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1報, 血清 γ グロブリン添加の影響)

中西 義孝^{*1}, 村上 輝夫^{*2}, 日垣 秀彦^{*2}

Effects of Electric Field on Lubricating Ability of Synovia Constituents (1st Report, Influence of Addition of Serum γ -Globulin)

Yoshitaka NAKANISHI, Teruo MURAKAMI and Hidehiko HIGAKI

The effects of an electric field on lubricating ability of synovia constituents were examined using a reciprocating friction tester for a sliding pair of a conductive silicone rubber cylindrical surface and a stainless steel plate. Water solutions of sodium hyaluronate (HA) with different concentrations of human serum protein (γ -globulin) were used as lubricants. For 0.5wt% HA solution with 0.3 wt% γ -globulin, marked decrease in friction is observed by means of externally applied low-frequency alternating current (AC3V, $f=10$ Hz, sinusoidal wave) in comparison with high-frequency alternating current. Based on atomic force microscopy (AFM) observation for stainless steel plate after testings, the adsorbing behavior on rubbing surfaces seems to be related to the line of the electric force and the electric power. The increase in concentration of γ -globulin changes the frictional behavior and imposes restrictions on lubricating-ability control by means of an electric field. These results suggest the electric field affects the adsorption to frictional surfaces and the movement of constituents of the synovial fluid between surfaces. In particular, the application of a low-frequency alternating current to rubbing surfaces may produce the optimum lubricating condition.

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

1. 緒言

生体関節軟骨は、有形傾斜構造マトリックスを構成するコラーゲン線維と無構造基質であるムコ多糖蛋白複合体(プロテオグリカン)を基質としている⁽¹⁾。この軟骨の物理的構造と、関節液に含まれるヒアルロン酸の粘性効果により、生体関節の主体潤滑モードであるマクロおよびマイクロEHL⁽²⁾が実現されているものと考えられる。しかし、EHL膜形成が困難、もしくは破断するような過酷な位相においては、その他の潤滑モード、例えば滲出潤滑、境界潤滑またはゲル膜潤滑等⁽³⁾が個別的に、あるいは協調的に作用し、関節軟骨摩擦面を保護しているとも考えられる^{(4),(5)}。このような潤滑モードにおいては、軟骨表層、ゲル膜、吸着膜ならびに関節液の各界面における構成成分の物理化学的作用が大きな効果を及ぼしていると考えられる^{(6),(7),(8)}。

関節疾患により、良好な関節潤滑状態が破綻し、運動機能障害ならびに疼痛が発生した場合、人工関節置換術が適用され、大きな成果を上げている。しかしながら、二次関節液または体液という低粘度潤滑液の下

で、UHMWPE(超高分子量ポリエチレン)とセラミックまたは耐食性金属の組合せを摩擦面とする現在のほとんどの人工関節の潤滑モードは混合潤滑領域⁽⁹⁾にあると考えられる。また、これら人工摩擦材の物性ならびに表面特性が生体関節軟骨と大きく異なるために、摩擦面においては接線力の増加や摩耗粉の発生が引き起こされている。特に摩耗粉の発生は、周囲の生体組織に変性を生じさせ、ステムの緩みの原因ともなっており、潤滑状態の根本的改善が期待されている。

本報では、人工材料の混合潤滑状態での往復動摩擦試験において、ヒアルロン酸水溶液に対する血清 γ グロブリンの添加が潤滑性能に及ぼす影響について考察した。また、これらの高分子が摩擦面に吸着する場合、両者の間には電荷の再配分や電気二重層の重複部分の変化が発生する。これらの現象は、外部から電気刺激等を与えることにより、高分子の担体への吸着挙動を変化させ得る可能性を示唆している。このような見地から、Zakiら⁽¹⁰⁾は関節軟骨と人工摩擦材の、著者ら^{(11),(12)}は人工摩擦材どうしの摩擦実験を行い、外部より摩擦面間に電場を印加することにより、潤滑性能が変化する現象を報告している。よって、本報においても、電場印加による潤滑性能の変化ならびにその機構について検討を行った。

