関節液成分を含む水溶液の潤滑性能に及ぼす電場の効果*

(第2報, 潤滑モードの影響)

中西 義孝^{*1}, 村上 輝夫^{*1}, 日垣 秀彦^{*2}

Effects of Electric Field on Lubricating Ability of Synovia Constituents (2nd Report, Influence of Lubrication Mode)

Yoshitaka NAKANISHI, Teruo MURAKAMI and Hidehiko HIGAKI

The lubricating ability of synovia constituents and the effects of an electric field applied between sliding surfaces have been investigated in the wide range of lubrication regime using a roller-on-flat tester. Water solutions of sodium hyaluronate (HA, polysaccharide) with or without γ -globulin (protein) were used as lubricants. In friction tests for a conductive silicone rubber against a stainless steel or a titanium alloy (Ti-6Al-4V, N^+ ion implantation), the mixed lubrication ability of HA solution depended on the hydrophilic property of sliding material. Furthermore, marked increase of friction coefficient in the presence of γ -globulin was measured in the mixed lubrication mode. Since γ -globulin is water-insoluble, the molecule appeared to adsorb strongly onto the surface of hydrophobic materials. These phenomena offered a high adhesion leading to an increase in friction for softer materials. The effects of applying alternative current (AC3V, $f=10$ Hz, sinusoidal wave) on frictional behavior was observed in the wide range of lubrication modes. These results lead to one idea that the applying alternative current electric field plays roles in not only the promoting the adsorption of HA onto sliding surfaces due to the electric force but also the producing the weak-bond between the adsorbed HA or γ -globulin film and the sliding material due to a continuous changing the polarity of surfaces.

Key Words: Tribology, Friction, Lubrication, Biomechanics, Electric Field, Sodium Hyaluronate, Human Serum γ -Globulin, Mixed Lubrication

1. 緒言

生体関節は、日常生活の様々な作動条件の下、低摩擦・低摩擦を維持する優れたトライボロジースystemを構築している。これは摩擦材である関節軟骨と潤滑液である関節液の物理・化学的特性の相互協調作用に由来するものと考えられる。この生体関節潤滑機構は、多モード適応潤滑^{(1),(2)} (Adaptive Multimode Lubrication) と称されうる。すなわち、主要な潤滑機構は、軟骨面の弾性変形効果と関節液の粘性効果に基づく弾性流体潤滑 (Elastohydrodynamic Lubrication, EHL) であるが、EHL機構が十分に効果を発揮できない条件では、軟骨表層の吸着膜・ゲル膜潤滑等の多種の潤滑機構が協調的役割を果たしているとみなされる。

人工関節置換術においては、正常な関節軟骨よりもヤング率の高い摩擦材 (例えば、耐食性金属や超高分子量ポリエチレン) で構成される摩擦面への置換と、広範な滑膜切除が行われる。これらは、生体関節の潤滑機構の再現の困難さをうかがわせる。なぜならば、残存滑膜におけるヒアルロン酸産生能の低減に起因す

る潤滑液粘性の低下と摩擦面の弾性変形効果の減少により、EHL効果が後退すると考えられるからである。人工関節の潤滑特性の向上のためには、流体潤滑膜の形成促進が不可避である。この効果を積極的に増やす方策として、スクイーズ膜の保持を期待した、摺動面の形状適合性の向上^{(3),(4)}やソフトEHL効果⁽⁵⁾を期待した軟質材^{(6),(7)}の適用が提唱されている。

軟質材の適用では、脆弱な機械的強度ゆえの留意点⁽⁸⁾が指摘されている。それは、混合潤滑や境界潤滑下での過酷な摩擦に起因する軟質材自体の損傷である。

著者ら^{(9),(10),(11)}は、導電性シリコンゴムとステンレス鋼の往復動摩擦試験を関節液構成成分含有水溶液潤滑にて行い、以下の摩擦増減の機構を提案した。

- 1) 疎水性軟質材に吸着した蛋白成分は、混合潤滑域において凝着由来の高摩擦を誘発する。
- 2) 摩擦面間への電場印加により、吸着蛋白の剥離や吸着強度の低下が促進された場合、摩擦力が減少する。

