

Universidad
Politécnica
de Cartagena



industriales

etsii UPCT

“Estudio del comportamiento tribológico de aleaciones metálicas biocompatibles”

Titulación: Doctorado en Tecnologías
Industriales
Alumno/a: Noelia González Morales
Director/a/s: Ana Eva Jiménez Ballesta

Cartagena, 10 de Julio de 2013

Resumen

En este trabajo se han realizado ensayos de fricción y desgaste lubricados con suero fisiológico para determinar el comportamiento tribológico del Titanio, Molibdeno y sus aleaciones.

El titanio y sus aleaciones presentan una excelente biocompatibilidad. Ello se debe a que dicho material es bioinerte y presenta una buena resistencia a la corrosión. Parece así mismo demostrado que la liberación de iones titanio al medio fisiológico circundante es muy bajo. Al parecer la capa de óxido que se forma en la superficie del metal al ser éste pasivado, actúa como intercara cerámica bioinerte pero que permite un excelente anclaje al tejido óseo vecino.

Dado que la estructura cristalina y la morfología de las aleaciones de Titanio-Molibdeno son sensibles a su contenido en Molibdeno, se han estudiado aleaciones con diferente contenido en dicho elemento y distinto tratamiento térmico.

Para ello se ha estudiado su microestructura con técnicas de microscopía electrónica y difracción de Rayos X y se ha determinado el módulo de almacenamiento y el módulo de pérdida de las distintas aleaciones mediante ensayos dinamomecánicos (bending test).

Los ensayos pin on disk han mostrado una presión máxima en función del módulo elástico de las muestras y de forma general se puede decir que el coeficiente de fricción varía con el contenido en Molibdeno, además la disminución de los coeficientes de fricción de algunas de las aleaciones pueden ser atribuidas a la mayor o menor formación para formar óxidos de Titanio.

Índice

Abreviaturas y símbolos	i
Índice de tablas, gráficas y figuras	ii
I. Introducción	1
1.- Tribología.....	2
1.1.- Desarrollo histórico.....	2
2.- Fricción.....	4
3.- Desgaste.....	4
4.- Lubricación.....	6
4.1.- Concepto de la lubricación.....	6
4.2.- Tipos de lubricación.....	6
5.- Aleaciones metálicas biocompatibles.....	9
5.1.- Biomateriales y biocompatibilidad.....	9
5.2.- Desarrollo histórico de los materiales biocompatibles.....	9
5.3.- El Titanio y sus aleaciones.....	11
5.3.1.- Clasificación general de las aleaciones de Titanio.....	12
5.3.2.- Ventajas del Titanio y sus aleaciones como materiales biocompatibles.....	13
5.3.3.- Aleaciones de Titanio-Molibdeno.....	14
5.4.- Elementos significativos en la interacción con el medio fisiológico....	15
5.4.1.- Fatiga de materiales metálicos biocompatibles.....	16
5.4.2.- Corrosión y desgaste de materiales biocompatibles.....	18
5.4.3.- Efectos biológicos de los restos de materiales biocompatibles.....	20
II. Objetivos	21
1.- Objetivos.....	22
III. Materiales, equipos y procedimiento experimental	23
1.- Materiales utilizados en la experimentación.....	23
1.1.- Titanio, Molibdeno y sus aleaciones.....	24
1.1.1.- Composición química.....	24
1.2.- Rubí.....	24
1.3.- Suero fisiológico.....	25
2.- Equipos utilizados en la experimentación.....	25
2.1.- Tribómetro.....	25
2.2.- Pulidora metalográfica.....	26
2.3.- Rugosímetro.....	27
2.4.- Perfilómetro.....	28
2.5.- Microscopio óptico.....	29
2.6.- Difracción de Rayos X.....	29
2.7.- Analizador dinamomecánico.....	31
2.8.- Durómetro.....	32
3.- Procedimiento experimental.....	32
3.1.- Preparación de las probetas.....	33
3.2.- Corte y pulido.....	34
3.3.- Microscopía óptica.....	34
3.4.- Rugosidad.....	37
3.5.- Durezas.....	38
3.6.- Bending test.....	42
3.7.- Difracción de Rayos X.....	44
3.8.- Ensayos de fricción y desgaste.....	50

IV. Discusión de resultados	51
1.- Ensayos de desgaste lubricados con suero fisiológico.....	52
1.1.- Coeficiente de fricción de los metales puros.....	52
1.1.1.- Titanio.....	52
1.1.2.- Molibdeno.....	53
1.2.- Coeficiente de fricción de las aleaciones sin tratamiento.....	55
1.2.1.- Ti6,28Mo.....	55
1.2.2.- Ti11,08Mo.....	57
1.2.3.- Ti11,84Mo.....	59
1.3.- Coeficiente de fricción de las aleaciones enfriadas al agua.....	61
1.3.1.- Ti6,28Mo_agua.....	61
1.3.2.- Ti11,08Mo_agua.....	63
1.3.3.- Ti11,84Mo_agua.....	65
1.4.- Coeficiente de fricción de las aleaciones enfriadas al aire.....	66
1.4.1.- Ti6,28Mo_1hora.....	66
1.4.2.- Ti11,08Mo_1hora.....	68
1.4.3.- Ti11,84Mo_1hora.....	70
1.5.- Comparativo de los parámetros obtenidos.....	71
1.5.1.- Volumen de desgaste (mm ³)- Dureza HV.....	71
1.5.2.- Rugosidad (µm)-Dureza HV.....	79
1.5.3.- Coeficiente de fricción-Recorrido (m).....	80
V. Conclusiones	86
1.- Conclusiones.....	87
VI. Anexo	89
1.- Determinación del volumen de desgaste.....	90
1.1.- Titanio puro.....	90
1.2.- Molibdeno puro.....	92
1.3.- Aleaciones sin tratamiento.....	93
1.3.1.- Ti6,28Mo.....	93
1.3.2.- Ti11,08Mo.....	95
1.3.3.- Ti11,84Mo.....	97
1.4.- Aleaciones enfriadas al agua.....	99
1.4.1.- Ti6,28Mo_agua.....	99
1.4.2.- Ti11,08Mo_agua.....	100
1.4.3.- Ti11,84Mo_agua.....	102
1.5.- Aleaciones enfriadas al aire.....	104
1.5.1.- Ti6,28Mo_1hora.....	104
1.5.2.- Ti11,08Mo_1hora.....	105
1.5.3.- Ti11,84Mo_1hora.....	107
VII. Bibliografía	108
1.- Bibliografía.....	109

Abreviaturas y símbolos

μ	Coefficiente de fricción
F_f	Fuerza de fricción
F_N	Fuerza o carga normal
HDL	Lubricación hidrodinámica
EHL	Lubricación elastohidrodinámica
BL	Lubricación de límites
v	Velocidad de deslizamiento
η	Viscosidad dinámica
HA	Hidroxiapatita
Ti-Mo	Titanio-Molibdeno
S-N	Tensión-Nº de ciclos
RAV	Refusión por arco al vacío
Ti6,28Mo	Aleación Ti-Mo con 6,28% en Molibdeno
Ti11,08Mo	Aleación Ti-Mo con 11,08% en Molibdeno
Ti11,84Mo	Aleación Ti-Mo con 11,84% en Molibdeno
Ti6,28Mo_agua	Aleación Ti-Mo con 6,28% en Mo enfriada al agua
Ti11,08Mo_agua	Aleación Ti-Mo con 11,08% en Mo enfriada al agua
Ti11,84Mo_agua	Aleación Ti-Mo con 11,84% en Mo enfriada al agua
Ti6,28Mo_1hora	Aleación Ti-Mo con 6,28% en Mo enfriada al aire durante 1 hora
Ti11,08Mo_1hora	Aleación Ti-Mo con 11,08% en Mo enfriada al aire durante 1 hora
Ti11,84Mo_1hora	Aleación Ti-Mo con 11,84% en Mo enfriada al aire durante 1 hora
DMA	Análisis dinamomecánico
Ra	Rugosidad media
HCP	Estructura hexagonal compacta
CCC	Estructura cúbica centrada en las caras

HV

Durezza Vickers

Índice de tablas, gráficas y figuras

I.Introducción

Figura 1.1.- Desgaste adhesivo.....	5
Figura 1.2.- Lubricación.....	7
Figura 1.3.- Curva de Stribeck.....	8
Figura 1.4.- Esquema básico de la subestructura de un biomaterial [16].....	10
Figura 1.5.- Estructura cristalina del Titanio.....	11
Figura 1.6.- Tipos de diagramas de equilibrio para aleaciones de Titanio [15]....	12
Figura 1.7.- Diagrama de equilibrio Titanio-Molibdeno [25].....	15
Figura 1.8.- Representación esquemática de la curva S-N [16].....	17
Figura 1.9.- Circuitos equivalentes.....	19
Tabla 1.1.- Propiedades mecánicas del Titanio puro para implantes quirúrgicos..	13

III.Materiales, equipos y procedimiento experimental

Figura 3.1.- Tribómetro MT/30/SCM/T.....	26
Figura 3.2.- Configuración de contacto punzón sobre disco.....	26
Figura 3.3.- Pulidora Buehler.....	27
Figura 3.4.- Rugosímetro PL100/BR.....	27
Figura 3.5.- Perfilómetro Talysurf Cli 500.....	27
Figura 3.6.- Microscopio óptico Leica DMR.....	29
Figura 3.7.- Difractómetro de Rayos X Bruker D8 Advance.....	30
Figura 3.8.- DMA Q800.....	31
Figura 3.9.- Durómetro LECOM400G1.....	32
Figura 3.10.- Esquema de desarrollo de la experimentación.....	33
Figura 3.11.- Microestructura del Ti.....	35
Figura 3.12.- Microestructura del Mo.....	35
Figura 3.13.- Microestructura de la aleación Ti6,28Mo.....	36
Figura 3.14.- Microestructura de la aleación Ti11,08Mo.....	36
Figura 3.15.- Microestructura de la aleación Ti11,84Mo.....	37
Tabla 3.1.- Composición química.....	24
Tabla 3.2.- Características de la bola de rubí.....	25
Tabla 3.3.- Características del suero fisiológico.....	25
Tabla 3.4.- Rugosidad media del material puro.....	37
Tabla 3.5.- Rugosidad media de las aleaciones sin tratamiento.....	37
Tabla 3.6.- Rugosidad media de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C- hora y enfriadas al agua.....	38
Tabla 3.7.- Rugosidad media de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C- 1hora y enfriadas al aire.....	38
Tabla 3.8.- Durezas del material puro.....	38
Tabla 3.9.- Durezas de las aleaciones sin tratamiento.....	38
Tabla 3.10.- Durezas de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-hora y enfriadas al agua.....	39
Tabla 3.11.- Durezas de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriadas al aire.....	39
Gráfico 3.1.- Comparativo de durezas de los materiales puros.....	40
Gráfico 3.2.- Comparativo de durezas de los materiales sin tratamiento.....	40
Gráfico 3.3.- Comparativo de durezas de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-hora y enfriadas al agua.....	41

Gráfico 3.4.- Comparativo de durezas de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriadas al aire.....	41
Gráfico 3.5.- Gráfica módulo de almacenamiento de las aleaciones sin tratamiento.....	42
Gráfico 3.6.- Gráfica módulo de pérdidas- frecuencia de las aleaciones sin tratamiento térmico	42
Gráfico 3.7.- Gráfica tangente delta-frecuencia de las aleaciones sin tratamiento térmico.....	44
Gráfico 3.8.- Difracción de Rayos X para la muestra Ti6,28Mo.....	45
Gráfico 3.9.- Difracción de Rayos X para la muestra Ti11,08Mo.....	46
Gráfico 3.10.- Difracción de Rayos X para la muestra Ti11,84Mo.....	47
Gráfico 3.11.- Difracción de Rayos X para las muestras. Índices de Miller.....	48
Gráfico 3.12.- Difracción de Rayos X para las muestras con patrones para el Ti..	49

IV.Discusión de resultados

Figura 4.1.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	53
Figura 4.2.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Mo tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	55
Figura 4.3.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti6,28Mo tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	57
Figura 4.4.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti11,08Mo tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	59
Figura 4.5.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti11,84Mo tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	61
Figura 4.6.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti6,28Mo_agua tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	63
Figura 4.7.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti11,08Mo_agua tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	64
Figura 4.8.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti11,84Mo_agua tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	66
Figura 4.9.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti6,28Mo_1hora tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	68
Figura 4.10.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti11,08Mo_1hora tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	69
Figura 4.11.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre la probeta de Ti11,84Mo_1hora tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.....	71
Gráfica 4.1.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto Rubí-Titanio lubricado con suero fisiológico.....	52
Gráfica 4.2.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	54
Gráfica 4.3.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	56
Gráfica 4.4.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	58
Gráfica 4.5.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	59
Gráfica 4.6.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	62

Gráfica 4.7.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	63
Gráfica 4.8.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	65
Gráfica 4.9.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	67
Gráfica 4.10.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	68
Gráfica 4.11.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.....	70
Gráfica 4.12.- Volumen de desgaste –dureza.....	72
Gráfica 4.13.- Volumen de desgaste-dureza del Titanio y Molibdeno.....	73
Gráfica 4.14.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones sin tratamiento.....	74
Gráfica 4.15.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones enfriadas al agua...	75
Gráfica 4.16.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones enfriadas al aire....	76
Gráfica 4.17.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones Ti6,28Mo.....	77
Gráfica 4.18.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones Ti11,08Mo.....	78
Gráfica 4.19.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones Ti11,84Mo.....	79
Gráfica 4.20.- Rugosidad- dureza.....	80
Gráfica 4.21.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de los materiales puros.....	81
Gráfica 4.22.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones sin tratamiento.....	81
Gráfica 4.23.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones enfriadas al agua.....	82
Gráfica 4.24.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones enfriadas al aire.....	83
Gráfica 4.25.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones Ti6,28Mo.....	83
Gráfica 4.26.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones Ti11,08Mo.....	84
Gráfica 4.27.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones Ti11,84Mo.....	85
Tabla 4.1.- Datos de fricción.....	52
Tabla 4.2.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Titanio.....	53
Tabla 4.3.- Datos de fricción.....	54
Tabla 4.4.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Molibdeno.....	54
Tabla 4.5.- Valores medios de área interior y exterior de la probeta de Mo.....	55
Tabla 4.6.- Valores de rugosidad dentro y fuera de la huella.....	55
Tabla 4.7.- Datos de fricción.....	56
Tabla 4.8.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti6,28Mo.....	56
Tabla 4.9.- Datos de fricción.....	58
Tabla 4.10.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti11,08Mo.....	58
Tabla 4.11.- Datos de fricción.....	60
Tabla 4.12.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti11,84Mo.....	60
Tabla 4.13.- Datos de fricción.....	62
Tabla 4.14.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti6,28Mo_agua.....	62
Tabla 4.15.- Datos de fricción.....	64
Tabla 4.16.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti11,08Mo_agua.....	64
Tabla 4.17.- Datos de fricción.....	65

Tabla 4.18.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti11,84Mo_agua.....	66
Tabla 4.19.- Datos de fricción.....	67
Tabla 4.20.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti6,28Mo_1hora.....	67
Tabla 4.21.- Datos de fricción.....	69
Tabla 4.22.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti11,08Mo_1hora.....	69
Tabla 4.23.- Datos de fricción.....	70
Tabla 4.24.- Valores relativos al desgaste de la probeta Ti11,84Mo_1hora.....	71

VI.Anexo

Figura A.1.- Perfilometría tridimensional del Titanio.....	90
Figura A.2.- Cálculo del volumen de desgaste de Titanio.....	91
Figura A.3.- Perfilometría tridimensional del Molibdeno.....	92
Figura A.4.- Cálculo del volumen de desgaste de Molibdeno.....	92
Figura A.5.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti6,28Mo sin tratamiento.....	93
Figura A.6.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti6,28Mo sin tratamiento.....	94
Figura A.7.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,28Mo sin tratamiento.....	95
Figura A.8.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,08Mo sin tratamiento.....	96
Figura A.9.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,84Mo sin tratamiento.....	97
Figura A.10.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,84Mo sin tratamiento.....	98
Figura A.11.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti6,28Mo_agua	99
Figura A.12.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti6,28Mo_agua...	99
Figura A.13.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,08Mo_agua	100
Figura A.14.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,08Mo_agua.	101
Figura A.15.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,84Mo_agua	102
Figura A.16.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,84Mo_agua.	103
Figura A.17.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti6,28Mo_1hora.....	104
Figura A.18.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti6,28Mo_1hora.	104
Figura A.19.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,08Mo_1hora.....	105
Figura A.20.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,08Mo_ 1hora	106
Figura A.21.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,84Mo_1hora.....	107
Figura A.22.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,84Mo_1hora	107

I. Introducción

1. Tribología

La palabra tribología proviene del griego "τριβος" (tribos), que significa "frotamiento", pero hasta 1966, con la publicación del informe Jost [1,2], no se estableció el concepto actual de esta palabra. Este informe se centraba en los enormes beneficios que para el PIB de las naciones supondría la aplicación de los actuales conocimientos en tribología.

La tribología es la ciencia y tecnología de los fenómenos que tienen lugar en la interfase de contacto entre dos sistemas, teniendo por objeto el estudio de materias tales como la lubricación, la fricción y el desgaste de materiales. Para entender a la tribología se requiere de conocimientos de física, de química y de la tecnología de materiales. Las tareas del especialista en tribología (tribólogo) son las de reducir la fricción y desgaste para conservar y reducir energía, lograr movimientos más rápidos y precisos, incrementar la productividad y reducir el mantenimiento.

1.1. Desarrollo histórico

Sólo el nombre "tribología" es relativamente nuevo, ya que el interés en temas relacionados con esta disciplina ha existido desde siempre [3]. Por ejemplo, es conocido que las brocas realizadas durante el periodo Paleolítico para perforar agujeros o para producir fuego, se fijaban con rodamientos hechos de cornamentas o huesos.

Los documentos históricos muestran el uso de la rueda desde el año 3.500 a.C., lo cual ilustra el interés de nuestros antepasados por reducir la fricción en movimientos de traslación. El transporte de grandes bloques de piedra para la construcción de monumentos y pirámides requería conocimientos de fricción y lubricantes por parte de los egipcios.

Durante y después del Imperio Romano, los ingenieros militares fueron conocidos por idear métodos de guerra y fortificación empleando métodos tribológicos. Fue en el Renacimiento cuando el artista científico Leonardo Da Vinci (1452-1519), postuló un enfoque científico de la fricción. Da Vinci dedujo leyes que gobernaban el movimiento de un bloque rectangular deslizándose sobre una superficie plana, también, fue el primero en introducir el concepto del coeficiente de fricción. Desafortunadamente, sus escritos no fueron publicados hasta cientos de años después de sus descubrimientos.

En 1699, el físico Francés Guillaume Amontons redescubrió las leyes de la fricción al estudiar el deslizamiento entre dos superficies planas. En ese estudio enunció que la fricción era principalmente el resultado del trabajo realizado para elevar una superficie sobre la rugosidad de

la otra. Las leyes de fricción establecidas por Amontons, sólo aplicables a fricción seca, son las siguientes:

- 1) La fuerza de fricción es proporcional a la carga normal.
- 2) La fuerza de fricción es independiente del área de contacto.

En 1785, el también francés Charles-Augustin de Coulomb, estudió y comprobó las investigaciones de Amontons y añadió una tercera ley a las ya enunciadas:

- 3) La fuerza de fricción es independiente de la velocidad de deslizamiento.

Durante el siglo XVI se realizaron muchos otros descubrimientos, particularmente en el uso de materiales mejorados. Algunos de estos desarrollos fueron asociados a la reindustrialización en la última parte del siglo XVIII.

A pesar de que en 1668 Isaac Newton planteara las leyes esenciales del flujo viscoso, base para la lubricación, la comprensión por parte de los científicos de la importancia de las operaciones de lubricación en la industria no llegó hasta finales del siglo XIX. Únicamente con la mejora de los procesos de fabricación de elementos metálicos (a partir de la revolución industrial) y el aumento de las velocidades de giro de ejes, la lubricación hidrodinámica se convirtió en el tipo habitual de lubricación y empezó a ser estudiada.

Los experimentos de Beauchamp Tower (1884) resultaron claves en el desarrollo de la teoría de la lubricación hidrodinámica de cojinetes y su interpretación teórica de los trabajos de Osborne Reynolds (1886) y NP Petroff (1883).

En 1950 F.Philip Bowden y David Tabor dieron una explicación física a las leyes de la fricción enunciadas por Amontons y Coulomb. Determinaron que el área de contacto real es una pequeña parte del área de contacto aparente debido a la rugosidad superficial de las superficies y que el contacto real lo formaban las asperezas.

El estudio del desgaste es una materia mucho más reciente que la fricción. Los estudios científicos sobre el desgaste se comenzaron a desarrollar a mediados del siglo XX. Ragnar Holm realizó una de las primeras contribuciones importantes en 1946.

En los años 60, las pérdidas económicas derivadas de fallos mecánicos en las instalaciones y maquinaria a causa del desgaste mecánico se elevaron, lo que derivó en fuertes pérdidas económicas [4]. En 1966 el gobierno Británico publicó el informe del grupo de trabajo, conocido como “Informe Jost” en el que se divulgó el nombre de la ciencia que unía los conceptos de fricción, desgaste y la lubricación: la tribología.

2. Fricción

Se define la fricción como “la resistencia que un cuerpo encuentra cuando se mueve sobre otro cuerpo en función de la transmisión del movimiento”. Normalmente se expresa mediante el coeficiente de fricción (μ) que se obtiene de la ecuación:

$$\mu = \frac{F_f}{F_N} \quad (\text{Ec. 1.1})$$

Donde:

F_f = Fuerza de fricción

F_N = Fuerza o carga normal

Este coeficiente expresa la pérdida gradual de energía cinética, donde parte de esta energía se disipa en forma de calor y otra parte interviene en los procesos de deformación, dando lugar al desgaste de las superficies de contacto. La fricción de un contacto está influida por gran cantidad de parámetros, incluyendo la geometría de las superficies en contacto, sus propiedades, las condiciones y el lubricante utilizado.

3. Desgaste

La norma ASTM G40-05 [5] define el desgaste como: “daño que se produce en una superficie sólida, generalmente con pérdida progresiva de material, debido al movimiento relativo entre la superficie y otra sustancia o sustancias en contacto con ella”.

El desgaste tiene un tremendo efecto en la industria, aun así las pérdidas económicas debidas a este pueden ser reducidas mediante la optimización de la organización de la industria, del propio diseño, montaje, producción y mantenimiento [6]. Por tanto es importante un correcto control del coste del desgaste en los procesos de fabricación.

Los mecanismos de desgaste se clasifican en dos categorías principales [7]:

- **Desgaste mecánico.** Dentro de este grupo podemos encontrar diferentes procesos que producen desgaste:
 - **Abrasión.** Es uno de los principales problemas de desgaste en la industria. Se suele diferenciar entre “abrasión de dos cuerpos”, la que se produce cuando el material es eliminado de la superficie más blanda a causa de las asperezas de la superficie más dura, y “abrasión de tres cuerpos”, que tiene

lugar cuando el daño es producido por alguna partícula abrasiva ajena al contacto, a menudo contaminantes.

- **Erosión.** Suele ser producida por un fluido con partículas con movimiento relativo a la superficie del sólido.
- **Adhesión.** Este tipo de desgaste puede producirse de forma muy rápida, dando lugar incluso al gripado de piezas móviles en sistemas mecánicos. Cuando dos superficies metálicas son puestas en contacto bajo carga se pueden formar fuertes uniones adhesivas en los puntos en los que las asperezas entran en contacto. Si forzamos a estas superficies a moverse tangencialmente, parte de las uniones se deformarán de manera que se producirá el arranque de fragmentos de la superficie más blanda.

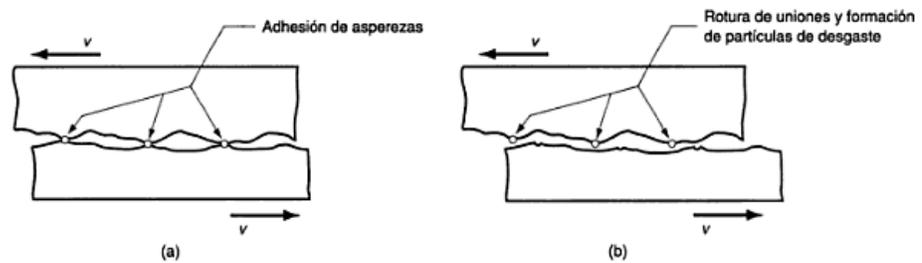


Figura 1.1.- Desgaste adhesivo: (a) adhesión de asperezas; (b) rotura de las uniones por adhesión para formar partículas de desgaste.

- **Fatiga superficial.** Si las superficies soportan cargas cíclicas, el material próximo a la superficie generará grietas, que con los sucesivos ciclos de carga se irán propagando y ramificando. Este entramado de grietas dará lugar a partículas libres que se desprenderán fácilmente de la superficie.
- **Desgaste con un elemento químico activo adicional,** usualmente oxidación y/o corrosión. Cuando los efectos del desgaste mecánico se combinan con un desgaste químico se suelen producir efectos sinérgicos, dando lugar a pérdidas de material y a una degradación superficial mucho mayor que si simplemente sumamos los dos mecanismos observados independientemente.

Todos estos mecanismos de desgaste pueden actuar, y a menudo lo hacen, en presencia de un lubricante. Además, no son procesos excluyentes, si no que pueden aparecer de forma simultánea, e incluso puede ser muy complejo identificar el mecanismo predominante [8] y

seleccionar la forma concreta para contrarrestar el desgaste. Es por ello, que es conveniente clasificar los mecanismos en cada sistema tribológico, estableciendo una correlación entre el mecanismo y el proceso real en el que ocurre. Además es necesario tener en cuenta los cambios que tienen lugar en el mecanismo de desgaste, lo que en ocasiones implica una influencia catastrófica en la vida del elemento o máquina.

4. Lubricación

La lubricación es un arte que se ha practicado durante miles de años. El estudio de la lubricación como ciencia comenzó en el siglo XVII con el desarrollo de ejes y cojinetes. A principios del siglo XXI, la llegada de los automóviles y motores a vapor estimuló el desarrollo de complejos lubricantes de aceites de base y aditivos químicos. El desarrollo, sin embargo, ha sido en su mayoría empírico [9].

Los rápidos avances en instrumentación analítica en las últimas décadas ofrecen una oportunidad sin precedentes para analizar la química compleja que rige el fenómeno de la lubricación.

4.1. Concepto de lubricación

La lubricación es la forma más efectiva para reducir la fricción y el desgaste, y los lubricantes se usan ampliamente en el trabajo de metales y otros procesos de manufactura [10]. El proceso de lubricación consiste en la aplicación de un lubricante entre dos superficies en movimiento [11]. Esta se consigue gracias a las propiedades físicas y químicas del lubricante.

4.2. Tipos de lubricación

Pueden distinguirse los siguientes tipos de lubricación [10]:

- **Lubricación hidrodinámica (HDL):** La lubricación por película fluida ocurre cuando las dos superficies están separadas por un fluido. La brecha entre las superficies es grande con respecto a las alturas de las asperezas, y en el caso ideal de las superficies nunca entran en contacto una con otra sin que ocurra el desgaste. Este caso ideal se considera como *lubricación de película gruesa*. El coeficiente de fricción está determinado por las propiedades del lubricante (su viscosidad). La maquinaria rotativa de alta velocidad muchas veces cae dentro de la categoría de película gruesa.

Una forma de lubricación hidrodinámica es la lubricación elastohidrodinámica (EHL) [12], ésta es una forma de lubricación donde la deformación elástica de las superficies se hace importante. En este caso el área de contacto es pequeña y la presión de contacto es muy alta.

- **Lubricación mixta:** Conforme las condiciones se vuelven más severas, los contactos entre las superficies aumentan, resultando una *lubricación de películas mixtas*. Esto ocurre cuando una fracción significativa de la fuerza normal es soportada por las fuerzas en contacto, el resultado es una mezcla de lubricación hidrodinámica y fricción de metal con metal. La fricción y el desgaste se incrementan en este caso. La formulación física del lubricante tiene importancia porque pueden formarse películas delgadas sobre las superficies, lo cual ayuda a limitar los contactos entre las superficies reales. La formación de estas películas superficiales representan una transición a otro nivel de lubricación: *lubricación de límites*.
- **Lubricación de límites (BL):** Esta forma de lubricación se caracteriza por la formación de capas limitantes que se forman en las superficies opuestas para soportar la fuerza normal y prevenir el contacto entre los metales. Las capas limitantes consisten en películas delgadas adheridas que se crean mediante la adsorción de una o varias clases de lubricantes.

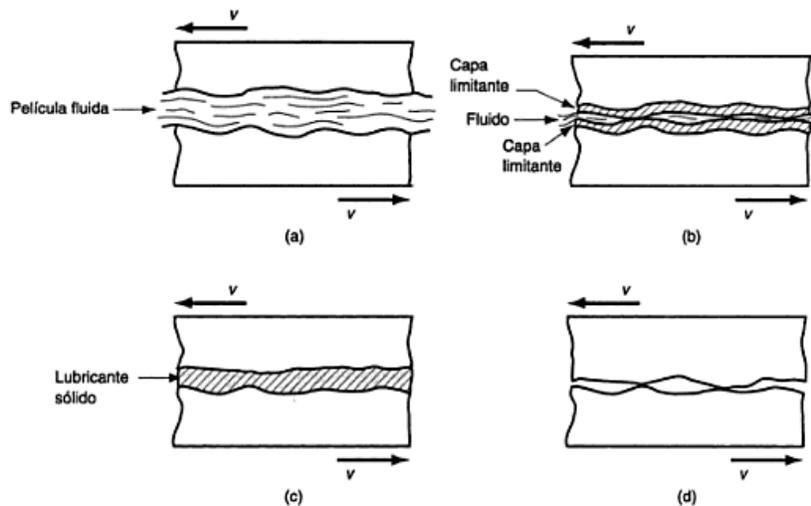


Figura 1.2.- Lubricación: (a) por película fluida; (b) lubricación de límites; (c) lubricación sólida; (d) fricción seca [10].

La *lubricación a presión extrema* está relacionada estrechamente con la lubricación de límites. Las capas limitantes formadas por los lubricantes tradicionales no prevalecen bajo altas temperaturas y presiones. En estas condiciones la capa límite se rompe en los puntos altos de la superficie permitiendo el contacto entre metales e incrementando sustancialmente la fricción y desgaste en estas zonas.

- **Lubricación sólida:** Implica el uso de un material sólido para reducir la fricción y desgaste entre dos superficies en movimiento relativo. Podría considerarse como un caso especial de *fricción seca*. Esta última es el caso de no lubricación.

El modelo más aceptado para entender los regímenes de lubricación es el formulado por Stribeck en 1902, quien describió la variación de la fricción con respecto al parámetro de Hersey ($\eta \cdot v / F_N$), donde “ v ” es la velocidad de deslizamiento, “ η ” la viscosidad dinámica y F_N la fuerza normal aplicada (*figura 1.3*).

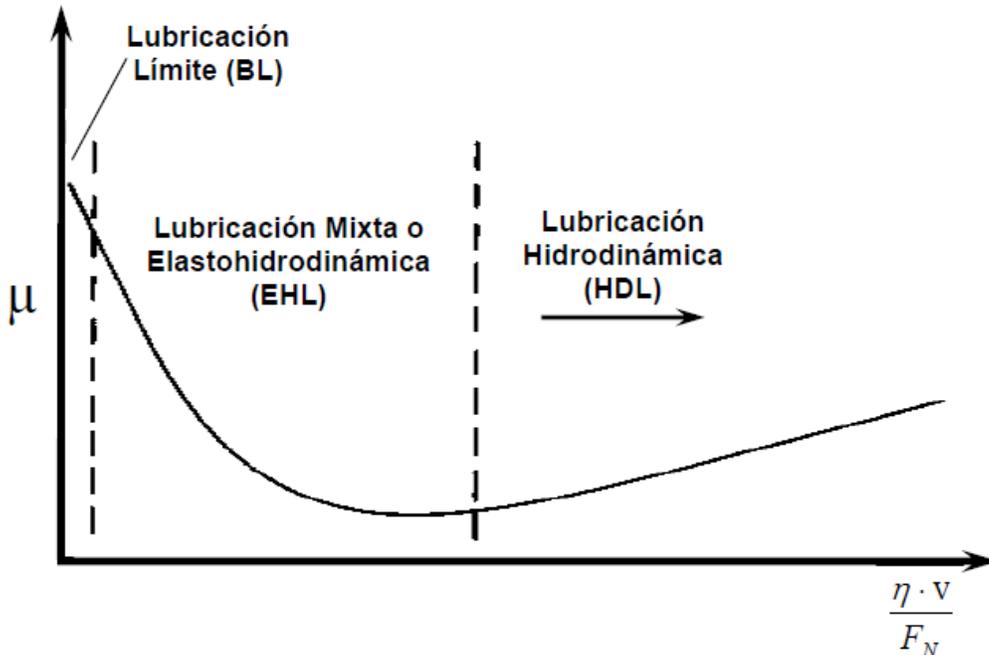


Figura 1.3.- Curva de Stribeck.

5. Aleaciones metálicas biocompatibles

5.1. Biomateriales y biocompatibilidad

El logro de los biomateriales fue conseguir una adecuada combinación de propiedades físicas [13]. Un biomaterial se define como un material usado para aplicaciones médicas, para la interacción con un sistema biológico. El primer requerimiento para un biomaterial es la **biocompatibilidad**, que es definida como la capacidad de un material para desempeñar una adecuada respuesta en un ambiente biomédico [14].

La compatibilidad puede ser analizada desde varios niveles de interacción [15]:

- La interacción entre el material y los tejidos.
- La reacción resultante de la degradación del material.
- Factores mecánicos (elasticidad, tenacidad, etc.).

El titanio y sus aleaciones presentan una excelente biocompatibilidad [15]. Ello se debe a que dicho material es bioinerte y presenta una buena resistencia a la corrosión. Parece así mismo demostrado que la liberación de iones titanio al medio fisiológico circundante es muy bajo. Al parecer la capa de óxido que se forma en la superficie del metal al ser éste pasivado, actúa como intercara cerámica bioinerte pero que permite un excelente anclaje al tejido óseo vecino. Quizás el mayor inconveniente del titanio y sus aleaciones es su baja resistencia al desgaste. Ello hace que no pueda utilizarse directamente en articulaciones. De hecho, se han empezado a usar técnicas de implantación iónica para mejorar el comportamiento al desgaste de cabezas femorales. Se ha demostrado así mismo que se puede llegar a producir desprendimiento de partículas metálicas en regiones sometidas a fricción o movimiento relativo, incluso en contacto con tejidos blandos.

5.2. Desarrollo histórico de los materiales biocompatibles

Hasta el siglo XVIII los materiales metálicos utilizados en implantes quirúrgicos eran fundamentalmente el oro y la plata, siendo en el siglo XIX cuando empezaron a utilizarse los aceros, ya en este siglo aparecieron los aceros inoxidables, las aleaciones de cromo, cobalto y molibdeno, siendo en la década de los años 40 cuando se introdujeron el titanio y sus aleaciones en el campo de la medicina [15].

Durante las décadas de los 60 y 70, se desarrolló una nueva generación de materiales para el uso dentro del cuerpo humano [13]. Esta primera generación consistía en materiales biológicamente inertes.

Durante la década de los 80 se implantaron más de tres millones de prótesis en pacientes de todo el mundo, realizadas en más de 40 materiales diferentes. La mayoría de los materiales implantados fueron adaptaciones de materiales comerciales existentes con altos niveles de pureza para eliminar productos tóxicos y minimizar la corrosión. Durante esta época se diseñó un material compuesto de una matriz polimérica de polietileno y una fase bioactiva dispersa de partículas de Hidroxiapatita (HA). El nuevo material desarrollado, Hapex, fue el primer biocomposite diseñado para aplicaciones médicas [13].

A mitad de la década de los 80, se desarrolló una segunda generación para ser bioactiva y biodegradable, estos fueron usados en variedad de aplicaciones ortopédicas y dentales. Varias composiciones de cristales bioactivos, cerámicos, cristales cerámicos y compuestos (composites) se usaron para ensayos médicos. El material cerámico sintético HA comenzó a usarse rutinariamente para implantes porosos y recubrimientos sobre fijaciones bioactivas de prótesis. Durante este periodo también comenzaron a ser importantes una segunda generación de biomateriales reabsorbibles.

La tercera generación de biomateriales fue desarrollada para estimular una respuesta celular específica a nivel molecular.

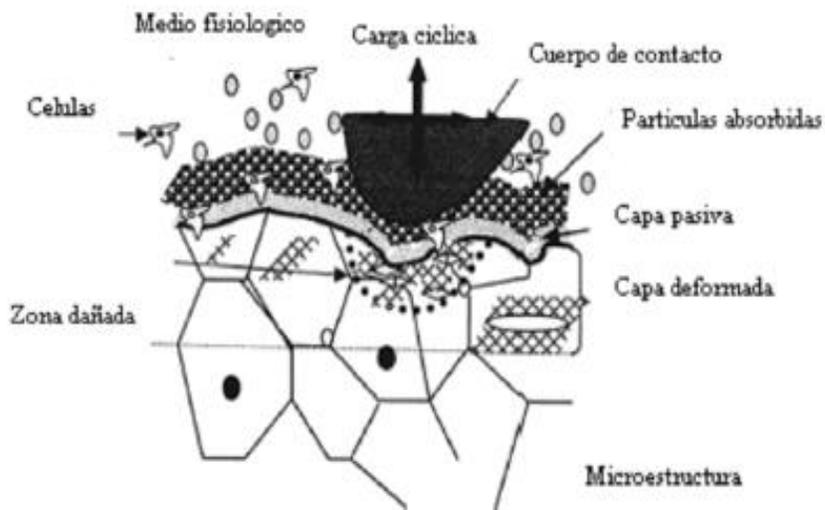


Figura 1.4.- Esquema básico de la subestructura de un biomaterial [16].

5.3. El Titanio y sus aleaciones [15]

El Titanio es un metal que sufre una transformación alotrópica a la temperatura de 882°C, pasando de una estructura hexagonal compacta (fase α) a una estructura más abierta cúbica centrada en el cuerpo (fase β), lo que permite la realización de tratamientos térmicos con transformación total. Hay que destacar la facilidad que tiene el Titanio para disolver por sustitución o por inserción otros elementos que, dependiendo del número de electrones de enlace del elemento, tienden a estabilizar algunas de las dos fases alotrópicas.

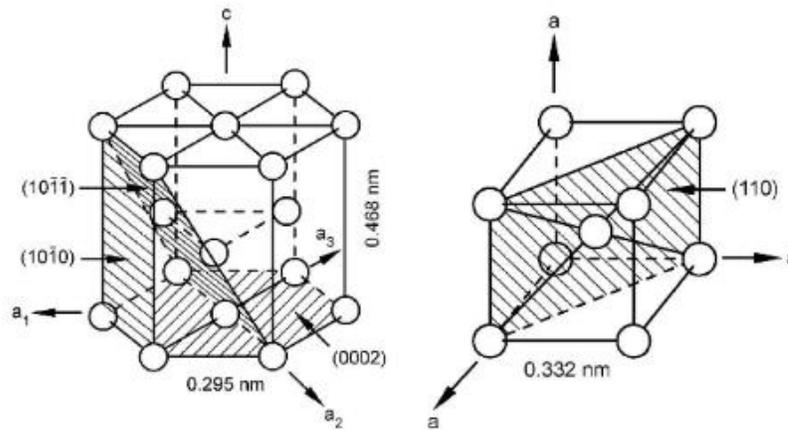


Figura 1.5.- Estructura cristalina del titanio: (a) Titanio α : Estructura hexagonal compacta; (b) Titanio β : Estructura cúbica centrada en el cuerpo.

