fémur- menisco en relación a anteriores prótesis elaboradas con UHMW-PE puro.

1.3 Justificación

Con el desarrollo de este proyecto de tesis se pretende contribuir ingenierilmente a la obtención de un material compuesto con propiedades de biocompatibilidad y características requeridas por el desempeño del implante en la articulación de la rodilla. A través de ello se busca hacer una mejora en las prótesis de meniscos, en específico la reducción de desgaste de material en dicha prótesis y elongación de vida útil de la misma. El desarrollar dicho material y aportar con conocimiento del mismo nos permite colaborar con disciplinas de deporte, en las cuales suele ser común la necesidad de intervenciones en el tema de meniscos con quienes practican algún deporte, entre ellos destacando el futbol americano y el futbol *soccer*.

1.4 Descripción del proyecto

El desarrollo de este proyecto comprende de las siguientes etapas:

- Investigación bibliográfica del implantes de meniscos
- Investigación de características de materiales a utilizar
- Selección de materiales a utilizar en compuesto
- Selección de método de obtención de compuesto
- Pruebas de obtención de material compuesto
- Diseño y fabricación de probetas para medición de propiedades tribológicas del material obtenido
- Elaboración de pruebas de propiedades tribológicas
- Análisis de resultados (SEM, cálculos, comparaciones)
- Conclusiones

1.5 Objetivo general y metas

El objetivo de este proyecto de tesis es la obtención de un material con propiedades de biocompatibilidad, que presente propiedades de resistencia al desgaste basado en las propiedades mecánicas requeridas para implantes de meniscos, utilizando una matriz de UHMW-PE reforzado por partículas de Zirconia.

Las siguientes metas nos permitirán llegar a nuestro objetivo general:

- Obtención de materias primas.
- Obtención de material consolidado (UHMW-PE).
- Obtención de material compuesto por matriz de UHMW-PE con partículas de Zirconia.
- Diseño de probetas para pruebas mecánicas tribológicas.
- Diseño de moldes para probetas para análisis tribológico.
- Maquinado de moldes para probetas para análisis tribológico.
- Diseño de mecanismo de mezclado (Mezclador de pantalón “V”).
- Fabricación de mecanismo de mezclado (Mezclador de pantalón “V”).
- Realizar análisis de propiedades tribológicas del material puro y compuesto.

- Evaluación e interpretación de resultados.
- Conclusiones sobre practicidad de uso de material compuesto en comparación con material UHMW-PE de acuerdo a análisis de propiedades mecánicas.

1.6 Antecedentes

1.6.1 Introducción

El uso de biomateriales no se hizo común sino hasta una técnica quirúrgica desarrollada por el Dr. J. Lister alrededor de 1860. Anterior a esto, la mayoría de los procedimientos quirúrgicos, que involucraban o no el uso de biomateriales, habían fallado por resultados de infección. Estos problemas de infección tienden a agravarse en presencia de materiales ajenos al cuerpo, ya que el implante llega a ser una región inaccesible para las células competentes del sistema inmunológico.

Dentro de las primeras aplicaciones de implantes podemos ubicar a la gran mayoría en el esqueleto del cuerpo humano. Inicialmente, en dichos implantes, el diseño mecánico no sofisticado llevó a la fractura de implantes debido a que eran demasiado delgados y con presencia de esquinas con grandes concentraciones de esfuerzos. Algunas otras veces, en materiales como el vanadio, a pesar de sus buenas propiedades mecánicas, se dieron problemas de corrosión, causando efectos negativos en el proceso de sanado.

A principios de los años 30, con la introducción de materiales de acero inoxidable y aleaciones Co-Cr, se llevaron a cabo los primeros implantes de articulaciones.

En cuestión de materiales polímeros, después de la Segunda Guerra Mundial, se observó que pilotos de aviones de guerra que habían sido heridos por fragmentos de plástico PMMA (polimetilmetacrilato) no habían observado una reacción negativa debido a la presencia de los fragmentos en el cuerpo. Después de esto el PMMA se comenzó a utilizar ampliamente en reemplazos de cornea y secciones dañadas de hueso.

En el área de materiales cerámicos, inicialmente se habían considerado de uso limitado debido a su fragilidad, susceptibilidad a fracturas, baja resistencia a la tensión, y baja resistencia al impacto. A pesar de esto, en los últimos 100 años, se ha encontrado que dichos materiales

pueden reemplazar o mejorar algunas partes del cuerpo, en lo particular huesos. Debido también a sus particularidades, los cerámicos han sido también utilizados como agentes de refuerzo en compuestos. [1]

Dentro de las distintas aplicaciones de la ingeniería de materiales en la ortopedia médica, podemos encontrar una serie de materiales con propiedades definidas para cubrir las necesidades de un implante a realizar. Aunado a esto, nos encontramos con un aspecto importante, la biocompatibilidad.

Para entender correctamente el concepto de biocompatibilidad, es importante comprender y hacer distinción entre el concepto de materiales biológicos y biomateriales. El primero es el material producido por un sistema biológico, como puede ser la piel, mientras que el concepto de biomateriales se aplica a los materiales que pueden ser utilizados en aplicaciones de diagnóstico, de prótesis, de uso terapéutico o de almacenamiento sin afectar negativamente al organismo vivo y a sus componentes. El término biocompatible se utilizará para denotar esta propiedad en un material.

Con esto queda definido el término de biocompatibilidad como la propiedad de aquellos materiales que no crean reacciones negativas en los tejidos. También puede ser considerada como la habilidad de un material de actuar con una reacción apropiada de su entorno para una aplicación específica. [2]

A lo largo del tiempo se han analizado e identificado distintos materiales que muestran una respuesta positiva en contacto con el cuerpo humano en sus distintas aplicaciones. Entre ellos se encuentra el listado de materiales mostrado en la Tabla 1.1, cuyas características son favorables con respecto a las posibles aplicaciones que los materiales tendrían en algunos implantes médicos como artroplastías de rodilla o de caderas, aplicaciones en uniones de dedos, estructuras óseas, etc.

Tabla 1.1 Materiales utilizados en implantes

Clasificación de Material		Biomaterial Ortopédico	Uso Primario
Metal	Aceros Inoxidables	ASTM F138 ^a	TJA ^b (componentes, tornillos, placas, cableado)
	Aleaciones Co-Cr	ASTM F75 ^a	TJA ^b (componentes)
		ASTM F90 ^a	
		ASTM F562 ^a	
		ASTM F1537 ^a	
Aleaciones de Titanio	CPTi ASTM F67 ^a	Placas, tornillos, componentes de TJA ^b (no superficies de apoyo)	
	Ti-6Al-4V ASTM 136 ^a		
Cerámicos		Al ₂ O ₃ (Alúmina)	Superficies de rodamiento y deslizamiento, componentes de TJA ^b
		ZrO ₂ (Zirconia)	
Polímeros		UHMW-PE ^c	Insertos de baja fricción para superficies de rodamiento y deslizamiento en TJA ^b
		PMMA ^d	Cemento de hueso
		Hule de silicón	Articulación de dedos

^a Designación por American Society for Testing and Materials (ASTM)

^b Artroplastía Total (de las siglas en inglés "Total Joint Arthroplasty")

^c Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (de las siglas en inglés "Ultra High Molecular Weight PolyEthylene")

^d Polimetilmetacrilato

Dentro del enfoque de esta investigación nos encontramos con algunos materiales como el Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular, que será utilizado como UHMW-PE por sus siglas en inglés (*Ultra High Molecular Weights Polyethylene*), y el cerámico Zirconia. El primero ha sido uno de los principales materiales utilizados en aplicaciones de contacto en articulaciones por su bajo índice de desgaste abrasivo. De manera similar tenemos la Zirconia, cuyas propiedades de resistencia al desgaste, biocompatibilidad y excelente resistencia a la corrosión, son de alto interés para este tipo de aplicaciones.

La Zirconia ha sido utilizada como material en implantes dentales dada su durabilidad, color dental, y biocompatibilidad. Además en estudios se ha observado una conductividad ósea en el material, mostrando crecimiento de hueso en contacto cercano con superficies del cerámico Zirconia.

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW-PE) ha sido ampliamente utilizado aproximadamente desde principios de 1960 en articulaciones sometidas a cargas, debido a las fallas encontradas por otros materiales como el politetrafluoretileno (PTFE). Aún así el desgaste producido por el UHMW-PE es un problema grave en la ortopedia. Debido al problema de

osteólisis asociado a este desgaste, el ataque del cuerpo puede ocasionar que se afloje la prótesis. [2]

1.6.2 Artroplastía de rodilla

La artroplastía de rodilla, en lo que refiere a la reconstrucción quirúrgica de la articulación de la rodilla, tiene sus orígenes a finales del siglo XIX como tratamiento de la degeneración severa de la articulación debido a tuberculosis. Fue en 1980 que Gluck, del hospital Charité de Berlín, describió sus diseños para reemplazo de la articulación hechos de marfil. Estos primeros diseños tuvieron fallas a corto plazo y fue en inicios del siglo XX que se realizaron nuevos intentos de implantes de articulaciones de rodilla.

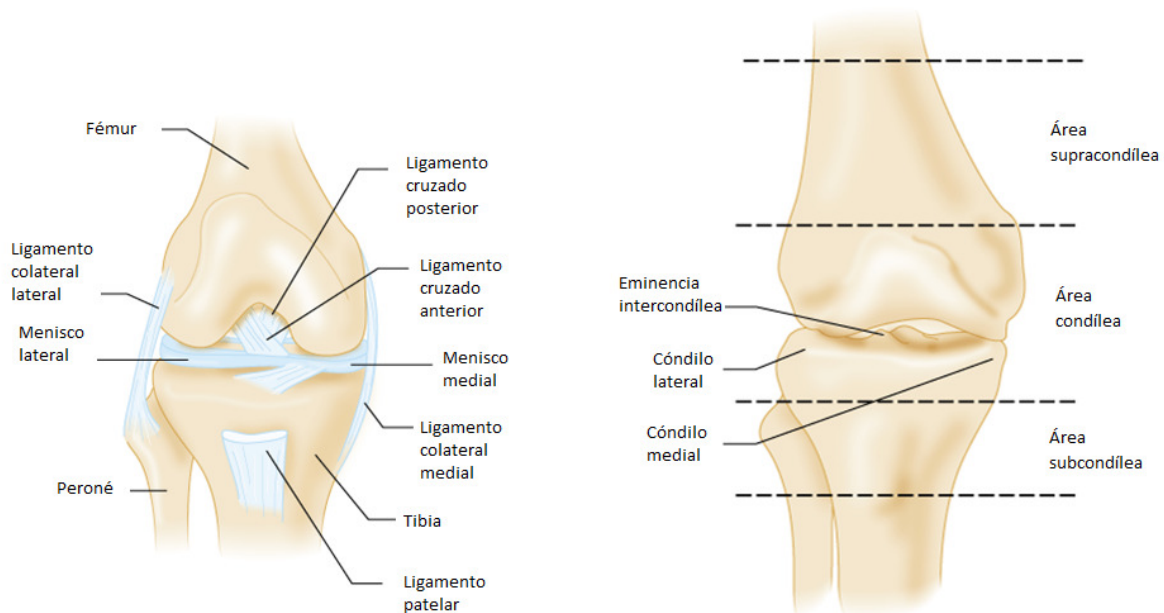


Figura 1.1 Anatomía de rodilla[3]

Como es posible observar en la figura 1.1, los meniscos son superficies de rodamiento localizados en la sección de interacción entre fémur y tibia conocida como área condílea rodeada por ligamentos.

Los meniscos pueden sufrir diferentes lesiones que lleven al paciente a requerir una intervención de tipo quirúrgica como se muestra en la figura 1.2.

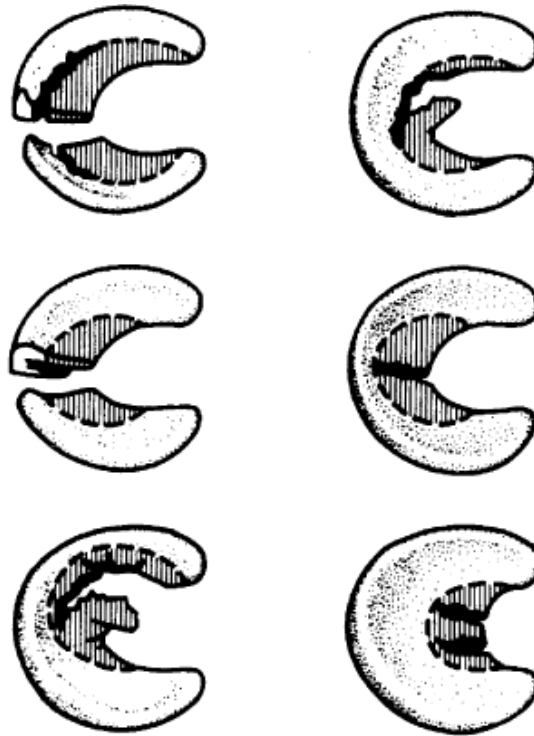


Figura 1.2 Lesiones de meniscos [4]

Es importante destacar el hecho de que la lesión de meniscos es la razón principal para procedimientos como la artroscopía de la rodilla. A su vez se destaca como uno de los de mayor lesión el menisco medial, debido a su participación continua en los movimientos de la rodilla al estar asegurado entre la articulación.[5]

Dado el impacto que una menisectomía parcial o total puede tener en el paciente usuario, se han hecho múltiples estudios posteriores a la aplicación de meniscos artificiales y observando el efecto de su operación en el paciente a lo largo del tiempo.[6][7]

Existen diversos estudios que sirven de apoyo sobre la anatomía y funcionamiento de los meniscos[8], haciendo posible con esto estudiar los materiales posibles a utilizar en base a su uso que tendrán.

1.6.3 UHMW-PE

El Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMW-PE) es un polímero único con propiedades físicas y mecánicas muy buenas. Entre ellas una de mucho interés es su resistencia a la abrasión. Las características de este polímero han sido explotadas desde 1950 en maquinaria

textil, camiones, guardas y laterales para barcos y muelles. Más del 90% del UHMW-PE producido en el mundo es utilizado por la industria.

A su vez en los últimos 45 años, el UHMW-PE ha sido utilizado ampliamente en la ortopedia como material para superficies de rodamiento y deslizamiento en articulaciones artificiales. Cada año, alrededor de 2 millones de procedimientos de implante se llevan a cabo en todo el mundo y la gran mayoría de ellos incorpora el UHMW-PE en ellos. A pesar del éxito de estos procedimientos, los implantes ortopédicos tienen una vida útil definida. El desgaste y daño sufrido del UHMW-PE de los implantes ha sido uno de los factores limitantes de la vida de ellos. En los últimos 10 años se han observado fuertes reducciones por uso de los implantes con UHMW-PE. Es debido a esto que la comunidad de la ortopedia espera la confirmación de que mejorando la resistencia al desgaste del UHMWPE, se obtenga también un aumento de vida útil del implante.

A pesar de que el UHMW-PE viene de una composición muy sencilla de hidrógeno y carbono, el polímero guarda una gran jerarquía de estructuras organizacionales compleja a nivel molecular y supramolecular. A nivel molecular el esqueleto de carbono del polietileno puede girar, rotar, y doblarse en regiones cristalinas ordenadas. A nivel supramolecular, el UHMW-PE consiste de un polvo, también llamado resina, que debe ser consolidado a temperaturas y presiones elevadas para formar el material en forma.

El polietileno se presenta de diversas maneras (LDPE-Polietileno de baja densidad, LLDPE-Polietileno de baja densidad lineal, HDPE-Polietileno de alta densidad, UHMW-PE-Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular). No existe evidencia en literatura que muestre que el polietileno de baja densidad haya sido utilizado clínicamente. Mientras tanto, existen pruebas y datos que nos muestran actualmente al UHMW-PE como de mayor interés clínico en el tema de implantes, debido a propiedades como una mayor resistencia al impacto y esfuerzo máximo, y sobre todo su mayor resistencia al desgaste/abrasión. En la figura 1.3 se muestra una comparación entre el desgaste entre HDPE y UHMW-PE.

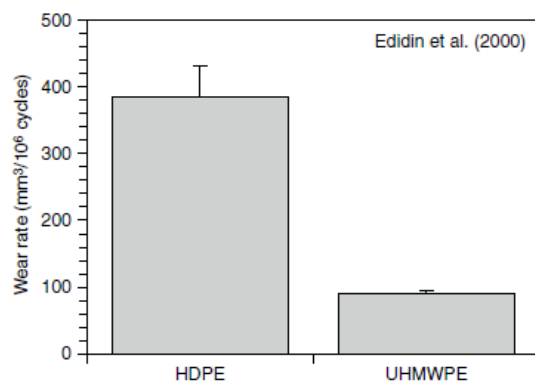


Figura 1.3 Comparación de índices de desgaste de HDPE y UHMW-PE en simulador multidireccional.

A lo largo del tiempo se han desarrollado distintos tipos de UHMW-PE de acuerdo a las propiedades obtenidas a través de los procesos de obtención del mismo. Estos procesos incluyen polimerización del UHMW-PE con gas etileno, consolidación del polímero y maquinado final de la pieza. Es sobre todo en el primer proceso de polimerización donde las propiedades físicas y mecánicas de un implante de UHMW-PE pueden verse impactadas. Aún así muchos de los detalles utilizados en la polimerización, conversión y maquinado de UHMW-PE son privados, dejando muy poco de dominio público.

En sus orígenes, alrededor de 1950, la polimerización de UHMW-PE era comercializada por Ruhrchemie AG, ubicada en el norte de Alemania. Fue en 1953 que científicos del Instituto Max Planck se acercaron a los científicos de Ruhrchemie AG en Oberhausen con una masa café húmeda que ellos afirmaban ser una nueva forma de polietileno. Así, convencidos de la utilidad comercial de dicho material, el desarrollo de UHMW-PE se inició y su venta fue introducida por primera vez en 1955 en el K55, un evento de polímeros.

A partir de 1950, los polvos de UHMW-PE han sido producidos por Ruhrchemie (actualmente conocido como Ticona) utilizando el método Ziegler. Los ingredientes principales para producirlo son etileno (gas reactivo), hidrógeno, y tetracloruro de titanio (catalizador).

Los requerimientos para polvos de UHMW-PE de grado médico están especificados en los estándares ASTM F648[9] e ISO 5834-1[10]. En dichos estándares las resinas de grado médico se describen como tipo 1, 2 o 3, dependiendo de su peso molecular, productor y a su vez por las cantidades permitidas de otros materiales en el polímero.

En la siguiente tabla se muestran las características principales de las resinas de grado medico tipo 1, 2 y 3, así como el nombre comercial de dichos materiales y el productor que desarrolla los mismos.

Tabla 1.2 Propiedades de resinas UHMW-PE de grado médico de acuerdo a ASTM F648 e ISO 5834-1.

Propiedad	Requerimientos	
Tipo de Resina	Tipos 1-2	Tipo 3
Nombre Comercial	GUR 1020 & 1050	1900H
Productor	Ticona, Inc.	<i>Basell Polyolefins</i> (descontinuada)
Ceniza, mg/kg, (máximo)	125	300
Titanio, ppm, (máximo)	40	150
Aluminio, ppm, (máximo)	20	100
Calcio, ppm, (máximo)	5	50
Cloro, ppm, (máximo)	30	90

Actualmente Ticona (Oberhausen, Alemania) produce UHMW-PE de tipo 1 y 2 con nombres comerciales GUR 1020 y 1050, respectivamente. Antes del 2002, *Basell Polyolefins* (Wilmington, Delaware, E.U.) producía resina de Tipo 3 con el nombre comercial de 1900. Esta resina fue descontinuada en enero del 2002 y no se produce más. Aún así, dos productores ortopédicos han adquirido un gran inventario de esta resina, lo cual nos indica, por lo menos en el futuro cercano, continuación en la producción de implantes de esta resina. [11]

Es importante considerar, a la vez, que métodos existentes como el moldeo por compresión nos permite tener beneficios tales como alta resistencia, estabilidad dimensional, buena resistencia a la corrosión, buena consolidación de partes, etc. [12]

A lo largo de la aplicación de implantes hechos de dicho material se han encontrado problemas asociados con los residuos por desgaste del material como la osteólisis. Dicho problema ha sido de gran interés, y en búsqueda de superarlo múltiples estudios se han realizado en torno al tema [13] [14]. Otro aspecto estudiado dentro del desgaste es las concentraciones en que se presenta el mismo cuando el cuerpo se active en su defensa. [15]

1.6.4 Zirconia

La Zirconia es un cerámico que posee características de importancia, ya que de inicio, es biocompatible y posee buenas propiedades de resistencia a la corrosión y resistencia al desgaste/abrasión. Aún así es importante saber que siendo un cerámico, es un material frágil, lo cual complica su uso en aplicaciones de articulaciones. Sin embargo, se ha explorado un poco la posibilidad de utilizar este cerámico en compuesto con UHMW-PE, lo cual podría mejorar las características del UHMW-PE en cuestión a residuos por desgaste.

Dicho compuesto puede ser hecho a través de un proceso de sinterizado junto con el UHMW-PE en una mezcla homogénea. El UHMW-PE es sinterizado para distintas aplicaciones así como la Zirconia.[16][17]

La Zirconia aparece como un material de interés para aplicaciones dentro de la ingeniería aplicada en artroplastías de rodilla y caderas. Esto sucede debido a la constante búsqueda de disminución de desgaste entre los materiales al utilizarlos en implantes. [18]

Una de las primeras superficies de carga hecha de Zirconia fue introducida en 1988. Hasta el 2003, aproximadamente el 25% del total de implantes de caderas hechos en Europa por año fueron hechas con Zirconia. Comparando la resistencia a la flexión de la Zirconia se tiene aproximadamente de dos a tres veces mayor al de la Alúmina.

Además cabe mencionar que también existen aplicaciones en las que se utiliza un compuesto con matriz de Alúmina reforzada por Zirconia, esto en búsqueda de disminuir propiedades no tan deseadas como la fragilidad de la Alúmina y el riesgo de degradación hidrotérmica de la Zirconia. En el caso invertido del compuesto se obtiene uno aún con el riesgo de degradación hidrotérmica.

1.6.5 Compuesto UHMW-PE/Zirconia

Es de suma importancia mencionar que dentro de los implantes para articulaciones que utilizan UHMW-PE, se han encontrado problemas debido a residuos de UHMW-PE producidos por el desgaste de dicho material sedimentados alrededor del implante[19]. Estos residuos son detectados por el organismo y éste comienza a atacar al UHMPE intentando eliminar el material

que no debería estar ahí. No siéndole posible al organismo deshacerse del material residuo, las encimas comienzan a dañar a su vez a los huesos, causando el problema llamado osteólisis [20]. Este problema suele darse en pacientes con un periodo aproximado de 12 meses con implante ortopédico y puede llevar a serias complicaciones médicas, entre ellas existe la posibilidad de que se tenga produzca un aflojamiento y posterior desprendimiento del implante a la estructura ósea. [21]

Ya habiendo mencionado el problema de osteólisis detectado en implantes con UHMW-PE, se ha decidido analizar un material compuesto de UHMW-PE y Zirconia. Las propiedades de la Zirconia nos son de gran interés, ya que deseamos un material que ofrezca una gran resistencia al desgaste que ocurre entre implantes de meniscos (superficie de rodamiento y deslizamiento) y fémur.

Basándonos también en algunas publicaciones como “*Wear-Resistant Ultra High Molecular Weight/Zirconia Composites Prepared by in situ Ziegler-Natta Polymerization*” [22], hemos definido como punto de inicio la utilización de una mezcla de UHMW-PE/Zirconia con porcentajes distintos en utilización de matriz de UHMW-PE y refuerzo particulado de Zirconia como parte de nuestro compuesto a analizar, así como realizar pruebas con comparación directa a material de UHMW-PE puro.

Es también de gran validez el aporte que puede hacer trabajos como “*Computer Aided Design of Polymeric Composite Materials Based on UHMW-PE Modified by Ultrafine Powders and Nanofibers*”, donde se sugieren combinaciones de análisis estructural de materiales a través de métodos de mecánica en computadora, así como diseño numérico de experimentos. [23] El uso y manejo de este tipo de tecnologías permite el diseño mecánico óptimo de productos a desarrollar como lo es el de aplicación de este proyecto de tesis.

Otros aportes incitan precisamente a la investigación de las propiedades de materiales con aplicación a prótesis de rodilla y de cadera, insistiendo en pruebas que simulen mejor las condiciones a las que el mecanismo estará sujeto [24].

1.6.6 Estudios en torno a aplicaciones en articulaciones

El reemplazo total de articulaciones es un procedimiento ampliamente realizado a lo largo de todo el mundo. Se estima una cantidad de alrededor de 1.5 millones de operaciones realizadas anualmente y la vida útil es de 10 a 15 años. Lo más común es encontrar este tipo de procedimientos en uniones de rodilla y cadera, mas, aún así se pueden observar de manera similar en reemplazo de tobillos, hombros, codos, uniones de dedos y otras superficies sometidas a cargas. Es importante ante todos estos ejemplos recalcar la importancia de los estudios de tribología y metrología para realizar avances que contribuyan en el desarrollo de las prótesis.

Para ello es importante tomar como base de estudio las distintas aportaciones que se han desarrollado en el área de articulaciones, considerando aportes referentes a métodos de análisis de articulaciones y la Zirconia y el UHMW-PE como biomateriales.

1.6.6.1 Métodos de análisis de articulaciones

Dentro de la investigación bibliográfica de este proyecto se han ubicado casos en los que se han desarrollado distintos equipos y/o aparatos para el análisis más adecuado de acuerdo a la aplicación, como ejemplo está un aparato de perno en disco con movimiento multidireccional, asemejándose más a aplicaciones en ligamentos[25].

Otros equipos han sido utilizados durante la realización de pruebas tribológicas. Una referencia de estudios de tribología similares es el simulador de desgaste de dos ejes, como se muestra en el esquema de Kevin Plumlee, en su trabajo de tesis [26], con el cual es posible llevar a cabo algunas pruebas de desgaste mostrado en la figura 1.4.

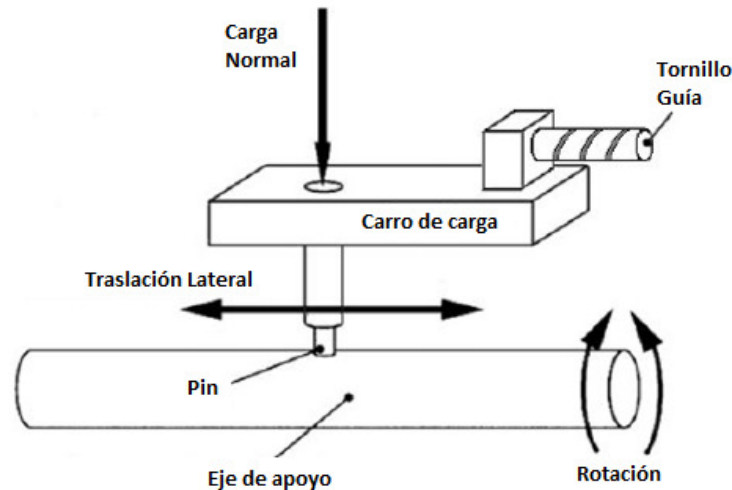


Figura 1.4 Esquema de simulador de desgaste de dos ejes

Además de este tipo de configuración de pruebas de desgaste existen otros, como los tribómetros con configuración de perno en disco; en el cual un perno ejerce carga a un disco en rotación generando desgaste ya sea del perno o del disco según se defina su tipo de análisis. Es muy importante la manera de realizar la medición de desgaste, y algunos trabajos nos indican formas tales como investigaciones enfocadas a la medición de desgastes para casos de muy bajo volumen[27].

Algunos estudios analizan también a los materiales utilizados en las articulaciones en función de su porosidad, buscando con ello comprender y definir un material de acuerdo su interacción con su entorno y cómo se dará la fijación de la prótesis. [28]

En lo que respecta a el análisis en específico del comportamiento e interacciones de un menisco, se han desarrollado diseños de prótesis de rodillas con menisco en deslizamiento [29]. En ésta se incluyen conceptos y análisis sobre el rango de movimiento de rodilla, mecánica de fuerzas en la rodilla, pruebas mecánicas, análisis foto-elásticos, y examinación de superficies de carga y áreas de desgaste de componentes de una prótesis.

Además se han unido otros tipos de análisis a estos estudios, donde se plantean también temáticas referentes a las técnicas de fijación quirúrgica para un buen comportamiento durante el contacto y lograr tener estabilidad en la rodilla. Para dichos estudios se ha trabajado con la ayuda de resonancias magnéticas, permitiendo con ello obtener la geometría de los cartílagos femorales y tibiales y de los meniscos. Esto ha logrado obtener un modelo de elemento finito del menisco

que a su vez ayuda para la utilización y desarrollo de la prótesis [30]. Dentro de este tipo de aportaciones se incluyen aquellas desarrolladas dentro de programas de modelado de elemento finito tales como ANSYS que permiten el análisis de esfuerzos en una articulación de rodilla artificial e incluso en particular el esfuerzo de contacto entre los cóndilos femorales y los meniscos. [31]

Otros estudios proponen el análisis a través de equipos desarrollados como una máquina probadora basada en una articulación bio-artificial para evaluar el desgaste en las articulaciones, así como la fatiga dinámica de una articulación biónica. [32]

Sin embargo, es importante tener en cuenta de que el problema principal que se tiene con las aplicaciones de los materiales en prótesis con aplicaciones en articulaciones es el desprendimiento de la prótesis. Y como éste se debe a la respuesta del organismo, conocida como osteólisis, ante las partículas desprendidas durante el movimiento relativo de los componentes de la articulación, resulta de suma importancia el análisis de las partículas desprendidas al buscar una solución al mismo problema. [33] [34]

Como una solución alternativa, otros estudios se enfocan en analizar el tejido del menisco en función de su capacidad regenerativa, buscando formas de reparar los desgastes producidos en un menisco en lugar de su sustitución. [35]

1.6.6.2 El UHMW-PE y la Zirconia como biomateriales

Debido a que es considerado un biomaterial, el UHMW-PE presenta propiedades atractivas ante aplicaciones como prótesis para articulaciones y su estudio se ha ampliado en diversas aplicaciones pero siempre destaca su uso en caderas y rodillas. [36]

Este polímero ha sido ampliamente analizado de diversas maneras incluyendo estudios basados en los efectos que el entrecruzamiento del polímero pueda traer. Se ha analizado con entrecruzamientos ligeros y altos en contacto con componentes femorales de CoCr y Zirconia. Los resultados han llevado a considerar esta técnica como una opción dado a que el desgaste de el material disminuye con estas técnicas. [37]

El UHMW-PE también ha sido analizado desde el punto de vista de su biodegradación [38]. En estos estudios se ha observado que la biodegradación del polímero implantado tiene una gran

influencia en el desgaste y su resistencia a la fatiga. A pesar de que se ha estudiado a través de distintos protocolos de envejecimiento acelerado, la degradación sigue sin ser entendida del todo.

La Zirconia ha sido también utilizada como un cerámico biocompatible por sus propiedades de resistencia al desgaste y se ha analizado sus propiedades en uniones y ligamentos. [39]

Una de sus aplicaciones principales como biomaterial es su uso en cabezas femorales al igual que se hace con la Alúmina. Una de las razones por las que la Zirconia es muy atractiva en comparación con la alúmina es que posee muy buenas propiedades mecánicas que han llevado a los expertos a estudiarla para aplicaciones en articulaciones.[40]

Este cerámico ha sido analizado individualmente y en materiales compuestos, muchas de sus aplicaciones son en componentes femorales aunque recientemente ha empezado a ser analizado en aplicaciones de interacción como son los meniscos. En un compuesto que ha presentado una disminución en su desgaste es con polioximetileno (POM). [41]

En lo que respecta a la interacción de la Zirconia con el UHMW-PE, existen algunos análisis con refuerzos de nano-partículas de Zirconia en uniones acetabulares bajo distintos medios de lubricación. [42] También se sigue estudiando su interacción con UHMW-PE con distintos grados de entrecruzamiento del polímero.[43]

1.6.6.3 Otras aportaciones referentes a prótesis de articulaciones

Se han analizado otras opciones en lo referente a materiales compuestos. Entre ellos existe una investigación en la cual se propone utilizar como material de refuerzo coral natural en una matriz de UHMW-PE. Dicho estudio reforzó al polietileno añadiendo partículas de 50 nm para una aplicación en uniones acetabulares. En dicha investigación se observó una disminución en su desgaste al realizar un compuesto reforzado al 10% en peso. [44]

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1 Biomateriales

2.1.1 Descripción general de biomateriales

El término de biomaterial asignado a una material en específico denota la característica de biocompatibilidad. Ésta se define como la propiedad de un material de poder ser utilizado en conjunto con los sistemas biológicos de un individuo de manera directa, suplementaria o para reemplazar la función de algún tejido. Se hace la diferencia entre biomateriales y materiales biológicos, ya que los segundos se definen por ser un material producto de un organismo.

La biocompatibilidad representa una afirmación de muchas observaciones y mediciones cualitativas y cuantitativas. Entre ellas se encuentran información sobre corrosión superficial, productos abrasivos, propiedades mecánicas, cambios en propiedades superficiales que incluyen absorción de proteína, inflamación, identificación de células específicas de inflamación, etc.[1]

La confiabilidad que dé el material a ser utilizado como implante es muy importante debido a que un mal funcionamiento podría ser de amenaza a la vida del paciente. Aún cuando un implante no sea de amenaza de vida, su reparación o reemplazo por lo regular requiere de una cirugía mayor.

Los biomateriales deben poseer propiedades mecánicas que permitan la realización de tareas tales como la reparación de articulaciones donde soportan el peso corporal. También la superficie del material da lugar a una unión de la ingeniería de materiales y la biología. Si esta interfase no se selecciona adecuadamente, a pesar de que se hayan podido seleccionar otras buenas propiedades en el material, se obtendrán más problemas que soluciones.

Dado esto encontraremos muy importantes propiedades como módulo de elasticidad, y dos propiedades superficiales: dureza superficial y humectabilidad.

2.1.2 Biomateriales cerámicos / biocerámicos

Los cerámicos utilizados para fabricación de implantes se muestran en la Tabla 2.1. Dentro de estos materiales podemos encontrar materiales que poseen muy buena resistencia a la corrosión y al desgaste ($\text{Al}_2\text{O}_3, \text{ZrO}_2$), así como algunos materiales con propiedades de superficie reactiva y cerámicos biodegradables y vidrios descritos como bio-activos.

Tabla 2.1 Propiedades de algunos biomateriales cerámicos y vidrios

Material	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a compresión	Resistencia Doblez	Dureza	Densidad (g/cm ³)
Inerte					
Al_2O_3	380	4000	300-400	2000-3000 (HV)	>3.9
ZrO_2	150-200	2000	200-500	1000-3000 (HV)	≈6.0
C-Grafito	20-25	138			1.5-1.9
C-(LTI Pirolítico)	17-28	900	270-550		1.7-2.2
C-(Vitroso)	24-37	172	70-207	120-200 (DPH)	1.4-1.6
Bio-activo					
Hidroxiapatita	13-117	600	120	350	3.1
Bioglass	≈75	1000	50	-	2.5
Apatita-Wollastonita Vitro-cerámico	118	1080	215	680	2.8

La mayoría de los cerámicos son formados consolidando polvos utilizando sinterizado de alta temperatura y presión. Formado a temperaturas de fusión no son muy viables debido a su alta temperatura de fusión. Los procesos de sinterizado a la mayor temperatura posible ayudan a asegurar una densidad alta del producto.

Los cerámicos utilizados para la reparación, reconstrucción y reemplazo de tejido humano son llamados biocerámicos. Los cerámicos presentan cuatro posibles interacciones tejido/implante : Tóxica, donde el tejido muere en la interacción con el cerámico; biológicamente inerte, donde el tejido forma una cápsula fibrosa no-adherente alrededor de la superficie del implante; bio-activa, caso en el que el tejido se enlaza químicamente con la superficie del implante; y disolución del

implante, en la que la superficie del implante se disuelve permitiendo que otros tejidos reemplacen el lugar antes ocupado por el implante.

Los biocerámicos se presentan en tres clases de biomateriales: cerámicos de alta resistencia biológicamente inerte; cerámicos bioactivos que forman enlaces químicos directamente con huesos o incluso hasta con tejidos suaves de un ser vivo; y cerámicos biorreabsorbibles que participan activamente en el proceso metabólico de un organismo.

Aquellos materiales para aplicaciones de soporte de cargas tales como implantes de caderas o de rodillas deben de resistir cargas máximas de hasta diez veces el peso corporal y una carga promedio de tres veces el peso corporal. Es por ello que sólo los biocerámicos Alúmina y Zirconia y compuestos a partir de éstos son adecuados para el uso en algunas aplicaciones en reemplazos de uniones totales de caderas y rodillas. Además de esto, dichos materiales cuentan con un muy bajo índice de desgaste y con ello ayudan a una disminución de osteólisis.

2.1.2.1 Zirconia

La Zirconia puede ser obtenida de una conversión química del zircón ($ZrSiO_4$), el cual es un material abundante. La Zirconia tiene un alto punto de fusión ($T_m=2953K$) y al someterlo a altas temperaturas sufre de cambios grandes de volumen durante sus cambios de fase en forma pura.

Uno de los más amplios usos de la Zirconia es en aplicaciones dentales debido a sus propiedades de durabilidad, color dental y biocompatibilidad. Aunado a esto está la cualidad que tiene la Zirconia de conductividad ósea, permitiendo aplicaciones dentales donde se requiere el crecimiento de las estructuras óseas adyacentes al cerámico.

Este cerámico presenta las propiedades de un cerámico biológicamente inerte. Las aplicaciones de este biocerámico incluyen: Implantes totales de cadera, rodilla, tornillos para huesos y placas, coronas dentales y puentes.

2.1.3 Biomateriales poliméricos

Los polímeros son materiales compuestos de alto peso molecular, con moléculas con forma de cadena cuyos átomos están enlazados entre sí a través de enlaces covalentes. Estos materiales poseen una alta viscosidad cuando derretidos y un largo rango elástico. En la tabla 2.2 se muestran algunas de las propiedades de los polímeros más comúnmente utilizados en implantes.

Tabla 2.2 Propiedades de polímeros comúnmente utilizados en implantes

Propiedad	HDPE	UHMW-PE	PMMA	PTFE	PEEK
Resistencia a la tensión, MPa	23-40	21	21	7-28	92
Módulo de tensión, GPa	0.3-1.8	1	3.5-4.5	0.4	3.7
Elongación, %	400-500	450	2.5-5.4	100-200	50
Dureza	D60-D70	D65	M80-M105	D50-D65	R126
Resistencia a compresión, MPa	18-25	25-28	75-144	11.7	-
Densidad, g/cc	0.96-0.97	0.94	1.18	2.2	1.32
Absorción de Agua, %	0.01	0.01	0.1-0.4	-	-

2.1.3.1 UHMW-PE

El polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW-PE) es un polímero único con extraordinarias propiedades físicas y mecánicas. Entre las más notables se encuentran que es químicamente inerte, su lubricación, resistencia al impacto y la resistencia a la abrasión. Debido a estas características es ampliamente utilizado como material para superficies de deslizamiento en articulaciones artificiales.

Otra característica importante del UHMW-PE es el hecho de que aunque es utilizado en implantes de articulaciones, también trae consigo un problema de desgaste de material. Precisamente se busca encontrar minimizar dicho desgaste con el objetivo de incrementar la vida útil de los implantes utilizados. [11]

Las pruebas de biocompatibilidad del polietileno están regidas por los estándares de la ASTM F981, F639, y F755.[16]

De acuerdo a un artículo publicado referente a los efectos de condiciones en procesos de moldeo por compresión en UHMW-PE se observa una mayor integridad en sus propiedades mecánicas evaluadas a 37 grados centígrados (temperatura corporal) cuando se procesa a una temperatura de 175 grados centígrados. [45]

2.2 Materiales compuestos

Un material compuesto es una mezcla de dos o más constituyentes presentes en proporciones razonables (mayor al 5%) y con propiedades distintas, donde el material formado resulta con propiedades distintas de los materiales conformantes.

En la figura 2.1 se muestra la clasificación de los materiales compuestos de acuerdo al material de refuerzo.

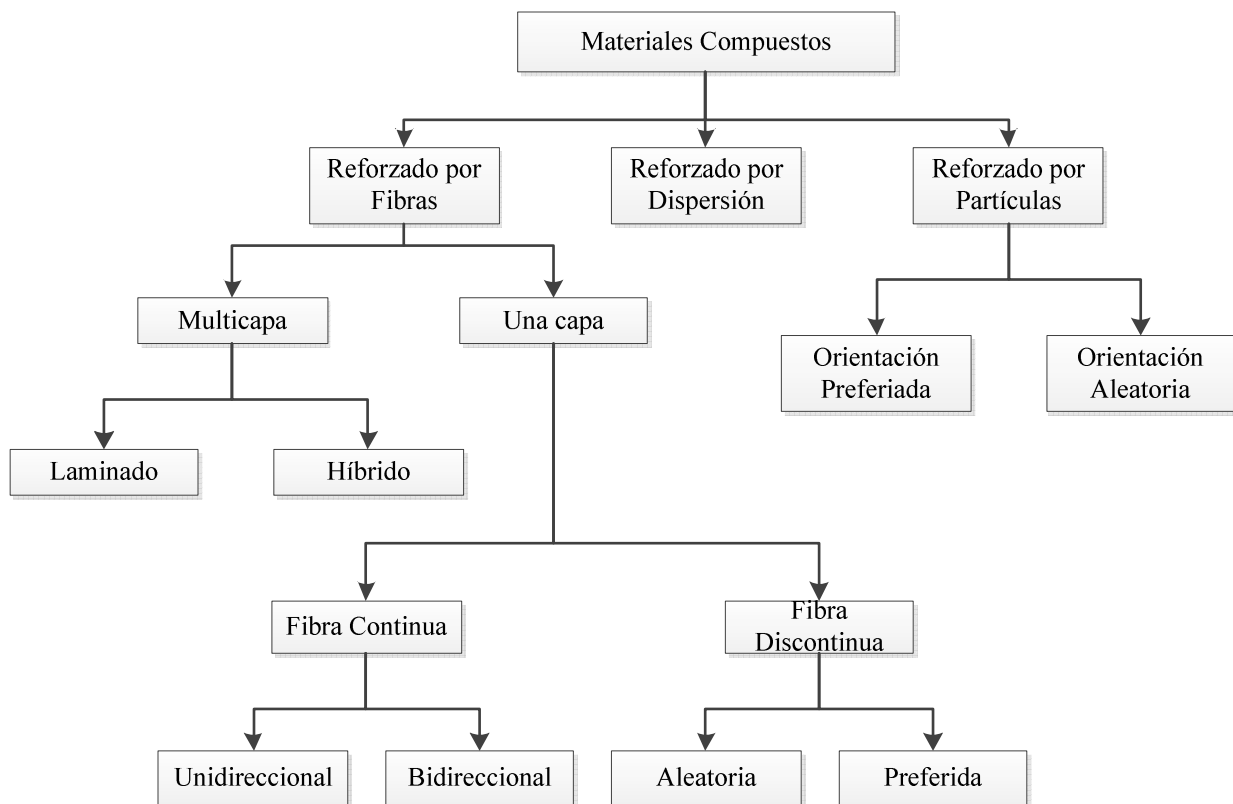


Figura 2.1 Clasificación de materiales compuestos de acuerdo al material de refuerzo

Dentro del contexto de los materiales compuestos se encuentra el término "laminado". Éste se define como una hoja homogénea ortotrópica conteniendo una matriz reforzada por alguna fibra.

Un compuesto laminado se forma apilando un número de dichas hojas en orientaciones específicas con el fin de obtener propiedades deseadas. Si cada lámina contiene un material en fibra diferente con una misma matriz o viceversa, el material se considera un material compuesto híbrido.

Además de la anterior clasificación, también nos es posible tener una clasificación de acuerdo al tipo de material utilizado como matriz. En la figura 2.2 se muestra un diagrama que nos muestra las distintas combinaciones de matrices comúnmente utilizadas en la formación de compuestos dependiendo del tipo de matriz.

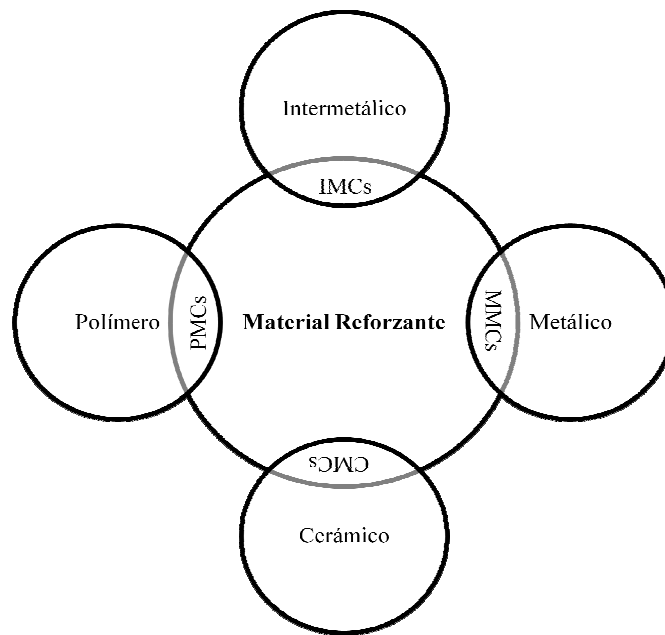


Figura 2.2 Clasificación de materiales compuestos de acuerdo a su matriz

Los compuestos de matriz de metal (MMCs) tienen muchas ventajas sobre de los metales monolíticos con respecto a la mayoría de sus propiedades, con excepción de su dureza. A pesar de su costo, hoy en día son muy considerados dentro de la industria aeroespacial. Aún así, los MMCs actualmente están en etapas de desarrollo o en inicio de producción comercial. Con respecto a los compuestos de matriz de polímero (PMCs), estos están mejor establecidos que los MMCs. En lo referente a los compuestos de matriz cerámica (CMCs) nos encontramos con poco desarrollo en comparación a los MMCs y PMCs. Esto último, se debe principalmente a que la mayoría de los procesos para CMCs requieren una elaboración a alta temperatura y por lo tanto

requeriríamos refuerzos que pudieran soportar estas altas temperaturas de procesamiento. Además, la misma temperatura empleada en el proceso de obtención de CMCs trae consigo el problema de la aparición de esfuerzos residuales térmicos debido a la expansión y contracción del material, los cuales, a diferencia de las matrices de los MMCs, no pueden ser liberadas por deformación plástica de la matriz. Como resultado de esto se obtiene agrietamiento durante el proceso.

Hoy en día, los PMCs son ampliamente desarrollados y utilizados principalmente por dos motivos. El primero es que las propiedades mecánicas como su resistencia y dureza son inadecuadas en comparación con las de los metales y los cerámicos. Al reforzar a los polímeros, es posible mejorar considerablemente sus propiedades, con el uso de materiales de refuerzo que no necesariamente requieren de altas propiedades para la mejora. La segunda razón es el procesamiento de los PMCs. Para procesarlos las temperaturas y presiones requeridas son bajas en comparación con las de otros materiales. Además la degradación de fibras durante el procesamiento del material es menor y es suficiente el uso de equipos simples. El procesamiento de PMCs es desarrollado de manera rápida. En términos de volúmenes, los GFRP (Polímeros Reforzados por Fibra de Vidrio) son los segundos en uso entre los compuestos, superado sólo por el concreto.

El desempeño de los materiales compuestos se verá definido por sus constituyentes, su procesamiento, su comportamiento mecánico, y fenómenos interfaciales.