* 原稿受付 1996年5月24日。

^{*1} 正員, 九州大学大学院(〒812-81 福岡市東区箱崎6-10-1)。

^{*2} 正員, 九州大学工学部。

2. 実験方法

2・1 実験装置および試験片 実験に用いた往復動摩擦試験機の概略をFig. 1に示す。駆動装置により下部試験片に任意の周期、ストロークの正弦波状往復運動を与えることができる。上部試験片は関節軟骨とほぼ同程度の弾性率 ($E=9.1\text{MPa}$) を有する厚さ3mmの導電性シリコンゴム (SR-DG-S, 信越ポリマー (株) 製: $R_{\text{rms}}=3.3\mu\text{m}$, レプリカ作成による測定) とした。これを半径20mm, 幅15mmのSUS316円筒面を有する試験片治具にて固定した。下部試験片には鏡面仕上げ ($R_{\text{rms}}=0.02\mu\text{m}$) を施したSUS316平板を用いた。なお, 両試験片とも実験前にエチルアルコールにて洗浄を行った。

2・2 潤滑液 実験には0.5wt%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) 水溶液に人血清 γ グロブリンを添加したものを潤滑液として供した。

γ グロブリンは関節液中に存在する蛋白成分の中でもっとも大きな分子量 (約16万) を有する球状蛋白質であり, 免疫グロブリンも主にこのグロブリンに由来する。アルブミン類よりは溶解度が低く, 水に難溶である。著者ら⁽⁷⁾による豚関節液蛋白成分の総量測定とセルロースアセテート膜電気泳動法による分画によれば, 関節液中の γ グロブリン濃度は約0.25wt%であった。また, 笹田ら⁽¹⁾による人の関節液についての結果をもとに同様の見積もりを行ったところ, ほぼ同じ含有濃度値が得られた。よって, 本実験での0.5wt%HA水溶液への人血清 γ グロブリン添加濃度は0.3wt%に設定した。さらに, 添加濃度の影響を調べるため, 軟骨と人工関節候補材料^{(13),(14)}および軟骨と軟骨^{(6),(7)}の摩擦試験において境界潤滑性が認められた添加濃度である3.0wt%についても検討を行った。

これらHA溶液ならびに豚関節液について, コーンプレート粘度計により測定した結果 (実験室温, $13 \pm 3^\circ\text{C}$) をFig. 2に示す。HA溶液は豚関節液と比較し, セン断速度依存性は低いが, 本条件のすべての潤滑液で非ニュートン性を示すことが観察された。また, 同じHA濃度で比較した場合, 本測定範囲内では γ グロブリンは添加量に関わらず, 粘性特性にほとんど影響を与えないことが観察された。このようにアルブミン添加によるHA水溶液の粘度低下⁽¹⁵⁾のような現象が認められないのは, Bead-Springモデル^{(16),(17)}に代表されるHA分子の排除体積効果およびHAMマトリックスの膨潤圧が大きく変化しなかったためと考えられる。

2・3 摩擦挙動の観察 HA水溶液への γ グロブリン添加とその濃度が潤滑性能に及ぼす影響について

Fig. 1 Schematic representation of reciprocating friction tester

Fig. 2 Viscosity of pig synovial fluid and water solution of sodium hyaluronate (HA) with or without γ -globulin

Fig. 3 Electric circuit for applying direct current

調べるため, 以下の実験を行った。摩擦実験中にひずみゲージにより計測した上部試験片の1ストローク中の接線力の変化を観察し, 潤滑モードの評価^{(18),(19),(20),(21)}を行った。また, 各ストローク中の接線力の最大値を10ストローク分平均し, 垂直荷重で除すことにより摩擦係数を算出した。これにより経時的な摩擦挙動の変化も観察した。

2・4 摩擦面の観察 潤滑液成分の摩擦面での挙動を推察するため, 摩擦面観察を行った。実験終了後に下部試験片を取り出し, 付着している潤滑液を摩擦面・非摩擦面が識別できるまで洗浄除去した後, 原子間力顕微鏡 (AFM, 蒸留水・液中TappingMode) により観察した。

2・5 摩擦面間電場が潤滑性能に及ぼす影響 電場印加の効果を調べるため次の実験を行った。導電性シリコンゴムのクリープ変形や摩擦面間のなじみを考慮に入れ、実験開始から30分間無印加運転を行った。その後に、摩擦面間に電場を印加し、印加前後の摩擦係数の変化および接線力の変化を観察した。印加する電場は上部試験片を電位基準とした直流電圧もしくは交流電圧（正弦波形）とした。また電場の供給源としてファンクションジェネレータおよびFig. 3に示す直流電場回路を用いた。直流印加においては、回路中のスイッチのON/OFF, ならびに変抵抗 R_p の値を変化させることにより、摩擦面間の電流値を変化させた。