これらの内容は流体膜形成が比較的困難な混合潤滑域における実験結果より得られたものであった。本報では、より詳細な検討を行うため、潤滑モードが広範となる条件下において、関節液構成成分が人工摩擦材の摩擦挙動に与える影響と電場印加の効果を評価した。

* 原稿受付 1997年2月24日。

^{*1} 正員, 九州大学工学部 (☎ 812-8581 福岡市東区箱崎6-10-1)。

^{*2} 正員, 九州産業大学工学部 (☎ 813-8503 福岡市東区松香台2-3-1)。

2. 実験方法

2・1 実験装置および試験片 前報⁽¹¹⁾の往復動試験は、一行程中に潤滑モードが変化する条件での評価であった。そこで、本報では、一定荷重・一定速度条件下の潤滑性能を調べるために一方向滑り接触のローラ・オン・フラット摩擦試験機 (図1) を用いた。この試験機は駆動装置と荷重レバーにより任意の滑り速度と荷重条件の設定が可能であり、広範な潤滑モードを選択できる。摩擦材とその形状を図2に示す。上部試験片は、幅15mmのディスクであり、外周面は半径30mmの球面である。材質はチタン合金 (Ti-6Al-4V, N⁺イオン注入材) またはステンレス鋼 (SUS316) である。関節軟骨とほぼ同程度の弾性率 ($E=9.1\text{MPa}$) である厚さ3mmの導電性シリコンゴム (SR-DG-S, 信越ポリマー (株) 製, 以下導電性SR) を下部試験片とした。

各実験開始前に、チタン合金とステンレス合金をアルミナ懸濁液にて研磨し、その後、エチルアルコールにて超音波洗浄を行った。導電性SRは出荷時のものをそのまま用い、エチルアルコール洗浄を施した。

導電性SRは、シリコンゴム内部に炭素粒子が包埋されている。このため、圧縮荷重を加えた場合、クリープ変形とともに、炭素粒子の接合部が増大し、抵抗値の変化⁽¹²⁾が生じる。本実験装置における、負荷時間と導電性SR抵抗値の測定結果の一例を図3に示す。試験片面積に対する変形領域が僅少であるため、本実験条件内においては、抵抗値の変化は負荷10分後にはほとんど観察されなかった。これにより、同程度の時間でクリープ変形も平衡状態に達すると思われる。

2・2 潤滑液 潤滑モードを決定するパラメータの一つに潤滑液粘度がある。潤滑液には0.1wt%, 0.5wt%および1.0wt%鶏冠製ヒアルロン酸ナトリウム (生化学工業 (株) 製: 分子量 9.6×10^5 , 蛋白残量0.2wt%以下, 以降HAと略す) 水溶液を用いた。これらに人血清 γ グロブリンを添加したものも潤滑液として供した。人血清 γ グロブリン添加濃度は前報⁽¹¹⁾と同じ0.3wt%に設定した。

潤滑液粘性特性について、コーンプレート粘度計により測定した結果を図4に示す。過去のHA溶液特性の報告^{(13),(14),(15)}にあるように、潤滑液はHAの添加濃度の増加に伴い粘性が増大する。また、顕著な非ニュートン性も観察された。 γ グロブリン添加による粘性特性への関与⁽¹⁶⁾は、本測定範囲内では0.1wt%HA溶液の低せん断速度域以外では僅少であった。

2・3 実験内容と実験条件 はじめに、HA水溶液中の γ グロブリンの有無が人工摩擦材の摩擦特性に及ぼす影響を検討した。摩擦条件を表1に示す。4.9

Fig. 1 Schematic representation of roller-on-flat friction tester

Fig. 2 Test specimen and its geometry

Fig. 3 Relation between loading time and conductivity of conductive silicone rubber

Fig. 4 Viscosity and non-Newtonian behavior of water solution of HA with or without γ -globulin

～29.4Nの一定荷重, 0.01～0.18m/sの滑り速度, および6種 (図4) の潤滑液の組合せより選択した。各条件における摩擦係数は、実験開始から30分後の値を採用した。これは、図3の結果より、下部試験片である導電性SRのクリープ変形がほぼ平衡状態に達し、なじみ過程もほぼ収束すると思われたからである。

