



Dyna

ISSN: 0012-7353

dyna@unalmed.edu.co

Universidad Nacional de Colombia  
Colombia

Uribe A., Juan Alejandro; Wilches P., Luis Vicente; Toro, Alejandro  
Coeficiente de fricción y mecanismos de degradación superficial en materiales usados para la  
construcción de implantes de juntas articulares  
Dyna, vol. 71, núm. 144, noviembre, 2004, pp. 111-121  
Universidad Nacional de Colombia  
Medellín, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=49614413>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica  
Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal  
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

# COEFICIENTE DE FRICCIÓN Y MECANISMOS DE DEGRADACIÓN SUPERFICIAL EN MATERIALES USADOS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE IMPLANTES DE JUNTAS ARTICULARES

JUAN ALEJANDRO URIBE A.

*Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, Grupo de Tribología y Superficies*

LUIS VICENTE. WILCHES P.

*Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, Grupo de Tribología y Superficies*

ALEJANDRO TORO

*Grupo de Tribología y Superficies, Escuela de Ingeniería de Materiales, Facultad de Minas, Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín, [aotoro@unalmed.edu.co](mailto:aotoro@unalmed.edu.co)*

Recibido 8 de Septiembre de 2004, aceptado 23 de Septiembre de 2004, versión final 4 de Octubre de 2004

**RESUMEN:** El presente estudio evaluó los materiales más usados en nuestro medio para la fabricación de implantes de juntas articulares, evidenciando los mecanismos de deterioro superficial presentes en tres tribosistemas: a) pin de acero AISI 316LVM contra un disco de acero AISI 316L, b) pin de acero inoxidable AISI 316LVM contra disco de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y c) pin de una aleación Ti6Al4V contra disco de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), con velocidad de deslizamiento de 0.58 m/s y diferentes cargas normales. Se adaptó una máquina de ensayos de desgaste normalizada del tipo pin – disco (norma ASTM G 99), de tal forma que permitiera sumergir el sistema en una solución de suero de sangre de bovino con una concentración de proteínas de 0.03 g/ml, la cual simula el ataque corrosivo al que se ven sometidos los materiales en las juntas implantadas dentro del cuerpo humano. Se midieron la variación de la fuerza y el coeficiente de fricción en el tiempo para estudiar el comportamiento del tribosistema, caracterizando las superficies desgastadas macro y microscópicamente con el fin de identificar los fenómenos de deterioro superficial. La adhesión fue el mecanismo predominante en el deslizamiento de los pares metal – polímero, mientras que la combinación de adhesión y abrasión fue responsable por un daño mucho mayor en el sistema metal-metal.

**PALABRAS CLAVE:** Biomaterial, UHMWPE, Juntas articulares deslizantes, Corrosión, Desgaste.

**ABSTRACT:** In this work several materials used for bearing joint implants were studied in order to identify the actual surface damage mechanisms in three different tribo-systems: a) AISI 316LVM stainless steel pin against AISI 316L stainless steel disc, b) AISI 316LVM stainless steel pin against Ultra High molecular weight polyethylene disc (UHMWPE), and c) Ti6Al4V alloy pin against UHMWPE disc. A constant sliding speed of sliding of 0.58 m/s and different normal loads varying from 5 to 50 N were used. Normalized wear tests were carried out in a pin-on-disc device (ASTM G 99 standard), which was adapted to a lubricated condition with a serum bovine solution (protein concentration of 0.03 g/ml) that simulates the corrosive attack within the human body. The time variation of friction force and corrosion potential was measured to study the behavior of the tribosystem, and the worn surfaces were characterized to establish the mass removal mechanisms. Adhesion was found to be the predominant mechanism in metal - polymer sliding, while a combination of adhesion and abrasion caused a higher damage in metal-metal interfaces.

**KEY WORDS:** Biomaterial, UHMWPE, bearing joints, corrosion, wear.

## 1. INTRODUCCIÓN

Este estudio buscó evidenciar los fenómenos de deterioro superficial presentes en los

materiales usados para la construcción de implantes en nuestro medio y establecer las causas por las cuales estos fallan, como punto de partida para mejorar su desempeño. Para

ello, se vio la necesidad de adaptar una máquina de ensayos de desgaste tipo pin – disco de tal forma que los parámetros de evaluación se aproximaran lo mejor posible a las condiciones del cuerpo humano, que será el destino final de estos materiales.

La medición de variables como la fricción y el potencial de corrosión fueron herramientas muy valiosas en este estudio junto con la caracterización de las superficies deterioradas, para identificar los mecanismos de degradación y realizar el análisis de los mismos. Esta etapa inicial del desarrollo tecnológico busca evaluar los materiales sin simular una junta deslizante real, que

involucra una configuración diferente y requiere el uso de un simulador de la articulación específica.

## 2. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

*Materiales:* Los materiales utilizados para el procedimiento de ensayo corresponden a pines metálicos contruidos en acero AISI 316LVM y Ti-6Al-4V (ASTM F136), y anillos de UHMWPE y acero AISI 316L conformados como probetas. La composición química en peso de los materiales metálicos se presenta en la tabla 1.