3. 結果および考察

3・1 γ グロブリン添加が潤滑性能に与える影響

γ グロブリン添加HA水溶液潤滑による摩擦実験結果を同条件2例ずつFig. 4に示す。実験条件は垂直荷重19.6N, ストローク20mm, 周期4sに設定した。接触面積より見積もった平均面圧は約0.3MPaであるが、平均速度は10mm/sであり、十分な流体膜の形成には厳しい条件である。粘性特性がほぼ同じでも、 γ グロブリンを添加することにより、0.5wt%HA水溶液潤滑⁽¹²⁾よりも高摩擦を示すことが観察された。摩擦実験開始より2分ならびに30分経過後の上部試験片と下部試験片の相対運動（正弦波）、ならびに接線力の測定結果（Fig. 4(a)□印に対応）をFig. 5に示す。両結果ともストロークエンド通過後、若干遅れて接線力の方向が変化していた。これらの結果は、かなり厳しい混合潤滑域にあることを推測させた。さらに、30分経過後の方が、最大接線力を示した後の接線力の低下が遅くなっている。これは摩擦回数の増加により、潤滑条件がさらに厳しい状態に推移することを推察させた。この原因として、摩擦表面への吸着蛋白の累積が考えられる。また、Fig. 4(b)の結果の一例（●印）に示される急激な摩擦係数の減少は、摩擦時間の経過に伴い、累積した膜が、摩擦力に耐えきれずに剥離したものと考えられるが、詳細は不明である。このような蛋白成分が介在することによる潤滑性能低下の現象は、日垣ら⁽²²⁾のHA水溶液潤滑での軟骨とガラスの摩擦試験においても報告されており、人工摩擦材の組合せおよび摩擦条件によっては、蛋白成分は摩擦を増大させる^{(11),(23)}原因となることが考えられる。

3・2 摩擦と摩擦面表面状態との関係 Fig. 4の摩擦実験終了後の下部試験片のAFM像を実験開始前の表面状態とともにFig. 6に示す。試験後の摩擦面表面は実験条件により様々な状態を示していた。しかし、同一条件下では、ほぼ同じ傾向が観察された。よって、

Fig. 4 Influence of addition of γ -globulin on frictional behavior

Fig. 5 Relationship between relative motion and tangential force (without applied voltage)

本報では、各条件下での特徴的なAFM像を示す。 $0.3\text{wt}\%$ γ グロブリン添加HA水溶液の摩擦面（Fig. 6 (B)）では、直径がサブミクロン以下の吸着物もしくは凝着物が不規則に存在した。さらに、添加濃度が増加（Fig. 6 (C)）することにより、それらの直径が大きくなる傾向が観察された。一方、摩擦係数が低下した場合（Fig. 4 (b) ●印）の表面のAFM像（Fig. 6 (D)）

Fig. 6 AFM images of lower specimens after testings
(Relationship between frictional behavior in Fig. 4 and adsorbates)

では、これらが減少し、摩擦材表面粗さのプロファイルが若干ながら観察された。以上の観察結果より、摩擦の関与により発生する吸着物もしくは凝着物の存在が摩擦を増加させる原因であることが考えられる。

摩擦面の吸着物または凝着物としては、導電性シリコンゴムの移着物の若干の混入も推測されるが、実験後のSUS摩擦面の水の接触角は実験前に比べ低下する傾向にあるため、HAもしくは γ グロブリンが主成分と考えられる。本実験のように溶媒に2種類の高分子が存在した場合の担体との吸着挙動については、溶質の組合せにより評価パラメータの数に違いがあるようである。同じ組成の溶質の場合、Furusawaら⁽²⁴⁾は分子量の異なるポリスチレンのガラスへの吸着において、分子量が吸着優先順位や吸着物置換えに大きな影響を及ぼすことを報告している。しかしながら、本実験のような組成の異なる高分子溶質の組合せの場合、分子量以外にも、静電的引力、水素結合、van der Waals力ならびに疎水性相互作用等を考慮に入れる必要があり統一的な見解は得られていない。しかるに、日垣ら^{(13),(25)}はHA水溶液潤滑における摩擦においては、摩擦材表面の親・疎水性の影響が小さいことを報告している。また、 γ グロブリンの吸着挙動に関しては、SUS316および導電性シリコンゴム表面（実験前）の水の接触角がそれぞれ $70.2 \pm 6.3^\circ$ 、 $122.5 \pm 4.4^\circ$ と比較的に疎水的な性質を示し、かつ γ グロブリンが水に対して難溶性であることから、疎水性相互作用が大きく影響したものと推察される。よって、AFM像