Los elementos de menos de cuatro electrones de enlace por átomo estabilizan la fase α y aumentan la temperatura de transformación, como puede observarse en la *figura 1.6 (a)*. Este efecto lo producen elementos como el Aluminio o el Galio y los intersticiales como el Oxígeno, Nitrógeno y Carbono. Con el Aluminio, el Titanio forma un compuesto intermetálico (Ti_3Al) fase α_2 que provoca fragilidad al material.

Los elementos de más de cuatro electrones de enlace por átomo estabilizan la fase β y disminuyen la temperatura de transformación. Estos pueden clasificarse en dos grupos:

- β -isomorfos como el Molibdeno, Wolframio y Vanadio, entre otros, que forman diagramas de equilibrio como el de la *figura 1.6 (b)*.
- β -eutectoides como el Cobre, Manganeso, Hierro, Niquel, Cobalto y el intersticial hidrógeno, los cuales favorecen la transformación eutectoide β - α +, aunque esta

no suele presentarse, por lo que en la práctica, se comportan como los β -isomorfos (figura 1.6 (b)).

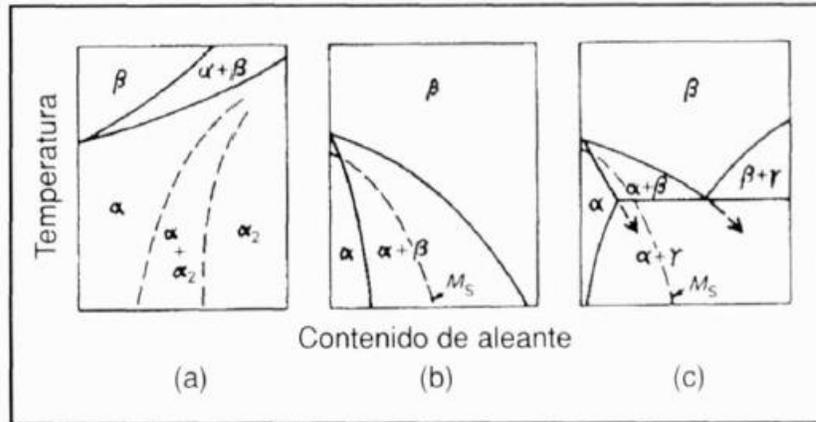


Figura 1.6.- Tipos de diagramas de equilibrio para aleaciones de Titanio [15].

5.3.1.- Clasificación general de las aleaciones de Titanio

Es frecuente dividir las aleaciones de Titanio en tres grupos en función de las fases presentes:

- **Aleaciones α y casi α :** Presentan estructura hexagonal compacta a bajas temperaturas. Contienen normalmente aluminio, estaño y/o circonio, siendo elegidas principalmente para aplicaciones a temperaturas elevadas y criogénicas. No son sensibles a los tratamientos térmicos por lo que se utiliza la combinación de trabajo en frío y enfriamiento controlado para modificar sus propiedades. Las aleaciones de este tipo son generalmente más resistentes a la fluencia que las aleaciones $\alpha+\beta$ o β .
- **Aleaciones $\alpha+\beta$:** Contienen tanto estabilizadores de la fase α como de la β . Estas aleaciones retienen a temperatura ambiente, tras el tratamiento térmico, más fase β que las aleaciones casi α . Las aleaciones $\alpha+\beta$ pueden mejorar sus características mecánicas por tratamientos térmicos de solubilización y envejecimiento.
- **Aleaciones β :** Tienen mayor contenido en elementos estabilizantes de la fase β y menor contenido de elementos alfégenos que las aleaciones $\alpha+\beta$. Se caracterizan por su elevada capacidad de endurecimiento, ya que, por ejemplo en espesores pequeños, llegan a templar al aire y retienen completamente la fase β . Son

aleaciones que se procesan muy bien mediante conformación por deformación plástica, pudiéndose deformar en frío mucho mejor que las aleaciones α o $\alpha+\beta$. Su módulo de elasticidad suele ser bajo.

La aleación Ti-6-Al-4-V es la más utilizada industrialmente de entre todas las aleaciones de Titanio y a ella se dedica la mitad de la producción de Titanio metal. Esto se debe al excelente balance entre sus propiedades mecánicas, su resistencia a la corrosión, su buen comportamiento a temperaturas elevadas, debiendo destacarse también su capacidad para ser trabajado mecánicamente y de modificar sus propiedades mediante tratamientos térmicos. Es una aleación $\alpha+\beta$.

Otras aleaciones de gran interés son las aleaciones de Níquel-Titanio, ya que además de las propiedades físicas conocidas en los materiales metálicos, presentan otras como son el efecto memoria de forma y la superelasticidad. Estas propiedades son de gran utilidad en el campo de la medicina. El efecto memoria de forma consiste en que el material con estructura martensítica se puede transformar plásticamente por debajo de la temperatura de comienzo de la transformación, pudiendo recobrar su forma original por un simple calentamiento temperatura por encima de la temperatura final de la retransformación. El comportamiento super o pseudo elástico se caracteriza por la posibilidad de obtener grandes deformaciones elásticas debidas a la aparición de placas martensíticas inducidas por tensión y además por la reorientación de dichas placas.

5.3.2.- Ventajas del Titanio y sus aleaciones como materiales biocompatibles

Existen cuatro grados de Titanio sin alear normalizados para implantes quirúrgicos, dependiendo del contenido de impurezas (Oxígeno, Nitrógeno, Carbono, Hidrógeno y Hierro) que son las siguientes:

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TITANIO PURO PARA IMPLANTES QUIRÚRGICOS				
PROPIEDADES	GRADO 1	GRADO 2	GRADO 3	GRADO 4
Carga de rotura (MPa)	240	345	450	550
Límite elástico (0,2%) (MPa)	170	275	380	485
Elongación (%)	24	20	18	15
Estricción (%)	30	30	30	25

Tabla 1.1.- Propiedades mecánicas del Titanio puro para implantes quirúrgicos [15].

La resistencia del Titanio y sus aleaciones es en general inferior a las de acero inoxidable AISI 316 y a las de aleaciones de base Cobalto, pero en relación a su resistencia específica (resistencia/densidad), las aleaciones de Titanio son superiores a las demás.

Otra de las ventajas del Titanio en aplicaciones biomédicas, frente al acero inoxidable y a las aplicaciones de base Cobalto, es que su módulo de Young es de 110GPa frente a los 200GPa y los 220GPa de las aleaciones anteriores respectivamente. Siendo el módulo elástico del hueso de 20GPa, se comprende que el Titanio, es más elásticamente compatible con el tejido natural que las otras dos aleaciones. Sin embargo, el Titanio tiene una pobre resistencia a cizalladura, por lo que no es adecuado para tornillos óseos y clavos. Para prevenir las complicaciones, el desarrollo de nuevas aleaciones de Ti [17] se concentra en las β aleaciones que son menos rígidas que las α y $\alpha + \beta$ (módulo de elasticidad alrededor de 50GPa).

El Titanio y sus aleaciones poseen una excelente resistencia a la corrosión, ya que la rápida reacción del Titanio con el Oxígeno, produce una fina capa superficial de óxido impermeable y por lo tanto protectora. Este comportamiento, que tiene lugar en el aluminio, es más eficiente en el Titanio, dando lugar a una resistencia a la oxidación como a la corrosión superior. Todo ello justifica su uso en la industria química y ambientes altamente corrosivos, y en particular hace del Titanio y sus aleaciones los metales más adecuados para la fabricación de implantes quirúrgicos.

5.3.3.- Aleaciones de Titanio-Molibdeno

En los últimos años se han estudiado las aleaciones de Ti-Mo empleadas como biomateriales, en particular su microestructura y propiedades mecánicas [18]. Ho et al. [19], Sugano et al. [20], Guo and Enomoto [21], Sukedai et al. [22], Liu et al. [23] y Oliveira et al. [24], trabajaron sobre estudios de transformación de fase, liberación de tensiones y propiedades mecánicas de las diferentes aleaciones de Ti-Mo, pero sin embargo, no existen muchos estudios acerca de su comportamiento electroquímico.

La estructura cristalina y la morfología de las aleaciones de Ti-Mo [19] son sensibles a su contenido en Molibdeno. La fase hexagonal α de Titanio presenta una morfología tipo agujas, pero cuando el contenido en Molibdeno aumenta al 6%, aparece una fina estructura martensítica acicular de fase α' ortorrómbica. Cuando el contenido en Molibdeno es del 10% o superior, la fase β comienza a ser predominante, es decir se necesita un mínimo del 10% para estabilizar la β -estructura.

A continuación, en la *figura 1.7* se muestra el diagrama de equilibrio Ti-Mo. Se puede observar como hasta contenidos muy altos de Mo se obtiene estructura α según el diagrama [25]. Esto no ocurre en la realidad puesto que ha quedado suficientemente demostrado que aparece estructura β a porcentajes inferiores, tal y como se ha comentado anteriormente.

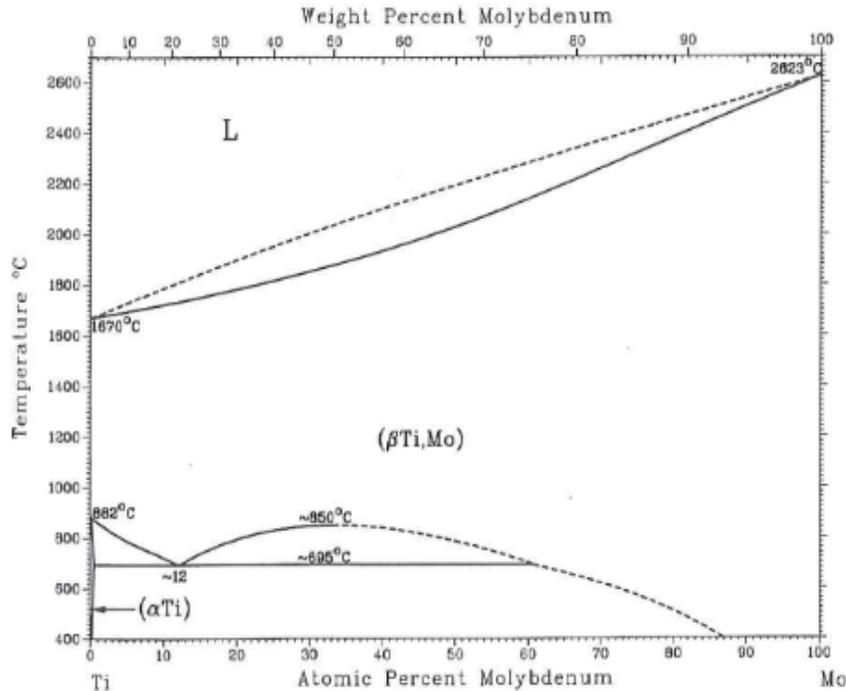


Figura 1.7.- Diagrama de equilibrio Titanio-Molibdeno [25].

Las aleaciones de Ti-Mo como todas las aleaciones β -Ti presentan valores de módulo elástico bajos, alta procesabilidad mediante deformación plástica y aceptables propiedades resistentes [25].

5.4. Elementos significativos en la interacción con el medio fisiológico

La selección de un material metálico para ser empleado como material biocompatible debe basarse en las propiedades del material. La compleja interacción con el entorno fisiológico ha sido tema de muchas investigaciones [16]. En este contexto, la microestructura, los tratamientos térmicos, la deformación, el acabado superficial y sus recubrimientos tienen una influencia decisiva sobre los mecanismos de falla del material. Por otro lado la fatiga, el desgaste y la

corrosión son responsables de la mayoría de los fallos mecánicos de los componentes médicos implantados en el cuerpo humano.

5.4.1.- Fatiga de materiales metálicos biocompatibles [16]

Las tensiones fluctuantes típicas de la fatiga pueden conducir a la iniciación y crecimiento de una grieta que, al llegar a un tamaño crítico, conduzca a la fractura. La iniciación de dicha grieta suele ocurrir en zonas de concentración de tensiones y defectos del componente metálico. Estos defectos pueden ser tanto defectos de fabricación como microestructurales (límites de grano, inclusiones metálicas, etc.).

La predicción de la fatiga puede seguir dos enfoques diferentes: *daño acumulado por fatiga y propagación de la grieta por fatiga*. El daño acumulado por fatiga se relaciona con método de la vida útil o vida segura.

La determinación del límite de fatiga del material dañado se puede hacer con facilidad a partir del diagrama de Wöhler o curvas *S-N*, por semejanza de triángulos [26]. Este representa la tensión respecto al número de ciclos hasta el fallo. Estas curvas están determinadas para ciclos altos [16]. El nivel de tensión es relativamente bajo y el esfuerzo es principalmente elástico, aunque el material sufre deformación plástica localizada. Esta es una aproximación común para evaluar la resistencia a la fatiga de los implantes metálicos.

En la *figura 1.8* se representa esquemáticamente la curva *S-N* en escala logarítmica. El límite de fatiga σ_{ft} se define como el rango de tensión por debajo del cual no existe crecimiento de grieta. El número de ciclos correspondientes a la resistencia límite se considera a menudo 10^7 .

Para las aleaciones de Titanio, Co-Cr-Co y Acero Inoxidable Austenítico se emplea un límite de fatiga distinto, mientras que para las aleaciones biodegradables de Magnesio no se presenta un límite de resistencia.

El enfoque de daño acumulado por fatiga tiene limitaciones, la predicción de la vida útil está fuertemente influenciada por la geometría del componente, proceso y carga. Además ignora la presencia de defectos en el material.

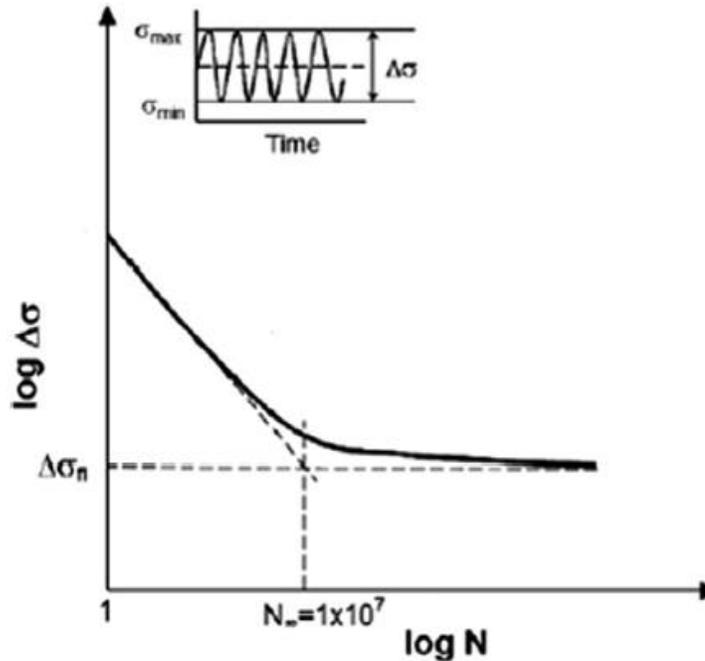


Figura 1.8.- Representación esquemática de la curva S-N [16].

El enfoque de propagación de la grieta por fatiga supera estos inconvenientes. Éste método deriva de la mecánica de fractura elástica lineal.

Se pueden distinguir dos mecanismos de propagación claramente diferenciados, de “propagación de la grieta” y de “crecimiento de la grieta” [26].

- **Propagación de la grieta:** se entiende como el mecanismo por el cual, una vez rebasada cierta situación límite, la grieta se propaga, produciendo la fractura de la pieza de forma inmediata tan pronto como el factor de intensidad de esfuerzo supere el valor de la tenacidad a fractura del material.
- **La fase de crecimiento de la grieta** es anterior a la de propagación, y en ella la grieta crece, linealmente a medida que se repiten los ciclos de carga. Cada ciclo de carga hace aumentar la longitud de grieta, aumenta a cada ciclo el factor de intensidad de esfuerzo y finalmente, cuando se alcanza el valor de la tenacidad del material, comienza la fase de propagación y se produce el fallo. El crecimiento de la grieta ya no está gobernado por el factor de intensidad de esfuerzo, si no por su amplitud de variación.

El comportamiento frente a fatiga de las aleaciones de Titanio [16] depende de la microestructura. Se pueden producir una amplia variedad de microestructuras dependiendo del proceso mecánico y el tratamiento térmico.

5.4.2.- Corrosión y desgaste de materiales biocompatibles

Para su aplicación en prótesis, los metales y aleaciones deben de tener una alta resistencia a la corrosión. Ésta suele producirse por una combinación de efectos electroquímicos y mecánicos y una compleja sinergia entre desgaste y corrosión. Las partículas generadas por ese desgaste y corrosión producen una inflamación que induce el desgaste del hueso y consecuentemente la pérdida de la prótesis [14].

Durante el proceso de corrosión, tiene lugar una reacción de oxidación-reducción, en la cual una de las especies gana electrones (agente oxidante) mientras que otro da electrones (agente reductor). Esta reacción ocurre espontáneamente cuando se libera energía. La mayoría de los metales como el Titanio, Cobalto-Cromo y Acero Inoxidable tiene tendencia a perder electrones en solución y como resultado tienen un alto potencial de corrosión. La consecuencia es la dilución del metal y la formación de iones metálicos. Todos los metales usados para implantarlos en el cuerpo humano se corroen y forman una delgada capa que protege de la corrosión [16].

Titanio y sus aleaciones

La capa pasiva del Titanio y sus aleaciones consiste principalmente en dióxido amorfo de Titanio. Las propiedades físico-químicas y electroquímicas de esta capa proporcionan estabilidad y juega un rol decisivo para la biocompatibilidad.

La influencia de los medios aleantes y la resistencia a la corrosión fue estudiada por Mirza-Rosca et al. Mediante técnicas de espectroscopía electrónica que comparó con técnicas potencioestáticas y potenciodinámicas. Las medidas las realizó en solución salina a un pH de 7,8 y a diferentes potenciales [17].

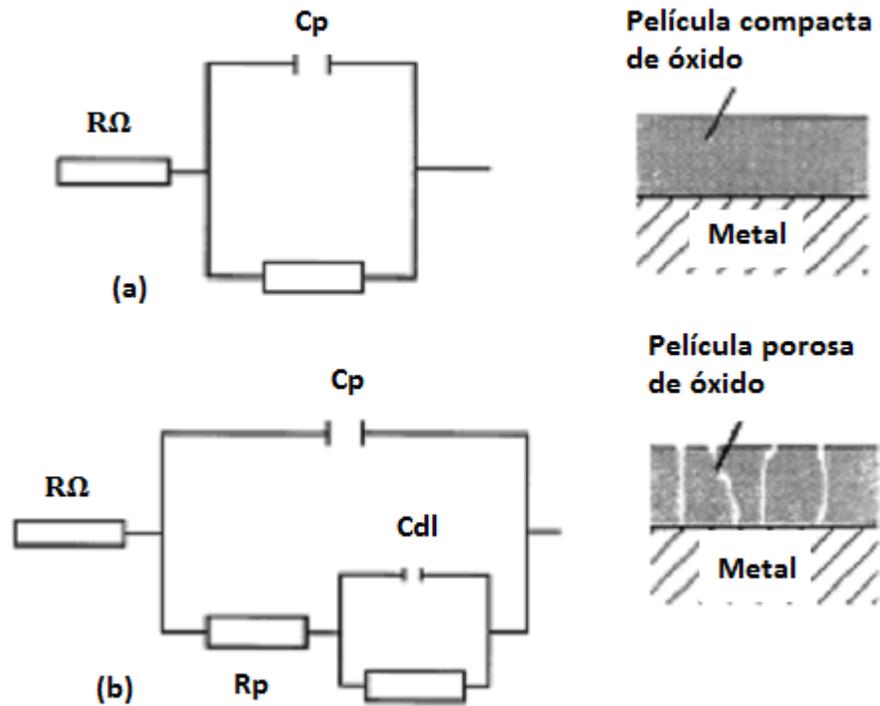


Figura 1.9.- Circuitos equivalentes: a) película compacta de óxido; b) Capa porosa de óxido [17].

Bajo estas condiciones, todas las aleaciones de Titanio presentaban una pasividad espontánea. Se demostró que era evidente que el Molibdeno, Vanadio y Hierro mejoraban la pasividad y limitaban la corrosión activa de la fase β del Titanio, mientras que el enriquecimiento del Aluminio iba en detrimento de la pasividad y de la resistencia a la corrosión.

Kotomori et al. [27] estudió una de las aleaciones más empleadas, Ti-6Al-4V. Realizó ensayos de desgaste y corrosión, encontrando que el grado de desgaste dependía de la velocidad de deslizamiento de la superficie. Una densidad alta dependía de la densidad de corriente. El desgaste varía, sin embargo respecto a la frecuencia. Cuando esta es baja, ocurría un desgaste abrasivo, cuando la frecuencia aumenta, cambia la morfología del desgaste y corrosión, la cual se suele acompañar de picaduras y desgaste adhesivo.

Respecto a los materiales empleados como implantes dentales, es importante conocer el comportamiento del Ti en saliva, para ello A.C.Vieira et al [28], realizó ensayos triboquímicos con el fin de investigar los inhibidores de corrosión y la variación del pH con saliva artificial. Observó que se producía una despasivación y repasivación y que la protección por la adición de

los inhibidores era probablemente debida a las reacciones de oxidación-reducción en el área de contacto durante el rozamiento.

Oliveira et al [18], estudió el comportamiento del Titanio puro y de la aleación Ti-Mo aplicados como biomateriales, para ellos realizó estudios de potencial en circuito abierto y polarización potenciodinámica en inmersión en un medio fisiológico, obteniendo que esta aleación era un material prometedor porque su comportamiento electroquímicamente estable estaba directamente asociado con la biocompatibilidad.

5.4.3.- Efectos biológicos de los restos de los materiales biocompatibles

Los productos de degradación de los materiales biocompatibles implantados pueden producir dos tipos de restos [29]: partículas y restos solubles (o iónicos). Las partículas de desgaste varían en tamaño desde nanómetros a milímetros, mientras que los llamados iones metálicos están en forma soluble alrededor del suero de las proteínas. La respuesta a esos restos corresponde al sistema inmune. Los restos pueden provocar inflamación, hipersensibilidad y neuropatía, de ahí la importancia del estudio de tribológico de estos materiales.

II. Objetivos

1. Objetivos

Los objetivos que se pretenden alcanzar en el desarrollo de este Trabajo Fin de Periodo Formativo son:

- Estudiar el comportamiento tribológico del Titanio, Molibdeno y sus aleaciones lubricadas con suero fisiológico.
- Determinar el comportamiento tribológico de las aleaciones de Titanio con la adición de Molibdeno.
- Estudiar los volúmenes de desgaste y sus relaciones con las propiedades estructurales de los materiales.

III. Materiales, equipos y procedimiento experimental

1. Materiales utilizados en la experimentación

1.1. Titanio, Molibdeno y sus aleaciones

En este trabajo se han realizado ensayos de fricción y desgaste lubricados con suero fisiológico para determinar el comportamiento tribológico del Titanio, Molibdeno y sus aleaciones. Para ello se ha empleado una bola de rubí ($Al_2O_3/Cr_2O_3/Si_2O_3$).

Estas aleaciones de titanio pueden ser utilizadas en aplicaciones ortopédicas perteneciendo a un sistema Ti-Mo que, en este caso, se logró mediante re-fusión por arco al vacío (RAV). La preparación se llevó a cabo inicialmente, en una cámara de vacío a 10^{-4} mbar, seguido por la re-fusión de las muestras saturadas en tres intervalos para mejorar la pureza y para asegurar la obtención de estructura homogénea fundida, en una atmósfera de argón. Tras la solidificación se obtuvieron 4 mini-celdas con una masa de aproximadamente 500 g.

La composición química de las aleaciones experimentales producidas por el método de RAV se determinó mediante análisis espectral, utilizando un espectrómetro de emisión óptica por chispa.

Las aleaciones experimentales Ti-Mo con tratamiento térmico de endurecimiento se implementaron con aire de refrigeración y con agua. La temperatura de tratamiento térmico fue elegida ligeramente por encima de la curva solvus beta, $950\text{ }^{\circ}\text{C}$ y con un mantenimiento de una hora.

1.1.1. Composición química

MATERIAL	COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LAS MUESTRAS (%)													
	Ti	Mo	Al	C	Cr	Cu	Fe	Mn	Nb	Pd	Si	Sn	Zr	V
Ti6,28Mo	Balance	6,28	0,0230	0,0160	0,0096	0,0020	0,0500	0,0210	0,0050	0,0120	0,0120	1,0900	0,0015	0,0170
Ti11,08Mo		11,08	0,0250	0,0160	0,0089	0,0079	0,0380	0,0170	0,0050	0,0330	0,0250	1,4800	0,0025	0,0170
Ti11,84Mo		11,84	0,0037	0,0140	0,0110	0,0820	0,0280	0,0160	0,0050	0,0340	0,0230	1,4600	0,0030	0,0011

Tabla n° 3.1.- Composición química

1.2. Rubí

Las esferas colocadas en el punzón del tribómetro son de Rubí. Estas son suministradas por la empresa GoodFellow.

Composición	Al ₂ O ₃ /Cr ₂ O ₃ /Si ₂ O ₃
Diámetro	2,0mm
Tolerancia	±2.5µm
Esfericidad	0,625µm
Condición	Pulido. Grado 25

Tabla n° 3.2.- Características de la bola de rubí.

1.3. Suero fisiológico

El suero fisiológico empleado en la experimentación es de la marca Vitulia. Ésta es una solución para perfusión, transparente e incolora, cuyo principio activo es el Cloruro de Sodio (0,9gr/100ml) y el resto agua purificada.

El suero fisiológico pertenece al grupo de medicamentos de soluciones intravenosas, comúnmente se utiliza para reemplazar el agua y las sales de sodio y cloruro que pueden llegar a ser bajos como consecuencia de diferentes alteraciones o trastornos. También se utiliza como solución de transporte de otros medicamentos compatibles.

En la experimentación se utiliza esta solución para la simulación del medio fisiológico.

Electrolitos	mmol/l	mEq/l
Sodio	154	154
Cloruros	154	154
Osmolaridad Teórica	308 mOsm/l	
Acidez (hasta pH 7.4)	< 0.3 mmol/l	
pH	4.5 – 7.0	

Tabla n° 3.3.- Características del suero fisiológico.

2. Equipos utilizados en la experimentación

2.1. Tribómetro

Los estudios tribológicos se han realizado en el tribómetro modelo MT/30/SCM/T (*figura 3.1*) de tipo punzón sobre disco, fabricado por Microtest, de acuerdo a la norma ASTM G133-5.

Los datos de los ensayos de fricción y desgaste se registran en tiempo real mediante el programa informático MT4001 acoplado al tribómetro. Este programa permite exportar los resultados a ficheros Excel y ASCII.

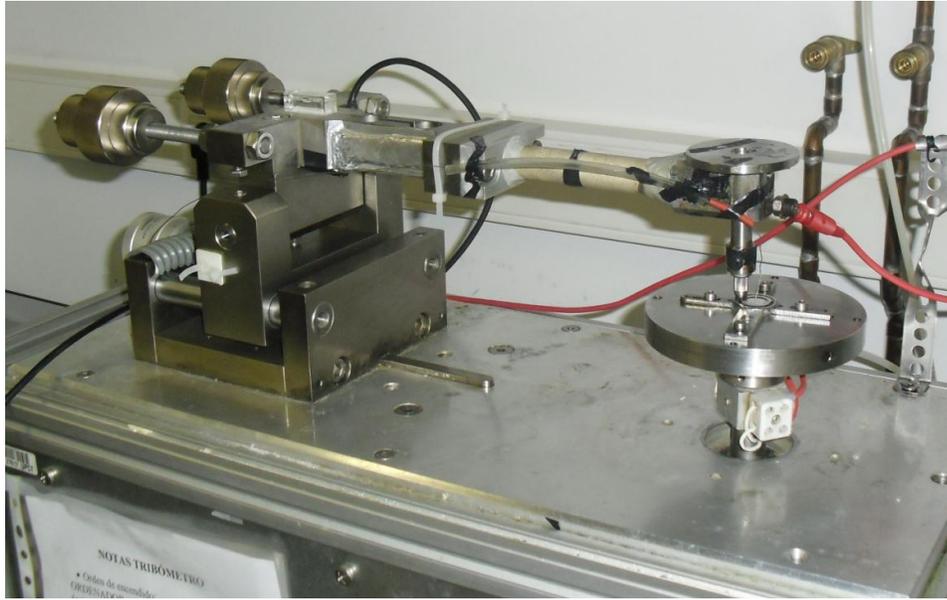


Figura n° 3.1.- Tribómetro MT/30/SCM/T.

En todos los ensayos de desgaste y fricción se utilizó la configuración de contacto punzón sobre disco, tal y como se muestra en la siguiente figura.

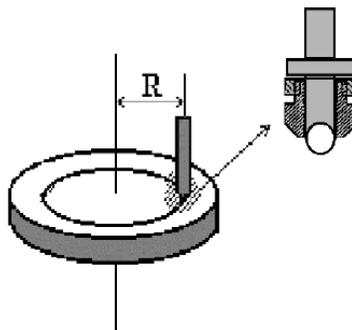


Figura n° 3.2.- Configuración de contacto punzón sobre disco.

2.2. Pulidora metalográfica

Para el pulido de las probetas se utilizó una pulidora metalográfica de la marca Buehler, modelo Phoenix Beta.



Figura n° 3.3.- Pulidora Buehler.

2.3. Rugosímetro

Para medir la rugosidad de las probetas se ha utilizado el rugosímetro PL100/BR de la casa S.M. s.r.l. El programa utilizado para el cálculo de las rugosidades es el “Rt-150” según la norma ISO 25178.



Figura n° 3.4.- Rugosímetro PL100/BR.

2.4. Perfilómetro

Para la medición de los perfiles de las huellas de desgaste de las probetas se ha utilizado el perfilómetro de la marca TAYLOR HOBSON modelo TALYSURF CLI 500.

La técnica utilizada por el perfilómetro confocal (CLA) se deduce a través de la altura de la superficie mediante el uso de una técnica que se centra en la aberración de la luz blanca en los elementos a diferentes alturas.



Figura n° 3.5.- Perfilómetro TalySurf Cli 500.

Las características del equipo son las siguientes:

- Rango de medida:
 - Eje X: 100mm
 - Eje Y: 50mm
 - Eje Z: 50mm
- Capacidad de carga: 10kg
- Distancia de trabajo: 10mm
- Nivel de ruido: 18nm
- Diámetro del punto: 14 μ m
- Límite de la pendiente en superficies reflectantes: $\pm 30^\circ$

A través del software asociado TalyMap se pueden realizar operaciones sobre la imagen generada por TalySurf, éste es un software de análisis 3D integral que facilita la manipulación de una amplia gama de datos, tales como áreas y volúmenes de hueco y pico.

2.5. Microscopio óptico

Para el estudio morfológico y metalográfico de los materiales se ha utilizado el microscopio óptico Leica DMR. Este microscopio lleva acoplado un analizador de imagen que utiliza el software Optimas.



Figura n° 3.6.- Microscopio óptico Leica DMR.

2.6. Difracción de rayos X

La difracción de Rayos X es una técnica analítica versátil para examinar sólidos cristalinos, lo que incluye materiales cerámicos, metales, minerales y compuestos orgánicos. Los difractómetros de polvo se utilizan para el estudio morfológico y metalográfico de los materiales sometidos a fricción y desgaste y se ha utilizado de forma rutinaria en la identificación de las fases cristalinas de una muestra, así como en su análisis cuantitativo.

El difractómetro utilizado es el “Bruker D8 Advance”. Este aparato consta de los siguientes elementos:

- Goniómetro Theta/Theta
 - Vertical con círculo de medida ajustado a 435 mm de diámetro.
 - Amplitud de paso mínimo 0,0001°.
 - Rango de medida en 2theta: 0-168°.

- Tubo cerámico de emisión de rayos X tipo KFL-Cu-2K, de 2,2 kW, ánodo de Cu y foco fino largo.
- Portatubos con indicación luminosa de estado del obturador de la ventana.
- Portarendijas de haz incidente para alojar una rendija fija de apertura y otra Soller de 2°.
- Portamuestras rotatorio.
- Portarendijas de haz difractado para alojar una rendija fija antidispersiva, otra receptora y otra para el monocromador secundario; así como un filtro de Ni y una rendija Soller de 2°.
- Monocromador secundario de grafito, para la eliminación de la radiación de fluorescencia de fondo y de la radiación K β .
- Detector de centelleo de NaI(Tl), con conteo lineal de hasta 2·10⁶ cps.
- Generador de rayos X "Kristallofex K 760-80F"
 - 3000 W de potencia.
 - Tensión regulable de forma continua entre 20 y 60 kV.
 - Corriente regulable de forma continua entre 5 y 80 mA.
 - Estabilidad: $\pm 0,001\%$.



Figura n° 3.7.- Difractómetro de Rayos X Bruker D8 Advance.

2.7. Analizador dinamomecánico

El análisis dinamomecánico (DMA) es una técnica utilizada para medir las propiedades de una gran variedad de materiales. Se diferencia de otros instrumentos de prueba mecánica en dos importantes aspectos:

- 1) Los instrumentos típicos de pruebas de tensión se centran sólo en el componente elástico, pero en muchas aplicaciones el componente inelástico o viscoso es crucial. El componente viscoso es el que determina propiedades como resistencia al impacto.
- 2) Los instrumentos de pruebas de tensión trabajan principalmente fuera del rango viscoelástico lineal, mientras que el DMA trabaja fundamentalmente en este rango y, por tanto resulta más sensible a la estructura.

El equipo DMA utilizado es el Q800 de TA Instruments. Éste incorpora un motor de accionamiento lineal sin contacto. Es una técnica analítica versátil para examinar sólidos cristalinos, de tecnología punta, lo que proporciona un control preciso sobre el esfuerzo, y cojinetes de baja fricción. La medida de la deformación se realiza empleando un codificador óptico. Sus características son:

- Fuerza máxima: 18 N
- Fuerza mínima: 0,0001 N
- Resolución de fuerza: 0,00001 N
- Resolución de deformación: 1nm
- Rango de módulo: 10^3 a 3×10^{12} Pa
- Precisión de módulo: $\pm 1\%$
- Sensibilidad de Tan_δ : 0,0001
- Resolución de Tan_δ : 0,00001
- Rango de frecuencia: 0,01 a 200Hz
- Rango de deformación dinámica: $\pm 0,5$ a $10.000\mu m$
- Rango de temperatura: -150 a 600°C



Figura n° 3.8.- DMA Q800.

2.8. Durómetro

El equipo utilizado para la medida de las durezas es el durómetro LECO M400 G1 con punzón de punta de diamante. Sus características son las siguientes:

- Cargas: 10, 25, 50, 100, 200, 300, 500, 1000
- Mecanismo de carga: automático
- Objetivos: X10, X55
- Ocular: 0,1 micras/división
- Altura máxima de la muestra: 60mm
- Área máxima de muestra: 100x100mm
- Rango de movimiento: 25mm en X y en Y



Figura n° 3.9.- Durómetro LECO M400G1.

3. Procedimiento experimental

A continuación se muestra el diagrama de flujo de este trabajo:

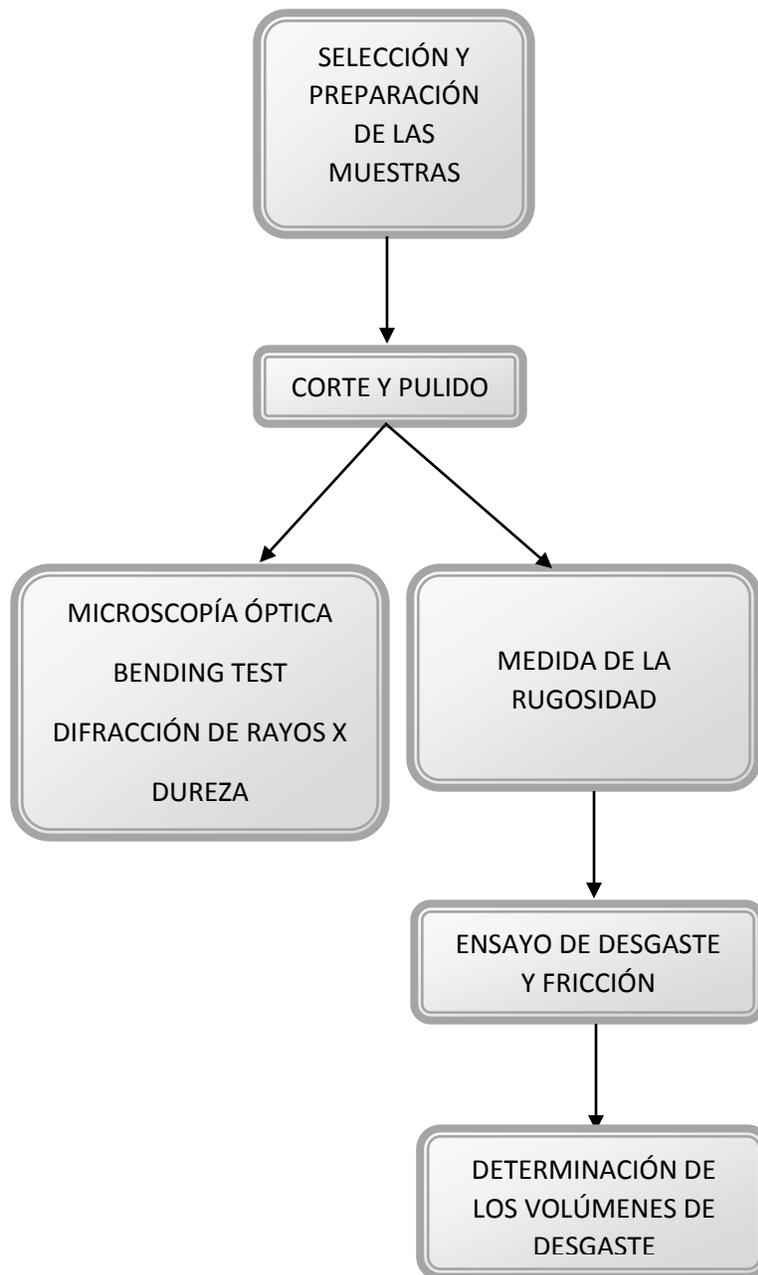


Figura n° 3.10.- Esquema de desarrollo de la experimentación.

3.1. Preparación de las probetas

Las muestras, tal y como se ha comentado, se lograron mediante re-fusión por arco al vacío (RAV). La preparación se llevó a cabo inicialmente, en una cámara de vacío a 10^{-4} mbar, seguido por la re-fusión de las muestras saturadas en tres intervalos para mejorar la pureza y para

asegurar obtención de estructura homogénea fundida, en una atmósfera de argón. Tras la solidificación se obtuvieron 4 mini-celdas con una masa de aproximadamente 500 g.

Las aleaciones experimentales Ti-Mo con tratamiento térmico de endurecimiento se trataron con aire de refrigeración y con agua. La temperatura de tratamiento térmico fue elegida ligeramente por encima de la curva solvus beta, 950 ° C y con un mantenimiento de una hora.

3.2. Corte y pulido

Una vez cortadas las probetas se realizó el pulido, éste se realizó con la pulidora metalográfica BUEHLER, modelo PHOENIX BETA empleando diferentes hojas de lija de carburo de silicio, de granulometrías decrecientes, para ir desbastándolas hasta llegar una fase en la que se alcanza el pulido final empleando un fluido que transporta alúmina como abrasivo.