**Tabla 1** Composición química (%en peso) de los materiales utilizados.

Acero AISI 316LVM (% en peso)								
C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	Nb
0.013	0.28	1.89	0.017	0.001	17.47	2.70	14.61	<0.005

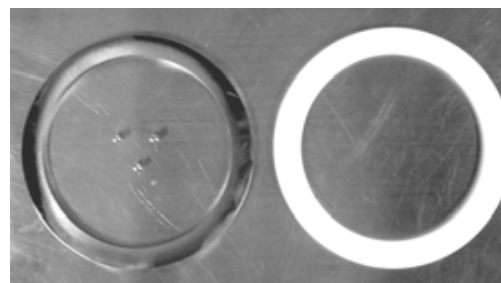
Acero AISI 316L (% en peso)								
C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni	
0.03max	0.075max	1.24	0.025max	0.01max	17.27	1.64	9.91	

Ti-6Al-4V (ASTM F136) (% en peso)							
Ti	N	H	Fe	O	Al	V	Y
BAL	0.007	0.0030	0.17	0.123	6.10	4.00	0.0050

El UHMWPE es un termoplástico industrial semi-cristalino, blanco y opaco que químicamente es un polietileno de alta densidad con un peso molecular muy elevado (4.5 millones g/mol) y posee una alta resistencia a la degradación química.

*Obtención y preparación de las muestras:* Se construyeron pines de acero AISI 316LVM y aleación de titanio Ti6Al4V4 de 6 mm de diámetro por 12 mm de longitud, con un redondeo de radio 0.5 mm en el borde de una de las caras planas, cuyas durezas corresponden a 341 y 352 HV respectivamente. (ver figura 1). Antes de cada ensayo se sometió la superficie de contacto del pin a un pulido metalográfico (0.08  $\mu$ m aprox). Los anillos de UHMWPE se construyeron de 170 mm de diámetro interior

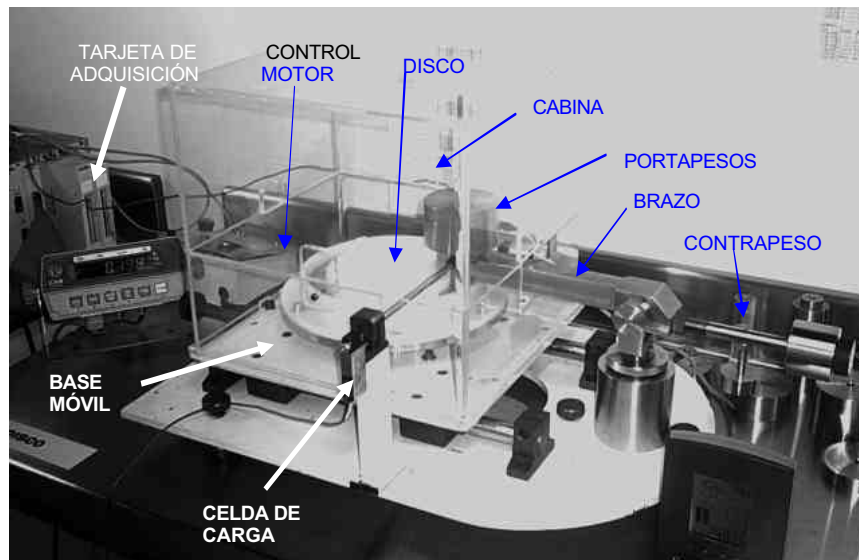
y 190 mm de diámetro exterior con un espesor de 5 mm. La dureza del UHMWPE fue 17 HV y la del acero AISI 316L 186 HV. Todas las probetas se almacenaron en ambiente seco, aisladas de agentes externos que pudiesen causar cambios no deseados en su superficie.



**Figura 1.** Probetas para los ensayos

*Adaptación de máquina tipo pin-disco para ensayo de biomateriales:* Como los ensayos con biomateriales se hacen en un medio que simula los efectos corrosivos de los líquidos corporales, se adaptó la máquina de ensayo

tipo pin-disco bajo norma ASTM G99 que opera en las instalaciones del Laboratorio de Tribología de la Universidad Nacional de Colombia – Sede Medellín. La máquina adaptada se muestra en la figura 2.



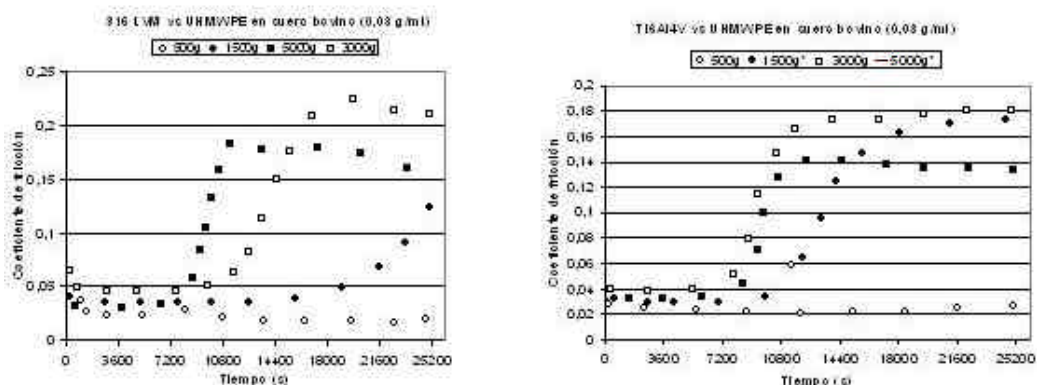
**Figura 2.** Máquina ASTM G99, adaptada para ensayos con biomateriales.