での吸着もしくは凝着物は γ グロブリンが主成分と考えられるが、詳細については更なる検討を有する。

3・3 直流電場による潤滑性能の変化 0.3wt% γ グロブリン添加HA水溶液潤滑で直流電場を印加した場合の摩擦特性を同条件2例ずつFig. 7に、実験終了後の下部試験片のAFM像の代表例（Fig. 7の●印に対応）をFig. 8に示す。Fig. 3の回路内のスイッチをOFFにした場合、実験中の摩擦面間電流は、ストロークエンドで約12 mA、1周期平均約8 mAであった。印加後の摩擦挙動は、極性に関わらず印加直後から摩擦係数が低下し、その状態が維持される傾向が観察された。しかし、AFM像は吸着形態が極性により大きく異なる傾向を示していた。特に、非摩擦面（Fig. 8 (B),(D)）では-3 V印加により粒子状の吸着物が観察されるのに対し、+3 V印加条件では、吸着物表面が比較的なだらかな状態となっている。これらの観察結果は潤滑液中の高分子が静電的引力の影響を大きく受けることを示している。すなわち、-3 V印加により正の帯電傾向を示した γ グロブリンを主成分とする物質が吸着し、+3 V印加により、負に帯電するHAを主成分とする物質が吸着した結果と考えられる。また、吸着物の組成は摩擦面と非摩擦面ではほぼ同じであると考えられることから、直流電場印加により低摩擦化が引き起こされているが、その機構は極性により大きく異なることが推測される。さらに、本条件下の負電位面の吸着物は摩擦により剥離されるほどの脆弱な吸着強度であることも推察される。

Fig. 7 Influence of electric field (direct current) on frictional behavior
(Lubricant : Water solution of 0.5wt% HA + 0.3wt% γ -globulin)

Fig. 8 AFM images of lower specimens after testing
(Relationship between electric field (direct current) and adsorbates)

スイッチをONにした場合、実験中の摩擦面間電流は、 $R_p=510\Omega$ の時、ストロークエンドで約7mA、1周期平均約5mAであった。また、 $R_p=100\Omega$ の時、ストロークエンドで約5mA、1周期平均約3mAを示した。+3V印加の摩擦挙動はスイッチOFFの条件とほぼ同じであった。-3V印加においては摩擦面間電流の低下に伴い、高摩擦となる現象が観察された。また、摩擦面のAFM像 (Fig. 8 (E),(F)) では、Fig. 8 (A)で観察された吸着物が剥離する傾向が認められず、吸着強度が比較的大きいことが推測された。このように、電流値が吸着強度に影響を与える原因の一つとして、負電位摩擦面近傍での水素ガスの発生⁽¹⁰⁾が考えられる。すなわち、目視では観察されない程度ではあるが、電流値に比例して増加する水素ガスの発生が、担体 (試験片) 表面の電気二重層に乱れを与え、吸着強度の脆弱化を引き起こすものと推察される。

両試験片の摩擦の過酷度の差について考察した場合、上部試験片は常に同じ部分が接触しているのに対し、下部試験片は接触部位が周期的に変化するため、比較的穏やかな摩擦条件となっている。よって、Fig. 7に示す摩擦力変化の多くの原因は下部試験片の表面状態に起因するものと考えられる。つまり、正電位印加による摩擦係数の低下は、静電的反発力により γ グロブリンが下部試験片から解離されることによるものと