2.2.1 Materiales compuestos reforzados por partículas

Una de las maneras de rigidizar o endurecer un material, comúnmente en polímeros, es la inclusión de partículas de otro material[46]. El módulo E de una matriz con inclusiones en forma de partícula se encuentra entre los máximos y mínimos descritos por las siguientes ecuaciones[47] en base a la matriz y a la fase dispersa:

$$E_{max} = E_m V_m + E_f V_f$$

$$E_{min} = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m}$$

$$V_m = 1 - V_f$$

2.3 Tribología

A la ciencia que dedica su estudio a la fricción, desgaste y lubricación entre dos cuerpos sólidos se le denomina como tribología.

2.3.1 Fricción y desgaste

El estudio de fricción involucra la determinación y caracterización de los coeficientes estático y cinético, así como el torque de fricción para un contacto. Entre los fenómenos que influyen a la fricción se incluyen (aunque no se limita sólo a éstos) la dirección y magnitud del movimiento entre las superficies en contacto, la carga aplicada, las condiciones del entorno, tales como el tipo de lubricante y temperatura, la topografía de las superficies, y las propiedades del material de los cuerpos en contacto. [17]

Mientras que la fricción involucra las fuerzas actuando a lo largo del contacto en la dirección de un deslizamiento, el desgaste se basa en cómo estas fuerzas interactúan para remover material de las superficies. Cabe mencionar que bajo algunas circunstancias una mayor fricción puede dar lugar a un menor desgaste de la pieza.

La investigación de desgaste puede incluir velocidad de desgaste, mecanismos, transición entre estado inicial y estado estable de desgaste, y generación y geometría de residuos del desgaste. A pesar de todos los parámetros involucrados en el desgaste, las propiedades del material influyen de manera significativa en el desgaste de la pieza.

La caracterización de la fricción es importante y tiene aplicación para situaciones diversas, entre ellas:

- Ortopedia, en especial para articulaciones artificiales
- Dental, materiales de restauración
- Cardiovascular, vasos, válvulas, y prótesis
- Oftalmología, lentes de contacto y lentes intraoculares

La fricción puede ser medida experimentalmente, pero rara vez puede ser predicha teóricamente con exactitud.

2.3.2 Fuerza de Fricción

La fricción se define como la resistencia al movimiento que se experimenta cuando un cuerpo sólido se desliza sobre otro. Ésta se mide como una fuerza de fricción que se describe de mejor manera como una fuerza resistiva paralela a la dirección del movimiento. Esta fuerza es normalmente proporcional a la fuerza de carga aplicada en una dirección opuesta a la del movimiento de deslizamiento. Aún así, si la superficie tiene rayones direccionales, como suele ser en superficies maquinadas, la fuerza de fricción puede variar unos cuantos grados de la dirección asignada si el movimiento se encuentra a un ángulo con respecto a la dirección de los rayones. [17]

Existen dos fuerzas de fricción identificables: la fricción estática o de inicio y la fricción cinética o dinámica. La primera es el valor de la fuerza tangencial requerida para iniciar el deslizamiento, mientras que la segunda es la fuerza tangencial requerida para mantener dicho deslizamiento.

Existen varios parámetros o variables que afectan la fuerza de fricción en movimiento tangencial. Éstas deben ser tomadas en consideración y se muestran en la tabla 2.3.

Tabla 2.3 Variables que afectan el comportamiento de fricción entre materiales

Variables que afectan el comportamiento de fricción entre materiales	
Parámetros Físicos	Dirección relativa de movimiento
	Velocidad relativa
	Carga normal
	Área y geometría de contacto
	Propiedades de los materiales
	Temperatura de interfase
	Topografía de superficie
	Interacción de partículas de residuo
	Atmósfera
Parámetros Químicos	Presencia de película superficial
	Presencia de lubricantes
	Energía de superficie
	Solubilidad mutua

La fuerza de fricción depende también de la historia de deslizamiento, que potencialmente indica un comportamiento dependiente del tiempo para la fricción cinética. Entender el comportamiento de fricción de los materiales nos lleva a comprender mejor el comportamiento de desgaste que se presenta en el material.

2.3.3 Coeficiente de Fricción

La fricción comúnmente se describe por un coeficiente. El coeficiente de fricción (μ) se define como la relación de la fuerza tangencial o de fricción (F) entre la fuerza normal (L).

$$\mu = F/L$$

Para fines de superficies en deslizamiento, el coeficiente de fricción depende del efecto combinado de deformación de aspereza, arrastre de asperezas superficiales y/o partículas de desgaste y adhesión entre las superficies. Los coeficientes de fricción μ_s y μ_k se utilizan para los coeficientes de fricción estática y cinética respectivamente. [17]

2.3.4 Medición de Fricción

El coeficiente de fricción estática se calcula utilizando la fuerza requerida para iniciar el movimiento, mientras que el de fricción cinética puede variar durante una prueba a velocidad constante y se calcula normalmente a través del promedio de lecturas de fuerza a lo largo de la prueba. La ASTM (*American Standard for Testing and Materials*) propone en el estándar G115-04 una guía para la medición y reporte de coeficientes de fricción como asistencia para investigadores en la selección de un método apropiado para la medición del comportamiento de fricción en diversos materiales [48].

Debido a que comúnmente resultan diferencias en los resultados de mediciones de coeficientes de fricción entre distintos laboratorios, a pesar de condiciones idénticas según notado, es importante incluir todos los parámetros posibles al reportar resultados de medición de coeficientes de fricción.

2.3.5 Caracterización de propiedades de desgaste

El desgaste de superficies es un proceso resultante de la pérdida progresiva de material debido en su mayor parte a acción mecánica y/o química. Existen varias formas de desgaste que se puede presentar en el material y, más de uno de ellos, se pueden presentar simultáneamente en el material. Para analizar cada una de ellas es importante tener correctamente definidos, monitoreados y evaluados los materiales, su entorno y condiciones para así poder ver su aplicación ante los distintos escenarios.

El desgaste por adhesión se caracteriza por la transferencia de material de una superficie a otra durante el movimiento relativo. Éste se debe a las fuerzas de adhesión que existen entre los materiales en la unión de aspereza superficial. La transferencia de material puede ser permanente o temporal a la otra superficie. A pesar de ser un tipo de desgaste de lo más detectado, también es uno de los menos prevenibles.

El desgaste por abrasión es el resultado del daño por la dura aspereza a un material más blando. Este desgaste puede ser por la presencia de partículas duras de uno de los materiales originales, o debido a partículas generadas por desgaste atrapadas entre ambas superficies. Aunque este tipo de desgaste se debe en su mayoría a la dureza del material, no es directamente proporcional la relación.

El desgaste por fatiga se asocia con las variaciones de esfuerzo cíclico, y la vida útil del material depende directamente de esta propiedad. La deformación cíclica lleva a la creación y propagación de micro-grietas en la superficie. Normalmente este fenómeno se asocia al proceso de delaminación del material.

Se puede observar también desgaste por corrosión en donde el material interactúa con el ambiente químicamente o electroquímicamente con una o ambas superficies. Este tipo de desgaste es de suma importancia en biomateriales, ya que el ambiente en el que se desenvolverán será precisamente el cuerpo humano.

Es importante considerar que los tipos de desgaste mencionados suceden la mayoría de las veces simultáneamente y no de manera independiente.

2.3.6 Pruebas de Desgaste

El objetivo principal de realizar pruebas de desgaste es obtener datos con respecto al desempeño y confiabilidad de materiales específicos o dispositivos en condiciones de servicio. Estas pruebas deben llevarse a cabo de acuerdo a las características del sistema en el que trabajarán y se basan en la medición de la velocidad de desgaste de material.

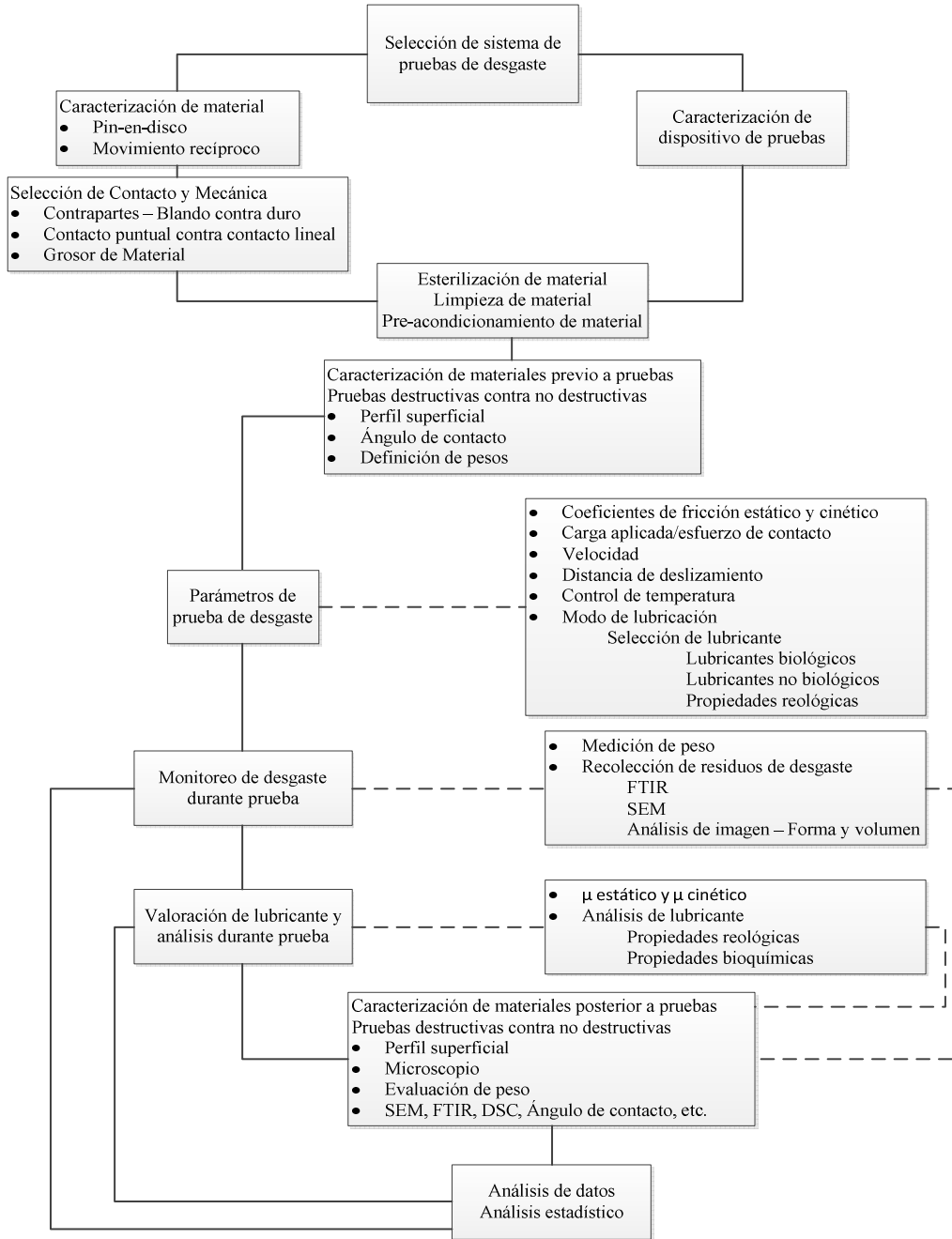


Figura 2.3 Diagrama de flujo de diseño experimental para medición de desgaste en biomateriales

De nuevo es importante basarnos en los protocolos estandarizados por la ASTM, donde encontramos la descripción de un protocolo para la caracterización de resistencia al desgaste de combinaciones de material: “*Reciprocating Pin-on-Flat Evaluation of Friction and Wear Properties of Polymeric Materials for Use in Total Joint Prostheses*”.

2.3.7 Selección de sistema de prueba

Para una selección óptima nos basaremos en un tipo de prueba que nos permita analizar las propiedades de manera sencilla y operable, de tal manera que podamos controlar la mayor cantidad de variables posibles.

2.3.8 Aparato de movimiento lineal recíproco con perno en disco

Dentro de los mecanismos de prueba de desgaste para realizar pruebas a biomateriales, éste es uno de los más populares. Esto es debido a que por medio de él, es posible realizar un prototipo sencillo en el cual podemos modificar algunos parámetros para poder analizar propiedades de abrasión, adhesión y desgaste por fatiga; pero sobre todo lo que nos orienta a utilizar este modelo es que los parámetros de gran importancia como lo son la carga, temperatura ambiente, y velocidad, pueden ser controlados y monitoreados por el experimentador. Además se considera uno de los aparatos que mejor representan los movimientos fisiológicos. Y por último, un factor importante, el costo, se ve favorecido por la sencillez del diseño en comparación con el de simuladores complejos.

A pesar de que es una manera sencilla de evaluar el desgaste que sufre una pieza, es posible que falle en predecir el comportamiento exacto en los resultados en vivo.

Cabe mencionar que dentro de el diseño del aparato, no existe convención sobre cuál de los materiales (duro y blando) debe ser el fijo y cuál el de movimiento.[49] Tampoco existe una convención sobre la carrera que debe de haber para el material móvil, pero sí se han detectado resultados en los que debido a una carrera muy larga se observa un incremento en los residuos de desgaste del material.

2.3.9 Limpieza y esterilización de espécimen

Previamente a las pruebas de desgaste y evaluación, el material, ya sea metal, polímero o cerámico, debe ser limpiado. Existe una gran importancia en el removido de materiales contaminantes debido a que éstos pueden influenciar de manera positiva o negativa en los resultados de las pruebas de desgaste. En el procedimiento estandarizado F 732 de la ASTM se sugiere el secado de los especímenes con una tela libre de pelusa, con un secado con aire por 30 minutos en una ambiente libre de polvos. El secado también se puede realizar en vacío.

Es de suma importancia asegurar la limpieza y esterilización del material, ya que sabemos que estas serán las condiciones de operación de nuestro material al tiempo de implante en el caso de los biomateriales.

2.3.10 Pre-acondicionamiento

Debido a que ciertos materiales son susceptibles a agregarse líquidos de su entorno, es importante realizar un pre-acondicionamiento del material con el lubricante al cual estará sometido. En particular, los polímeros llegan a mostrar un cambio significativo en su peso debido al fluido de su entorno.

Para el caso de reemplazos ortopédicos de articulaciones, el protocolo estandarizado F 732-91 de la ASTM recomienda el pre-acondicionamiento de especímenes poliméricos antes de ser probados bajo condiciones de lubricación. [50]

El pre-acondicionamiento debe realizarse remojándose en el lubricante bajo las mismas condiciones en las que se realizarán las pruebas, sin realizar la prueba de desgaste. Los especímenes deberán ser utilizados solamente después de haberse obtenido un equilibrio de peso. De acuerdo al protocolo F 732-91 los especímenes deberán ser pesados en una balanza analítica con exactitud de $\pm 10\mu\text{g}$ y se deberá utilizar esta misma balanza para las mediciones de peso durante y después de la prueba para análisis gravimétrico. En dado caso de no realizarse de dicha manera, las mediciones de desgaste podrán producir errores debido a que el polímero puede ganar peso en lugar de perderlo.

2.3.11 Selección de lubricantes

A pesar de que las pruebas de desgaste pueden realizarse en seco o en un ambiente líquido, la primera sólo deberá ser utilizada para comparar el comportamiento de diferentes materiales. Ahora bien, debido a que las condiciones del cuerpo humano para un implante no son en seco, es importante la selección del lubricante de acuerdo a la aplicación que se está analizando en el cuerpo.

En la tabla 2.4 se muestran los distintos tipos de lubricantes utilizados para realizar pruebas de desgaste y fricción en biomateriales.

Tabla 2.4 Lubricantes utilizados para la prueba de fricción y desgaste de biomateriales

Lubricante	Sistema de desgaste	Anotaciones
Aceite mineral	Anillo en rotación en block de conformado estacionario (Balero Journal)	Seleccionado después de un análisis comparativo entre solución salina, plasma, líquido sinovial, y aceite mineral.
	Simulador de articulaciones de péndulo	
Agua destilada	Pin-en-plano en movimiento recíproco	No efectos de viscosidad o transferencia de molécula.
	Pin-en-plano en rotación	
	Disco-en-plano	
Solución salina	Simulador de articulaciones de caderas	Líquido Newtoniano, no lubricante de límite.
	Pin-en-plano en movimiento recíproco	Comparable a agua destilada
Suero de bovino	Simulador de articulaciones de caderas	0.1% de azida de sodio añadido para retrasar degradación bacterial.
Líquido sinovial aspirado de articulaciones patológicas	Simulador de articulaciones de péndulo	Difícil de obtener, los fluidos humanos son considerados como peligrosos biológicamente.
Solución de fosfolípido y ácido hialurónico	Pin-en-plano en movimiento recíproco	Provee una lubricación límite para superficies de deslizamiento.
Líquido de silicón	Simulador de articulaciones de caderas	Puede ser obtenido en un amplio rango de viscosidades y peso molecular. Siendo Newtoniano, elimina los efectos de velocidad y grosor de película en la viscosidad.
Lubricante sintético (celulosa carboxymetil)	Simulador de articulaciones de caderas	Propiedades reológicas similares a las del líquido sinovial.
Glicerina y glicerina diluida	Pin-en-plano en movimiento recíproco	Líquido Newtoniano que puede ser diluido para obtener un rango de viscosidades comparables a los líquidos sinoviales normales y degenerados.

Dentro de las consideraciones importantes, cabe mencionar que el suero de bovino es uno de los más utilizados como lubricante en aplicaciones de deslizamiento superficial. Además se hacen algunas recomendaciones como la circulación del lubricante para evitar cambios en el sistema y realizar las pruebas a una temperatura corporal (37°C) en lugar de a temperatura ambiente (~25°C).

2.3.12 Esfuerzo de contacto y carga aplicada

La carga que da una presión dada en la prueba deberá ser representativa a las condiciones que normalmente el cuerpo presenta. Como punto de partida, además de la información proporcionada en la tabla 2.5, existe evidencia de pruebas realizadas de 27 a 64 Mpa en aplicaciones de rodillas, de 1 a 2 Newtons para aplicaciones de cepillado de dientes y de 53 Newtons para el masticado en la boca.

Tabla 2.5 Cargas comunes en aplicaciones del cuerpo humano

Actividad/Articulación	Caderas	Rodilla	Dedo	Hombro
Caminado a nivel	4.9-7.6 (X PC)	2.7-4.3 (X PC)	-	-
Subiendo escaleras	7.2 (X PC)	4.4 (X PC)	-	-
Bajando escaleras	7.1 (X PC)	4.9 (X PC)	-	-
Subiendo rampa	5.9 (X PC)	3.7 (X PC)	-	-
Bajando rampa	5.1 (X PC)	4.4 (X PC)	-	-
Levantar brazo	-	-	-	630 N
Abducción	-	-	-	2800 N
Pellizco	-	-	9-380 N	-
Tomar algo	-	-	80-260 N	-

PC = Peso Corporal

Un punto importante también, es entender que el cuerpo humano presenta cargas que no son estáticas, sino dinámicas lo cual hacen bastante más complejo el movimiento, pero a su vez en un sistema de pin-en-disco presenta cargas dinámicas debido al movimiento del pin con respecto a la superficie.

2.3.13 Velocidad de deslizamiento

La velocidad de deslizamiento puede ser constante o sinusoidal. Normalmente un incremento en la velocidad puede reflejar mejores condiciones para la lubricación en el sistema de pruebas. A su vez se sugiere que la velocidad vaya lo más próxima a la velocidad presente en la actividad a evaluar; para el caso de las rodillas, sería la velocidad a que se da un paso normalmente.

2.3.14 Duración de prueba/Número de ciclos

De la misma manera, es importante que la duración de una prueba de desgaste sea determinada basándose en la velocidad cíclica de la aplicación a analizar. Un ciclo de caminado completo puede ser representado por dos pasos. Se asume que un individuo hará 2 millones de pasos por año, mientras que se sabe que un sujeto activo puede realizar más de 10 millones de pasos al año, a una frecuencia máxima de 1 Hz. [51]

2.3.15 Caracterización de material y desgaste

Dado que sólo se puede llegar a entender el proceso de desgaste mediante la recopilación de la información, es importante obtenerla de tres fuentes en el proceso: la superficie desgastada, la superficie opuesta, y los residuos de desgaste. Es importante una valoración cualitativa y cuantitativa de estos elementos con evaluación antes de probar, durante la prueba, y al finalizar la prueba.

El desgaste de la pieza puede ser evaluado a través de las siguientes técnicas:

- Pérdida de peso
- Cambios dimensionales
- Comparación de características de la superficie de la pieza antes y después de probar
- Caracterización de residuos de desgaste

Ahora bien, existe una gran desventaja en lo que concierne al monitoreo del desgaste y cambio superficial durante la prueba, ya que es necesario remover la pieza para realizar una caracterización. Es por ello que se requiere una extrema precaución en los procesos repetitivos de montaje/desmontaje para evitar cambios de peso o superficie. Además es importante manejar

con cuidado la superficie, evitando la contaminación de la misma para prevenir un cambio en el comportamiento del material.

2.3.16 Medición del desgaste

Los cambios en el peso o en las dimensiones del espécimen nos pueden servir como base de medida de desgaste en el mismo. Aún así se debe considerar también que existen otras razones por las cuales se puede haber modificado el peso del objeto. Un ejemplo de ello es lo antes mencionado, la absorción de líquido por parte del polímero.

Para la medición de esta prueba es posible utilizar el factor K, que resultaría de la siguiente ecuación:

$$K = \frac{V}{LX}$$

donde V es el volumen de desgaste en mm³, L es la carga aplicada en Newtons y X es la distancia de deslizamiento.

Además de a través de este factor, existen otros métodos para analizar las superficies desgastadas, como lo son microscopios electrónicos y ópticos. De la misma manera existen métodos por ultra-sonido que nos permiten analizar de una manera no destructiva. El microscopio de barrido electrónico también es utilizado, sólo que en este caso es importante el uso de un voltaje bajo debido a que voltajes altos pueden dañar la superficie de un polímero, en nuestro caso la del UHMW-PE.

2.3.17 Rugosidad del material

Se le llama rugosidad superficial al conjunto de irregularidades de una superficie[52]. Para analizar dicha superficie se debe realizar la obtención del perfil de la superficie. Este perfil se analiza definiendo una longitud a evaluar y varias muestras dentro de esa longitud (comúnmente 5), además de utilizar una línea de referencia que generalmente es una línea central del perfil a una altura promedio del mismo.

- R_t

Este valor proporciona la máxima altura entre el valle más bajo y el pico más alto dentro de toda la longitud evaluada.

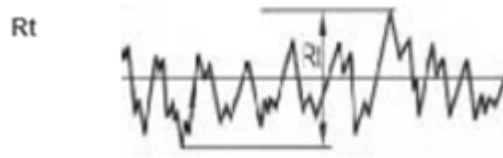


Figura 2.7. Representación gráfica de parámetro de rugosidad R_t

2.3.18 Análisis de residuos de desgaste

Las partículas desprendidas por la prueba de desgaste pueden ser analizadas, y para ello antes es importante recolectarlas del sitio de prueba. Estas partículas tendrán formas, tamaños y otras características de acuerdo al sistema de pruebas utilizado. Las partículas pueden ser filtradas del lubricante y recolectadas en un recipiente limpio. Se pueden utilizar filtros muy pequeños para la obtención de dichas partículas. Es importante la selección de dichos filtros pues los poros de ellos deberán ser menores al tamaño de las partículas desprendidas.

Posterior a la obtención de las partículas, se deberá llevar a cabo un proceso de secado, luego un lavado para remover cualquier residuo del lubricante con un solvente y por último ponerse a secar la muestra para un posterior análisis.

2.4 Datos estadísticos

Es importante que con las pruebas que se realicen se vaya recopilando información suficiente para un análisis estadístico. Es por ello que se recomienda la realización de pruebas con múltiples muestras. Además se deberá mantener un buen control sobre cómo se llevan a cabo las pruebas para permitir una exactitud, confiabilidad y comparación entre los resultados obtenidos por las pruebas.

Entre algunos de los resultados obtenibles están:

- Índices de desgaste
- Efecto de variables en desgaste obtenido

- Comparación de desgaste de nuevos materiales con respecto a materiales anteriores o de referencia.

2.5 Degradación de cerámicos y polímeros

Con respecto a la biodegradación de biomateriales sintéticos, los metales y sustratos de grafito difieren de los no conductivos, como lo son los cerámicos de alta pureza (Óxidos de Alúmina y Zirconia, Alúminatos y Fosfatos de Calcio, y vitro-cerámicos) y los polímeros de alto peso molecular (Polietileno, polimetilmetacrilato, polidimetilsiloxano, politetrafloretileno, polietilenterefilato).

Los cerámicos son estructuras cristalinas y amorfas con enlaces iónicos en su mayoría. Los polímeros son estructuras de enlace covalente primordialmente. Debido a esto, las interacciones con su entorno con soluciones salinas sólo pueden ser descritas parcialmente por teorías electroquímicas básicas. Las propiedades físico-químicas e información de disolución deben ser utilizadas para analizar la interacción entre tejido y materiales no conductivos.

Además los cerámicos tienen como característica su fragilidad, con ello limitando su deformación al límite elástico (punto de ruptura). Mientras tanto la mayoría de los biomateriales polímeros muestran una plasticidad (elongación) previa a la fractura mecánica. Debido a esto es que es importante conocer las características de deformación y esfuerzos residuales en lo que concierne a los metales y polímeros, mientras que queda como una característica de importancia y/o aplicación secundaria para la mayoría de los cerámicos.

Comparado a otros, el óxido de Aluminio y de Zirconia se posicionan entre los materiales más químicamente estables debido a sus propiedades de alta densidad y pureza. Esta característica inherente al entorno es debido a sus enlaces iónicos de mayor energía con la estructura atómica, aunada al hecho de que estas estructuras existen dentro de una oxidación de orden mayor.

También es importante conocer bien el ambiente en el que se vaya a trabajar con el material, ya que algunas propiedades de los cerámicos también sufren de cambios (como mayor aceleración de crecimiento de grietas) y por ende propiedades como la resistencia a la fatiga también cambia.

[19]

2.6 Rechazo Biológico

2.6.1 Defensa del sistema inmunológico

El sistema inmunológico cuenta con una capa de defensa. El sistema ataca y neutraliza células y sustancias ajenas al cuerpo humano. Si un biomaterial implantado se encuentra afectado por el sistema inmunológico, se tendrán resultados en los que se puede dañar al tejido del entorno y/o poner en riesgo el desempeño del implante.

El sistema inmunológico se alerta cuando sustancias no nativas al cuerpo son reconocidas en él. Dichas sustancias se conocen como antígenas. Comúnmente éstas son asociados como ajenas al cuerpo como células cancerígenas, órganos de trasplante, virus o bacterias. Además de estos últimos, también las partículas y moléculas ajenas al cuerpo pueden ser antígenas. [53]

La defensa del sistema inmunológico se da a través de anticuerpos que matan o destruyen células nativas o intrusas en el cuerpo.

2.6.2 Respuestas a implantación de biomaterial

Cuando un biomaterial es implantado en el cuerpo, suele suceder una de dos cosas. La primera puede ser una respuesta de lesión normal. Dicha respuesta se da sobre la cirugía y contra el material implantado. Una inflamación se da normalmente cuando el material no es tóxico para el cuerpo o razonablemente compatible. Después de esto, el cuerpo trabaja en la zona hasta formar una cápsula fibrosa alrededor del material.

La segunda posible reacción, la cual no es deseable, es una inflamación crónica. En ella el cuerpo humano no logra asimilar el material lo suficiente, teniendo una reacción de rechazo intentando eliminar el biomaterial. Después aparecen unas células gigantes ajenas del cuerpo. Esto es una mala señal, ya que si se vuelve serio el problema se tendrán daños en tejido y en el implante en sí. Dado a que esto requeriría otra intervención quirúrgica que implicaría otros riesgos, es deseable no tener esta reacción. [53]

2.6.3 Implantes y partículas de desgaste

En implantes de articulaciones comúnmente se obtienen partículas de desgaste. Este desgaste se da en las superficies de deslizamiento del implante. Típicamente se utilizan polímeros como el polietileno, del cual se desprenden pequeñas partículas por el uso. El problema generado por dichas partículas es la activación del sistema inmunológico atacando a las partículas.

El sistema inmunológico comienza a atacar y erosionar alrededor del hueso causando el problema antes mencionado como osteólisis. Este problema de desgaste es el factor principal que limita la vida útil del implante.[53]

Capítulo 3

Metodología y experimentación

3.1. Obtención de material consolidado

3.1.1. Material de llegada

El material base a utilizar en este proyecto es el polietileno GUR 4150 del proveedor Ticona. Esta selección de material se llevó a cabo basado en la información que Ticona provee, siendo este material uno con las mejores propiedades de resistencia a la abrasión, situándose así como un material idóneo para su aplicación en superficies de rodamiento, en nuestro caso como material base para el diseño de la prótesis de meniscos. Cabe mencionar que Ticona describe al polietileno GUR 4150 como el mejor en cuestión de resistencia a la abrasión de entre los distintos tipos de resinas de polietileno que el proveedor maneja.

Como segundo material, se ha decidido utilizar Zirconia (ZrO_2), ó Dióxido de Zircón, como material de refuerzo en el diseño de nuestro material compuesto. La Zirconia es un material cerámico con buenas características en relación a sus propiedades resistentes a la abrasión. Se pretende crear un material compuesto por los dos materiales antes mencionados creando un material con partículas de ambos materiales en la proporción indicada y que minimice los efectos de desgaste por abrasión en comparación del material de polietileno puro.

Es importante señalar que la decisión de utilizar dichos materiales tomó en consideración un factor muy importante, la biocompatibilidad. Ambos materiales están señalados como tolerables para el cuerpo humano y por ende utilizables como materiales para el diseño de prótesis ortopédicas.

Se seleccionaron a su vez proveedores del material de alta calidad y de confiabilidad, como lo es Sigma-Aldrich para la Zirconia, obteniendo de él la información necesaria para comenzar el diseño del material así como consideraciones de seguridad en el uso del material. Para el proveedor del polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW-PE) se decidió trabajar con el material que Ticona maneja en el mercado, debido a que este proveedor es uno de los más

utilizados en resinas de polietileno de ultra alto peso molecular de grado para uso médico por los distintos productores de implantes de meniscos.

Para el cálculo de material requerido en el proyecto se realizó un cálculo basado en los siguientes criterios:

- Diseño de probeta
 - Tribología
- Cantidad y dimensiones de probetas (de acuerdo a normas ASTM)
 - ASTM G99 (Tribología)
- Variación de parámetros de obtención de material
 - Relación de mezcla de compuesto

El cálculo de probetas estará basado en un diseño de experimentos, y a su vez respetando el número de probetas indicada en las respectivas normas para la realización de las pruebas seleccionadas.

Por medio de la información obtenida con el volumen ocupado por las probetas, los porcentajes del material en la mezcla y la densidad de los materiales (dato brindado en la Tabla 3.2 por los proveedores: UHMW-PE – Ticona y Zirconia – SIGMA-ALDRICH); será posible realizar un cálculo que nos indique la cantidad de material en términos de masa a solicitar a los proveedores ya seleccionados.

Tabla 3.1 Propiedades de UHMW-PE y Zirconia de acuerdo a proveedores

Material	Proveedor	Tamaño de partícula	Densidad (kg/m ³)
UHMW-PE	Ticona	130μ	930
Zirconia	SIGMA-ALDRICH	< 5μ	5890

3.1.2. Caracterización de materiales

Como punto de partida es importante llevar a cabo una caracterización de materiales para poder tener la información inicial de nuestros materiales, antes de realizar la obtención de nuestro material compuesto. Para ello se han identificado algunas propiedades y características

que nos son importantes en dicha caracterización y a su vez se han identificado los posibles métodos de análisis que tenemos posibilidad de realizar. Dichos métodos y propiedades se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.2 Propiedades importantes a caracterizar y método de análisis a emplear

MATERIAL	PROVEEDOR	PROPIEDAD / CARACTERÍSTICA	MÉTODO DE ANÁLISIS
Poliétileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMW-PE GUR 4150)	TICONA	Morfología superficial	Rugosímetro
		Densidad aparente	Cálculo volumen-masa

Para la caracterización de la morfología superficial se utilizó un rugosímetro del Centro de Diseño de Aleaciones Ligeras y Tratamientos Superficiales (CDAL) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), por medio del cual nos fue posible caracterizar, a través de parámetros de rugosidad, las piezas que se sometieron a desgaste.

Para el cálculo de la densidad aparente basta con hacer las mediciones pertinentes de masa y volumen utilizando instrumentos como la balanza analítica.

3.1.3. Preparación de material

Para la obtención de las mezclas de partículas sólidas antes de pasar al método de obtención de material consolidado, se tiene un proceso de mezclado. Se optó por utilizar un mezclador de pantalón, figura 3.1. Este tipo de mezclador tiene un funcionamiento sencillo y adecuado para el mezclado de partículas sólidas. Funciona a base de volteo y por difusión de las partículas durante el movimiento de rotación de su recipiente en forma de "V". Tiene dos entradas, las cuales sirven de puertas de cargado de material al mezclador y puede también funcionar como salida de material.

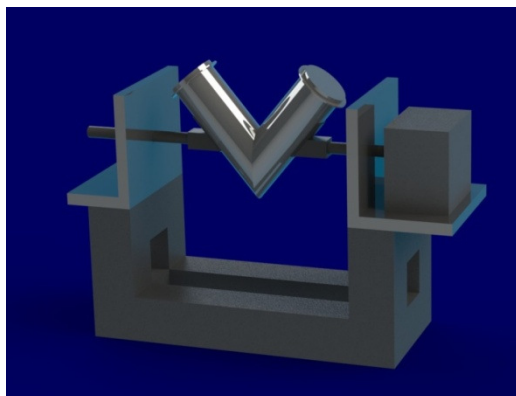


Figura 3.1 Sistema de mezclado de pantalón, forma "V"

El diseño de dicho sistema de mezclado se hace en base a las cantidades a mezclar de material. En el caso de este proyecto, se diseñó con tubos de acero inoxidable de diámetro de 1.5 pulgadas calibre 16, de 4 pulgadas de largo formando una ángulo en "V" con apertura de 80 grados como se ilustra en el esquemático de la figura 3.2. El volumen aproximado del recipiente es de 195 cm³, y es recomendable siempre trabajar por debajo del 50% de la capacidad total para un mejor proceso de mezclado.

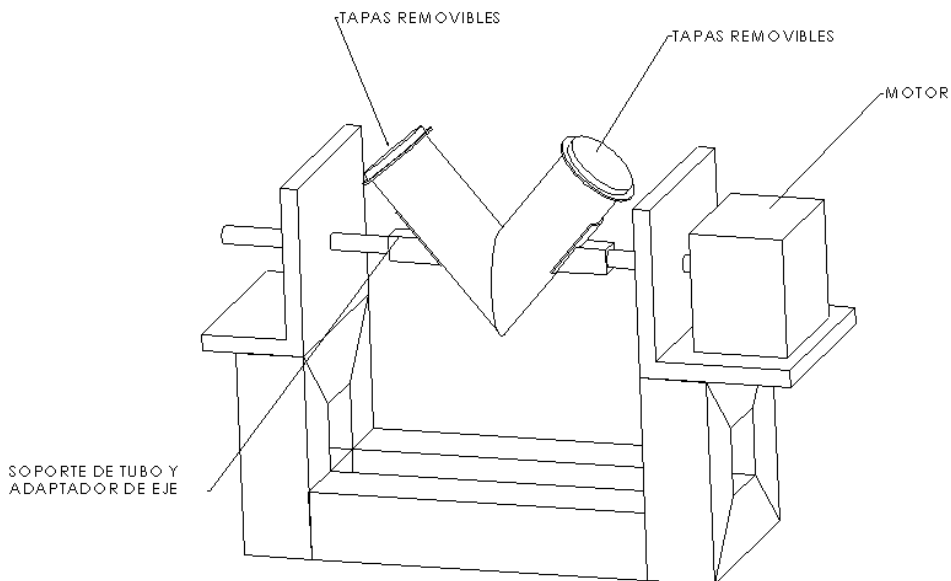


Figura 3.2 Esquemático de partes principales de mezcladora de pantalón, forma "V"

3.1.4. Método de obtención de material consolidado

El polietileno de ultra alto peso molecular es un material que tiene una combinación de excelentes propiedades. Entre ellas destacan su resistencia a la abrasión, resistencia al impacto, no se pega, tiene propiedades de auto-lubricación y excelentes propiedades mecánicas.

Este material es un polímero de una viscosidad extremadamente alta, que se produce en forma de un polvo y tiene un diámetro de partícula que usualmente varía entre 100 a 200 micrones. Debido a esta propiedad es que este material generalmente no puede ser procesado por los métodos comúnmente utilizados por otros termoplásticos. Es por esto que a través de moldeo por compresión y extrusión en prensa es posible generar altas presiones necesarias para fusionar las partículas del polietileno de ultra alto peso molecular.

Es importante tomar en consideración en base a las propiedades de densidad en polvo y en material consolidado de UHMW-PE, las cantidades requeridas para obtener las dimensiones de probeta deseadas; lo cual puede ser obtenido en base al siguiente sistema de ecuaciones:

$$Vol_{probeta} = \frac{m_{UHMWPE}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

, donde:

$Vol_{probeta}$	= Volumen de probeta a obtener
m_{UHMWPE}	= Masa requerida de UHMW-PE en polvo
ρ_{UHMWPE}	= Densidad de UHMW-PE en polvo
$F_{compactación\ UHMWPE} = 2.2$	= Factor de compactación de UHMW-PE
$m_{Zirconia}$	= Masa requerida de Zirconia en polvo
$\rho_{Zirconia}$	= Densidad de Zirconia en polvo

, esto junto a las ecuaciones determinadas por la relación en peso a manejar entre la masa del UHMW-PE y la Zirconia

- a) 100% UHMW-PE y 0% Zirconia ► $m_{Zirconia} = 0$
- b) 90% UHMW-PE y 10% Zirconia ► $9 * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$
- c) 80% UHMW-PE y 20% Zirconia ► $4 * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$
- d) 70% UHMW-PE y 30% Zirconia ► $(7/3) * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$
- e) 60% UHMW-PE y 40% Zirconia ► $(1.5) * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$

Dado este sistema, se puede calcular la masa y volumen a ocupar en cada uno de los casos de mezcla de compuesto para cada probeta a obtener.

Es importante tener en cuenta esta información por tres razones: la obtención de la probeta del tamaño indicado, poder tener un buen sistema de mezclado de sólidos en base al volumen inicial de material en polvo y consideraciones de cantidad de material en la adquisición de materiales.

La información respecto a masas necesarias para obtención y volúmenes de polvo utilizados calculada para cada una de las probetas y mezclas de compuesto se detallan en la Tabla 3.3 y Tabla 3.4.

Tabla 3.3 Masa requerida en mezcla para obtención de probetas (gramos)

Material	%Peso	Tribología
UHMW-PE	100%	4.6454
ZrO2	0%	0
UHMW-PE	90%	4.5658
ZrO2	10%	0.5073
UHMW-PE	80%	4.4701
ZrO2	20%	1.1175
UHMW-PE	70%	4.3528
ZrO2	30%	1.8655
UHMW-PE	60%	4.2056
ZrO2	40%	2.8037

Tabla 3.4 Volumen de mezcla en polvos antes de compresión (cm³)

Volumen de mezcla (cm ³)		
% UHMW-PE/ZrO ₂	Tribología	
	Polvo	Sólido
100/0	11.06	5.03
90/10	9.79	5.03
80/20	8.55	5.03
70/30	7.35	5.03
60/40	6.20	5.03

3.1.4.1. Equipo y proceso a utilizar para moldeo por compresión

De acuerdo al material seleccionado (UHMW-PE GUR 4150) el proveedor (Ticona) nos ofrece algunos parámetros para el procesamiento del material en polvo, entre estas indicaciones se logran identificar los requerimientos para poder procesarlo y a su vez es posible definir el siguiente procedimiento para el moldeo por compresión.

Requerimientos:

1. La prensa a utilizar deber ser capaz de proveer una presión mínima de 1000 psi sobre el área superficial proyectada.
2. Los moldes deberán ser de metal encontrado y deberán estar endurecidos.
3. La separación entre secciones del molde deberá de ser de 0.002 pulgadas para prevenir la contaminación al cerrar el molde.
4. Las superficies del molde deberán estar cromadas para efecto de resistencia a la corrosión.
5. Para obtener el mejor acabado superficial, los moldes deberán ser lo más lisos posibles, aunque en algunos casos es deseable una ligera textura para evitar que se pegue al molde.
6. Silicón puede ser utilizado como agente para remover el material del molde.
7. Se recomienda la utilización de múltiples cilindros hidráulicos para uniformizar la distribución de la presión.
8. Comúnmente se utiliza aceite para el calentamiento y agua para el enfriamiento del sistema.

9. Las placas se operan generalmente 10 grados centígrados por encima de la temperatura deseada en el núcleo.

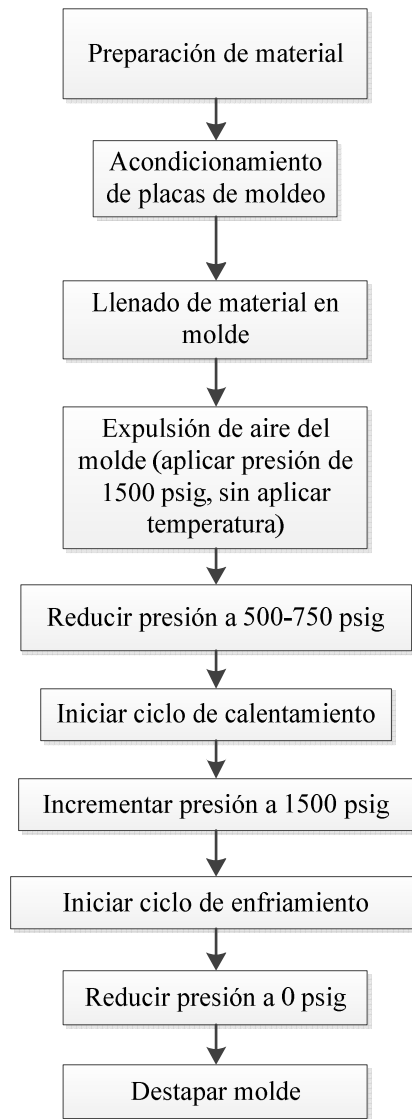


Figura 3.3 Procedimiento para obtención de material a través de moldeo por compresión

En la figura 3.3 se observa un diagrama del procedimiento a seguir en la obtención de nuestro material a estudiar. Dicho proceso se realizará de la misma manera tanto para la realización de las probetas de UHMW-PE puro, como para las de nuestro material compuesto UHMW-PE/Zirconia. Ambos procesos llevarán una etapa de acondicionamiento o preparación del material, en la cual se deberá llevar a cabo un secado del material y en el caso del compuesto un proceso de mezclado previo será realizado con molienda y un alcohol para dispersar

homogéneamente la mezcla deseada. Posteriormente se colocarán las placas de compresión en la prensa a utilizar y sobre ellas se posicionaran los moldes. Estos moldes se diseñarán de manera que este sea un proceso de moldeo directo por compresión, es decir, al término del proceso obtendremos nuestras probetas listas para ser probadas de acuerdo al diseño requerido en las pruebas definidas.

Ahora se comienza con el llenado del molde hembra hasta 2.2 veces el espesor final deseado de la pieza, ya sea con el UHMW-PE puro o con la mezcla para compuesto. Una vez llenado se procede a aplicar una presión de 1500 psig con objeto de eliminar o expulsar el aire; cabe mencionar que la presión se aplicará sin cambio de temperatura en la cámara. Una vez expulsado el aire se deberá reducir la presión a 500-750 psig para posteriormente comenzar con el ciclo de calentamiento. Dicho ciclo se realizará en 1 hora por cada 10 mm de espesor deseado, por lo cual el tiempo variará de acuerdo a la probeta que se esté obteniendo con el molde siendo utilizado.

Una vez terminado el ciclo de calentamiento se aplicará una presión de 1500 psig y se iniciará con el ciclo de enfriamiento, el cual corresponderá a un 50% del tiempo empleado en el ciclo de calentamiento. Al terminar con dicho enfriamiento se destapa el molde para la obtención de la pieza.

3.1.4.1.1. Diseño de componentes para moldeo

Dado que el trabajo se realizará en una prensa que cuenta con cámara controlada, se optó por realizar un diseño de moldes para compresión directa adaptados a los discos de compresión con los que la prensa cuenta. Estos moldes estarán compuestos por 2 partes para cada probeta a elaborar, es decir, un molde macho y un molde hembra.

De acuerdo a las distintas pruebas que se desean realizar, se han definido moldes hembra con cavidades de acuerdo al diseño requerido por cada prueba, dejando dicho diseño con 2.2 veces de profundidad con respecto al espesor requerido por cada probeta previamente definida.

De la misma manera, el molde macho requerido está definido de tal manera que sea posible permitir el espesor deseado en la pieza a obtener, descrito de otra manera, el molde macho estará diseñado para entrar al molde hembra hasta dejar un espacio igual al espesor deseado en la pieza al aplicársele la presión adecuada.

En la figura 3.4 se ilustra el montaje de los moldes hembra (en la parte inferior del ensamble) y macho (en la parte superior del ensamble) para probetas de pruebas de tribología, de tal manera que éstos están adaptados a la forma de los discos de compresión que tiene la prensa.

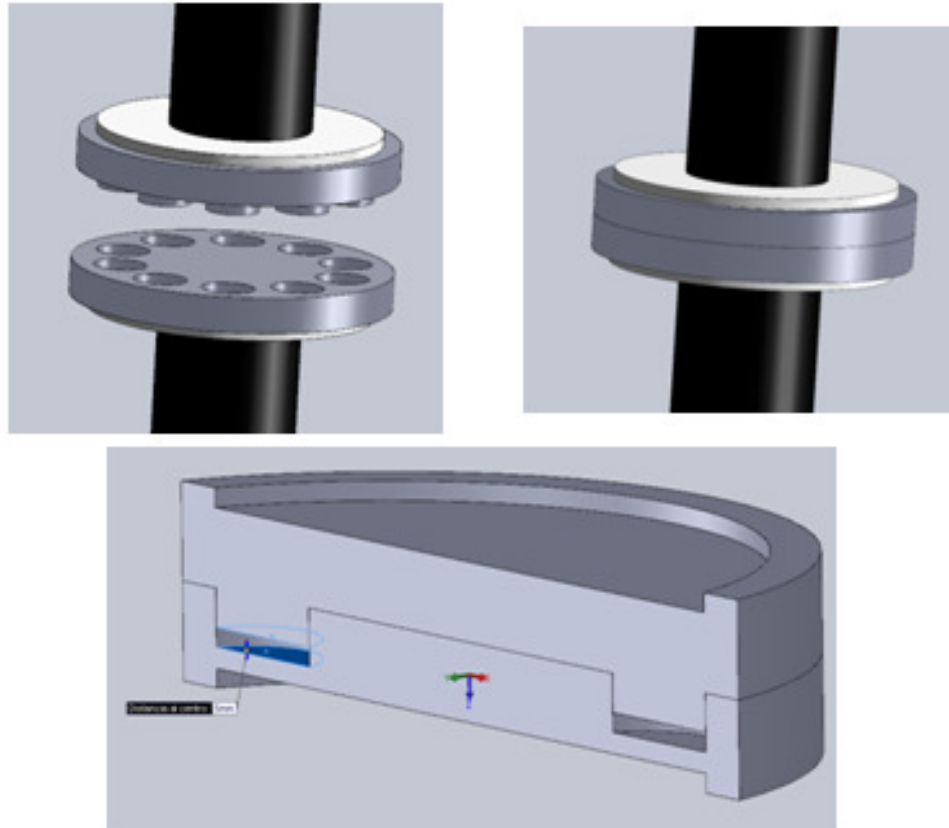


Figura 3.4 Ensamble de moldes para compresión a discos de compresión de prensa (Modelación CAD Solidworks)

Como se ilustra en la vista seccional de la figura 3.4, ambos moldes están diseñados para obtener la probeta del tamaño deseado, esto respetando la separación que debe haber entre los moldes de 0.002 pulgadas.