*Ensayos de Corrosión – desgaste:* En la máquina de ensayo pin – disco [ASTM G- 99] modificada, se realizaron diferentes tipos de ensayo para observar el comportamiento del coeficiente de fricción en el tiempo y el comportamiento del potencial de corrosión, utilizando cuatro cargas normales de 0.5, 1.5, 3 y 5 Kgf, con una velocidad de deslizamiento fija de 0.58 m/s y usando pares tribológicos correspondientes a un anillo de UHMWPE contra pin de acero AISI 316LVM, anillo de UHMWPE contra pin de Ti6Al4V y anillo de acero AISI 316L contra pin de acero AISI 316 LVM; además, se introdujo un electrodo de referencia de plata cloruro de plata 1M para medir el potencial de corrosión. El medio en el cual se sumergió el tribosistema correspondió a una solución de suero de sangre de bovino, que simula las condiciones corporales de lubricación y ataque químico, con una concentración de proteínas de 0.03 g/ml. [Dubleton JH 1981].y [norma ASTM F-732].

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1 Tribosistemas metal – polímero

Durante el estudio realizado con los pares de biomateriales metal-polímero que se usan para la construcción de implantes se observó un comportamiento particular del polímero en el cual sus propiedades varían en el tiempo dependiendo de la carga normal empleada (fenómeno viscoelástico [Ludema. K. C]) afectando el comportamiento del coeficiente de fricción. En la figura 3, se presenta el coeficiente de fricción en función del tiempo de deslizamiento, para el par tribológico compuesto por un pin de acero AISI 316LVM deslizando contra un disco de UHMWPE (POLITRON U4) y un pin de Ti6Al4V deslizando contra un disco de UHMWPE (POLITRON U4), en solución de suero de sangre de bovino (concentración de proteínas 0.03 g/ml) durante 7 horas y con velocidad de deslizamiento de 0.58 m/s, para diferentes cargas normales.

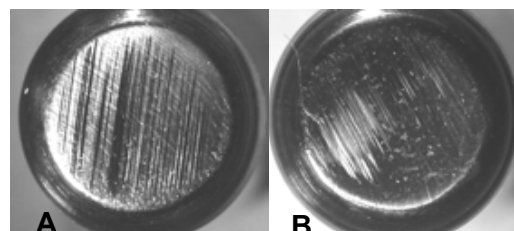


**Figura 3.** Coeficiente de fricción en función del tiempo de deslizamiento bajo diferentes condiciones de carga normal aplicada, para un par acero AISI 316 LVM contra UHMWPE (izquierda) y una aleación de Ti6Al4V contra UHMWPE (derecha) en suero bovino con una concentración de proteínas de 0.03 g/ml.

Las curvas de la figura 3 pueden descomponerse en cuatro regiones fácilmente distinguibles: La primera corresponde al inicio del deslizamiento, donde se observa una rápida disminución (en pocos segundos) del coeficiente de fricción, asociada con el período de acomodamiento de las superficies. En la segunda región, el coeficiente de fricción permanece constante durante un periodo razonable de tiempo (entre 30 min y 2 h) hasta un punto donde empieza a aumentar rápidamente. La tercera región, corresponde a un incremento acelerado del coeficiente a partir del valor registrado en la región dos, siendo encontradas variaciones relativas de hasta 600%. En la cuarta región, el coeficiente vuelve a ser constante y se mantiene en valores superiores a los presentados en la región dos, hasta que la película de polímero se desprende por fatiga u otro fenómeno de intercara, desprendimiento que incentiva el proceso de formación de una nueva capa de polímero.

La observación de las superficies desgastadas indicó que el incremento acelerado de la región tres ocurre por la intensificación de la adhesión del polímero sobre la superficie metálica, como se observa en la figura 4, en la que puede verse la superficie del pin antes y después del aumento del coeficiente de fricción, para las mismas condiciones de carga y velocidad.

La figura 4 muestra que cuando el coeficiente de fricción es constante en la región dos, la superficie del pin presenta la adhesión de una fina capa de polímero que no es observable a simple vista pero puede ser revelada usando el estereoscopio (manchas oscuras en la figura 4 A). La formación y estabilidad de esta película permite que el coeficiente de fricción se mantenga en niveles bajos, como consecuencia de su acción lubricante. La figura 4 B, revela la superficie del pin en el momento donde el valor del coeficiente empieza a elevarse sustancialmente en un sector determinado de la superficie, como consecuencia de un favorecimiento de la adhesión en la intercara de contacto.



