人工軟骨材料の摩擦・摩耗挙動*
(潤滑液中に存在する関節液成分の影響)澤 江 義 則*¹, 村 上 輝 夫*²Friction and Wear Characteristics of Artificial Cartilage
(Influence of Synovia Constituents on Lubrication)

Yoshinori SAWAE and Teruo MURAKARI

Friction and wear characteristics of artificial cartilage materials sliding on a smooth metal counterface have been studied in a pin-on-disk apparatus. In this study, polyurethane and polyvinylalcohol (PVA) hydrogel were used as artificial cartilage materials. Synovia constituents, such as hyaluronic acid (HA) and serum proteins (albumin and γ globulin) were added to saline and their effects on the tribological behavior were examined. As a result, HA and serum proteins exerted a great influence on the friction and wear of artificial cartilage materials. Friction and wear were reduced by HA solution, but were enhanced when serum proteins were added to the HA solution. AFM images showed that a layer of synovia constituents was adsorbed on the counterface, which changed the behavior of material transfer and the wear mechanism of artificial cartilages.

Key Words: Friction, Wear, Lubrication, Artificial Cartilage Material, Synovia Constituent

1. 緒 言

近年, 人工関節に用いられている超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)の摩耗が重大な問題となっている。UHMWPEの摩耗により生じた摩耗粉は, 周囲組織の変性を招き⁽¹⁾, 摩擦面に生じる過大な摩擦と相まって, 人工関節の緩みを引き起こすことが指摘されている⁽²⁾。このように, 材料の摩擦・摩耗現象が人工関節の寿命を限定する一因となることが強く認識されたことから, ここ数年UHMWPEの代替材料に関する研究が盛んに行われている⁽³⁾。このうち, Dowson ら⁽⁴⁾は, ポリウレタン等の軟質材を人工軟骨として人工関節摩擦面に用いることを提案した。これは, 軟質材の弾性変形によるEHL及びマイクロEHL効果により, 人工関節の潤滑モードを流体潤滑に近づけ, 摩擦・摩耗を低減しようとするものである。その他にも, 各種の人工軟骨の使用が検討されており^{(5) (6) (7) (8)}, 著者ら^{(9) (10) (11)}も, これまでポリビニルアルコール(PVA)ハイドロゲルを人工軟骨材料として取り上げ, その潤滑特性に関する研究を行ってきた。

人工関節等に用いる材質を選定する際には, 動物等を用いた生体内における材料評価に先立ち, 関節シミュレータ等を用いた試験により, 実験室内において, その摩擦・摩耗特性を十分に把握することが必要である。しかし, 関節シミュレータを用いた摩擦・摩耗試験は, 多くの時間と費用を必要とするため, 広範な材料を比較検討するような場合には, 一般的にピン-オン-ディスク試験機等を用いた試験が行われる。このような試験では, 試験状態を単純化しているため, 設定される試験環境や条件によりその結果が大きく左右される。特に試験の際に用いる潤滑液は, 材料の摩擦・摩耗特性に大きな影響を及ぼすことが知られている。

Walker ら⁽¹²⁾は往復動摩擦試験機を用いて, Co-Cr合金同士の摩擦・摩耗が, 潤滑液により大きく変化することを示した。この中で, 関節液中に存在する蛋白質の一種である γ グロブリンが, 潤滑状態の改善に大きな役割を果たしていると考えた。また Shen ら⁽¹³⁾は, ポリアセタール(POM)の摩擦・摩耗特性が, 血漿中で改善されることを示した。

McKellop ら⁽¹⁴⁾は, UHMWPEについて, ピン-オン-プレート試験機を用いた往復動摩擦・摩耗試験を行い, 様々な実験条件が結果に及ぼす影響について検討した。その結果, 牛血清を潤滑液として用いた場合,

* 原稿受付 1995年10月20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。

生理食塩水、あるいは蒸留水を用いた場合と比較し、相手面 (SUS316) への材料の移着が減少し、摩擦・摩耗共に低下することを示した。同様の結果が Kumar ら⁽¹⁵⁾ の行った実験においても確認されている。彼らは相手面材質との関連についても検討を加え、セラミックスと比較し SUS316L を相手面として用いた際に、上記の傾向が顕著であることを示した。これらの研究ではいずれも、血清中の蛋白質が相手面上に吸着し、境界潤滑剤として機能することにより、摩擦・摩耗特性が改善されるものと推察している。