También es importante el ahorro de material para la elaboración de los moldes, motivo por el cual se decide realizar moldes para múltiples probetas resultantes de cada compresión. La presión aplicada tomará en cuenta el área en la que se esté trabajando, es decir, el área total de las superficies de todas las probetas que se compriman a la vez.

3.1.4.1.2. Fabricación de moldes

Debido a que se optó por realizar las pruebas en una prensa con cámara controlada ya existente, se decidió no fabricar una máquina para la obtención del material. Sin embargo, para llevar a cabo el moldeo por compresión directo, es necesario el diseño de los moldes para obtener el material.

Basado en los requerimientos de diseño de las probetas para realizar las pruebas de este proyecto, ha sido posible diseñar los siguientes moldes para la obtención de las probetas, tomando en cuenta las consideraciones pertinentes en cuestión de dimensiones para realizar el moldeo de acuerdo a lo descrito por el proveedor, en este caso especificaciones de Ticona para el material UHMW-PE en forma de resina GUR 4150.

Inicialmente se trabajó con un primer molde a modo de experimentación, para con él tomar en cuenta todos aquellos problemas que pudieran surgir, y en base a ello obtener un diseño óptimo para nuestros moldes definitivos.

Se diseñó molde para primera la obtención de material UHMW-PE de acuerdo a los parámetros especificados por el proveedor (Ticona) utilizando una barra de acero A-36 maquinada por medio de torno.

El diseño mostrado en la figura 3.5 podrá ser utilizado, por compartir la geometría de las piezas requeridas, para la obtención de probetas para pruebas mecánicas de dureza y tribología. Cabe mencionar que el diseño muestra una separación entre moldes macho y hembra de 0.002 pulgadas de acuerdo a las recomendaciones del proveedor para permitir la salida de impurezas al inicio del proceso de obtención de probetas.

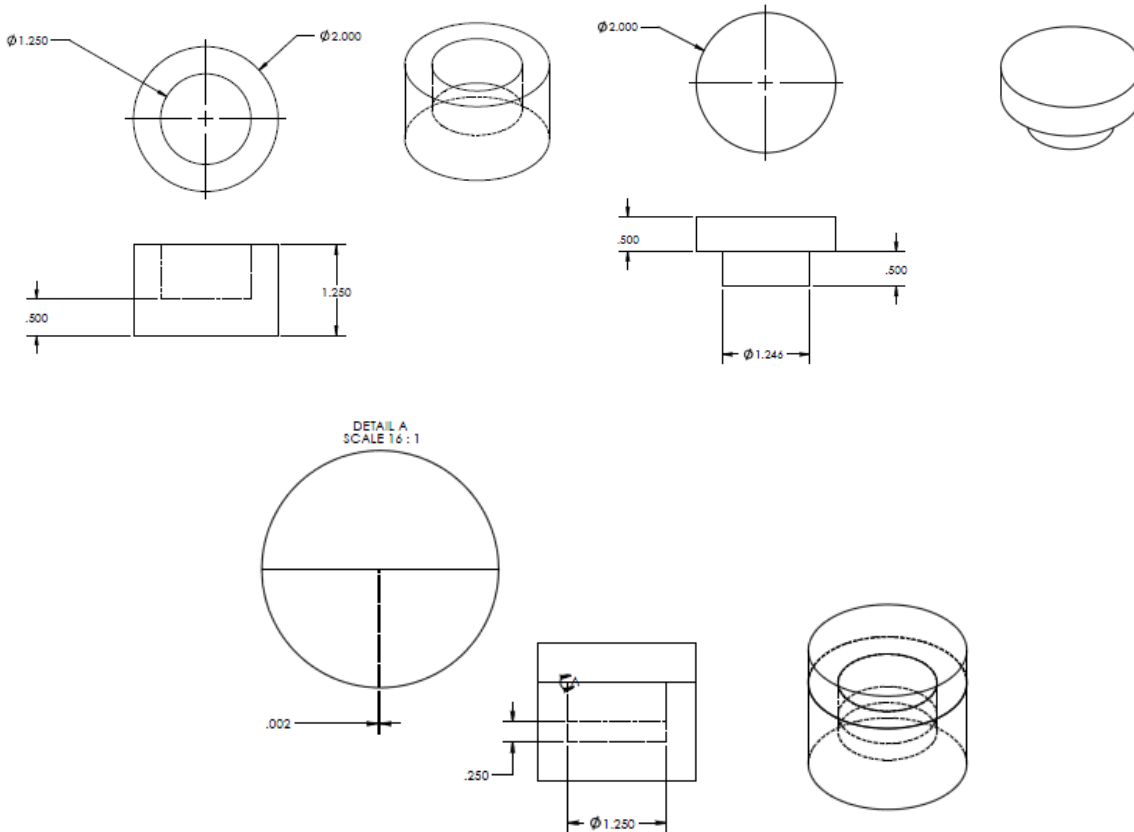


Figura 3.5. Diseño de probeta de caracterización (macho, hembra y ensamble), medidas en pulgadas.

De este primer diseño se pudo concluir y hacer un ajuste dimensional a unos moldes inicialmente diseñados. El detalle a corregir fue buscar una manera en la que las probetas obtenidas ya del proceso de moldeo pudiera ser removidas del molde de la manera más fácil y evitando dañar la probeta y/o el molde. Como solución se decidió hacer un diseño por ensamble, donde es posible desensamblar el molde de tal manera que pueda ser removido la probeta trabajada fácilmente, y además tenemos un ahorro de material, ya que es posible utilizar una parte de base común.

El diseño de los moldes se ilustran en las figuras 3.6 para la obtención de las probetas de tribología y se muestra un molde que de fabricarse distintos tipos de probetas puede ser utilizado como base común, y en la figura 3.10 se muestran los ensambles de cada uno de los moldes.

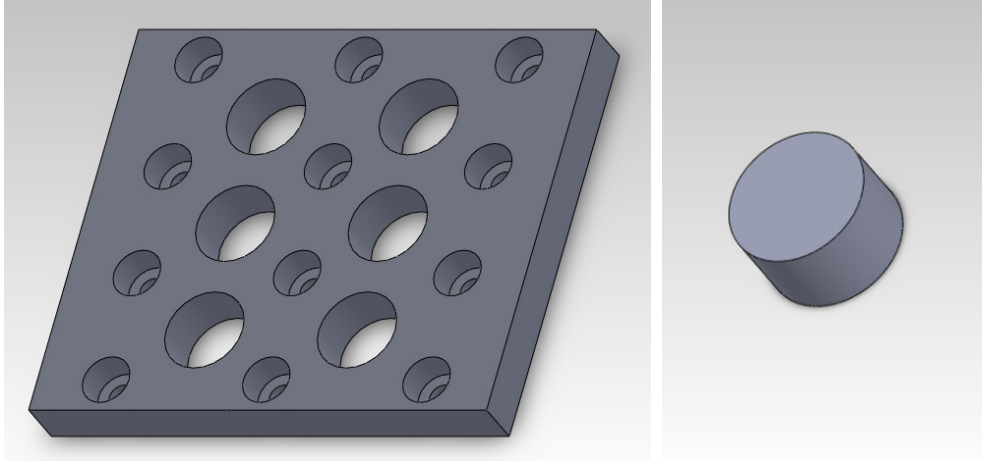


Figura 3.6 Moldes para compresión directa de probetas para pruebas de tribología

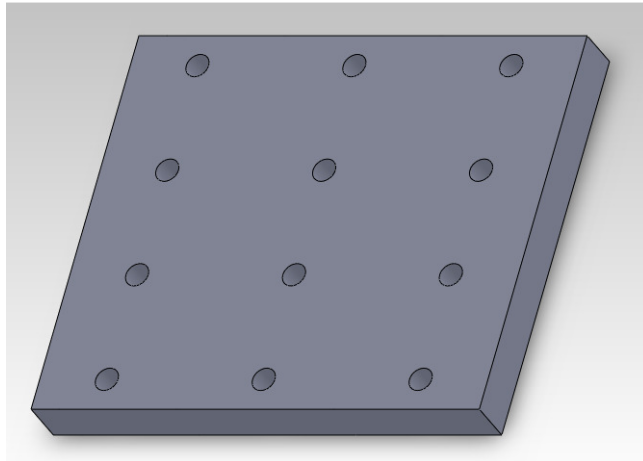


Figura 3.7 Molde de base común para compresión directa de probetas para pruebas

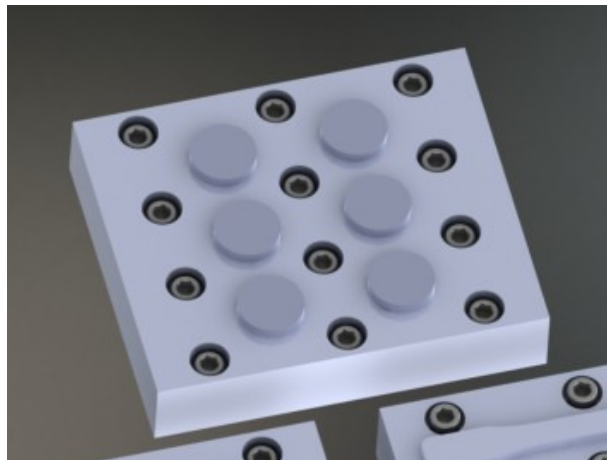


Figura 3.8 Ensamblajes de moldes para compresión (macho, hembra y base común)

3.1.4.1.3. Moldeo de primer espécimen

Para la obtención de la primera probeta de material UHMW-PE puro, se utilizó el molde para caracterización previamente diseñado en conjunto con una máquina universal con capacidad de carga de 100kN, en el Instituto de Ingeniería de la Universidad Autónoma de Baja California. Previo a iniciar el proceso, se procedió a realizar algunos cálculos de acuerdo a los parámetros indicados en el proceso definido por Ticona, descrito en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5. Parámetros de obtención de probetas de UHMW-PE

Parámetro	Valor / Rango
Presión inicial	1500 psig
Presión a 210°C	500-750 psig
Presión final	1500 psig

Para aplicar dichos rangos de presión, se calculó la fuerza a aplicar por la máquina universal, de acuerdo a la pieza que se obtendría a partir del molde con forma cilíndrica.

$$A = \pi * r^2 = \pi * \left(\frac{1.25in}{2}\right)^2 = 1.227in^2$$

$$P = \frac{F}{A}$$

▶ $F = P * A$

▶ $F_{1500psig} = P_{1500psig} * A = 1840 \text{ lbs}$

▶ $F_{500psig} = P_{500psig} * A = 613.59 \text{ lbs}$

▶ $F_{750psig} = P_{750psig} * A = 920 \text{ lbs}$

Teniendo en cuenta dicha información se logra redefinir la tabla 3.6. con los parámetros que controlaremos durante el ciclo definido para la obtención del material.

Tabla 3.6. Parámetros de fuerza para proceso de moldeo

Parámetro	Valor / Rango	Fuerza Aplicada
Presión inicial	1500 psig	1840 lbs

Presión a 210°C	500-750 psig	613.59 – 920 lbs
Presión final	1500 psig	1840 lbs

Posterior a tener los cálculos de fuerza a aplicar en la máquina universal, buscamos obtener la cantidad de resina de UHMW-PE para llenar nuestro molde como se muestra en la figura 3.11. Dicho cálculo se realiza a partir de las propiedades de densidad de material ya conformado por resina 1050 de UHMW-PE, datos que el proveedor nos indica de 0.93 gr/cm³. Aunado a esto se toma en cuenta que se desea obtener una probeta cilíndrica de dimensiones de 0.25 pulgadas de alto y un diámetro de 1.25 pulgadas.



Figura 3.9. Molde llenado con UHMW-PE

$$V = A_{base} * h = \pi * r^2 * h = \pi * \left(\frac{1.25in}{2}\right)^2 * 0.25in = 0.306796 in^3$$

$$\rho = \frac{m}{V}$$

$$m = \rho * V = \frac{0.93 gr}{cm^3} * 0.306796in^3 * \frac{(2.54cm)^3}{1in^3} = 4.675564 gr$$

- donde, V = volumen
A_{base} = área de la base
h = altura deseada en probeta
r = radio deseado en probeta

m = masa
 ρ = densidad

Teniendo como referencia el cálculo anterior, tomamos una muestra de 4.675 gramos de UHMW-PE utilizando una báscula electrónica para posteriormente llenar nuestro molde hembra con dicha resina. Una vez llenado de UHMW-PE colocamos el molde macho, ensamblando ambos y dejando atrapada la resina entre ambos. Ahora posicionamos nuestro molde en la cámara de temperatura de la máquina universal. Cabe mencionar que para realizar el moldeo por compresión se utilizan los discos de compresión de la máquina, sobre los cuales se posiciona el molde con resina.

Ahora procedemos a aplicar una presión utilizando los controles manuales de la máquina universal, a través del software *TestWorks 4*. Dicha presión se controló de manera manual, tomando como referencia los rangos de carga a aplicar para obtener las presiones deseadas en el molde. Esto fue monitoreado con los valores de carga mostrados en pantalla del software y control frontal de la máquina universal, los cuales están conectados a sensores de la misma máquina. En la figura 3.12 se muestra el molde ya en la máquina universal dentro de la cámara de temperatura lista para el proceso.

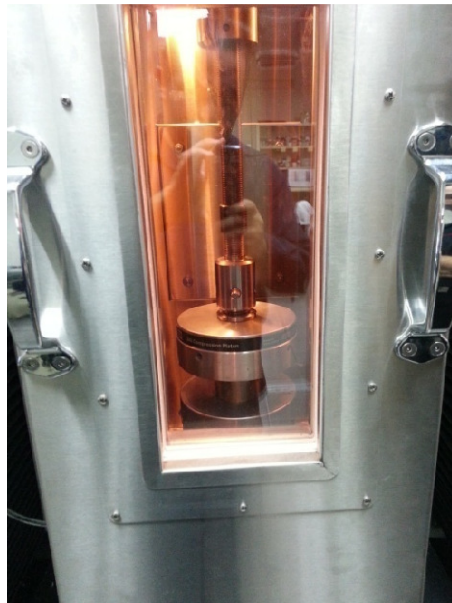


Figura 3.10. Molde con UHMW-PE dentro de cámara de temperatura en máquina universal

La presión aplicada es de 1500 psig a nuestro molde, con el objeto de expulsar la mayor cantidad de aire e impurezas antes de iniciar el proceso. Dicha presión se aplica sin aplicar calor al molde.

Una vez que todo está en posición, procedemos a configurar el controlador de temperatura para alcanzar una temperatura de 210°C o 392°F. Al comenzar el ciclo de calentamiento se reduce la presión a un rango entre 500 y 750 psig. Se mantiene la presión en el rango hasta observar en el controlador una temperatura de 392°F, punto en el cual comienza un periodo de 38.1 minutos de permanencia a esa temperatura y presión. Este cálculo es indicado por el proveedor, quien indica que se debe mantener la presión durante un tiempo de 1 hr/10mm de espesor deseado en la probeta.

$$t = \frac{60\text{min}}{10\text{mm}} * 0.25\text{in} * \frac{25.4\text{mm}}{\text{in}} = 38.1\text{min}$$

donde t es el tiempo de permanencia.

Después de dicho periodo, se comienza a enfriar el espécimen, mientras se aumenta la presión en el molde de nuevo a 1500 psig durante el 50% del tiempo del ciclo de calentamiento, lo cual corresponde a 19.05 minutos. En la figura 3.13 se describe el ciclo de temperatura durante el proceso de obtención de probetas de UHMW-PE.

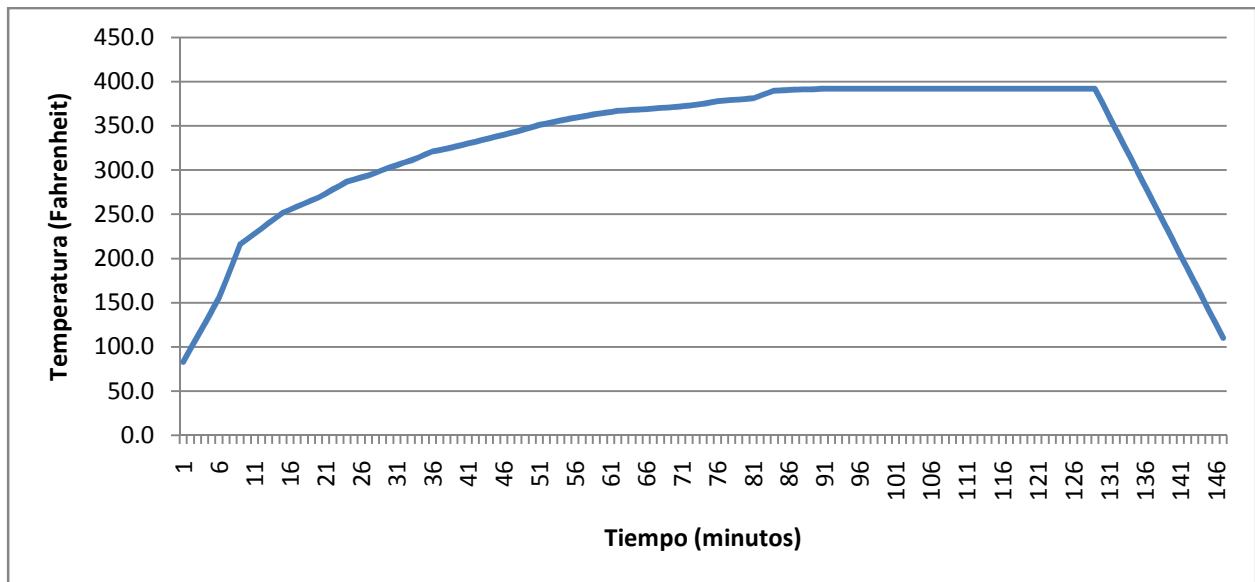


Figura 3.11. Gráfica de temperatura durante obtención de probeta UHMW-PE

Se consideró de valor documentar que durante el proceso se observó que al momento de mantener la carga por parte de la máquina universal, era necesario hacer ajustes debido a que el material siendo comprimido pasaba por dos fenómenos. El primero era la compactación de las partículas del material, lo cual nos daba un efecto de medición de menor aplicación de fuerza durante el acomodo de las partículas. Como segundo fenómeno se observó que se medía más fuerza por la máquina universal, lo cual fue asociado con la expansión térmica del material. Para ambos casos se compensó de manera manual, manteniendo los valores de presión previamente definidos para no afectar el proceso.

Se observó también que para facilitar la remoción de las piezas, era posible utilizar un silicón con base de agua, en nuestro caso utilizamos “Armor All”. Esto a pesar de que, de acuerdo al proveedor del polietileno, no es necesario agregar ningún aditivo o agente, lo cual es descrito dentro de las propiedades de la resina por parte del proveedor

Por último se midió el volumen y masa del espécimen obtenido del moldeo para obtener su densidad. Se midió su masa primero con una balanza electrónica y posteriormente su volumen se midió en agua con una probeta graduada y se midieron sus dimensiones geométricas.

$$m = 4.666 \text{ gramos}$$

$$v_{\text{geometria}} = \pi * r^2 * h = \pi * \left(\frac{3.1\text{cm}}{2}\right)^2 * 0.67\text{cm} = 5.056943 \text{ cm}^3$$

$$v_{\text{agua}} \approx 4\text{ml} \approx 4\text{cm}^3$$

Como podemos observar en la medición en la probeta con agua, no logramos obtener una medida precisa, por lo cual para fines de análisis se utilizará el cálculo geométrico.

$$\rho = \frac{m}{v_{\text{geometria}}} = \frac{4.666 \text{ gramos}}{5.056943 \text{ cm}^3} = 0.92 \text{ gr/cm}^3$$

Ahora con esto podemos hacer la comparación con los valores dados por el proveedor, que es de 0.93 gr/cm^3 , medida a la cual nuestra probeta se ha acercado en casi su totalidad. Con esto validamos el proceso de moldeo según las especificaciones de parte del proveedor.

3.1.4.1.4. Análisis de conformado y distribución de partículas

Como parte inicial de esta investigación, se procedió a analizar la distribución del refuerzo cerámico en el material compuesto obtenido, para tener en cuenta bajo qué condiciones estamos obteniendo nuestros resultados a lo largo del trabajo.

En la figura 3.12. se describe el procedimiento que se siguió para comenzar con el análisis mencionado.

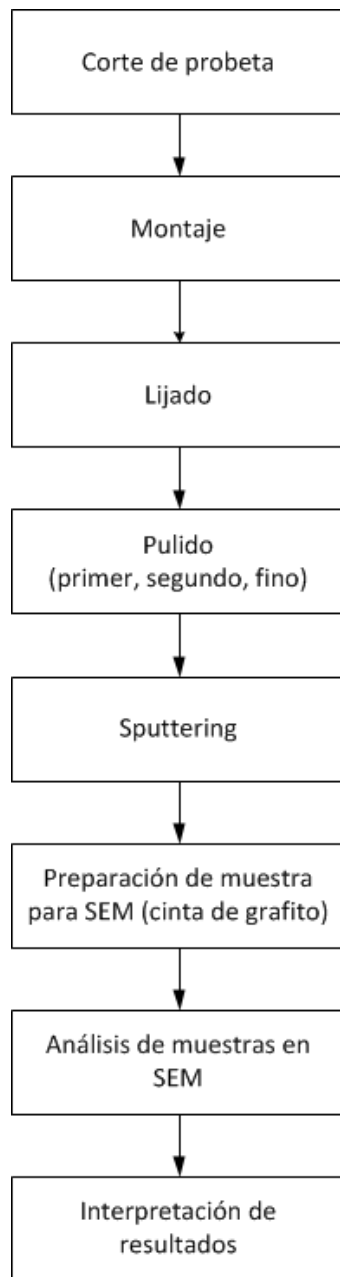


Figura 3.12. Diagrama para análisis de distribución de refuerzos en material compuesto

El proceso se definió para realizar de una manera exactamente igual cada una de las muestras analizadas.

3.1.4.1.4. 1. Corte

Las probetas obtenidas se han cortado en el centro de la pieza y de nuevo al centro de la pieza cortada para obtener un cuarto de pieza. Se realizó el corte en una cortadora de disco fija con un disco exclusivo para el corte de piezas hechas de UHMW-PE y Zirconia.

Para las distintas mezclas de UHMW-PE/Zirconia (100/00, 90/10, 80/20, 70/30 y 60/40), con respecto a su porcentaje en peso de la probeta, se obtuvieron 2 piezas a analizar posteriormente a través de un microscopio electrónico de barrido (SEM), para lo cual se cuidó a qué sección correspondía cada lado de la probeta a analizar.

3.1.4.1.4. 2. Montaje

El montaje inicialmente se realizaría en una resina con grafito para facilitar el uso en el microscopio (SEM), dado que es necesario que toda la pieza sea conductiva mientras se realiza el análisis. Debido a las características de temperatura a la que se puede trabajar el polietileno, en nuestro caso un punto de fusión de 130 grados Centígrados, además de conocer a través de la literatura que existen casos en los que el polietileno comienza a fundirse desde temperaturas entre los 60 y 90 grados centígrados; no pudimos utilizar directamente este proceso, ya que la temperatura de curado de la resina con grafito era de 150 grados.

En lugar de la resina mencionada se utilizó una resina epóxica con catalizador la cual podía ser curada a temperatura ambiente. Uno de los problemas al utilizar esta resina era que debido a las diferencias en densidad de las probetas y la resina, se producía un desplazamiento de la pieza, es decir, ésta flotaba. Para ello se colocó un peso sobre la misma antes de cubrir con resina la pieza, asegurando el correcto posicionamiento de la misma.

Durante el proceso de montaje en resina, se cuidó mucho el posicionamiento de la probeta a analizar en la resina, ya que nos era importante poder analizar la distribución de la Zirconia en la sección analizada. Se optó por definir el posicionamiento como se muestra en la figura 3.13,

donde podemos observar el centro de la probeta recortada y el lado inferior de la misma de una manera sencilla, según su posicionamiento con respecto al centro del montaje.

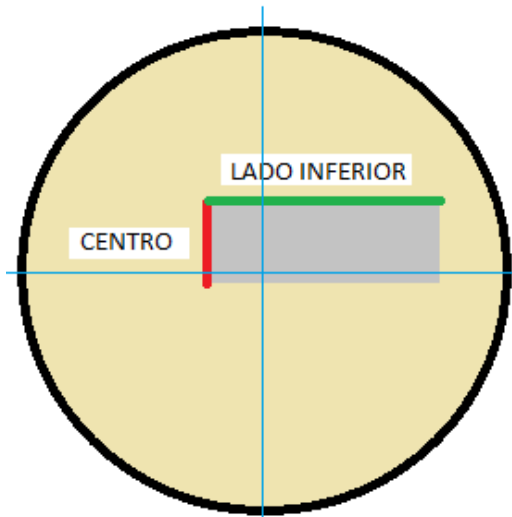


Figura 3.13. Designación de posicionamiento de piezas durante montaje en resina para ubicación correcta de la región a analizar

3.1.4.1.4. 3. Lijado

Las piezas a analizar se lijaron de acuerdo a la norma ASTM E 2015 y en concordancia también con la norma ASTM E 3. De acuerdo a las normas mencionadas el lijado se llevó a cabo bajo las siguientes condiciones:

- Se utilizará una velocidad de 125 RMP.
- Revisión de remoción de material entre cada 15 a 30 segundos.
- Se utiliza agua como lubricante durante el proceso.
- Se utiliza lija de grado 600
- Se utilizará una presión entre un rango de 13,800 y 34,500 Pa, de lo cual se calcula el rango de fuerza de acuerdo a los siguientes cálculos,

Diámetro = 0.03m, radio=0.015m, pi=3.1416

$$F_{max} = 3(\pi * r^2) * P_{max} = 73.1598 N$$

$$F_{min} = 3(\pi * r^2) * P_{min} = 29.2639 N$$

- Se seleccionó una carga de 45 N de acuerdo al rango permitido en base a los parámetros disponibles en el equipo de lijado automático.

3.1.4.1.4. 4. Pulido

Las piezas a analizar se pulieron de acuerdo a la norma ASTM E 2015 y en concordancia también con la norma ASTM E 3. De acuerdo a las normas mencionadas el pulido se llevó a cabo bajo las siguientes condiciones:

- Se utilizará una velocidad de 125 RMP.
- Se utilizará una presión entre un rango de 13,800 y 34,500 Pa, de lo cual se calcula el rango de fuerza de acuerdo a los siguientes cálculos,
Diámetro = 0.03m, radio=0.015m, pi=3.1416
$$F_{max} = 3(\pi * r^2) * P_{max} = 73.1598 \text{ N}$$
$$F_{min} = 3(\pi * r^2) * P_{min} = 29.2639 \text{ N}$$
- Revisión de remoción de material entre cada 15 segundos.
- Primer pulido (Abrasivo de diamante de 9µm)
 - Pulido utilizando paño para pulido con abrasivo de 9 µm.
 - Lubricante con abrasivo en solución de 9µm de diamante.
 - Ciclos de 30 segundos repetidos hasta observar superficie de acabado homogéneo.
 - Velocidad de 80 rpm.
 - Carga de 20 N.
- Segundo pulido (Abrasivo de diamante de 3µm)
 - Pulido utilizando paño para pulido con abrasivo de 3 µm.
 - Lubricante con abrasivo en solución de 3µm de diamante.
 - Ciclos de 30 segundos repetidos hasta observar superficie de acabado homogéneo.
 - Velocidad de 80 rpm.
 - Carga de 20 N.
- Pulido final (Sílice coloidal)
 - Pulido utilizando paño para pulido con sílice coloidal.
 - Lubricante con abrasivo en solución con sílice coloidal.
 - Ciclos de 30 segundos repetidos hasta observar superficie de acabado homogéneo.
 - Velocidad de 80 rpm.
 - Carga de 15 N.

3.1.4.1.4. 5. *Sputtering*

Ya que estamos trabajando con un material no conductor (UHMW-PE) debemos recurrir a un proceso de recubrimiento con un material conductor, en nuestro caso oro a través de un equipo de *sputtering*, en la Universidad Politécnica de Cataluña, mostrado en la figura 3.14.



Figura 3.14. Equipo de *sputtering*

A continuación se describe el proceso realizado para obtener el recubrimiento conductor requerido:

1. Se abre la cámara de *sputtering* levantando tapa y se coloca la pieza en el centro.
2. Se abre la llave del tanque de Argón con presión de 0.6 bar.
3. Se inicia el equipo a través del interruptor MAIN NETZ, haciendo con esto que inicie la bomba de vacío y observándose el vacío generado en la pantalla, esperando obtener una presión de $5 \cdot 10^{-2}$ bar de vacío al menos.
4. Esperar de 10 a 15 minutos para obtener el vacío adecuado purgando el sistema a través del botón de RINSING.
5. Se selecciona el tiempo de trabajo (300 segundos)
6. Ya obtenido el vacío se enciende el HV ON.
7. Se selecciona una corriente de 20 mA.
8. Se retira la protección de la oblea de oro cambiando la posición a OPEN.

9. Una vez transcurrido el tiempo seleccionado, cerramos la oblea regresando a CLOSED.
10. Se deja un intervalo de vacío de 2 minutos y posteriormente se apaga el equipo a través del interruptor MAIN NETZ.
11. Se levanta la tapa y se retira la pieza con el recubrimiento de oro.
12. Al finalizar nuestras probetas cerramos el argón.

3.1.4.1.4. 6. Preparación de muestras para microscopio

Debido a que el microscopio de barrido electrónico (SEM) requiere trabajar con un material conductor, se ha realizado un recubrimiento de oro. A pesar de esto, no toda la probeta es conductiva, y ya que debe haber continuidad eléctrica con la base que sostendrá la probeta en el microscopio, debemos de utilizar una cinta adhesiva con grafito para mantener esa conexión. La cinta de preferencia debe alcanzar a tocar la pieza en el montaje y la base del montaje.

3.1.4.1.4. 7. Análisis de muestras en microscopio e interpretación

El funcionamiento del microscopio de barrido electrónico basa su funcionamiento en la conductividad y logra darnos una representación virtual de la superficie conductiva analizada. Dado que la capa de oro depositada a través del *sputtering* es sumamente delgada, del rango nanométrico, es posible que visualicemos la superficie en estudio. Cabe mencionar también que en algunas ocasiones los electrones pueden degradar la superficie debido a su energía, por lo cual en algunos casos durante el mismo análisis se pueden observar variaciones mientras se logra el enfoque del lente.

Primero se visualizaron las probetas de UHMW-PE en estado puro, con esto podemos tener una referencia de cómo se ve el material sin ninguna inclusión en él. La figura 3.15. nos muestra la visualización del material.

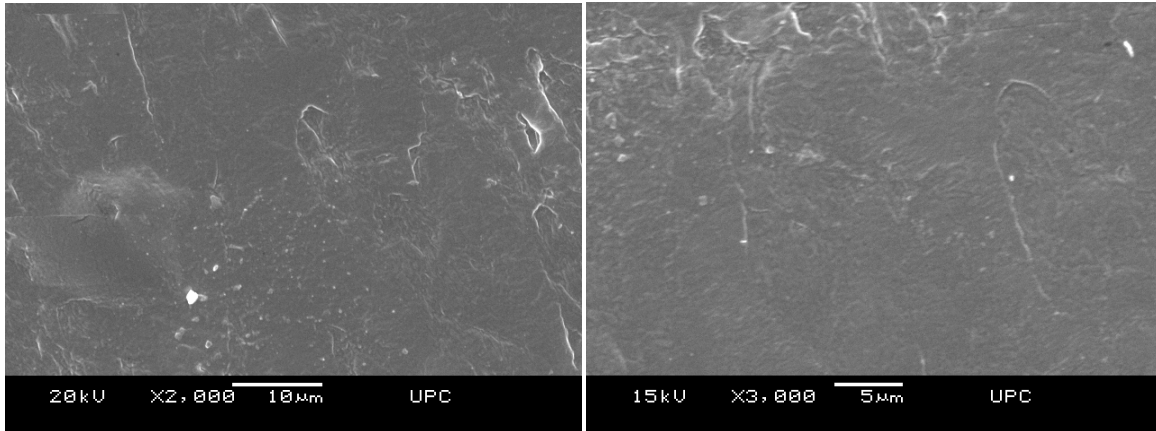


Figura 3.15. Visualización de probeta de UHMW-PE a 2,000X y 3,000X.

También en la figura 3.15. podemos observar (con una gran amplificación de la imagen) una superficie relativamente lisa y con un poco de degradación en el material debido a la incidencia de los electrones en el material. Dicho efecto se debe a que la capa superficial de oro es muy delgada y susceptible a esta incidencia.

Posteriormente se realizaron observaciones a distintos enfoques en búsqueda de analizar la distribución de partículas de Zirconia en la matriz polimérica, mientras se observaba las piezas se prestó atención a la orientación de éstas en el microscopio, ya que esto nos permite observar si existió alguna distribución mayormente favorecida hacia alguno de los lados del corte de la probeta.

En la figura 3.16. con una visualización de la probeta de relación 90/10 a 35x, podemos observar las inclusiones de Zirconia a lo largo del material, sin embargo, la composición no es totalmente homogénea y además se presentan aglomeraciones de material pronunciadas. Aún así cabe mencionar que las aglomeraciones del material de refuerzo se ven distribuidas sin marcar algún patrón específico en alguna de las orillas del material.

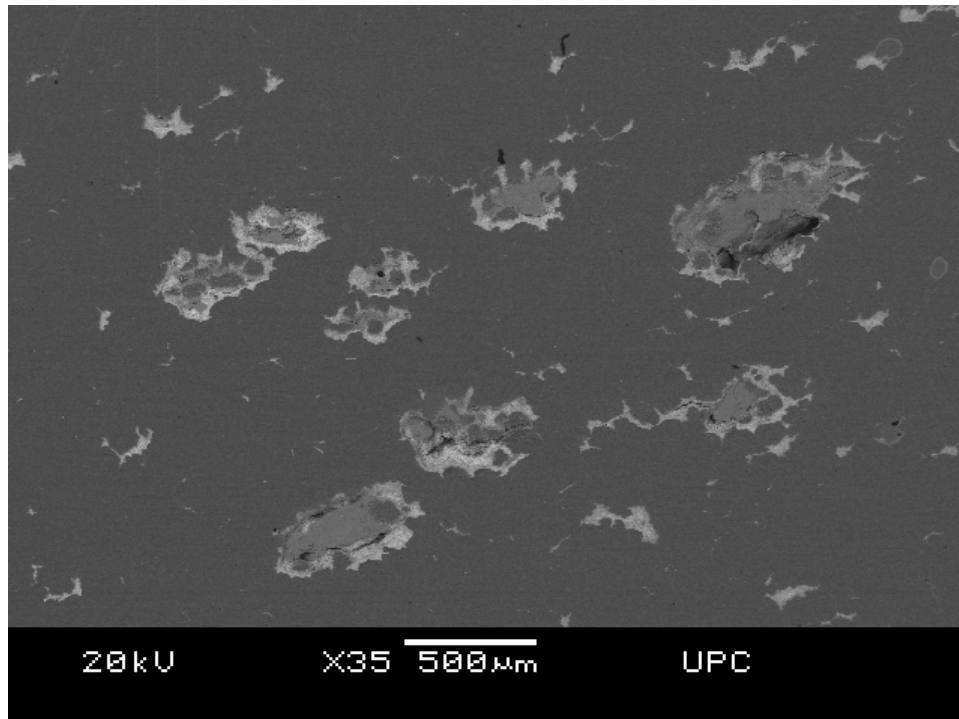


Figura 3.16. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 90/10 a 35X.

Como podemos visualizar en la figura 3.17. con amplificación a 300x y 2,000x, se pueden observar más claramente las inclusiones del material en forma de aglomerados y se visualizan partículas de Zirconia del tamaño de 5μm, además de otras partículas de menor tamaño.

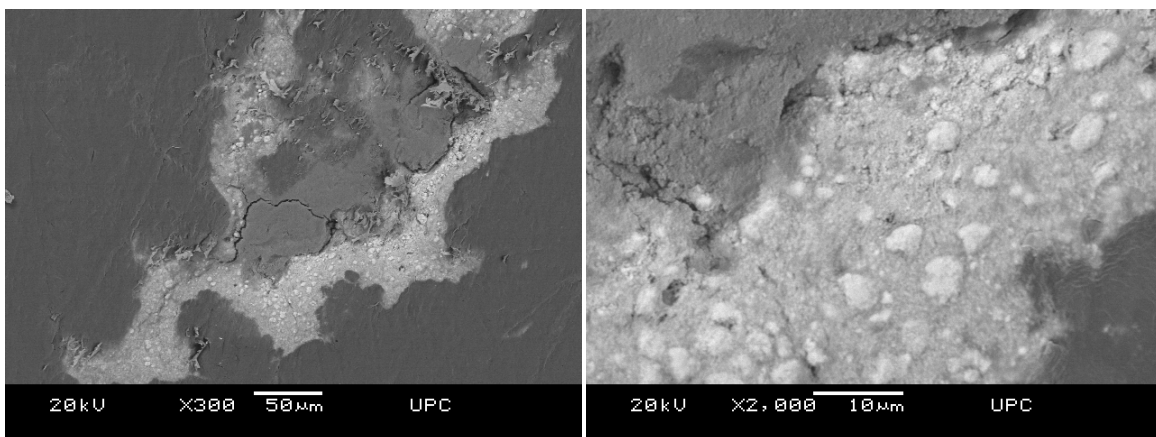


Figura 3.17. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 90/10 a 300X y 2,000X.

En la figura 3.18. con una visualización de la probeta de relación 80/20 a 35x, podemos observar las inclusiones de Zirconia a lo largo del material. A pesar de mostrarse algunas aglomeraciones

de material, parece haber ligeramente una mejor distribución del material en la matriz polimérica.

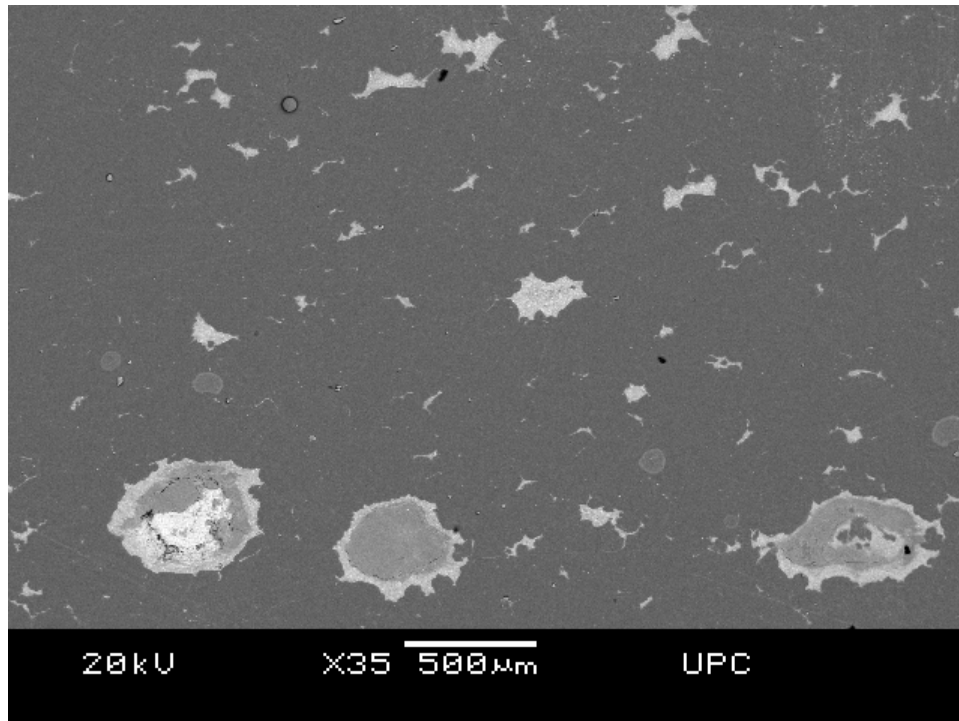


Figura 3.18. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 80/20 a 35X.

En la figura 3.19. con amplificación a 300x y 2,000x, se pueden observar con mejor detalle las aglomeraciones en la mezcla 80/20, donde se ubican las partículas de Zirconia de tamaño de 5µm junto a otras de menor tamaño.

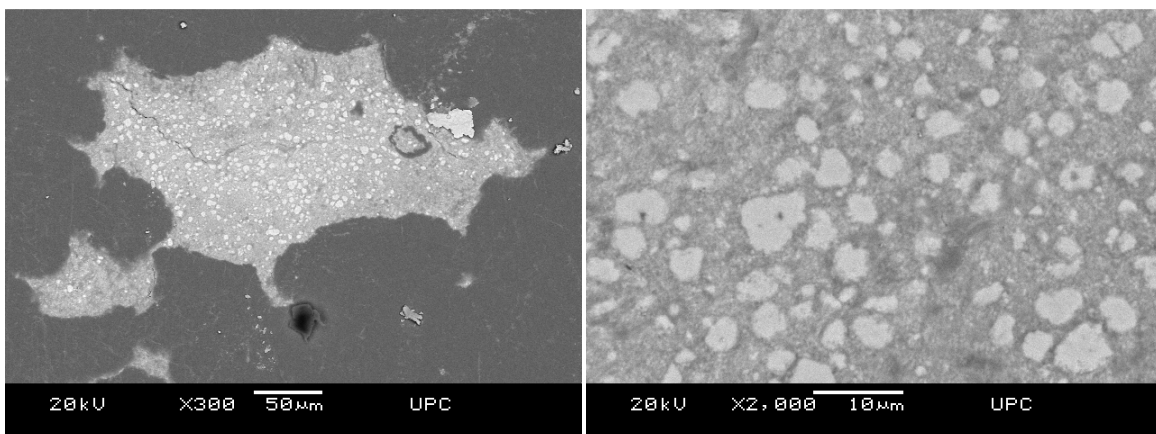


Figura 3.19. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 80/20 a 300X y 2,000X.

En la figura 3.20., con una visualización de la probeta de relación 70/30 a 35x, al igual que en los casos anteriores podemos observar las inclusiones de Zirconia y su distribución a lo largo del material. En este caso se pueden identificar concentraciones mayores de Zirconia a lo largo del material, e incluso las aglomeraciones pueden observarse de un tamaño considerablemente mayor a las mezclas con menor concentración de Zirconia.

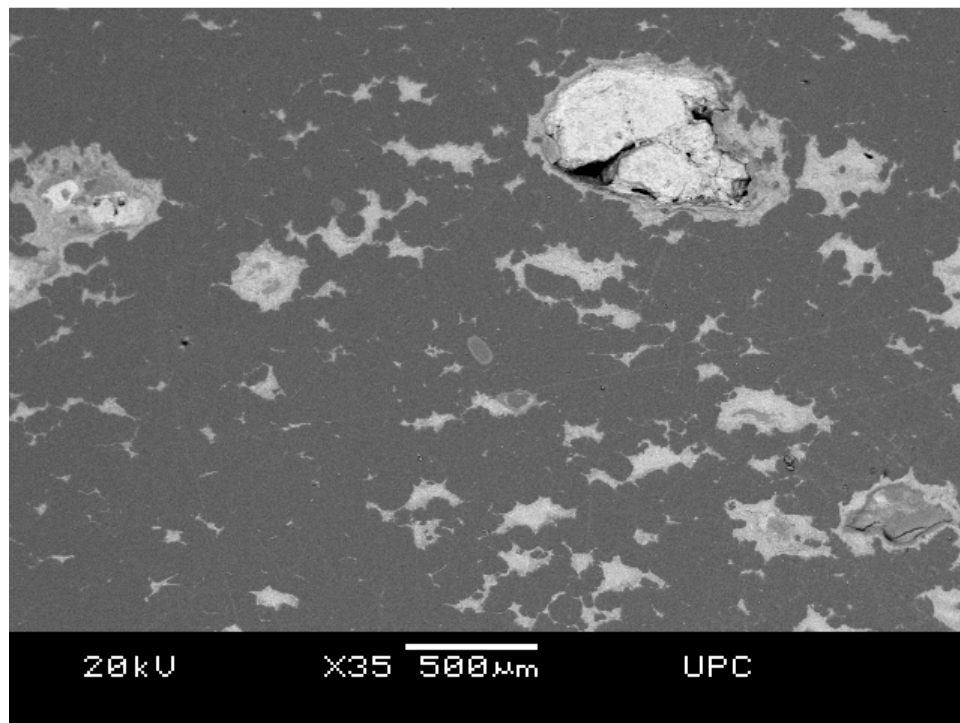


Figura 3.20. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 70/30 a 35X.

En la figura 3.21. podemos observar a una amplificación de 300X y 2,000X las aglomeraciones ubicadas en el material. En esta mezcla de relación 70/30 se observan concentraciones grandes, que incluso ya en el material a simple vista pueden ser detectadas. Estas concentraciones incluso son preocupantes, ya que puede causar una mayor porosidad superficial en el material y desprendimiento de partículas y aglomeraciones de Zirconia.

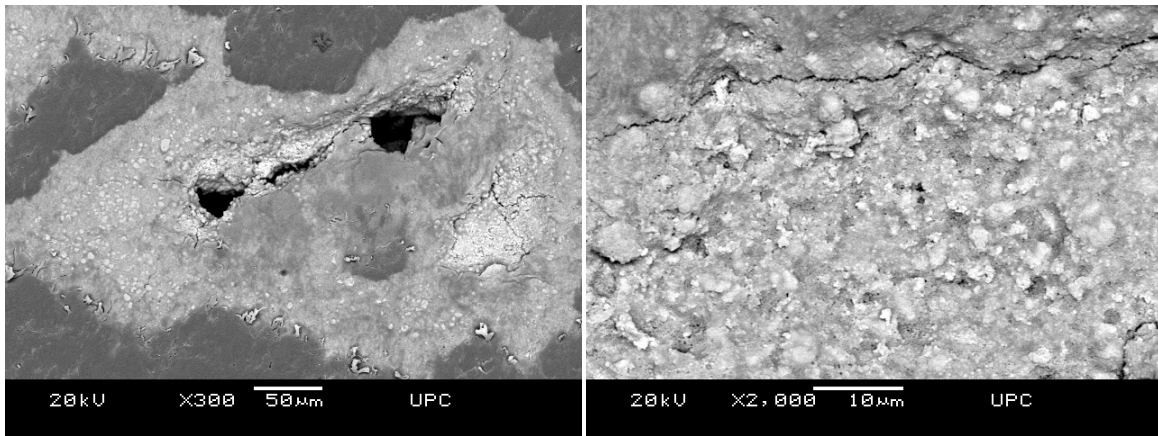


Figura 3.21. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 70/30 a 300X y 2,000X.

Por último, podemos ver una visualización de la probeta con relación 60/40 a 35X en la figura 3.22. En ella se pueden observar concentraciones de Zirconia que alcanzan a unirse con otras, lo cual hace incluso mayores aglomeraciones de Zirconia a pesar de que se puede observar Zirconia presente a lo largo de gran parte de la pieza.