摩擦の変化により潤滑モードを評価する手法にストライバック線図⁽¹⁷⁾がある。この線図の横軸は通常、パラメータとして軸受定数 $(=(\text{潤滑液粘度}) \times (\text{滑り速度}) / (\text{荷重}))$ が用いられる。本報の潤滑液 (図4) は顕著な非ニュートン性を示すため、実効粘度決定には何らかの見積もりが必要である。本報では、理論膜厚計算を用いた手法を試みた。

理論膜厚計算式にはDowsonら⁽¹⁸⁾の軟質層を有する剛体の点接触式を用いた。無次元化された中心膜厚 (H_{cen}) および最小膜厚 (H_{min}) は (1) 式, (2) 式によりそれぞれ求められる。

$$H_{cen} = 3.66 U^{0.54} L^{0.37} W^{-0.18} (1 - 0.61 e^{-0.12k}) \quad (1)$$

$$H_{min} = 3.54 U^{0.56} L^{0.36} W^{-0.20} (1 - 0.64 e^{-0.15k}) \quad (2)$$

ここに、 k は楕円率 (等価半径 $R_x = R_y$ のとき $k=1$) である。

U, L, W はそれぞれ、

$$U = \frac{\eta u}{E' R_x} \quad \dots \dots \dots (3)$$

$$L = \frac{h_l E'}{R_x E''} \quad \dots \dots \dots (4)$$

$$W = \frac{W}{E' R_x^2} \quad \dots \dots \dots (5)$$

により表される速度、軟質材厚さおよび荷重の無次元パラメータである。 η, u, w, h_l はそれぞれ潤滑液実効粘度、平均速度、荷重、軟質材厚さを示す。 E' および E'' は軟質材の等価弾性率および軟質材厚さを考慮に入れた等価弾性率を示す。

潤滑液実効粘度はせん断速度 (x) をパラメータとして (6) 式および (7) 式にて近似した。

$$\eta = \alpha x^\beta \quad \dots \dots \dots (6)$$

$$x = \frac{u_s}{h_{cen}} \quad \dots \dots \dots (7)$$

ここに、 α, β は各潤滑液の粘性特性により決定される定数である。 u_s は滑り速度、 $h_{cen} (= H_{cen} \cdot R_x)$ は (2) 式より得られる理論中心膜厚である。

α, β は各潤滑液の粘性特性より求める。しかし、実測値 (図4) では、高せん断速度 (10^4 s^{-1} ~) 域の粘性特性が不明である。Dowsonら^{(19),(20)}は、高せん断速度域 ($10^6 \sim 10^7 \text{ s}^{-1}$) の関節液粘度を水の約2倍 ($0.002 \text{ Pa} \cdot \text{s}$) と判断し、生体関節の理論膜厚計算では、関節液実効粘度を $0.01 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ としている。本報では図4に示した実測値に、高せん断速度域 ($10^6 \sim 10^7 \text{ s}^{-1}$) の粘性特性情報として $0.002 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ を追加した。これらの粘性特性情報より回帰曲線を求め、 α, β を

Table 1 Variation of rubbing conditions

Condition	Load, N	Sliding speed, m/s	Concentration of HA, wt%
A	29.4	0.01	0.1
B	29.4	0.05	0.1
C	29.4	0.18	0.5
D	4.9	0.18	0.5
E	4.9	0.18	1.0

Table 2 Constant values of α and β in each lubricant and correlation coefficient

$\eta = \alpha x^\beta$ η : Viscosity of lubricant, Pa·s x : Shear rate, s^{-1}			
Lubricant	α	β	Correlation coefficient
0.1wt% HA solution	0.0522	-0.219	0.901
0.5wt% HA solution	0.635	-0.370	0.881
1.0wt% HA solution	3.93	-0.484	0.899
0.1wt% HA solution + 0.3wt% γ -globulin	0.141	-0.309	0.970
0.5wt% HA solution + 0.3wt% γ -globulin	0.594	-0.374	0.936
1.0wt% HA solution + 0.3wt% γ -globulin	4.26	-0.463	0.938