考えられる。また、負電位印加による摩擦係数の変化は、吸着物と担体 (試験片) 表面の界面の滑りに関連するものと考えられる。

3・4 交流電場による潤滑性能の変化 交流電場を印加した場合の摩擦挙動 (同条件2例ずつ) とAFM像の代表例をFig. 9に示す。低周波 ($f=10\text{Hz}$) を印加することにより、直流電圧印加以上の低摩擦化の実現・維持ができることが観察された。しかし、HA水溶液潤滑と同様に、周波数が増加するにつれ、この効果は弱まり、110Hz以上の周波数では摩擦係数の増大を引き起こす結果も観察された。低摩擦化が維持された摩擦面のAFM像 (Fig. 9 (A)) には、無印加時 (Fig. 6 (B)) に観察された吸着物が減少する傾向とともに、SUSの表面の加工目と思われるプロフィールも観察された。Fig. 10に低周波交流電場 (3V, $f=10\text{Hz}$) 印加開始より2分ならびに30分後の接線力の測定結果を示す。印加2分後において、接線力のかなりの減少 (Fig. 9) が観察された。さらに、印加30分後には接線力がさらに低下し、ストロークエンド付近ではほぼゼロとなり、混合潤滑領域でのスティック-スリップ現象と考えられる微少変動が観察されるものの、全体的な接線力波形は流体潤滑の波形に類似していることが観察された。

著者ら⁽²⁶⁾はHA水溶液潤滑でのローラ・オン・フラ

(A) Contact area
(Applied voltage : 3V AC, $f=10\text{Hz}$)

(B) Contact area
(Applied voltage : 3V AC, $f=150\text{Hz}$)

X : 500nm/div Z : 100 nm/div

Fig. 9 Influence of electric field (alternating current) on frictional behavior and AFM image of lower specimen after testing
(Lubricant : Water solution of 0.5wt% HA + 0.3wt% γ -globulin)

ット摩擦試験の結果より, HAの摩擦面への吸着は静電的引力が重要な役割を果たしている可能性を示唆した. また, 低周波交流電場印加によるHA水溶液の潤滑性能の向上の機構として, 次の二つを推察した. まず第一に, 静電的引力が, 摩擦により欠損したHA膜の再形成を促進させること, 第二に, 摩擦表面の電気二重層が不安定な状態となり, HA吸着膜の強度が脆弱化し, 吸着層-担体(試験片)表面の界面において滑りが発生しやすくなるためと推察した. ゆえに, γ グロブリン含有HA水溶液での低周波交流電場印加による低摩擦化は電気二重層の不安定状態により, γ グロブリンが摩擦面より遊離される一方でHA水溶液の潤滑性能が向上したためではないかと考えられる.

3・5 電場による潤滑性能の変化に γ グロブリン濃度が与える影響 3.0wt%の γ グロブリン添加HA水溶液での実験結果を同条件2例ずつFig.11に, AFM像において特徴的であった一例をFig.12に示す. 直流電場 (Fig. 3のスイッチはOFF) を印加した場合, 一時的には摩擦係数は低下するが, 印加時間の経過とともに, 摩擦係数が印加前のレベルかそれ以上に増加することが観察された. 印加初期の低摩擦化の現象は, 電気二重層の乱れによる γ グロブリンの下部試験片からの遊離によるものと考えられる. また, 印加時間の経過による摩擦係数の増加については, 負電位印加時には0.3wt% γ グロブリン添加 (Fig. 7) と同様な γ グロブリンの吸着促進機構の寄与が考えられる. 一方, 正電位印加時の機構としては, 潤滑液中の γ グロブリン濃度が高く, 吸着膜形成が困難な上部試験片にも電場による γ グロブリンの静電的吸着が行われたものと推察される. これに対して, 交流電場印加の場合に

Fig. 10 Relationship between relative motion and tangential force (with applied voltage)

Fig. 12 AFM image of lower specimen after friction test

Fig. 11 Influence of electric field on frictional behavior
(Lubricant : Water solution of 0.5wt% HA + 3.0wt% γ -globulin)

は、特に10Hz印加で摩擦係数の低下が観察された。しかしながら、直流電場印加時と同様、印加時間の経過とともに、摩擦係数が徐々に増加する傾向が観察された。10Hz印加実験後の摩擦面のAFM像 (Fig. 12) には、低濃度時 (Fig. 9 (A)) に観察されたSUSの加工目表面と思われるプロファイルが確認されず、摩擦表面が吸着物によりおおわれている様子が観察された。これらの結果は、電場による潤滑性能の変化において、潤滑液中の蛋白濃度の増加が、大きく影響を与えることを示している。