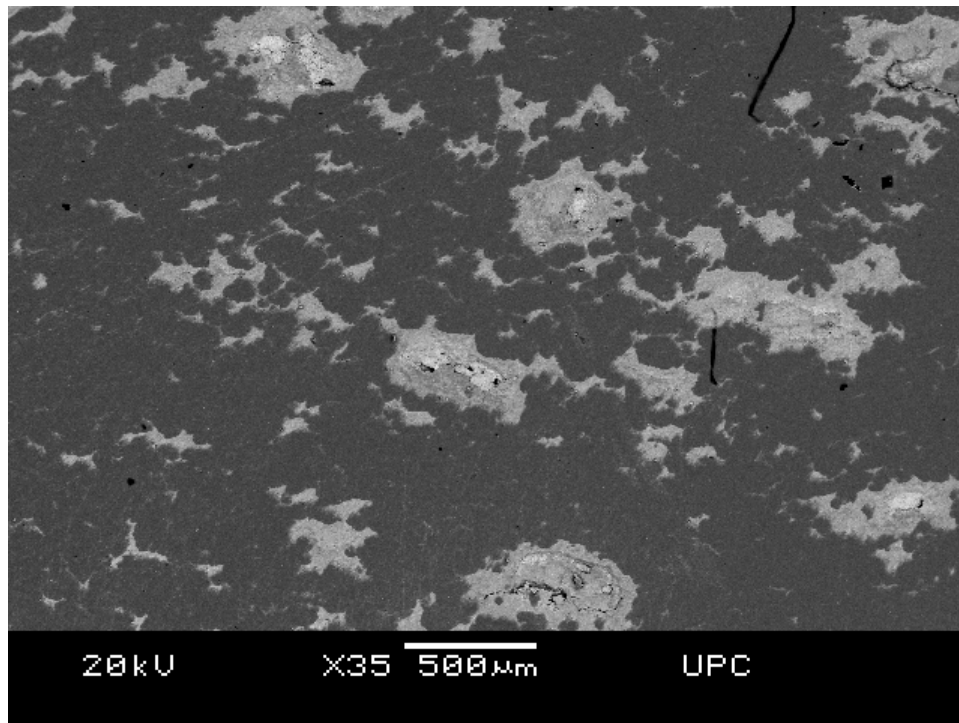


Figura 3.22. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 60/40 a 35X.

Al analizar de cerca a 300X y 2,000X en las aglomeraciones encontradas en las mezclas 60/40, podemos observar el tamaño de partícula de 5 µm utilizado en el refuerzo. Además en la figura

3.23. cabe señalar que se observa, de manera similar a las probetas de 70/30, cómo las aglomeraciones al ser muy grandes, pueden inducir desprendimiento del refuerzo con respecto a la matriz.

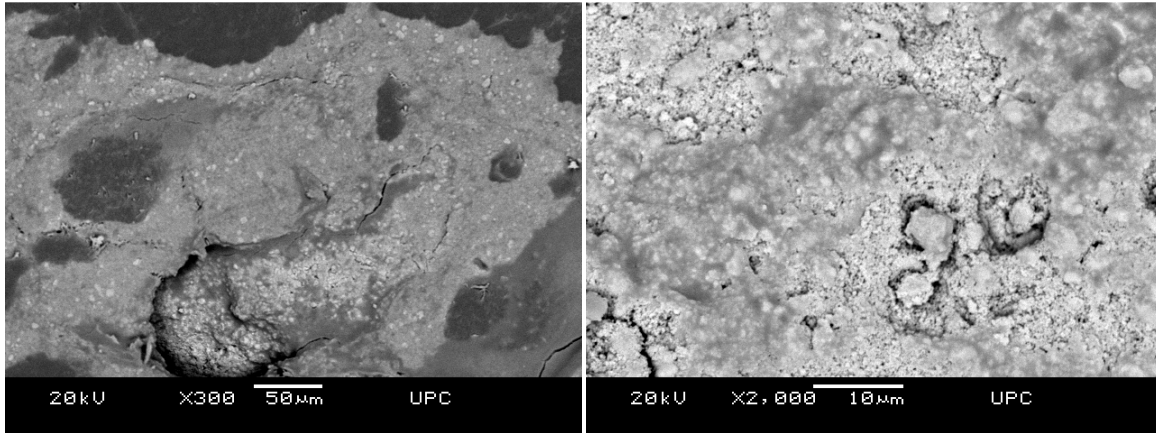
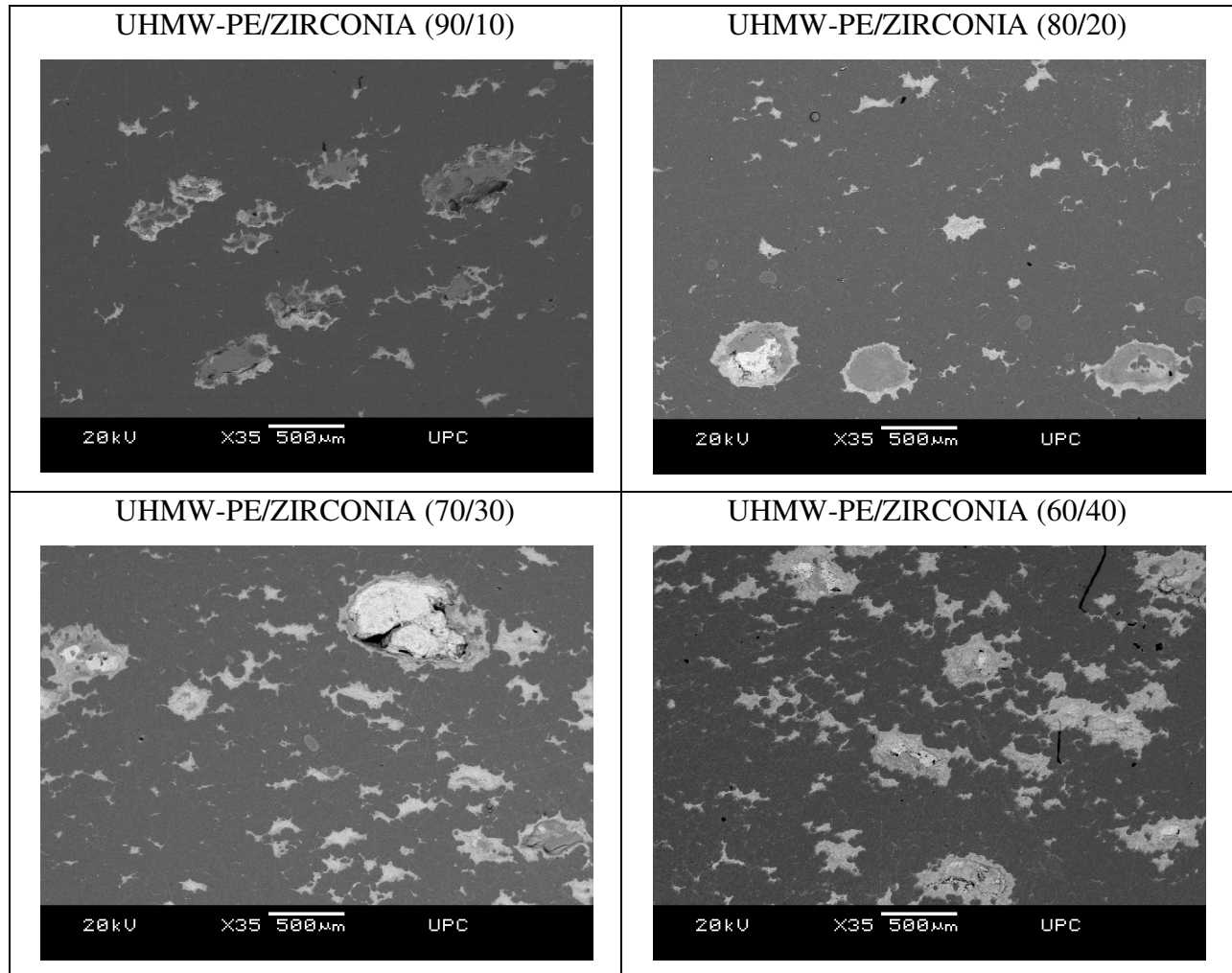


Figura 3.23. Visualización de probeta de compuesto UHMW-PE/Zirconia 80/20 a 300X y 2,000X.

En la tabla 3.7. podemos observar diferencias entre las distintas relaciones de mezcla a un enfoque, el cual nos permite ver fácilmente las aglomeraciones que se dieron en cada una de ellas. En todas se puede observar que a pesar de tener dichas aglomeraciones, se aprecia la presencia de las partículas de Zirconia en diversas partes del material. Esto nos permite visualizar al menos, que la Zirconia pudo localizarse en distintos puntos y no sólo hubo aglomeraciones. Este fenómeno no deseado de una distribución no totalmente uniforme se debe a las diferencias en tamaño de partículas que teníamos una vez que iniciamos la obtención de las probetas. Había una gran diferencia tanto en el tamaño como en la densidad de los materiales, ya que teníamos una de $5\mu\text{m}$ en el refuerzo mientras $130\mu\text{m}$ en la matriz y una densidad de 5.89 gr/cm^3 en el refuerzo y una de 0.42 gr/cm^3 en la matriz. Ambos de estos parámetros son importantes cuando se van a mezclar dos sólidos diferentes; ya que la densidad hace que el material más pesado tienda a bajar, y a su vez las partículas más pequeñas bajan durante el proceso por su facilidad de movimiento entre las otras partículas. El proceso utilizado fue seleccionado de acuerdo a la literatura e información referente al tema disponible y se llevó a cabo con una mezcladora de pantalón (tipo “V”). De encontrarse una mejor manera de llevar a cabo las mezclas, sería una buena recomendación realizarla de dicha manera.

Tabla 3.7. Tabla comparativa de distintas mezclas con visualización a 35X en microscopio electrónico de barrido.



3.1.4.2. Cálculo de porcentaje de volumen de componentes en probetas

Dado que para este trabajo se han definido las relaciones entre UHMW-PE y Zirconia de 100/0, 90/10, 80/20, 70/30 y 60/40 respectivamente, es posible obtener los porcentajes de volumen presentes en cualquier probeta manteniendo dichas relaciones (los porcentajes seleccionados son en base a porcentaje en peso). Es necesario obtener dichos porcentajes ya que son un dato requerido por la Ley de Mezclas para materiales compuestos con refuerzos particulados.

La manera de obtener dichos porcentajes se basa en el cálculo de un porcentaje, es decir que parte del total es un elemento específico.

Dada una relación de 100% UHMW-PE, es bastante obvio saber que su porcentaje en volumen es del 100% también. Ahora bien, utilizamos la relación 90/10 para realizar los cálculos.

$$V_{UHMW-PE} + V_{Zirconia} = V_{Compuesto}$$

Y dado que $\rho = \frac{m}{V} \rightarrow V = \frac{m}{\rho}$, tenemos que:

$$\left(\%m_{UHMW-PE} / \rho_{UHMW-PE} \right) + \left(\%m_{Zirconia} / \rho_{Zirconia} \right) = V_{Compuesto}$$

$$\%V_{UHMWPE} = \frac{V_{UHMW-PE}}{V_{Compuesto}} = \frac{\left(\%m_{UHMW-PE} / \rho_{UHMW-PE} \right)}{\left(\%m_{UHMW-PE} / \rho_{UHMW-PE} \right) + \left(\%m_{Zirconia} / \rho_{Zirconia} \right)}$$

$$\%V_{Zirconia} = \frac{V_{Zirconia}}{V_{Compuesto}} = \frac{\left(\%m_{Zirconia} / \rho_{Zirconia} \right)}{\left(\%m_{UHMW-PE} / \rho_{UHMW-PE} \right) + \left(\%m_{Zirconia} / \rho_{Zirconia} \right)}$$

Con ello podemos obtener los porcentajes de volumen de acuerdo a los porcentajes de peso seleccionados:

Para 90/10:

$$\%V_{UHMWPE} = \frac{V_{UHMW-PE}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.9/0.92)}{(0.9/0.92) + (0.1/5.89)} = 0.9829 = 98.29\%$$

$$\%V_{Zirconia} = \frac{V_{Zirconia}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.1/5.89)}{(0.9/0.92) + (0.1/5.89)} = 0.0171 = 1.71\%$$

Para 80/20:

$$\%V_{UHMWPE} = \frac{V_{UHMW-PE}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.8/0.92)}{(0.8/0.92) + (0.2/5.89)} = 0.9624 = 96.24\%$$

$$\%V_{Zirconia} = \frac{V_{Zirconia}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.2/5.89)}{(0.8/0.92) + (0.2/5.89)} = 0.0376 = 3.76\%$$

Para 70/30:

$$\%V_{UHMWPE} = \frac{V_{UHMW-PE}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.7/0.92)}{(0.7/0.92) + (0.3/5.89)} = 0.9373 = 93.73\%$$

$$\%V_{Zirconia} = \frac{V_{Zirconia}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.3/5.89)}{(0.7/0.92) + (0.3/5.89)} = 0.0627 = 6.27\%$$

Para 60/40:

$$\%V_{UHMWPE} = \frac{V_{UHMW-PE}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.6/0.92)}{(0.6/0.92) + (0.4/5.89)} = 0.9057 = 90.57\%$$

$$\%V_{Zirconia} = \frac{V_{Zirconia}}{V_{Compuesto}} = \frac{(0.4/5.89)}{(0.6/0.92) + (0.4/5.89)} = 0.0943 = 9.43\%$$

A pesar de que estas fórmulas nos permiten calcular los valores de porcentaje en volumen, la tabla 3.8. nos muestra que son correctos los resultados al comparar los valores obtenidos por cálculos de densidad en una tabla de las probetas de tribología.

Tabla 3.8. Cálculo de valores de porcentaje de volumen en probetas de tribología.

MATERIAL	%PESO	MASA	TOT MAS	DENS	VOL	TOT VOL	%VOL
		TRIBOLOGIA					
UHMWPE	100	4.65	4.65	0.92	5.05	5.05	100.00%
ZrO2	0	0.00		5.89	0.00		0.00%
UHMWPE	90	4.57	5.07	0.92	4.96	5.05	98.29%
ZrO2	10	0.51		5.89	0.09		1.71%
UHMWPE	80	4.47	5.59	0.92	4.86	5.05	96.24%
ZrO2	20	1.12		5.89	0.19		3.76%
UHMWPE	70	4.35	6.22	0.92	4.73	5.05	93.73%
ZrO2	30	1.87		5.89	0.32		6.27%
UHMWPE	60	4.21	7.01	0.92	4.57	5.05	90.57%
ZrO2	40	2.80		5.89	0.48		9.43%

3.1.4.3. Ley de las mezclas para materiales compuestos

De acuerdo a la ley de las mezclas para materiales compuestos con partículas grandes (>1µm) (la cual aplica, ya que nuestro refuerzo es de 5 µm) se establece que el módulo de elasticidad de nuestro material estará comprendido por un rango dentro de un máximo y un mínimo definido por las siguientes expresiones.

$$\text{Máximo: } E_c = E_m V_m + E_f V_f \qquad \text{Mínimo } E_c = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m}$$

donde m= matriz, f= fase dispersa, y $V_m = 1 - V_f$

De ellas nos es posible calcular los rangos entre los cuales estará nuestro material compuesto para cada una de las relaciones de mezcla.

Utilizando los valores de $E_m = E_{\text{UHMW-PE}} = 0.65 \text{GPa}$, y $E_f = E_{\text{Zirconia}} = 200 \text{GPa}$

Para 100/0:

$$\text{Máximo: } E_c = E_m V_m + E_f V_f = E_m * 1 + E_f * 0 = 0.65 \text{ GPa}$$

$$\text{Mínimo } E_c = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m} = \frac{E_m E_f}{(E_m * 0) + (E_f * 1)} = 0.65 \text{ GPa}$$

Para 90/10:

$$\text{Máximo: } E_c = E_m V_m + E_f V_f = E_m * 0.9 + E_f * 0.1 = 4.05 \text{ GPa}$$

$$\text{Mínimo } E_c = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m} = \frac{E_m E_f}{(E_m * 0.1) + (E_f * 0.9)} = 0.66 \text{ GPa}$$

Para 80/20:

$$\text{Máximo: } E_c = E_m V_m + E_f V_f = E_m * 0.8 + E_f * 0.2 = 8.14 \text{ GPa}$$

$$\text{Mínimo } E_c = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m} = \frac{E_m E_f}{(E_m * 0.2) + (E_f * 0.8)} = 0.67 \text{ GPa}$$

Para 70/30:

$$\text{Máximo: } E_c = E_m V_m + E_f V_f = E_m * 0.7 + E_f * 0.3 = 0.69 \text{ GPa}$$

$$\text{Mínimo } E_c = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m} = \frac{E_m E_f}{(E_m * 0.7) + (E_f * 0.3)} = 13.15 \text{ GPa}$$

Para 60/40:

$$\text{Máximo: } E_c = E_m V_m + E_f V_f = E_m * 0.6 + E_f * 0.4 = 0.71 \text{ GPa}$$

$$\text{Mínimo } E_c = \frac{E_m E_f}{E_m V_f + E_f V_m} = \frac{E_m E_f}{(E_m * 0.6) + (E_f * 0.4)} = 19.45 \text{ GPa}$$

A continuación en la tabla 3.9. se resumen los módulos de elasticidad máximos y mínimos para cada relación de mezclas.

Tabla 3.9. Módulos de elasticidad para diferentes porcentajes de mezcla de UHMW-PE y Zirconia.

MATERIAL	%PESO	Mod. E (GPa)	%VOL	COMPUESTO	EMAX	EMIN
UHMW-PE	100%	0.65	100.00%	100/0	0.65	0.65
ZRO2	0%	200	0.00%			
UHMW-PE	90%	0.65	98.29%	90/10	4.050742	0.661244
ZRO2	10%	200	1.71%			
UHMW-PE	80%	0.65	96.24%	80/20	8.14175	0.675296
ZRO2	20%	200	3.76%			
UHMW-PE	70%	0.65	93.73%	70/30	13.15761	0.693361
ZRO2	30%	200	6.27%			
UHMW-PE	60%	0.65	90.57%	60/40	19.45062	0.717442
ZRO2	40%	200	9.43%			

3.2. Diseño de experimentos

Como inicio de la etapa experimental de este proyecto de tesis, se opta por realizar un diseño de experimentos, con objeto de encontrar las condiciones óptimas de obtención del material para realizar las pruebas del material compuesto a estudiar. En base a los factores involucrados, se ha decidido utilizar un experimento de diseño factorial, buscando con él la optimización de los parámetros de la obtención del material compuesto y realizar, con dichas características, las pruebas mecánicas deseadas.

3.2.1. Variables a estudiar

Se considera que la principal propiedad a analizar es la resistencia al desgaste en el análisis tribológico. Es por esta razón que se decide que el porcentaje de mezcla sea elegido como variable a estudiar.

3.2.2. Variables en el diseño experimental

Se trabajará con una variable de porcentajes de mezcla del material compuesto. Estos porcentajes de mezcla del compuesto a obtener, se trabajarán a su vez con 5 niveles distintos

[54], esta decisión es debido a que se cree que el porcentaje (en peso) de mezcla es un factor muy importante en las propiedades de tribología del material obtenido.

Esta experimentación estará analizada en base a los índices de desgaste obtenidos por el análisis tribológico en probetas con mezclas de UHMW-PE y Zirconia en los siguientes niveles:

- 1) 100% UHMW-PE y 0% Zirconia
- 2) 90% UHMW-PE y 10% Zirconia
- 3) 80% UHMW-PE y 20% Zirconia
- 4) 70% UHMW-PE y 30% Zirconia
- 5) 60% UHMW-PE y 40% Zirconia

3.3 Pruebas a realizar

Se realizarán pruebas al material UHMW-PE en estado puro, así como a cada una de las mezclas definidas. La manera de probar este material ha sido definida de acuerdo a las necesidades de estudio de este proyecto. En nuestro caso es principalmente el estudio de las propiedades tribológicas del material de acuerdo a la norma ASTM G99.

3.3.1. Tribología

La tribología es la ciencia que se dedica al estudio de las interacciones de superficies sólidas en contacto durante un movimiento relativo. Dentro de ella cabe mencionar tres disciplinas importantes cubiertas: Fricción, Lubricación y Desgaste.

3.3.1.1. Procedimiento y parámetros de medición

El tipo de prueba que se realizará será de tipo de “Pin-en-disco”, donde dos especímenes son requeridos. Uno de ellos es un pin con punta redondeada, el cual es colocado perpendicular al otro, que usualmente es un disco circular plano. Es común también utilizar una bola, rígidamente sostenida como espécimen de pin. Esta prueba se lleva a cabo haciendo girar ya sea el disco o el pin a partir del centro del disco. El plano del disco puede ser posicionado ya sea horizontal o verticalmente.

El pin deberá ser presionado contra el disco. Esto usualmente se lleva a cabo a través de un brazo o palanca con pesas adjuntas. También se han utilizado otros métodos de carga como lo son medios hidráulicos o neumáticos.

Los resultados de desgaste son reportados como pérdida de volumen en milímetros cúbicos para el pin y el disco por separado.

La cantidad de desgaste es determinado realizando mediciones apropiadas lineales de ambos especímenes (pin y disco) antes y después de la prueba, o pesando ambos también antes y después de la prueba. En el caso de mediciones lineales, el cambio en longitud o forma de la pista de desgaste en el disco puede ser medido utilizando cualquier técnica de metrología aplicable.

El procedimiento se describe por los siguientes pasos:

1. Previo a la prueba, realizar mediciones geométricas y de peso, limpiar y secar los especímenes.
2. Realizar medición de especímenes lo más cerca de mediciones de 2.5 micrómetros o pesar lo más cercano a 0.0001g.
3. Insertar y posicionar disco asegurado en dispositivo de sujeción, fijándolo perpendicular ($\pm 1^\circ$) respecto a el eje de revolución.
4. Insertar pin asegurado en su sujetador y de ser necesario ajustar el espécimen hasta estar perpendicular ($\pm 1^\circ$) con respecto a la superficie del disco, para mantener las condiciones necesarias de contacto.
5. Agregar la masa suficiente a sistema de palanca para generar la fuerza deseada para presionar el pin contra el disco.
6. Iniciar motor y ajustar la velocidad al valor deseado, manteniendo el pin sin estar en contacto con el disco. Detener el motor.
7. Fijar el contador de revoluciones al número de revoluciones deseado.
8. Agregar lubricante a la probeta.
9. Iniciar la prueba con los especímenes en contacto bajo carga. La prueba se detendrá cuando el número deseado de revoluciones sea alcanzado y no deberá ser interrumpida o reiniciada.

10. Remover los especímenes y limpiar cualquier residuo de desgaste. Tomar nota de existencia de particularidades en o cercanas a la marca de desgaste.
11. Realizar mediciones, ya sean geométricas o de peso, de acuerdo a lo realizado previo a la prueba.
12. Repetir la prueba con especímenes adicionales hasta obtener suficientes datos para validar estadísticamente.

De esta prueba se deberá reportar la siguiente información:

- Mediciones de desgaste en términos de la pérdida de volumen en milímetros cúbicos para el pin y el disco por separado.
 - Utilizar las siguientes ecuaciones cuando el pin tiene inicialmente una punta esférica de radio R y el disco es inicialmente plano, bajo la condición de que sólo uno de estos dos miembros sufre un desgaste significativo.

$$\begin{aligned} & \text{pérdida de volumen en pin (punta esférica), mm}^3 \\ &= \frac{\pi (\text{diámetro de marca de desgaste, mm})^4}{64 (\text{radio de esfera, mm})} \end{aligned}$$

Esto asumiendo que no haya desgaste significativo en el disco. Esta ecuación es una relación geométrica aproximada que es correcta a 1% para (diámetro de marca de desgaste/radio de esfera) < 0.3, y es correcta a 5% para (diámetro de marca de desgaste/radio de esfera) < 0.7. La ecuación exacta es la siguiente:

$$\text{pérdida de volumen en pin (punta esférica), mm}^3 = \left(\frac{\pi h}{6}\right) \left[\frac{3d^2}{4} + h^2\right]$$

donde:

$$h = r - [r^2 - d^2/4]^{1/2}$$

d = diámetro de marca de desgaste, y

r = radio de punta de pin.

$$\begin{aligned} & \text{pérdida de volumen en disco, mm}^3 \\ &= \frac{\pi (\text{radio de marca de desgaste, mm})(\text{espesor de marca, mm})^3}{6 (\text{radio de esfera, mm})} \end{aligned}$$

Esto asumiendo que no haya desgaste significativo en el pin. Esta ecuación es una relación geométrica aproximada que es correcta a 1% para (espesor de marca/radio de esfera) < 0.3, y es correcta a 5% para (espesor de marca/radio de esfera) < 0.8. La ecuación exacta es la siguiente:

$$\begin{aligned} & \text{pérdida de volumen en disco, mm}^3 \\ &= 2\pi R \left[r^2 \sin^{-1} \left(\frac{d}{2r} \right) - \left(\frac{d}{4} \right) (4r^2 - d^2)^{1/2} \right] \end{aligned}$$

donde:

R = radio de marca de desgaste

d = espesor de marca de desgaste, y

r = radio de punta de pin.

- Cálculo de volúmenes para otras geometrías
- Mediciones hechas en al menos 2 puntos representativos en las superficies del pin y del disco y promediadas.
- En situaciones donde ambos especímenes presentan desgaste significativo, es necesario medir el perfil de profundidad para ambos miembros. Esto se puede llevar a cabo por técnicas de perfilado para determinar la forma final de las superficies de desgaste. En el caso de desgaste de disco, es posible determinar el desgaste a través del perfil promedio de desgaste. Con ellos es posible obtener el área de la sección transversal y multiplicarla por la longitud promedio de la marca de desgaste, y con esto obtener el volumen de desgaste en el disco. En el caso del pin, es posible medir el perfil de la marca de desgaste en dos direcciones ortogonales, obtener un promedio de ellos y utilizar una figura en revolución con el dato para calcular el volumen de desgaste en el pin.
- Es posible reportar los resultados por método de pérdida de masa; aunque cabe recalcar, que es importante tomar en consideración la calidad de los valores de densidad para obtener resultados de calidad.

- Utilizar la siguiente ecuación para conversión de pérdida de masa a pérdida de volumen:

$$\text{pérdida de volumen, mm}^3 = \frac{\text{pérdida de masa, g}}{\text{densidad, g/cm}^3} \times 100$$

- Si no se muestra pérdida por desgaste después de suficiente prueba, este método puede no ser el apropiado, y por ende no mostrará la cantidad verdadera o severidad de desgaste. En esos casos este método no deberá ser utilizado.
- El coeficiente de fricción deberá ser reportado de ser posible. Describa las condiciones asociadas con mediciones de fricción, tales como estado inicial, estado estable, y otras.
- Especificaciones del material
 - Tipo de material
 - Forma
 - Forma de procesamiento
 - Acabado superficial
 - Procedimientos de preparación del espécimen
 - Dureza por indentación (de ser posible)

3.3.1.2. Aparato de prueba tribológica

Para realizar las pruebas de tribología se utilizará un diseño del tipo pin-en-disco. En él se pretende realizar las pruebas de tribología sometiendo la probeta a una carga constante mientras el disco gira por la acción de un motor. A dicho aparato de pruebas se le tiene integrado un sensor para medir la humedad relativa y temperatura a la cual se llevan a cabo las pruebas, éste se muestra en la figura 3.24. Además de ello se toma en cuenta el hecho de que la prueba se ha decidido realizar en un ambiente lubricado por suero de bovino, haciendo la función del líquido sinovial presente en la rodilla.



Figura 3.24. Equipo de control de humedad y temperatura y equipo de monitoreo

3.3.1.2.1. Equipo (tribómetro de perno en disco)

En la figura 3.25 se muestra el aparato de pruebas de tribología a utilizar.



Figura 3.25 Aparato de prueba de tribología

El aparato de prueba a utilizar es un tribómetro de perno en disco de marca CSM, equipo del Centro de Aleaciones Ligeras y Tratamientos Superficiales (CDAL) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC). Dicho tribómetro tiene características que hacen posible un estudio en el cual se pueda tener un ambiente de lubricación, así como temperatura y presión controlada. Además, el sistema nos permite la obtención en tiempo real de coeficiente de fricción, temperatura y profundidad. Es posible también el cálculo de media de coeficiente de fricción, desviación estándar y valores máximos y mínimos.

El ambiente de lubricación controlado será en un medio lubricado por suero de bovino, y además se trabajará a una temperatura y humedad relativa monitoreada, buscando con ello mantener los requerimientos que las normas establecen.

3.3.1.3. Diseño de probetas de tribología

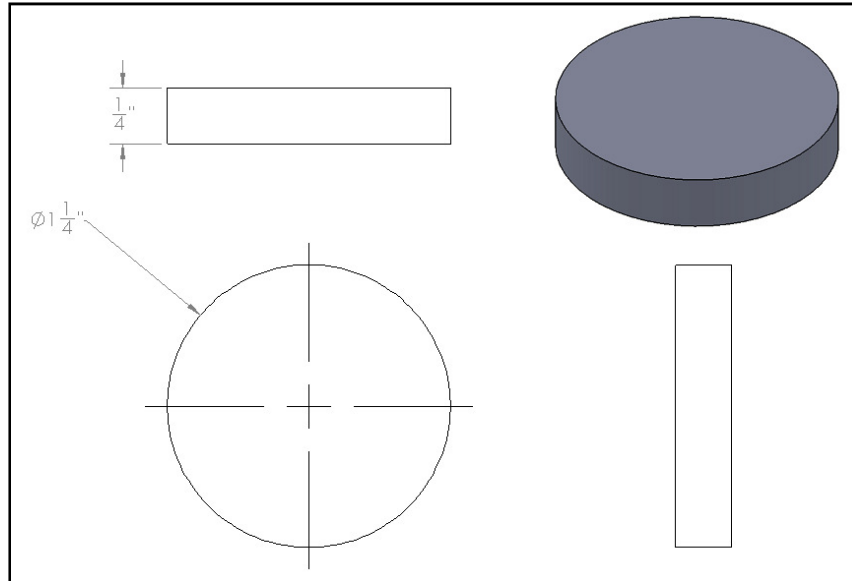


Figura 3.26 Dimensiones de probeta para prueba de tribología

Para la obtención del diseño anterior, figura 3.26, es importante obtener la cantidad de cada material a utilizar durante su proceso de moldeo por compresión directa. Para ello utilizamos la siguiente ecuación utilizando el volumen de la probeta de tribología deseada.

$$Vol_{probeta} = \pi * \left[\left(\frac{1.25in}{2} \right) \left(\frac{2.54cm}{in} \right) \right]^2 * (0.25in) \left(\frac{2.54cm}{in} \right) = 5.027488cm^3$$

$$Vol_{probeta} = \frac{m_{UHMWPE}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

Ahora para cada uno de los siguientes casos obtenemos la cantidad necesaria de UHMW-PE y Zirconia:

a) 100% UHMW-PE y 0% Zirconia ► $m_{Zirconia} = 0$

$$m_{UHMWPE} = Vol_{probeta} * \rho_{UHMWPE} * F_{compactación UHMWPE}$$

$$m_{UHMWPE} = 5.027488cm^3 * 0.42 gr/cm^3 * 2.2$$

$$m_{UHMWPE} = 4.6454gramos$$

b) 90% UHMW-PE y 10% Zirconia ► = m_{UHMWPE}

$$Vol_{probeta} = \frac{m_{UHMWPE}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = \frac{9 * m_{Zirconia}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = m_{Zirconia} \left(\frac{9}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)$$

$$m_{Zirconia} = \frac{Vol_{probeta}}{\left(\frac{9}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = \frac{5.027488 \text{ cm}^3}{\left(\frac{9}{0.42 \text{ gr/cm}^3 * 2.2} + \frac{1}{5.89 \text{ gr/cm}^3} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = 0.5073 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 9 * m_{Zirconia} = 9 * 0.5073 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 4.5658 \text{ gramos}$$

c) 80% UHMW-PE y 20% Zirconia ► $4 * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$

$$Vol_{probeta} = \frac{m_{UHMWPE}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = \frac{4 * m_{Zirconia}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = m_{Zirconia} \left(\frac{4}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)$$

$$m_{Zirconia} = \frac{Vol_{probeta}}{\left(\frac{4}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = \frac{5.027488 \text{ cm}^3}{\left(\frac{4}{0.42 \text{ gr/cm}^3 * 2.2} + \frac{1}{5.89 \text{ gr/cm}^3} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = 1.1175 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 4 * m_{Zirconia} = 4 * 1.1175 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 4.4701 \text{ gramos}$$

d) 70% UHMW-PE y 30% Zirconia ► $(7/3) * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$

$$Vol_{probeta} = \frac{m_{UHMWPE}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = \frac{7/3 * m_{Zirconia}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = m_{Zirconia} \left(\frac{7/3}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)$$

$$m_{Zirconia} = \frac{Vol_{probeta}}{\left(\frac{7/3}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = \frac{5.027488 \text{ cm}^3}{\left(\frac{7/3}{0.42 \text{ gr/cm}^3 * 2.2} + \frac{1}{5.89 \text{ gr/cm}^3} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = 1.8655 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 7/3 * m_{Zirconia} = 7/3 * 1.8655 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 4.3528 \text{ gramos}$$

e) 60% UHMW-PE y 40% Zirconia ► $(1.5) * m_{Zirconia} = m_{UHMWPE}$

$$Vol_{probeta} = \frac{m_{UHMWPE}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = \frac{1.5 * m_{Zirconia}}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{m_{Zirconia}}{\rho_{Zirconia}}$$

$$Vol_{probeta} = m_{Zirconia} \left(\frac{1.5}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)$$

$$m_{Zirconia} = \frac{Vol_{probeta}}{\left(\frac{1.5}{\rho_{UHMWPE} * F_{compactación\ UHMWPE}} + \frac{1}{\rho_{Zirconia}} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = \frac{5.027488 \text{ cm}^3}{\left(\frac{1.5}{0.42 \text{ gr/cm}^3 * 2.2} + \frac{1}{5.89 \text{ gr/cm}^3} \right)}$$

$$m_{Zirconia} = 2.8037 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 1.5 * m_{Zirconia} = 1.5 * 2.8037 \text{ gramos}$$

$$m_{UHMWPE} = 4.2056 \text{ gramos}$$

3.3.1.4. Condiciones del material de prueba de tribología

Las probetas para realizar los ensayos de tribología han sido definidos con parámetros de acuerdo a la norma ASTM G99 y de acuerdo al material UHMW-PE. Adicionalmente a los parámetros de diseño de la probeta, el material a probar se sometió a una serie de pasos de acondicionamiento para asegurar que los materiales se encuentren en la misma condición que los demás y poder realizar las comparaciones con mayor significancia.

Antes de iniciar los ensayos se realizaron lijados al material con dos propósitos: el primero fue asegurar que la probeta fuera realmente plana y no existiera curvatura, y el segundo fue buscar dejar las superficies lo más cercanamente iguales en términos de rugosidad superficial, ya que es un parámetro que afectaría las pruebas de tribología.

Se realizaron lijados de grado 180, 500 y 1200 FEPA, obteniendo una superficie muy similar entre las probetas. Además el suero de bovino utilizado se separó en recipientes con 38 ml de contenido como se muestra en la figura 3.27. , lo cual fue definido como lo necesario para mantener lubricada la pieza durante toda la prueba de acuerdo a corridas piloto que se llevaron a cabo, además de parámetros como velocidad y carga para analizar adecuadamente al material.



Figura 3.27. Suero de bovino y etiquetado de suero separado en 13 contenedores.

Para poder realizar las pruebas, también se ha tenido que diseñar y fabricar una pieza para lograr sujetar nuestras probetas en el sistema de pruebas del tribómetro CSM de la Universidad Politécnica de Cataluña. La pieza se diseñó de acuerdo a otras piezas similares del mismo tribómetro, buscando asegurar la pieza de manera adecuada para llevar a cabo satisfactoriamente las pruebas deseadas. La pieza fabricada se muestra en la figura 3.28.

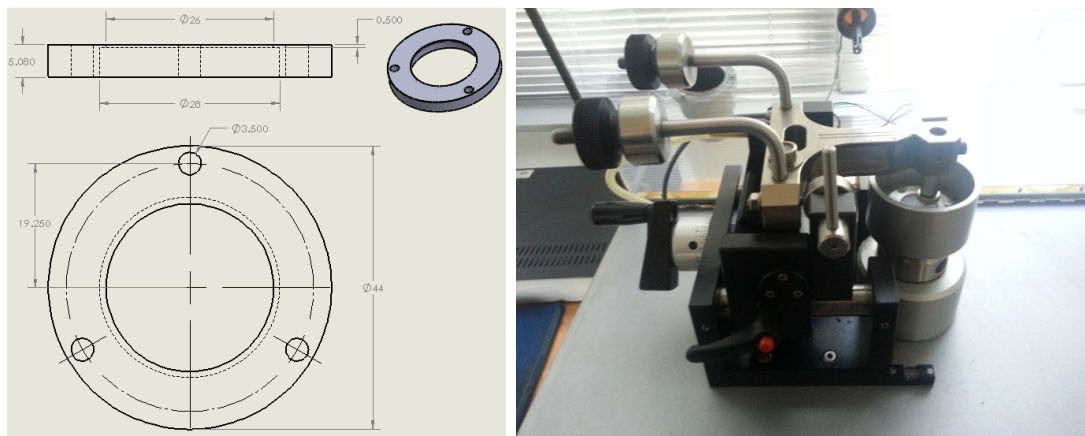


Figura 3.28. Dibujo de pieza fabricada y fotografía de pieza en uso en tribómetro.

3.3.1.5. Parámetros de prueba de tribología

Una vez que se corrieron las pruebas piloto y se analizó la forma de realizar el ensayo, se definieron los siguientes parámetros para utilizar en el resto de las pruebas a realizar.

- Velocidad de prueba = 0.1005 m/s
- Carga aplicada = 40 N
- Distancia recorrida = 3,770 m = 20,000 revoluciones

3.3.1.6. Análisis de ensayo

Para realizar el análisis de la prueba de tribología se contó con diversos medios para poder realizar una interpretación del mismo:

- *Software* de Tribología CSM
 - Este equipo nos permitió obtener un gráfico del coeficiente de fricción a lo largo de la prueba de desgaste, permitiéndonos obtener datos como: Coeficiente inicial

de fricción, media del coeficiente de fricción, volumen de desgaste (por medio de análisis de área de canal en rugosímetro), índice específico de desgaste.

- *Software* de Rugosidad
 - Este equipo nos permitió obtener el perfil de desgaste producido en las probetas analizadas, y una vez obtenido, analizar el área transversal del canal formado en la prueba de desgaste, así como el diámetro de dicho canal y la profundidad que hay en dicho canal.
 - Además proporciona un análisis de rugosidad del material.
- Microscopio Electrónico de Barrido (SEM)
 - Por medio de este equipo, nos es posible visualizar la huella del canal hecho durante la prueba de tribología, así como observar la presencia del material de refuerzo en las huellas y la manera en que están presentes, su tamaño, la dispersión en la matriz, y aprovechando que puede analizar la muestra respecto a sus componentes presentes a través de rayos X, podemos confirmar que efectivamente la parte que estamos analizando sea UHMW-PE y/o Zirconia.

Capítulo 4

Resultados obtenidos y conclusiones

4.1. Presentación de resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos del análisis tribológico del material UHMW-PE en estado puro y en compuesto con refuerzo de partículas de Zirconia en relaciones 90/10, 80/20, 70/30 y 60/40 respectivamente.

Se muestran los reportes de las áreas de análisis más significativas de este proyecto de investigación para su interpretación, respecto a la posibilidad de utilizar un material compuesto buscando mejorar sus propiedades tribológicas con el fin de ofrecer un mejor desempeño como material de elaboración para prótesis de meniscos e incluso, otras aplicaciones en distintas articulaciones del cuerpo humano.

Se presentan los resultados obtenidos en torno a la rugosidad superficial de las piezas obtenidas, el perfil de desgaste al que se sometieron las piezas durante el ensayo de tribología, datos obtenidos de dicho ensayo como coeficiente de fricción (inicial, media, etc.), volumen e índice de desgaste, así como imágenes de análisis por SEM (Microscopio Electrónico de Barrido) y gráficos obtenidos en torno a estos estudios.

4.1.1. Rugosidad superficial y perfil de canales de desgaste

En los siguientes reportes se muestra la información obtenida a través de un rugosímetro en los cuales se indica, en su parte superior derecha, el registro del reporte PEXX-YY, donde XX es el porcentaje de UHMW-PE de la muestra y el número YY indica el número de probeta de dicho material con ese porcentaje. Además, el reporte nos muestra el perfil de la superficie analizada con parámetros de rugosidad superficial como “Ra, Rz, Rt y Rmax” que nos indican el estado de la superficie inicial durante las pruebas de tribología. Por último se muestran las mediciones del área del canal generada por el desgaste, junto con datos importantes como el diámetro del canal, su altura y el valor del área sombreada.

Tabla 4.1 Compendio de reportes de perfiles con rugosímetro

Análisis Tribológico de Especímenes

Registro: PE100-01

Material: UHMW-PE Puro (X) Compuesto UHMW-PE/ZrO₂ () ► Porcentaje de refuerzo: 00%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

Parámetros de rugosidad

$$R_a = \underline{0.961 \mu\text{m}}$$

$$R_z = \underline{7.610 \mu\text{m}}$$

$$R_t = \underline{10.00 \mu\text{m}}$$

$$R_{\text{max}} = \underline{9.770 \mu\text{m}}$$

Gráficos/Perfiles

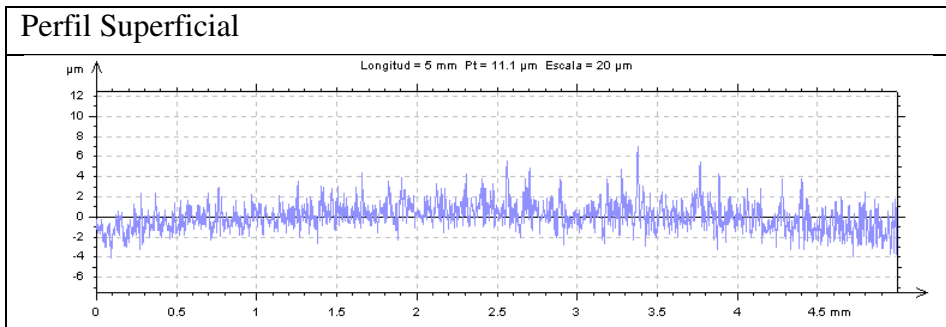


Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.48mm)

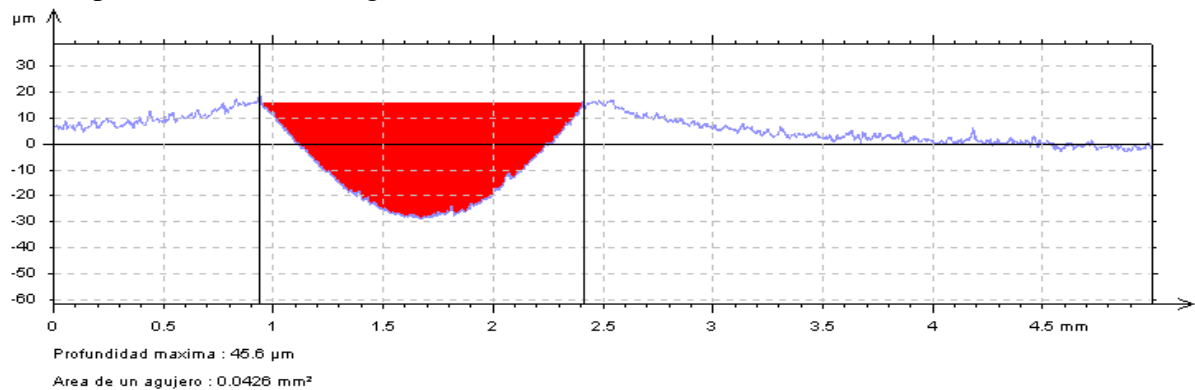


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.58mm)

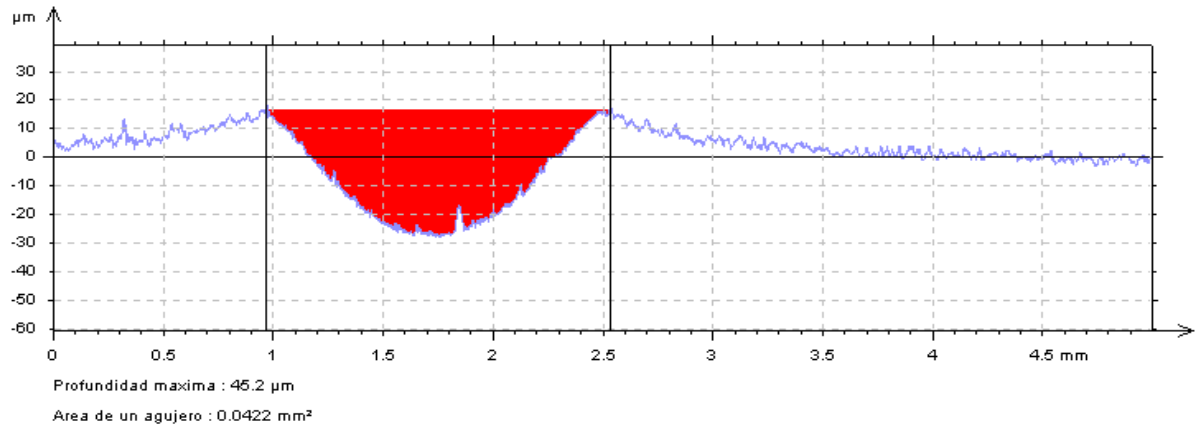


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.53mm)

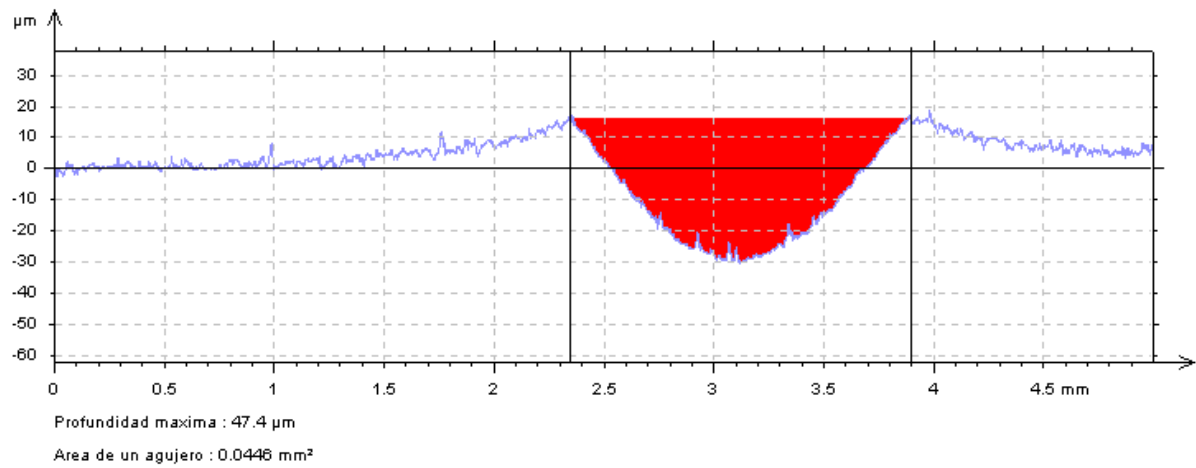
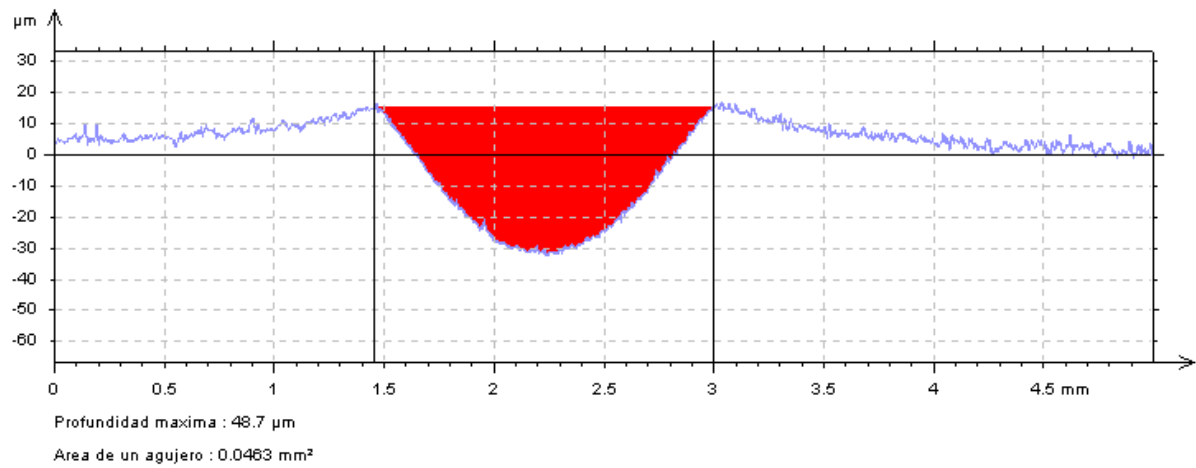