Caravia ら⁽¹⁶⁾ は、人工軟骨材料の摩擦試験を行い、潤滑液の影響についても検討している。その結果、人工軟骨材料であるポリウレタン及び2種類のハイドロゲルは、起動摩擦において、いずれも脱イオン水中と比較し、血清中で高摩擦となった。

関節シミュレータを用いた歩行模擬試験においても、試験に用いる潤滑液が人工関節の摩擦・摩耗に大きな影響を持つことが報告されている。Weightman ら⁽¹⁷⁾ は、Charnley-Muller 及び McKee-Farrar 人工股関節の摩擦特性を、股関節シミュレータを用いて評価した。彼らは潤滑液の影響についても検討し、関節液、あるいは血清を潤滑液として用いた際に低摩擦を示すことを報告した。彼らはこの中で、アルブミンの摩擦低減効果に注目している。

著者ら^{(10) (11)} は、高含水 PVA ハイドロゲルを人工軟骨として用いた人工膝関節モデルを製作し、膝関節シミュレータにより、歩行条件下での潤滑特性を評価してきた。この中で、潤滑液として用いたヒアルロン酸ナトリウム溶液に蛋白質 (アルブミン又は γ グロブリン) を添加した場合、無添加時と比較し、摩擦特性が改善されることを確認した。

連続歩行を模擬した膝関節シミュレータ試験では、流体膜の形成が比較的容易であり、材料の摩擦・摩耗に及ぼす流体潤滑効果の影響が大きい。しかし、人工関節の寿命に支配的な影響を及ぼすのは、流体膜形成が困難な条件下での、材料の摩擦・摩耗挙動と思われる。本研究では、流体潤滑効果の少ないピン-オン-ディスク試験機を用い、過酷な条件下での人工軟骨材料の摩擦・摩耗挙動を評価し、特に潤滑液中に添加された関節液成分 (ヒアルロン酸及び蛋白質) による、摩擦・摩耗挙動の変化について考察した。この際、材料の摩擦・摩耗挙動に大きな影響を持つと思われる、関節液成分のディスク表面への吸着挙動を、原子間力顕微鏡による観察を通して評価した。また、高含水 PVA ハイドロゲルについては、試験前に材料に与えるクリーブ変形の影響についても検討した。

2. 実験方法

2.1 人工軟骨材料 従来、生体材料として用いられてきた軟質材の中で、ポリウレタンは、主にその機械的強度の高さから、人工軟骨材料としての使用が試みられている^{(7) (18) (19) (20)}。また、生体組織に近い性質と、機能性材料としての可能性を持つハイドロゲルは、生体材料として広範囲での使用が検討されている。このうち、数種類の高分子ハイドロゲルが、人工軟骨材料の候補材料に上げられている^{(5) (8) (9) (15) (21) (22)}。

本研究では、人工軟骨材料として、ポリエーテル系セグメント化ポリウレタン、及び反復凍結法⁽²³⁾により製作した PVA ハイドロゲルを使用した。PVA ハイドロゲルは、反復凍結処理によるゲル化後、真空乾燥機を用いて24時間乾燥したのち、シリコン油中にて熱処理を加え、その後再び水和した。実験には、軟質材厚さ t_b : 2.0mm のポリウレタンと、二種の高含水 PVA ハイドロゲル (t_b : 3.3mm, 含水率: 69%, 及び t_b : 1.5mm, 含水率: 63%) を用いた。また、クリーブ挙動の比較のため、一部の実験では低含水 PVA ハイドロゲル (t_b : 2.2mm, 含水率: 32%) も用いた。

2.2 潤滑液 人工関節用高分子材料の摩擦・摩耗試験に関する規格である ASTM F732-82⁽²⁴⁾ では、潤滑液として、新鮮な牛血清の使用を規定している。これは、生体内における、蛋白質の摩擦・摩耗に及ぼす影響を考慮したためである。しかし、生体内において人工関節の潤滑を行う関節液には、血清中に含まれる蛋白質に加え、滑膜から分泌されたムコ多糖の一種であるヒアルロン酸が含まれている⁽²⁵⁾。そのため、材料の摩擦・摩耗に及ぼすヒアルロン酸の影響についても、評価する必要があるものと思われる。