算出した。結果を表2に示す。各潤滑液粘度ともに高い相関 ($R \geq 0.88$) をもって、(6) 式により表現できることが示された。

(1) 式 ~ (7) 式により収束計算を行い、各実験条件における実効粘度と潤滑膜厚を見積もった。

つぎに、電場印加の影響と、その影響が現れる潤滑モードを検討した。実験時間を90分とし、実験開始30分後から30分間、摩擦面間に電場を印加した。印加する電場は、上部試験片治具を電位基準とした直流電圧、もしくは交流電圧 (正弦波形、周波数10Hz) とした。電場の供給源として図5に示す直流回路またはファンクションジェネレータを用いた。本実験前に、印加電圧と摩擦挙動の関係を調査した。その結果、1.0~4.5Vの範囲内では、電場の種類に対応した摩擦挙動の変化が観察された。よって、本実験の印加電圧は3Vに設定した。各実験では、ひずみゲージによる経時的な摩擦係数測定を行った。直流電場印加時には摩擦面間の接触状態や潤滑膜形成状態を評価するため、電気抵抗法を用いた。電気抵抗法では、通常、分離度 (完全接触: 0, 完全分離: 1) は分離電圧 (図5の電圧計の値) を印加電圧で除した値を用いる。しかし

Fig. 5 Electric circuit for applying direct current and measuring the degree of separation

Fig. 6 Example of expression in the degree of separation

ながら、摩擦材として用いた導電性SRは電気抵抗(図3)を有する。ゆえに、本実験では試験片治具間の電気抵抗が 31Ω となった場合に完全接触(分離度: 0)となるように補正した。補正法の概略を図6に示す。

3. 結果および考察

3・1 関節液成分が摩擦材の潤滑特性に与える影響

各実験条件(表1)での潤滑液実効粘度と潤滑膜厚、せん断速度の見積もり値を表3、図7に示す。図7の軸受定数(横軸)の粘度は表3の値を用いた。中心膜厚は最大で $2.5\mu\text{m}$ 以上に達した。せん断速度は実験条件Cを境に減少した。これらの値は、潤滑モード設定に用いた3つのパラメータ(荷重、滑り速度、および潤滑液中HA濃度)の選択方法により大きく影響を受けると考えられる。条件C、D、Eは同じ滑り速度であり、荷重および潤滑液中HA濃度が変化している。このため、潤滑膜厚の増加は、せん断速度の減少に直接影響を及ぼす((7)式)ものと考えられる。

潤滑モードの変化が、摩擦挙動に及ぼす影響を図8に示す。摩擦条件が穏やかになるに従い、摩擦係数が徐々に減少し、その後僅かながら増加する傾向が観察された。これらは、潤滑モードが混合潤滑域から流体潤滑域にわたることを示唆する。

はじめに、HA水溶液潤滑について考察する。混合潤滑モードにおいて、上部試験片がステンレス鋼の場合の摩擦係数はチタン合金の場合と比較し、高い値を示した。この原因として、チタン合金とステンレス鋼のHAとの親和性の違いが考えられる。HAはグルクロン酸とn-アセチルグルコサミンがエーテル結合により縮合重合した多糖類である。HAは構造内に豊富な水酸基とカルボキシル基を有し、親水性溶質の特性を持つ。チタン合金とステンレス鋼の実験開始前の水の接触角は、それぞれ $40.4\pm 6.7^\circ$ 、 $66.3\pm 3.1^\circ$ であった。この結果により、HA単体の水溶液潤滑の場合、ステンレス鋼はチタン合金と比較し、HA吸着膜の形成能が劣るとみなされる。日垣ら⁽²²⁾は、関節軟骨と各種

Table 3 Estimated viscosity in each lubricant

Condition	Lubricant, Pa·s	
	Water solution of HA	Water solution of HA + 0.3wt% γ -globulin
A	0.00465	0.00468
B	0.00387	0.00356
C	0.00722	0.00625
D	0.00838	0.00727
E	0.0161	0.0246

Fig. 7 Theoretical results of film thickness and shear rate (the value of η is theoretical result)

Fig. 8 Influence of synovia constituents and properties of sliding materials on frictional behavior

人工摩擦材の往復動試験において、HAは摩擦材表面の親・疎水性の影響を受けにくいことを報告している。しかし、本研究においては摩擦材の組合せが人工材料どうしであり、上述のHA親和性の差が、上下摩擦面の干渉部の影響が支配的となる混合潤滑モードにおいて、顕著に現れたものと考えられる。