**Figura 4.** Superficie de pines de AISI 316LVM deslizando contra UHMWPE. Carga normal 5000gf, velocidad 0.58 m/s. a) Ensayo detenido antes del inicio de la región 3. Se observa una película delgada vista a contraluz. (B) Ensayo detenido en la región 3. Se observa acumulación de polímero sectorizada.

Allí se observó cómo la fina película de polímero, que era inicialmente transparente, se torna blanca debido a un aumento de su espesor.

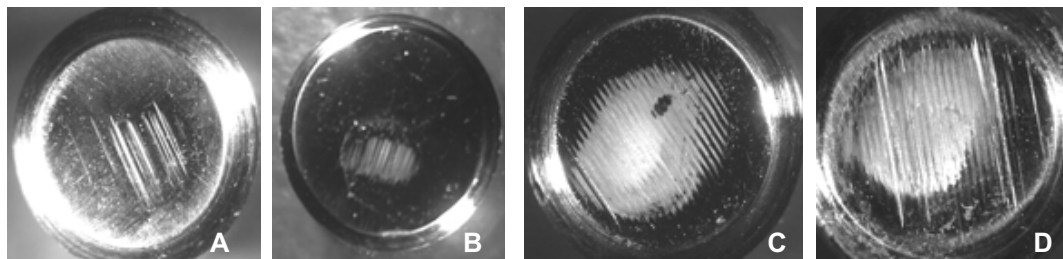
Retomando la figura 3, en la región dos el coeficiente de fricción permanece constante y luego cambia a la región tres, donde ocurre un ascenso debido al aumento en el espesor y tamaño de la película de polímero adherida a la superficie. Al elevarse la fricción, la fuerza de adhesión de la intercara se hace mayor, siendo en algunos casos superior a la fuerza de cohesión en la sub-superficie, provocando el desprendimiento de capas que se adhieren al pin y permiten que se configure un contacto polímero-polímero. En otro caso, por su comportamiento viscoelástico en virtud del aumento de temperatura y la deformación en el contacto, las propiedades del polímero cambian en el tiempo, propiciando una mayor pérdida de material.

### 3.1.1 Efecto de la variación de la carga normal

El cambio de las propiedades superficiales del polímero con la temperatura y el efecto del tiempo de ensayo, durante la región tres,

favorecen la unión de las especies atómicas del UHMWPE del contracuerpo y los de la película formada en la superficie del pin en la etapa inicial del deslizamiento. Esta unión atómica es posible a pesar de ser un deslizamiento lubricado, debido a las condiciones de lubricación marginal que se establecen debido a la alta presión y la velocidad de deslizamiento, la cual es inferior a la necesaria para alcanzar un régimen hidrodinámico permitiendo el contacto entre las rugosidades de las dos superficies. Esta afirmación parte de lo observado en las superficies, donde el polímero se adhiere al metal. Por otro lado, la curva de variación del coeficiente de fricción para una carga de 0.5 Kgf no presenta región tres durante el tiempo de ensayo empleado, lo que indica que los efectos viscoelásticos toman tiempos mucho más prolongados, debido a que la presión de contacto y la temperatura de intercara son bajas para dicha carga.

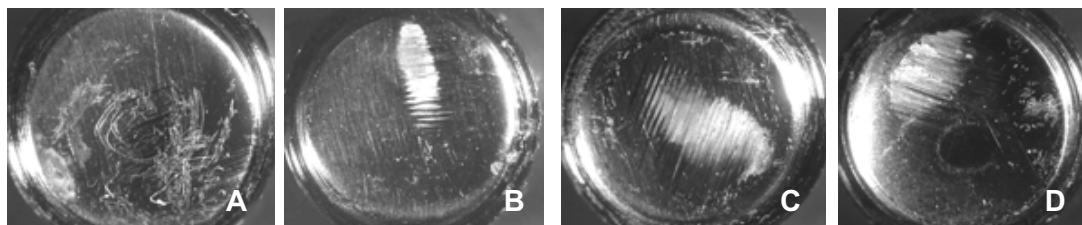
En las imágenes de la figura 7, correspondientes a la superficie de los pines después de los ensayos con diferentes cargas normales, se evidencia que a mayor presión de contacto la cantidad de polietileno adherido a la superficie del pin aumenta.



**Figura 7** Superficie de pines de acero AISI 316 LVM con adhesión de polietileno UHMWPE después de 7 horas y con velocidad de deslizamiento de 0.58 m/s. (A) 500 gf, (B) 1500 gf, (C) 3000 gf, (D) 5000 gf.