このようなことを考慮し、滑り試験では潤滑液として、生理食塩水、及びヒアルロン酸ナトリウム (平均分子量 9.6×10^5 , 以下 HA と表記) の生理食塩水溶液を用い、潤滑液による人工軟骨材料の摩擦・摩耗挙動の相違を検討した。HA 溶液には関節液中に含まれる

Table 1 Composition and properties of lubricants

	HA	γ globulin	albumin	Viscosity Pa·s	pH
HA	0.3 wt%	—	—	0.0176	6.0
HA+ γ globulin	0.3 wt%	0.3 wt%	—	0.0176	6.6
HA+albumin	0.3 wt%	—	0.3 wt%	0.0172	5.2

蛋白質のうち、人工関節材料に対する摩擦低減効果が報告されているアルブミン⁽¹⁷⁾、及びγグロブリン⁽¹²⁾をそれぞれ別個に添加し、その影響を評価した。実験に用いた各溶液の成分構成、代表粘度及び pH を表 1 に示す。非ニュートン流体である HA 溶液の代表粘度には、せん断速度 1000s^{-1} 、温度 35°C での値を用いた。

2・3 ピン-オン-ディスク試験 実験に用いた二連式ピン-オン-ディスク試験機の概略図を図 1 に示す。試験機上部のエアシリンダによりピン試験片に軸方向荷重を加え、リングコーン・モーターによってディスク試験片を回転させることで、一方向定常滑り試験を行う。この時、ピン試験片ホルダーに取り付けたアームを介し、ロードセルによって摩擦面間に生じる摩擦を測定した。また、近接センサーにより、ピン試験片の垂直方向変位を測定し、クリープ変形及び摩耗を評価した。本報にて報告する実験は、すべて、荷重 98N （平均面圧 1.2MPa ）、滑り速度 12.6mm/s にて行

Fig. 1 Pin-on-disk test apparatus

Fig. 2 Specimen geometry

った。摩擦試験部分は、試験片取り付け後密閉し、外部からの異物の侵入を防いだ。

図 2 にピン及びディスク試験片の形状を示す。人工軟骨材料試験片は、シート状材料よりポンチを用いて打ち抜き、ピン先端にシアノアクリレート系接着剤を用いて固定した。人工軟骨材料の摩擦面は、すべて試験前に 2000 番の耐水ペーパーにより研磨した。

ディスク試験片材質には、Kumar ら⁽¹⁸⁾の実験結果から、比較的潤滑液の影響を受けやすいと思われるステンレス鋼（SUS316）を用いることとした。ディスクは、耐水ペーパーによる研磨後、アルミナ懸濁液を用いてラッピング仕上げを行った。この時、触針式表面粗さ計によって計測したディスク表面の自乗平均粗さは、 $0.03 \pm 0.01 \mu\text{m}$ であった。

ピン及びディスク試験片は、図 3 に示す手順にしたがって洗浄した。ただし、PVA ハイドロゲルは、超音波洗浄の際に、内部水の加熱によるゲル構造の変化を招く恐れがあるため、蒸留水洗浄のみとした。

実験はすべて室温条件（ $32 \pm 1^{\circ}\text{C}$ ）において行ったが、実験開始後、試験片周囲では 2°C 前後の温度上昇が観測された。

2・4 ディスクへの吸着実験 これまで述べてきたように、ピン-オン-ディスク試験では、ディスク表面に吸着した関節液成分が、材料の摩擦・摩耗挙動に大きな影響を持つものと考えられる。そこで滑り試験に先立ち、関節液成分のステンレスディスク表面への静的吸着実験を行い、その吸着状態を、原子間力顕微鏡（AFM）の Tapping mode を用いて液中観察した。AFM の液中 Tapping mode では、試料にかかる

Fig. 3 Cleaning procedure for pin and disk specimens

測定力がきわめて低く、液中で湿潤した状態の柔らかい試料を、高分解能で観察することが可能である。また、試料表面に生じる接線力が小さいため、静電引力のような比較的弱い相互作用により吸着している成分についても、観察することが可能と思われる。