3.3. Microscopía óptica

Una vez pulidas las muestras se realizó el ataque electroquímico [30]. El Titanio se atacó con el reactivo de Kroll consistente en:

- 1-3 ml de HF
- 2-6 ml de HNO₃
- Resto hasta 100ml de H₂O

El ataque químico del Molibdeno se realizó:

- 590ml de metanol
- 350ml de etilenglicol
- 60ml de ácido perclórico

El ataque químico de las aleaciones se realizó:

- 30ml de glicerín-glicol
- 10ml de HF
- 10ml de HNO₃

A continuación se muestran las micrografías del Titanio, Molibdeno y sus aleaciones. En la *figura 3.13* de la aleación Ti6,28Mo se puede observar la típica aleación con fase α (zonas claras) y con fase β (zona oscura) entre las celdas α . En la figura siguiente perteneciente a la aleación Ti11,08Mo se aprecia que la fase β llega a ser dominante.

Sin embargo en la *figura 3.15* correspondiente a la aleación Ti11.84Mo se puede ver una distribución de grano equiaxial con fase α y fase β intergranular.

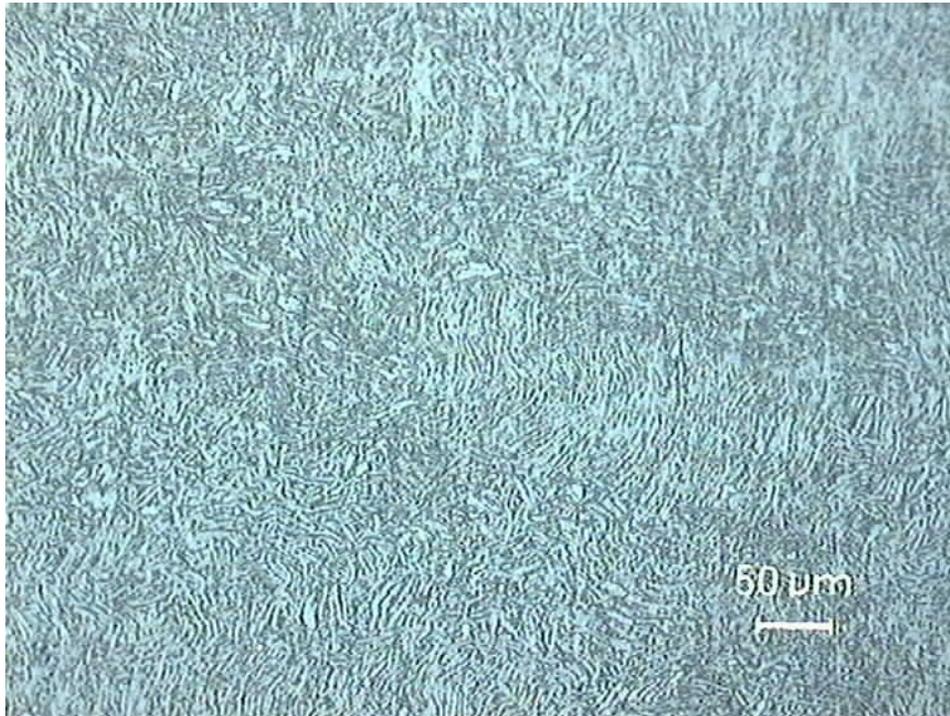


Figura n° 3.11.- Microestructura del Ti.

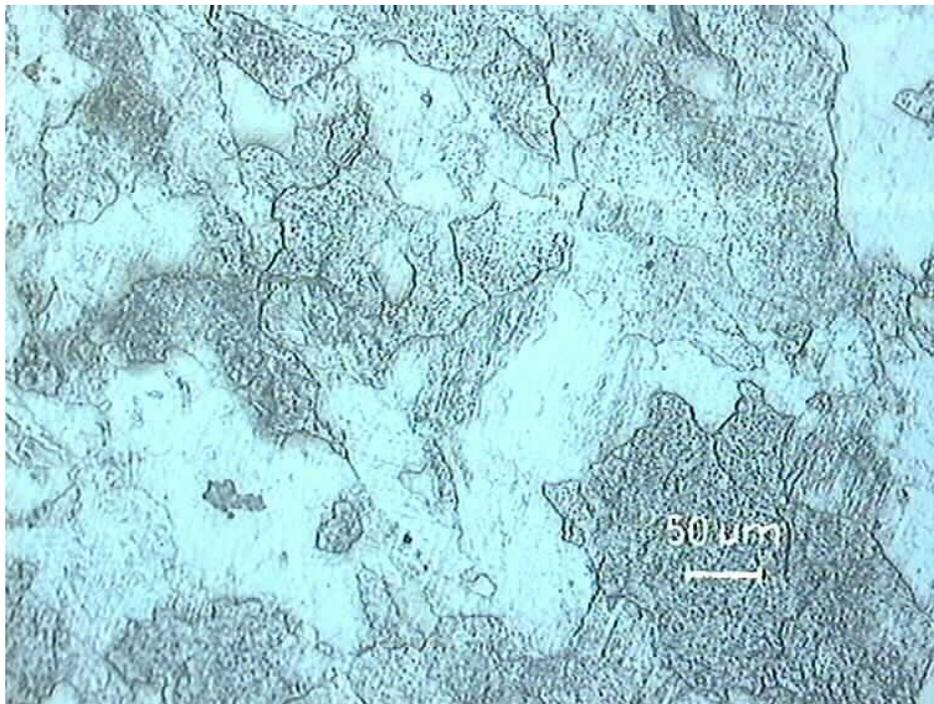


Figura n° 3.12.- Microestructura del Mo.

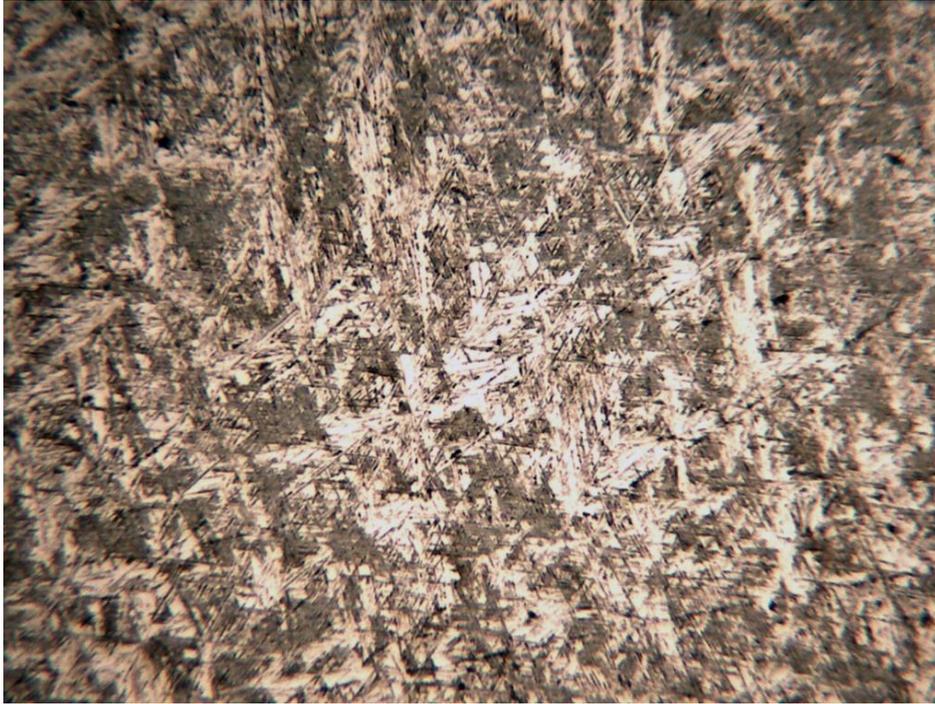


Figura n° 3.13.- Microestructura de la aleación Ti6,28Mo.



Figura n° 3.14.- Microestructura de la aleación Ti11,08Mo.



Figura n° 3.15.- Microestructura de la aleación Ti11,84Mo.

3.4. Rugosidad

Una vez pulidas las probetas se toman valores de rugosidad media (Ra) en el rugosímetro SM-7. De acuerdo con la norma ISO 25178 se han realizado medidas en tres direcciones distintas, los valores medios son los siguientes:

Material	Ra(μm)
Titanio	0,095
Molibdeno	0,087

Tabla n° 3.4- Rugosidad media del material puro.

Material	Ra(μm)
Ti6,28Mo	0,158
Ti11,08Mo	0,100
Ti11,84Mo	0,145

Tabla n° 3.5.- Rugosidad media de las aleaciones sin tratamiento.

Material	Ra(μm)
Ti6,28Mo	0,115
Ti11,08Mo	0,110
Ti11,84Mo	0,159

Tabla n° 3.6.- Rugosidad media aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriados al agua.

Material	Ra(μm)
Ti6,28Mo	0,125
Ti11,08Mo	0,130
Ti11,84Mo	0,170

Tabla n° 3.7.- Rugosidad media aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriados al aire.

3.5. Durezas

Los ensayos de dureza se realizan con el durómetro LECO M400 G1 obteniendo los siguientes valores de la escala Vickers:

MUESTRA	FUERZA (N)	HV
Titanio	50	364
	100	325
	200	388
	300	301
Molibdeno	50	204
	100	252
	200	220
	300	243

Tabla n° 3.8.- Durezas del material puro.

MUESTRA	FUERZA (N)	HV
Ti6,28Mo	50	239
	100	281
	200	253
	300	306
Ti11,08Mo	50	303
	100	416
	200	383
	300	312
Ti11,84Mo	50	367
	100	360
	200	386
	300	354

Tabla n° 3.9.- Durezas de las aleaciones sin tratamiento.

MUESTRA	FUERZA (N)	HV
Ti6,28Mo	50	298
	100	319
	200	386
	300	317
Ti11,08Mo	50	412
	100	503
	200	422
	300	401
Ti11,84Mo	50	401
	100	473
	200	441
	300	373

Tabla n° 3.10.- Durezas de las aleaciones tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriados al agua.

MUESTRA	FUERZA (N)	HV
Ti6,28Mo	50	222
	100	272
	200	336
	300	305
Ti11,08Mo	50	386
	100	396
	200	382
	300	375
Ti11,84Mo	50	306
	100	306
	200	369
	300	335

Tabla n° 3.11.- Dureza de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriados al aire.

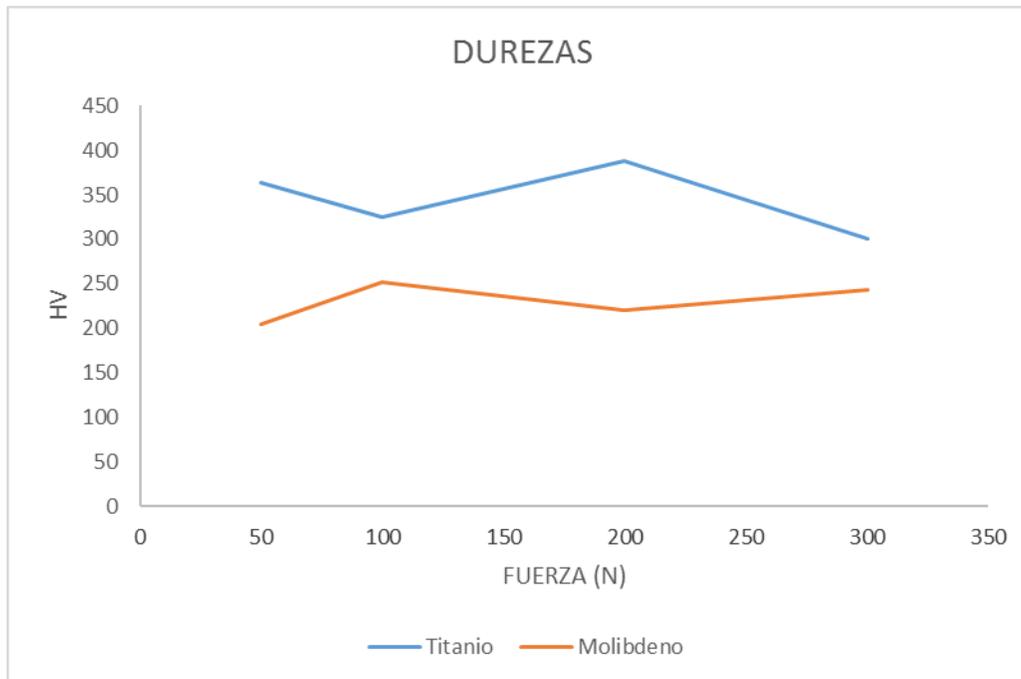


Gráfico n° 3.1.- Comparativo de durezas de los materiales puros.

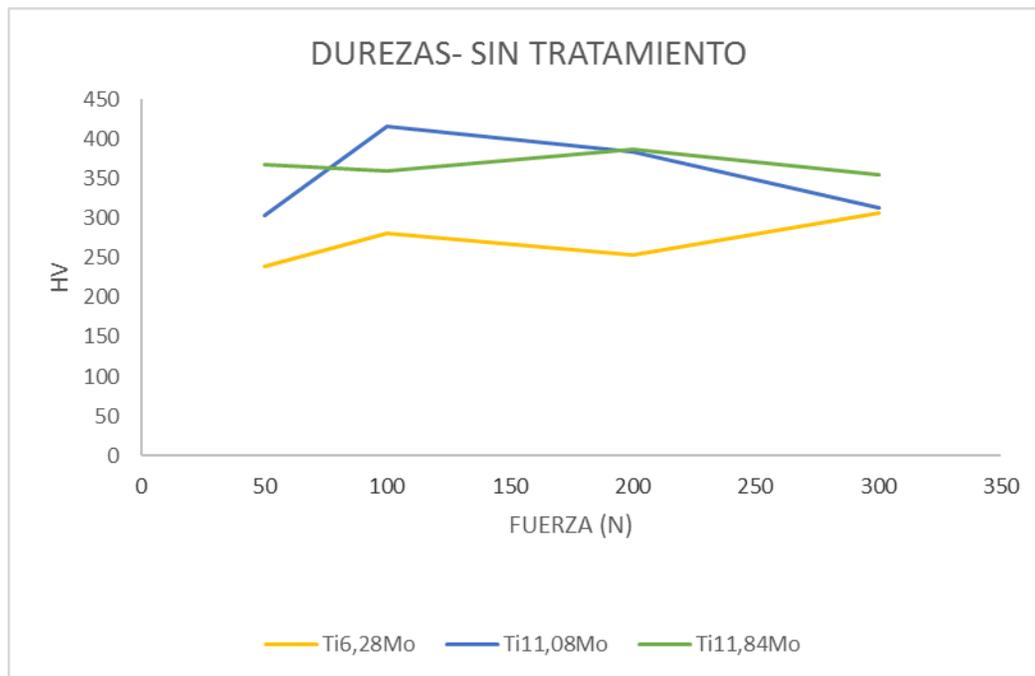


Gráfico n° 3.2.- Comparativo de durezas de los materiales sin tratamiento.

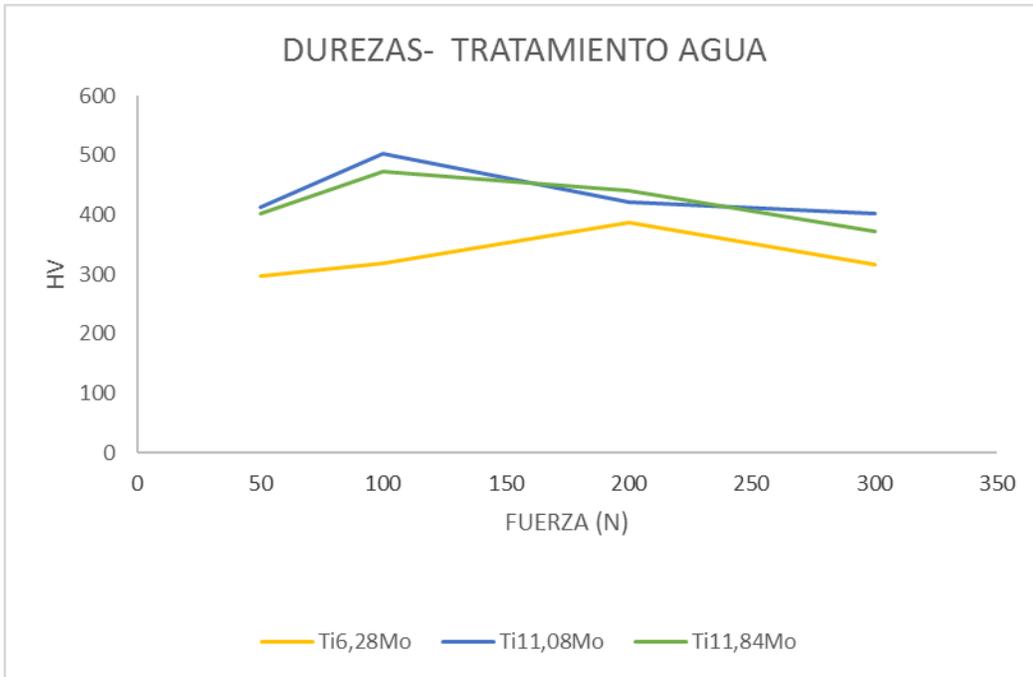


Gráfico n° 3.3.- Comparativo de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriados al agua.

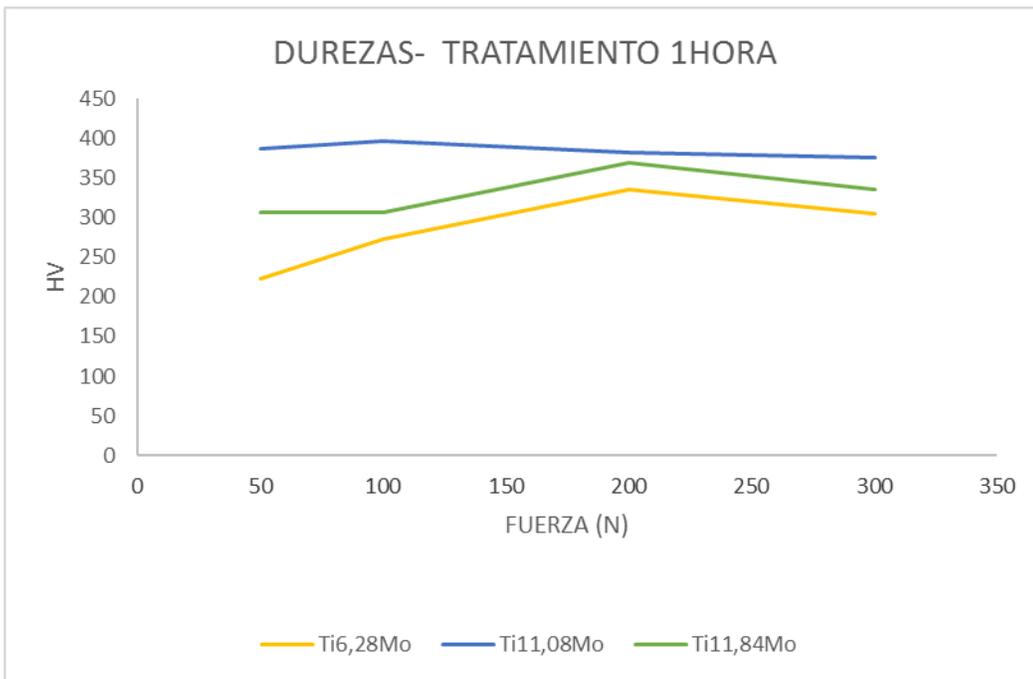


Gráfico n° 3.4.- Comparativo de las aleaciones con tratamiento térmico 950°C-1hora y enfriados al aire.

En estas gráficas podemos observar que en las aleaciones con tratamiento térmico 950°C- agua presentan mayores durezas que el resto de aleaciones y metales puros.

3.6. Bending test

Los ensayos de bending test se realizan con el equipo de DMA Q800. En este caso representaremos el módulo de almacenamiento, el módulo de pérdidas y la tangente Delta con respecto a la frecuencia de las muestras sin tratamiento.

Las condiciones del ensayo fueron las siguientes:

- Tamaño de las muestras: 20x1.97x0.97mm
- Gas de apoyo: aire
- Método empleado: barrido de frecuencias

El módulo de almacenamiento, es el componente elástico y está relacionado con la rigidez de la muestra, obteniendo mayor módulo en la muestra *Ti11,08Mo* como se puede ver en el siguiente gráfico, siendo del orden de 148GPa mientras que para las otras muestras es inferior a 116GPa.

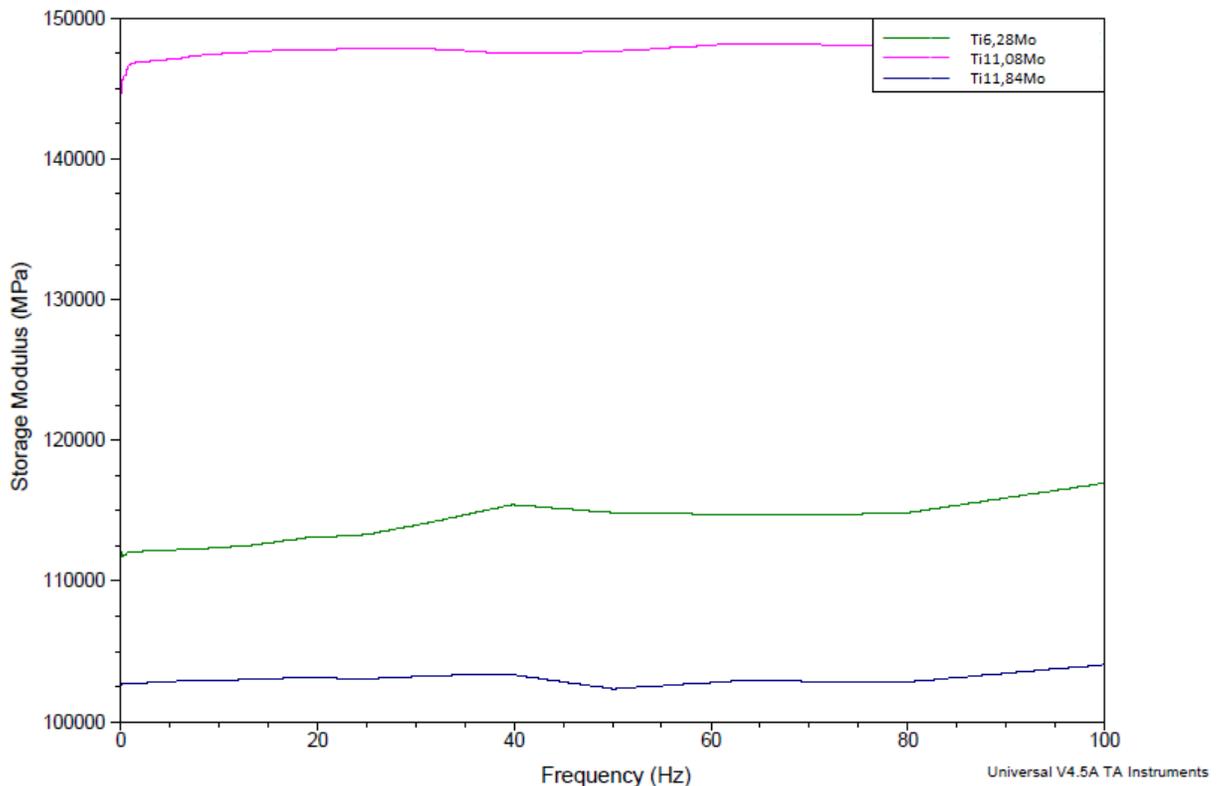


Gráfico n° 3.5.- Gráfica Módulo de almacenamiento-frecuencia de las aleaciones sin tratamiento térmico. *Ti6.28Mo; Ti11,08Mo; Ti11,84Mo.*

El Módulo de Pérdidas, es el componente viscoso y está relacionado con la capacidad de la muestra para disipar la energía mecánica a través del movimiento molecular, obteniendo módulos mayores y similares en la muestra *Ti11,08Mo* y *Ti6,28Mo* como se puede ver en el siguiente gráfico. Sin embargo, como se puede apreciar en la escala de ordenadas, los valores de este Módulo de Pérdidas son muy pequeños, menores de 3,5Gpa en comparación con el Módulo de Almacenamiento de la figura anterior.

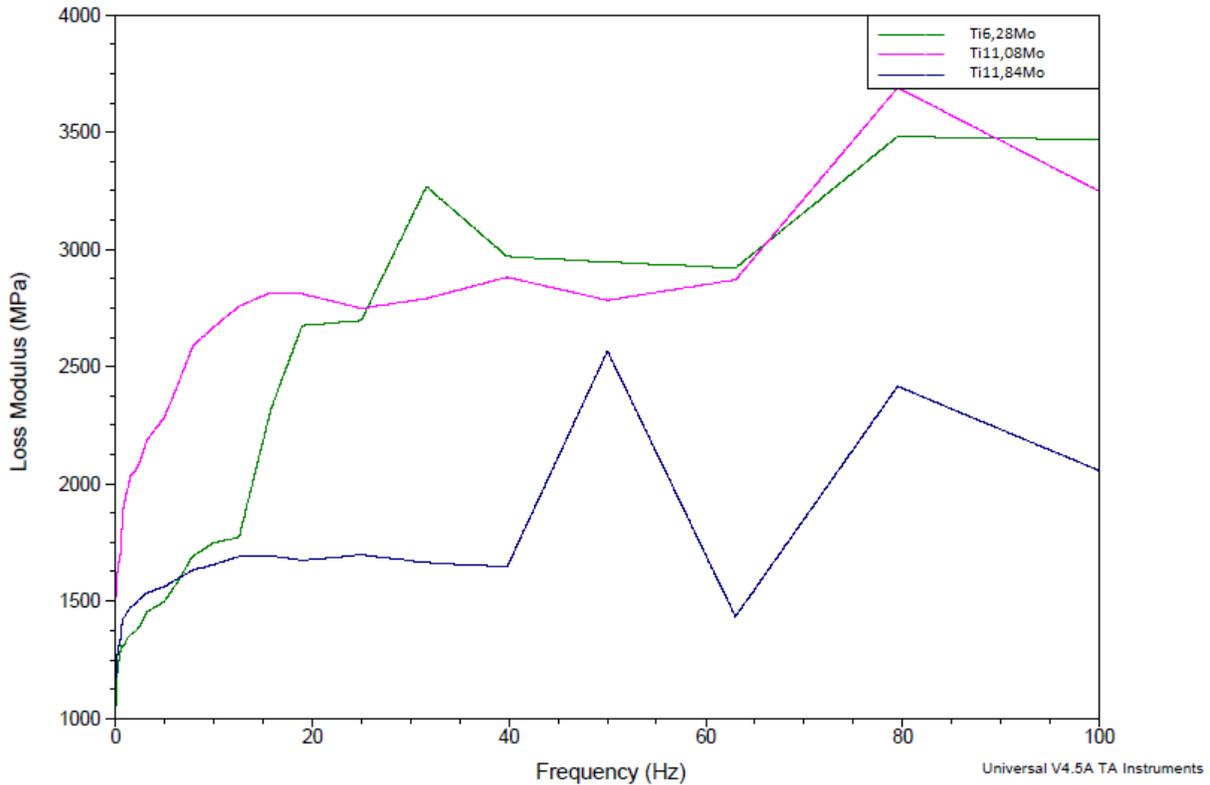


Gráfico n° 3.6.- Gráfica Módulo de pérdidas-frecuencia de las aleaciones sin tratamiento térmico. Ti6,28Mo; Ti11,08Mo;Ti11,84Mo.

La tangente de la diferencia de fases, o $\tan \delta$, es otro parámetro común que proporciona información sobre el intercambio entre el componente elástico y el inelástico, obteniendo mayores valores con respecto a la frecuencia para la muestra con menor contenido en Molibdeno.

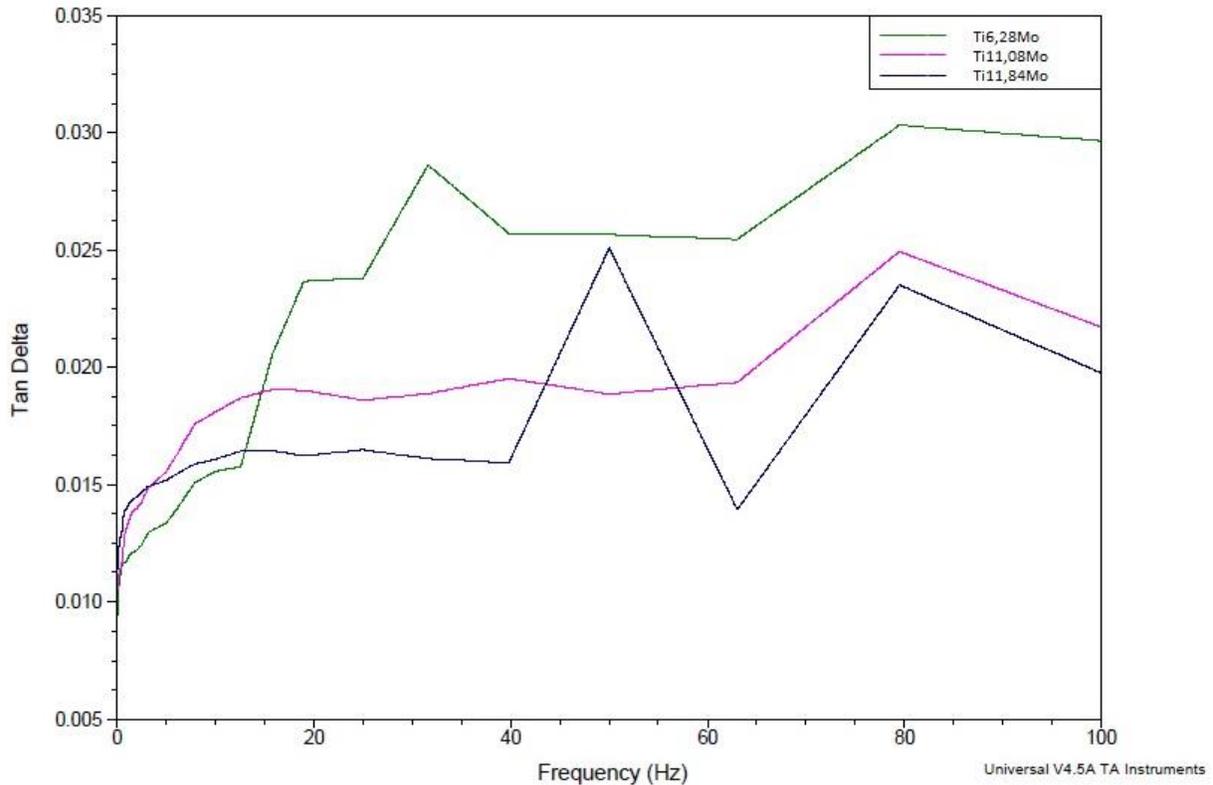


Gráfico n° 3.7.- Gráfica Tangente delta-frecuencia de las aleaciones sin tratamiento térmico.
Ti6,28Mo; Ti11,08Mo; Ti11,84Mo.

3.7. Difracción de Rayos X

Estos ensayos se realizaron con el difractómetro de Rayos X y sólo para las muestras sin tratamiento.

En este ensayo se confirma lo determinado mediante la microscopía óptica respecto a la distribución de zonas α y β y lo obtenido por *W.F.Ho et al.* [19] donde indica que la estructura cristalina y la morfología de las aleaciones son sensibles al contenido de Molibdeno. La estructura β metaestable aparece por encima de un 10% de su contenido.

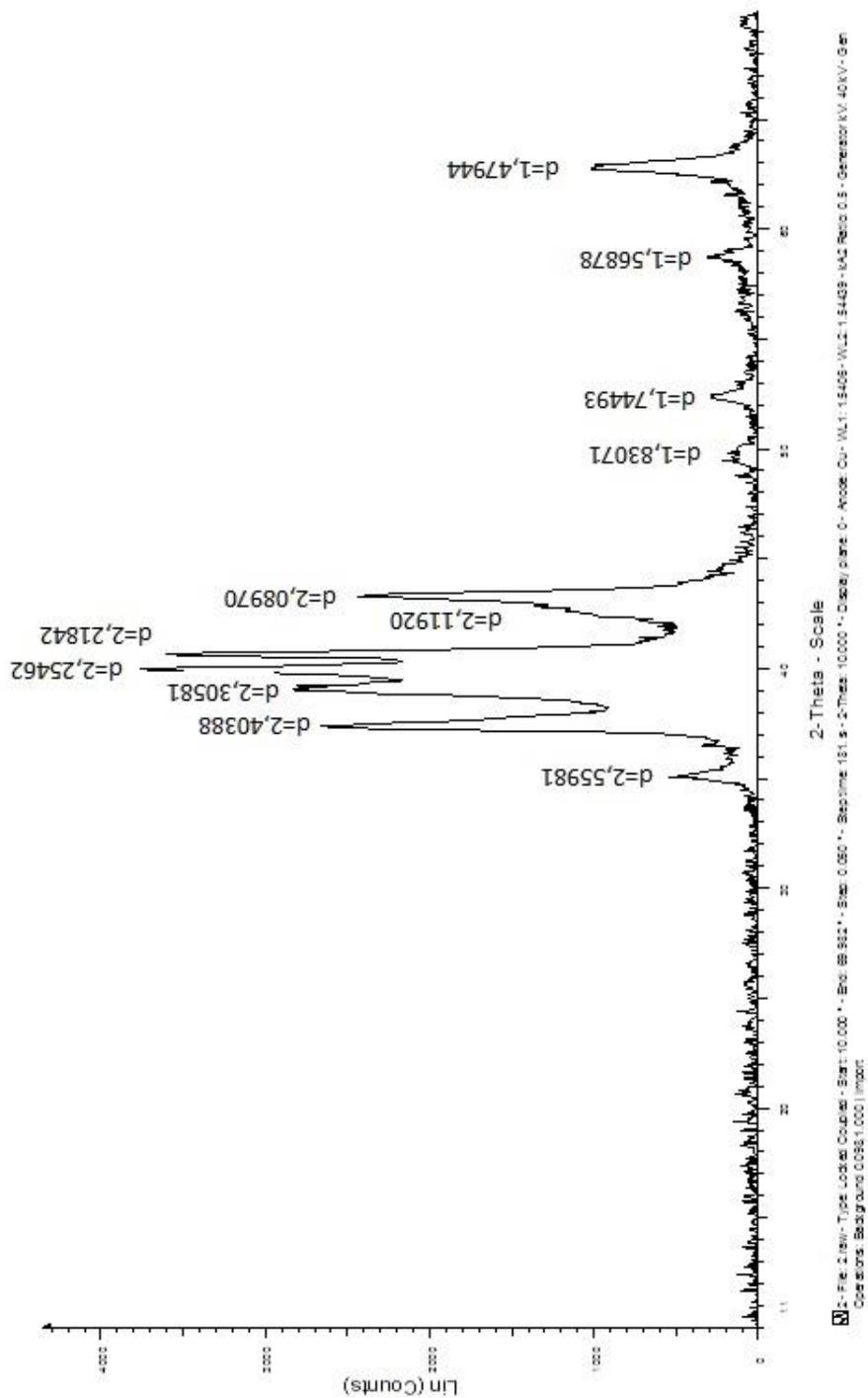


Gráfico nº 3.8.- Difracción de Rayos X para la muestra Ti_{6,28}Mo.

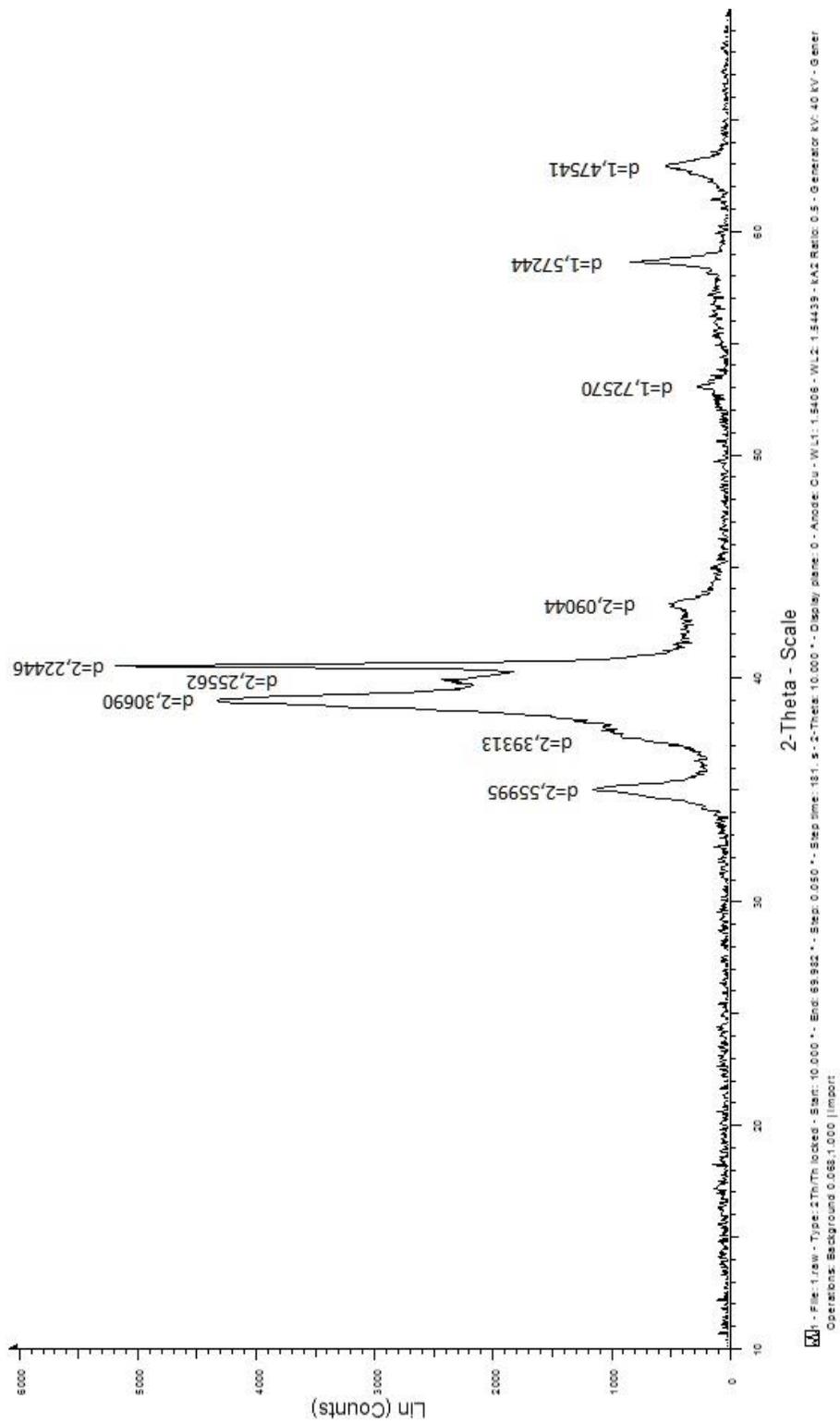


Gráfico n° 3.9.- Difracción de Rayos X para la muestra Ti11,08Mo.