La figura 7, evidencia que para 0.5 Kgf apenas se ven unas pequeñas líneas de adhesión de polímero en el sentido del deslizamiento, mientras que para cargas intermedias y altas (1500 gf y 3000 gf - 5000 gf respectivamente) se observa un área de

adhesión mayor que se va incrementando a medida que aumenta la presión de contacto. El análisis estereoscópico del par de Ti6Al4V presentó un comportamiento similar al sistema que involucra el acero AISI 316LVM, que se muestra en la figura 8

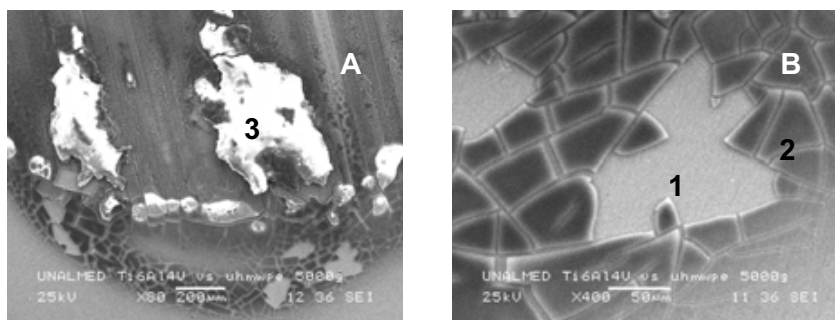


**Figura 8.** Superficie de los pines de Ti6Al4V con adhesión de polietileno UHMWPE después de 7 horas y con velocidad de deslizamiento de 0.58 m/s. (A) 500 gf, (B) 1500gf, (C) 3000gf, (D) 5000gf.

### 3.1.2 Mecanismos de Degradación Superficial

*Adhesión:* El mecanismo de degradación superficial más importante en el deslizamiento del sistema de acero AISI 316LVM -UHMWPE y el sistema Ti6Al4V – UHMWPE es la adhesión, fenómeno que comienza con la aparición de una micropelícula de polímero que se forma en la

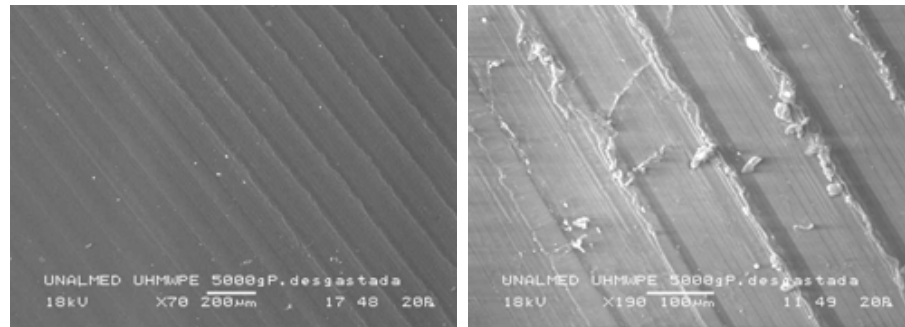
primera etapa del deslizamiento, cubriendo la superficie del metal en una gran extensión y que cuando se funde sirve de lubricante mientras no se presente el fenómeno viscoelástico (Ver figura 3). En las imágenes de la figura 9, se muestra como el polímero se adhiere a la superficie del metal y posteriormente se acumula sobre la capa formada en la primera instancia del deslizamiento.



**Figura 9.** Adhesión de UHMWPE al pin de acero AISI 316 LVM; carga 3000gf. Adhesión de UHMWPE al pin de Ti6Al4V; carga 5000gf. (A ) Proas<sup>3</sup> y fractura de la micropelícula<sup>2</sup> de UHMWPE sobre Ti6Al4V<sup>1</sup>. (B) Exposición del Ti6Al4V por la fractura de la capa.

Las figuras 9 (A) y (B) supone la existencia de un fenómeno de fatiga térmica que provoca agrietamientos en la película debidos a la diferencia entre su coeficiente de dilatación térmica y el del metal. Además, se observan las proas donde se acumula mayor cantidad de polímero, el cual posteriormente será desprendido y saldrá de la zona de contacto, aunque en algunos casos puede adherirse nuevamente a la superficie. Esta película se deposita sobre la mayor parte de la cara del pin, existiendo regiones donde su espesor se incrementa, formando proas como consecuencia de una considerable

deformación plástica. Los altos esfuerzos de deformación y la fatiga térmica en la intercara hacen que película se fracture, principalmente delante de las proas donde se encuentran los puntos de adhesión más severa, dejando zonas de la superficie metálica descubiertas donde se forma una nueva película a expensas del desgaste del polímero. La figura 10 muestra como en el polímero, en la zona desgastada se borran los surcos hechos durante el maquinado, debido a la deformación plástica experimentada por éste durante el deslizamiento.



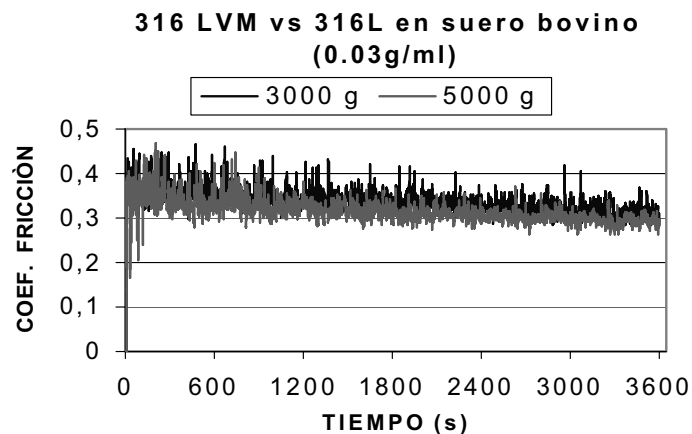
**Figura 10.** Huella de desgaste (izquierda) e indicios de deformación plástica (Derecha). Superficie de UHMWPE deslizando contra acero AISI 316LVM, carga 5000gf.