試験片には、滑り試験に使用したのと同じ SUS316 ディスクを用いた。試験片表面に、関節液成分を添加した生理食塩水溶液を滴下、室温 ($20 \pm 1^\circ\text{C}$) 条件下において 10 分間維持し、表面への関節液成分の吸着を促した。その後、溶液中に残存する関節液成分の影響を取り除くため、ディスク上の溶液を蒸留水により洗い流した。吸着状態の観察の際には、ディスク表面上に生理食塩水を滴下し、その液中において観察を行った。この時、測定力は 10^{-9}N 以下であった。

3. 実験結果

3.1 関節液成分のディスクへの吸着 図 4 に A FM により観察された、吸着状態の 3 次元イメージを示す。アルブミン及び γ グロブリン単体の場合、ディスク表面は粒子状の吸着物で被われており、蛋白質が密に吸着している様子がわかる (図 4 (a), (b))。また、アルブミンと比較し、 γ グロブリンの粒径が大きいことも確認できる。これに対し HA 単体では、蛋白質の場合に見られたような、明瞭な吸着物は、ほとんど存在しない (図 4 (c))。

ピン-オン-ディスク試験において潤滑液として用いた蛋白質添加の HA 溶液の場合、二種の蛋白質の間で

吸着状態に若干の相違が見られた。 γ グロブリン添加時には、 γ グロブリン単体の場合同様、粒子状の吸着物がディスク表面を覆っているのに対し、アルブミン添加では、吸着状態が不明瞭になっている。

このように、ムコ多糖である HA と比較し、蛋白質はステンレス鋼ディスク上に容易に吸着することがわかった。また、HA と蛋白質の双方を含む混合溶液では、特に溶液中の γ グロブリンが、選択的にディスク表面に吸着すると考えられる。

3.2 ポリウレタン ポリウレタンを用いた実験では、初期クリープ変形の影響を取り除くため、まず試験片に静荷重を 24 時間加え、十分なクリープ変形を生じさせた後 (図 8 参照)、滑り試験を行った。図 5 にポリウレタンの摩擦挙動を示す。生理食塩水を潤滑液とした場合と比較し、HA 溶液では摩擦がやや低くなっている。しかし、HA 溶液に蛋白質を添加すると、摩擦は生理食塩水を用いた場合よりも高くなった。特に、 γ グロブリンを添加した潤滑液では、試験開始直後から摩擦が上昇し、他の潤滑液を用いた場合と比較し、非常に高い摩擦を示した。ピン変位より求めた比摩耗量を表 2 に示す。測定されたピン変位には、摩擦試験開始後のクリープ変形による微少な変位が含まれるため、値が若干高く見積もられているものの、相対評価への影響は少ないと思われる。これより、摩耗量も潤滑液によりかなり異なることがわかる。ここでは、生理食塩水を用いた場合が、もっとも摩耗量が多く、HA 溶液で潤滑した場合がもっとも少なくなっ

Fig. 4 AFM images of SUS316 disk surfaces after adsorption test

ている。蛋白質を添加したHA溶液は、いずれもこの中間となっている。

図6は試験後のポリウレタン摩擦面を低減圧観察装置付き走査型電子顕微鏡（Wet SEM）により観察したものである。生理食塩水中において、ポリウレタン表面は激しい摩耗を示している。HA溶液中では、比較的大きなロールの形成が見られるものの、その背面

Fig. 5 Effect of synovia constituents on frictional behavior of polyurethane

Table 2 Wear rate of polyurethane in different lubricants

	HA	HA + γ globulin	HA + albumin	Saline
Wear rate $\times 10^5$ $\text{mm}^3/(\text{N} \cdot \text{m})$	2.4	5.3	7.1	11

Fig. 6 Wear surfaces of polyurethanes in different lubricants taken by low-vacuum scanning electron microscope

Fig. 7 Effect of lubricant on transfer of polyurethane to disk specimen

には試験前に形成された研磨痕が確認されることから、他と比較し摩耗が少ないことがわかる。蛋白質を含むHA溶液は、比摩耗量では生理食塩水とHA溶液の中間にあるものの、その摩耗形態は、すでに述べた二つとは大きく異なっている。試験後の摩擦面は、他と比較し平滑化されており、Wet SEMによる観察では、表面に細かいパターン状の摩耗が認められた。