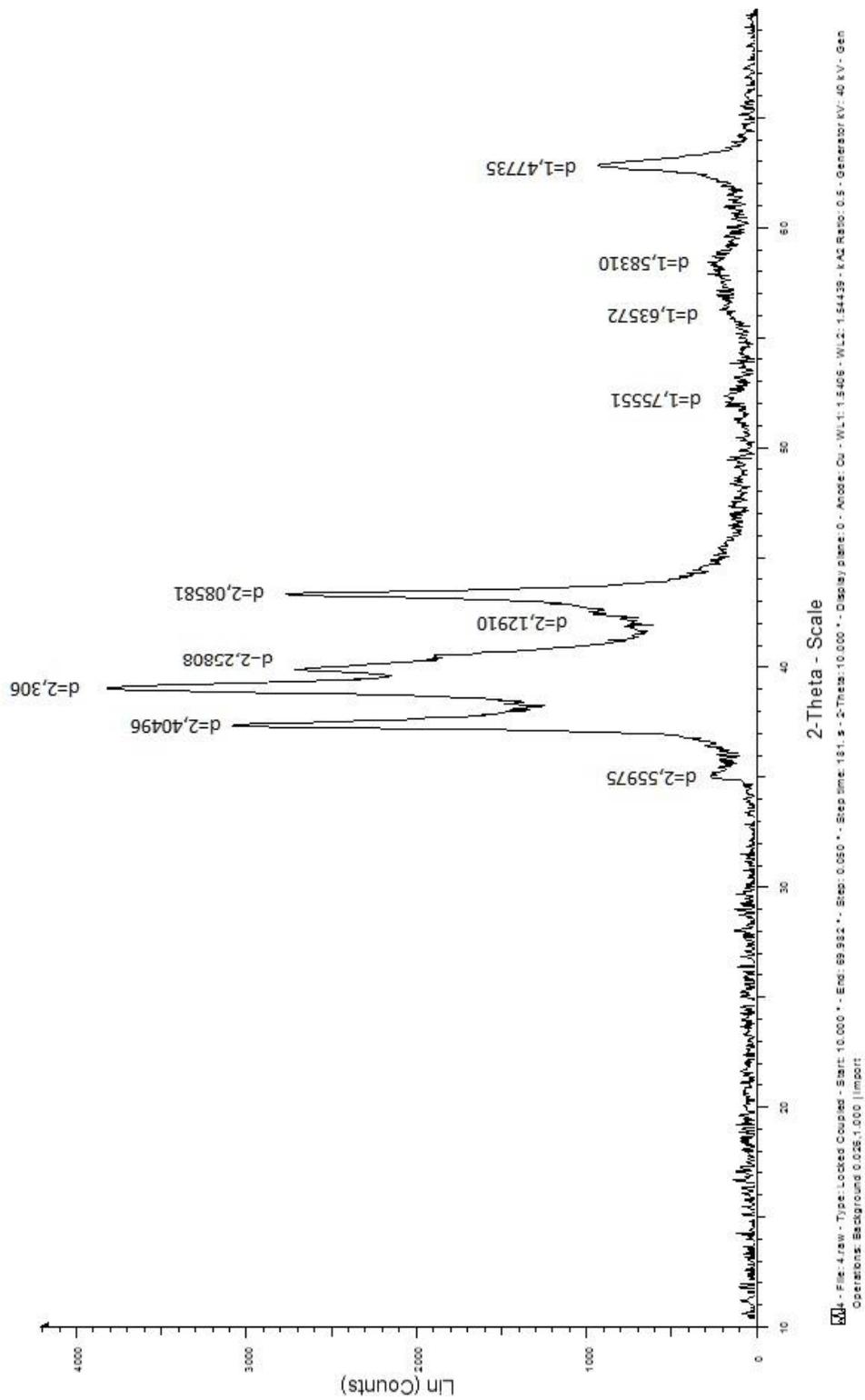


Gráfico n° 3.10.- Difracción de Rayos X para la muestra Ti_{11,84}Mo.

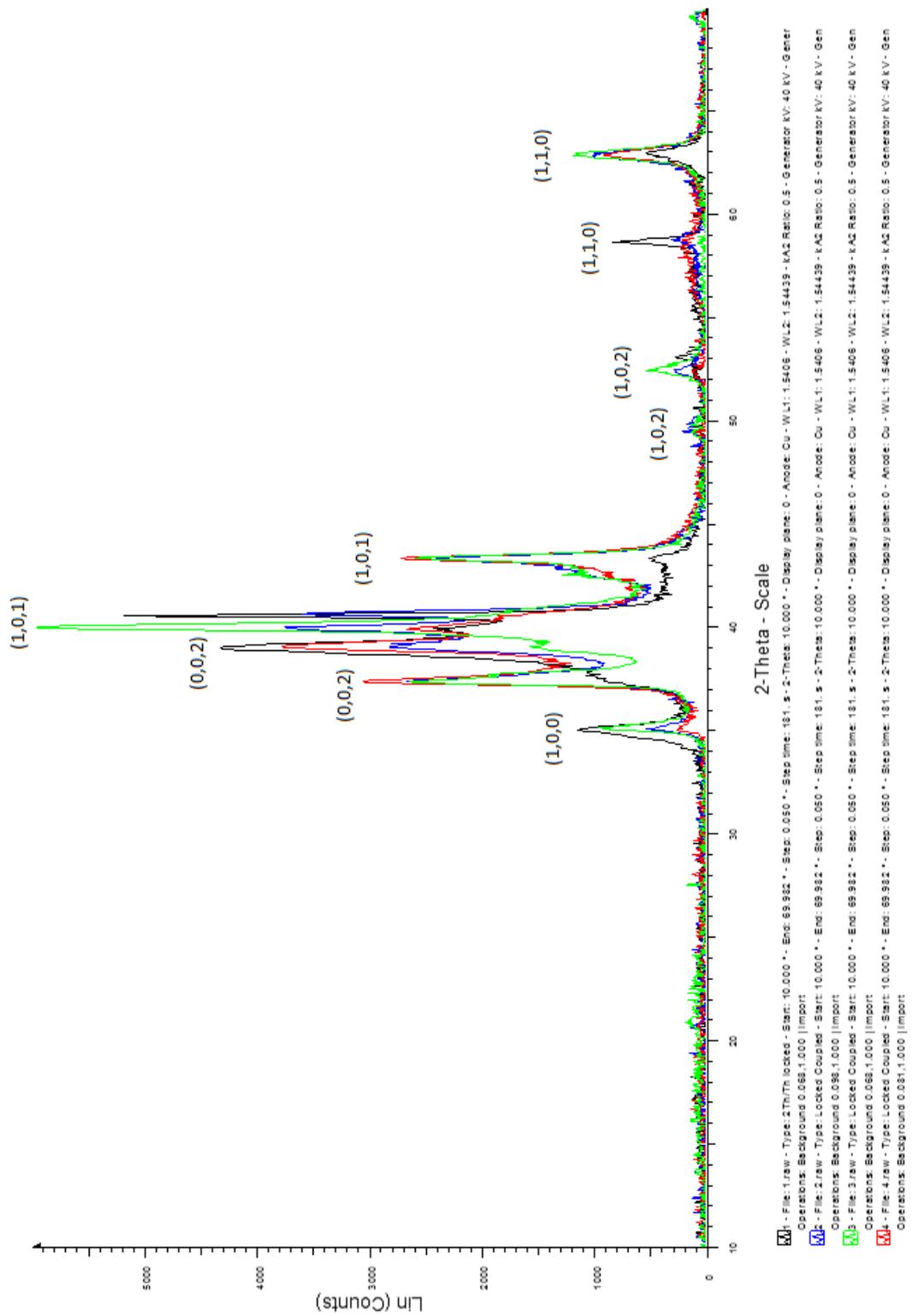


Gráfico n° 3.11.- Difracción de Rayos X para la muestras. Índices de Miller.

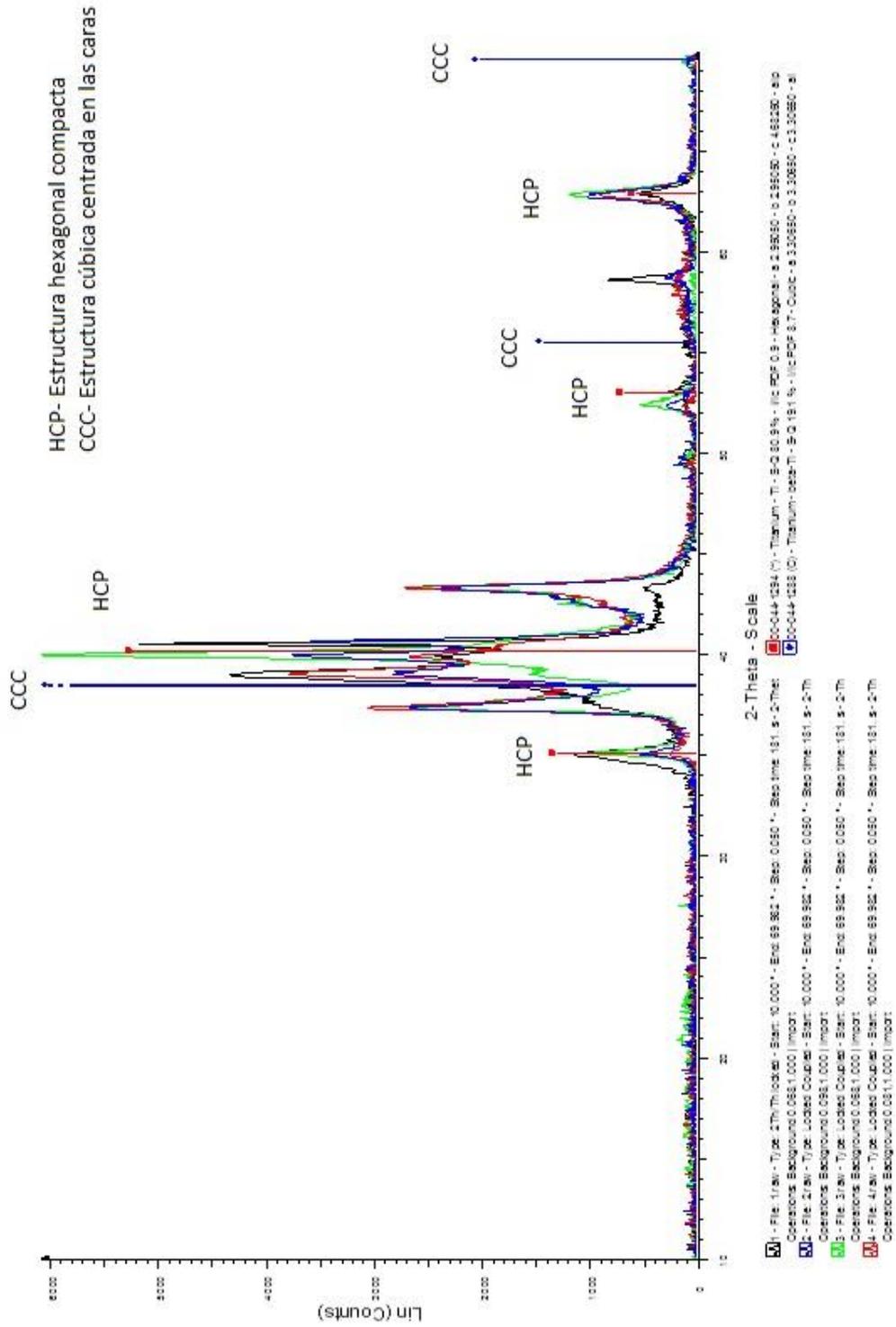


Gráfico nº 3.12.- Difracción de Rayos X para la muestras con patrones para el Ti.

3.8. Ensayos de fricción y desgaste

Para la realización de los ensayos de fricción y desgaste se sitúa la probeta en el tribómetro previamente calibrado. A continuación se extienden 0,5ml de suero fisiológico sobre la probeta y se da comienzo al ensayo.

Estos ensayos se han realizado a temperatura ambiente y con carga constante. Los parámetros del mismo son los siguientes:

- Carga aplicada: 1N
- Distancia del ensayo: 250m
- Velocidad: 238,73rpm
- Diámetro del punzón: 2mm rubí
- Radio de giro: 3mm

IV. Discusión de resultados

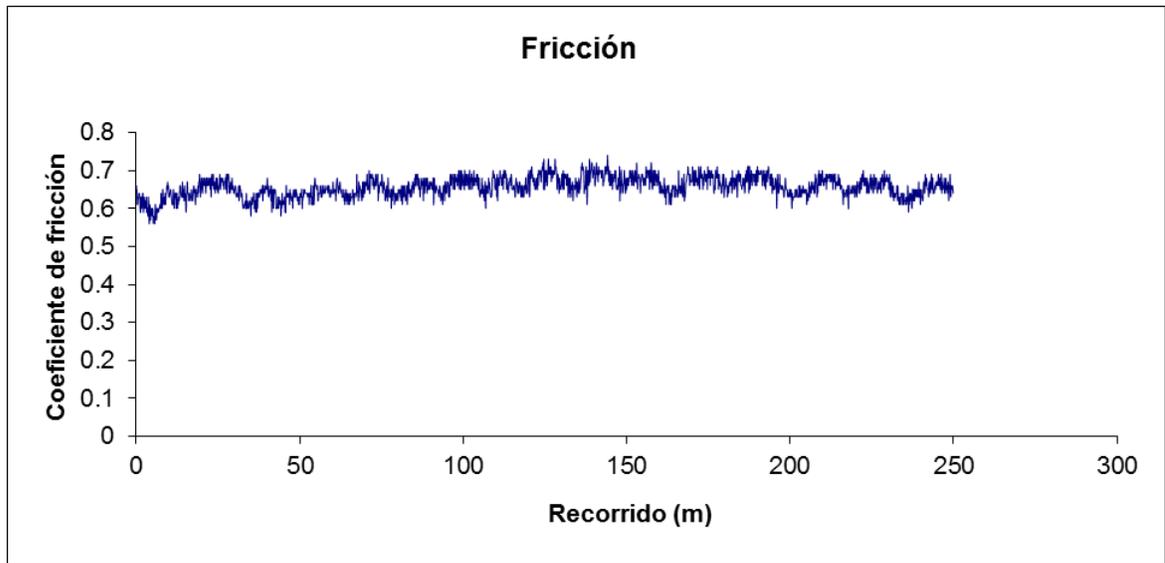
1. Ensayos de desgaste lubricados con suero fisiológico

1.1. Coeficientes de fricción de los metales puros

1.1.1. Titanio

Evolución del coeficiente de fricción

La gráfica 4.1 muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto titanio-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.1.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto rubí-titanio lubricado con suero fisiológico.

Como se puede ver el suero fisiológico proporciona un coeficiente de fricción a lo largo de todo el ensayo próximo a 0,65, manteniéndose este a lo largo de todo el recorrido del ensayo.

Coeficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica 4.1, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA
MEDIA	0,656

Tabla 4.1.- Datos de fricción.

Desgaste de la probeta de titanio

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm ³)	Desviación	Factor de desgaste (mm ³ /N·m)	Factor de desgaste (mm ³ /m)
Titanio	0,663	7,86E-02	3,15E-02	3,14E-04	3,14E-04

Tabla 4.2.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Titanio.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de titanio se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

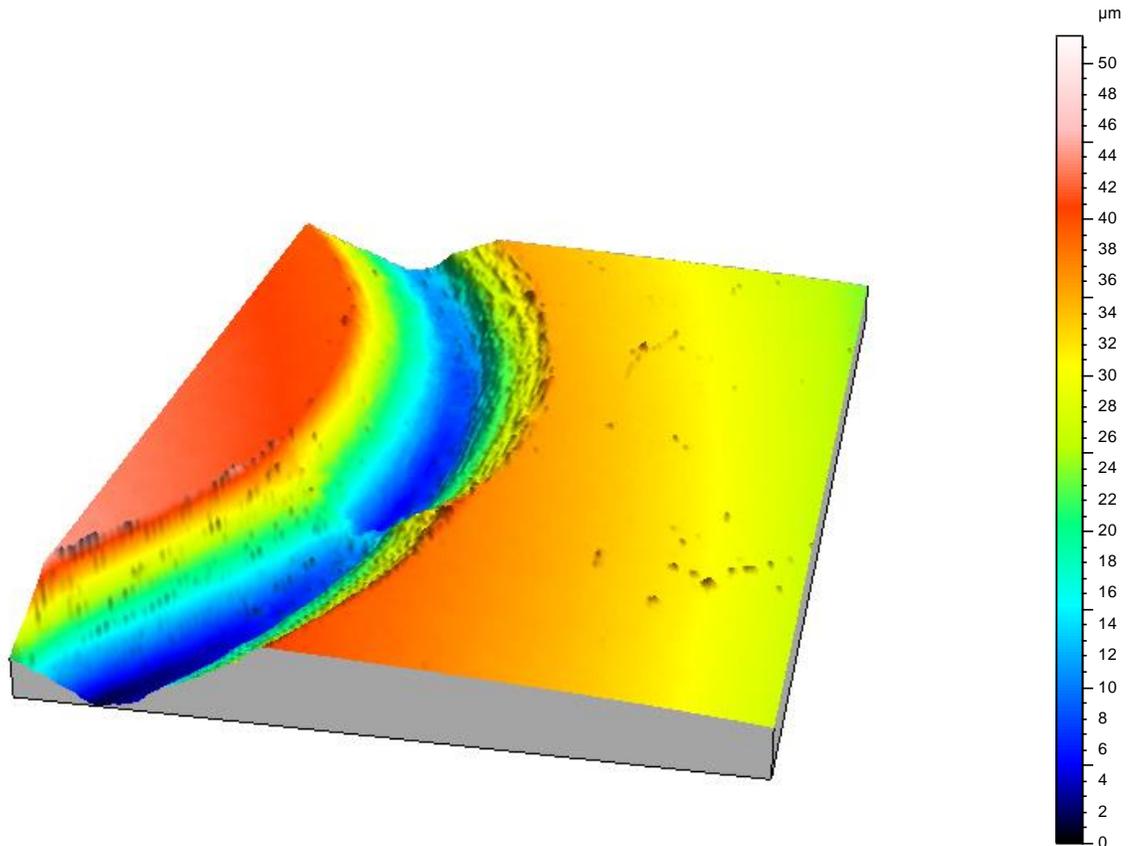


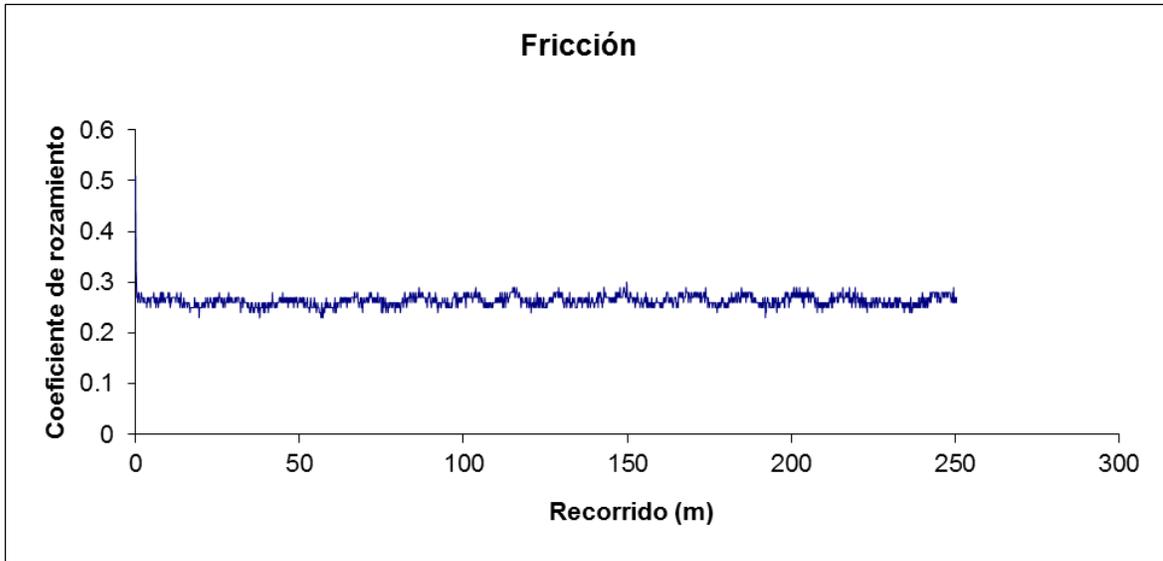
Figura 4.1.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de titanio tras el ensayo lubricado con suero fisiológico.

La figura 4.1 muestra el surco dejado por la bola de rubí, uniforme y sin acumulación significativa de material en los bordes de la misma.

1.1.2. Molibdeno

Evolución del coeficiente de fricción

La gráfica 4.2 muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto molibdeno-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.2.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coeficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica 4.2, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA
MEDIA	0,264

Tabla 4.3.- Datos de fricción.

Desgaste de la probeta de molibdeno

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm ³)	Desviación	Factor de desgaste (mm ³ /N·m)	Factor de desgaste (mm ³ /m)
Molibdeno	0,137	6,03E-05	4,09E-05	2,41E-07	2,41E-07

Tabla 4.4.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Molibdeno.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de molibdeno se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

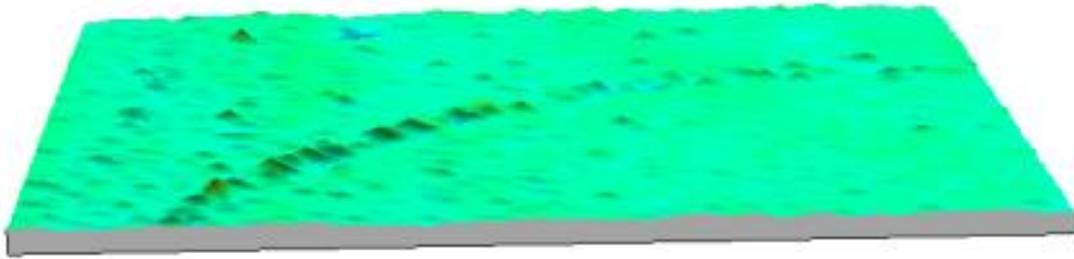


Figura 4.2.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de molibdeno tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

La figura 4.2 muestra el surco dejado por la bola de rubí, con valores de volumen de desgaste muy inferiores a los del Titanio.

Para comprobar el surco realizado por la bola de titanio se miden las áreas interiores y exteriores de la muestra obteniendo el siguiente valor medio:

	ÁREA EXTERIOR (mm ²)	ÁREA INTERIOR (mm ²)
MEDIA	6,59E-03	6,19E-03
DESVIACIÓN	1,12E-03	4,38E-04

Tabla 4.5.- Valores medios de área interior y exterior de la probeta de Molibdeno.

En este caso la diferencia de áreas (exterior menos interior) es positiva con lo que indica que el área del material arrancado es mayor que la del surco.

También se miden las rugosidades dentro y fuera de la huella obteniendo valores superiores de rugosidad dentro de la huella.

	Ra (µm)	Rt (µm)
FUERA DE LA HUELLA	0,0484	0,5358
DENTRO DE LA HUELLA	0,1860	1,5033

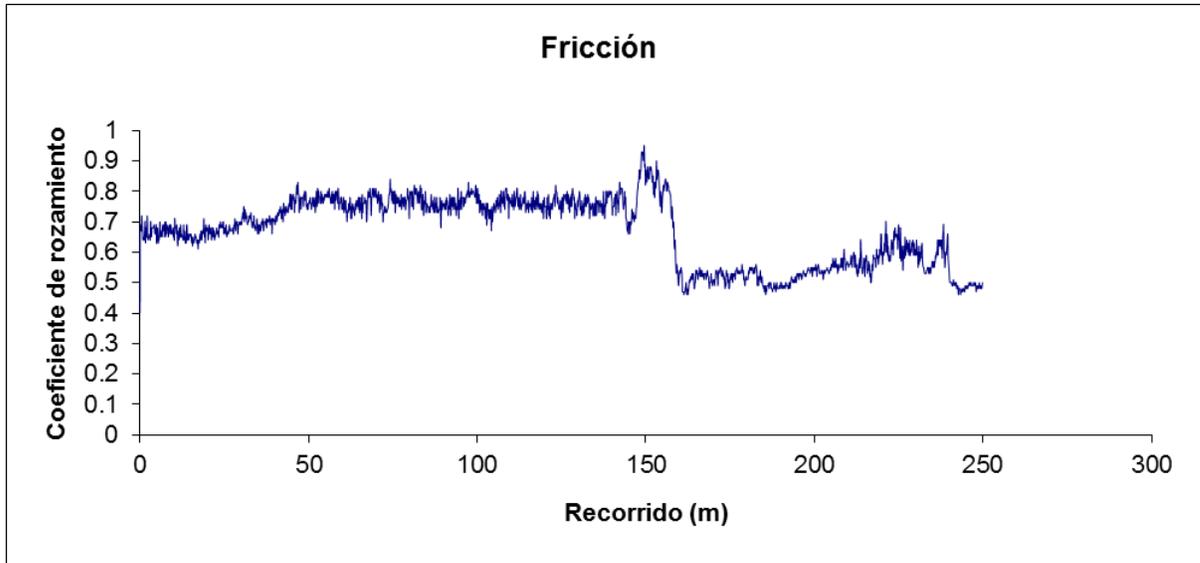
Tabla 4.6.- Valores de rugosidad dentro y fuera de la huella.

1.2. Coeficientes de fricción de las aleaciones sin tratamiento

1.2.1. Ti6,28Mo

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.3.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coefficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-158,72m)	FRICCIÓN MEDIA (158,73-250m)
MEDIA	0,743	0,54

Tabla 4.7.- Datos de fricción.

La transición se realiza a los 158,72m en la que la fricción media baja significativamente debido a la posible formación de óxidos de titanio producida por la interacción del suero fisiológico.

Desgaste de la probeta de Ti6,28Mo

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm³)	Desviación	Factor de desgaste (mm³/N·m)	Factor de desgaste (mm³/m)
Ti6,28Mo	0,715	1,02E-01	5.38E-02	4,08E-04	4,08E-04

Tabla 4.8.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti6,28Mo.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti6,28Mo se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

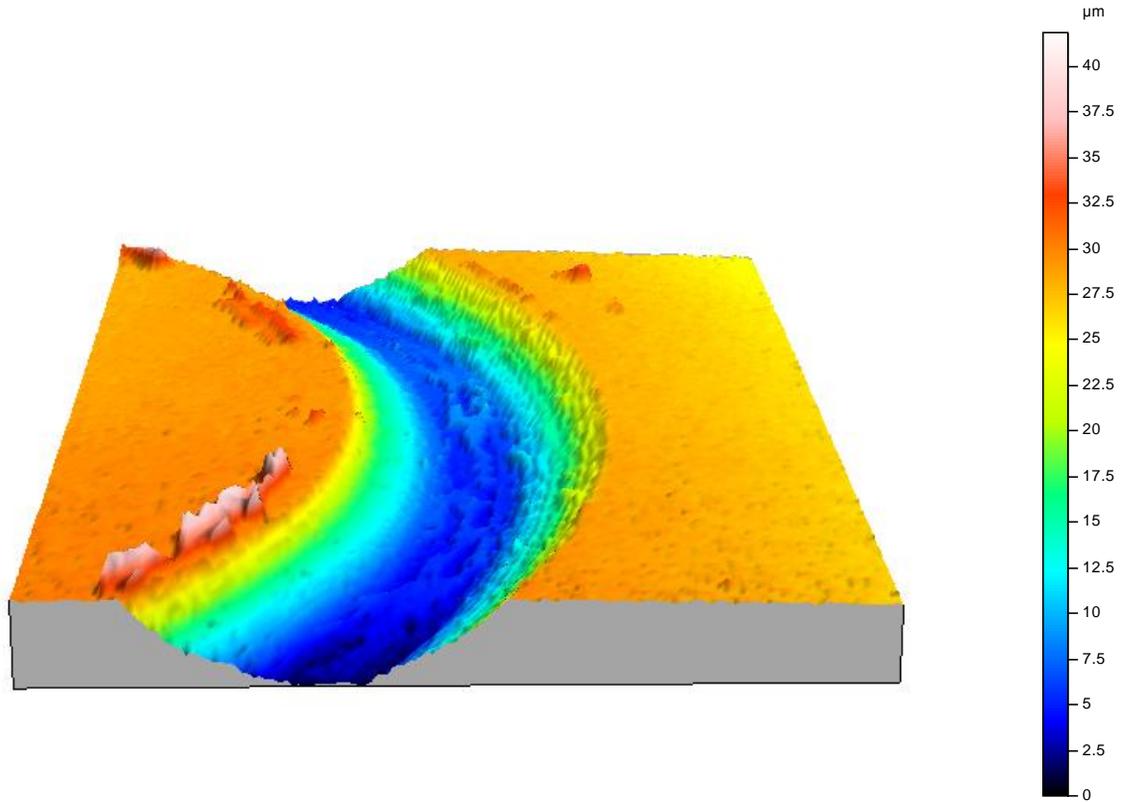


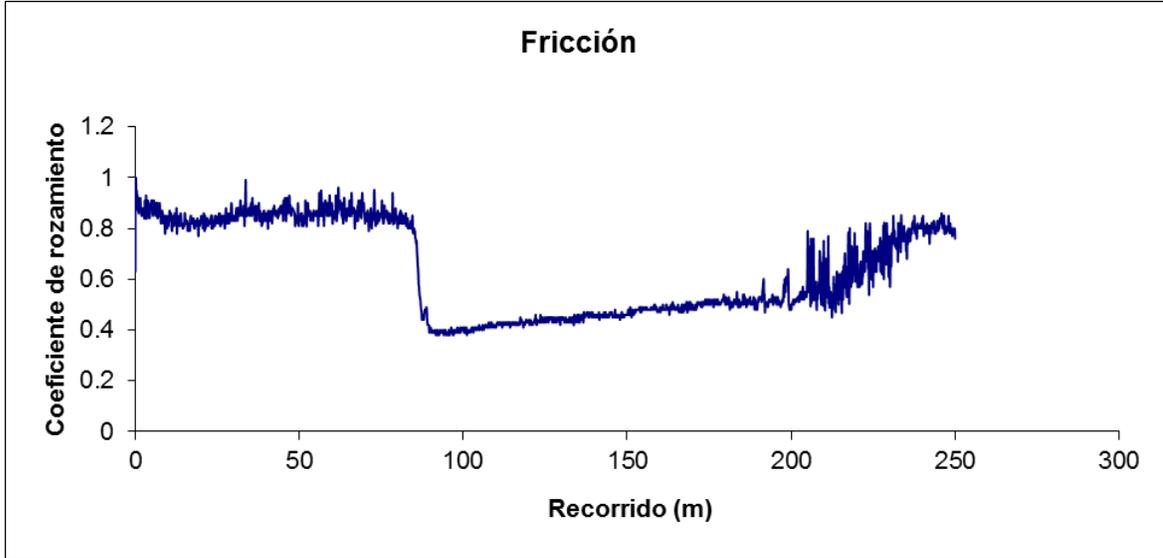
Figura 4.3.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti6,28Mo tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

La figura 4.3 muestra el surco dejado por la bola de rubí, con algo de material acumulado en los bordes de la misma.

1.2.2. Ti11,08Mo

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.4.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coefficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-86,27m)	FRICCIÓN MEDIA (86,28-250m)
MEDIA	0,851	0,457

Tabla 4.9.- Datos de fricción.

La transición se realiza a los 86,27m en la que la fricción media baja significativamente debido a la formación de óxidos de titanio producida por la interacción del suero fisiológico.

Desgaste de la probeta de Ti11,08Mo

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm³)	Desviación	Factor de desgaste (mm³/N·m)	Factor de desgaste (mm³/m)
Ti11,08Mo	0,673	1,65E-01	1,79E-02	6,59E-04	6,59E-04

Tabla 4.10.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti11,08Mo.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti11,08Mo se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

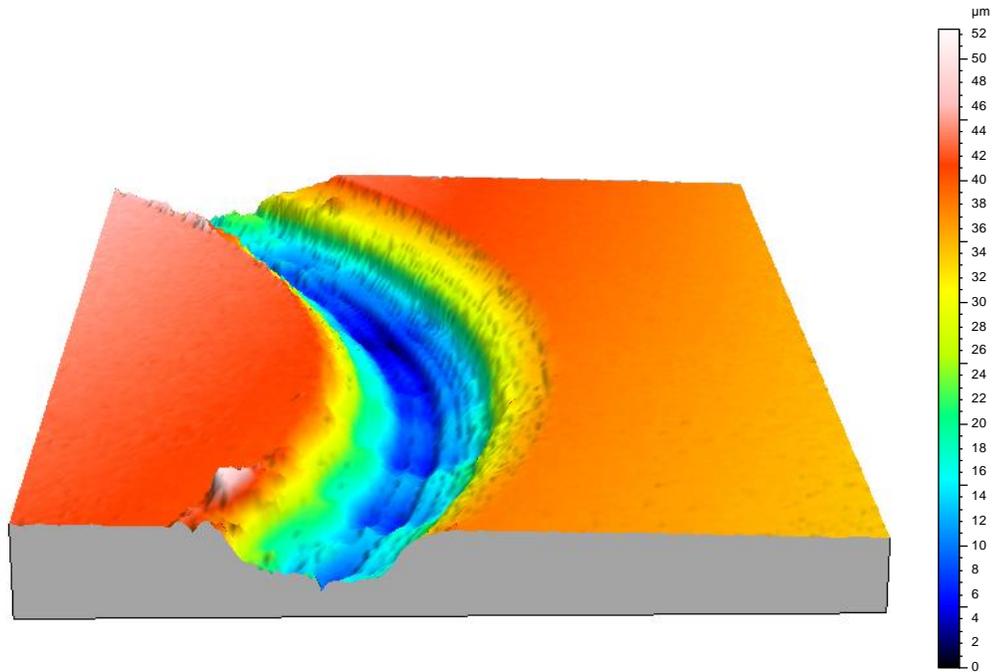
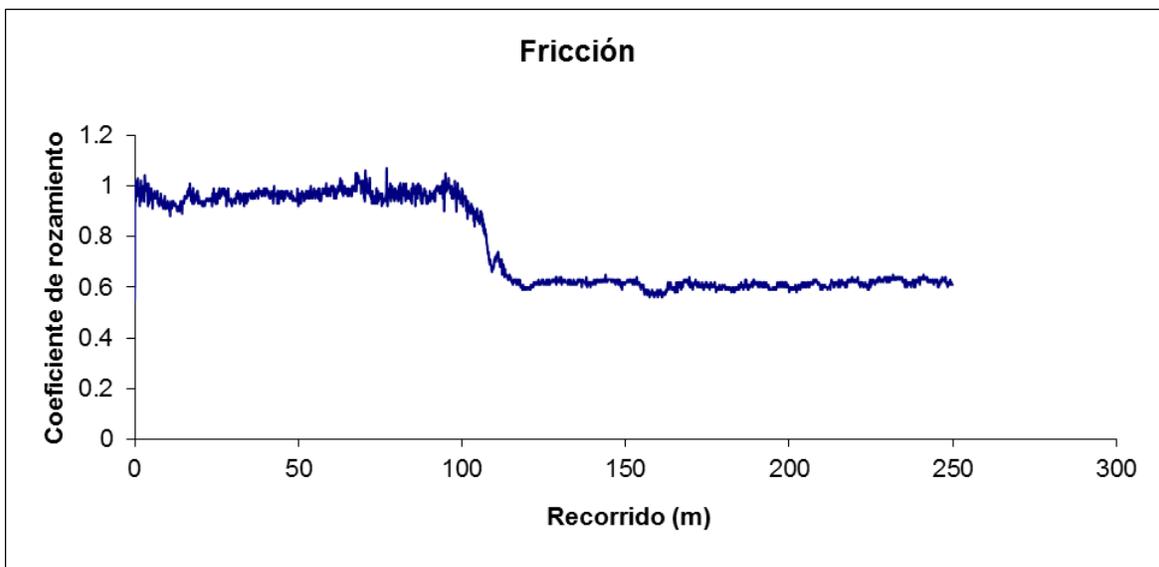


Figura 4.4.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti11,08Mo tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.2.3. Ti11,84Mo

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.5.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coeficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-107,63m)	FRICCIÓN MEDIA (107,64-250m)
MEDIA	0,958	0,616

Tabla 4.11.- Datos de fricción.

La transición se realiza a los 107,63m en la que la fricción media baja significativamente debido a la formación de óxidos de titanio producida por la interacción del suero fisiológico.

Desgaste de la probeta de Ti11,84Mo

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm³)	Desviación	Factor de desgaste (mm³/N·m)	Factor de desgaste (mm³/m)
Ti11,84Mo	0,611	6,18E-02	8,91E-03	2,47E-04	2,47E-04

Tabla 4.12.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti11,84Mo.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti11,84Mo se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

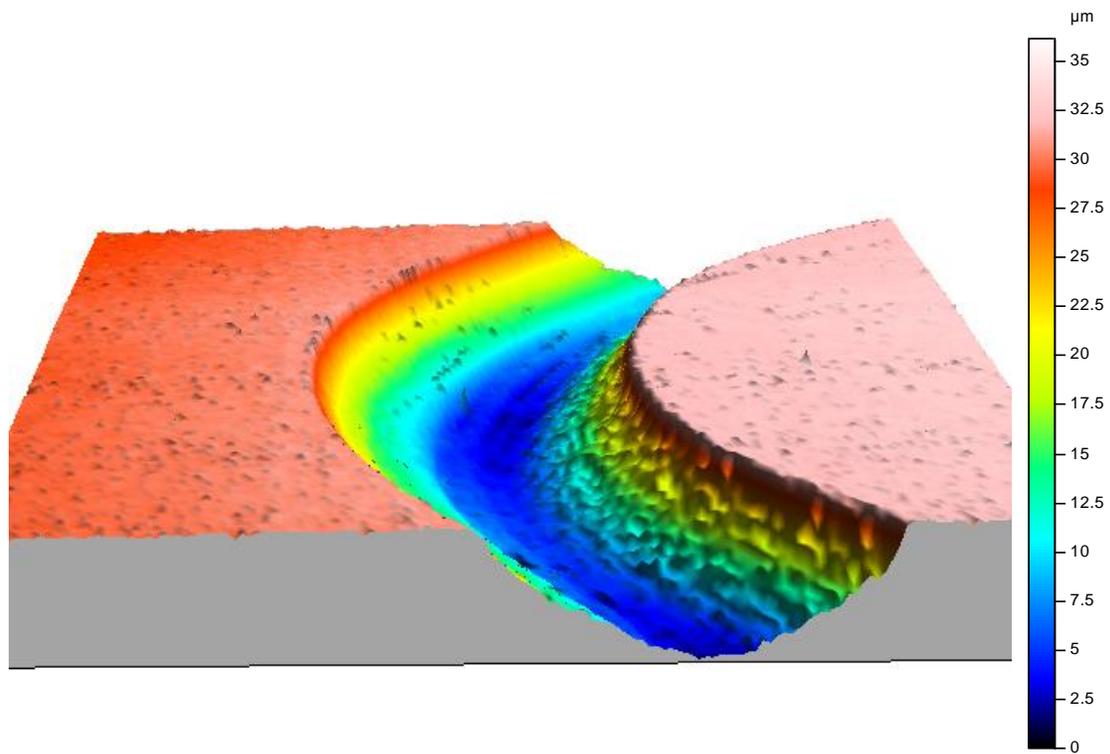


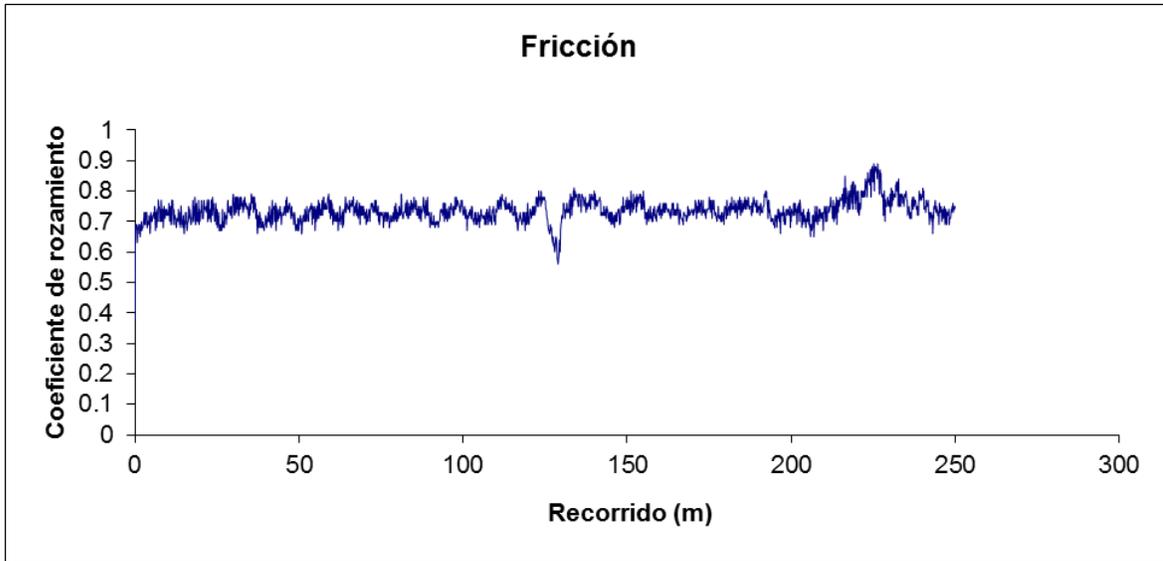
Figura 4.5.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti11,84Mo tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.3. Coeficientes de fricción de las aleaciones enfriadas al agua

1.3.1. Ti6,28Mo_agua

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.6.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coefficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA
MEDIA	0,735

Tabla 4.13.- Datos de fricción.