つぎに γ グロブリン添加HA水溶液潤滑について考察する。チタン合金、ステンレス鋼ともに、混合潤滑モードにおいて、高摩擦化が観察された。この現象は以下の機構により発生すると考えられる。 α -アミノ酸がペプチド結合により縮合重合した多くの球状蛋白は水溶液中では疎水部分を内側に巻き込み、親水部分を殻として溶存している。しかし、蛋白は両親媒性物質⁽²¹⁾であり、疎水部分の一部が露出している可能性は否定できない。特に、多数の疎水基を有する γ グロブリンは疎水性摩擦材に疎水性相互作用により強く吸着する可能性がある。本実験の下部摩擦材である導電性SRは疎水的性質（実験前の水の接触角は $122.5 \pm 4.4^\circ$ ）を示す。このような軟質材に蛋白成分が吸着した場合、凝着が生じやすくなり、高摩擦となることが考えられる。

3・2 摩擦面間への電場印加の影響と影響が現れる潤滑モード 本節では、HA潤滑液への γ グロブリン添加の有無の影響が顕著に表れた（図8）、チタン合金／導電性SRを摩擦材とした場合の結果を検討する。なお、ステンレス鋼／導電性SRの結果は、別報⁽²³⁾にて検討した。本実験では、回転運動している上部試験片に対し、下部試験片は常にほぼ同じ部分が接触する。これは、表面膜形成が下部試験片には容易には行われず、吸着膜の剥離が発生しやすいことを示唆する。

HA水溶液潤滑の結果を、表1の条件のアルファベット順に図9に示す。

まず、負電位直流印加について考察を行う。HAは、弱酸基の存在により、水溶液中で強く負に帯電することが知られている。この印加により、下部摩擦面HA膜の剥離、ならびに上部摩擦面HA膜の形成が促進されると推測される。混合潤滑域（図9(A),(B)）では、印加時間の経過に伴い、分離度が上昇している。遷移域（図9(C)）では、印加直後の分離度は1ではないものの、印加数分後には、ほぼ1を示している。これらの現象は、潤滑液が電解質（例えばナトリウムイオン）を含むため、印加直後においては、摩擦面間が物理的に分離した状態でも、電気的には完全に絶縁されていないこと、印加時間の経過に伴い、HAの正電位摩擦表面への吸着膜厚が増大し、結果として絶縁性が増したことが考えられる。また、全ての潤滑モードにおいて、電場印加による摩擦係数の急変はほとんど観

察されなかった。これは下部HA膜の剥離が促進されても、チタン合金程度のHA親和性が存在すれば、比較的安定した摩擦挙動が得られることを示すと考えられる。

次に、正電位直流印加について考察する。混合～遷移域（図9(A),(B),(C)）において、印加初期に摩擦係数の上昇が観察された。これは負電位となる上部のHA膜の剥離が促されたためと考えられる。しかし、印加時間の経過に伴い、分離度が上昇していることから、下部摩擦面HA膜が形成されていると推定される。流体域（図9(D),(E)）において、上部HA膜剥離によると考えられる若干の分離度低下が観察されたが、摩擦係数への影響はほとんど観察されなかった。これらは摩擦表面HA膜の影響が無視できる厚さの流体膜が存在していることを示す。したがって、直流電場が摩擦挙動に影響を与える潤滑モードは、混合潤滑域であることが考えられる。

最後に、交流電場印加について考察する。これまでの往復動摩擦試験^{(10),(11)}では、低周波の方が高周波より低摩擦化が顕著であった。また、低摩擦化が生じた摩擦面のAFM像からは、摩擦材の表面粗さのプロファイルが表れる程度に、薄膜化したHA吸着膜が観察された。著者らは低周波交流電場印加には次の2つの作用が存在すると提唱した。第一に、静電的作用による摩擦由来欠損HA膜の再形成促進作用、第二に、摩擦材の表面電位が絶えず変化することによる、HA膜の吸着強度脆弱化作用である。第二の作用により生み出された脆弱化したHA膜は摩擦により剥離され易いと考えられる。なぜならば、摩擦条件が最も厳しい場合（図9(A)）の印加直後に摩擦係数増加が観察されるからである。しかし、印加時間に伴う摩擦係数の低下が観察されるように、交流電場は、吸着強度を脆弱化させるだけでなく、静電的作用により、摩擦由来欠損HA膜の再形成を促進する作用もあるようである。混合潤滑域（図9(A),(B)）の電場印加停止後の摩擦係数の増加は、静電的作用を喪失した脆弱なHA膜が、摩擦により剥離された結果によるものと考えられる。