El tamaño de estas capas es tan pequeño que su masa no es posible medirla con una balanza analítica con una resolución de diezmilésima de gramo [Uribe & Wilches]. Por ello, se determinó que en este par tribológico no hay desgaste del Ti6Al4V ni del acero AISI 316LVM, pero sí hay pérdida del UHMWPE, siendo la tasa de desgaste muy baja pero suficiente para permitir la

formación de residuos muy pequeños que pueden viajar a través del torrente sanguíneo.

### 3.2 Tribosistema metal – metal

En estos ensayos se utilizaron las cargas normales más altas de los sistemas estudiados previamente para comparar su desempeño, como se observa en la figura 11.



**Figura 11.** Variación del coeficiente de fricción con el tiempo de deslizamiento en función de la carga normal aplicada, para un acero AISI 316LVM deslizando contra un acero AISI 316L en suero bovino con una concentración de proteínas de 0.03 g/ml.

El tiempo de ensayo tuvo que disminuirse a 1 hora por el desgaste tan severo observado en ambos materiales durante este período de tiempo, que degradó el suero debido a la cantidad de viruta embebida en él. Analizando la curva presentada en la figura 11, se puede observar la condición tan diferente de deslizamiento que se establece en

este par tribológico, donde el coeficiente de fricción va disminuyendo a medida que se acomodan las superficies hasta alcanzar un valor medio respecto al cual empieza a oscilar. Estas variaciones que se observan en la curva corresponden al mecanismo de desgaste presente, en el cual la fricción aumenta cuando se adhieren los dos

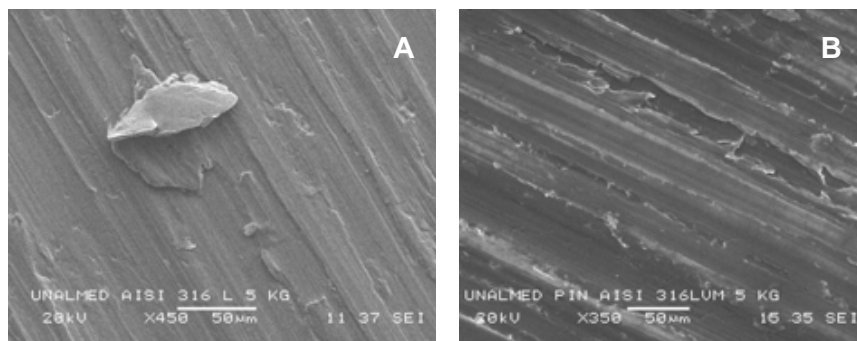


materiales y disminuye cuando se vence la resistencia de la intercara con un posterior desprendimiento de viruta. Además, como estos materiales endurecen significativamente por deformación, las virutas que quedan dispersas en la solución al entrar en la intercara generan abrasión dejando rayas en ambas superficies.

El coeficiente de fricción permaneció aproximadamente constante para las cargas normales utilizadas, con una variación del 7% entre los valores medios reportados (0.31 para 5 Kgf y 0.33 para 3 Kgf). Esta variación se considera pequeña teniendo en cuenta que las reportadas en pruebas de desgaste son en general del orden de 25% o más [ASTM G 115 –93]. Este comportamiento corresponde a una deformación plástica de las asperezas, comportamiento muy reconocido en metales dúctiles.

### Mecanismos de Degradación Superficial

**Adhesión y Abrasión:** Aunque se encontraron tres mecanismos de degradación superficial de carácter mecánico (adhesión, abrasión, fatiga térmica) durante el deslizamiento del acero AISI 316LVM contra acero AISI 316L, el mecanismo que predomina y da lugar al otro es la adhesión. Durante los ensayos se evidenció un rápido desprendimiento de viruta (luego de pocos ciclos de desgaste) de ambas superficies producto del deslizamiento, a pesar de la lubricación y del excelente acabado superficial de los dos materiales ( $R_q$  0.08  $\mu$ m aprox). La figura 13, presenta las superficies del pin de acero AISI 316LVM y el disco de acero AISI 316L, donde se muestra como la adhesión desprende viruta de ambos materiales (Fig 13 A), la cual posteriormente se endurece por deformación y genera surcos de abrasión en la superficie (Fig 13 B).