Desgaste de la probeta de Ti6,28Mo agua

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm³)	Desviación	Factor de desgaste (mm³/N·m)	Factor de desgaste (mm³/m)
Ti6,28Mo_agua	0,643	2,71E-01	1,45E-01	8,69E-04	8,69E-04

Tabla 4.14.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti6,28Mo_agua.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti6,28Mo_agua se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

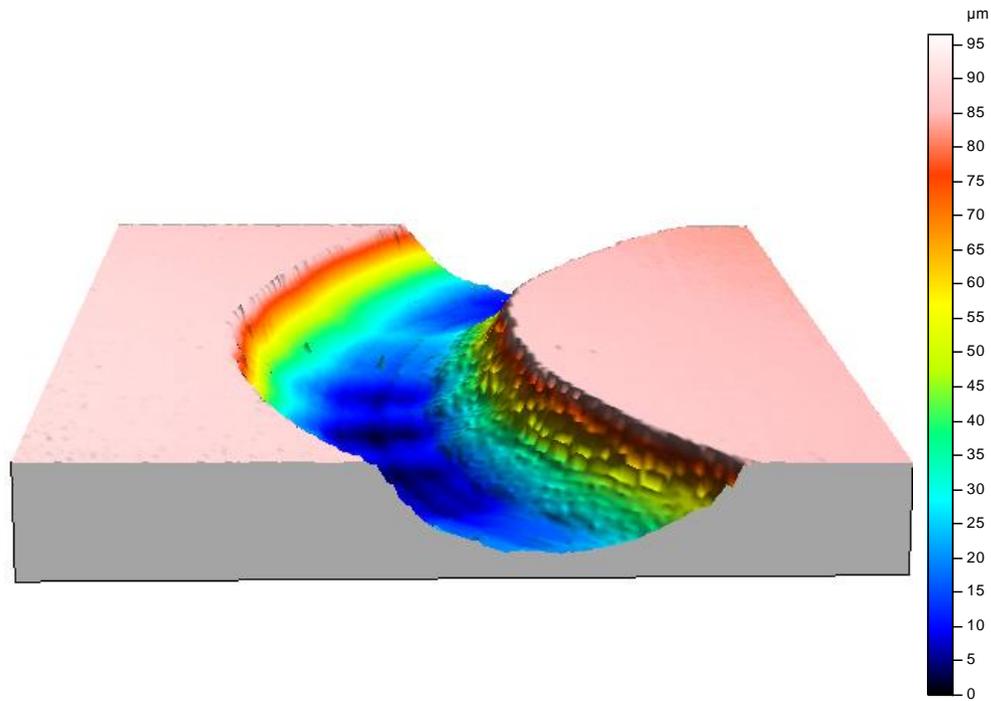
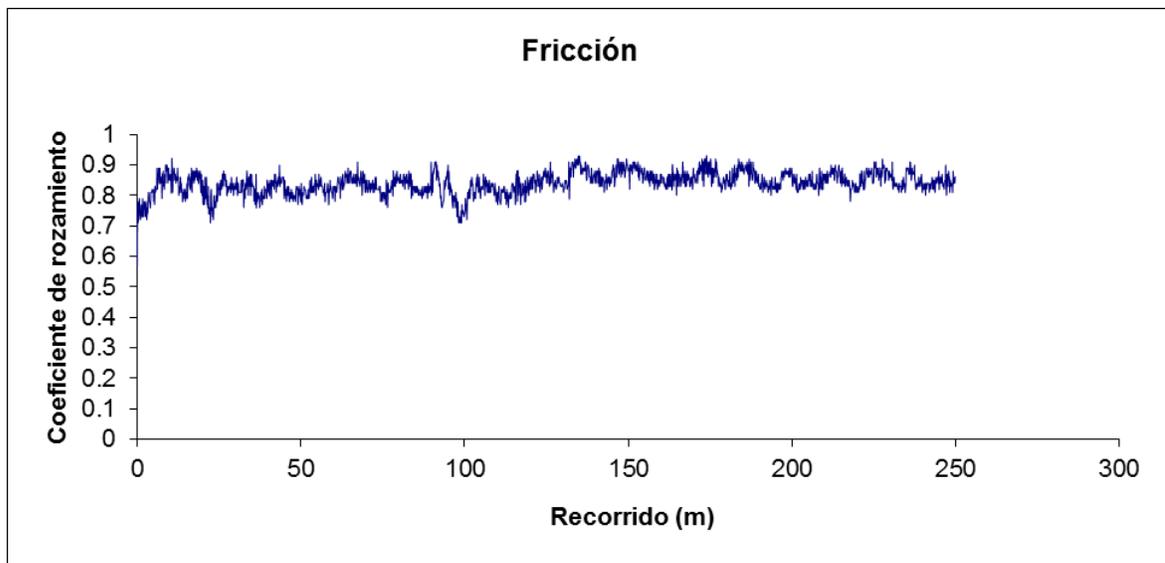


Figura 4.6.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti6,28Mo_agua tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.3.2. Ti11,08Mo_agua

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.7.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coeficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA
MEDIA	0,735

Tabla 4.15.- Datos de fricción.

Desgaste de la probeta de Ti11,08Mo agua

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm ³)	Desviación	Factor de desgaste (mm ³ /N·m)	Factor de desgaste (mm ³ /m)
Ti11,08Mo_agua	0,689	1,42E-01	3,97E-02	5,68E-04	5,68E-04

Tabla 4.16.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti11,08Mo_agua.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti11,08Mo_agua se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

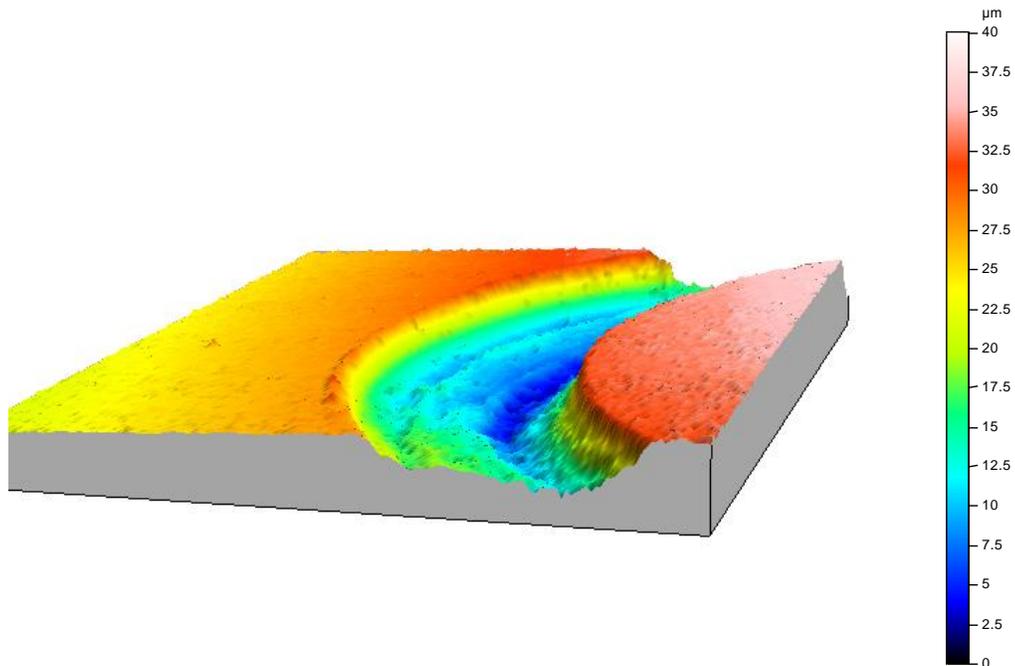
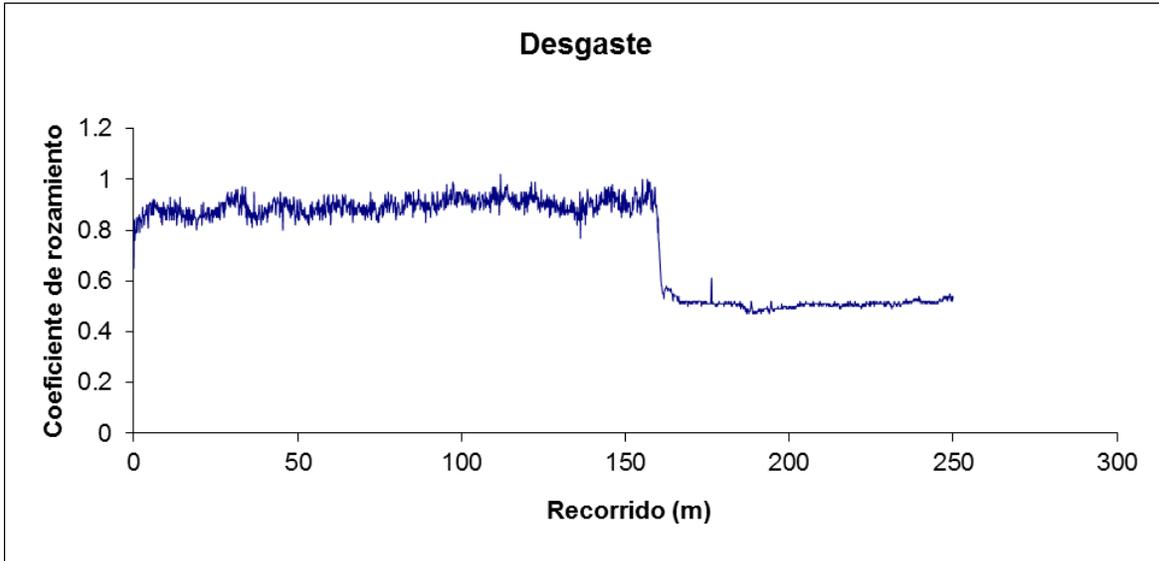


Figura 4.7.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti11,08Mo_agua tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.3.3. Ti11,84Mo_agua

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.8.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coefficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-160,35m)	FRICCIÓN MEDIA (160,36-250m)
MEDIA	0,894	0,511

Tabla 4.17.- Datos de fricción.

La transición se realiza a los 160,35m en la que la fricción media baja significativamente debido a la formación de óxidos de titanio producida por la interacción del suero fisiológico.

Desgaste de la probeta de Ti11,84Mo_agua

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm ³)	Desviación	Factor de desgaste (mm ³ /N·m)	Factor de desgaste (mm ³ /m)
Ti11,84Mo_agua	0,698	1,64E-01	9,91E-02	6,55E-04	6,55E-04

Tabla 4.18.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti11,84Mo_agua.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti11,84Mo_agua se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

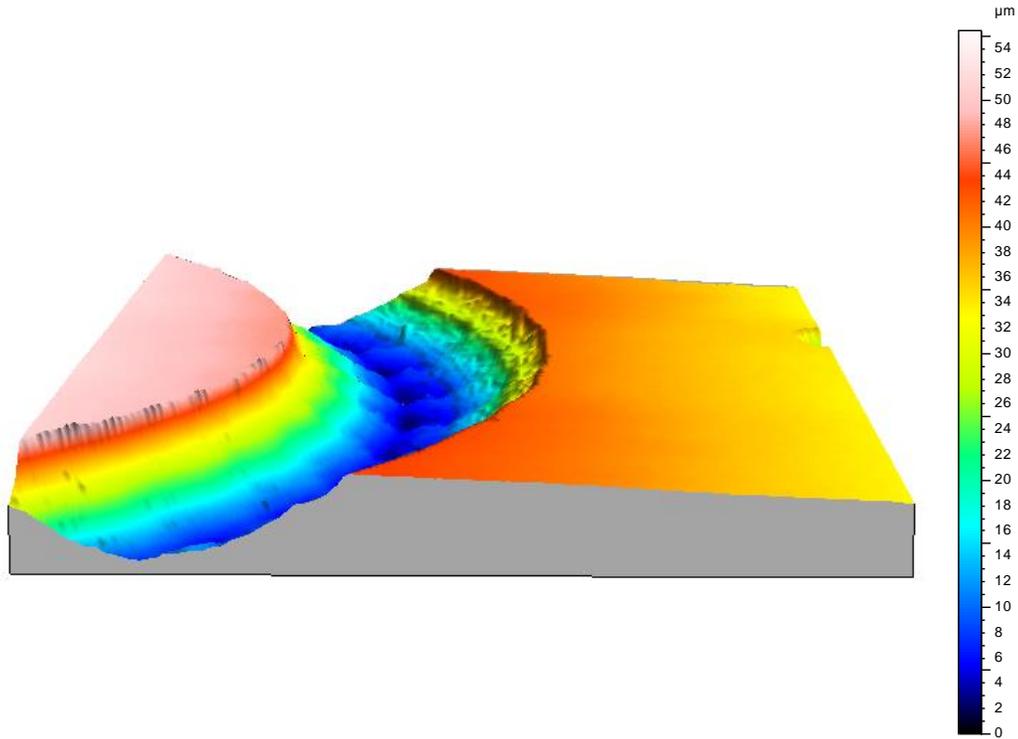


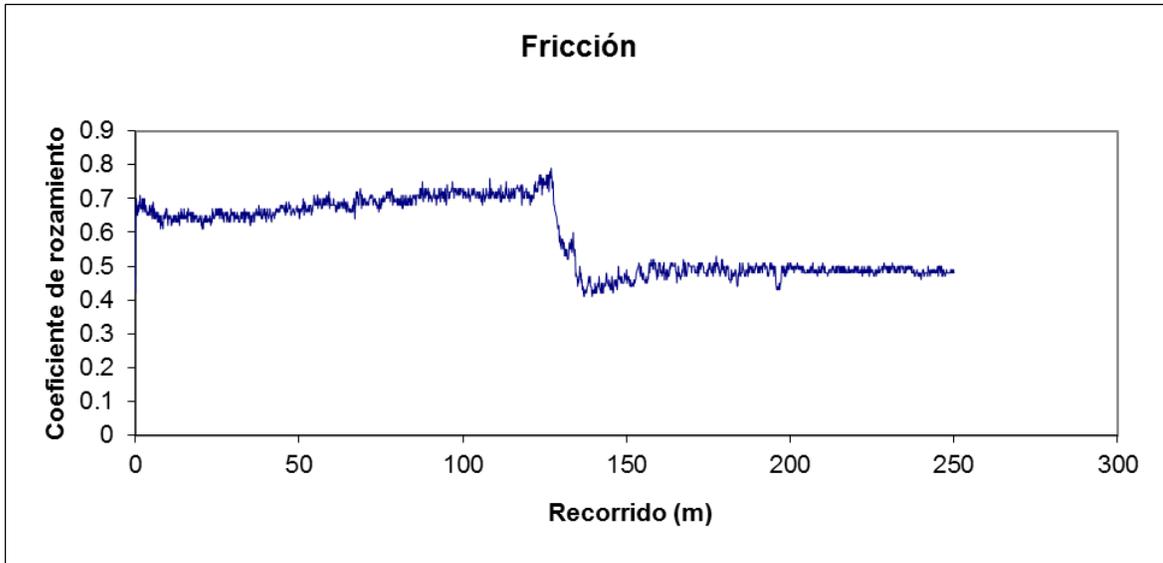
Figura 4.8.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti11,84Mo_agua tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.4. Coeficientes de fricción de las aleaciones enfriadas al aire

1.4.1. Ti6,28Mo_1hora

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.9.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coeficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-133,72m)	FRICCIÓN MEDIA (133,73-250m)
MEDIA	0,679	0,481

Tabla 4.19.- Datos de fricción.

Desgaste de la probeta de Ti6,28Mo_1hora

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm³)	Desviación	Factor de desgaste (mm³/N·m)	Factor de desgaste (mm³/m)
Ti6,28Mo_1hora	0,550	4,01E-02	6,29E-03	1,60E-04	1,60E-04

Tabla 4.20.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti6,28Mo_1hora.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti6,28Mo_1hora se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

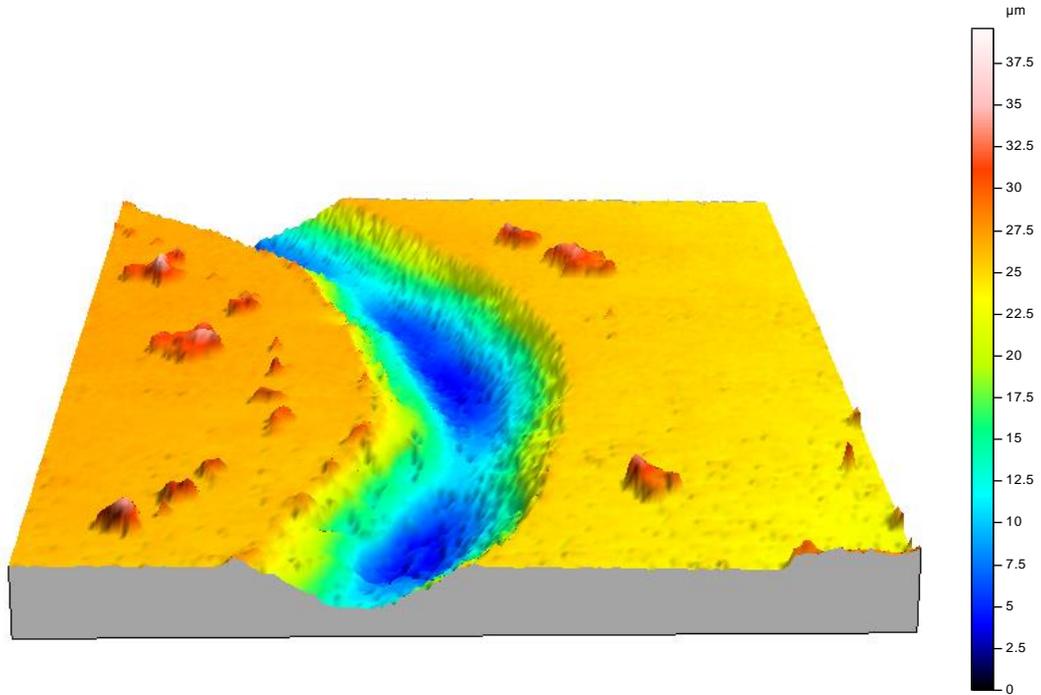
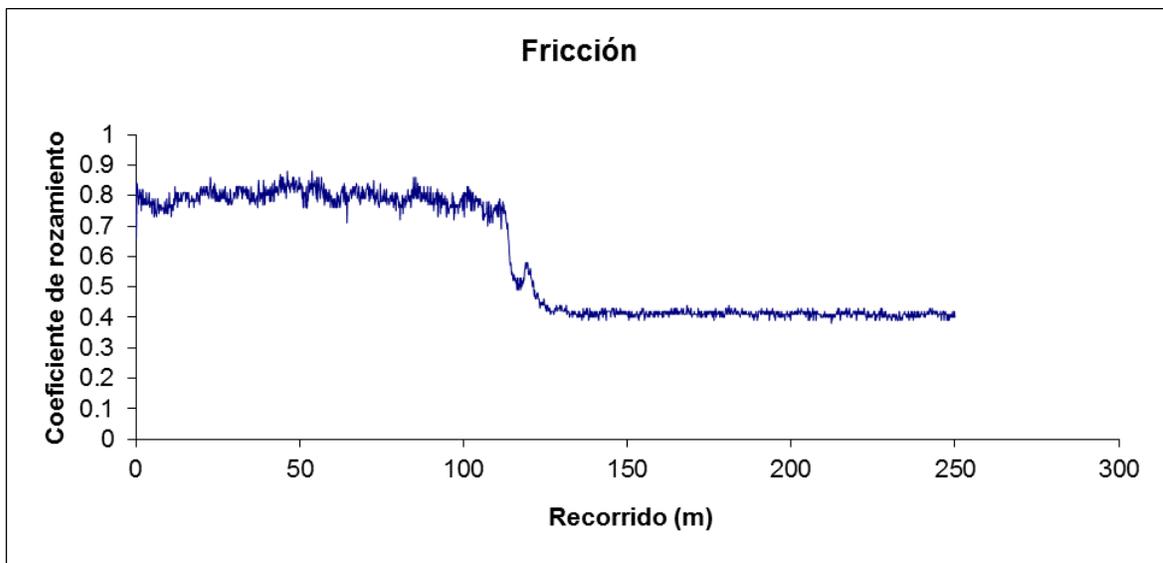


Figura 4.9.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti6,28Mo_1hora tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.3.2. Ti11,08Mo_1hora

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.10.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coefficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-120,34m)	FRICCIÓN MEDIA (120,35-250m)
MEDIA	0,778	0,414

Tabla 4.21.- Datos de fricción.

Desgaste de la probeta de Ti11,08Mo 1hora

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm³)	Desviación	Factor de desgaste (mm³/N·m)	Factor de desgaste (mm³/m)
Ti11,08Mo_1hora	0,717	1,65E-01	3,93E-02	6,62E-04	6,62E-04

Tabla 4.22.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti11,08Mo_1hora.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti11,08Mo_1hora se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

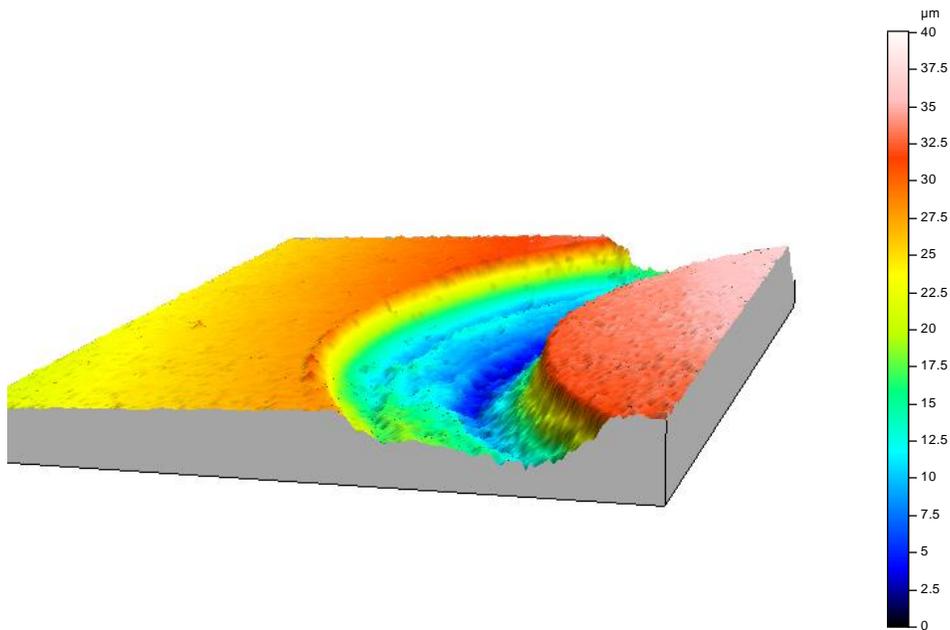
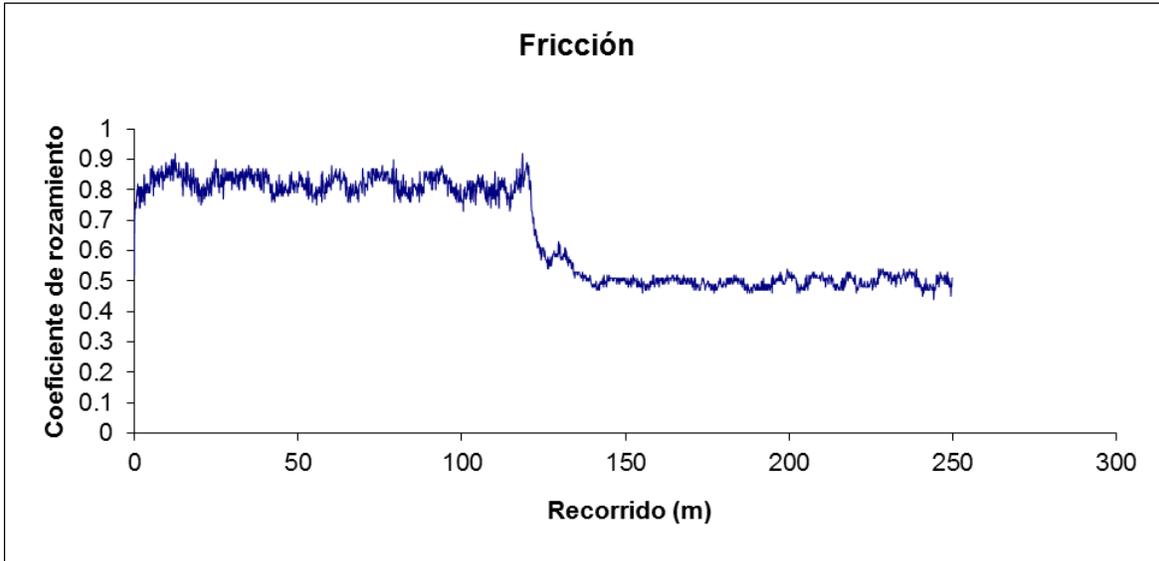


Figura 4.10.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti11,08Mo_1hora tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.3.3. Ti11,84Mo_1hora

Evolución del coeficiente de fricción

La siguiente figura muestra la evolución del coeficiente de fricción en el contacto de la aleación-rubí a lo largo de 250m de distancia.



Gráfica 4.11.- Evolución del coeficiente de fricción del contacto lubricado con suero fisiológico.

Coeficiente de fricción medio

A partir de los registros de fricción en continuo registrados en la gráfica anterior, se han calculado los coeficientes de fricción medios.

	FRICCIÓN MEDIA (0-121,70m)	FRICCIÓN MEDIA (121,71-250m)
MEDIA	0,819	0,507

Tabla 4.23.- Datos de fricción.

La transición se realiza a los 121,70m en la que la fricción media baja significativamente debido a la formación de óxidos de titanio producida por la interacción del suero fisiológico.

Desgaste de la probeta de Ti11,84Mo_1hora

A continuación se muestran los valores de anchura de la huella, volumen de desgaste y el factor de desgaste obtenidos:

Muestra	Anchura media total de la huella (mm)	Volumen de desgaste (mm ³)	Desviación	Factor de desgaste (mm ³ /N·m)	Factor de desgaste (mm ³ /m)
Ti11,84Mo_1hora	0,637	2,43E-01	5,19E-02	3,85E-04	3,85E-04

Tabla 4.24.- Valores relativos al desgaste de la probeta de Ti11,84Mo_1hora.

Mecanismos de desgaste

El daño superficial sufrido por la probeta de Ti11,84Mo_1hora se ilustra mediante la imagen de la microperfilometría tridimensional.

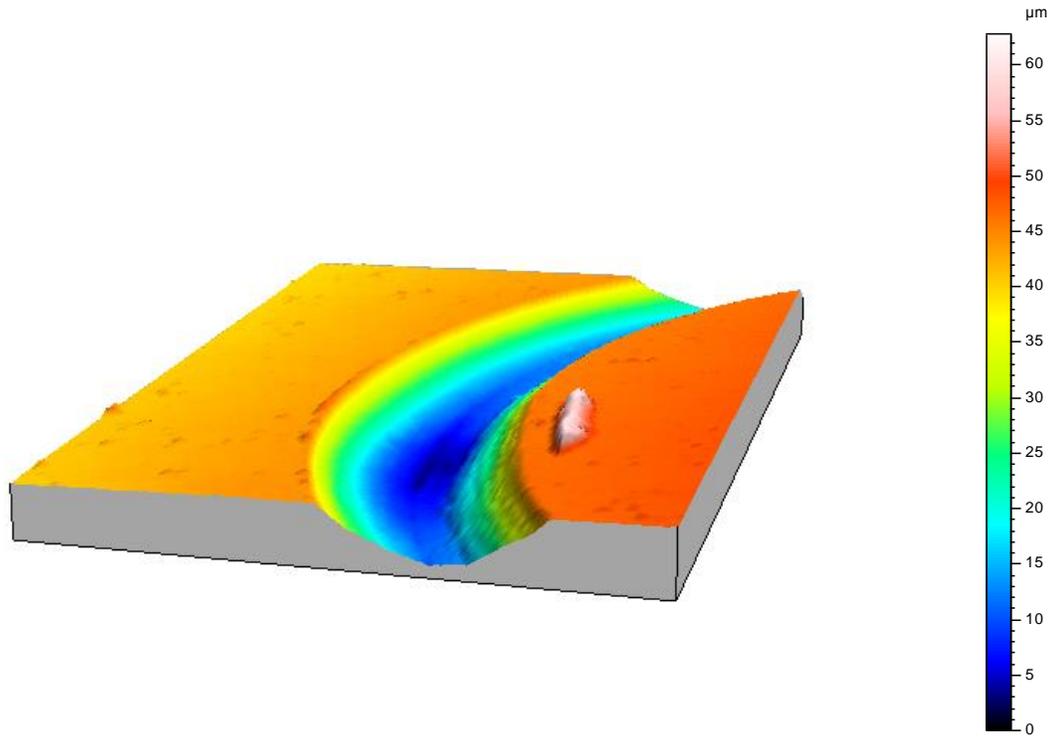


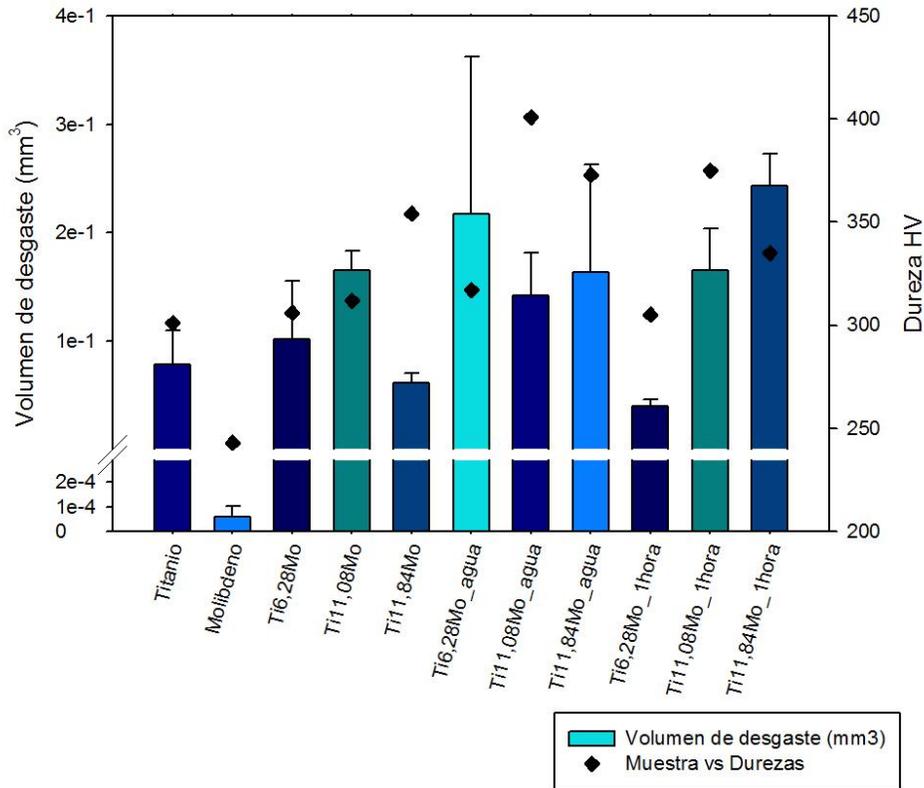
Figura 4.11.- Perfil topográfico tridimensional de la huella sobre probeta de Ti11,84Mo_1hora tras el ensayo de lubricación con suero fisiológico.

1.5. Comparativo de los parámetros obtenidos

1.5.1. Volumen de desgaste (mm³) - Dureza HV

A continuación se muestra el gráfico de los resultados de los volúmenes de desgaste obtenidos para las muestras y sus durezas. Se han obtenido mayores durezas para las probetas enfriadas al agua, pero también tasas de desgaste significativas con respecto al resto de las muestras.

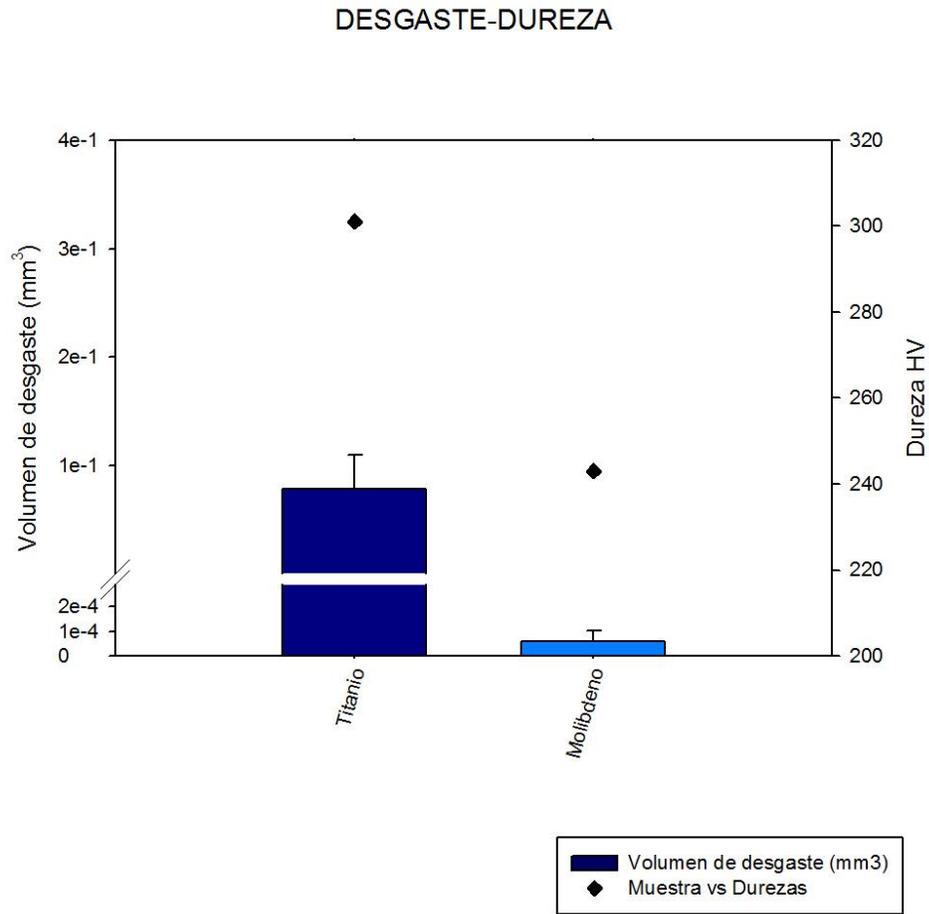
DESGASTE-DUREZA



Gráfica 4.12.- Volumen de desgaste-dureza.

A continuación se representan los datos, primero estableciendo una comparación entre los las aleaciones con el mismo tratamiento y segundo entre idénticas aleaciones con distinto tratamiento.

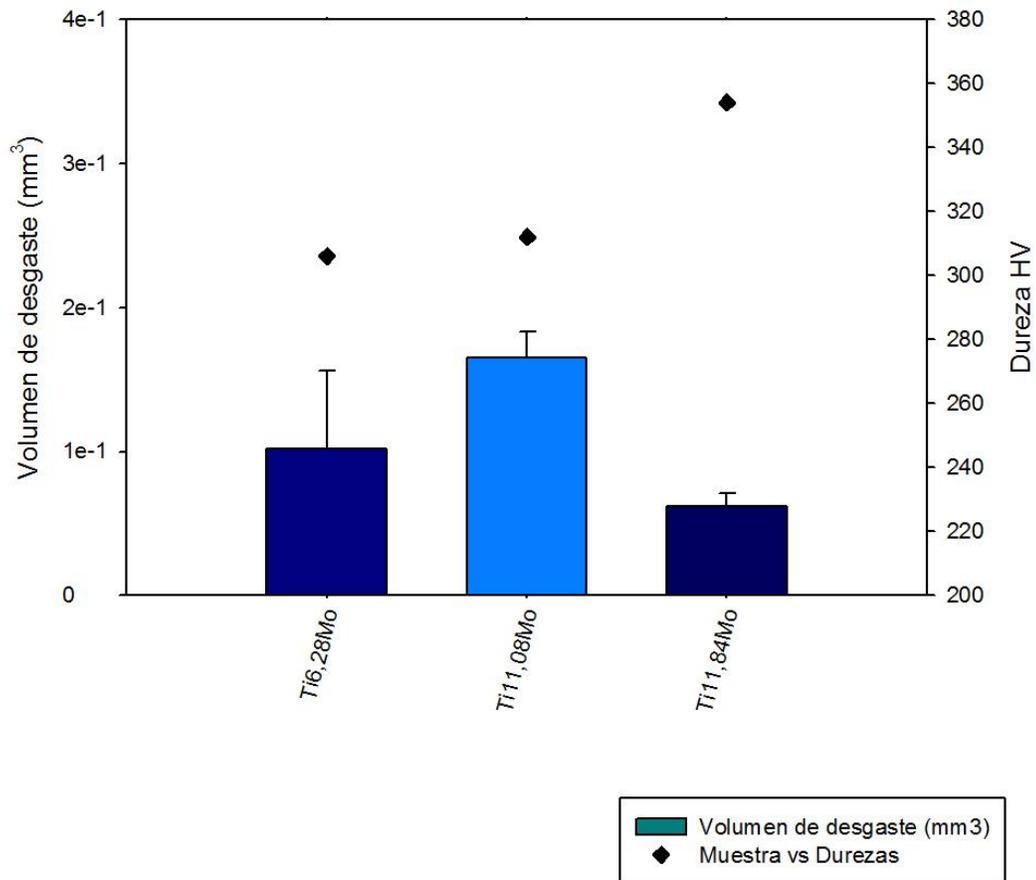
En la *gráfica 4.13* se puede obtener un mayor volumen de desgaste para el Titanio a pesar de tener una dureza significativamente mayor que la del Molibdeno.



Gráfica 4.13.- Volumen de desgaste-dureza del Titanio y Molibdeno.