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.53mm)



Parámetros de medición

Velocidad de prueba = 0.1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro (X) Compuesto UHMW-PE/ZrO2 () ► Porcentaje de refuerzo: 00%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

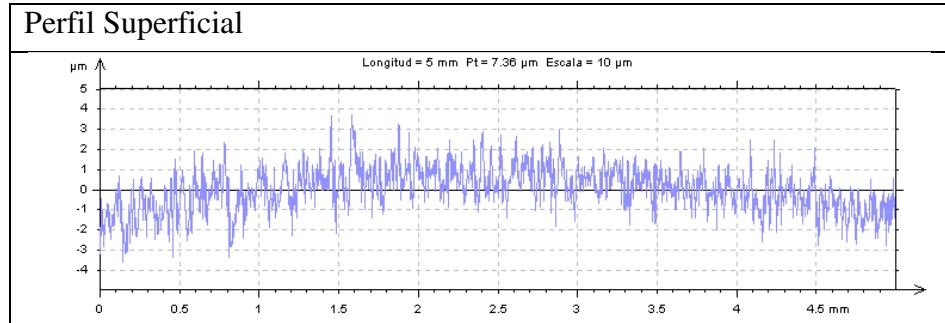
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.691 \mu\text{m}$

$R_z = 5.140 \mu\text{m}$

$R_t = 6.030 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 5.830 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.53mm)

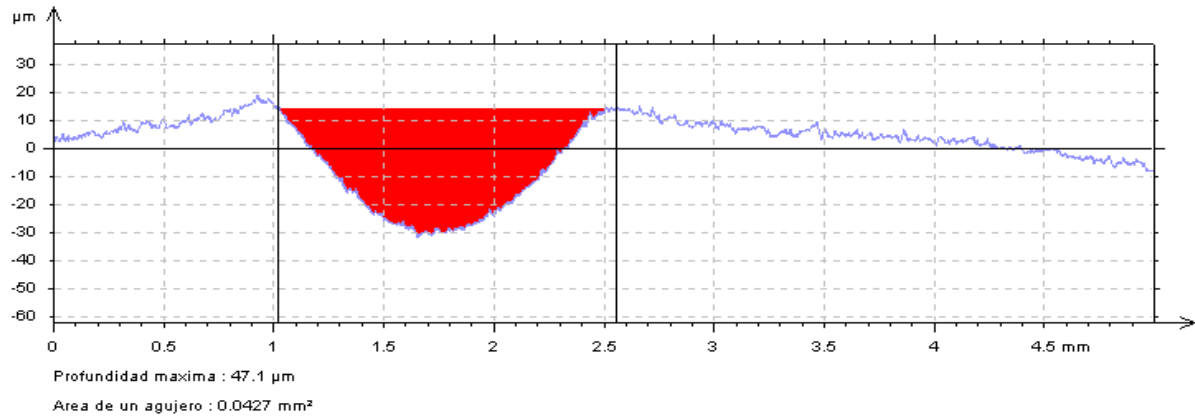


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.47mm)

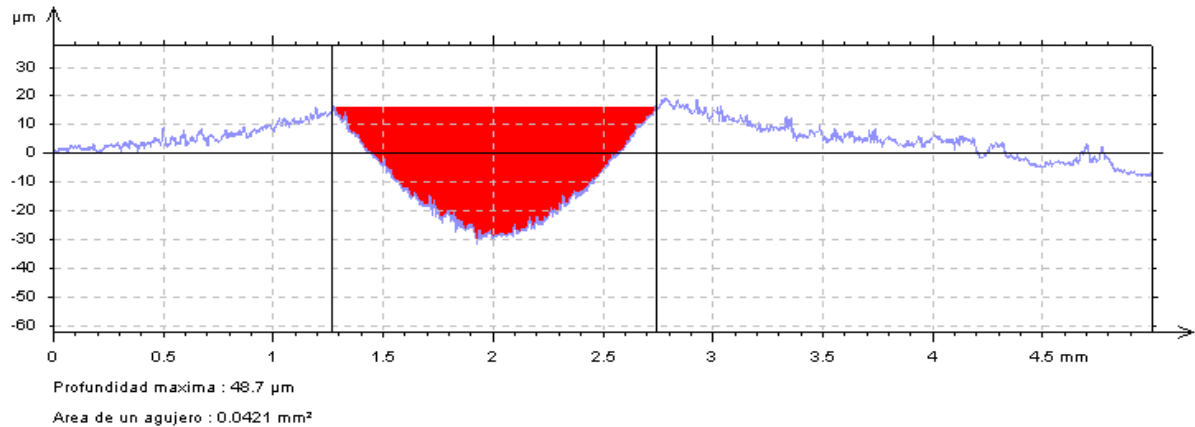


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.52mm)

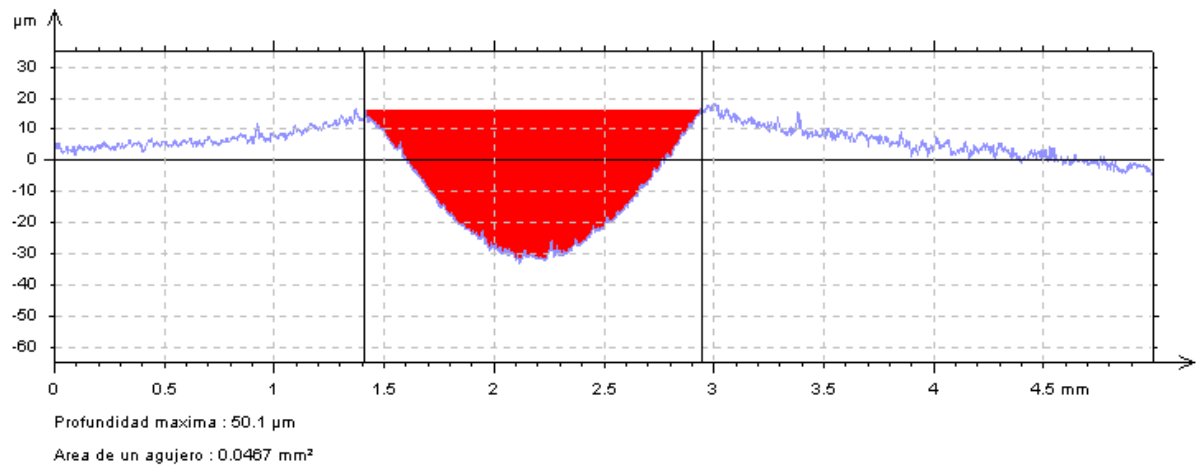
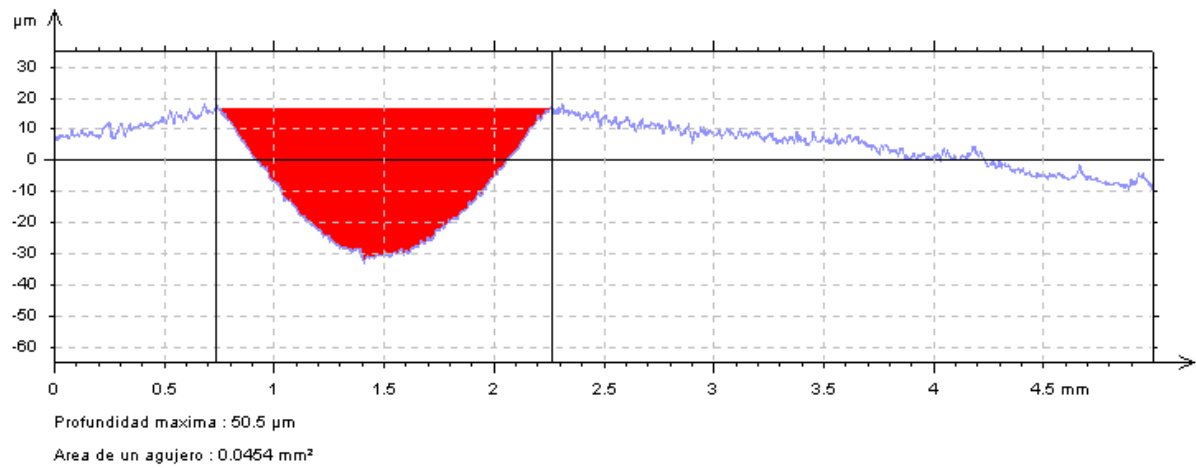


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.48mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba= .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro (X) Compuesto UHMW-PE/ZrO2 () ► Porcentaje de refuerzo: 00%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

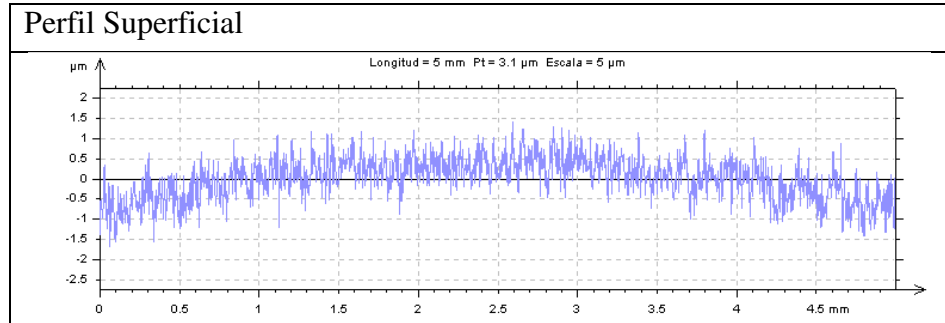
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.289 \mu\text{m}$

$R_z = 2.100 \mu\text{m}$

$R_t = 2.520 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 2.390 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.53mm)

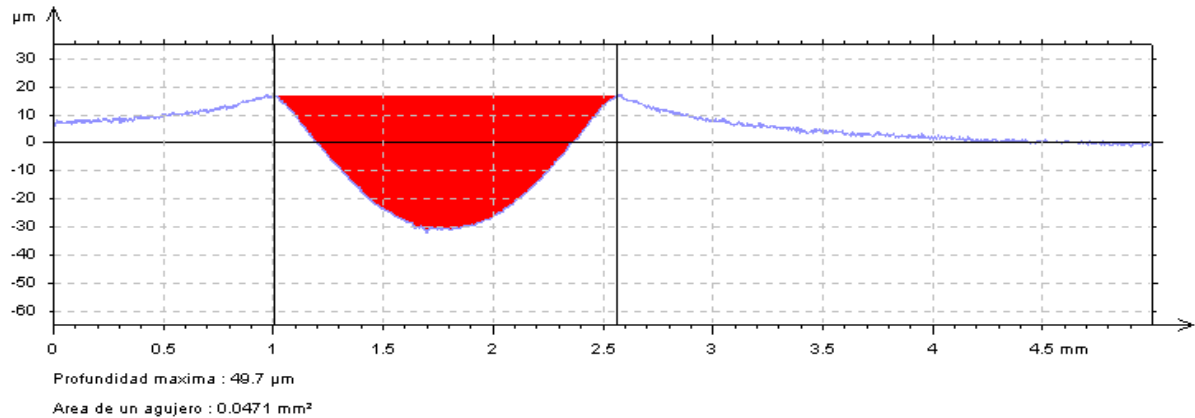


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.56mm)

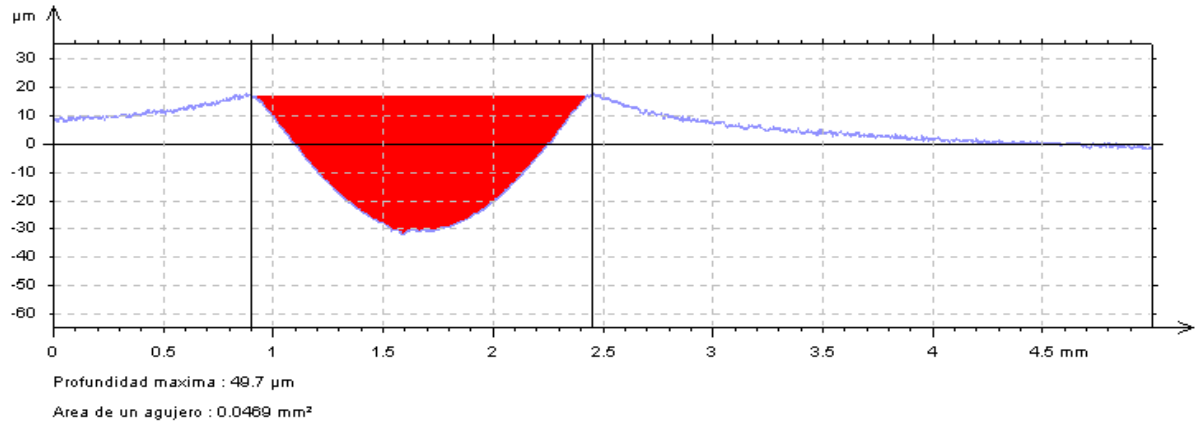


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.51mm)

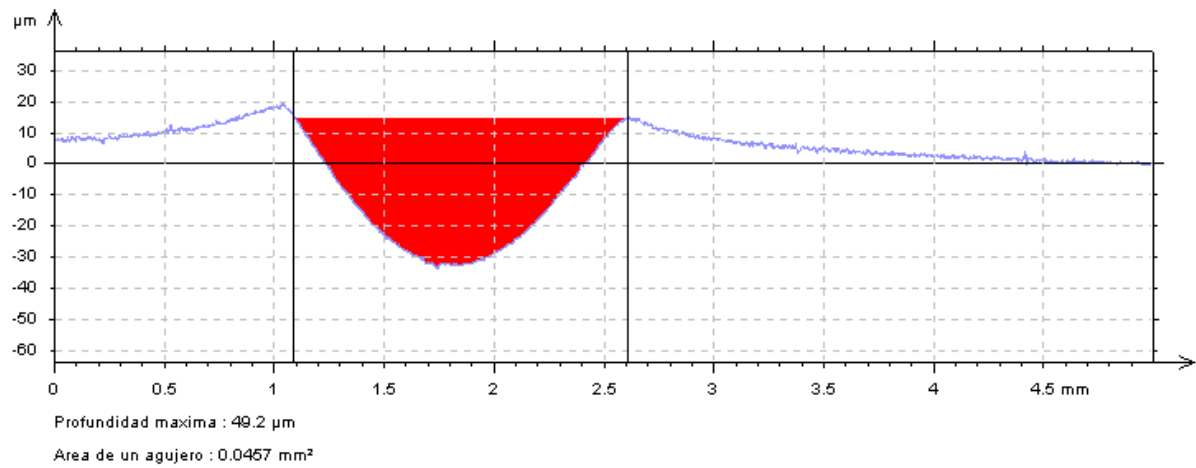
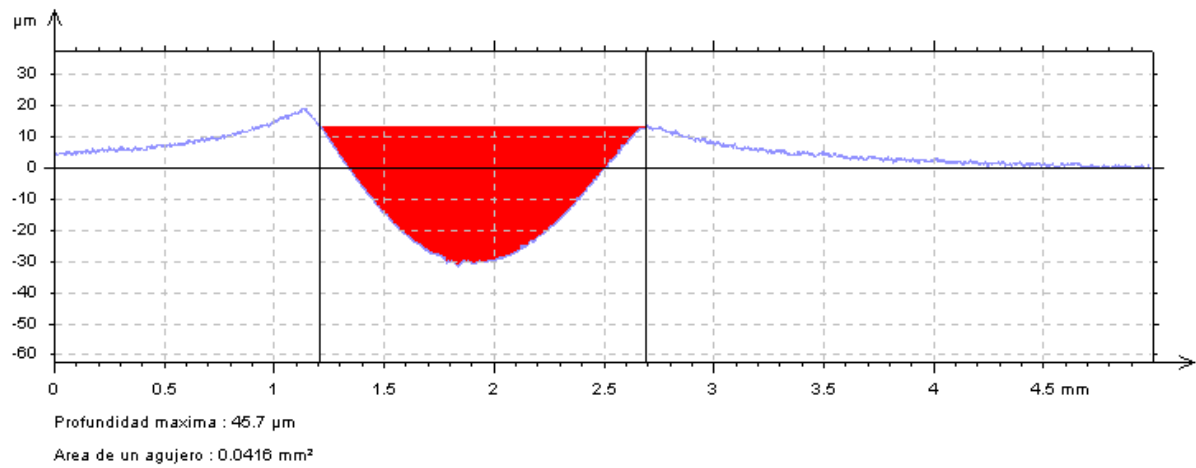


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.48mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = 0.1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 10%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

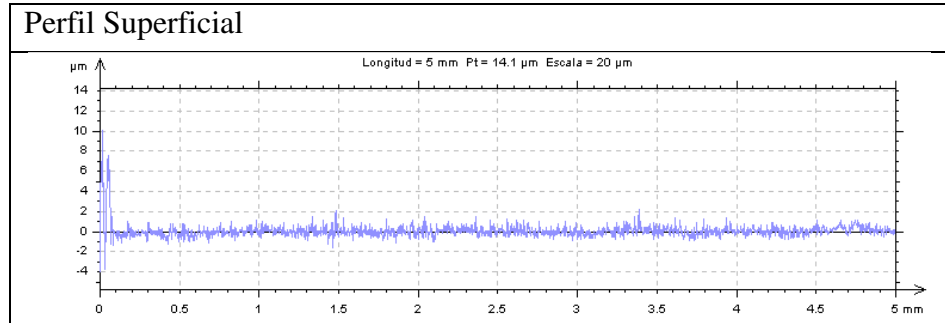
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.326 \mu\text{m}$

$R_z = 2.800 \mu\text{m}$

$R_t = 3.770 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 3.720 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.46mm)

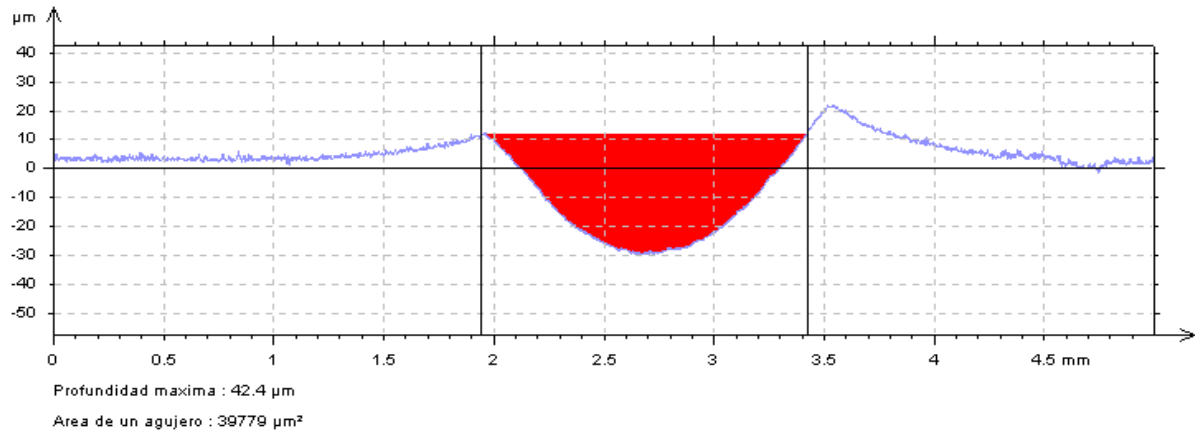


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.53mm)

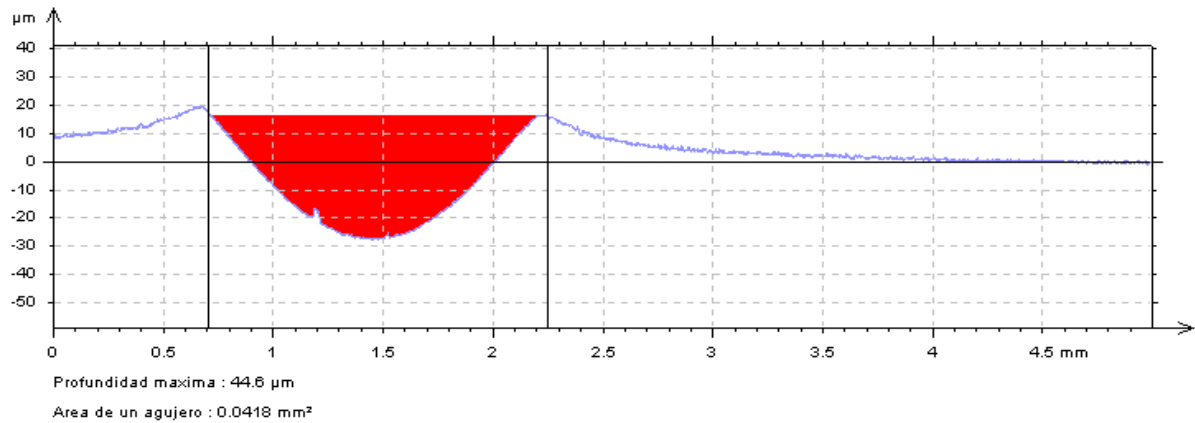


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.45mm)

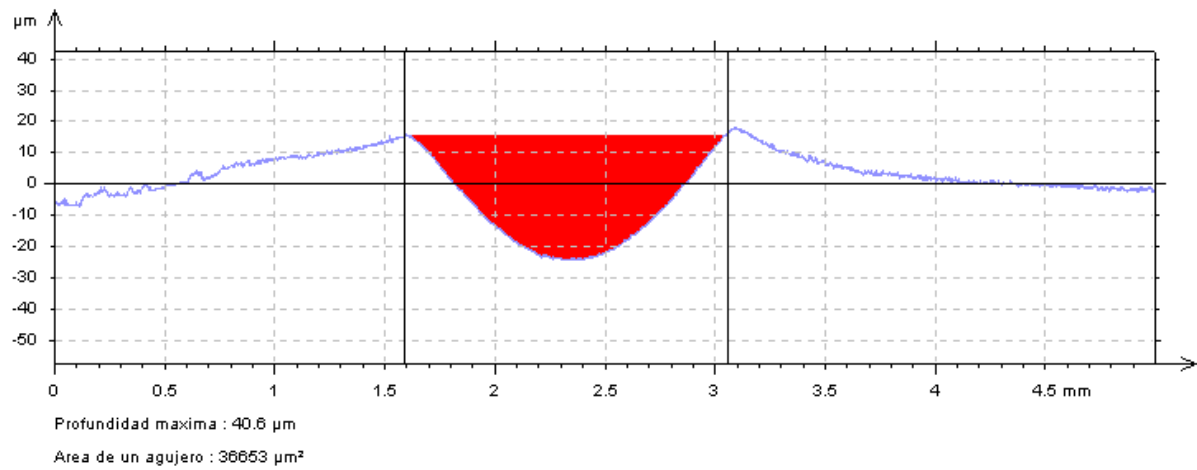
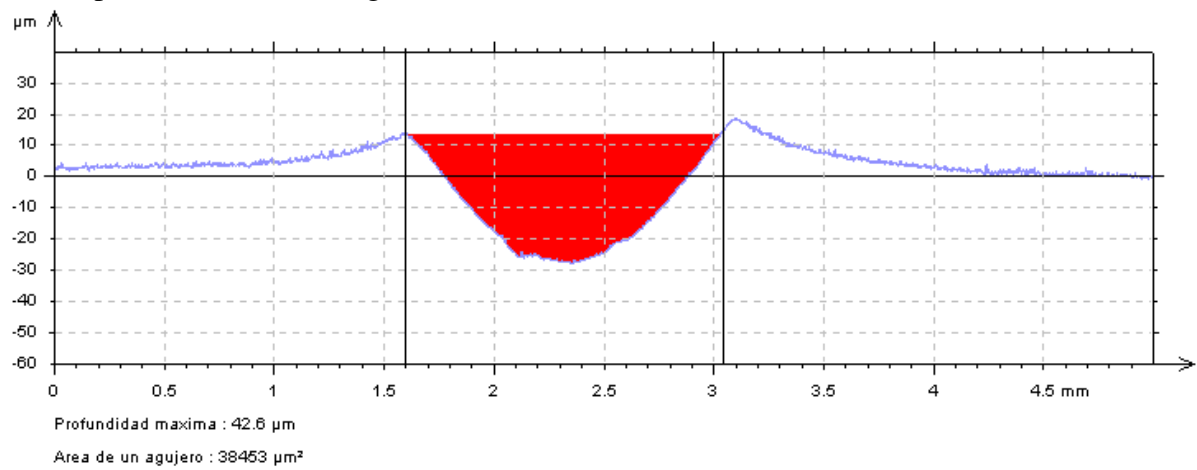


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.44mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO₂ (X) ▶ Porcentaje de refuerzo: 10%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

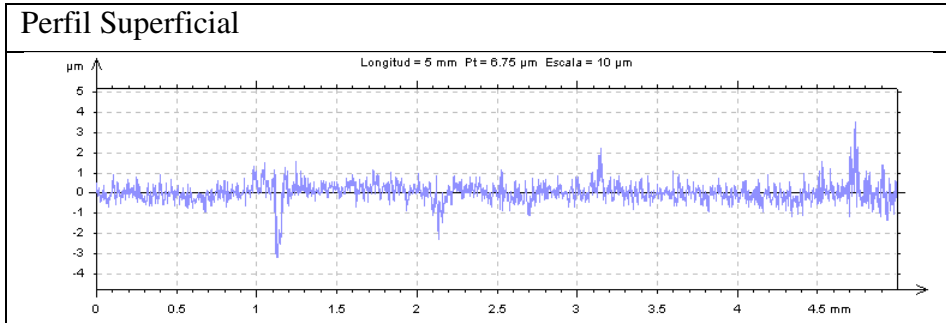
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.319 \mu\text{m}$

$R_z = 3.130 \mu\text{m}$

$R_t = 5.150 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 4.620 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.49mm)

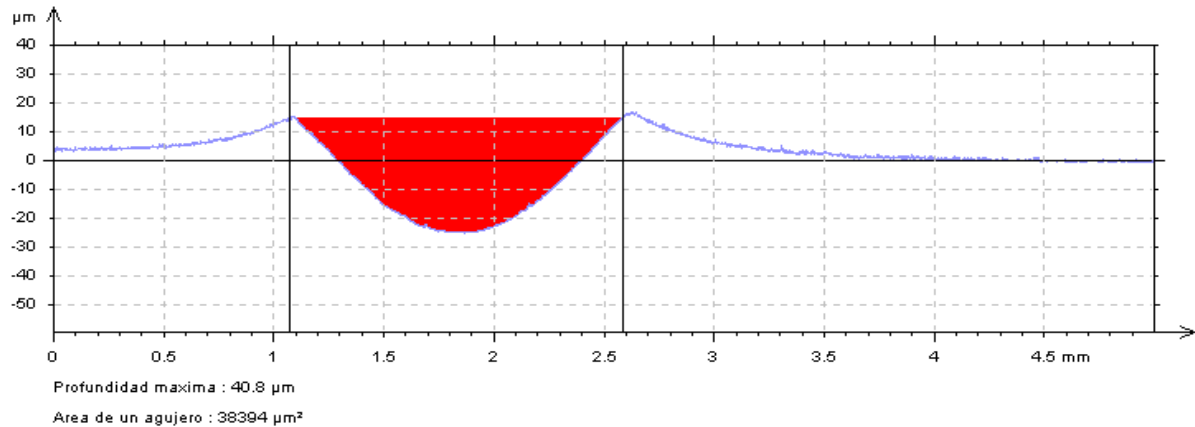


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.47mm)

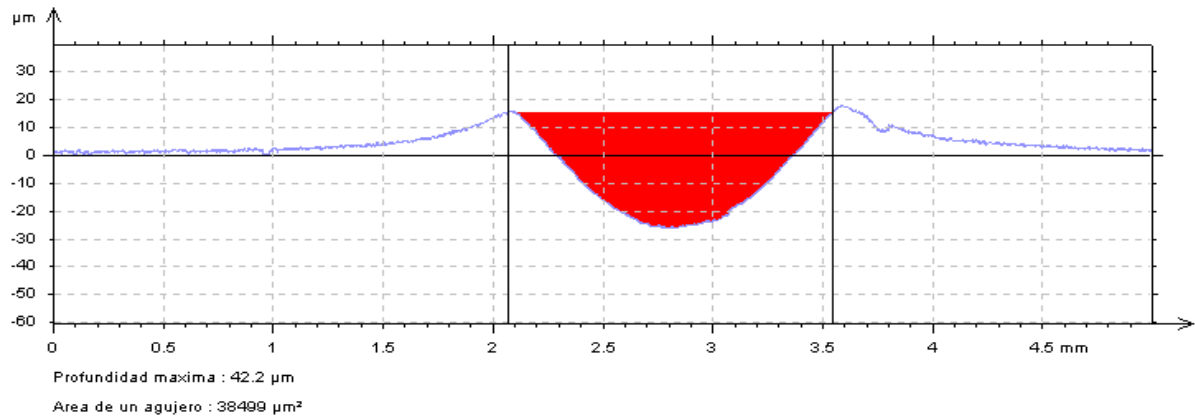


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.51mm)

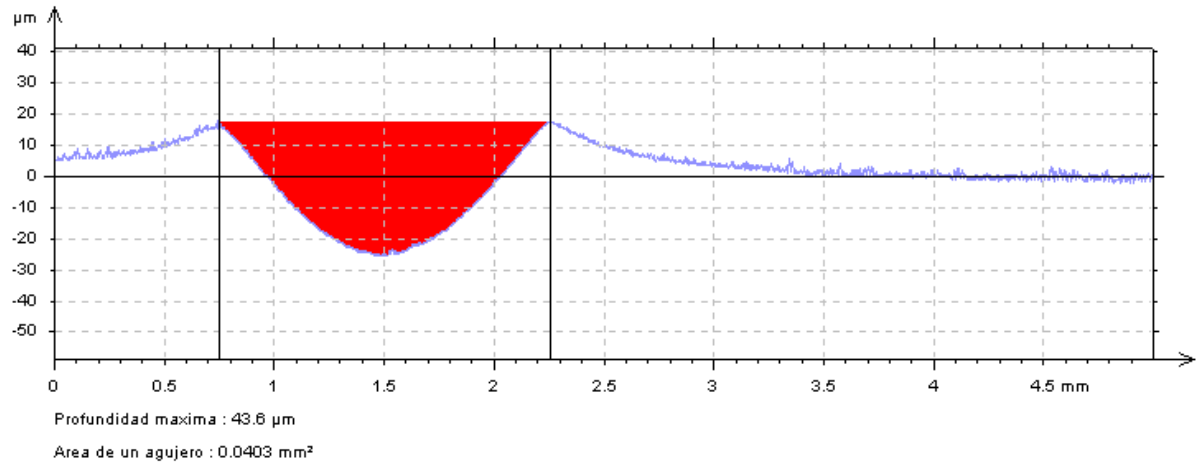
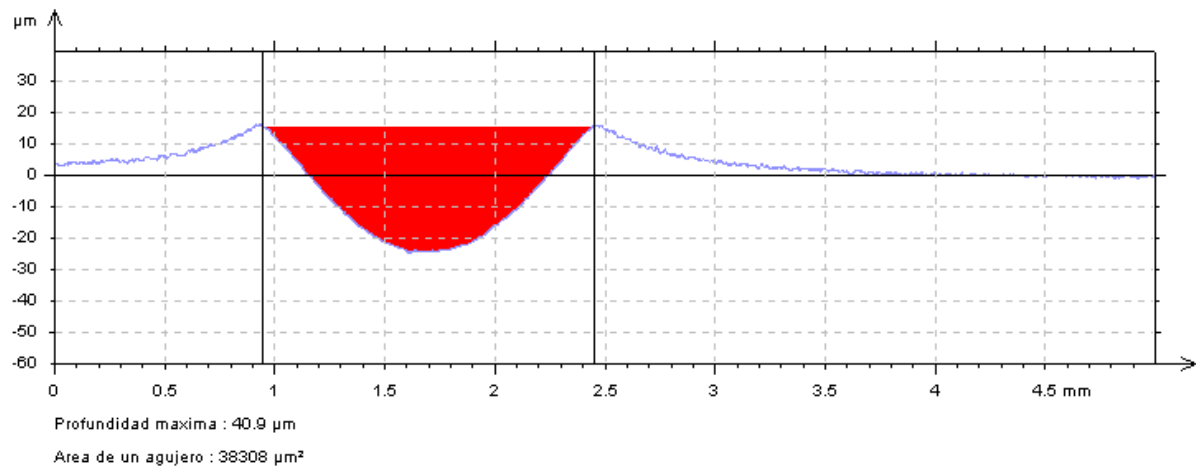


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.48mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = 1.005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 10%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

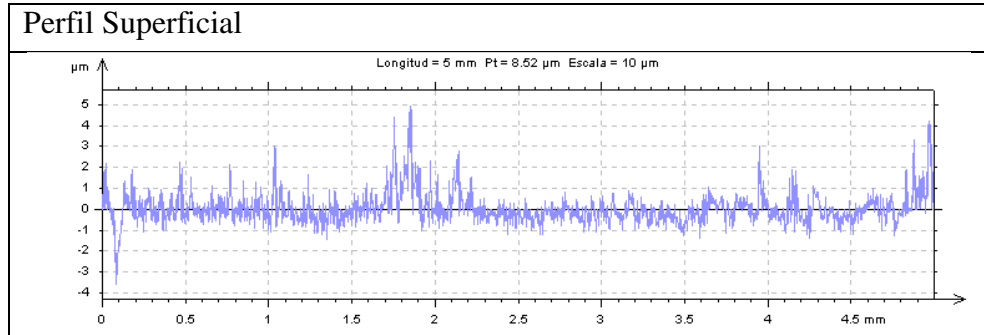
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.449 \mu\text{m}$

$R_z = 4.070 \mu\text{m}$

$R_t = 5.730 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 5.730 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.48mm)

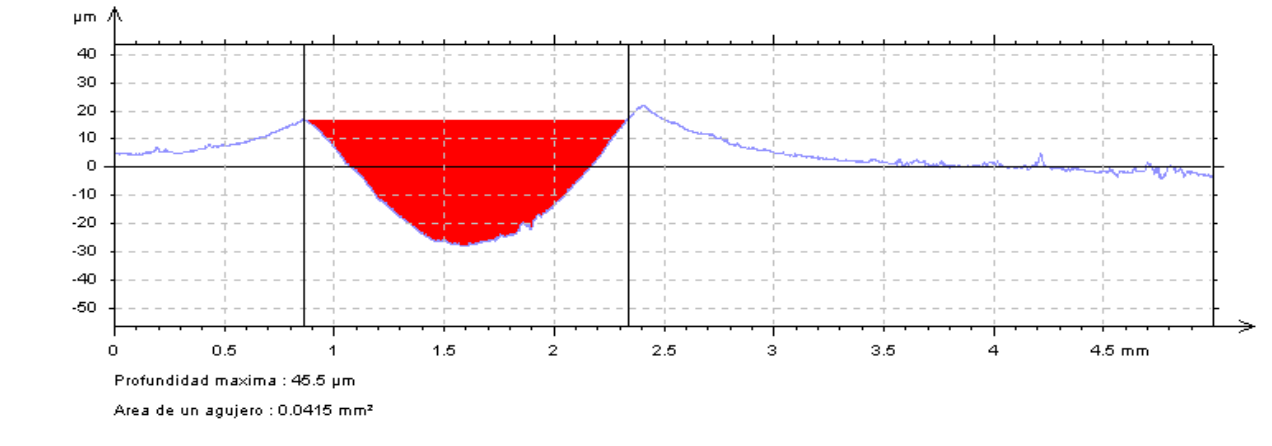


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.55mm)

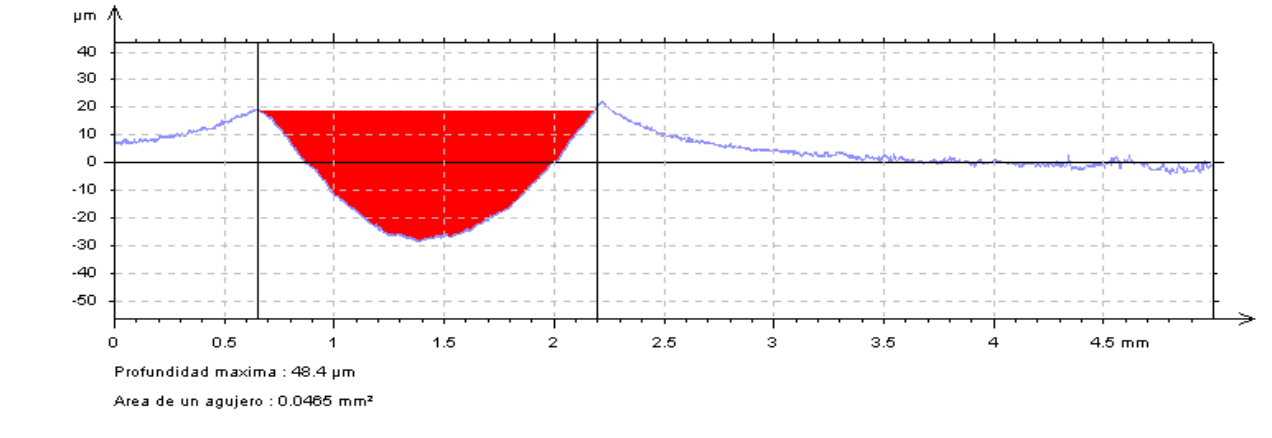


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.51mm)

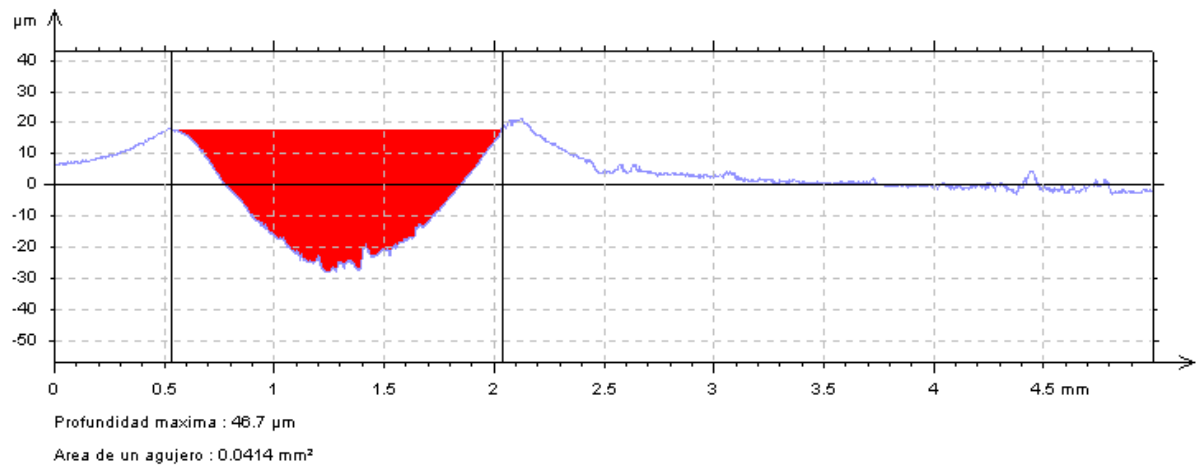
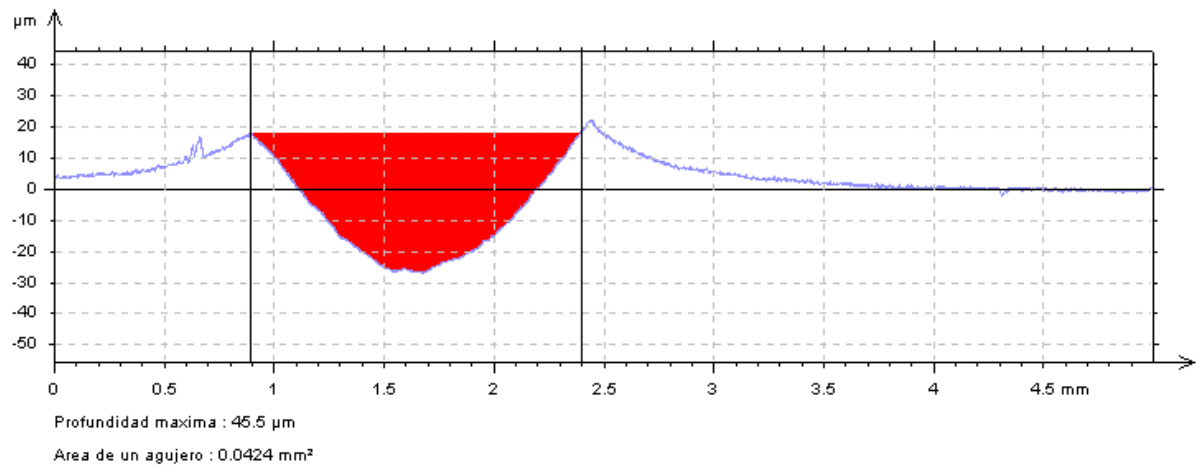


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.50mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba= .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 20%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

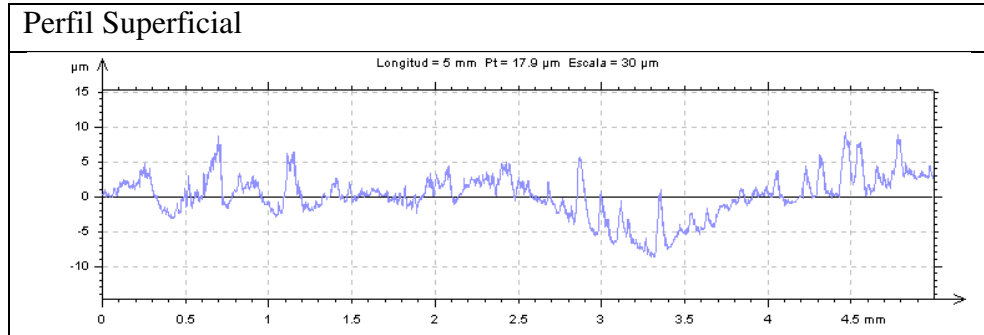
Parámetros de rugosidad

$R_a = 1.280 \mu\text{m}$

$R_z = 7.670 \mu\text{m}$

$R_t = 10.60 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 10.40 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.51mm)

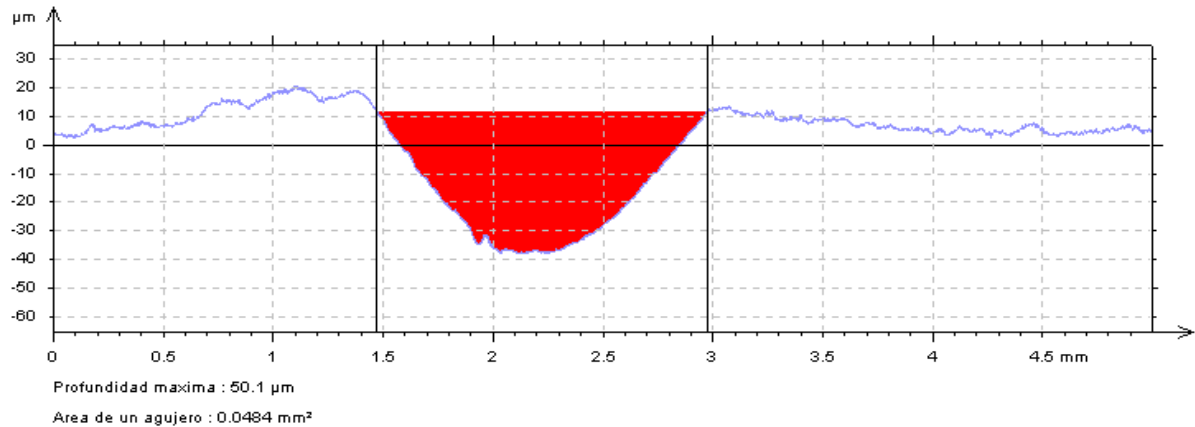


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.47mm)

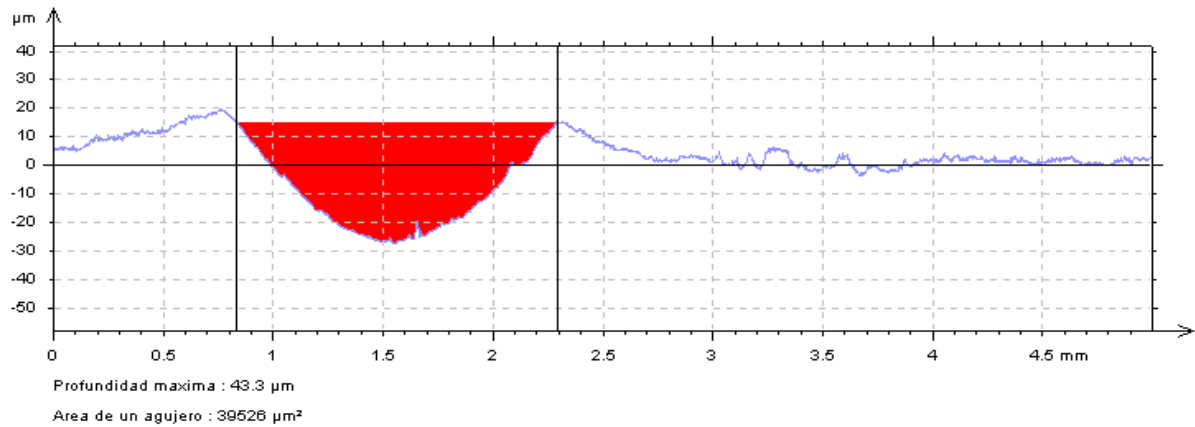


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.52mm)

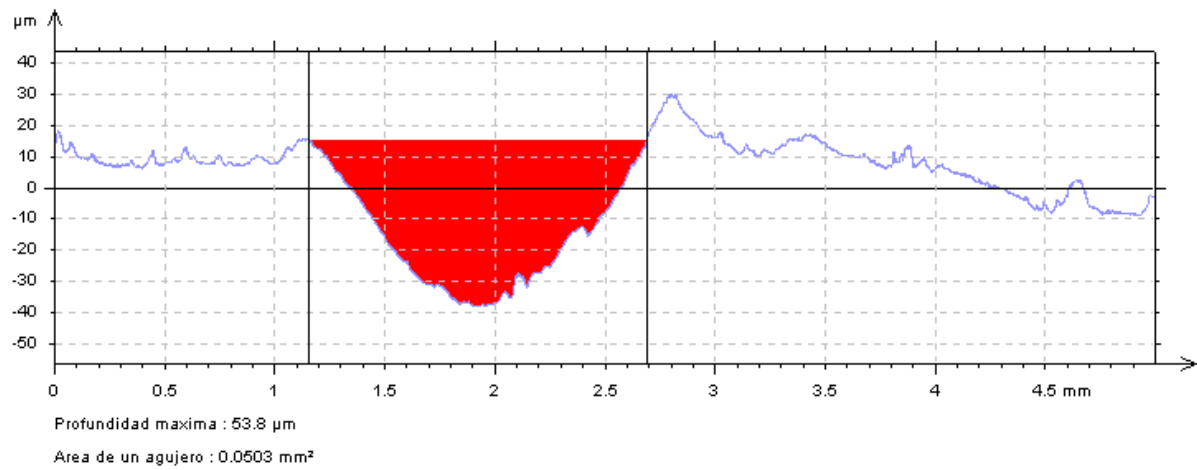
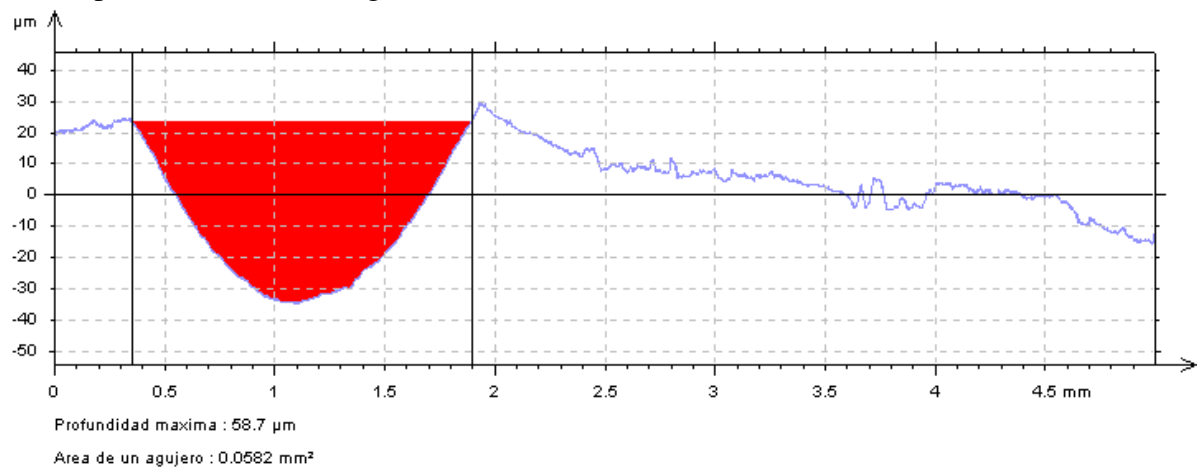