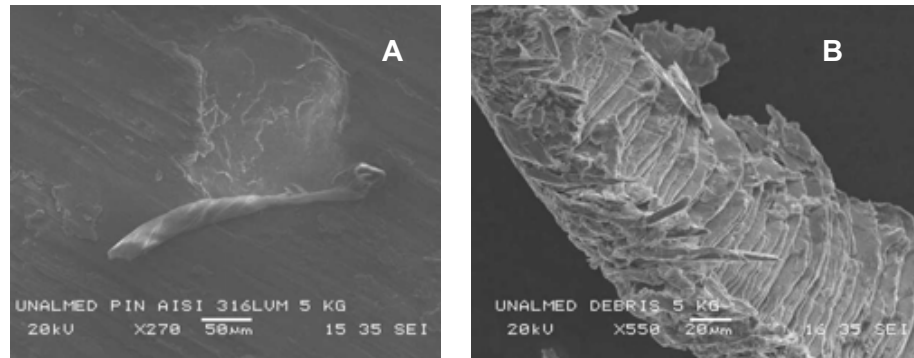


**Figura 13.** Marcas de adhesión y abrasión del acero AISI 316LVM deslizando contra acero AISI 316L en suero bovino (0.03 g/ml proteínas) con una carga 5 Kgf y velocidad de deslizamiento 0.58 m/s. (A) Adhesión en el acero AISI 316L. (B) Surcos de abrasión en el acero AISI 316LVM.

El modo como se desprende la viruta y se deforma para salir de la intercara de contacto confirma la alta deformación plástica experimentada por los dos materiales mostrada en la figura 15.

Además, la cantidad de material retirado de la superficie durante 1h de ensayo hace que el par tribológico no sea adecuado para aplicaciones de juntas deslizantes humanas por su pobre resistencia al desgaste. La

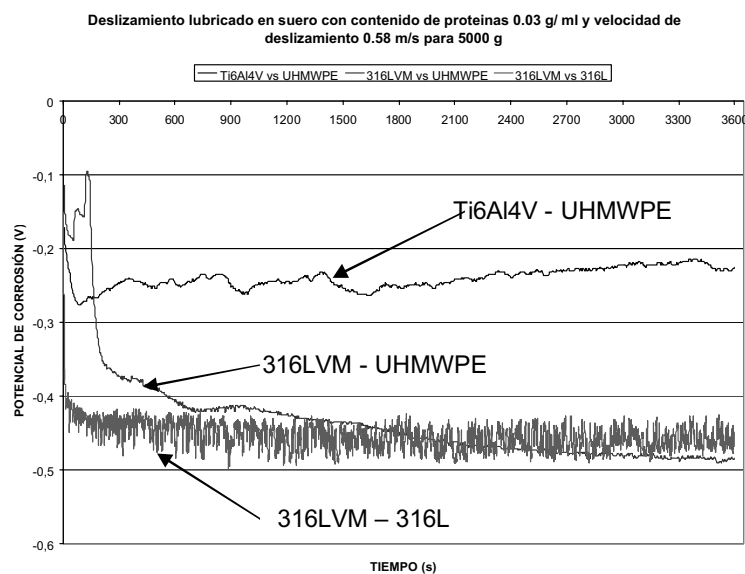
imagen de la figura 15 A muestra que las virutas, conocidas como *debris*, cuando se van desprendiendo de la superficie permiten una alta deformación, logrando formas particulares con espiras; y en la figura 15 B se observa en detalle la deformación de la viruta en forma de láminas que se deslizan unas sobre otras como si correspondieran a una baraja de cartas [Uribe & Wilches, 2004].



**Figura 15.** Viruta del acero AISI 316LVM deslizando contra acero AISI 316L en suero bovino (0.03 g/ml proteínas), carga 5000 gf y Vel 0.58 m/s. (A) Desprendimiento de viruta del acero AISI 316LVM (B) Viruta que sale de la intercara, altamente deformada.

**Corrosión:** En cuanto al comportamiento en corrosión el tribosistema que involucra la aleación de Ti6Al4V tiene una mejor repuesta debido a que durante el deslizamiento, mientras el sistema está agitado, su potencial de corrosión se desplaza hacia arriba con respecto al potencial cuando no lo está. Es decir que se protege ampliando su zona catódica. Por otro lado, los pares que involucran el acero AISI 316LVM desplazan

su potencial hacia abajo ampliando su zona anódica y presentando una mayor tendencia a corroerse. Se aclara que esta tendencia no quiere decir que el metal se corroa o que no vaya a tener una buena respuesta en el medio utilizado, sino que clasifica al Ti6Al4V como un material con mejor protección contra corrosión que a los inoxidable. Este comportamiento se muestra en la figura 16.



**Figura 16.** Comparación del potencial de corrosión para los tribosistemas, en suero bovino con una concentración de proteínas de 0.03 g/ml, velocidad de deslizamiento 0.58 m/s y carga normal de 5 Kgf.

#### 4. CONCLUSIONES

El coeficiente de fricción fue mucho más bajo para los pares metal - polímero que para el par metal - metal, con valores 7.5 veces más bajos en la región donde la fricción permanece constante (región 2 en las curvas de variación con el tiempo).

El mecanismo de degradación superficial más importante en los pares metal - polímero fue la adhesión de polímero a la superficie metálica, la cual hizo cambiar la condición de deslizamiento de metal-polímero a polímero-polímero. La cantidad de polímero adherido a la superficie aumentó con la carga normal, siendo el sistema AISI 316LVM-UHMWPE el que exhibió este fenómeno de manera más intensa.