試験後のディスク表面を図7に示す。生理食塩水中では、ポリウレタンの大きな移着物が、ディスク表面に認められる。HA溶液中でも、移着物の大きさが小さくなるものの、同様の移着が観察された。しかし、潤滑液中に蛋白質が存在する場合には、大きな移着物は見られず、わずかに見られる移着物は、いずれも細かい粒子状をしている。

3.3 PVAハイドロゲル

3.3.1 クリープ変形の影響 まず、静荷重下での各人工軟骨材料のクリープ挙動を比較する。比較には、ピン変位を軟質材厚さ h によって除した、クリープひずみの値を用いた（図8）。これより、高含水PVAハイドロゲルのクリープ変形が、ポリウレタンと比較し、非常に大きいことがわかる。しかし、含水率を下げた（32%）PVAハイドロゲルのクリープ挙動は、ポリウレタンに近いものになっている。このことから、高含水PVAハイドロゲルのクリープ変形は、

主に内部に含まれた水分の移動に起因するものと考えられる。

この影響は摩擦挙動にも現れている。実験前に与えたクリープ変形の、摩擦挙動に及ぼす影響を図9に示した。事前にクリープ変形を与えたPVAハイドロゲルは、負荷直後に滑りを開始したものと比較し、実験初期において摩擦が顕著に高くなっている。

3.3.2 潤滑液の影響 潤滑液による、PVAハイドロゲルの摩擦挙動の相違を図10に示す。なお、前節の結果を考慮し、以下の実験では負荷直後より滑りを開始した。生理食塩水中での試験では、PVAハイドロゲルは激しいスティック・スリップを起こし、滑り距離 200mm 付近において接着部の剥離を生じ、ピン先端より脱落した。この時、PVAハイドロゲル表面は著しく損傷していた。HA溶液中ではスティック・スリップは生じず、安定した摩擦挙動を示したものの、溶液中に蛋白質を添加した際にはポリウレタン同様高摩擦状態となった。またHA溶液中では蛋白質の有無に関わらず、*生理食塩水中のようなPVAハイドロゲル表面の激しい損傷は見られなかった。この時のピン変位の変化を図11に示す。生理食塩水中では、ピン変位が直線的に増加し剥離にいたっているのに対し、HA溶液中ではピン変位の増加が抑制されている。またHA溶液に蛋白質を添加することで、ピン変位が増加していることがわかる。PVAハイドロゲルの相

Fig. 8 Comparison of creep strain among artificial cartilage materials

Fig. 9 Effect of creep deformation on frictional behavior of PVA hydrogel

手面への移着状態を図12に示す。ポリウレタンの場合同様、蛋白質無添加時には、滑り方向に伸びた移着物が観察されるのに対し、蛋白質添加時には、明瞭な移着物が見られない。先にも述べたように、高含水率のPVAハイドロゲルはクリープ変形が大きいいため、ピン変位より比摩耗量を求めることは困難である。しかし上述の結果より、PVAハイドロゲルの摩耗にも、潤滑液が大きな影響を及ぼしているものと思われる。

4. 考 察

人工軟骨材料の摩擦・摩耗挙動は、ポリウレタン、PVAハイドロゲル共に、潤滑液中に添加される関節液成分によって大きく変化した。この時、人工軟骨材

Fig. 10 Effect of synovia constituents on frictional behavior of PVA hydrogel

Fig. 11 Vertical displacement of PVA hydrogel in different lubricants

Fig. 12 Effect of protein on transfer of PVA hydrogel to disk specimen

料の摩耗形態、及び相手面への移着状態に顕著な変化が生じていることから、潤滑液中の関節液成分は、単に摩擦・摩耗を増減させただけでなく、材料の摩擦・摩耗機構を著しく変化させたことがわかる。

生理食塩水及び蛋白質無添加のHA溶液を用いた場合、相手面上に、滑り方向に伸びた移着物が観察された。これは、まず相手面上の突起部や活性な点に移着が生じ、その後その点を起点に、材料の移着が進行したものである。このように相手面への移着物が、さらに材料の摩耗を進めるため、摩耗は凝着的となり、材料の摩耗面も粗くなっている。