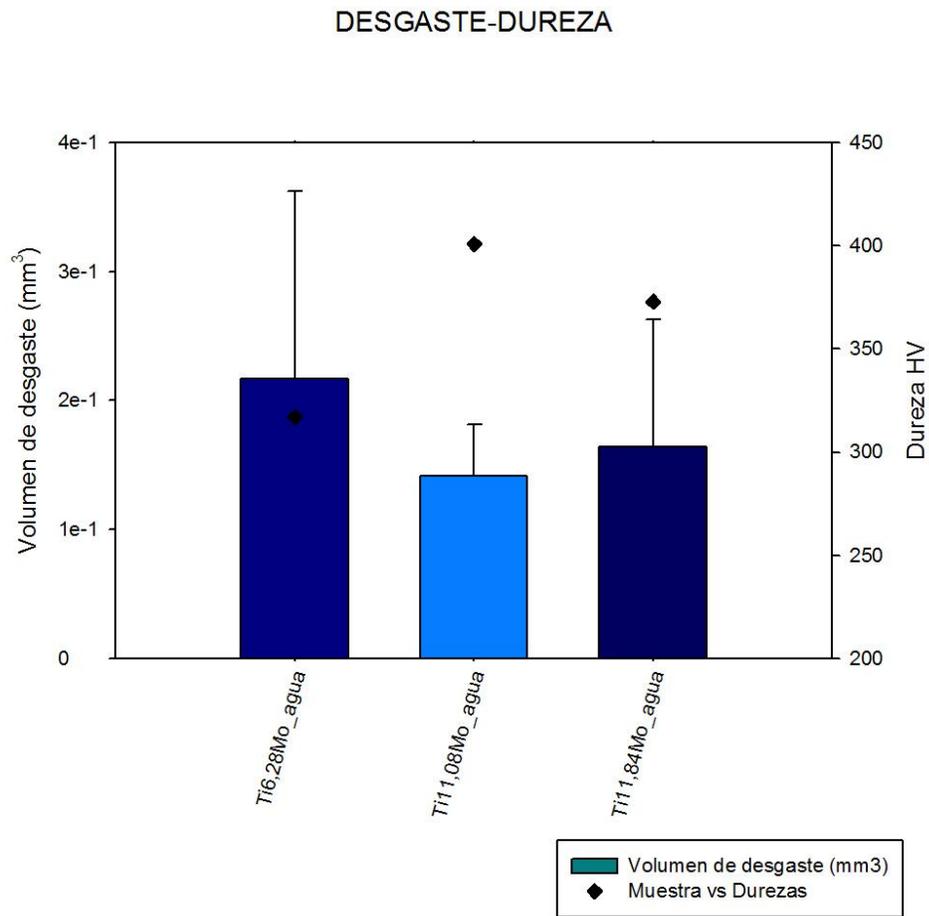
En la gráfica 4.14 se puede observar que no existe una correlación entre dureza y volumen de desgaste, ni en volumen de desgaste-contenido en Molibdeno, pero si en dureza-contenido en Molibdeno. Es decir, se observa que a mayor contenido en Molibdeno la dureza es mayor.

DESGASTE-DUREZA



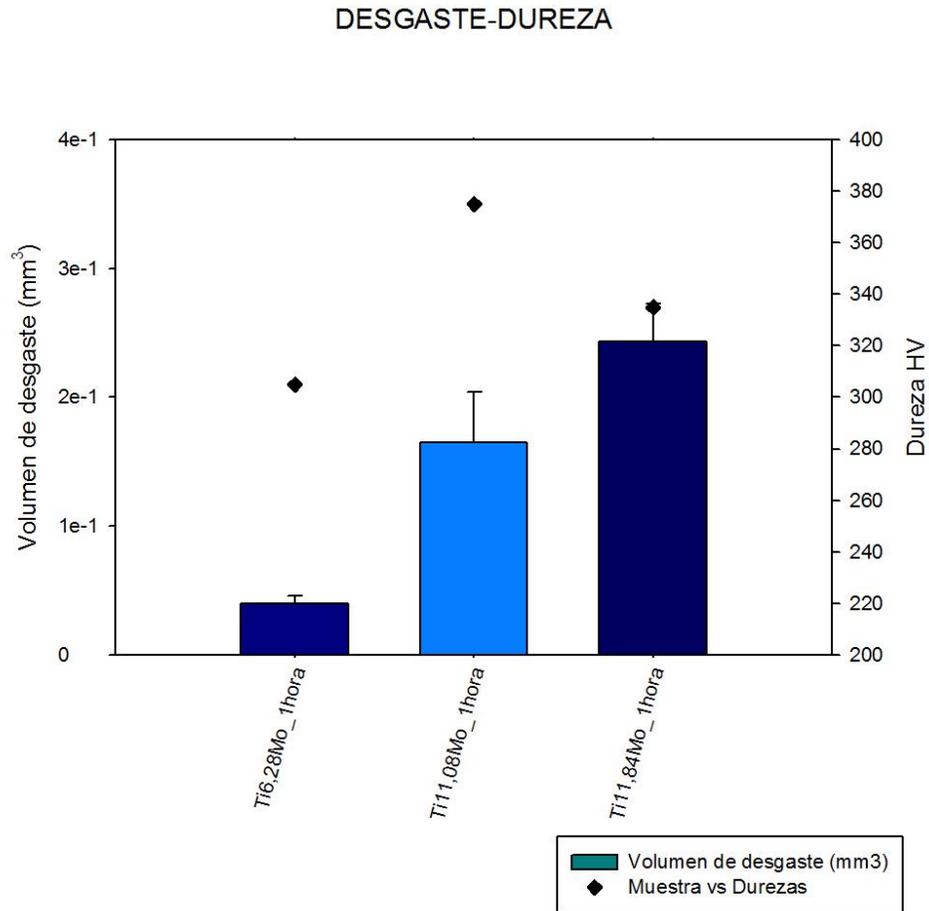
Gráfica 4.14.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones sin tratamiento.

En la gráfica 4.15 se puede observar que el volumen de desgaste disminuye con el contenido en Molibdeno. Sin embargo no existe esta correlación para la dureza.



Gráfica 4.15.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones enfriadas al agua.

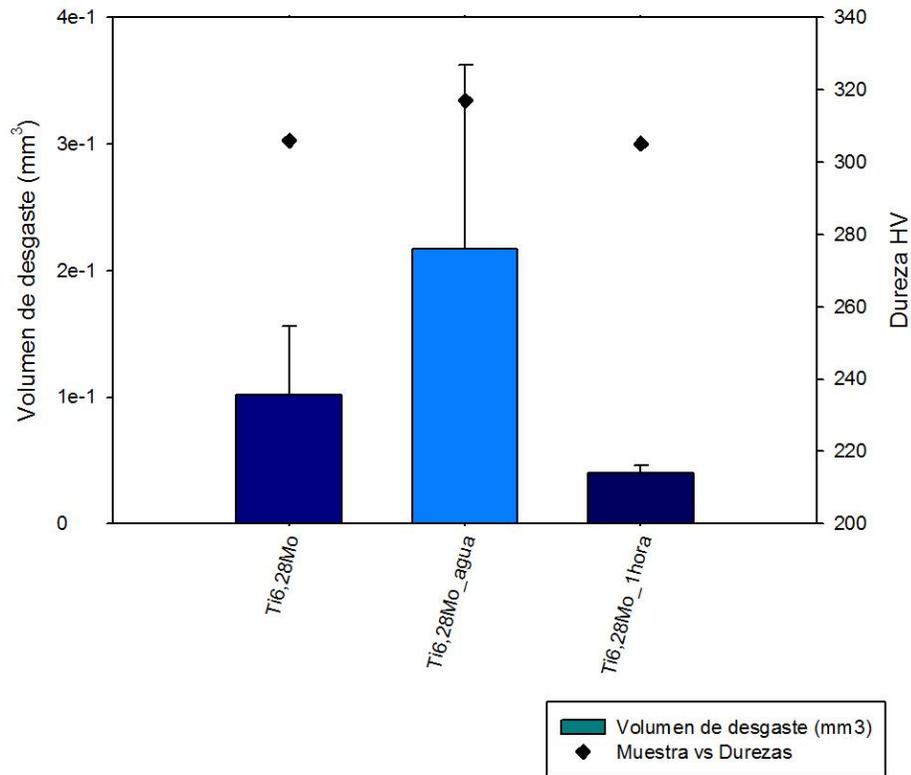
En la gráfica 4.16 se puede observar que el volumen de desgaste aumenta con el contenido en Molibdeno. Como en el caso anterior la dureza es mayor para la muestra Ti11,08Mo.



Gráfica 4.16.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones enfriadas al aire.

En la *gráfica 4.17* se puede observar que el volumen de desgaste es mayor para la muestra Ti11,08Mo enfriada al agua al igual que su dureza.

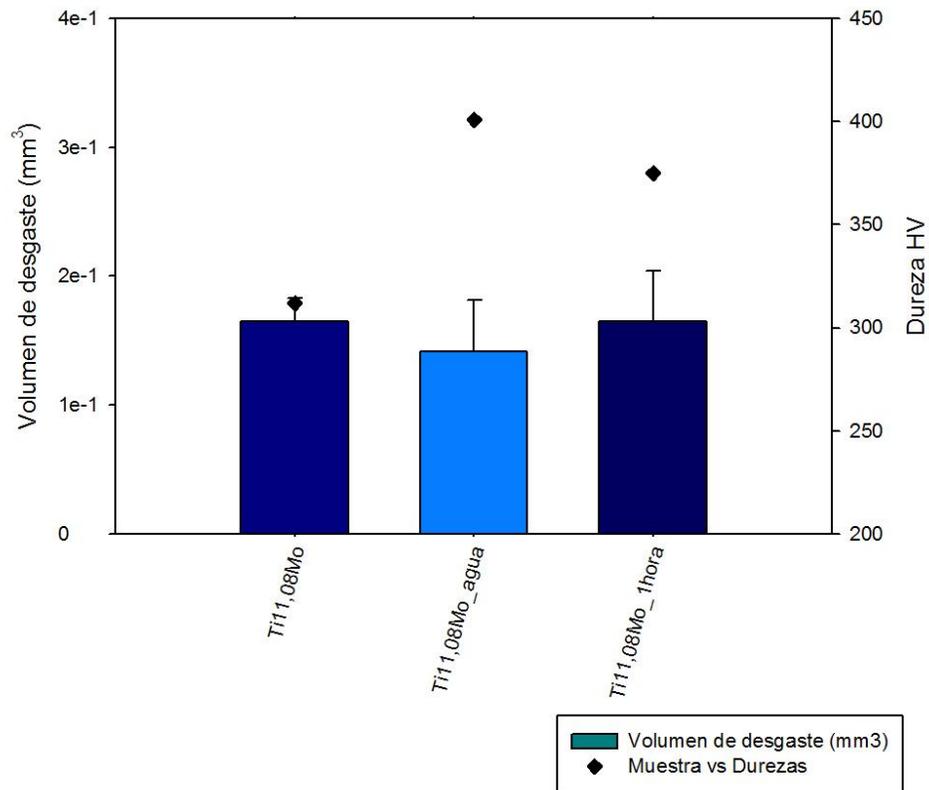
DESGASTE-DUREZA



Gráfica 4.17.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones Ti6,28Mo.

En la *gráfica 4.18* se puede observar que el volumen de desgaste es de igual orden para todas las muestras siendo mayor la dureza en la muestra Ti11,08Mo enfriada al agua.

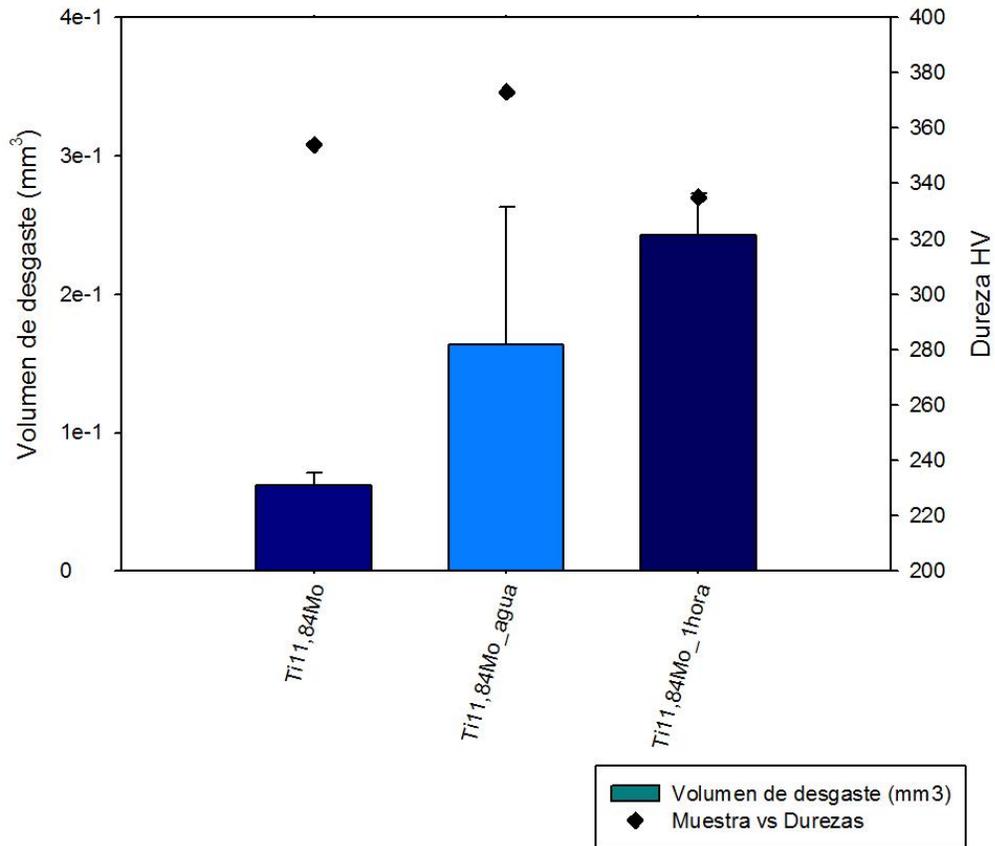
DESGASTE-DUREZA



Gráfica 4.18.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones Ti11,08Mo.

En la gráfica 4.19 se puede ver que la mayor dureza corresponde a la muestra enfriada al agua, pero el volumen de desgaste aumenta conforme aumenta el contenido en Molibdeno.

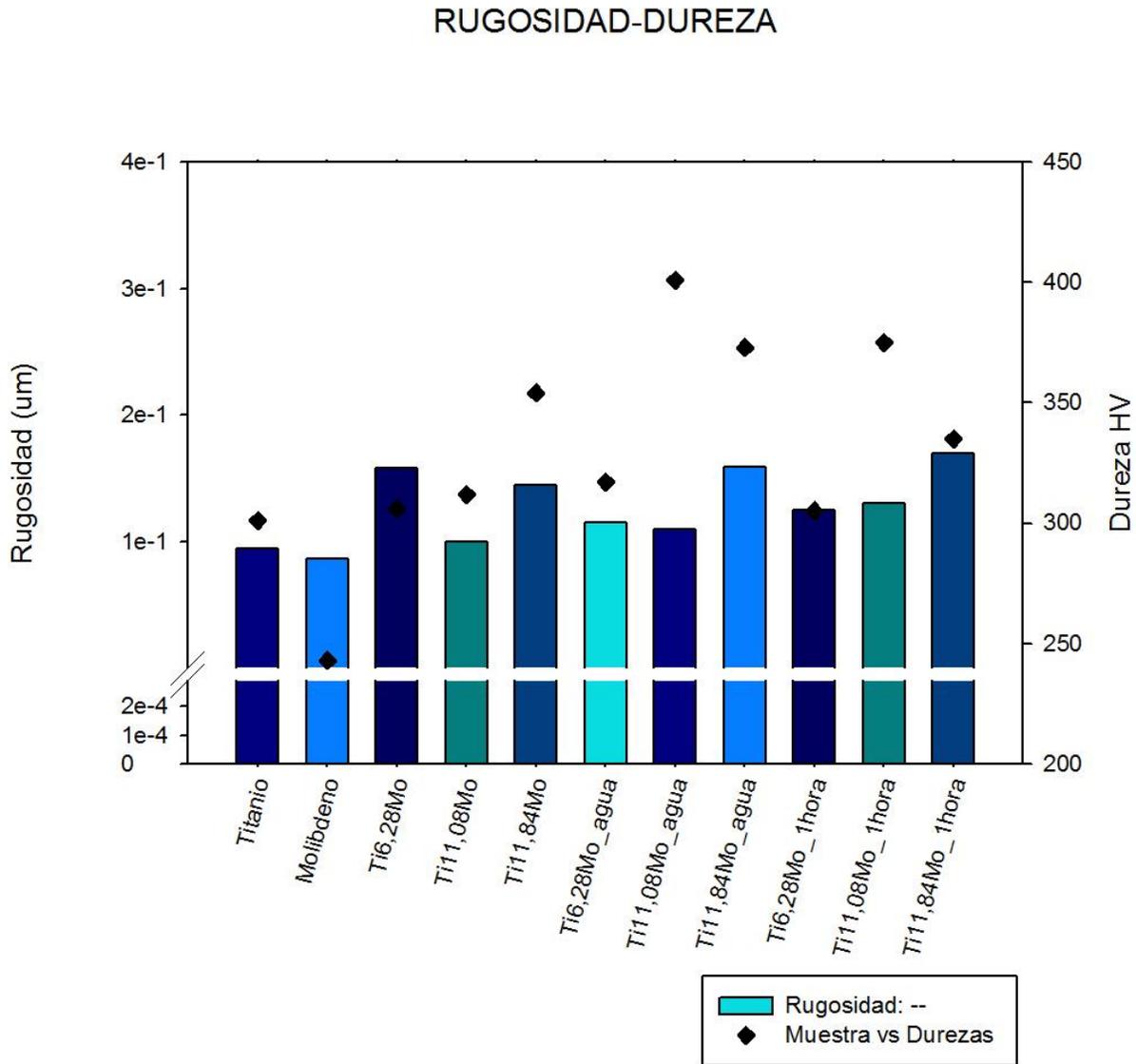
DESGASTE-DUREZA



Gráfica 4.19.- Volumen de desgaste-dureza de las aleaciones Ti11,84Mo.

1.5.2. Rugosidad (μm) - Dureza HV

En el gráfico siguiente se presenta el comparativo de la rugosidad de las muestras antes del ensayo y la dureza. No se puede establecer a priori ninguna conclusión sobre estos datos.

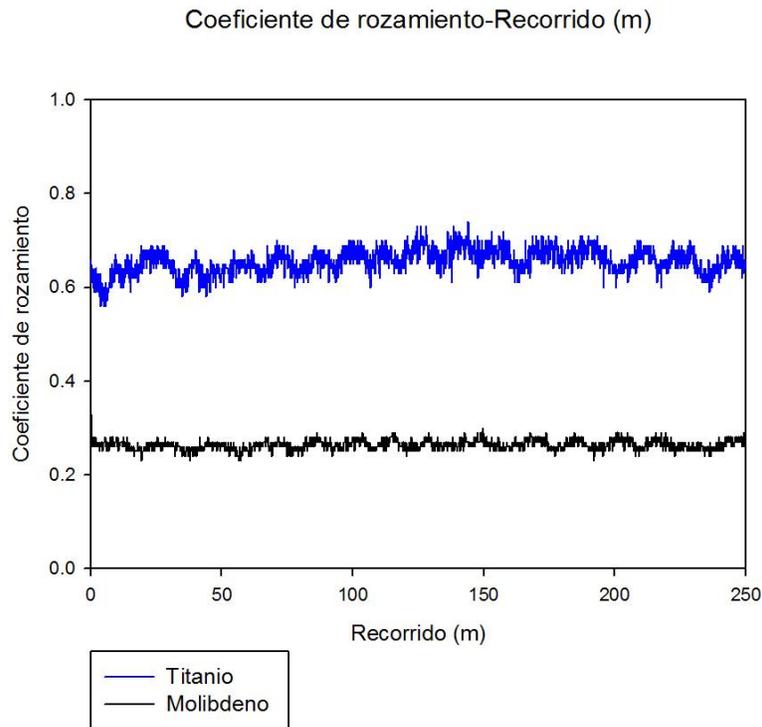


Gráfica 4.20.- Rugosidad-dureza.

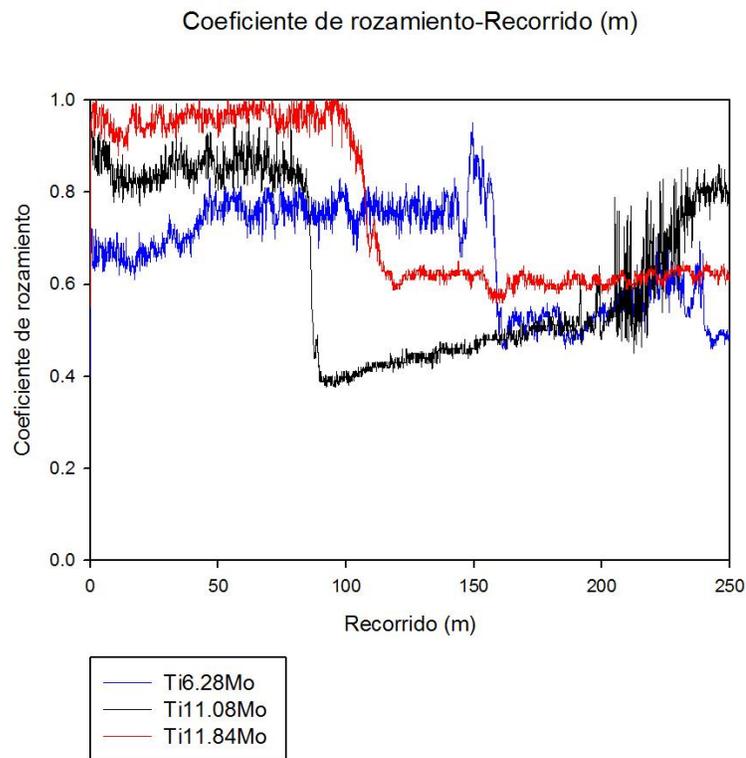
1.5.3. Coeficiente de fricción – Recorrido (m)

En los siguientes gráficos se han representado los valores del coeficiente de fricción con respecto al recorrido, estableciendo primero una comparación entre las diversas aleaciones con el mismo tratamiento y segundo entre idénticas aleaciones con distinto tratamiento.

En el *gráfico 4.21* se establece la comparación entre los materiales puros, de forma que se puede observar que el molibdeno tiene un coeficiente de rozamiento considerablemente menor que el del titanio y se mantiene constante en ambos.

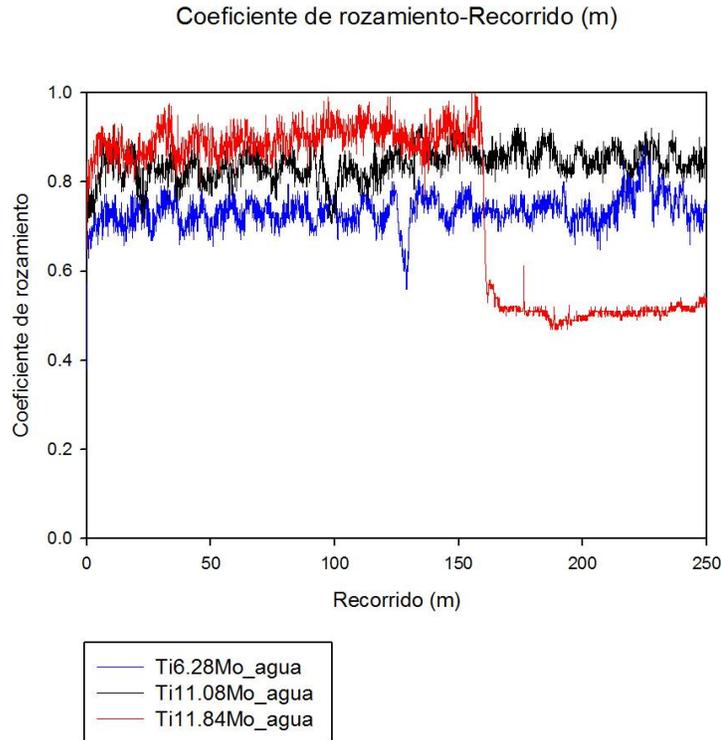


Gráfica 4.21.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de los materiales puros.



Gráfica 4.22.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones sin tratamiento.

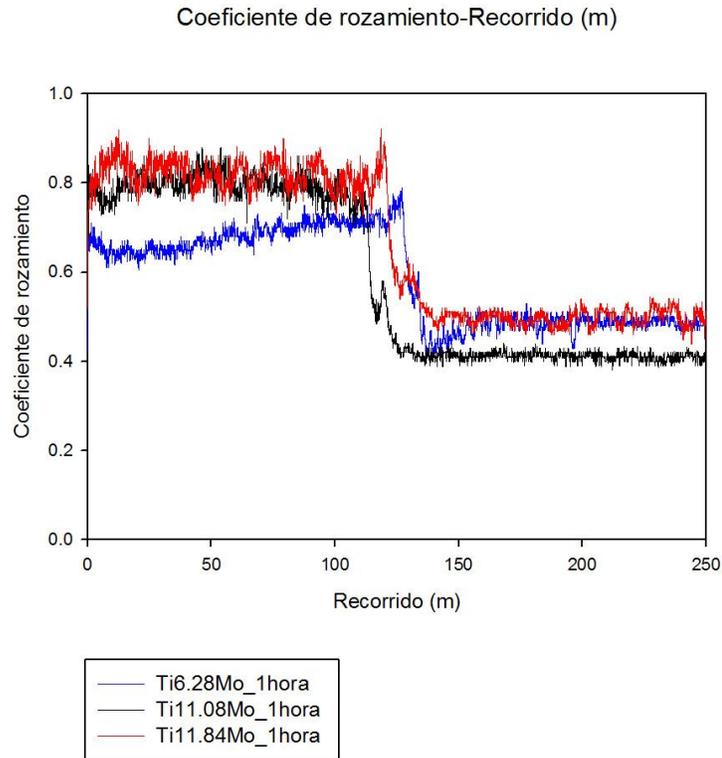
En el *gráfico 4.22* se establece la comparación entre las aleaciones sin tratamiento. En este gráfico se puede ver como en los tres casos, tras un periodo inicial de elevada fricción se produce un descenso de la misma. Este descenso es más acusado para la muestra Ti11,08Mo debido a la formación de los óxidos de titanio.



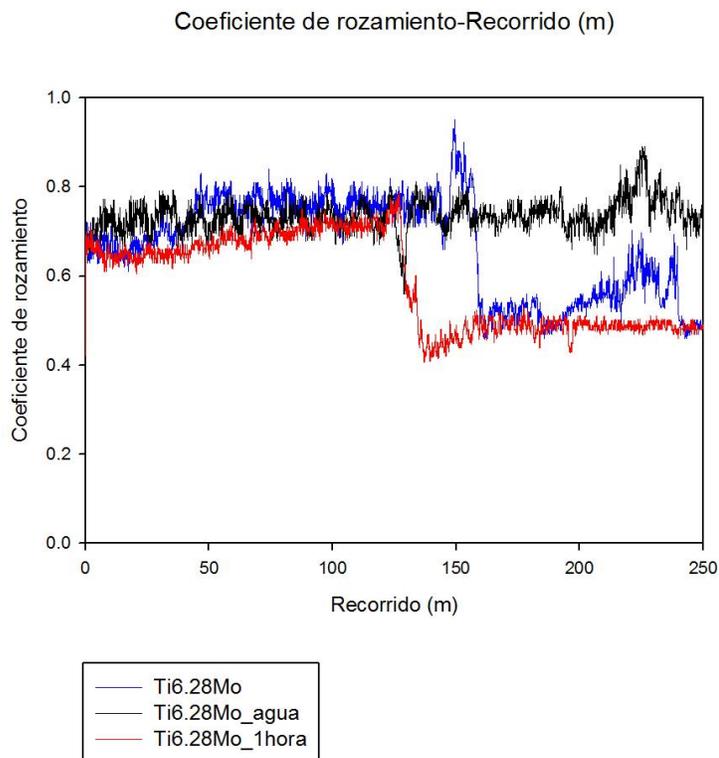
Gráfica 4.23.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones enfriadas al agua.

En el *gráfico 4.23* se establece la comparación entre las aleaciones enfriadas al agua, en este caso se produce una disminución del coeficiente de rozamiento debido a la formación de los óxidos de titanio únicamente en la aleación con mayor contenido en molibdeno.

En el *gráfico 4.24* se puede observar que como para las aleaciones enfriadas al aire se produce una formación de capa protectora de óxido de titanio en el intervalo [100-150m] y el comportamiento frente a la fricción es muy similar entre las distintas muestras.

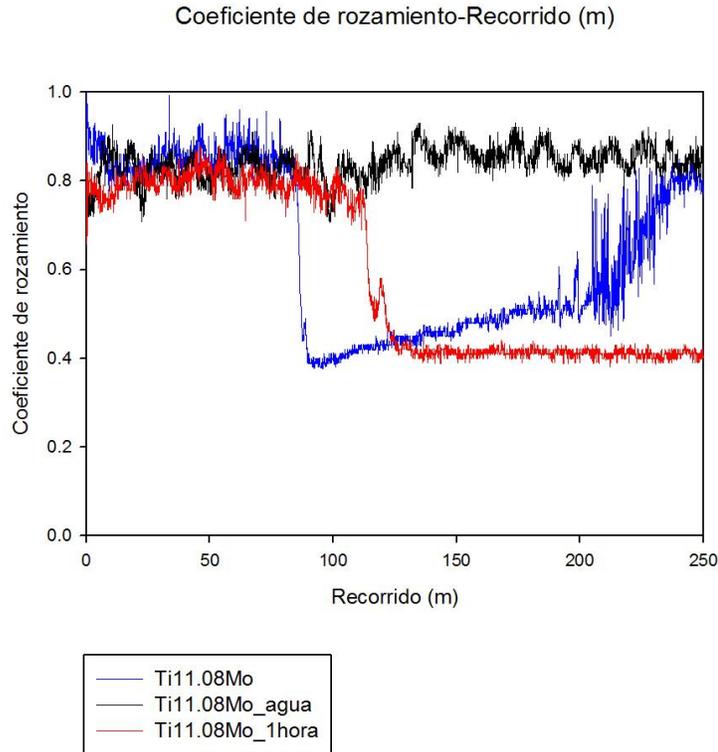


Gráfica 4.24.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones enfriadas al aire.



Gráfica 4.25.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones Ti6,28Mo.

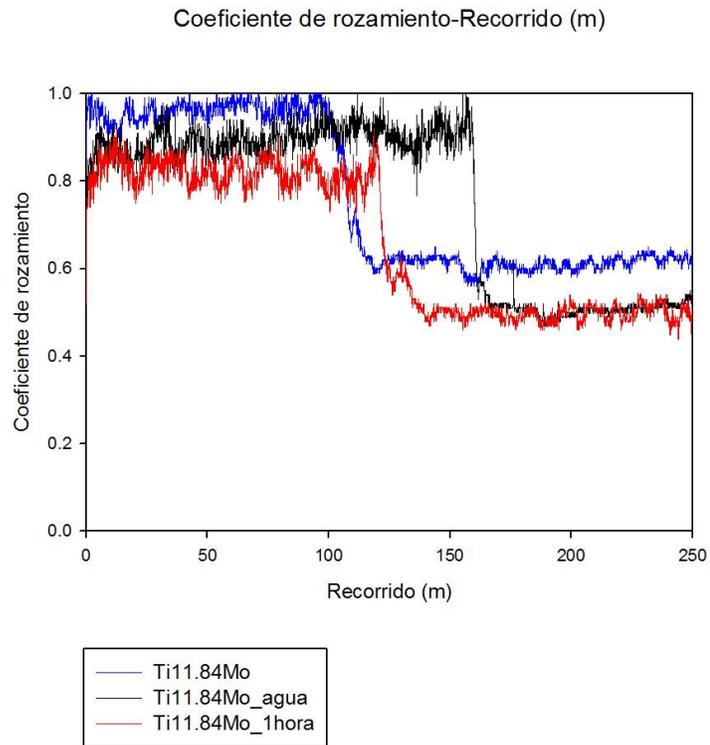
Para las tres muestras de la aleación Ti6,28Mo, se observa que el coeficiente de fricción inicial es muy similar en todos los casos, independientemente del tratamiento aplicado. Sin embargo, el descenso de la fricción se produce antes y es un poco más acusado en el caso de la probeta enfriada al aire durante 1 hora.



Gráfica 4.26.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones Ti11,08Mo.

En el caso de las muestras de aleación Ti11,08Mo, al aplicar el enfriamiento en agua no aparece la transición a un régimen de fricción más suave. En cambio para la muestra enfriada en aire 1 hora si se observa esta disminución de la fricción a valores de 120,34m

En el caso de la aleación Ti11.84Mo (ver *gráfica 4.27*), las tres muestras presentan de nuevo un periodo inicial de alta fricción para producirse un descenso de la misma a mitad del ensayo. En este caso las aleaciones tratadas en agua y aire presentan valores de fricción menores tanto para el periodo de alta como para el de baja fricción. Siendo de nuevo la enfriada en aire 1 hora la de mejor comportamiento.



Gráfica 4.27.- Comparativo de los coeficientes de fricción con respecto al recorrido de las aleaciones Ti11,84Mo

V. Conclusiones

1. Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos, y aunque se debe señalar que debido a la escasez de muestras disponibles estos ensayos se deben considerar como preliminares, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- 1) Se han caracterizado y estudiado tres nuevas aleaciones de Ti-Mo para uso tribológico en aplicaciones ortopédicas obtenidas por refusión por arco al vacío (RAV). Además de las muestras sin tratar, se han caracterizado tribológicamente las aleaciones tratadas térmicamente y enfriadas con agua o con aire. Como era de esperar, los tratamientos térmicos aumentan la dureza de las aleaciones.
- 2) Se ha estudiado la microestructura y determinado sus fases mediante ensayos de Difracción de Rayos X, confirmando que la fase β se presenta en las aleaciones con porcentajes mayores de 10% en Mo, tal y como se indica en la bibliografía estudiada.
- 3) Se ha determinado el módulo de almacenamiento y el módulo de pérdida de las distintas aleaciones mediante ensayos dinamomecánicos (bending test). Los mayores valores de módulo de almacenamiento se obtienen para la aleación con un 11,08% de Mo, con un valor de más de 147GPa. Un aumento hasta el 11,84% de Mo hace disminuir este valor hasta algo más de 102GPa. Para la aleación con un menor porcentaje de Mo (6,28%) el valor del módulo de almacenamiento es de algo superior a 112GPa. En todos los casos los valores son prácticamente constantes con la frecuencia. Como era de esperar para aleaciones metálicas, el módulo de pérdidas es despreciable, del orden de 2-3 GPa.
- 4) Se han realizado ensayos tribológicos de pin on disk usando como medio lubricante suero fisiológico y una bola de rubí de 2mm de diámetro. La presión máxima del ensayo es de 1,15 GPa y 1,38 GPa, en función del módulo elástico de las muestras.
- 5) Las muestras de Titanio y Molibdeno puras muestran coeficientes de fricción constantes en el tiempo, siendo el valor medio obtenido de 0,65 y 0,26 respectivamente. En cambio para las aleaciones suele aparecer un periodo inicial de alta fricción, para luego producirse un descenso de la misma hacia la mitad del ensayo. De forma general se puede decir que el coeficiente de fricción disminuye en el orden

Ti11,84Mo>Ti11,08Mo>Ti6,28Mo, es decir, a mayor contenido en Molibdeno el coeficiente de fricción parece aumentar, al igual que ocurre con la dureza.

- 6) En cuanto a la relación con el tratamiento térmico y el coeficiente de fricción, se puede observar que los valores iniciales de fricción son similares para una misma aleación independientemente del tratamiento. En los periodos finales de menor fricción, los valores menores se obtienen en general para las aleaciones enfriadas al aire, mientras que las enfriadas en agua muestran valores mayores o incluso no muestran disminución de la fricción. Estas disminuciones de fricción pueden ser atribuidas a la mayor o menor formación para formar óxidos de Titanio en la superficie que provoquen la bajada de la fricción.
- 7) Para la muestra de Molibdeno puro se obtiene un volumen de desgaste de tres órdenes de magnitud menor que para el Titanio y sus aleaciones. Esto puede ser debido a la formación de algún óxido de Molibdeno con efecto antidesgaste.
- 8) Para las aleaciones de Titanio, el valor del desgaste podría estar relacionado con el módulo de almacenamiento, ya que a mayor valor de módulo (Ti11,08Mo) se obtiene un mayor desgaste, es decir, a mayor rigidez del material se produce un mayor desgaste.
- 9) En cuanto a la relación entre el tratamiento térmico y el volumen de desgaste no se aprecia una relación clara y sería necesario realizar más ensayos que nos permitieran obtener datos con una desviación menor, en condiciones variables de carga y temperatura, así como la caracterización en detalle de la superficie antes y después de los ensayos, para poder proponer un modelo que explique completamente el comportamiento experimental.
- 10) Para la determinación completa de dicho modelo experimental estos ensayos se deberían complementar con la realización de ensayos de corrosión.

VI. Anexo

1. Determinación del volumen de desgaste

1.1.- Titanio puro

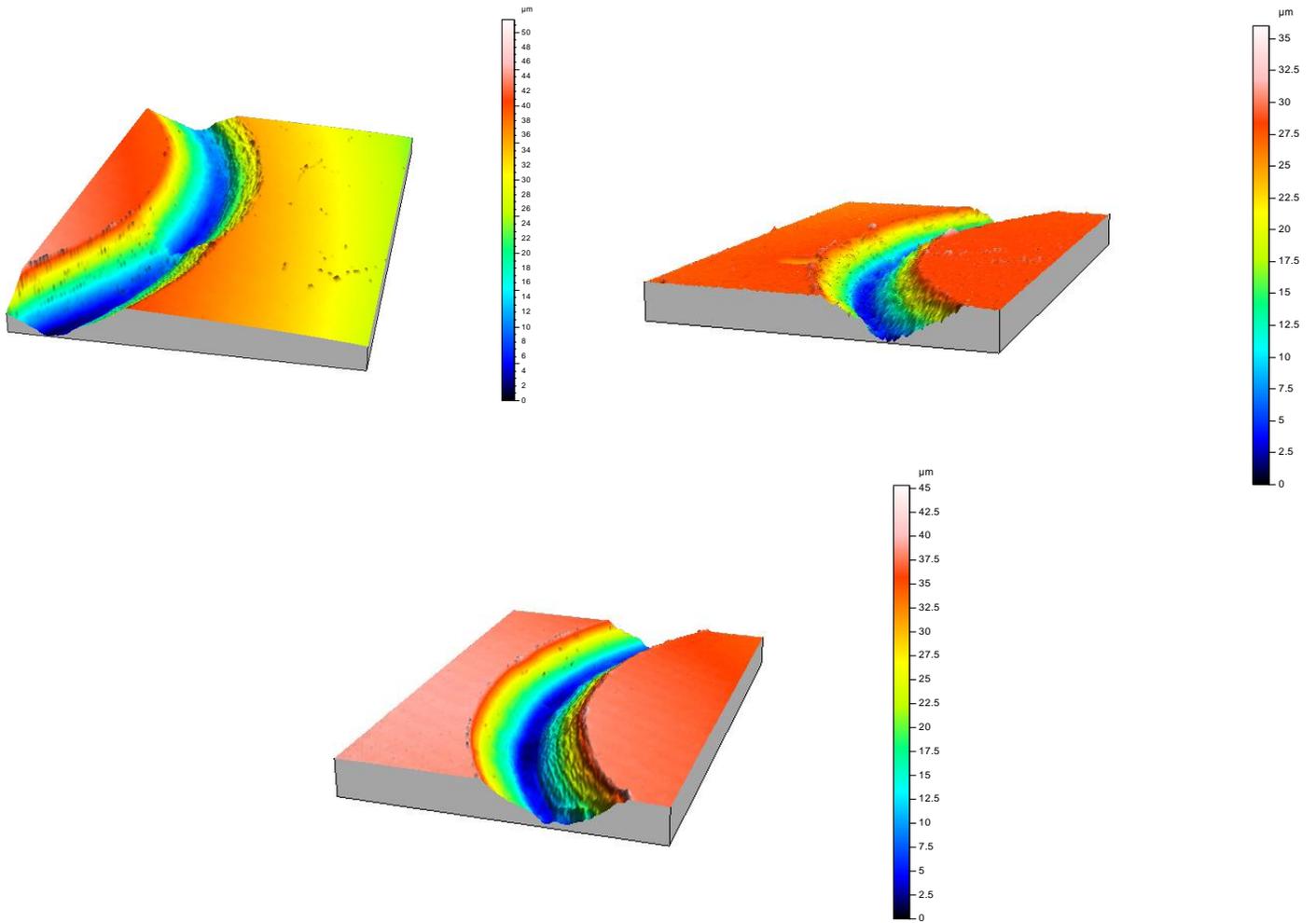


Figura A.1.- Perfilometría tridimensional del Titanio.