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.53mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 20%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

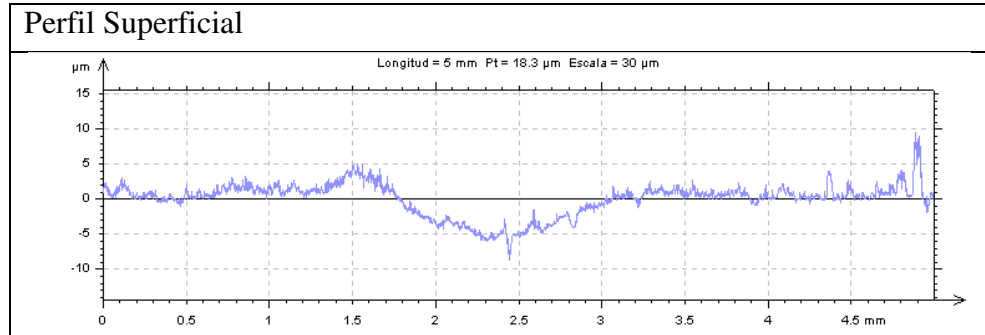
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.519 \mu\text{m}$

$R_z = 4.480 \mu\text{m}$

$R_t = 6.860 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 6.340 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.46mm)

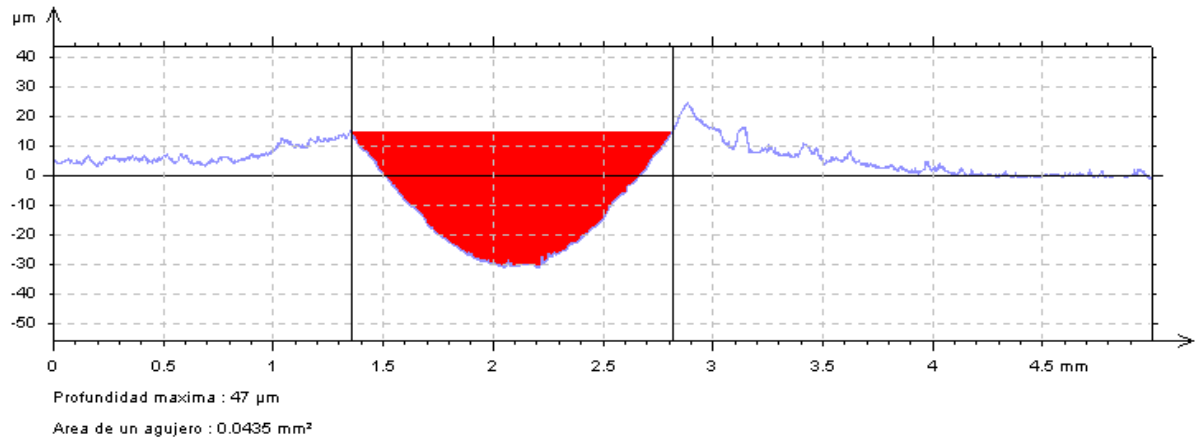


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.35mm)

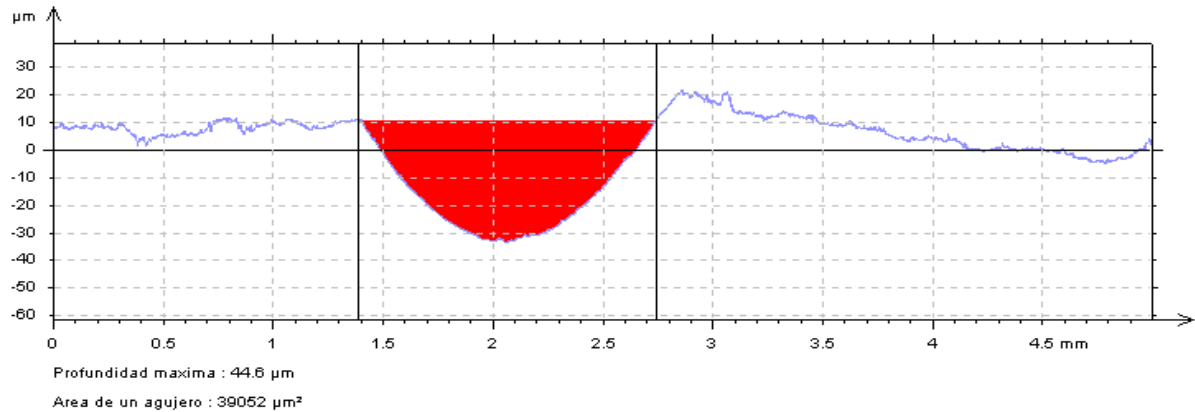


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.48mm)

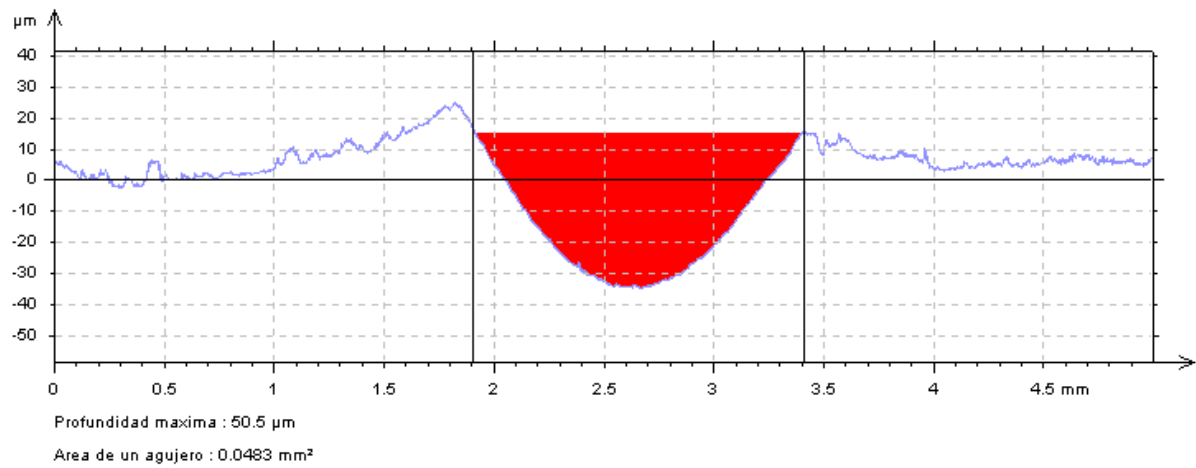
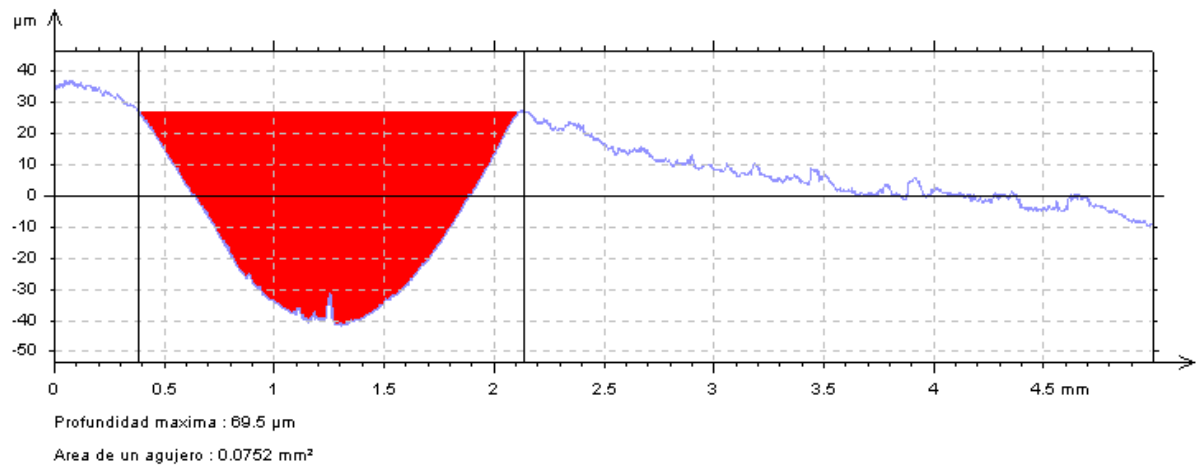


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.73mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = 0.1005 m/s , Carga aplicada = 40 N , Radio de aplicación de carga = 6 mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 20%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

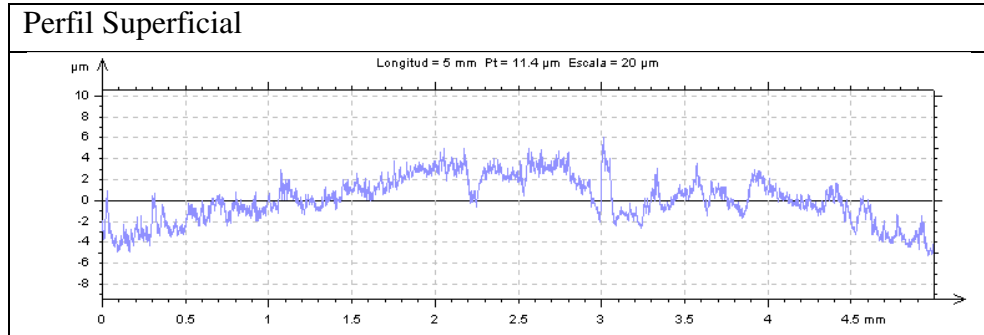
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.737 \mu\text{m}$

$R_z = 5.200 \mu\text{m}$

$R_t = 8.630 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 8.310 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.45mm)

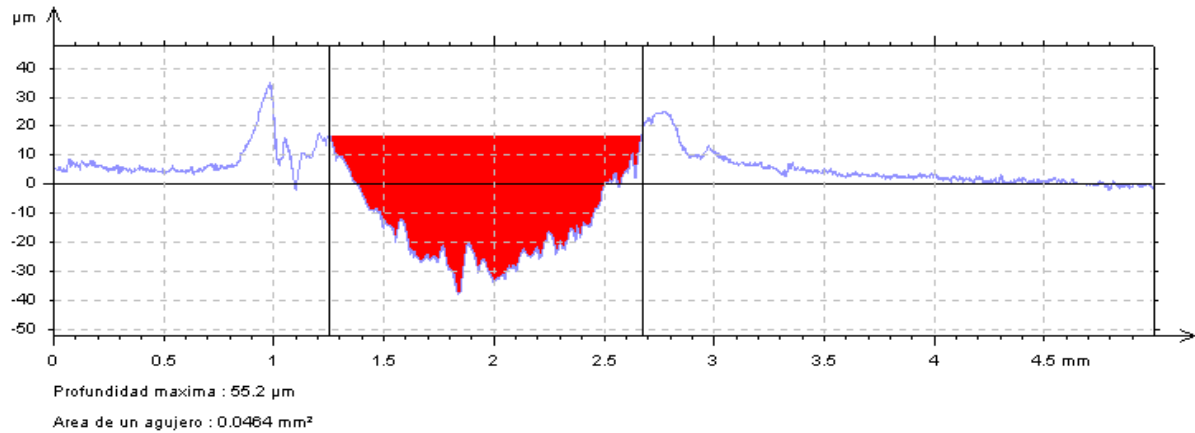


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.50mm)

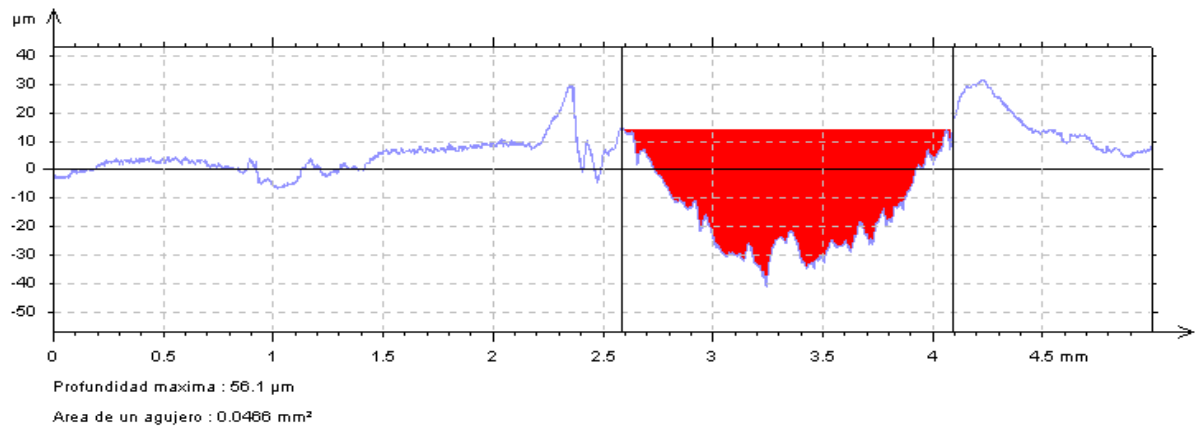


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.46mm)

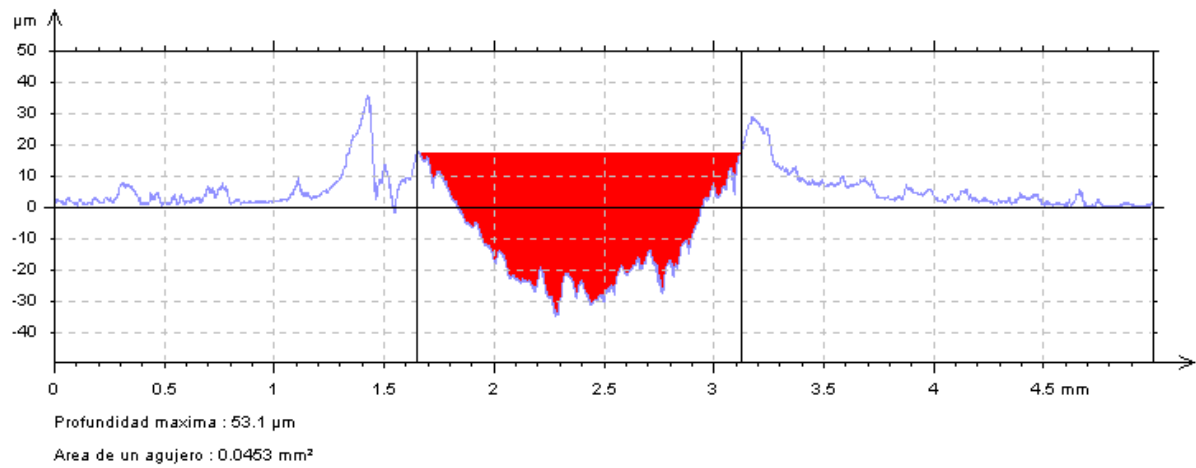
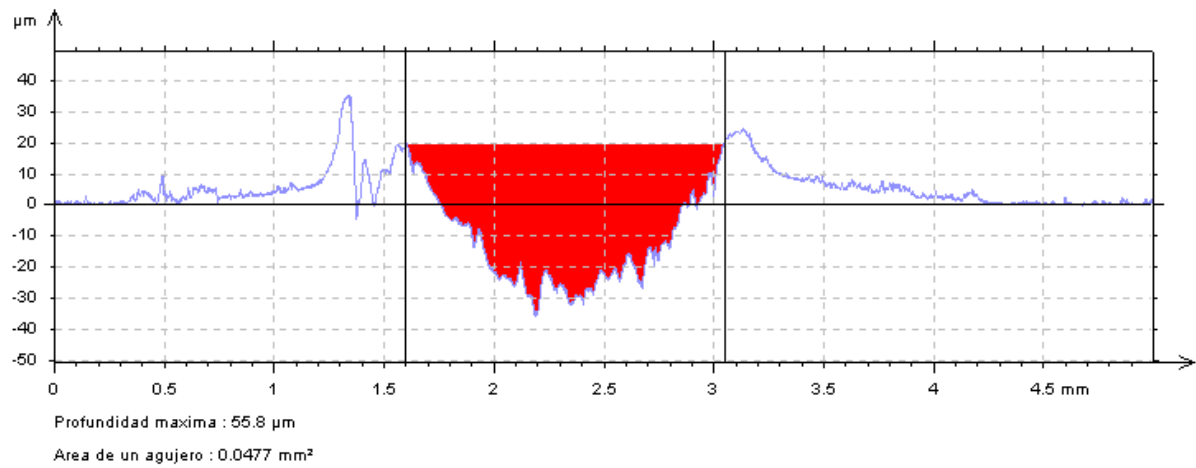


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.44mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba= .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 30%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

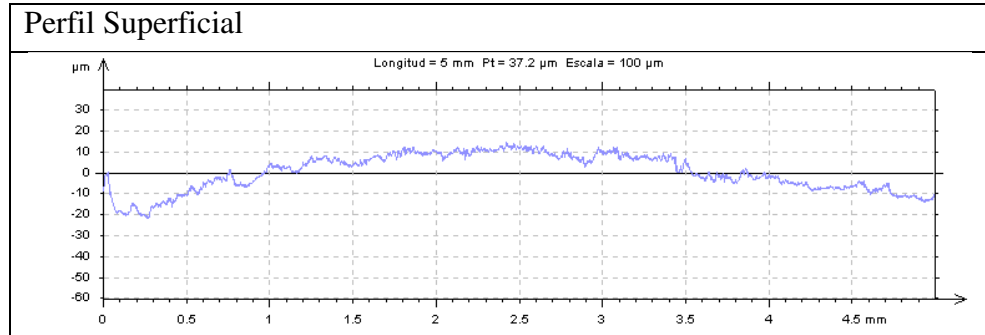
Parámetros de rugosidad

$R_a = 1.330 \mu\text{m}$

$R_z = 8.590 \mu\text{m}$

$R_t = 11.70 \mu\text{m}$

$R_{max} = 10.30 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.84mm)

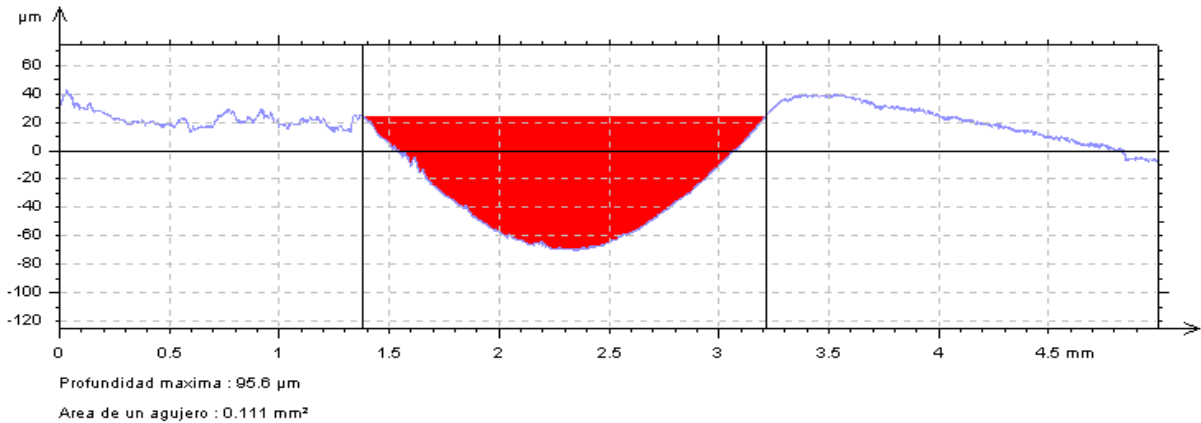


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.58mm)

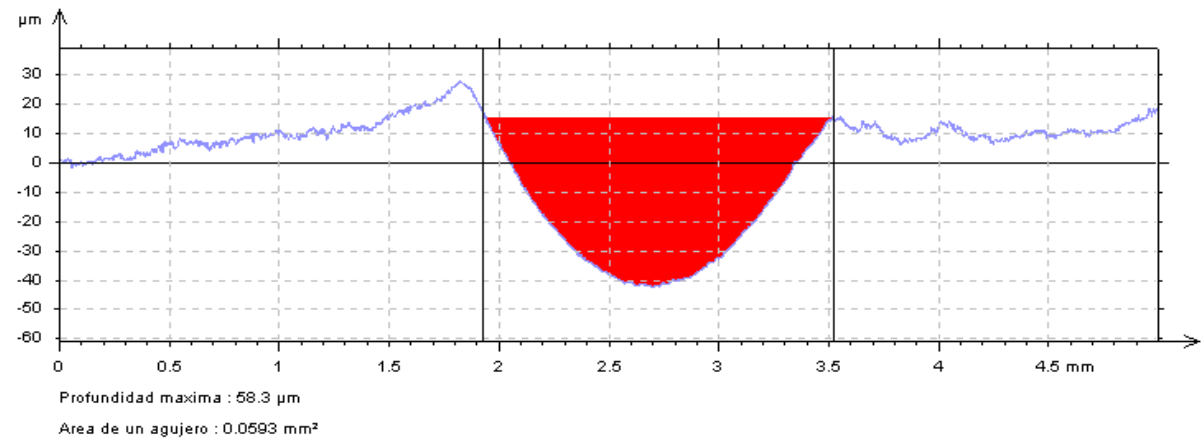


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.69mm)

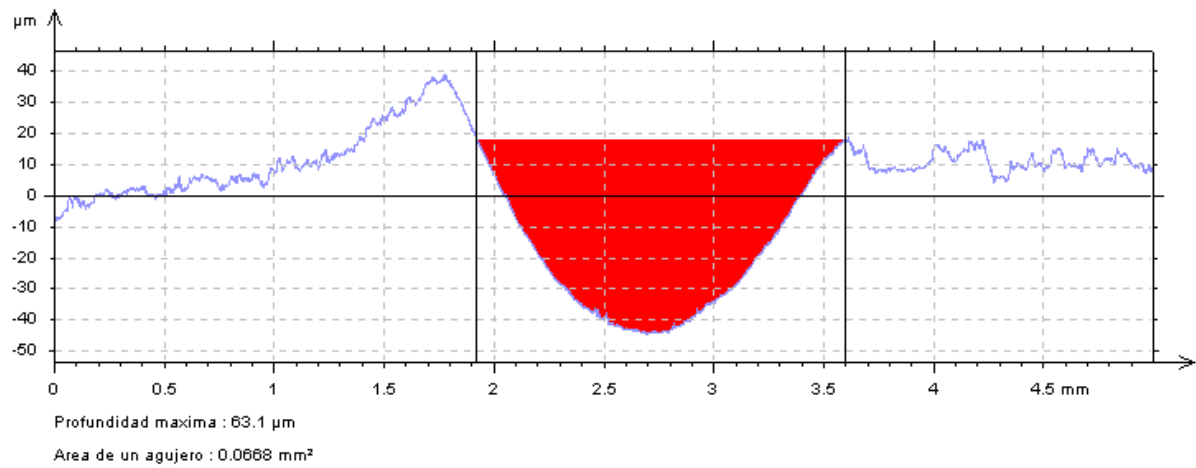
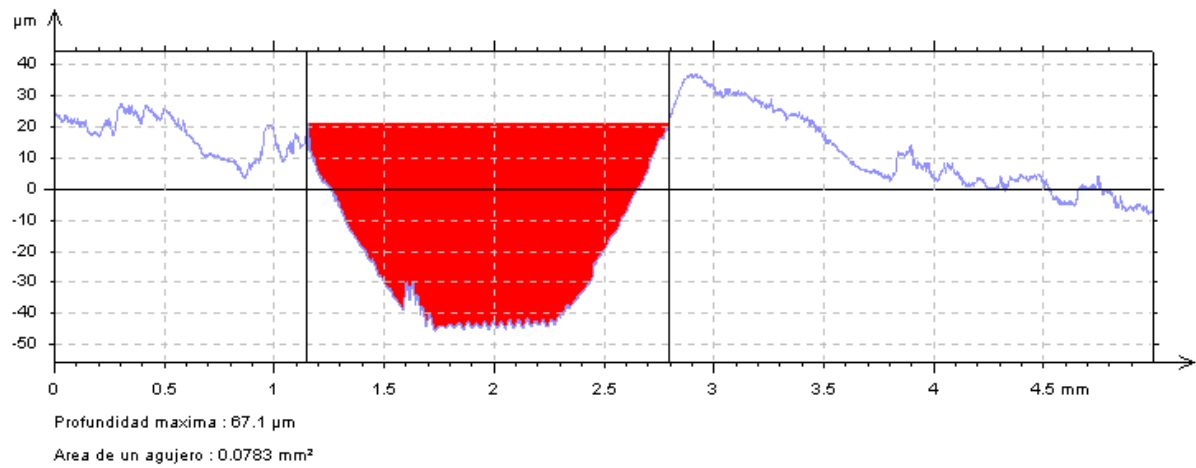


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.64mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = 0.1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 30%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

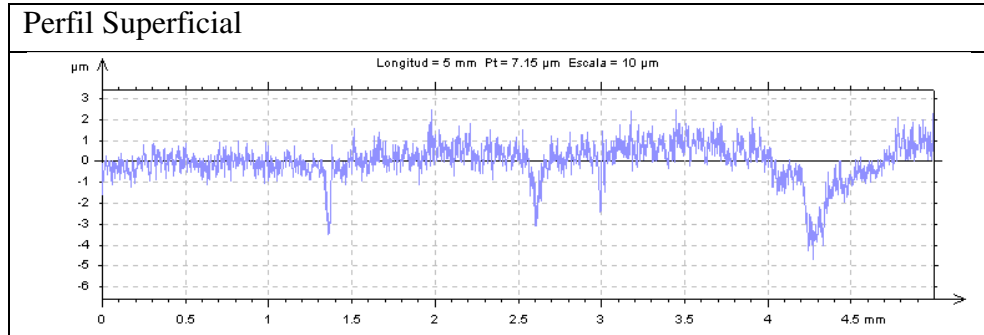
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.452 \mu\text{m}$

$R_z = 4.150 \mu\text{m}$

$R_t = 4.970 \mu\text{m}$

$R_{max} = 4.970 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.52mm)

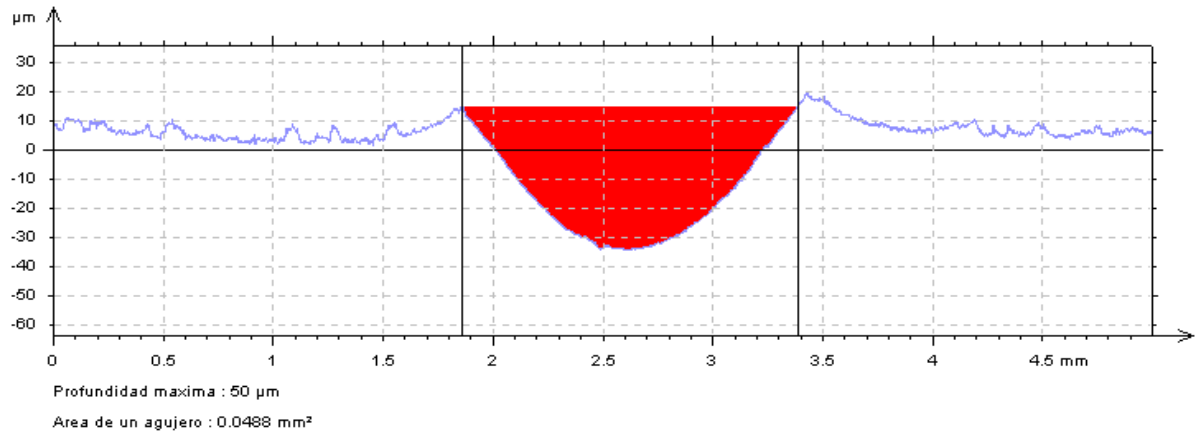


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.65mm)

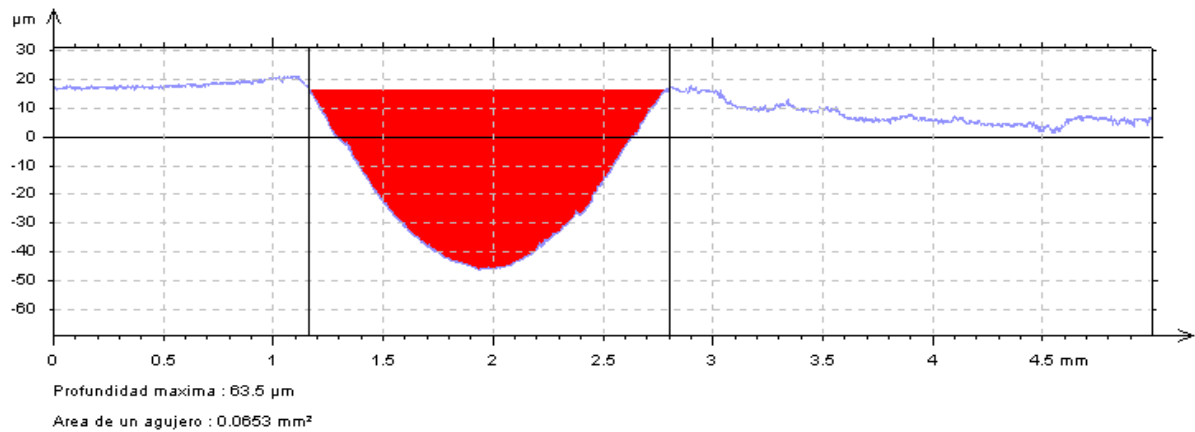


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.64mm)

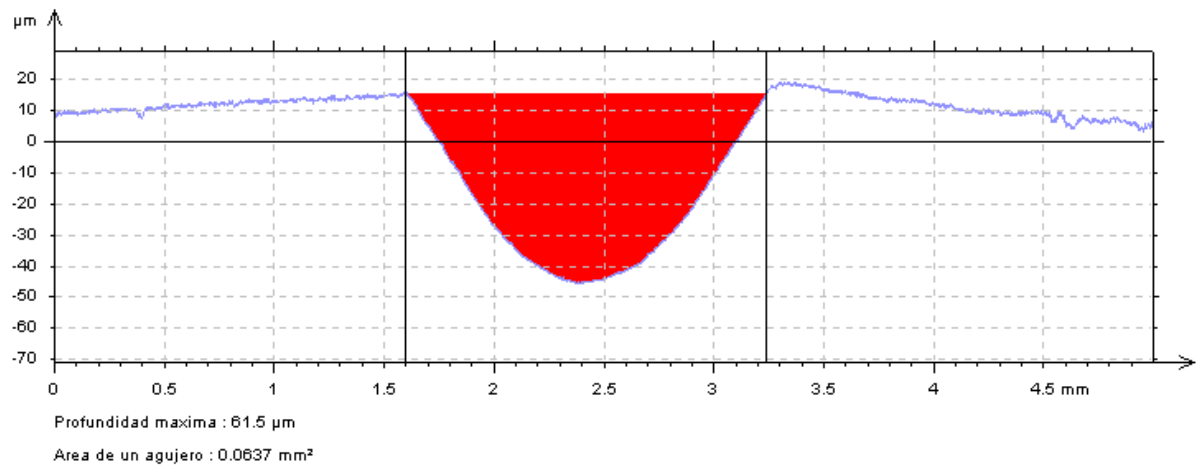
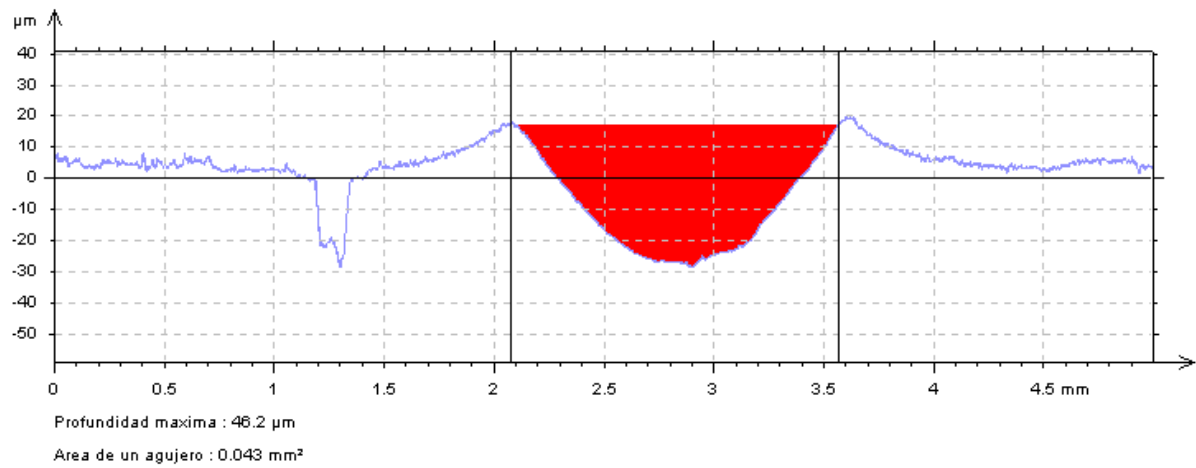


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.49mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba= .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO2 (X) ► Porcentaje de refuerzo: 40%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

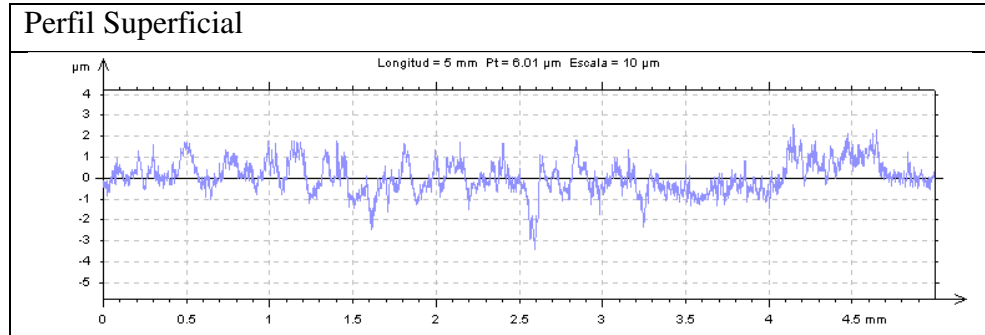
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.512 \mu\text{m}$

$R_z = 3.680 \mu\text{m}$

$R_t = 4.970 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 4.770 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.51mm)

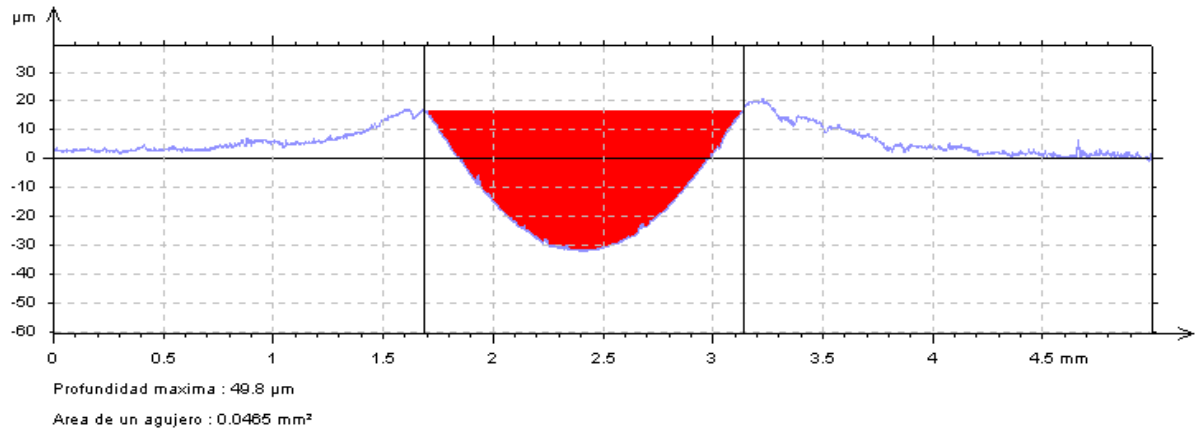


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.45mm)

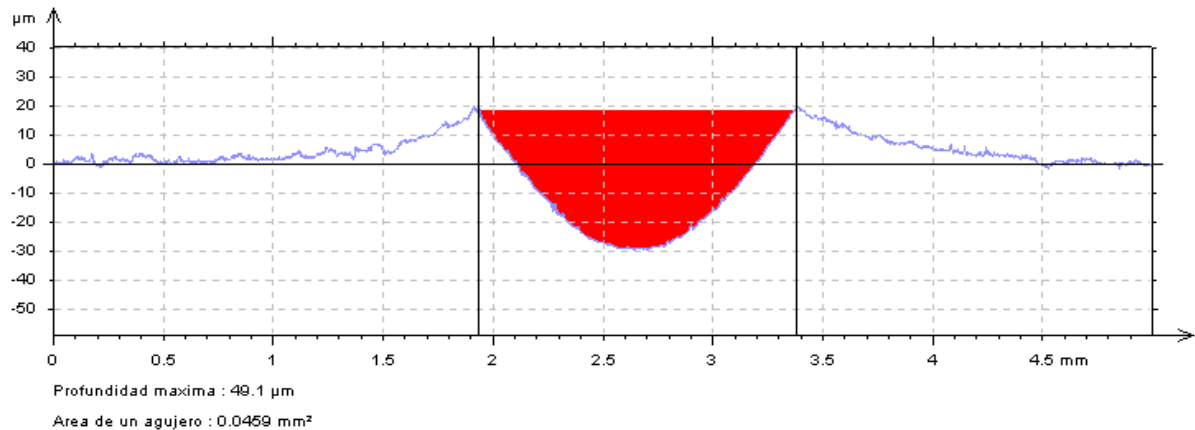


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.45mm)

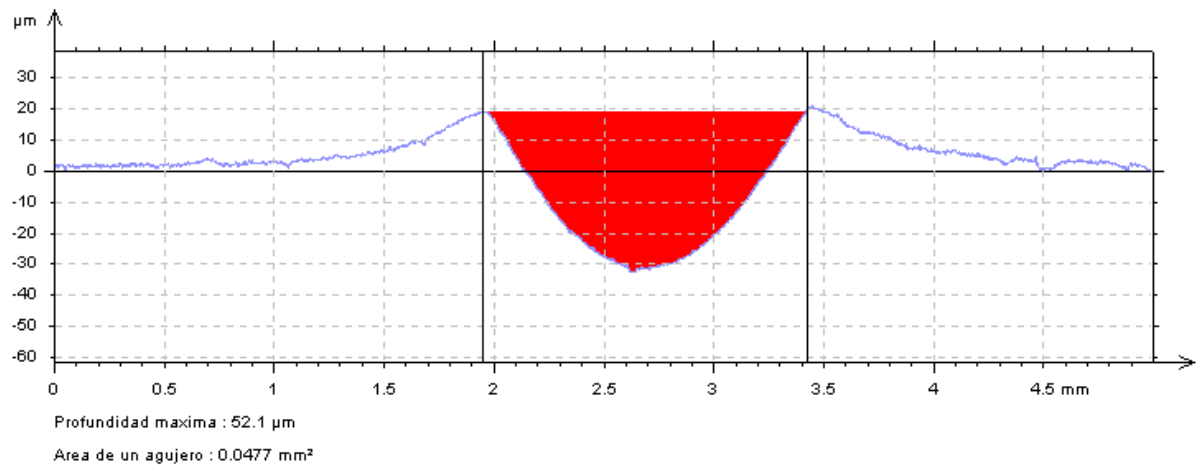
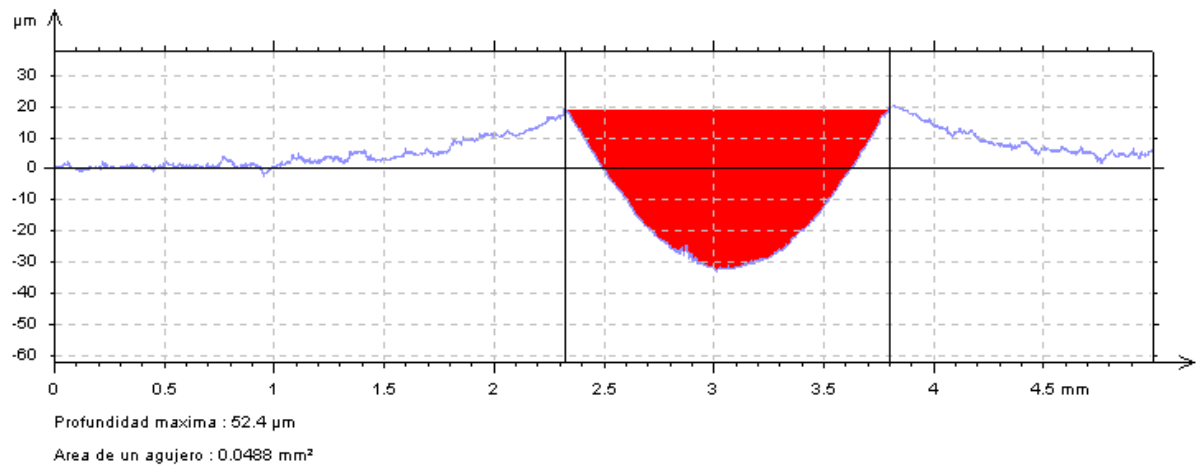


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.47mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO₂ (X) ► Porcentaje de refuerzo: 40%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

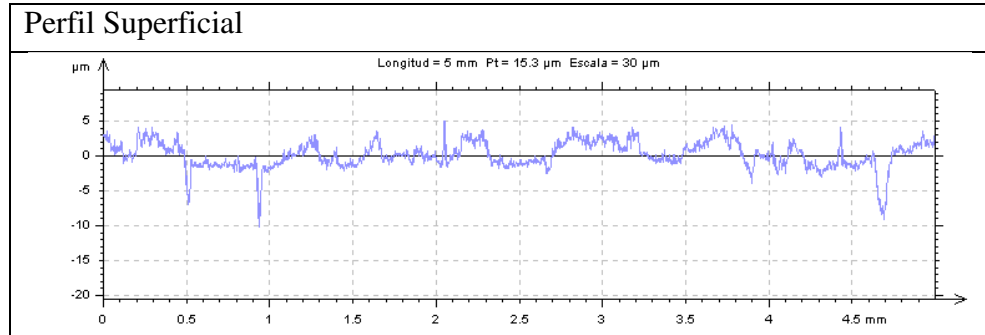
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.941 \mu\text{m}$

$R_z = 7.26 \mu\text{m}$

$R_t = 14.00 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 11.60 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.58mm)

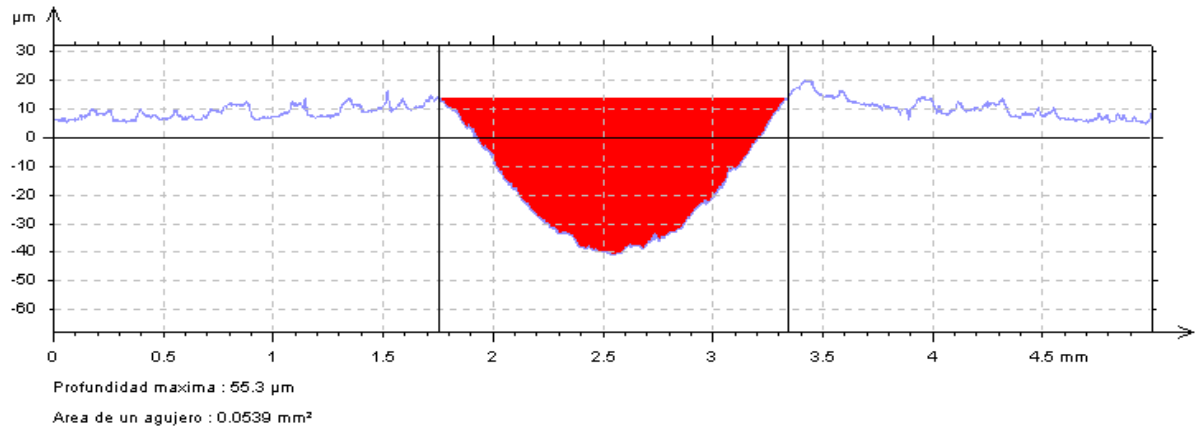


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.54mm)

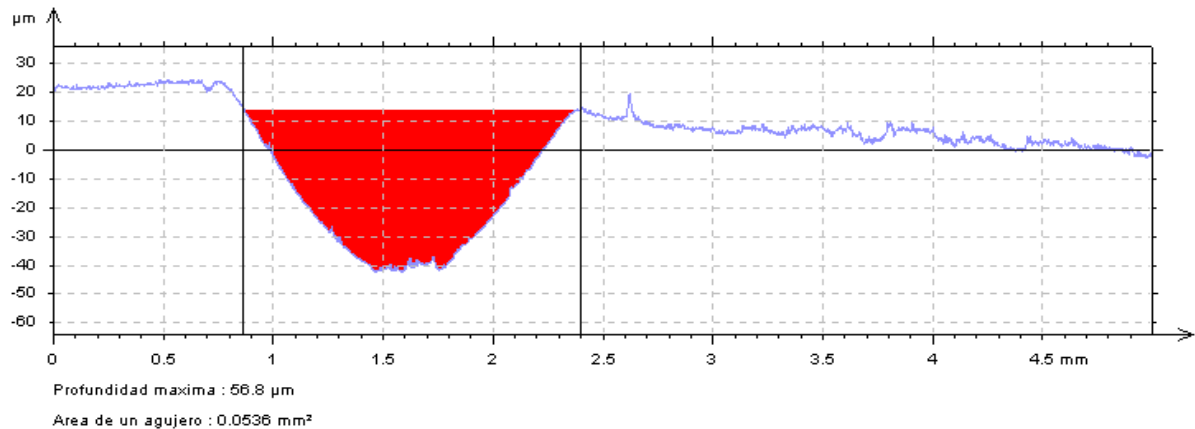


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.50mm)