これに対し、蛋白質を添加した潤滑液を用いた場合は、相手面への大きな移着がほとんど観察されず、特にポリウレタン表面には、パターン状の摩耗を生じている。McKellop ら⁽¹⁴⁾は、蛋白質を含む血清を潤滑液とした場合、UHMWPEの相手面への移着が極めて少なく、生理食塩水潤滑下と比較し摩擦・摩耗特性が改善されることを報告し、これを蛋白質が相手面上に境界潤滑層を形成したためと考察した。本実験に用いた人工軟骨材料については、相手面への移着状態に関して、UHMWPEと類似の傾向を示している。

これらの現象を考察するために、AFMを用いて試験後の相手面接触域の詳細な観察を行った(図13)。測定は大気中において Tapping mode にて行った。この時の測定力は $5 \times 10^{-9} \text{N}$ であった。

蛋白質添加の場合には、静的吸着実験同様、細かな粒子状の吸着物により、相手面上に吸着膜が形成されている様子が認められた。液中観察時と比較し個々の粒子の粒径が減少しているのは、吸着した蛋白質が乾燥状態にあるためと思われる。このように、滑り試験中のディスク表面には、蛋白質を中心とした吸着膜が存在しており、滑りはこれら吸着膜と人工軟骨材料の間で行われているものと思われる。そのため人工軟骨材料の相手面への移着は妨げられるものの、摩擦面間の相互作用が強くなるため、摩擦が上昇したものと思われる。

一方、蛋白質を含まないHA溶液により潤滑されたディスクの接触域では、移着部位以外にHAに由来すると思われる平滑な表面膜が形成されている。蛋白質添加の際の吸着膜が接触域、非接触域に関わらず一様に形成されていたのに対し、この表面膜は接触域のみに認められた。また静的吸着実験では、このような表面膜は観察されなかったことから、この表面膜は、摩擦プロセスを経て形成されたものと思われる。そのため、摩擦初期には生理食塩水中と同様、移着が生じやすいが、その後表面膜の形成とともに潤滑状態が改善

され、低摩擦・低摩耗状態となったものと思われる。

これまで述べたように、弾性流体潤滑効果が乏しいピン-オン-ディスク試験では、潤滑液中の関節液成分は、相手面上に形成された吸着膜あるいは表面膜の凝着作用や変形挙動を通じて、人工軟骨材料の摩擦・摩耗に大きな影響を及ぼすものと考えられる。一方、関節シミュレータ試験では、弾性流体潤滑効果が優勢なため、固体間の直接接触は緩和される。そのため、低粘度条件下においても、局所的な軽度の接触にとどま

(a) Saline

(b) HA+albumin

(c) HA+ γ globulin

(d) HA

Fig. 13 AFM images of SUS316 disk surfaces after sliding test
Pin : polyurethane, Disk : SUS316

る場合には、吸着膜が保護膜として機能しうるものと思われる。これまで行った関節シミュレータ試験において、PVAハイドロゲルに対し摩擦低減効果を示した蛋白質が、今回の実験でPVAハイドロゲルの摩擦を上昇させたのは、このような潤滑モードの違いが原因と思われる。

多孔質で、含水性のPVAハイドロゲルは、実験に先立って材料に与えるクリープ変形により、摩擦特性に変化が見られた。PVAハイドロゲル内部の水分は、長時間を要すれば比較的容易にゲル内を移動することが可能なため、静荷重下では、水分が圧力勾配に沿って徐々にゲル外に滲出する。それとともにクリープ変形が進行し、同時にゲルは水分を失っていく。このような含水状態の変化により、クリープ変形を与えたゲルでは滲出潤滑効果が低減し、摩擦が高くなるものと思われる。

このように、PVAハイドロゲルの摩擦・摩耗挙動、及びそれに与える関節液成分の影響は、試験方法、試験条件等によって大きく異なっている。本来、流体潤滑状態実現を目的として開発された人工軟骨材料は、流体効果の乏しい運動条件下では、一般に高い摩擦・摩耗を示す傾向がある^{(19) (26)}。このようなことから、材料の評価手法を選択する際には、十分な検討が必要と思われる。