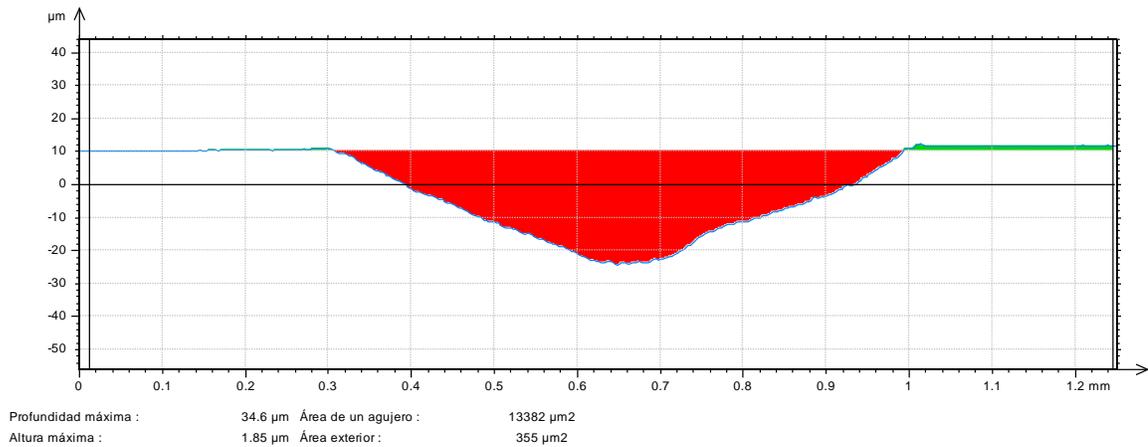
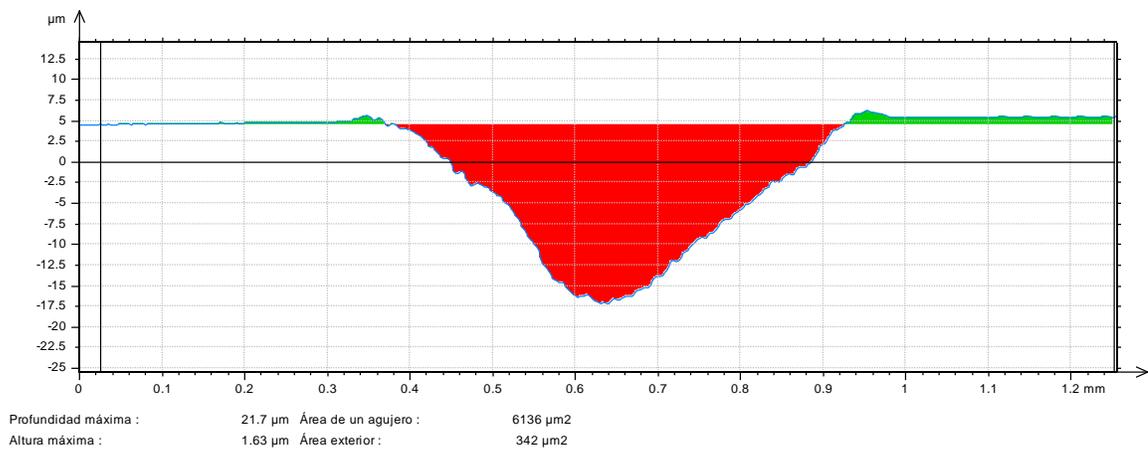
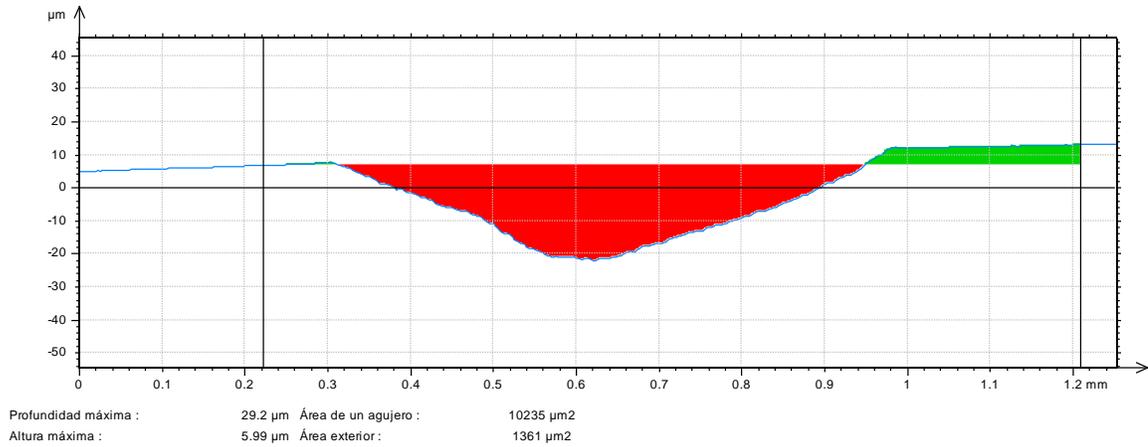


Figura A.2.- Cálculo del volumen de desgaste de Titanio.

1.2.- Molibdeno puro

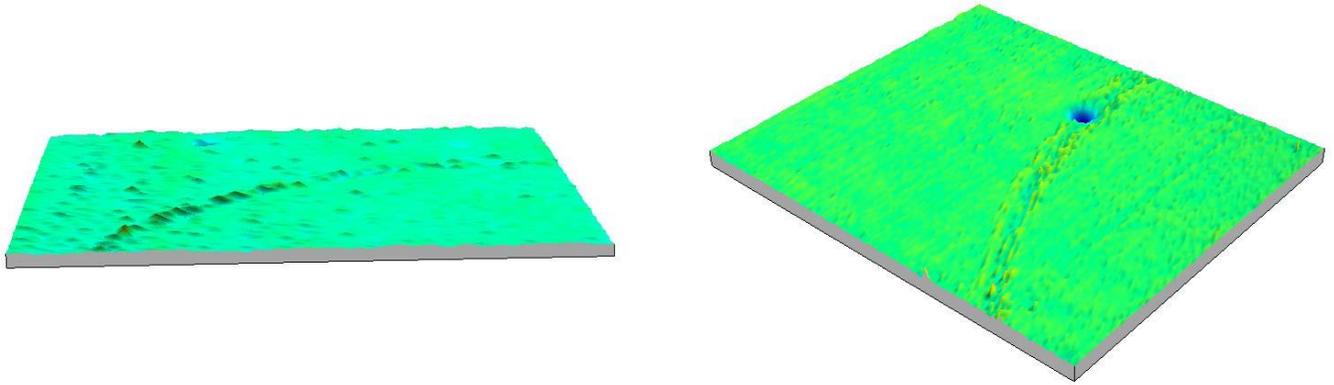


Figura A.3.- Perfilometría tridimensional del Molibdeno.

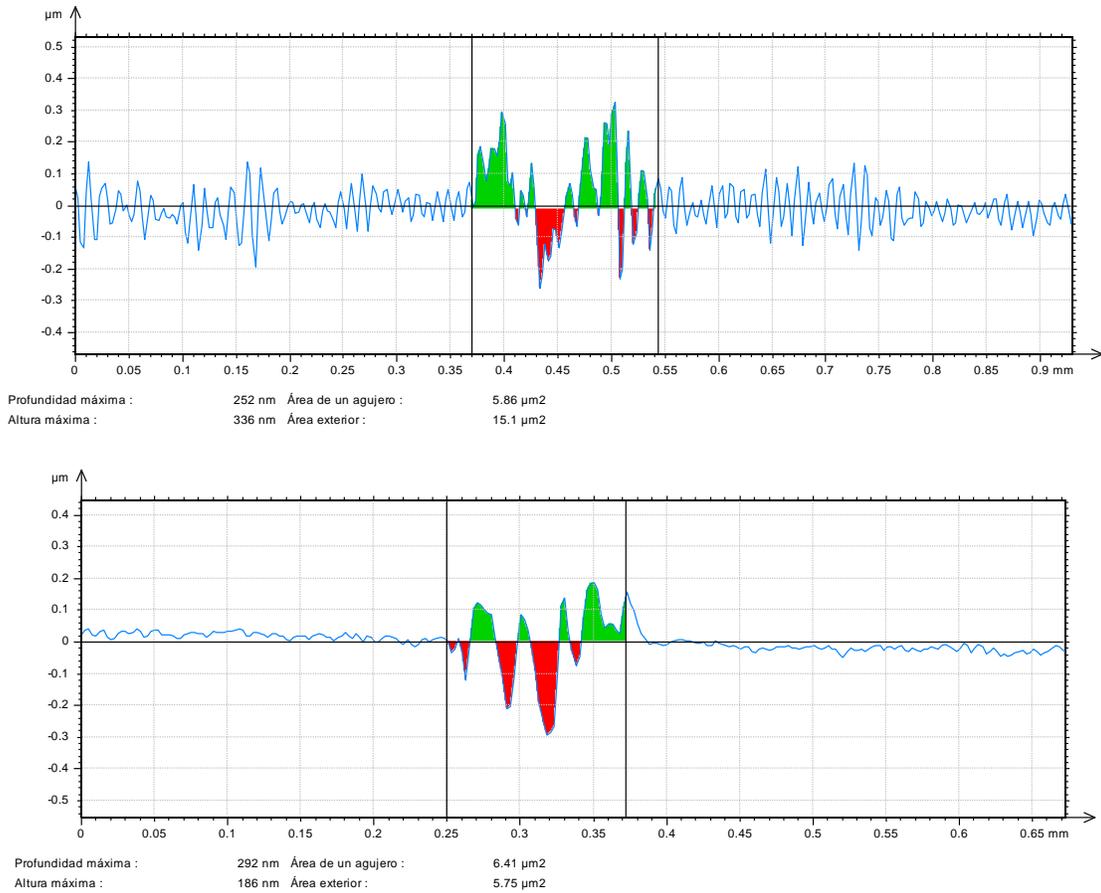


Figura A.4.- Cálculo del volumen de desgaste de Molibdeno.

1.3.- Aleaciones sin tratamiento

1.3.1.- Ti6,28Mo

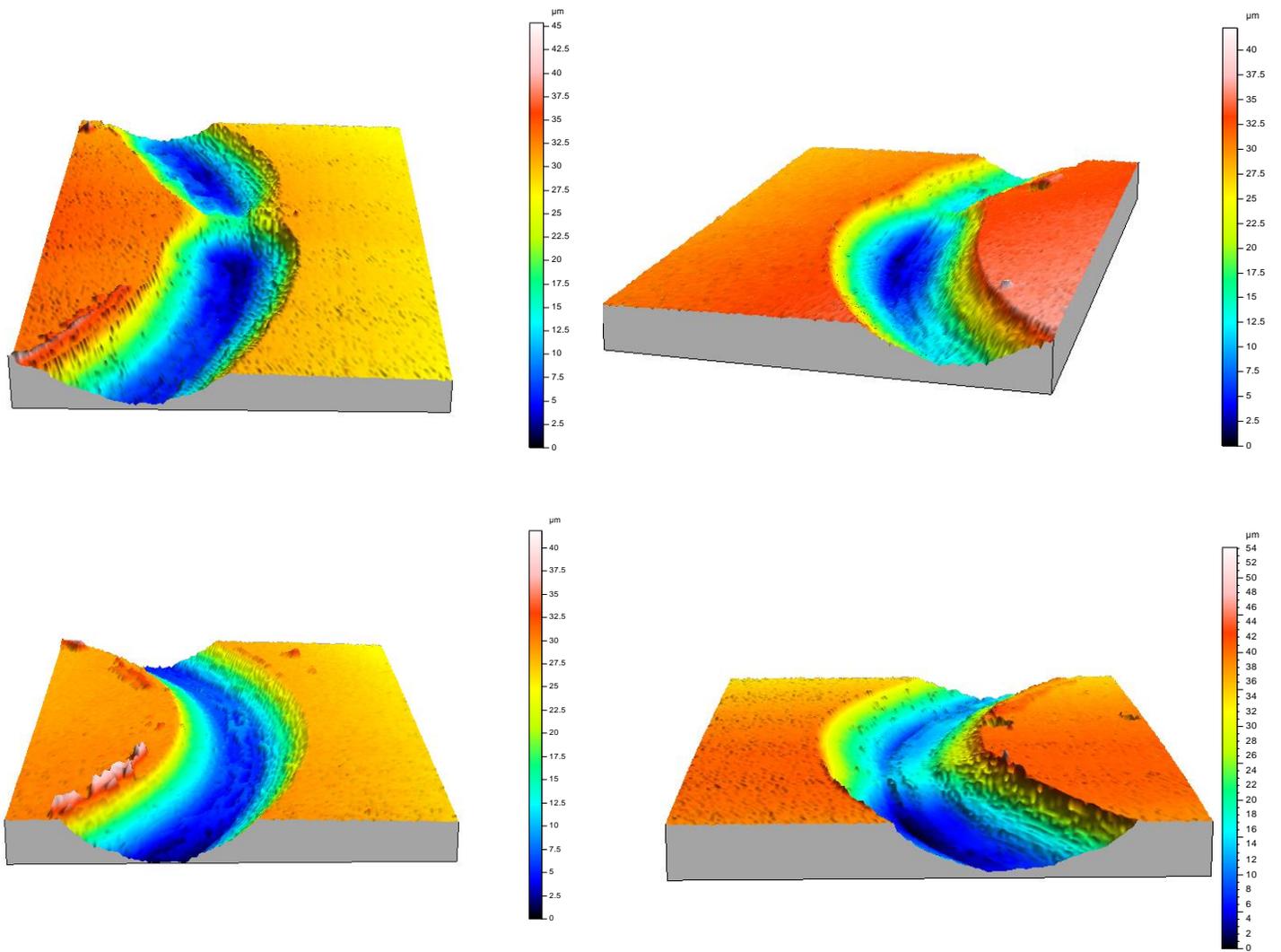


Figura A.5.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti6,28Mo sin tratamiento.

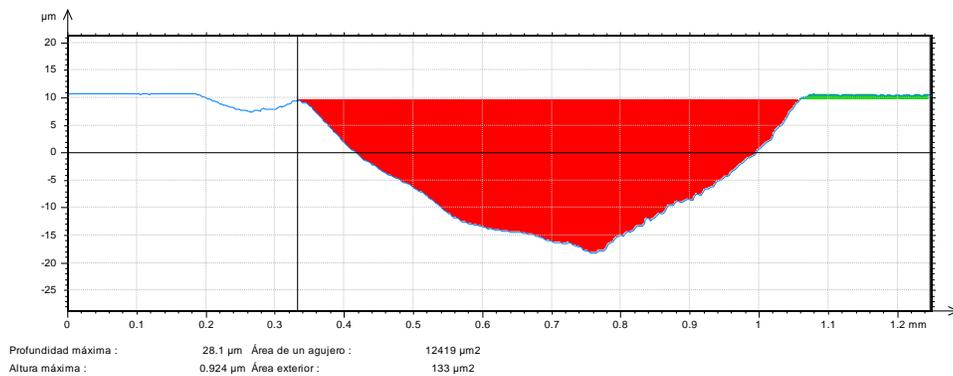
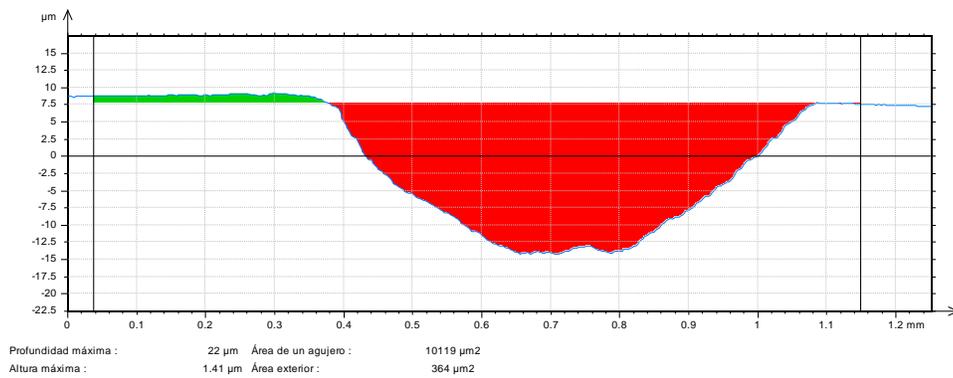
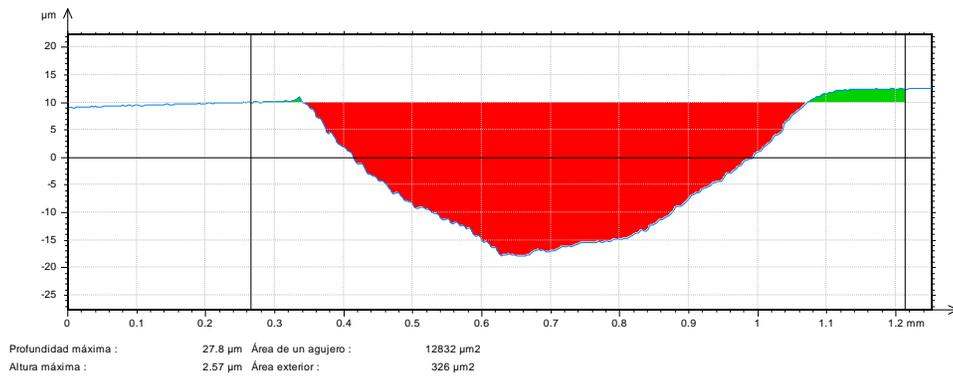
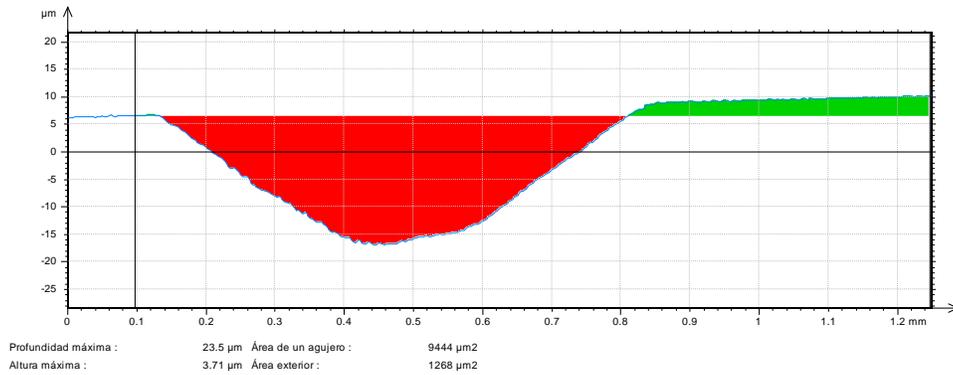


Figura A.6.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti6,28Mo sin tratamiento.

1.3.2.- Ti11,08Mo

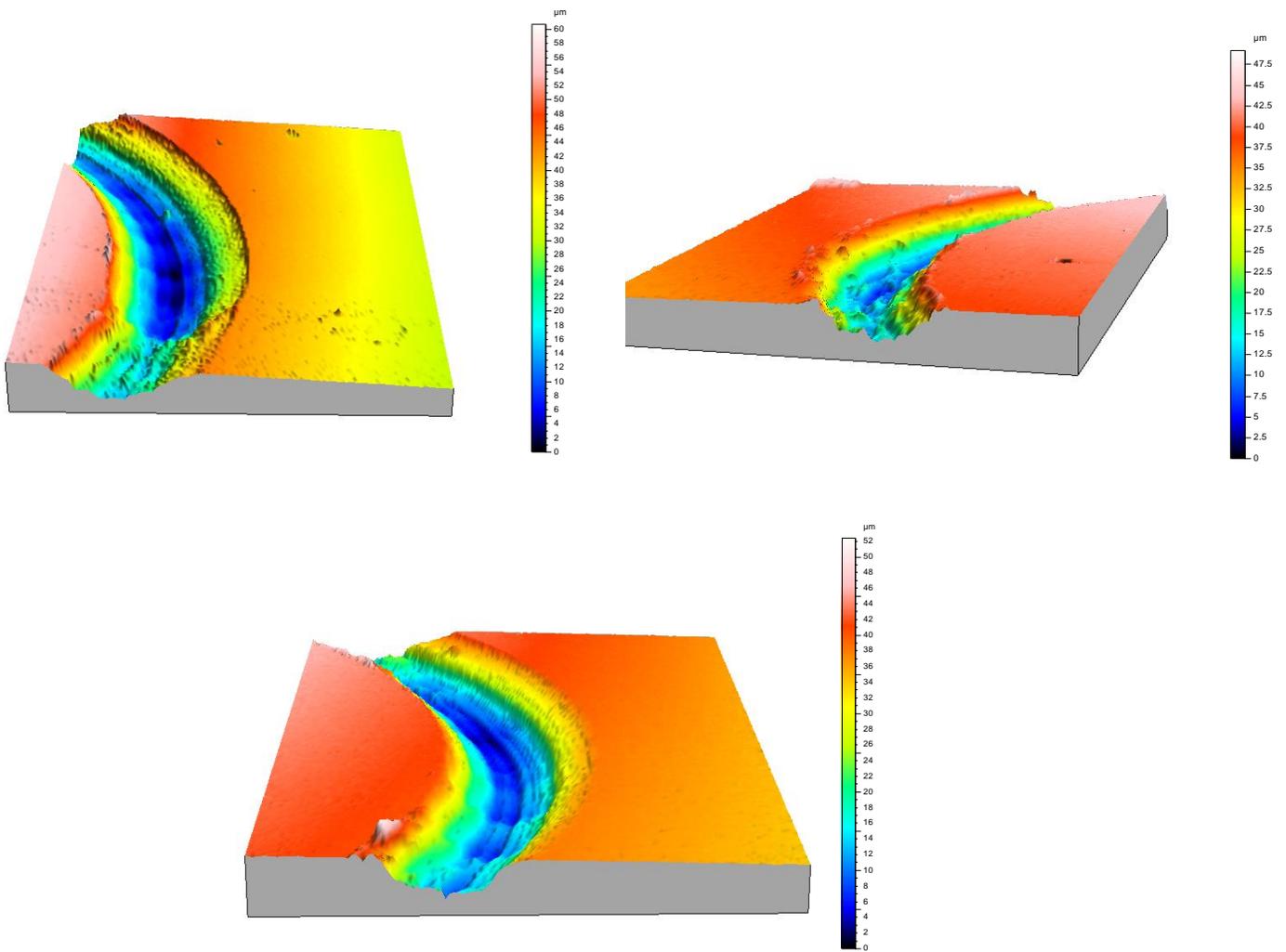


Figura A.7.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,08Mo sin tratamiento.

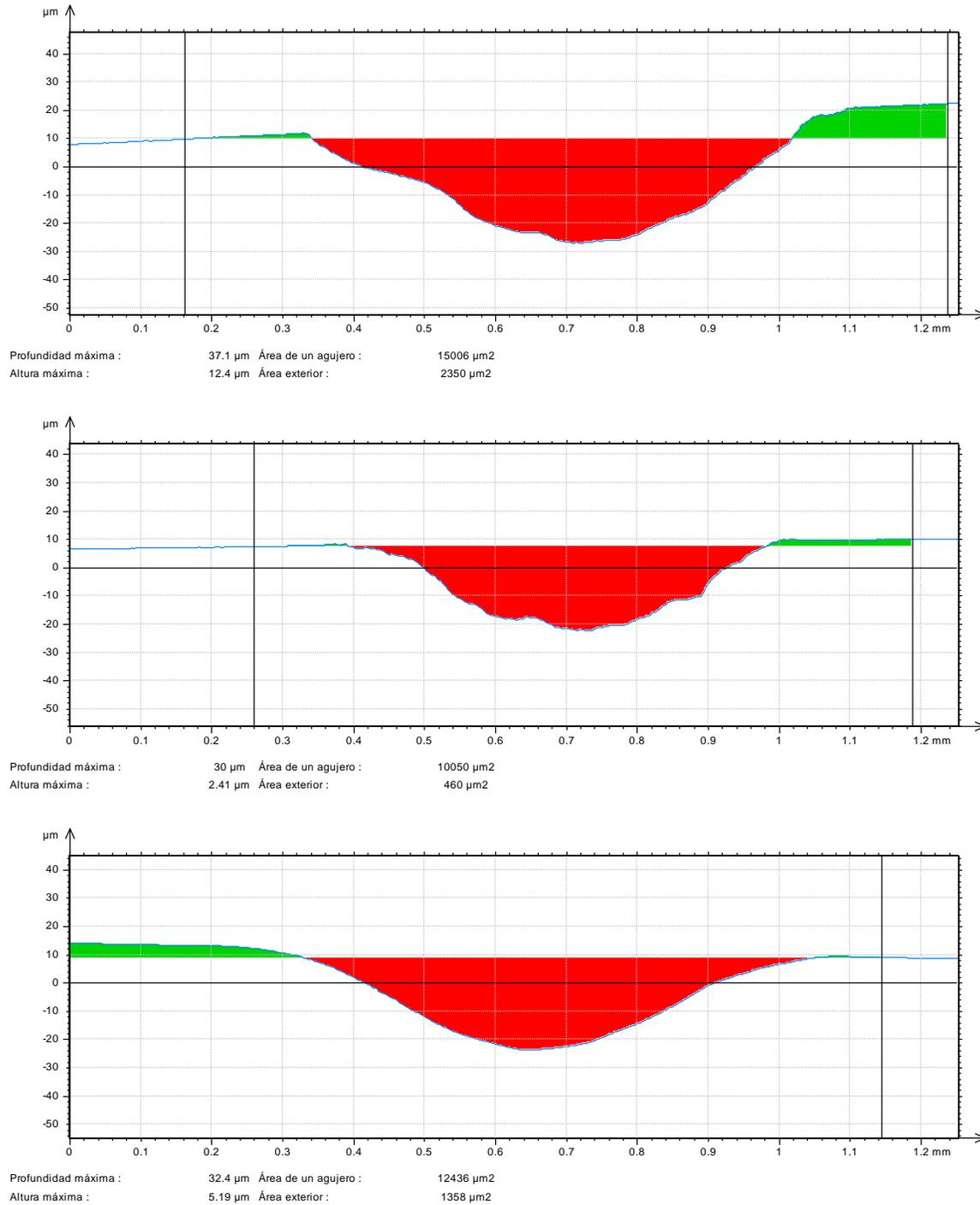


Figura A.8.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,08Mo sin tratamiento.

1.3.3.- Ti11,84Mo

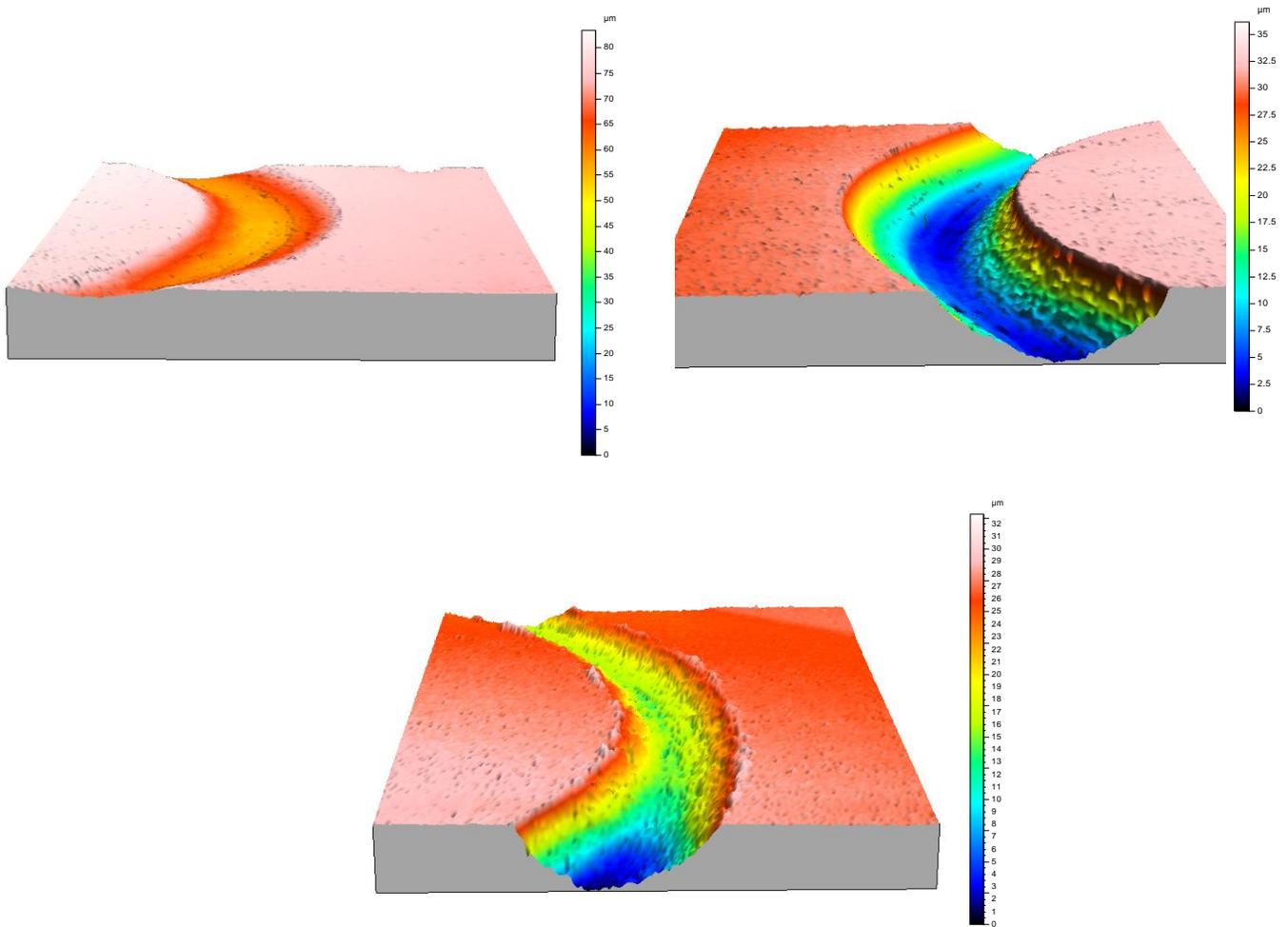


Figura A.9.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,84Mo sin tratamiento.

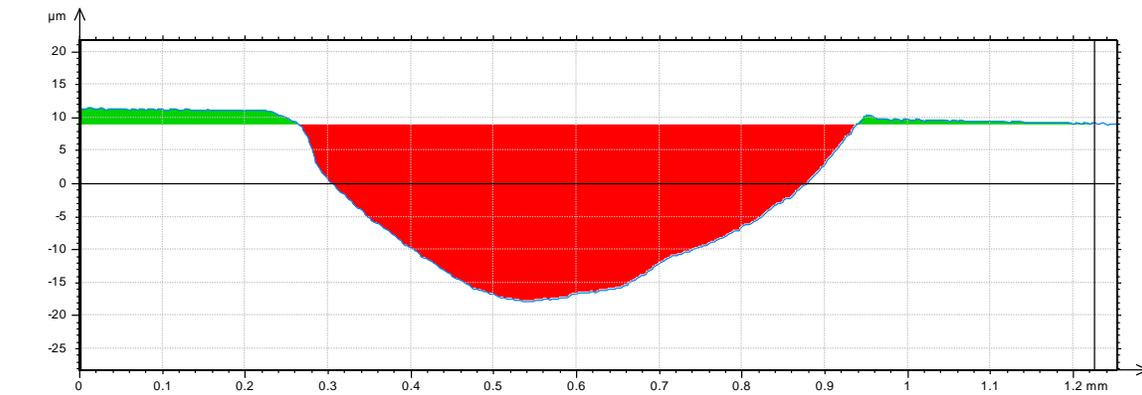
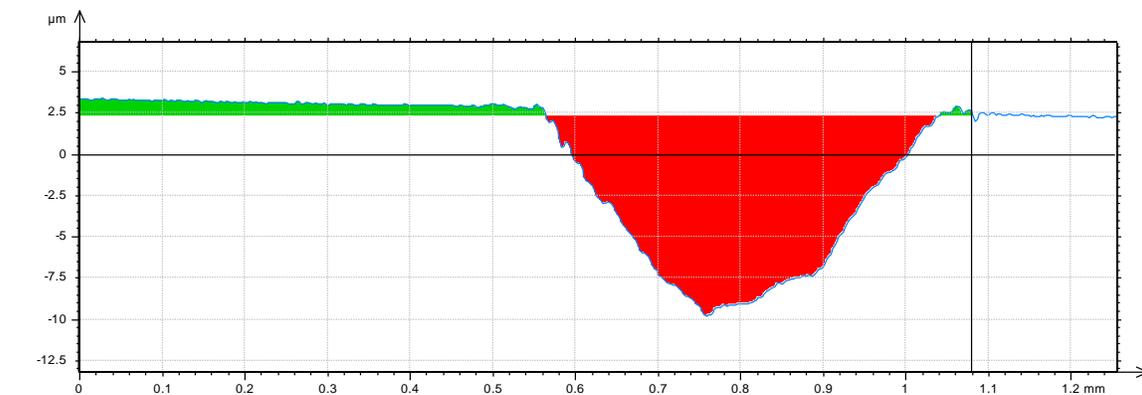
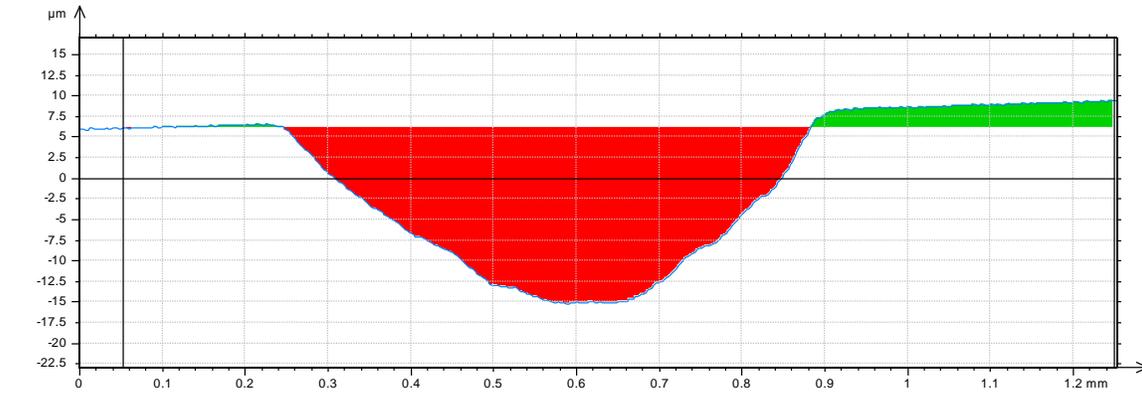


Figura A.10.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,84Mo sin tratamiento.

1.4.- Aleaciones enfriadas al agua

1.4.1.- Ti6,28Mo_agua

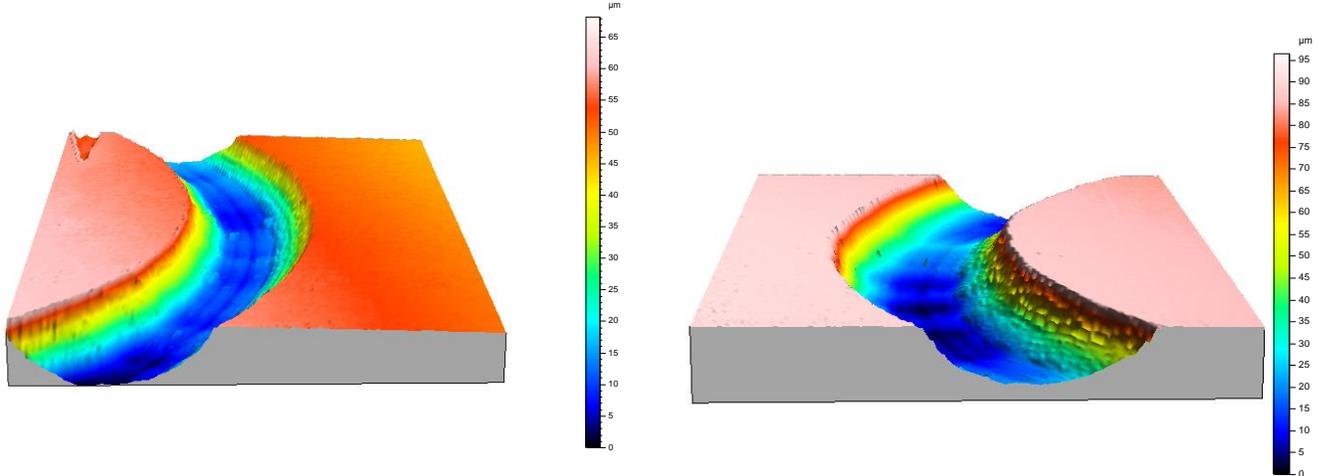


Figura A.11.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti6,28Mo agua.

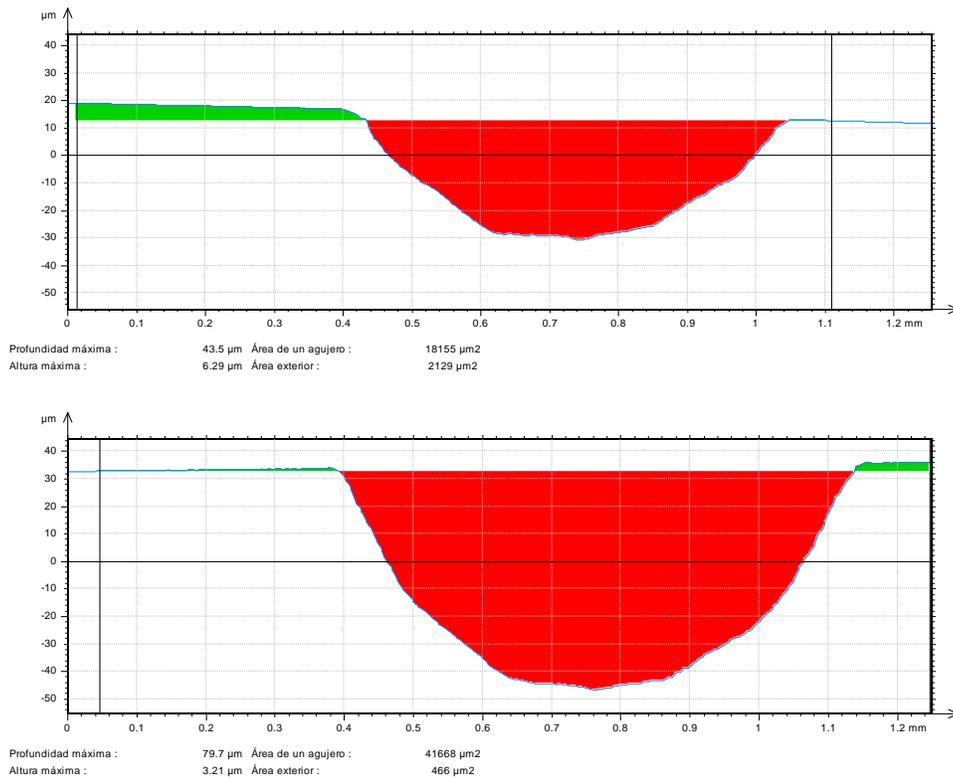


Figura A.12.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti6,28Mo agua.