薄膜流体域（図9(D)）において低摩擦化が観察された。薄膜流体域では摩擦材表面吸着膜の影響が非常に僅少となる。事実、この潤滑モードでの直流電場印加は摩擦挙動にほとんど影響を与えていない。これは薄膜流体域では、先に記述した交流電場印加の二つの作用以外に、別の機構が存在することを示す。著者らは、摩擦面間で絶えず変化する電界の方向が、流体膜中のHA分子の配向に影響を及ぼし、粘性抵抗を変化させたのではないかと推測する。

γ グロブリン添加HA水溶液潤滑結果を、表1の条件のアルファベット順に図10に示す。前報⁽¹¹⁾および

Fig. 9 Influence of externally applied voltage on tribological behavior (upper specimen : Titanium alloy (Ti-6Al-4V, N^+ ion implantation), lower specimen : conductive silicone rubber, Lubricant : water solution of HA)

Fig. 10 Influence of externally applied electric field on tribological behavior (upper specimen : Titanium alloy (Ti-6Al-4V, N^+ ion implantation), lower specimen : conductive silicone rubber, Lubricant : water solution of HA with 0.3wt% γ -globulin)

図8において, HA水溶液に γ グロブリンを添加した場合, 疎水性相互作用により, γ グロブリンが摩擦材表面に優先吸着し, 高摩擦化を引き起こす可能性を指摘した。 γ グロブリンはペプチド結合に関与しない残基の電氣的バランスにより, 水溶液中で正に帯電する傾向があることが知られている。

負電位直流電場印加の場合, 混合潤滑領域(図10(A),(B))では, 電場印加による摩擦係数の減少が観察された。これは, 上部摩擦面のHA吸着と γ グロブリンの剥離がそれぞれ促進されたためと考えられる。しかし, この印加条件は高摩擦を誘発する γ グロブリンを下部試験片へ吸着させる作用も伴うため, 大きな摩擦係数の低下には至らなかったものと考えられる。

正電位直流電場印加条件では, 混合潤滑域(図10(A),(B))において, 摩擦係数の増加が観察された。これは負電位印加の場合と吸着挙動が正反対となるため, γ グロブリン吸着による高摩擦化が顕著に現れたものと考えられる。

最後に, 交流電場印加では, 混合潤滑域において(図10(A),(B))急激な摩擦係数の減少が観察された。この現象は, 往復動試験においても確認⁽¹¹⁾されており, この場合の摩擦面AFM像からは, γ グロブリンが主成分と考えられる吸着物が排除され, 比較的平滑な吸着膜が形成されていることが示されている。以上のことから, 交流電場印加による低摩擦化は, 摩擦材表面の電位が絶えず変化することによる, γ グロブリンの吸着強度低下, もしくは吸着膜の払拭が原因ではないかと考えられる。また, HA潤滑時に観察された, 薄膜流体域(図9(D))での摩擦係数の変化は観察されなかった。これは, 潤滑液にHAと γ グロブリンが共存した場合, 交流電場のもたらす効果が, 主に γ グロブリンの摩擦材への吸着挙動変化に現れることを示すものとみなされる。

3・3 実験条件と生体内条件の差異 前報(10),(11),(23)までに, 摩擦材表面の酵素消化ならびにAFM観察により, 摩擦材表面吸着物と摩擦挙動の関連を調査し, 本報を含めた実験結果は潤滑液成分の摩擦材表面への吸着という観点からほぼ説明することができた。しかし, 生体内では, 本条件とは異なり, 金属酸化膜形成に必要な酸素が十分でないばかりか, 金属酸化膜に影響を及ぼしうる有機酸や血漿蛋白⁽²⁴⁾が豊富に存在するなど, 吸着以外の潤滑液成分と摩擦材表面の相互作用, 特に金属摩擦材の化学反応について考える必要がある。本条件では, 摩擦材の一方が軟質材であり, 酸化膜の機械的破壊が起こりにくいこと, 摩擦時間が短く, 連続的な酸素の供給が可能であったことなどから, 化学反応が及ぼす諸影響は僅少とみなしたが, 今後の検討すべき課題である。