5. 結 言

今回の実験結果より、以下のことが明らかとなった。

- (1) 人工軟骨材料であるポリウレタン、及びPVAハイドロゲルのピン-オン-ディスク試験において、HA溶液により潤滑を行った場合、生理食塩水を使用した場合と比較し、摩擦・摩耗特性が改善された。
- (2) HA溶液に蛋白質を添加することで、無添加のHA溶液の場合と比較し、人工軟骨材料の摩擦・摩耗特性が悪化した。この時、材料の摩耗形態、及び相手面への移着状態に変化が見られた。
- (3) これらの摩擦・摩耗特性の変化には、潤滑液中の関節液成分により、相手面上に形成された吸着膜あるいは表面膜が影響しているものと思われる。
- (4) PVAハイドロゲルの摩擦特性は、実験開始前に与えるクリープ変形の影響を受けた。

今回得られた結果を、材料評価の際の指針としつつ、今後は人工軟骨材料の生体適合性と、生体環境における耐久性の改善を進め、臨床応用へ進展させる予定である。

最後に、試料を提供して戴いた、生化学工業(株)及びダウ・ケミカル日本(株)に謝意を表する。本研究におけるWet SEM及び原子間力顕微鏡を用いた観察は、九州大学中央分析センターの両装置を利用した。本研究の一部は文部省科学研究費補助金(試験研究(B) 07558256, 国際学術研究 07044159)の援助によるものであることを付記する。

文 献

- (1) Willert, H.G. and Semlitsch, M., J. Biomed. Res., 11 (1977), 157.
- (2) 山本, 潤滑, 31-11 (1986), 775.
- (3) Teoh, S. H., Proc. Fourth China-Japan-USA-Singapore Conference on Biomechanics, (1995), 356, International Academic Publishers.
- (4) Dowson, D., ほか4名, Proc. Instn. Mech. Eng., 205 (1991), Part H, 59.
- (5) 笹田・ほか5名, 生体材料, 3-3 (1985), 151.
- (6) 村上・ほか2名, 機論, 53-485, C (1987), 151.
- (7) Unsworth, A., ほか3名, Proc. Inst. Mech. Eng., C219/87 (1987), 715.
- (8) Oka, M., ほか6名, Clinical Materials, 6 (1990), 361.
- (9) Murakami, T., ほか2名, Thin Films in Tribology, (1993), 673, Elsevier.
- (10) 澤江・ほか3名, 機論, 60-580, C (1994), 4295.
- (11) 澤江・ほか3名, 機論, 61-589, C (1995), 3665.
- (12) Walker, P. S. and Erkman, M. J., Wear, 21 (1972), 377.
- (13) Shen, C. and Dumbleton, J. H., Wear, 38 (1976), 291.
- (14) McKellop, I. C., ほか3名, J. Biomedical Mater. Res., 12 (1978), 895.
- (15) Kumar, P., ほか6名, J. Biomedical Mater. Res., 25 (1991), 813.
- (16) Caravia, L., ほか4名, J. Mater. Sci.: Mater. in Med., 4 (1993), 515.
- (17) Weightman, B., ほか4名, Trans. ASME, J. Lub. Technol., 94 (1972), 131.
- (18) 村上・大月, 整形外科バイオメカニクス, 13 (1992), 371.
- (19) Jin, Z. M., ほか2名, Wear, 162 (1993), 627.
- (20) Auger, D. D., ほか2名, Proc. Inst. Mech. Eng., Part H, 209 (1995), in press.
- (21) Bray, J. C. and Merrill, E. W., J. Biomed. Mater. Res., 7 (1973), 431.
- (22) Corkhill, P. H., ほか2名, Proc. Instn. Mech. Eng., Part H, 204 (1990), 147.
- (23) 南部, 特開 昭57-130543, 58-36630.
- (24) ASTM F732-82, Annual book of ASTM standards, (1982), 212, ASTM.
- (25) 笹田・ほか2名, バイオトライボロジー, (1988), 199, 産業図書.
- (26) 新谷・ほか8名, 生体材料, 12-3(1994), 127.