1.4.2.- Ti11,08Mo_agua

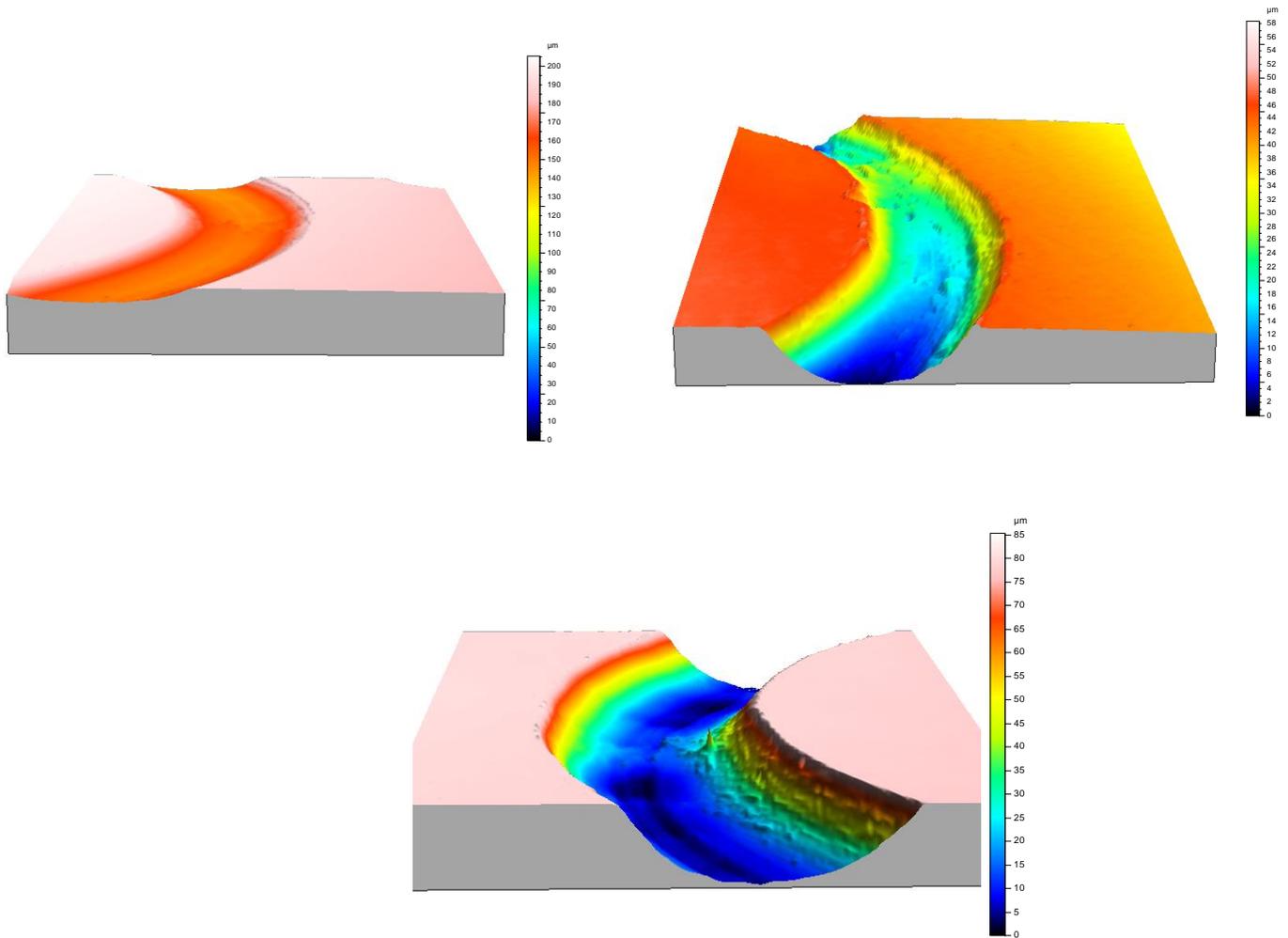


Figura A.13.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,08Mo agua.

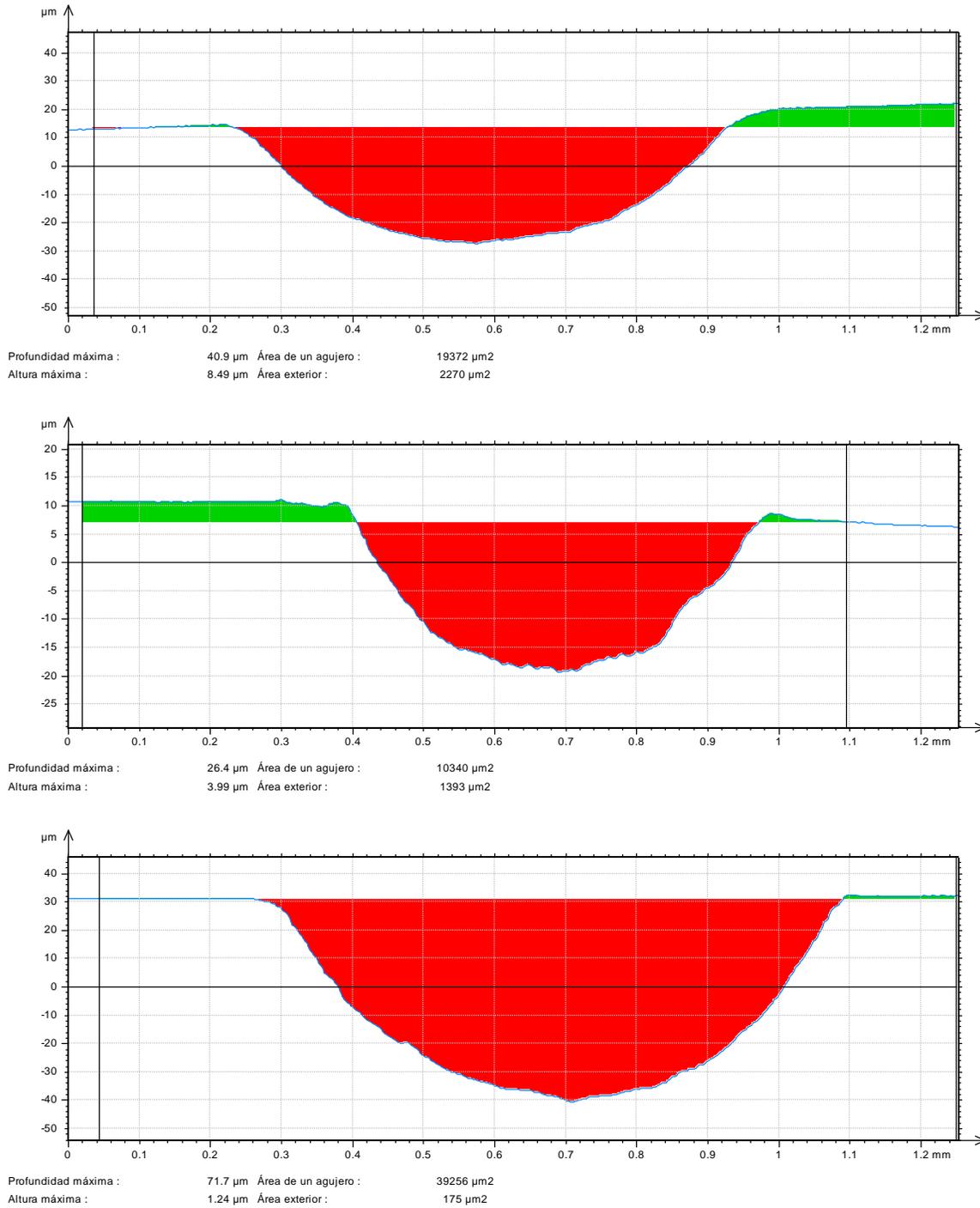


Figura A.14.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,08Mo agua.

1.4.3.- Ti11,84Mo_agua

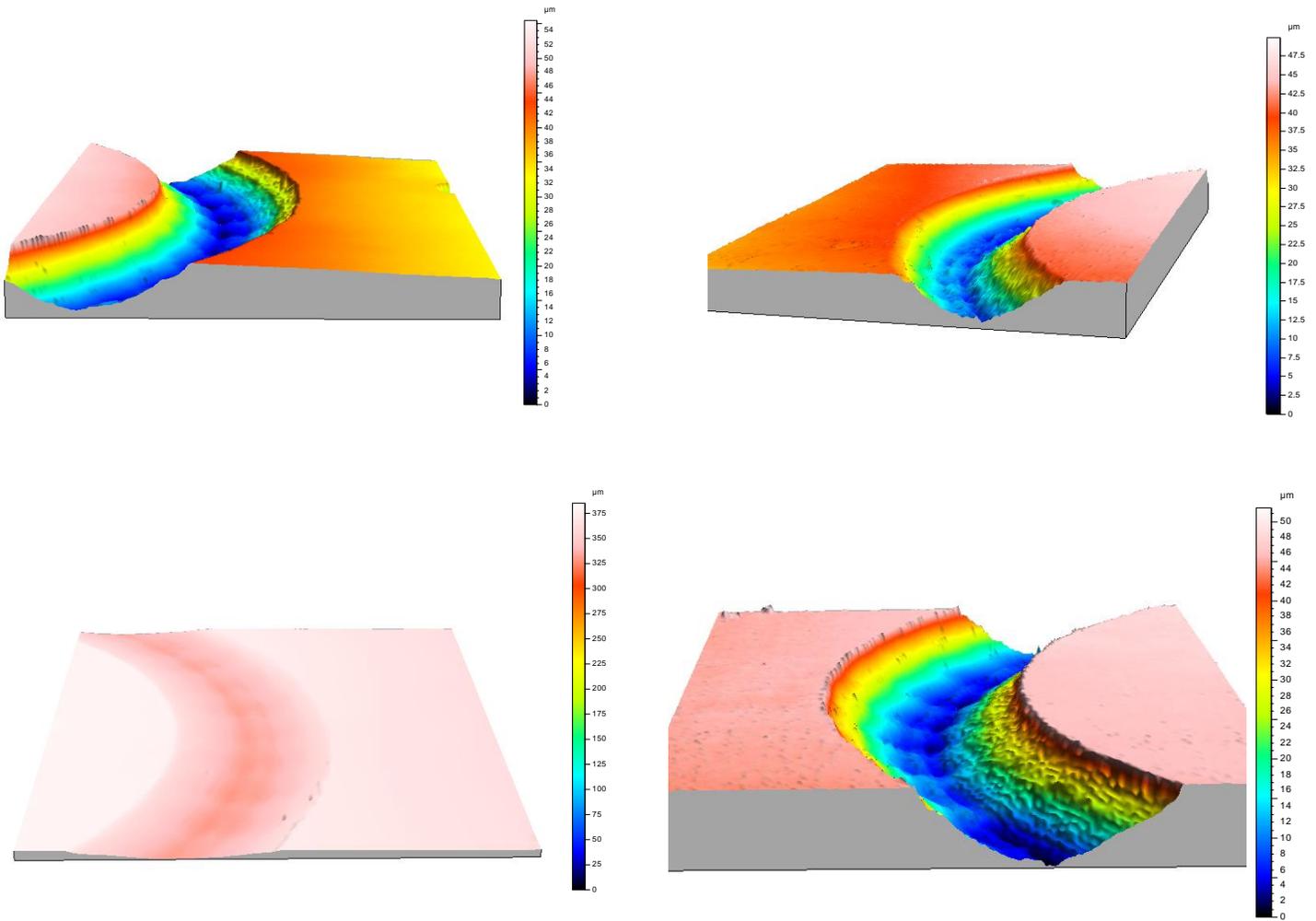


Figura A.15.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,84Mo agua.

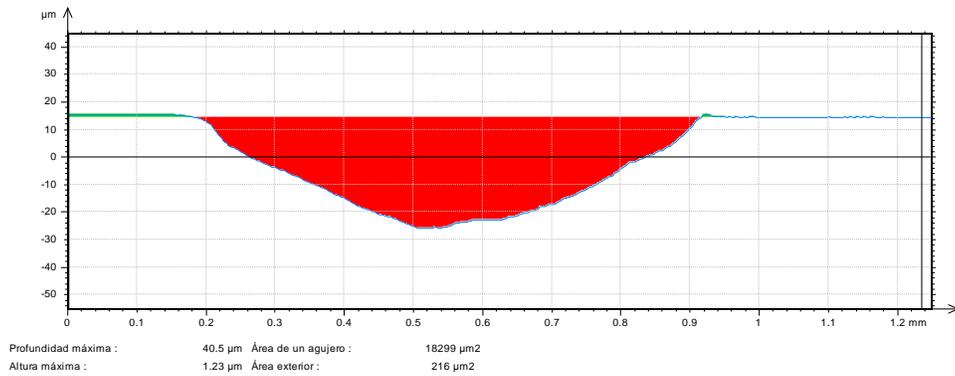
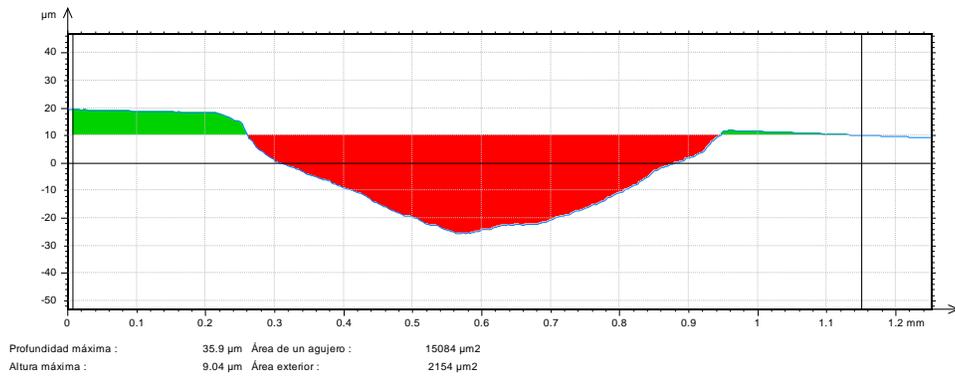
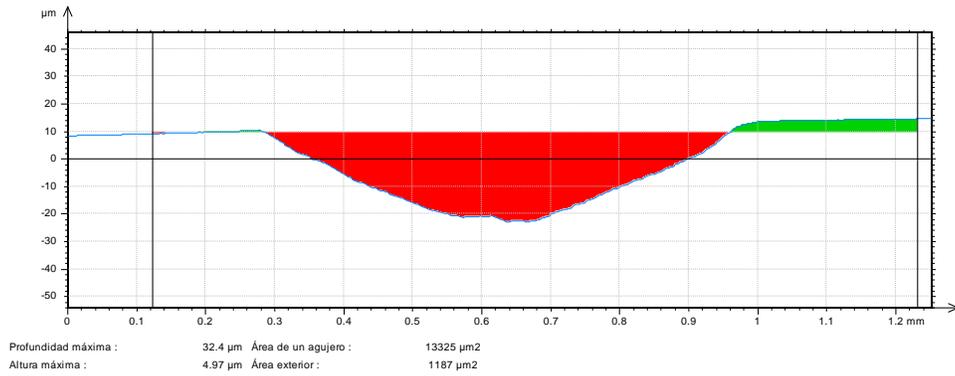
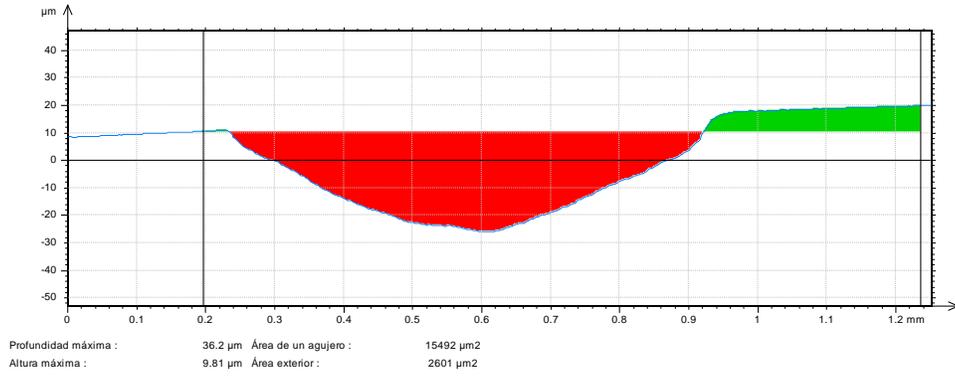


Figura A.16.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,84Mo agua.

1.5.- Aleaciones enfriadas al aire

1.5.1.- Ti6,28_1hora

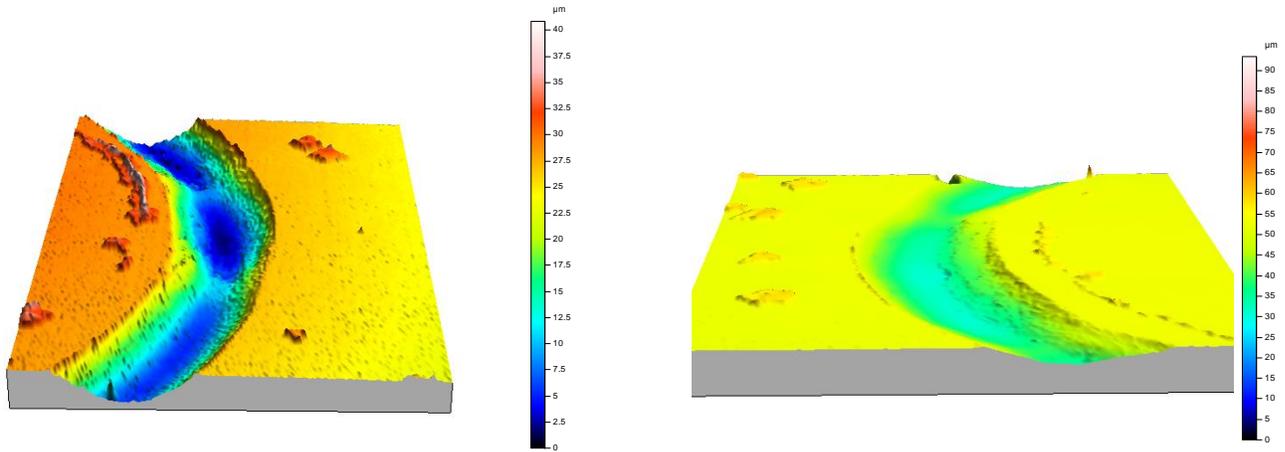


Figura A.17.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti6,28Mo_1hora.

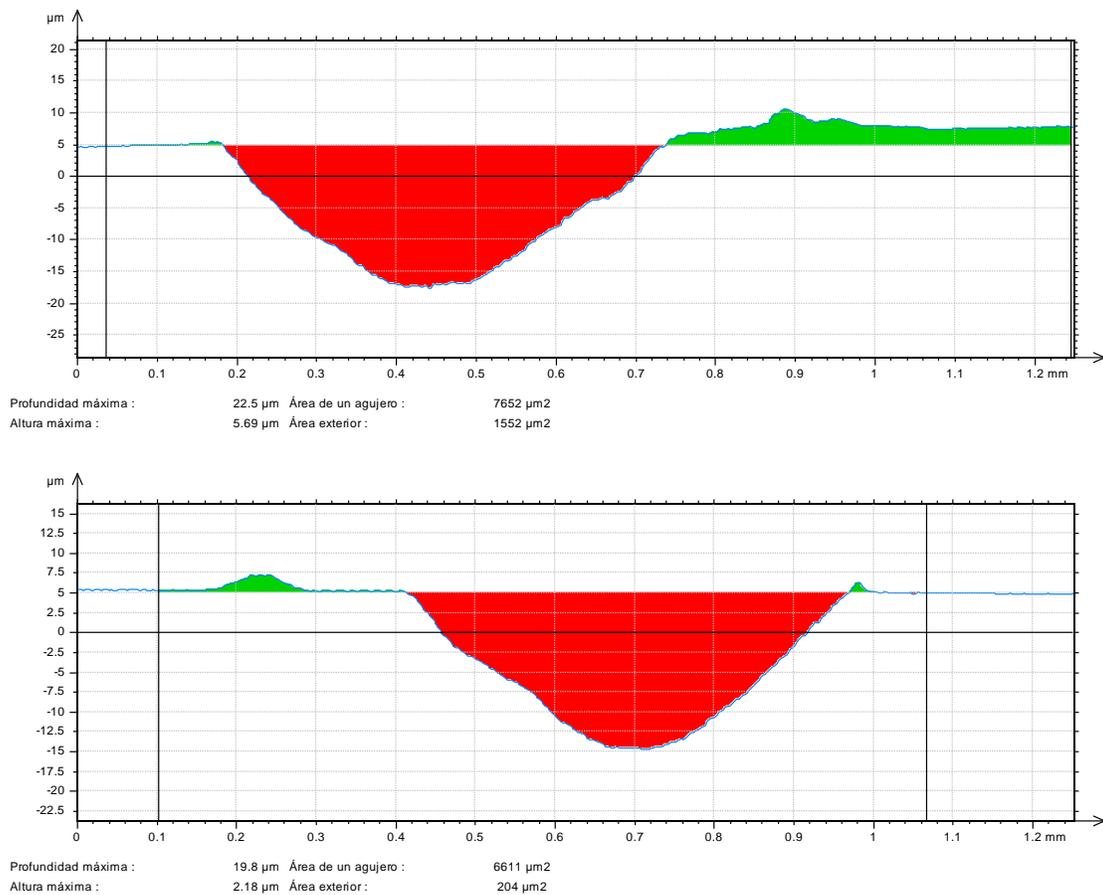


Figura A.18.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti6,28Mo_1hora.

1.5.2.- Ti11,08_1hora

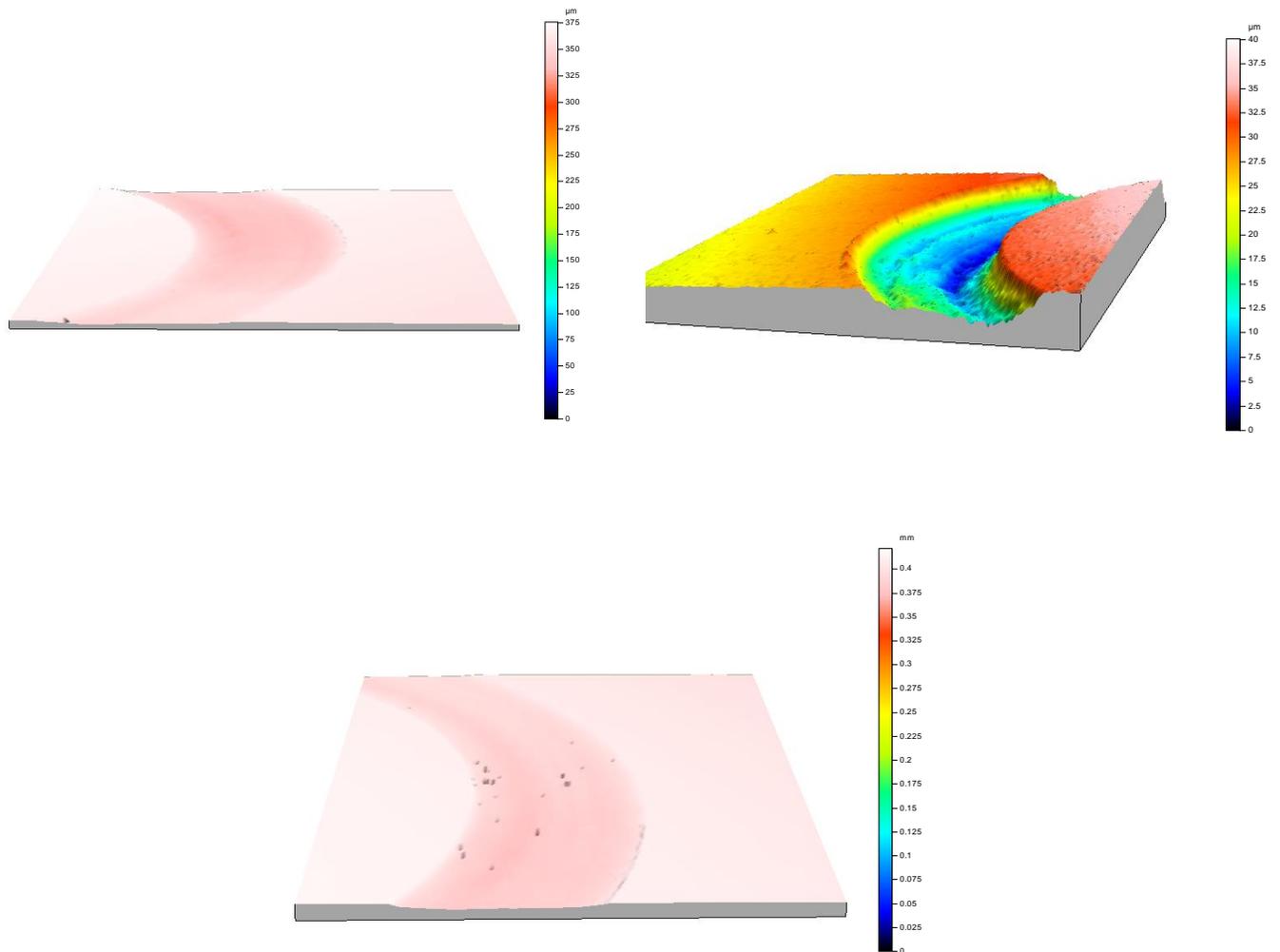


Figura A.19.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,08Mo_1hora.

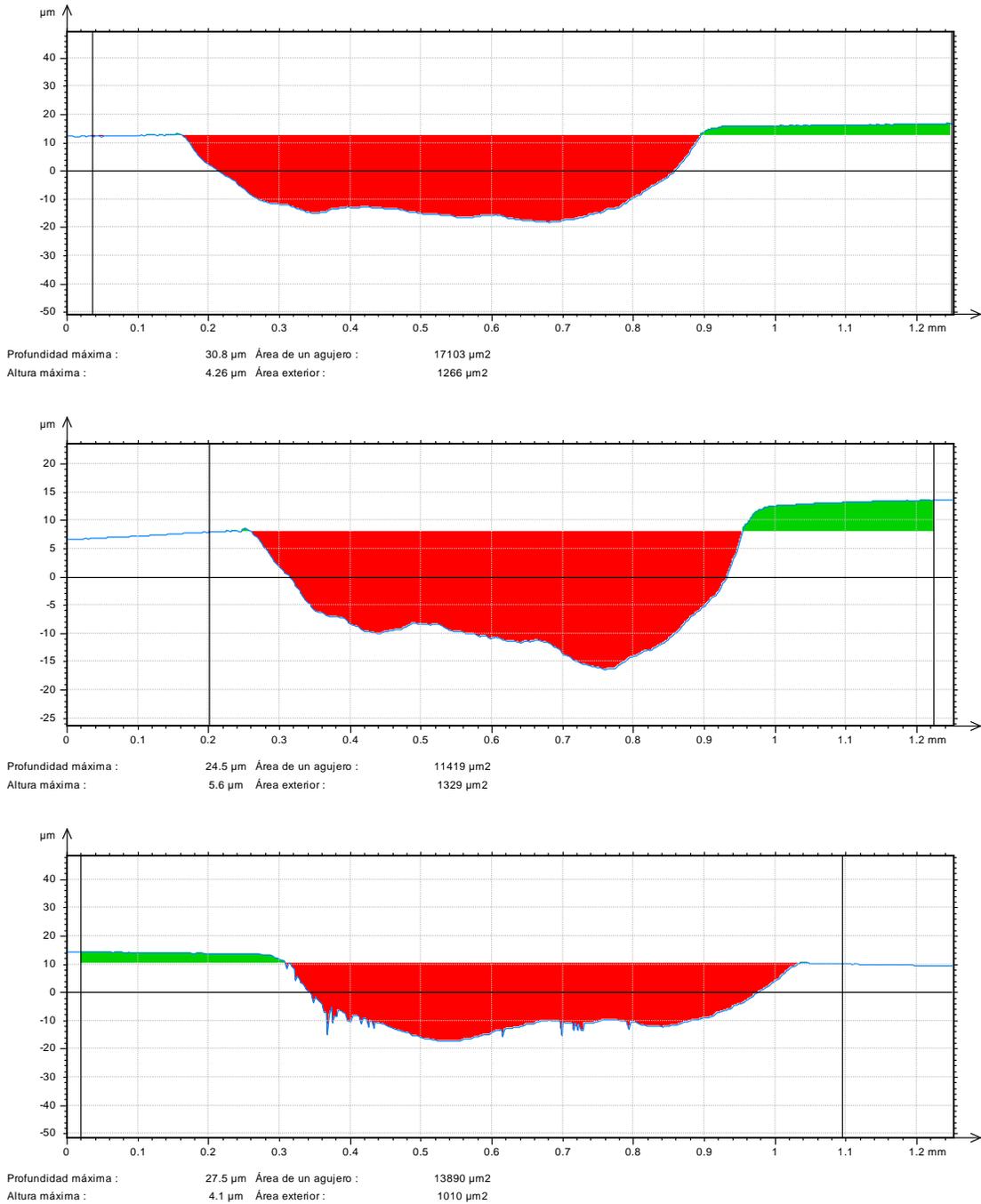


Figura A.20.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,08Mo_1hora.

1.5.3.- Ti11,84_1hora

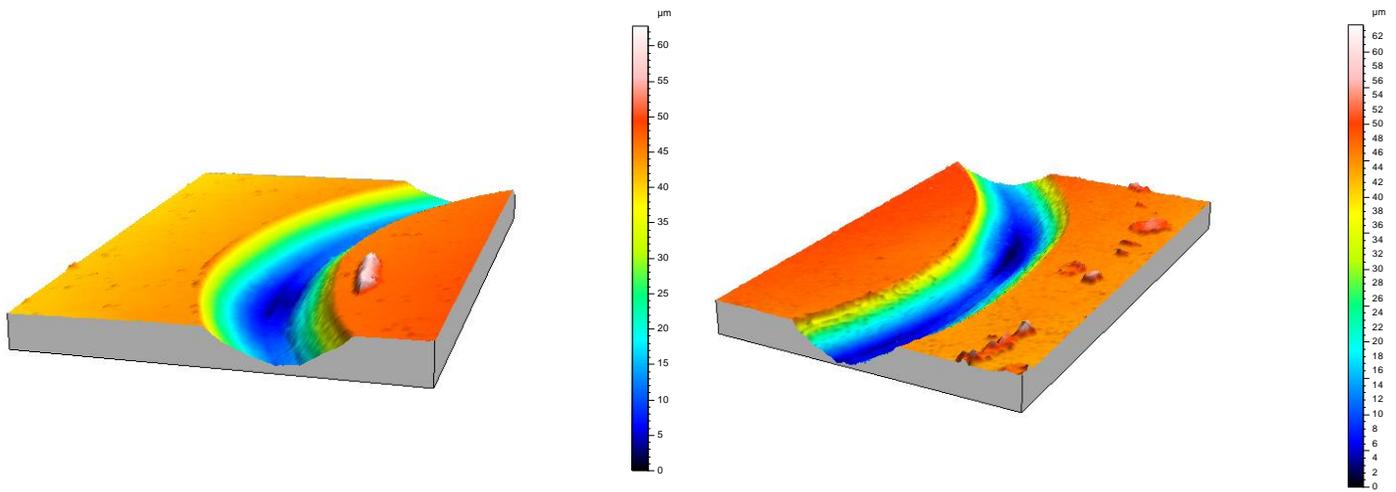


Figura A.21.- Perfilometría tridimensional de la aleación Ti11,84Mo_1hora.

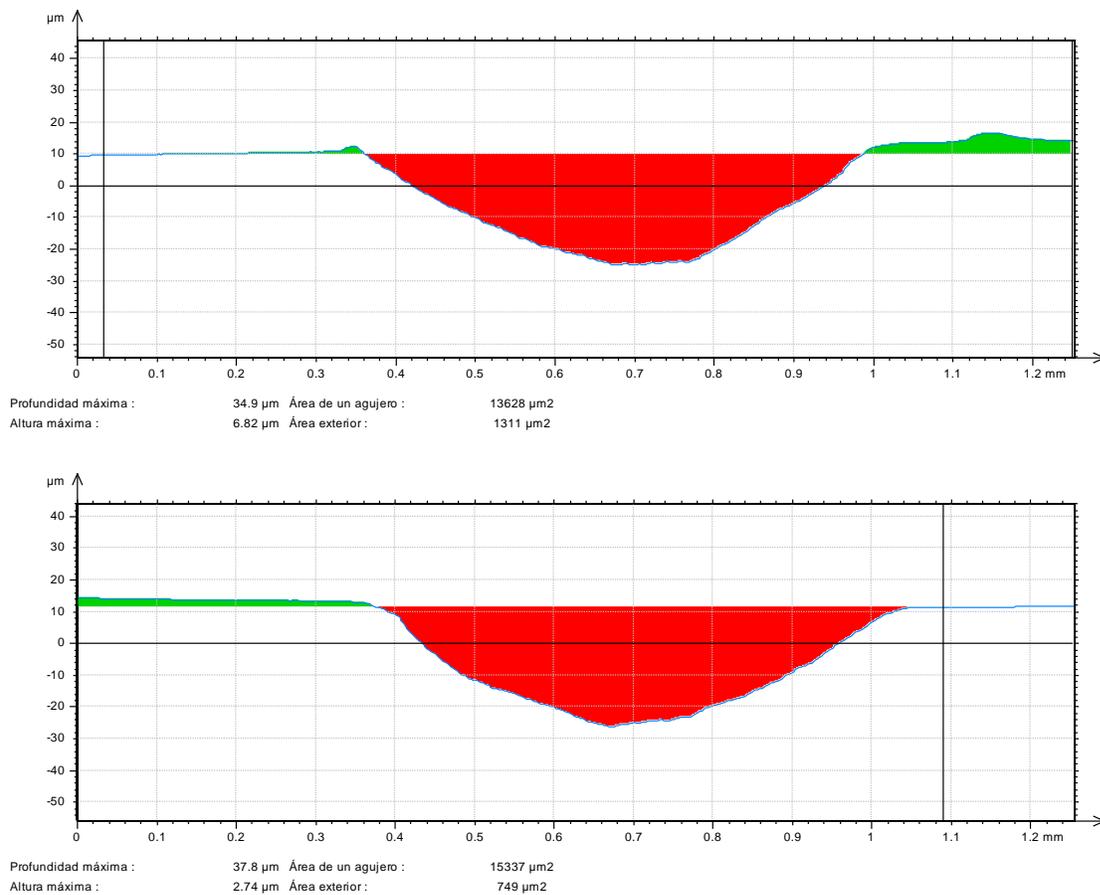


Figura A.22.- Cálculo del volumen de desgaste de la aleación Ti11,84Mo_1hora.

VII. Bibliografía

1. Bibliografía

- [1] H.P. Jost, “Lubrication (Tribology) Education and Research (“Jost Report”), Department of Education and Science, HSMI. Reino Unido (1996).
- [2] H.P. Jost, “The Tasks of Tribology Societies on a Changing World”, Opening Address, 2nd World Tribology Congress. Viena, (2001).
- [3] Bharat Bhusham, “Introduction to Tribology” 2nd Edition. John Wiley & Sons Ltd (2013).
- [4] H.P. Jost “Economic impact of Tribology”, National Bureau of Standard Special Publication, 423 (1974).
- [5] “Standard Terminology Relating to Wear and Erosion”, ASTM G40-05 (2005).
- [6] K.H. Zum Gahr “Microstructure and Wear of Materials” Eselvier Science Publishers B.V. (1987).
- [7] J.A.Williams, “Wear and Wear Particles-Some Fundamentals”, Tribology International, 38 (2005) 863-870.
- [8] Francisco Martínez Pérez, “Tribología: Ciencia y Técnica para el Mantenimiento”, Limusa Noriega Editores (2002).
- [9] S.M. Hsu, “Molecular Basis of Lubrication”, Tribology International, 37 (2004) 553-559.
- [10] Mikell P. Groover, “Fundamentos de Manufactura Moderna: Materiales, Procesos y Sistemas”, Prentice-Hall Hispanoamericana S.A. (1997).
- [11] Horst Czichos, “Tribology: a Systems Approach to the Science and Technology of Friction, Lubrication and Wear”, Eselvier Scientific Publishing Company (1978).
- [12] H.A.Spikes, “Sixty years of EHL”, Lubrication Science 2006; 18: 265-291.
- [13] Larry L. Hench and Ian Thompson, “Twenty-First Century Challenges for Biomaterials”, J.R. Soc. Interface (2010) 7, S379-S391.
- [14] M.Azzi, J.A. Szpunar, “Tribo-electrochemical Technique for Studying Tribocorrosion Behavior of Biomaterials”, Biomolecular Engineering 24, 443-446 (2007).
- [15] F.J.Gil y J.A.Planell, “Aplicaciones Biomédicas del Titanio y sus Aleaciones”, Biomecánica Originales.
- [16] Renato Altobelli Antunes, Mara Cristina Lopes de Oliveira, “Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: Mechanisms and mitigation”, Acta Biomaterialia 8 (2012) 937-962.

- [17] J.E.G. González, J.C. Mirza-Rosca, “Study of the Corrosion Behavior of Titanium and some of its Alloys for Biomedical and Dental Implant Applications”, *Journal of Electroanalytical Chemistry* 471 (1999) 109-115.
- [18] N.T.C. Oliveira, A.C. Guastaldi, “Electrochemical Stability and Corrosion Resistance of Ti-Mo Alloys for Biomedical Applications”, *Acta Biomaterialia* 5 (2009) 399-405.
- [19] W.F.Ho, C.P.Ju, J.H. Chern Lin, “Structure and properties of cast binary TiMo alloys”, *Biomaterials* 20 (1999), 20; 2115-22.
- [20] Sugano M, Tsuchida Y., Satake T., Ikeda M., “A Microstructural Study Fatigue Fracture in Titanium-Molibdenum Alloys”, *Mater Sci Eng A* (1998); 1-2:163-8.
- [21] Guo H, Enomoto M. “Surface Reconstruction Associated with a Precipitation in a Ti-Mo Alloy”, *Scripta Mater* 2006; 54:1409-13.
- [22] Sakedai E., Yoshimitsu D, Matsumoto H, Hashimoto H, Kiritani, “ β to ω Transformation due to Aging in a Ti-Mo Alloy Deformed in Impact Compression”, *Met Mater Sci Eng A* 2003; 1-3: 133-8.
- [23] Liu Y, Wei WF, Zhou KC, Chen F, Tang HP, “Microstructures and Mechanical Behaviour of PM Ti-Mo Alloy”, *J.Central South Univ Technol* 2003;2(10):81-6.
- [24] Oliveira NTC, Guastaldi AC, “Electrochemical behavior of Ti-Mo Alloys Applied as Biomaterials”, *Corrosion Science* 50 (2008) 938-945.
- [25] Francisco Devesa Albeza, “Estudio de las propiedades microestructurales y mecánicas de las aleaciones Ti-Mo obtenidas por pulvimetalurgia”, *Universidad Politécnica de Valencia* (2011).
- [26] José Ignacio Pedrero Moya, “Tecnología de Máquinas. Tomo I: Fundamentos. Ejes, acoplamientos y apoyos”, *Uned* (2005).
- [27] Jun Kotomori, Noriyuri Hisamori, Yosuke Ohmori, “The corrosion/wear mechanism of Ti-6Al-4V”. *Wear* 263 (2007).
- [28] A.C. Vieira, A.R. Ribeiro, J.P. Celis, “Influence of pH and corrosión inhibitors on the tribocorrosion of titanium in artificial saliva”. *Wear* 261 (2006).
- [29] Nadim J. Hallab, Joshua J. Jacobs, “Biologic Effects of implant debris”. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases* (2009).
- [30] *ASM Handbook Vol.9. “Metallography and Microstructures”.*