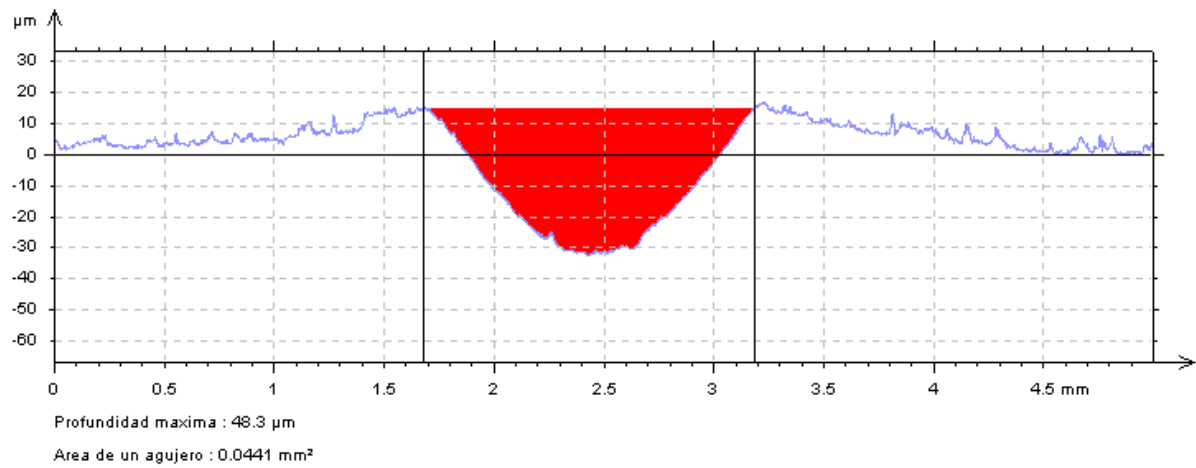
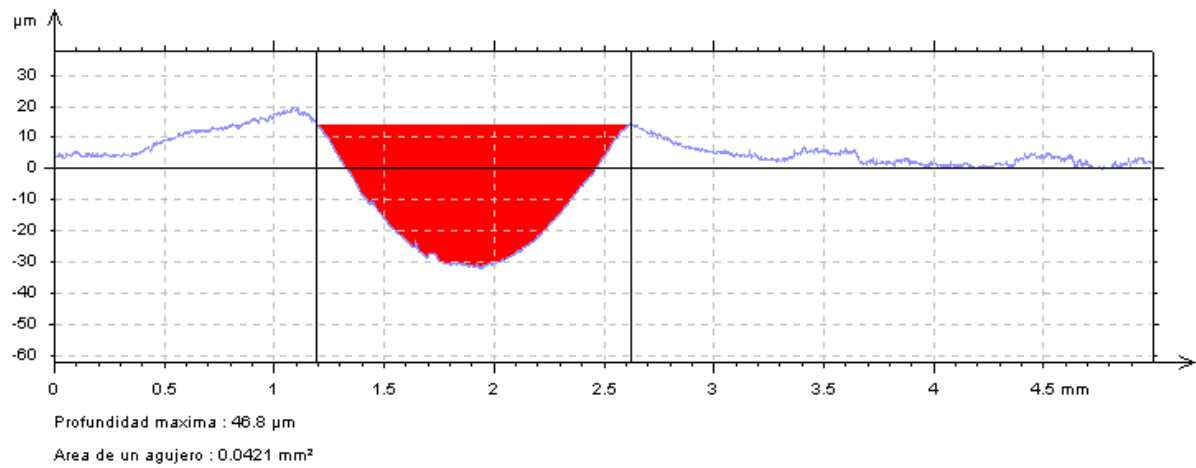


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.42mm)



Índice de desgaste

Velocidad de prueba = .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

Material: UHMW-PE Puro () Compuesto UHMW-PE/ZrO₂ (X) ► Porcentaje de refuerzo: 40%

Procedimientos previos a análisis: Lijado Automático (180, 500, 1200)

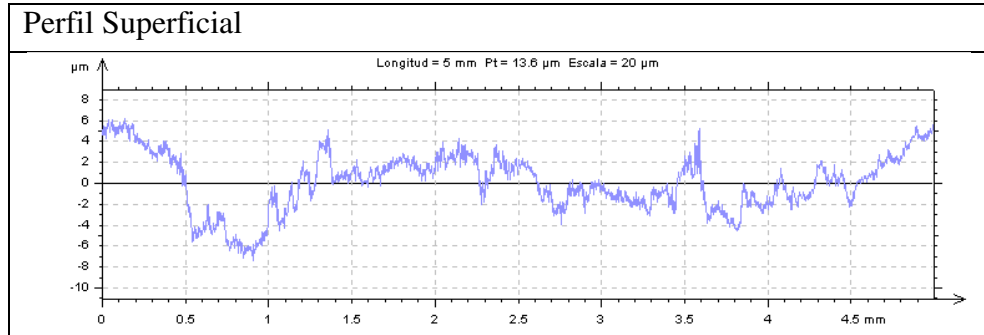
Parámetros de rugosidad

$R_a = 0.938 \mu\text{m}$

$R_z = 6.420 \mu\text{m}$

$R_t = 9.800 \mu\text{m}$

$R_{\text{max}} = 8.220 \mu\text{m}$



Gráficos/Perfiles

Gráfico de perfil de canal de desgaste 1 (Diámetro de canal = 1.38mm)

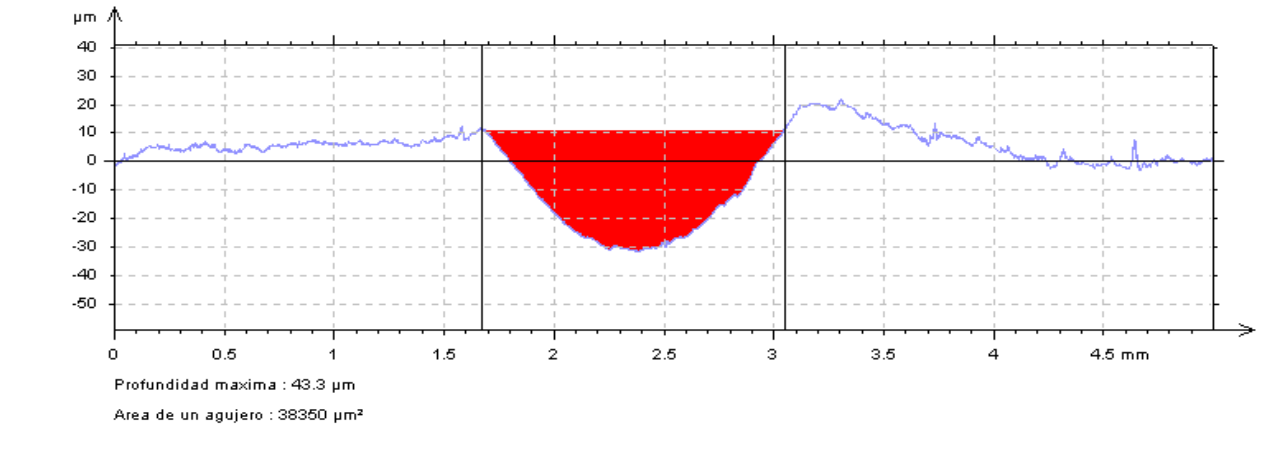


Gráfico de perfil de canal de desgaste 2 (Diámetro de canal = 1.40mm)

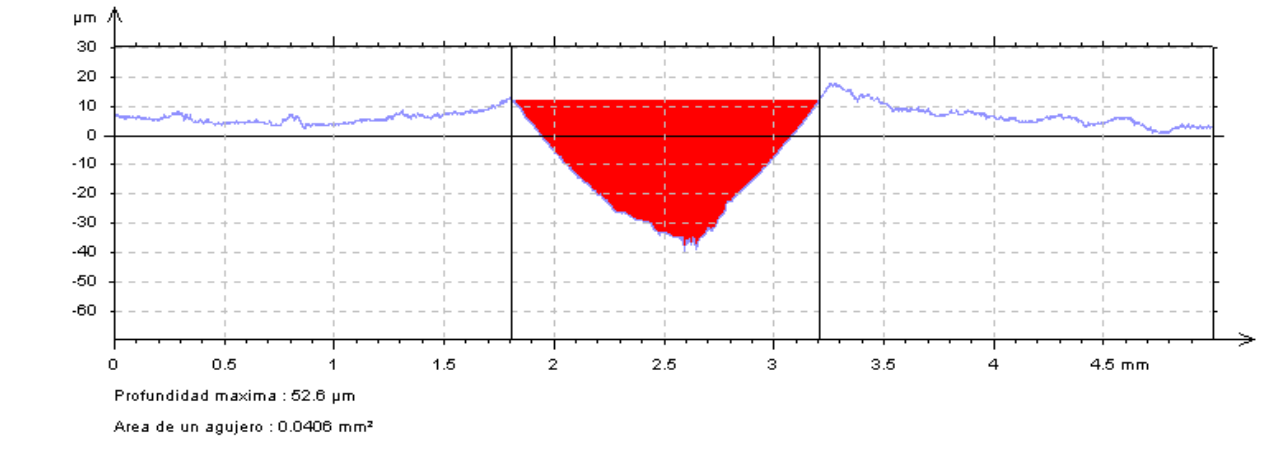


Gráfico de perfil de canal de desgaste 3 (Diámetro de canal = 1.4mm)

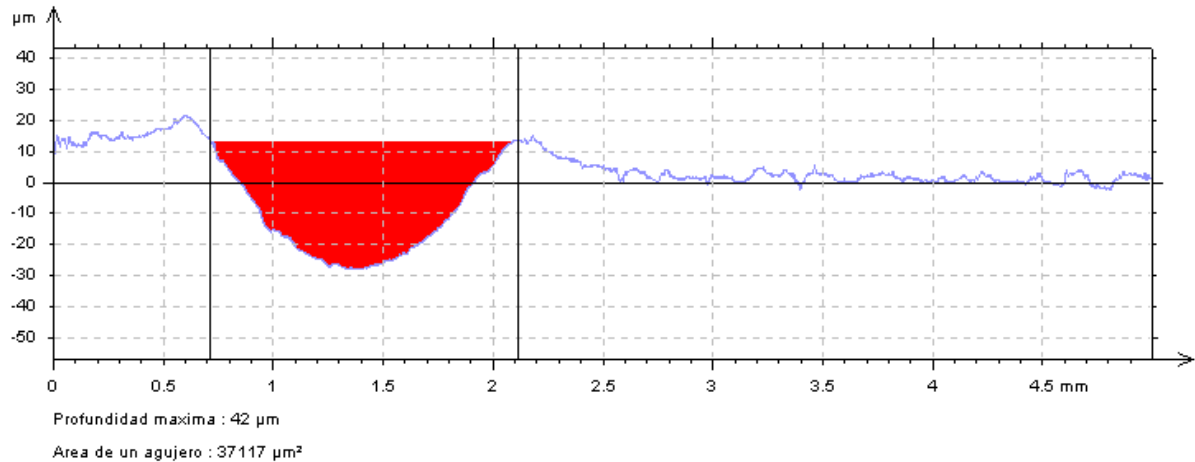
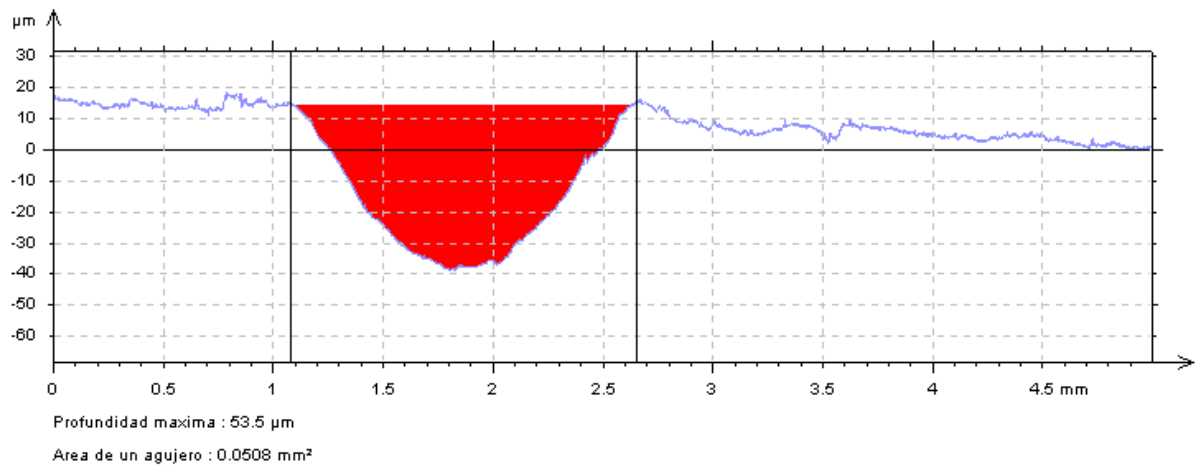


Gráfico de perfil de canal de desgaste 4 (Diámetro de canal = 1.55mm)



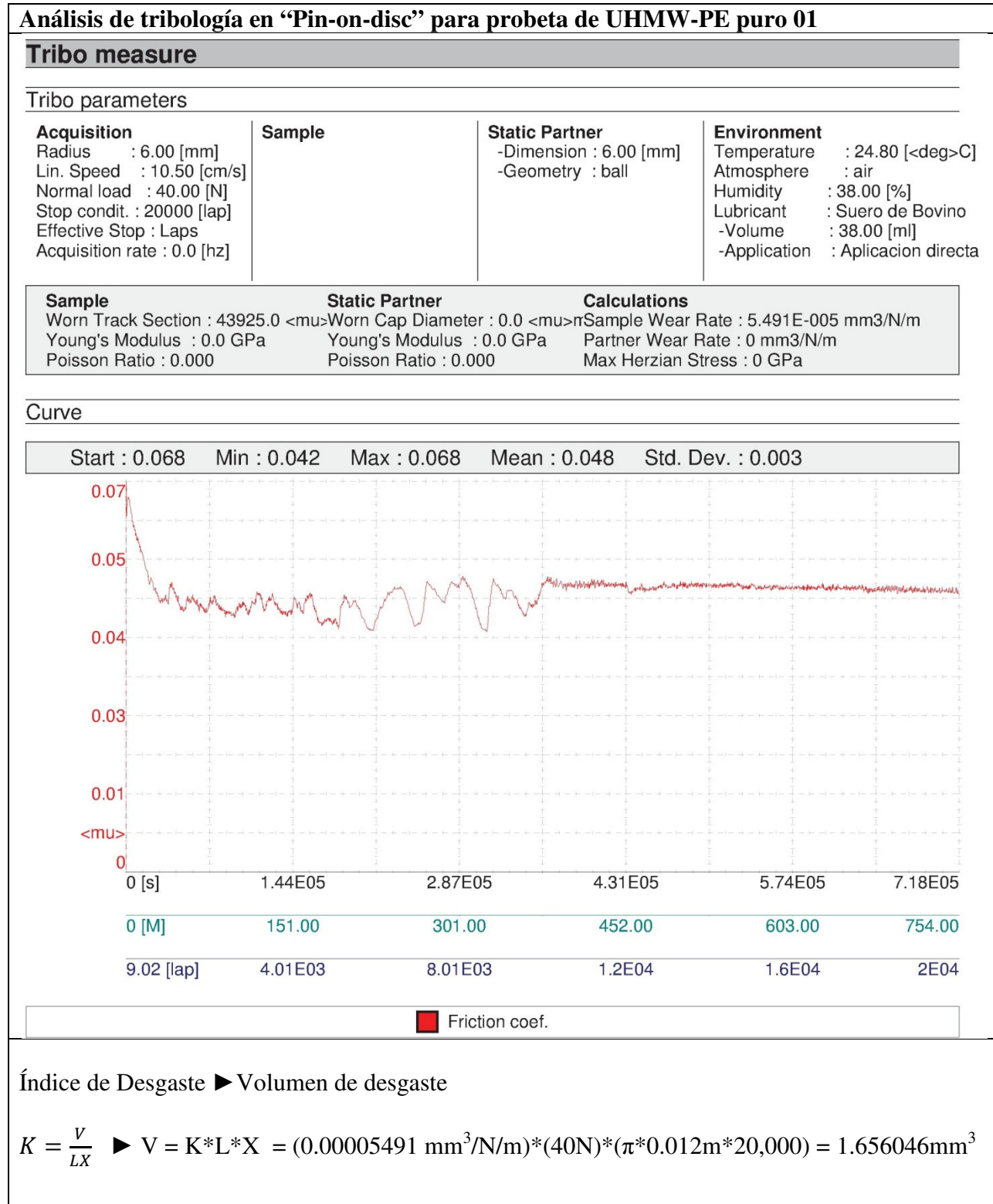
Índice de desgaste

Velocidad de prueba= .1005 m/s, Carga aplicada = 40 N, Radio de aplicación de carga = 6mm

4.1.2. Coeficiente de fricción y volumen de desgaste

A continuación se presentan los ensayos de tribología con información pertinente al coeficiente de fricción, índice de desgaste y volumen de desgaste, así como parámetros de medición utilizados. Además se presenta la gráfica del coeficiente de fricción a lo largo del ensayo realizado para fines de comparación.

Tabla 4.2. Compendio de análisis tribológicos “Pin-on-disc” de UHMW-PE y materiales compuestos



Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE puro 02

Tribo measure

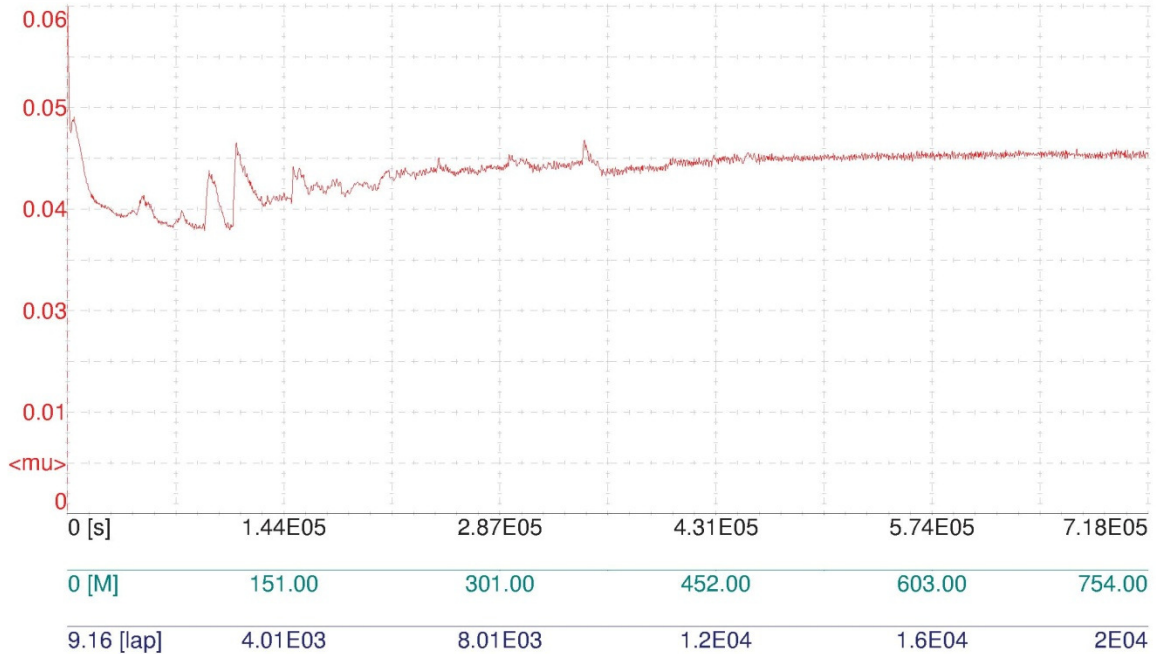
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 27.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 39.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 44225.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 5.528E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.065 Min : 0.036 Max : 0.065 Mean : 0.044 Std. Dev. : 0.003



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00005528 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.667205 \text{ mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE puro 03

Tribo measure

Tribo parameters

Acquisition

Radius : 6.00 [mm]
 Lin. Speed : 10.50 [cm/s]
 Normal load : 40.00 [N]
 Stop condit. : 20001 [lap]
 Effective Stop : Laps
 Acquisition rate : 0.0 [hz]

Sample

Static Partner

-Dimension : 6.00 [mm]
 -Geometry : ball

Environment

Temperature : 26.00 [<deg>C]
 Atmosphere : air
 Humidity : 37.00 [%]
 Lubricant : Suero de Bovino
 -Volume : 38.00 [ml]
 -Application : Aplicacion directa

Sample

Worn Track Section : 45325.0
 Young's Modulus : 0.0 GPa
 Poisson Ratio : 0.000

Static Partner

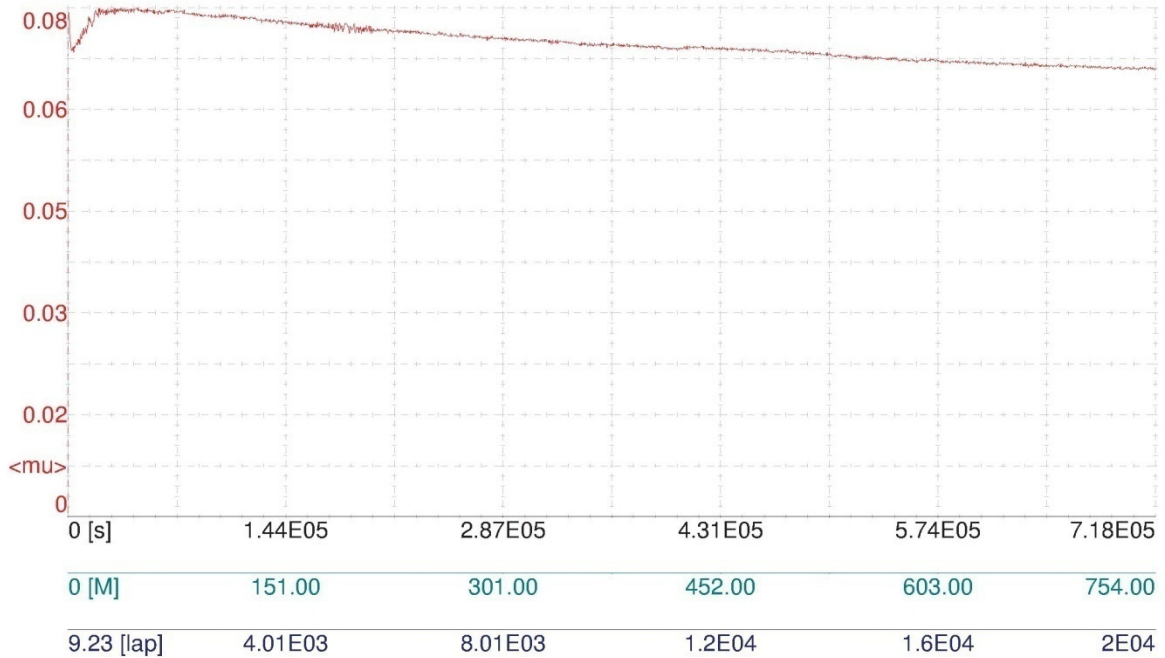
Worn Cap Diameter : 0.0
 Young's Modulus : 0.0 GPa
 Poisson Ratio : 0.000

Calculations

Sample Wear Rate : 5.665E-005 mm³/N/m
 Partner Wear Rate : 0 mm³/N/m
 Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.078 Min : 0.069 Max : 0.079 Mean : 0.073 Std. Dev. : 0.003



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00005665 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.708523\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (90/10) 01

Tribo measure

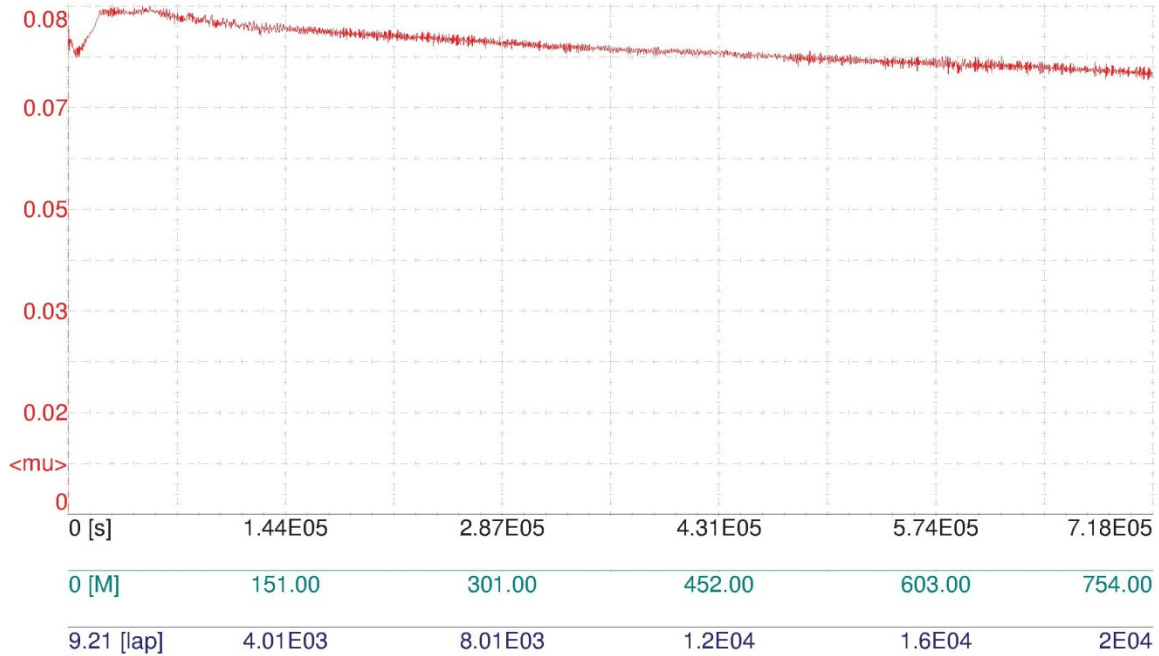
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm] Lin. Speed : 10.50 [cm/s] Normal load : 40.00 [N] Stop condit. : 20001 [lap] Effective Stop : Laps Acquisition rate : 0.0 [hz]		-Dimension : 6.00 [mm] -Geometry : ball	Temperature : 25.00 [<deg>C] Atmosphere : air Humidity : 42.00 [%] Lubricant : Suero de Bovino -Volume : 38.00 [ml] -Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 39125.0 <mu> Young's Modulus : 0.0 GPa Poisson Ratio : 0.000	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu> Young's Modulus : 0.0 GPa Poisson Ratio : 0.000	Sample Wear Rate : 4.89E-005 mm ³ /N/m Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m Max Hertzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.081 Min : 0.072 Max : 0.085 Mean : 0.078 Std. Dev. : 0.003



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.0000489 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.474789\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (90/10) 02

Tribo measure

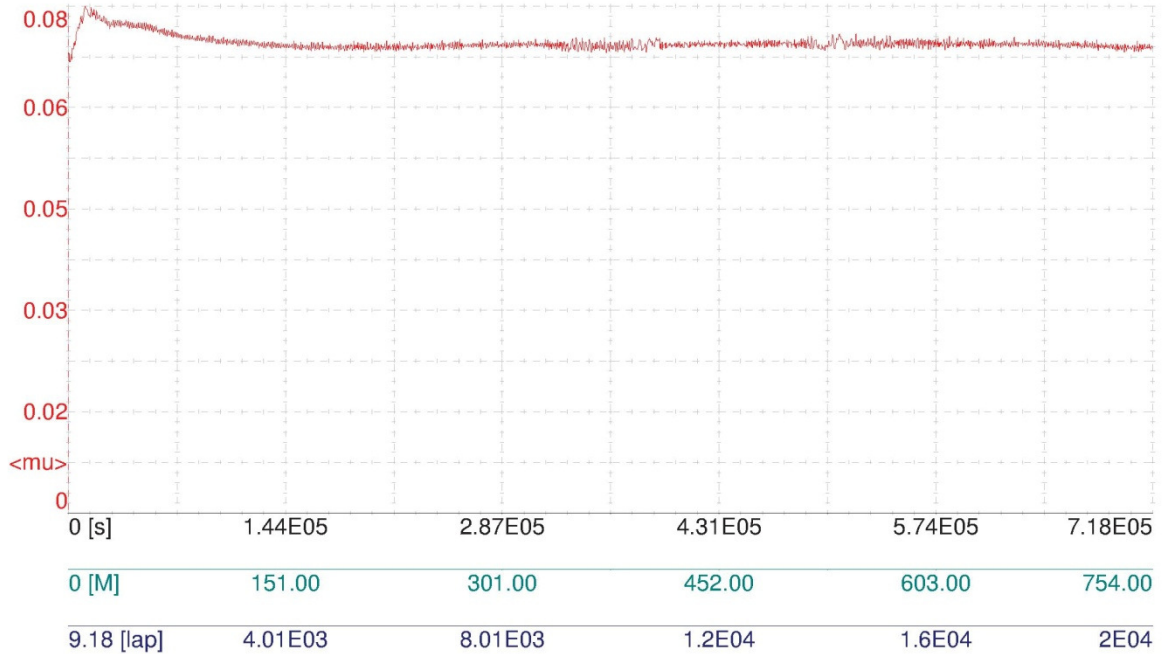
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 27.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 42.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 38825.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 4.853E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.067 Min : 0.067 Max : 0.075 Mean : 0.070 Std. Dev. : 0.001



Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00004853 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.463630\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (90/10) 03

Tribo measure

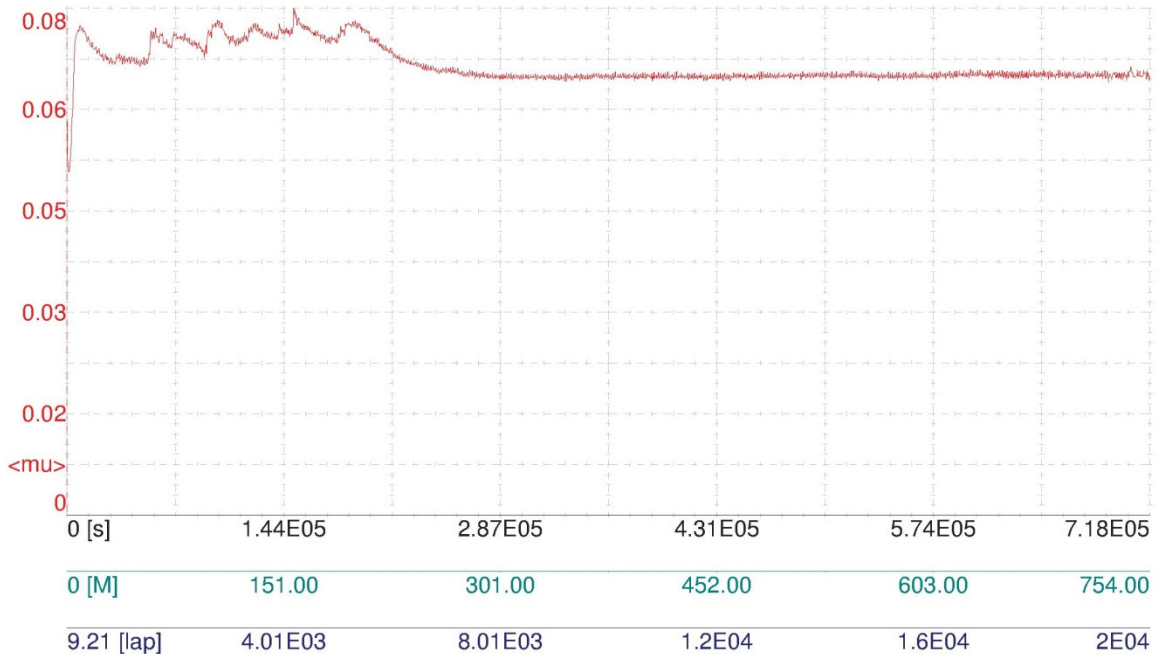
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 28.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 38.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 42950.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 5.368E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.061 Min : 0.053 Max : 0.079 Mean : 0.070 Std. Dev. : 0.003



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00005368 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.618950 \text{ mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (80/20) 01

Tribo measure

Tribo parameters

Acquisition

Radius : 6.00 [mm]
 Lin. Speed : 10.50 [cm/s]
 Normal load : 40.00 [N]
 Stop condit. : 20000 [lap]
 Effective Stop : Laps
 Acquisition rate : 0.0 [hz]

Sample

Static Partner

-Dimension : 6.00 [mm]
 -Geometry : ball

Environment

Temperature : 26.00 [<deg>C]
 Atmosphere : air
 Humidity : 43.00 [%]
 Lubricant : Suero de Bovino
 -Volume : 38.00 [ml]
 -Application : Aplicacion directa

Sample

Worn Track Section : 49100.0 <mu>
 Young's Modulus : 0.0 GPa
 Poisson Ratio : 0.000

Static Partner

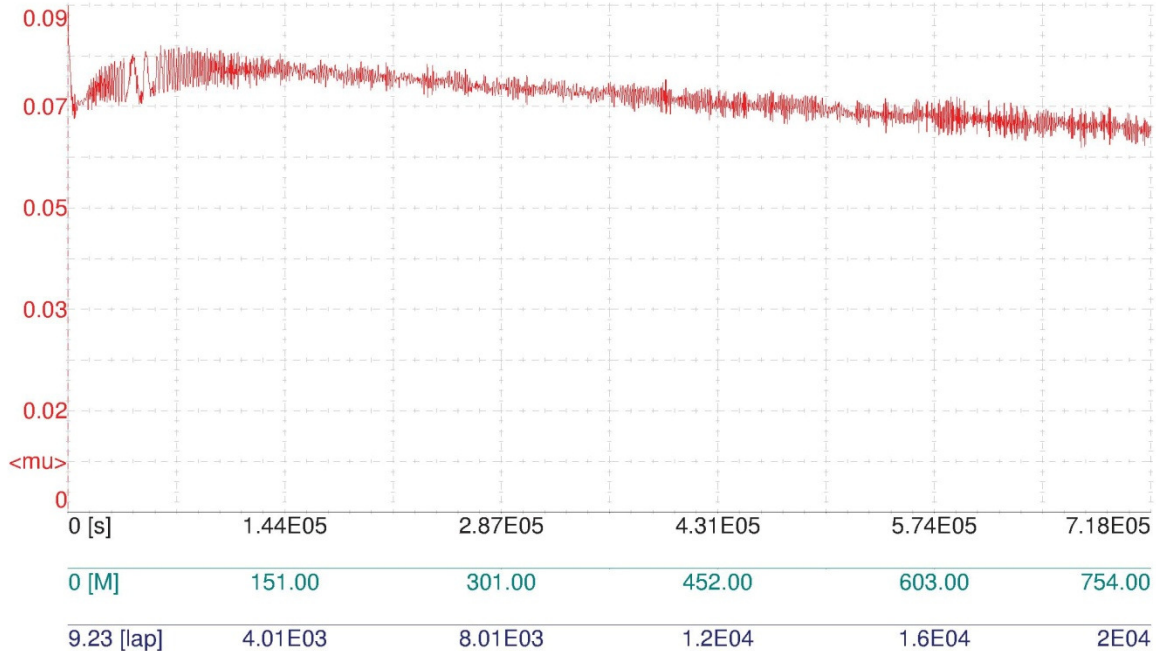
Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>
 Young's Modulus : 0.0 GPa
 Poisson Ratio : 0.000

Calculations

Sample Wear Rate : 6.137E-005 mm³/N/m
 Partner Wear Rate : 0 mm³/N/m
 Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.087 Min : 0.062 Max : 0.087 Mean : 0.071 Std. Dev. : 0.004



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00006137 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.850875 \text{ mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (80/20) 02

Tribo measure

Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 28.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 39.00 [%]
Stop condit. : 20000 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 51500.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 6.437E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.079 Min : 0.054 Max : 0.079 Mean : 0.060 Std. Dev. : 0.002



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00006437 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.941353\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (80/20) 03

Tribo measure

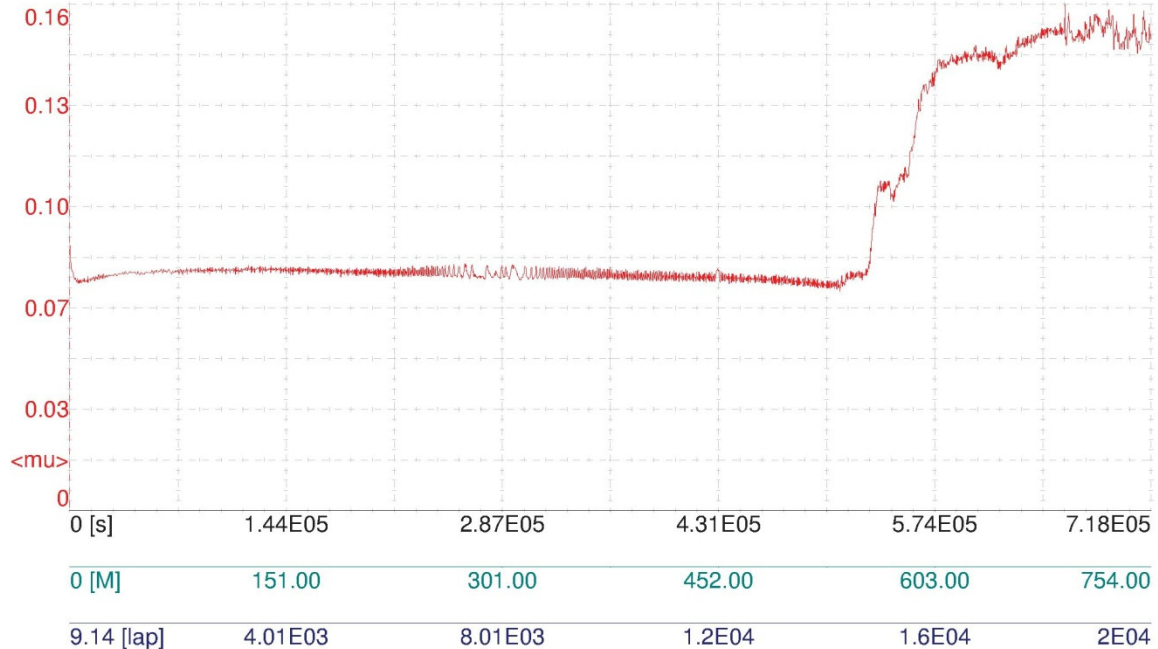
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 23.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 42.00 [%]
Stop condit. : 20000 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 46500.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 5.813E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.085 Min : 0.071 Max : 0.163 Mean : 0.093 Std. Dev. : 0.030



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00005813 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.753159\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (70/30) 01

Tribo measure

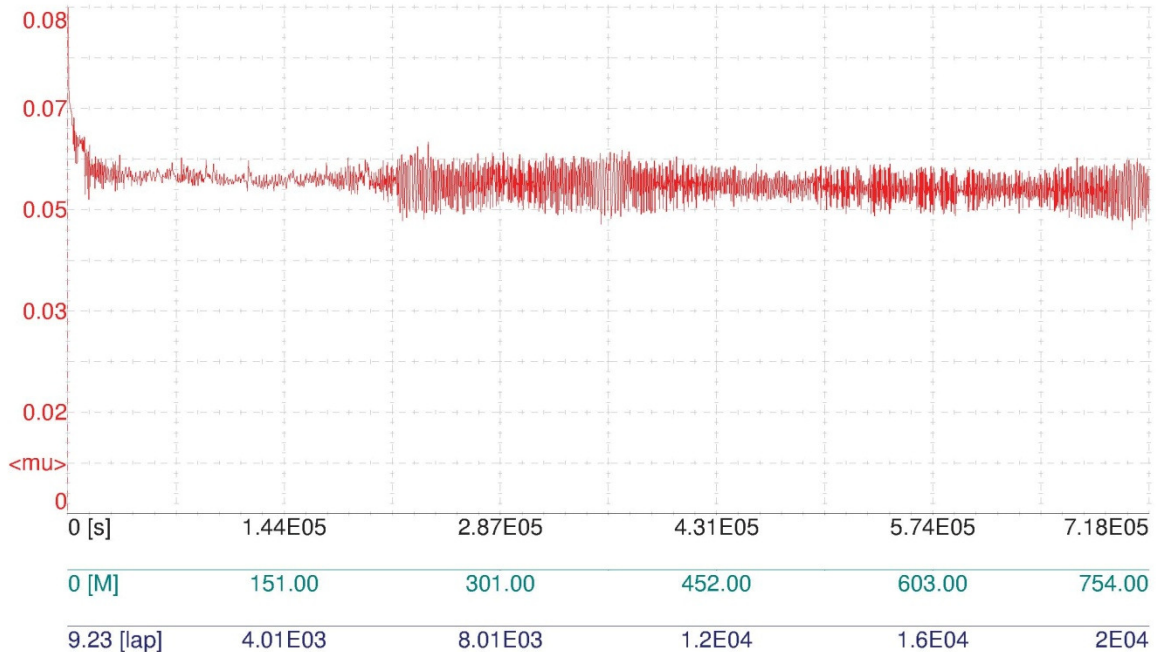
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 25.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 39.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 78850.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 9.856E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.083 Min : 0.046 Max : 0.083 Mean : 0.054 Std. Dev. : 0.003



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00009856 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 2.972499 \text{ mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (70/30) 02

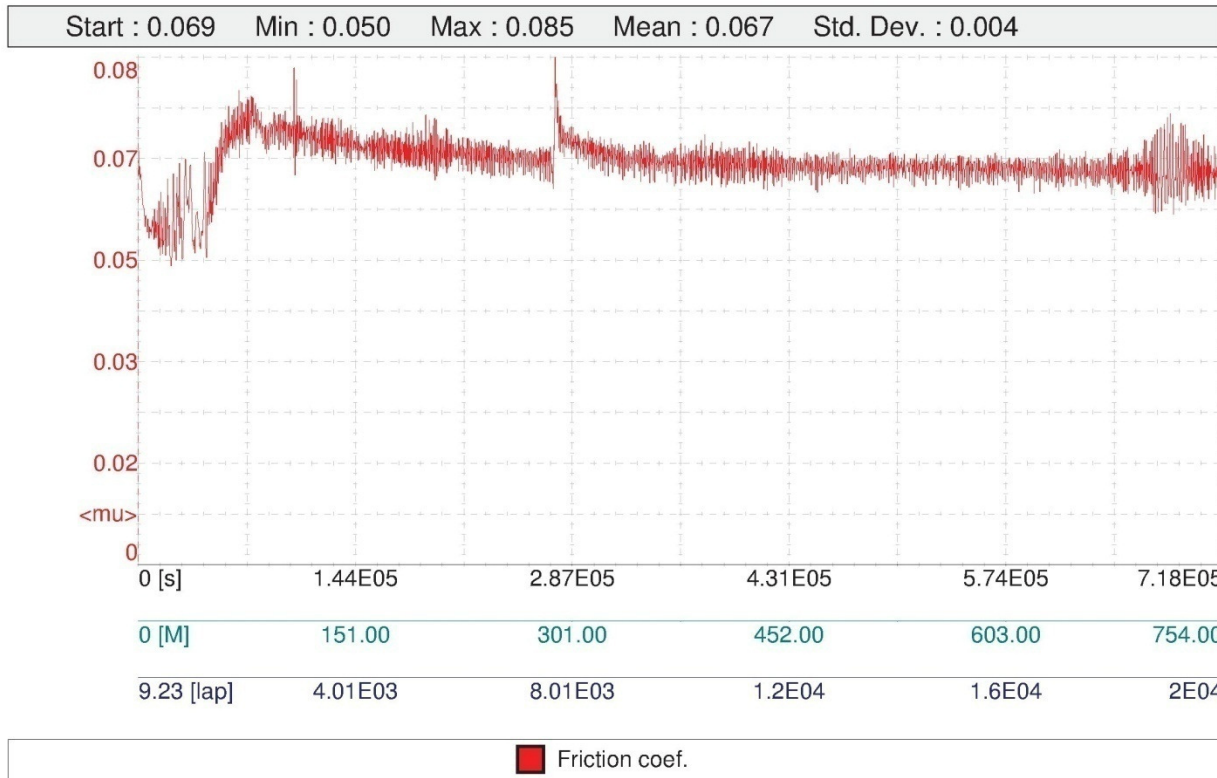
Tribo measure

Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 26.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 41.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 55200.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 6.9E-005 mm3/N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm3/N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve



Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00006900 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 2.080990\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (60/40) 01

Tribo measure

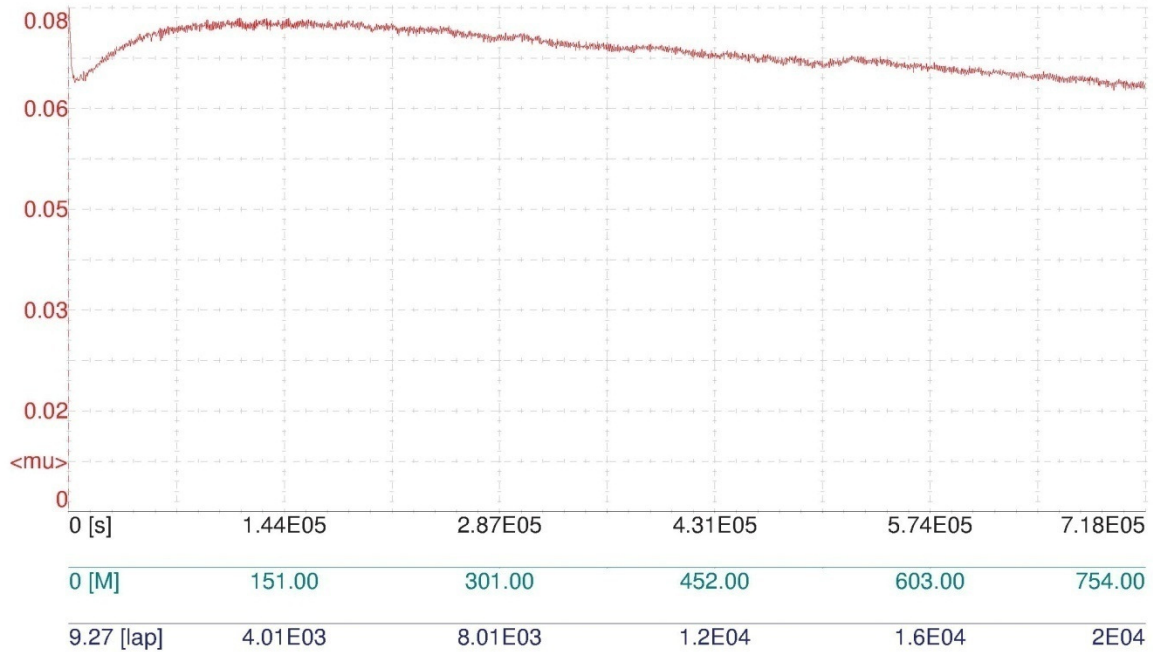
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 23.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 48.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 47225.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 5.903E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.081 Min : 0.067 Max : 0.081 Mean : 0.074 Std. Dev. : 0.003



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00005903 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.780302\text{mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (60/40) 02

Tribo measure

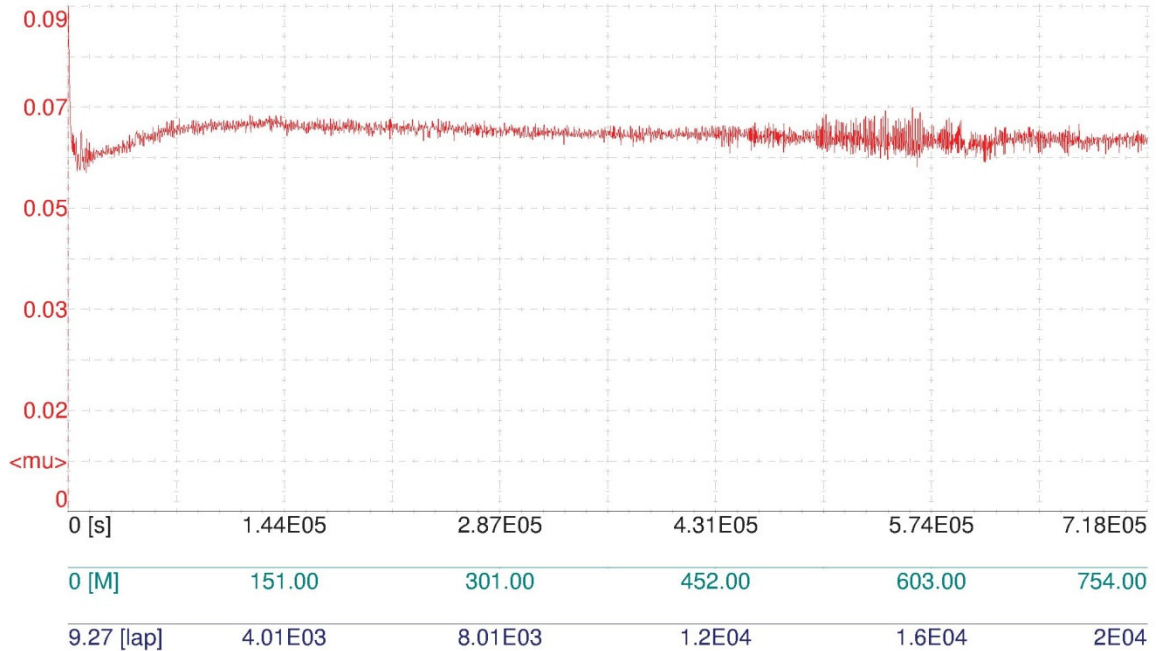
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 25.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 45.00 [%]
Stop condit. : 20000 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 48425.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 6.053E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.086 Min : 0.058 Max : 0.086 Mean : 0.064 Std. Dev. : 0.002



■ Friction coef.

Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00006053 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.825541 \text{ mm}^3$$

Análisis de tribología en “Pin-on-disc” para probeta de UHMW-PE/ZrO2 (60/40) 03

Tribo measure

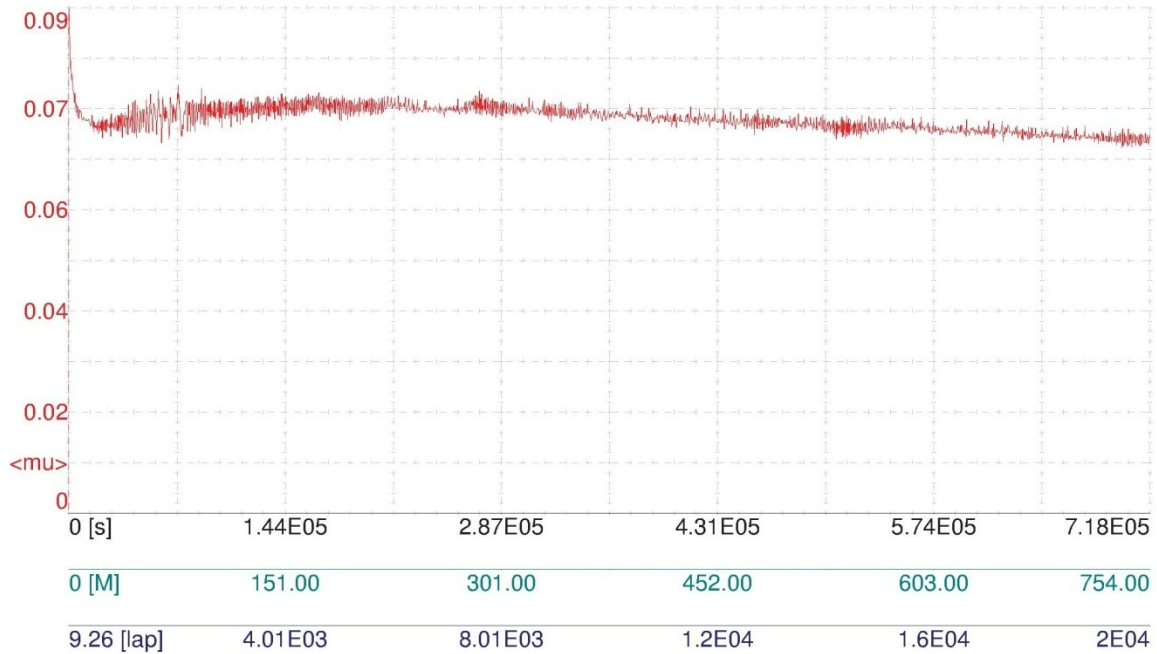
Tribo parameters

Acquisition	Sample	Static Partner	Environment
Radius : 6.00 [mm]		-Dimension : 6.00 [mm]	Temperature : 24.00 [<deg>C]
Lin. Speed : 10.50 [cm/s]		-Geometry : ball	Atmosphere : air
Normal load : 40.00 [N]			Humidity : 45.00 [%]
Stop condit. : 20001 [lap]			Lubricant : Suero de Bovino
Effective Stop : Laps			-Volume : 38.00 [ml]
Acquisition rate : 0.0 [hz]			-Application : Aplicacion directa

Sample	Static Partner	Calculations
Worn Track Section : 41700.0 <mu>	Worn Cap Diameter : 0.0 <mu>	Sample Wear Rate : 5.212E-005 mm ³ /N/m
Young's Modulus : 0.0 GPa	Young's Modulus : 0.0 GPa	Partner Wear Rate : 0 mm ³ /N/m
Poisson Ratio : 0.000	Poisson Ratio : 0.000	Max Herzian Stress : 0 GPa

Curve

Start : 0.092 Min : 0.067 Max : 0.092 Mean : 0.072 Std. Dev. : 0.002



■ Friction coef.

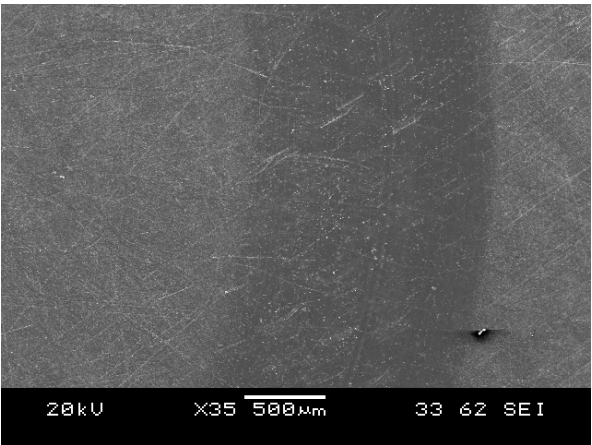
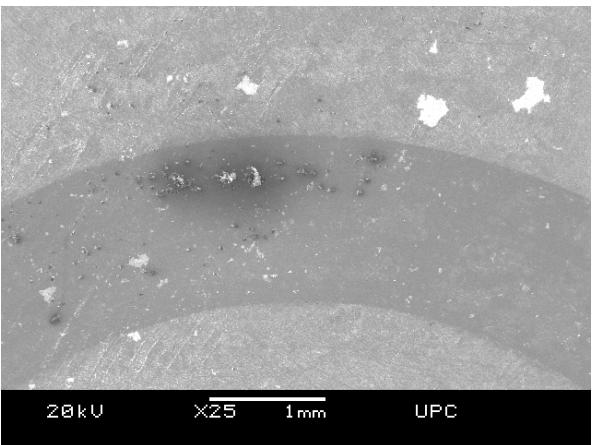
Índice de Desgaste ► Volumen de desgaste

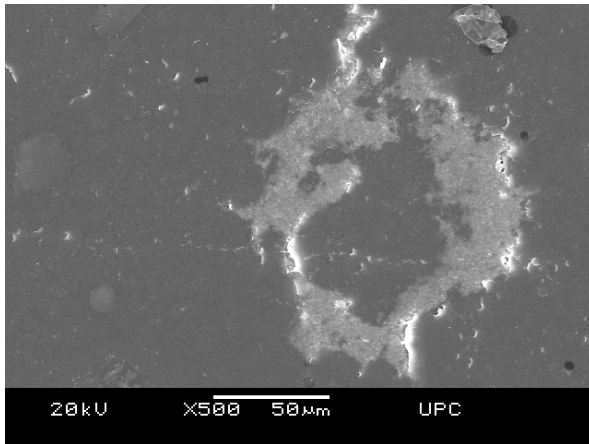
$$K = \frac{V}{LX} \quad \blacktriangleright \quad V = K * L * X = (0.00005212 \text{ mm}^3/\text{N/m}) * (40\text{N}) * (\pi * 0.012\text{m} * 20,000) = 1.571902 \text{ mm}^3$$

4.1.3. Análisis gráfico (SEM)

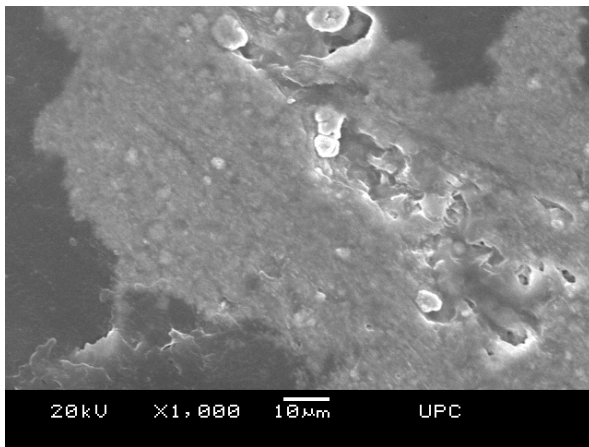
Una vez realizados los ensayos de tribología y mediciones con el rugosímetro, se procedió a observar por medio de un microscopio electrónico (SEM) las condiciones del material posterior a realizarse el desgaste en él. Para lograr visualizar el material, se realizó un recubrimiento de oro a través de un “*sputtering*” y se utilizó una cinta de grafito para montar los especímenes y ser observados.

Tabla 4.3 Compendio de imágenes con microscopio electrónico de barrido y observaciones

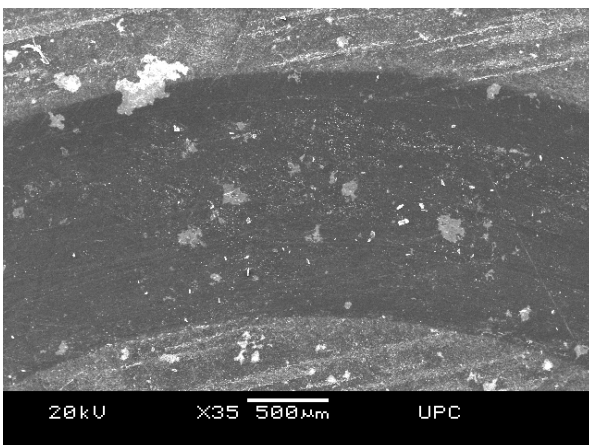
Imágenes (SEM)	Observaciones
	<p>Se observa una imagen de probeta de UHMW-PE, donde nos es posible observar el canal. No se muestran particularidades.</p>
	<p>Se observa una imagen de probeta de UHMW-PE con 10% de refuerzo de Zirconia, se observan algunas aglomeraciones de Zirconia presentes en algunas regiones del canal, así como fuera de él. El volumen que ocupa la Zirconia se acerca al 1.7%, lo cual justifica que se vean muy poco las inclusiones.</p>



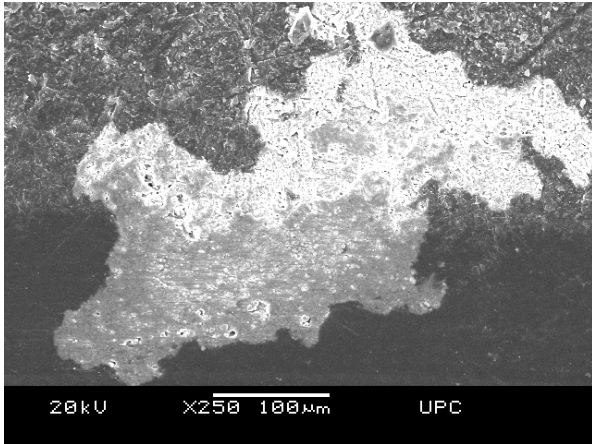
Se observa una ampliación a 500x de probeta de UHMW-PE con 10% de refuerzo de Zirconia. En ella se aprecia una de las aglomeraciones de Zirconia.



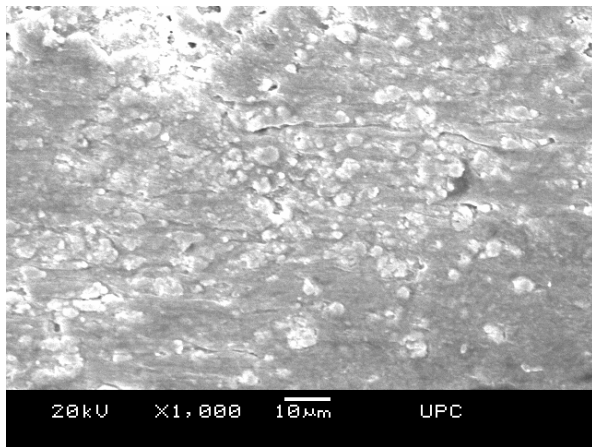
Se observa un acercamiento a 1,000x de probeta de UHMW-PE con 10% de refuerzo. En ella se observan las partículas de Zirconia cuyas dimensiones rondan los 5µm.



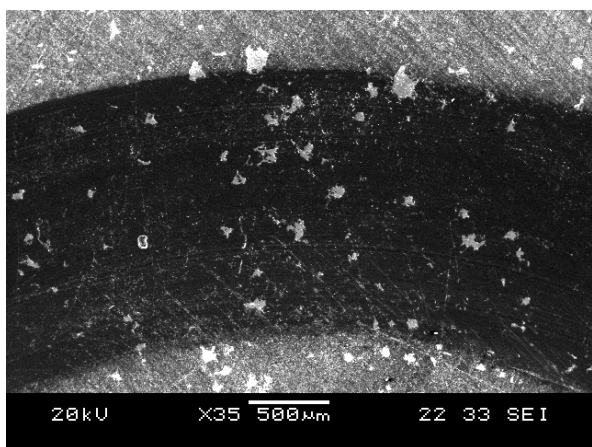
Se muestra el canal formado en la probeta de UHMW-PE con 20% de refuerzo de Zirconia. En dicho canal alcanza a verse una complicación, debido a una aglomeración de Zirconia en una de las orillas. Dicha aglomeración presenta un posible problema si el material cerámico no tiene suficiente adherencia y puede ocasionar desprendimiento de un volumen considerable.



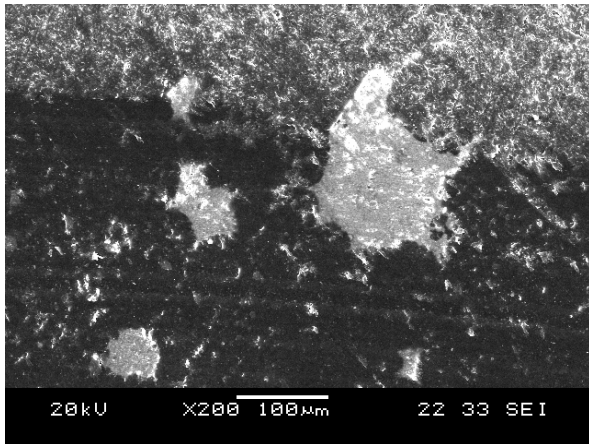
Se observa un acercamiento a 250X del refuerzo presente en el borde del canal de desgaste en probeta de UHMW-PE con 20% de refuerzo de Zirconia.



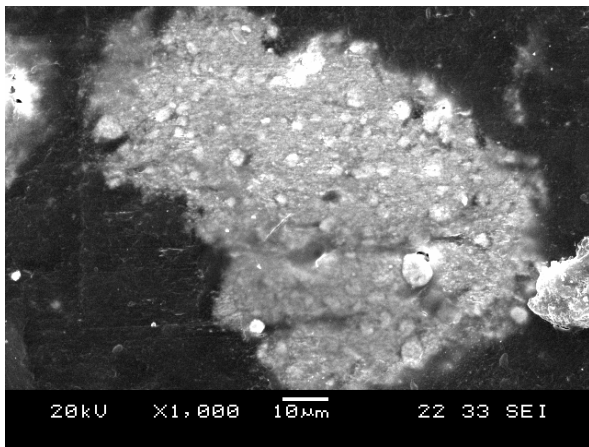
Se observan las partículas de Zirconia en el aglomerado del cerámico, en esta imagen a 1,000X podemos apreciar el tamaño de partículas aproximado de 5µm.



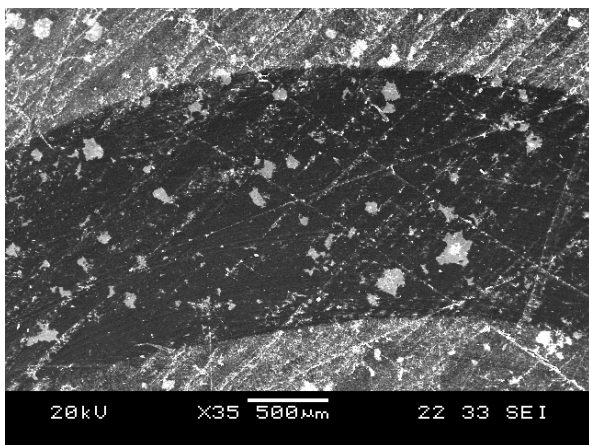
Se observa el canal formado en la probeta de UHMW-PE con 30% de refuerzo de Zirconia. En esta imagen a 35X se puede ver una mayor cantidad de aglomeraciones.



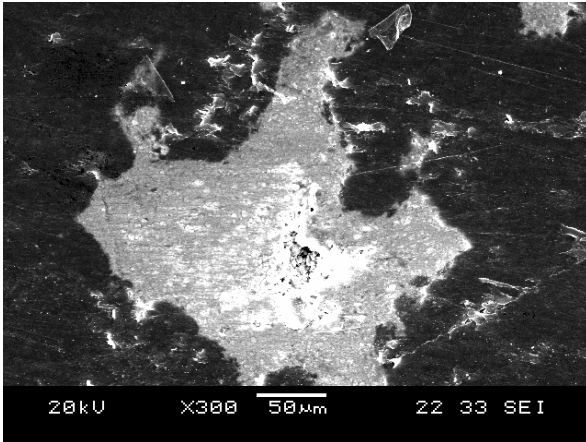
En esta imagen a 200X se puede observar una de las aglomeraciones presente en la orilla del canal de desgaste en la probeta de UHMW-PE con 30% de refuerzo de Zirconia.



Se pueden observar las inclusiones de Zirconia de 5 μ m en esta imagen a 1,000X en la probeta de UHMW-PE con 30% de refuerzo de Zirconia.



En esta imagen de UHMW-PE con 40% de refuerzos de partículas de Zirconia, se observa una mayor cantidad de inclusiones en el material.



Visualización de aglomeración de Zirconia en probeta de UHMW-PE con 40% de refuerzos de partículas de Zirconia a 300X.

4.2. Interpretación de resultados

En la tabla 4.4. se resumen de gran forma los resultados obtenidos del proyecto y nos permiten realizar comparaciones con respecto al objetivo de esta investigación: el reducir el volumen de desgaste de las prótesis de meniscos. Esto se planteó a través de realizar un material compuesto con refuerzos cerámicos.

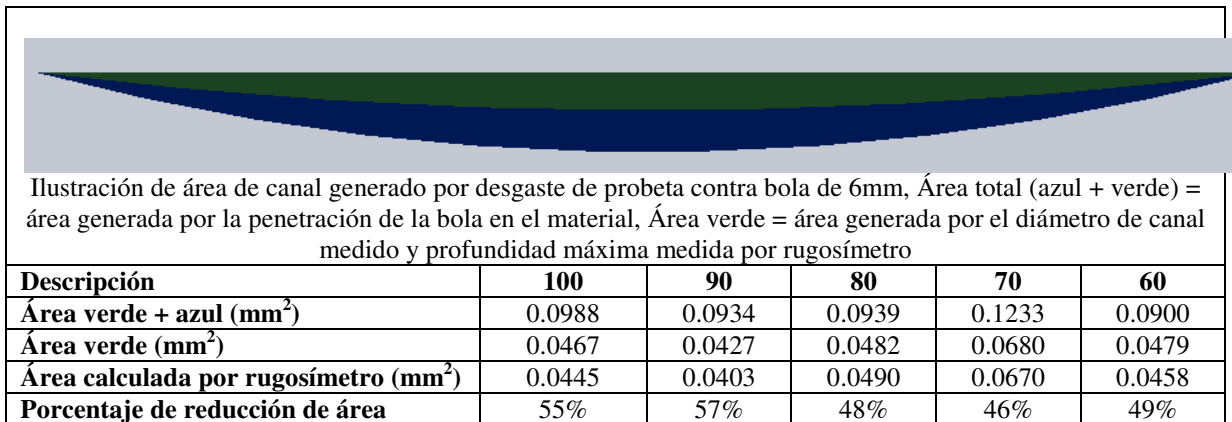
Dentro de esta tabla podemos observar distintos puntos a analizar del desgaste obtenido en los ensayos de tribología. Entre ellos uno de los de mayor importancia es el índice de desgaste, pues nos indica un valor a comparar en sus propiedades tribológicas. Existen valores que también nos permiten analizar el comportamiento del material, realizando un poco de análisis más profundo.

Tabla 4.4. Compendio de resultados de pruebas tribológicas

DESCRIPCIÓN		PROBETAS DE ACUERDO A PORCENTAJE DE CONTENIDO DE UHMW-PE														
		100			90			80			70		60			
		1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	1	2	3	
ÁREA DE CANAL (mm ²)	A	0.0426	0.0427	0.0471	0.0397	0.0383	0.0415	0.0484	0.0435	0.0464	0.1110	0.0488	0.0465	0.0539	0.0383	
	B	0.0422	0.0421	0.0469	0.0418	0.0384	0.0465	0.0395	0.0390	0.0466	0.0593	0.0653	0.0459	0.0536	0.0406	
	C	0.0446	0.0467	0.0457	0.0366	0.0403	0.0414	0.0503	0.0483	0.0453	0.0668	0.0637	0.0477	0.0441	0.0371	
	D	0.0463	0.0454	0.0416	0.0384	0.0383	0.0424	0.0582	0.0752	0.0477	0.0783	0.0430	0.0488	0.0421	0.0508	
	MEDIA	0.0439	0.0442	0.0453	0.0391	0.0388	0.0430	0.0491	0.0515	0.0465	0.0789	0.0552	0.0472	0.0484	0.0417	
	PROMEDIO	0.0445			0.0403			0.0490			0.0670		0.0458			
DIÁMETRO DE CANAL (mm)	A	1.48	1.53	1.53	1.46	1.49	1.48	1.51	1.46	1.45	1.84	1.52	1.51	1.58	1.38	
	B	1.58	1.47	1.56	1.53	1.47	1.55	1.47	1.35	1.50	1.58	1.65	1.45	1.54	1.40	
	C	1.53	1.52	1.51	1.45	1.51	1.51	1.52	1.48	1.46	1.69	1.64	1.45	1.50	1.40	
	D	1.53	1.48	1.48	1.44	1.48	1.50	1.53	1.73	1.44	1.64	1.49	1.47	1.42	1.55	
	MEDIA	1.53	1.50	1.52	1.47	1.49	1.51	1.51	1.51	1.46	1.69	1.58	1.47	1.51	1.43	
	PROMEDIO	1.5167			1.4892			1.4917			1.6313		1.4708			
ALTURA DE CANAL (µm)	A	44.90	45.30	47.40	41.50	39.80	45.00	49.50	46.20	42.50	95.00	50.00	48.90	55.20	42.90	
	B	44.60	44.90	48.30	44.60	41.70	47.30	43.50	44.00	38.00	57.90	63.30	48.70	54.80	46.30	
	C	47.10	47.10	47.20	40.00	43.90	46.20	53.00	49.80	43.40	61.90	61.00	50.50	47.70	41.80	
	D	46.80	47.50	43.80	42.00	40.00	45.00	57.50	67.00	47.30	66.20	45.10	51.50	46.30	52.40	
	MEDIA	45.85	46.20	46.68	42.03	41.35	45.88	50.88	51.75	42.80	70.25	54.85	49.90	51.00	45.85	
	PROMEDIO	46.2417			43.0833			48.4750			62.5500		48.9167			
ÍNDICE DE DESGASTE (mm ² /N/m)	CÁLCULO	5.4910	5.5280	5.6650	4.8900	4.8530	5.3680	6.1370	6.4370	5.8130	9.8560	6.9000	5.9030	6.0530	5.2120	
	MEDIA	5.5613			5.0370			6.1290			8.3780		5.7227			
VOLUMEN DE CANAL (E-05 mm ³)	CÁLCULO	1.6560	1.6672	1.7085	1.4748	1.4636	1.6190	1.8509	1.9414	1.7532	2.9725	2.0810	1.7803	1.8255	1.5719	
	MEDIA	1.6773			1.5191			1.8485			2.5267		1.7259			
COEF. DE FRICCIÓN	MEDIA	0.0480	0.0440	0.0730	0.0780	0.0700	0.0700	0.0710	0.0600	0.0930	0.0540	0.0670	0.0740	0.0860	0.0720	
	MEDIA GRAL.	0.0550			0.0727			0.0747			0.0605		0.0773			

Un punto importante a considerar en la forma que se realizaron los análisis del desgaste, fueron las distintas opciones de cálculo o medición que la norma G-99 nos ofrecía en especial para el cálculo de volumen de desgaste. Para esto es importante analizar, en base a los resultados, lo que sucedió con el material después de la prueba de tribología. En la figura de la tabla 4.5. se ilustran 2 casos de la región desgastada. En el primer caso, el total del área (verde y azul) representa el desgaste que se espera de acuerdo al grosor de la huella dejada en el material después del ensayo. En el segundo caso (área verde), se ilustra una aproximación al área real de desgaste, obtenido utilizando como datos el grosor del canal y la profundidad máxima del canal medidos a través del perfil obtenido con el rugosímetro.

Tabla 4.5. Área de canal de desgaste modelado por medio de *SolidWorks*



Como se puede observar en el área obtenida por *SolidWorks* en la tabla 4.5., es posible apreciar una recuperación elástica de la deformación del material al verse reducida el área de canal esperada si nos basamos en la medida del grosor del mismo. La diferencia de áreas entre la esperada y la real varía entre un 46 a 57 %, lo cual nos sirve como indicador de que debido al tipo de material que está siendo probado, utilizar solo los datos del grosor del canal nos ofrecería un error en nuestros resultados. Además, a este punto se agrega otro factor, que es el hecho de que siendo un material compuesto no se observará una homogeneidad total debido a la dispersión de las partículas y también al hecho de que el desgaste se haya dado en ambos materiales del compuesto (UHMW-PE y Zirconia), lo cual genera irregularidades en la superficie del canal, y por ello sólo obteniendo un perfil del mismo será posible analizarlo adecuadamente.

Aunado a esto, es importante realizar una comparación entre los resultados obtenidos utilizando técnicas de perfilado contra sólo utilizar las medidas del grosor del canal. De acuerdo a la norma G-99 de la ASTM, se proponen 2 posibles formas de realizar el reporte de desgaste, la primera se define por la siguiente ecuación:

$$\begin{aligned} & \text{pérdida de volumen en disco, mm}^3 \\ &= \frac{\pi (\text{radio de marca de desgaste, mm})(\text{espesor de marca, mm})^3}{6 (\text{radio de esfera, mm})} \end{aligned}$$

y ofreciendo mayor exactitud en su cálculo, se plantea una segunda opción de análisis:

$$\begin{aligned} & \text{pérdida de volumen en disco, mm}^3 \\ &= 2\pi R \left[r^2 \sin^{-1} \left(\frac{d}{2r} \right) - \left(\frac{d}{4} \right) (4r^2 - d^2)^{1/2} \right] \end{aligned}$$

donde:

R = radio de marca de desgaste

d = espesor de marca de desgaste, y

r = radio de punta de pin.

Al utilizar ambas ecuaciones para obtener el volumen perdido durante el ensayo se obtienen los valores en la tabla 4.6.. En esta misma, se observan las comparaciones de los posibles resultados de volumen con ambas fórmulas y el resultado obtenido con el perfil del rugosímetro.

Tabla 4.6. Comparación de resultados de pérdida en mm³ entre métodos de acuerdo a norma ASTM G-99

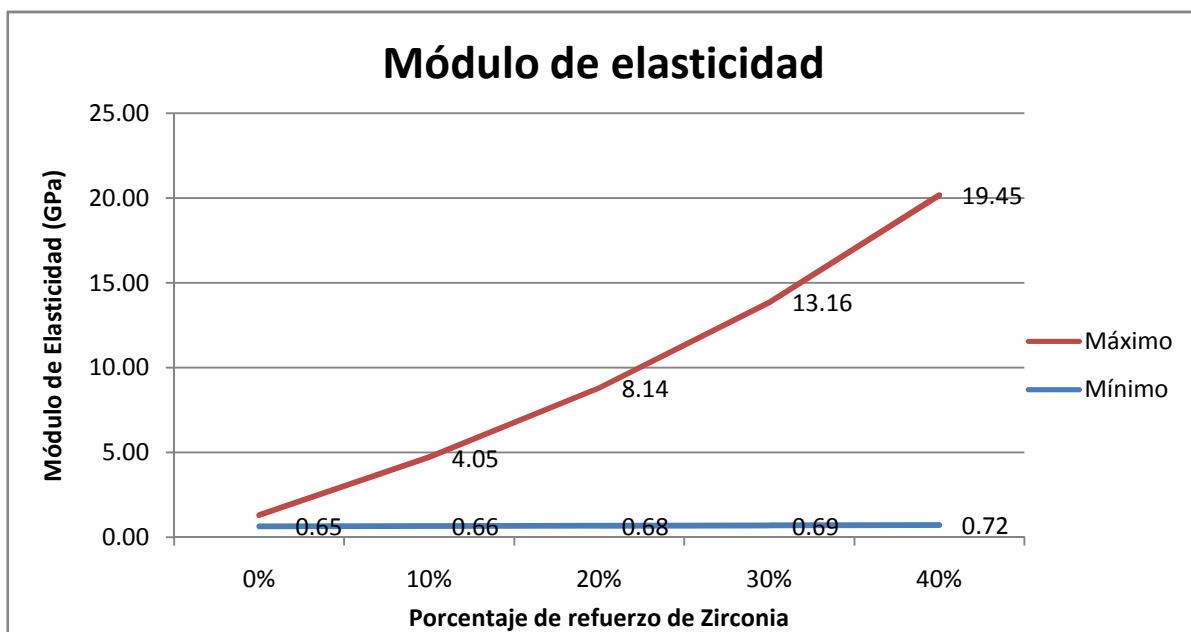
Método	Media de resultados en probetas				
	100	90	80	70	60
Pérdida en mm ³ en disco 1 (ASTM G-99)	3.6534	3.4583	3.4757	4.5456	3.3321
Pérdida en mm ³ en disco 2 (ASTM G-99)	3.7259	3.5244	3.5424	4.6506	3.3942
Pérdida en mm ³ en disco (Rugosímetro y tribómetro)	1.6773	1.5191	1.8485	2.5267	1.7259
Porcentaje de error por método 1	118%	128%	88%	80%	93%
Porcentaje de error por método 2	122%	132%	92%	84%	97%

De nuevo, podemos observar que puede traer un error a nuestros resultados el no tomar en consideración la recuperación elástica del material, y podemos ver que aquí nos aparenta

que hubiera un desgaste entre 80% y 132% mayor al que realmente se tuvo, y con ello las comparaciones llevarían un error también.

Si observamos en la tabla 4.4. la comparación entre los índices de desgaste, podemos apreciar el comportamiento de los distintos ejemplares analizados y aunado a los demás parámetros aquí mostrados, podemos observar que hay un comportamiento de menor desgaste en un material compuesto por UHMW-PE y refuerzo al 10% de Zirconia. Cabe mencionar que se observó que hacia el 40% de refuerzo se comenzaba a alcanzar un desgaste similar al del UHMW-PE puro, e incluso en uno de los artículos consultados se tiene un estudio, que dentro de sus observaciones señaló que al 43% en un compuesto de estos materiales disminuía el desgaste. Es bastante significativo el observar un menor desgaste con 10% de refuerzo, y a ello podemos agregar que a este nivel de refuerzo las propiedades elásticas del material no cambian mucho con respecto a las del UHMW-PE en estado puro. Esto puede ser considerado ventaja, ya que a mayor refuerzo cerámico, en una matriz polimérica el módulo de elasticidad se irá desviando hacia un lado menormente elástico por la fragilidad del cerámico. En la figura 4.1. se muestra cómo, a lo largo del incremento de refuerzo cerámico el módulo de elasticidad puede variar entre las 2 líneas, y mientras mayor sea el porcentaje de refuerzo, éste más influencia tendrá y el rango en el cual se ubicará el módulo del compuesto comienza a aumentar cada vez más.

Figura 4.1. Gráfico con límites de posible módulo de elasticidad de acuerdo a porcentaje de refuerzo



Otro aspecto que es de impacto, es que el hecho de que se incluya un bajo porcentaje de refuerzo ayuda a que no se formen aglomeraciones del cerámico a lo largo del material compuesto, incluso cuando se observan imágenes obtenidas por el microscopio electrónico, es un poco difícil identificar la presencia de la Zirconia, sobre todo si se compara contra imágenes con mayor porcentaje de refuerzo. Una de las razones principales por las que resulta difícil visualizar la Zirconia, cuando ésta está presente en 10% de peso en el compuesto, es que si utilizando la densidad del UHMW-PE (0.98 gr/cm^3) y de la Zirconia (5.89 gr/cm^3), calculamos el volumen que ocupa en el material compuesto obtenemos que es sólo el 1.7%, por lo que visualizarlo a simple vista resulta más complicado. La tabla 4.7. nos muestra el porcentaje del volumen de cada componente que está presente en cada mezcla.

Tabla 4.7. Porcentajes de peso y volumen en distintas relaciones de compuesto

COMPUESTO	MATERIAL	%PESO	%VOL
100/0	UHMW-PE	100%	100.00%
	ZRO2	0%	0.00%
90/10	UHMW-PE	90%	98.29%
	ZRO2	10%	1.71%
80/20	UHMW-PE	80%	96.24%
	ZRO2	20%	3.76%
70/30	UHMW-PE	70%	93.73%
	ZRO2	30%	6.27%
60/40	UHMW-PE	60%	90.57%
	ZRO2	40%	9.43%

4.3. Conclusiones y futuras recomendaciones

Al inicio de esta investigación se planteaba el problema de osteólisis causado por el desgaste del UHMW-PE en las prótesis de meniscos, y fue a partir de ello que se comenzó con el planteamiento de posibles soluciones y/o aportaciones al tema por el lado de la ciencia de los materiales. Intentar combatir este problema con materiales compuestos, y siendo un problema cuya área de aplicación es nosotros mismos como seres humanos, puede ser extremadamente complejo por la cantidad de variables a controlar. Es por eso que se intentaron corregir y/o disminuir estos problemas trabajando por lo menos en una de las propiedades del material sin afectar otras importantes. El iniciar con el biomaterial que ha sido trabajado por años con estas prótesis, el UHMW-PE, nos permite ahorrarnos mucho tema de estudio que este trabajo de maestría de otra forma no podría cubrir. Es también por eso que se decidió utilizar desde un inicio refuerzos de un material también ya utilizado en aplicaciones biomédicas, en este caso la Zirconia.

Este material compuesto desde un inicio me parecía prometedor en el tema de compuestos, y realizar el estudio del mismo ha permitido encontrar una opción más ante el desarrollo de prótesis, que buscan minimizar el problema de osteólisis asociado con el desgaste de material de la misma.

También un punto importante a mencionar, es que efectivamente se puede seguir el proceso de obtención del material UHMW-PE de acuerdo al proveedor también para la obtención del material compuesto, tomando en cuenta para el diseño de la probeta que el material de refuerzo, en nuestro caso, no sufrirá ninguna compactación; debido a las propiedades específicas de este tipo de material, la Zirconia, un cerámico.

Los resultados de este estudio fueron satisfactorios y permitieron comprobar la hipótesis planteada, con un refuerzo del 10% de Zirconia en una matriz de UHMW-PE se ha obtenido un menor desgaste de material durante ensayos de tribología bajo un lubricante de suero de bovino.

Se logró minimizar el desgaste con respecto a probetas hechas con UHMW-PE puro, reduciéndose en un 9.42% el volumen de desgaste medido. Además, este dato se adiciona a

información presentada en otros trabajos donde se presentaba que con otras técnicas de obtención de compuesto, se habían obtenido disminuciones de desgaste al 43% de refuerzo.

A pesar de haberse logrado el propósito de minimizar el desgaste por medio de una de las relaciones de compuestos propuestas, se hace notar que durante el análisis la presencia de aglomeraciones de partículas de Zirconia, al observarse en las imágenes del microscopio electrónico, siempre se observaron como un foco rojo; ya que pueden generar desprendimientos de mayor dimensión durante su uso. Debido a esto también se sugiere investigar y utilizar otros métodos de mezclado previos a la compresión y obtención del material compuesto con el fin de evitar la segregación y utilizar distintos tamaños de partículas en búsqueda de facilitar la homogenización de la mezcla inicial.

Aún así, es importante mencionar que este estudio da un paso a un camino largo en búsqueda de solventar el problema de osteólisis, debido a que el tema analizado debe ser ampliado cumpliendo con más requerimientos biomédicos, así como otro tipo de pruebas. Teniendo en cuenta esto, se recalca que los resultados de este trabajo deben ser complementados con estudios de otras propiedades mecánicas y químicas para formalizarse una propuesta en el tema de materiales para prótesis.

Un punto importante a considerar, es que debe tomarse en cuenta que el desgaste de material en este compuesto ya no solamente contendrá residuos de UHMW-PE, sino que estarán presentes partículas de Zirconia, y por ende, deberá analizarse la reacción del cuerpo a estas partículas, solas y en conjunto con el UHMW-PE.

Con este trabajo, se quiere hacer mucho énfasis, no solamente en el hecho de que a través de un material compuesto UHMW-PE/Zirconia al 10% de refuerzo por partículas se haya minimizado el desgaste del material en comparación al UHMW-PE, sino que también se pretende dejar marcado un camino a otros posibles estudios de este tipo, y aclarar que es importante la manera en que se haga el análisis del desgaste, y no se cometan errores de medición por no contemplar de manera adecuada las propiedades del material con el que se trabaja. Mientras mayor recuperación elástica pueda tener un material, es importante que utilicemos técnicas de perfilado y no un análisis de volumen de desgaste basado en la medida del grosor del canal generado durante el desgaste. Este tipo de análisis nos pueden

hacer omitir realidades como la recuperación elástica del material y posibles irregularidades en el perfil del canal a causa de la dispersión del material de refuerzo.

También como uno de los resultados de este trabajo, se presentó un resumen del trabajo de tesis, el cual fue publicado en la impresión de memorias del XXI Congreso Internacional de Investigación de Materiales de la Sociedad Mexicana de Materiales en el 2012.

Un logro también por medio de este proyecto ha sido la colaboración con el Centro de Diseño de Aleaciones Ligeras y Tratamientos Superficiales de la Universidad Politécnica de Cataluña. Gracias a este centro de investigación fue posible realizar un gran porcentaje del desarrollo de la experimentación a lo largo del proyecto, y a su vez se contó con el apoyo de investigadores con un alto grado de dominio en el análisis de superficies, que con su asesoría y disposición colaboraron en el desarrollo de las pruebas y análisis durante una estancia de investigación en un centro de investigación en Vilanova i la Geltrú, España.

Esta estancia me incita a extender una invitación a cualquier persona que comienza algún proyecto y tal vez no cuenta con todos los recursos requeridos para llevarla a cabo; a que busque colaborar con otras personas e instituciones tanto a nivel nacional como internacional, ya que este tipo de colaboración ayuda a ambos lados y hay mucha gente con muy buena disposición; sólo es cuestión de plantear una propuesta y seguir adelante.

Bibliografía

- [1] Joon B. Park, Joseph D. Bronzino, "Biomaterials Principles and Applications", Taylor and Francis Group, New York, 250 páginas, 2003.
- [2] Scott A. Guelcher, Jeffrey O. Hollinger, "An introduction to Biomaterials", Taylor and Francis Group.
- [3] Tintinalli JE, Stapczynski JS, Ma OJ, Cline DM, Cydulka RK, Meckler GD: Tintinalli's "Emergency Medicine: A Comprehensive Study Guide", 7th Edition: <http://www.accessmedicine.com>.
- [4] Skinner HB: "*Current Diagnosis & Treatment in Orthopedics*", 4th Edition: <http://www.accesmedicine.com>.
- [5] McMahon P.J., Kaplan L.D. (2006), Chapter 4. Sports Medicine. In H.B. Skinner (Ed), "CURRENT Diagnosis & Treatment in Orthopedics".
- [6] Englund M., Roos E.M., Roos H.P., Lohmander L.S., "Rheumatology", Oxford, June 2001.
- [7] Ahn JH, Wang JH, Yoo JC: "Arthroscopic all-inside suture repair of medial meniscus lesion in anterior cruciate ligament—deficient knees: results of second-look arthroscopies in 39 cases". *Arthroscopy* 2004;20:936.
- [8] Karola Messner and Jizong Gao, The menisci of the knee joint. Anatomical and functional characteristics, and a rationale for clinical treatment, Sports Medicine, Faculty of Health Sciences, Linköping University, Sweden, 12 May 1998.
- [9] ASTM Designation F648 Vol. 13.01: "Standard Specification for Ultra High Molecular Weight Polyethylene Powder and Fabricated Form for Surgical Implants",.
- [10] ISO 5834: "Implants for surgery – Ultra High Molecular Weight Polyethylene".
- [11] Steven M. Kurtz, "UHMWPE Biomaterials Handbook", Academic Press, 2nda. Edición, Burlington, MA, 543 páginas, 2009.

- [12] Anand K. Kulshreshtha, "Handbook of Polymer Blends and Composites", Volume 2.
- [13] Endres S, Bartsch I, Kratz M, Jones D, Wilke A, "Cell differentiation of a human bone marrow cell culture under the influence of UHMW-PE debris", *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2005 Nov-Dec;143(6):669-76.
- [14] Streicher RM, "UHMW-polyethylene as the substance for articulating components of joint prostheses" *Abt. Entwicklung Implantatwerkstoffe, Schweiz.*
- [15] Ingham E, Fisher J., "Biological reactions to wear debris in total joint replacement", *Proc Inst Mech Eng H.* 2000;214(1):21-37.
- [16] K. Srinivasan, "Composite Materials, Production, Properties, Testing and Applications", Alpha Science, Oxford, U.K., 87 páginas, 2009.
- [17] Andreas F. von Recum, "Handbook of Biomaterials Evaluation, Scientific, Technical and Clinical Testing of Implant Materials", Second Edition, Taylor and Francis Group, Columbus, OH, 915 páginas, 1999.
- [18] Jazrawi LM, Kummer FJ, Di Cesare PE, "Hard bearing surfaces in total hip arthroplasty", *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 283-92.
- [19] Gary E. Wnek, Gary L. Bowlin, "Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering", Volume 1, Marcel Dekker Inc, New York, 882 páginas, 2004.
- [20] Gary E. Wnek, Gary L. Bowlin, "Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering", Volume 2, Marcel Dekker Inc, New York, 2004.
- [21] Dhirendra S. Katti, Ashok Kumar, "Advanced Biomaterials: Fundamentals, Processing and Applications", 2009, 746 pag.
- [22] Hong-Jo Park, Seung-Yeop Kwak, Soonjong Kwak *Macromolecular Chemistry and Physics*, "Wear-Resistant Ultra High Molecular Weight Polyethylene/Zirconia Composites Prepared by in situ Ziegler-Natta Polymerization", *Publicación*, 945-950.

- [23] BA Lyukshin, SV Panin, PA Lyukshin, IV Stepanova, NYu Matolygina, IFOST 2008, "Computer Aided Design of Polymeric Composite Materials Based on UHMW-PE Modified by Ultrafine Powders and Nanofibers", Rusia, 2008.
- [24] "How do material properties influence wear and fracture mechanisms?" Rimnac C, Pruitt L; Implant Wear Symposium 2007 Engineering Work Group. J Am Acad Orthop Surg. 2008;16 Suppl 1:S94-100.
- [25] *Society of Mechanical Engineers, Tribology Division, TRIB*, p 37-39, 2010, *STLE/ASME 2010 International Joint Tribology Conference, IJTC2010*.
- [26] Kevin Plumlee, "Improved Performance Of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene For Orthopedic Applications", Thesis, Texas, 57 páginas, 2008.
- [27] McKellop H, Clarke IC, Markolf KL, Amstutz HC, "Wear characteristics of UHMW polyethylene: a method for accurately measuring extremely low wear rates", J Biomed Mater Res. 1978 Nov;12(6):895-927.
- [28] Klompaker, J., Jansen, H.W.B., "*Clinical Materials*", v 14, n 1, p 1-11, 1993.
- [29] "*Engineering in Medicine*", v 8, n 4, p 201-205, Oct 1979, Minns, R.J, Campbell, J.
- [30] "*Molecular and Cellular Biomechanics*", v 8, n 2, p 123-134, 2011.
- [31] Dong, Li-Min, Tian, Xi-Yan, Gu, You-Quan, Zhang, Chun-Qiu.
- [32] Zhang, Jian-Hua, Su, Shi-Hu, Tao, De-Hua, "*Mocaxue Xuebao/Tribology*", v 26, n 1, p 32-35, January 2006.
- [33] "Isolation and morphological characterisation of UHMWPE wear debris generated in vitro", S. A!atato, B. Fernandes, A. Tucci, L. Esposito, A. Toni.
- [34] V. Banchet, V. Fridrici, J.C. Abry, Ph, Kapsa, "Wear and friction characterization of materilas for hip prosthesis", Wear 263 (2007) 1066-1071.
- [35] P. Buma, N.N. Ramrattan, T.G. van Tienen, R.P.H Veth, "Tissue engineering of the meniscus" Biomaterials 25 (2004) 1523-1532, ELSEVIER.
- [36] Saikko, Vesa, *Acta Polytechnica Scandinavica, "Mechanical Engineering Series"*, n 110, p 1-44, 1993.

- [37] Williams, Paul A., Brown, Cindy M., "2007 Proceedings of the ASME/STLE International Joint Tribology Conference", *IJTC 2007*, v PART B, p 969-971, 2008, 2007.
- [38] Shirong Ge, Xueqin Kang, Yujie Zhao, "Wear", *Volume 271, Issues 9–10, 29 July 2011, Pages 2354-2363*.
- [39] "Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 1: effect of the ZrO₂ fraction on the wear of ceramic on polyethylene joints", S. Afatato, M. Testoni, G.L. Cacciari, A. Toni.
- [40] G. Willmann, H.J. Früh, H.G. Pfaff, "Wear characteristics of sliding pairs of zirconia (Y-TZP) for hip endoprostheses", *Biomaterials* 17 (1996), 2157-2162.
- [41] Wang, J., Hu, X.G., "Polymer - Plastics Technology and Engineering", v 46, n 5, p 469-473, May 2007.
- [42] "Key Engineering Materials", v 330-332 II, p 1211-1214, 2007.
- [43] Riichiro Tsukamoto, Paul A. Williams, Ian C. Clarke, Giuseppe Pezzotti, Hirom Shoji, Masao Akagi, Kengo Yamamoto, "Y-TZP Zirconia Run Against Highly Crosslinked UHMWPE Tibial Inserts: Knee Simulator Wear and Phase-Transformation Studies", Wiley Interscience (2007) (www.interscience.wiley.com).
- [44] Shirong Ge, Shibo Wang, Xialong Huang, "Wear", *Volume 267, issues 5-8, 15 June 2009, pages 770-776*.
- [45] Wu, J. J. and Buckley, C. P. and O'Connor, J. J. (2002) "Mechanical integrity of compression-moulded ultra-high molecular weight polyethylene : effects of varying process conditions.", *Biomaterials.*, 23 (17). pp. 3773-3783.
- [46] Graham V. Jackson, Michael L. Orton, Howard Taylor, "Filled Thermosets", Chapter 9, 276.
- [47] E. Donoso C., "Materiales de Ingeniería", Capítulo 9, Materiales Compuestos.
- [48] ASTM Designation G115-04 Vol. 03.02: "Standard Guide for Measuring and Reporting Friction Coefficients".

[49] ASTM Designation G99 Vol. 03.02: “Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-on-Disk Apparatus”.

[50] ASTM Designation F732 Vol. 13.01: “Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials used in Total Joint Prostheses”.

[51] Arthur B. Ritter, "Biomedical Engineering Principles", Taylor and Francis Group, 665 páginas, 2005.

[52] H. Dagnall, "Exploring Surface Texture", Taylor Hobson Precision, 3rd Edition, 1998.

[53] Michael M. Domach, "Introduction to Biomedical Engineering", Prentice Hall, 294 páginas, 2010.

[54] Montgomery, "Análisis y diseño de experimentos", 2nda. Edición, Limusa Wiley.