結言

導電性シリコンゴムとSUS316の往復動摩擦試験において次のことが明らかとなった。

HA水溶液に γ グロブリンを添加した場合には、粘性の変化は微少であったが、摩擦が増大した。

生理的濃度の0.3wt% γ グロブリン添加0.5wt%HA水溶液において、直流電場の電位ならびに電流値の変化が摩擦挙動に影響を与えることが判明した。また、低周波交流電場 (3 V, $f=10\text{Hz}$) を摩擦面間に印加することにより、低摩擦化の実現・継続が確認された。

電場印加による摩擦挙動の変化は、 γ グロブリンとヒアルロン酸の吸着状態の変化に起因することがAFMによる表面観察に基づいて推察された。

最後に試料を提供いただいた生化学工業 (株)、福岡市食肉衛生検査所関係各位ならびに原子間力顕微鏡による摩擦表面観察にご協力いただいた九州大学中央分析センター関係各位に謝意を表す。なお、本研究は文部省科学研究費ならびに日本学術振興会研究奨励金の交付を受けて実施したことを付記する。

文献

- (1) 例えば、笹田・ほか2名, バイオトライボロジー, (1988), 産業図書.
- (2) Dowson, D. and Jin, Z. M., *Engng Med.*, 15, 2, (1986), 63-65.
- (3) Mow, V. C. and Soslowsky, L. J., *Basic Orthopaedic Biomechanics*, Raven Press, Ltd., New York, (1991).
- (4) Murakami, T., *JSME Intem. J.*, Series III, 33-4, (1990), 465-472.
- (5) Murakami, T., Ohtsuki, N., and Higaki, H., *Thin Films in Tribology*, (1993), 637-682, Elsevier.
- (6) Higaki, H., Murakami, T., Nakanishi, Y., *Proc. 4th CJUS Conf. Biomechanics*, (1995), 154-157, International Academic Publishers.
- (7) 日垣・ほか2名, 機論, 61-588, C(1995), 3396-3401.
- (8) Ikeuchi, K., *Lubricants and Lubrication*, (1995), 65-69, Elsevier.
- (9) Murakami, T., *Design of Amenity*, (1995), 319-327, Kyushu University Press.
- (10) Zaki, M. and Dowson, D., *Mixed Lubrication and Lubricated Wear*, (1985), 230-236, Butterworth.
- (11) 中西・ほか2名, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16, (1995), 375-379.
- (12) 中西・ほか2名, 機論, 62-598, C(1996), 2359-2366.
- (13) 日垣・村上, トライボロジスト, 40, 7, (1995), 598-604.
- (14) 日垣・ほか3名, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 16, (1995), 369-374.
- (15) 村上・ほか2名, 機講論, 95-26, (1995), 63-64.
- (16) Yanaki, T. and Yamaguchi, T., *Biopolymers*, 30, (1990), 415-425.
- (17) Yanaki, T. and Yamaguchi, M., *Chem. Pharm. Bull.*, 42, (1994), 1651-1654.
- (18) Hirano, F. and Kaneta, M., *Proc. 5th Intem. Conf. Fluid Sealing*, (1971), G2-17 - G2-32, BHRA.
- (19) Hirano, F. and Kaneta, M., *Proc. 5th Intem. Conf. Fluid Sealing*, (1971), G3-33 - G3-48, BHRA.
- (20) Hirano, F. and Murakami, T., *Proc. 7th Intem. Conf. Fluid Sealing*, (1975), C4-51 - C4-70, BHRA.
- (21) 村上, 潤滑, 29, 5, (1984), 339-342.
- (22) 日垣・村上, トライボロジスト, 39, 7, (1994), 625-632.
- (23) 澤江・村上, 機論, 62-598, C(1996), 2343-2350.
- (24) Furusawa, K. and Yamamoto, K., *J. Colloid Interface Sci.*, 96, (1983), 268-274.
- (25) 日垣・ほか4名, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 15, (1994), 217-220.
- (26) 中西・ほか2名, トライボロジー会議予稿集, (1996), 5, 435-437.