4. 結言

導電性SRとチタン合金またはSUS316を摩擦材とした摩擦試験の結果, HA水溶液潤滑における混合潤滑モードの摩擦挙動は金属摩擦材の親・疎水性の影響を受けた。しかし, γ グロブリン添加時には材質の差異は認められなかった。

摩擦材に導電性SRとチタン合金を用いた場合, HA水溶液潤滑および γ グロブリン添加時において, 摩擦面間への電場印加による摩擦係数の変化が確認された。また, この現象が現れる潤滑モードは主に混合潤滑域であった。

HA水溶液潤滑において, 薄膜流体潤滑での交流電場印加による摩擦係数低下が観察された。これは, 摩擦面間で絶えず変化する電界の方向が, 流体膜中のHA分子の配向に影響を及ぼし, 粘性抵抗を変化させたためと考えられる。

最後に, 試料を提供いただいた生化学工業(株), 瑞穂医科工業(株)に謝意を表す。なお, 本研究は文部省科学研究費(基盤研究(A):07558256ならびに特別研究奨励費:8543)の交付を受けて実施したことを付記する。

文献

- (1) Murakami, T., JSME Intem. J., Series III, 33-4, (1990), 465-472.
- (2) Murakami, T., Ohtsuki, N., and Higaki, H., Thin Films in Tribology, (1993), 637-682, Elsevier.
- (3) Mabuchi, K. and Sasada, T., Wear, 140, (1990), 1-16.
- (4) 池内・ほか3名, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16, (1995), 381-383.
- (5) 池内・ほか3名, 機論, 47-420, C(1981), 1046-1053.
- (6) 笹田・ほか5名, 生体材料, 3, 3 (1985), 151-157.
- (7) Dowson, D., et al., Proc. Instn. Mech. Engrs, 205, Part H, (1991), 59-68.
- (8) Dowson, D., Proc. Instn. Mech. Engrs, 203, Part H, (1989), 1-5.
- (9) 中西・ほか2名, 臨床バイオメカニクス学会誌, 16, (1995), 375-379.
- (10) 中西・ほか2名, 機論, 62-598, C(1996), 2359-2366.
- (11) 中西・ほか2名, 機論, 63-605, C(1997), 223-230.
- (12) 原・ほか2名, センサ技術, 12-11, (1992), 62-67.
- (13) 笹田・ほか2名, バイオトライボロジー, (1988), 産業図書.
- (14) 近藤仁, 北里医学, 10-6, (1980), 485-498.
- (15) Mabuchi, K., Tsukamoto, Y., Obara, T. and Yamaguchi, Y., J. Biomed. Mater. Res., 28, (1994), 865-870.
- (16) 村上・ほか3名, 機論, 63-607, C(1997), 750-756.
- (17) 木村好次, 岡部平八郎, トライボロジー概論, (1982), 養賢堂.
- (18) Dowson, D. and Yao, J. Q., Proc. Instn. Mech. Engrs, 208, Part J, (1994), 43-52.
- (19) Dowson, D. and Jin, Z. M., Fluid Film Lubrication-Osborne Reynolds Centenary, (1987), 375-386, Elsevier.
- (20) Dowson, D. and Jin, Z. M., Engineering in Medicine, (1986), 63-65.
- (21) 例えば, 中村桂子・ほか2名(監修), 細胞の分子生物学-第3版, (1995), KYOIKUSHA.
- (22) 日垣・村上, トライボロジスト, 40, 7, (1995), 598-604.
- (23) Nakanishi, Y., Murakami, T. and Higaki, H., Elastohydrodynamics '96: Fundamentals and Applications in Lubrication and Traction, (1997), Elsevier, 383-394.
- (24) Bence, J. L., Black, J. and Michell, S. N., Proc. Mat. Res. Soc. Symp., 55, (1986), 387-393.