En el sistema metal - metal la adhesión produjo el desprendimiento de material endurecido de ambas superficies, dando lugar a un fenómeno abrasivo cuando estos residuos entraron en la intercara nuevamente por la recirculación de fluido, dejando surcos en ambas superficies.

Las condiciones de rozamiento en la intercara metal - polímero cambiaron con el tiempo debido a la respuesta viscoelástica del polímero durante el deslizamiento. Esta respuesta se manifestó a través del aumento del coeficiente de fricción después de un determinado tiempo de contacto, siendo este tiempo menor para cargas de contacto mayores.

La resistencia a la corrosión de los metales evaluados en ensayos de corrosión-desgaste en suero bovino fue excelente, siendo el Ti6Al4V el que mejor respuesta ofreció debido a que su potencial de corrosión aumentó durante el ensayo, reduciendo así la zona de reacción anódica.

#### BIBLIOGRAFÍA

[1] ALBARRACIN AGUILLON, Pedro R. Tribología y lubricación industrial y

automotriz. Tomo 1, 2ª ed. Ed LITOCHOA, Bucaramanga 2000. 90 p

[2] ASTM NORMA. F- 732 – 00 Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total joint Prostheses. ASTM Copyright. United State 2000

[3] ASTM NORMA G 99-95a (2000)e1 Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-on-Disk Apparatus. ASTM Copyright. United State 2000.

[4] ASTM NORMA G 115-93 (1994), Standard Guide for Measuring and Reporting Friction Coefficients. ASTM Copyright. United State 2000.

[5] BARTENEV, G. M & LAVRENTEV, V. Friction and wear of polymers. Ed Elsevier scientific publishing company. New York 1981. 1-29 p

[6] DUBLETON J.H. Tribology of natural and artificial joint., Elsevier North-Holland; London. 1981.406 p

[7] FONTANA & GREEN. Corrosion Engineering/ by Fontana & Editorial Mc Graw Hill et al 1978 311, 321p.

[8] HORST Czichos, BAM. ASM Abrasion and Wear, Design of friction and wear experiments. Vol 18 480-487 p.

[9] HUTCHINGS, Ian. M. Tribology friction and wear of engineering materials. Ed Edwar Arnold. 1992. 22-25 p

[10] LUDEMA. K.C. Friction, wear, lubrication: textbook in tribology / by K.C Ludema. Editorial CRC Press, Inc. 1996. 36,40,58,61,97,141,144 p.

[11] METALS HANDBOOK. Metallography and microstructures. Vol 9<sup>th</sup> ninth edition Metals Park OHIO 1985.

[12] RABINOWICZ, Ernest., Friction and wear of materials. Edit John Wiley & Sons, Inc. 1965. 54, 167-191 p

- [13] RAMIREZ, B.; ALZATE, H.; TORO, A.; CHAVES, C. Influencia de la deformación plástica sobre la resistencia a la corrosión del acero AISI 316LVM usado para implantes quirúrgicos. 2002 Trabajo dirigido de grado. Universidad Nacional de Colombia, Sede Medellín.
- [14] RAVAGLIOLI, A. & KRAJEWSKI, A. Bioceramics Material – properties Applications. Ed. Chapman & Hall. 1 p
- [15] SHI, B. AJAYI, O.O. FENSKE. ERDEMIR, A. LIANG, H. Tribological performance of some alternative bearing materials for artificial joints. Wear and International Journal on the science and technology of friction, lubrication and wear. Vol 255. Ed Elsevier. Great Britain. 2003. 1016 p.
- [16] SILVA, Carlos Henrique da; SINATORA, Amilton. Degradação do UHMWPE e do POM devido à ação tribológica contra aço inoxidável e alumina, 2003. 262 p Tesis de Doctorado, Universidade de Sao Paulo, Brasil..
- [17] URIBE, J. Alejandro & Wilches, L. Vicente; Toro A. Corrosión – desgaste de materiales usados para la construcción de implantes de juntas articulares. 2004. 143 p.
- Trabajo dirigido de grado. Universidad Nacional de Colombia – Sede Medellín.
- [18] VON RECCUM, Andreas. Handbook of Biomaterials Evaluation Scientific, Technical, and Clinical Testing of implant materials. Ed Taylor & Francis. 18, 37 p.
- [19] WALPOLE, Ronald; MYERS, Raymond H. Probabilidad y estadística 4ed. Ed MacGraw Hill Bogotá 1992.
- [20] YAO, Jian Q. BLANCHET, Thierry A. MURPHY, David J. LAURENT, Michel P. Effect of fluid absorption on the wear resistance of UHMWPE orthopedic bearing surfaces. Wear and International Journal on the science and technology of friction, lubrication and wear. Vol 255. Ed Elsevier. Great Britain. 2003. 1113- 1120 p.
- [21] ZHANG, S. W., State of the art of polymer tribology. Tribology International Vol 31. Ed Elsevier science Ltd. Great Britain 1998. 53 p.
- [22] ZUM GAHR, Karl Heinz. Microstructure and wear of materials, tribology series 10. Ed Elsevier. Great Britain 1987. 99-109 p