人工関節用材料の摩擦摩耗特性に関する接触面圧依存性*

大塚 宏一^{*1}, 日垣 秀彦^{*2}, 中西 義孝^{*2}Dependence of the Friction-Wear Characteristics of Artificial Joints
on Contact PressureKoichi OTSUKA^{*3}, Hidehiko HIGAKI and Yoshitaka NAKANISHI^{*3} Department of Mechanical Engineering, Yonago National College of Technology,
4448 Hikona-cho, Yonago-shi, Tottori, 683-8502 Japan

The purpose of this study was to examine the dependence of the friction-wear characteristics of artificial joints on contact pressure. Test specimens used were ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE), Co-Cr-Mo alloy and alumina ceramics in the materials of artificial joints. Lubricating liquid was a water-based liquid that contained the principal constituents of synovial fluid. The wear of UHMWPE sliding against Co-Cr-Mo alloy and alumina ceramics decreased with the increase of contact pressure and indicated dependence on contact pressure. Surface roughness on the rubbed area of Co-Cr-Mo alloy and alumina ceramic discs had a tendency to decrease with the increase of contact pressure. Therefore, it was considered that the dependence on contact pressure was effected by the decrease of surface roughness on the rubbed area of the discs.

Key Words: Biomaterials, Tribology, Wear, Surface Roughness, Contact Pressure, UHMWPE

1. 結 言

現行の人工関節の多くは超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) と Co-Cr-Mo 合金もしくはセラミックの組合せを摺動部の材料に用いている^①。この組合せの人工関節では UHMWPE の摩耗およびその摩耗粉に起因する骨溶解などによって術後 10 年以内に再置換を余儀なくされることが問題となっている^{②~④}。しかし一方で、現行の人工関節には 15 年以上の使用実績が報告されており^{⑤⑥}、人工関節の耐用年数に大きなばらつきが生じていることが示唆されている。この原因については日常生活動作において摺動部への荷重が大きく変化することや、運動量に個人差があることなどのさまざまな原因が考えられる。そのため、人工関節の摩耗評価では多角的な視点からの試験が必要であり、耐用年数の長期化と安定化を図るためにはその結果を設計に考慮しなければならないと考えられる。

本実験では接触面圧に対する人工関節用材料の摩擦摩耗特性に着目して試験を行った。人工関節の摺動部への荷重は筋力や慣性力、体重などの複合的要因により日常生活動作において大きく変化しており、歩行や

ランニングの動作では体重の約 4~8 倍の荷重に達することが報告されている^{⑦⑧}。その上、現行の人工関節の摺動面形状では摺動部への荷重によって 3~20 MPa もしくはそれ以上の接触面圧が摺動面に生じることが示唆されている^{⑨⑩}。そのため、幅広い接触面圧を設定して人工関節用材料の摩擦摩耗特性を議論しなければならないと考えられる。また、現行の人工関節はそのような接触面圧に摺動面が曝されているにもかかわらず耐摩耗性により 15 年以上の耐用年数を有することが報告されている。それゆえ、現行の人工関節用材料の摩擦摩耗特性には接触面圧に依存する性質 (接触面圧依存性) があることが推察される。

そこで、本研究では接触面圧に対する人工関節用材料の摩擦摩耗特性を調査し、その摩擦摩耗特性に接触面圧依存性があることを明らかにしたので報告する。

2. 実験方法

ピン・オン・ディスク摩擦試験装置の概略図を図 1 に示す。本装置はホルダに固定したピンに一定の荷重を与えながら液バス内のディスクにピンを中心とした公転運動を行わせる機構に設計した。そのディスクの運動状態を図 2 に示す。関節の運動は自由度が多いため、歩行周期内において滑り方向は連続的に変化している^{⑪⑫}。そこで、本装置では滑り方向を連続的に変化させながら摩擦試験が行えるようにピンを中心

* 原稿受付 2005 年 7 月 27 日。

^{*1} 正員、米子工業高等専門学校 (〒683-8502 米子市彦名町 4448)。^{*2} 正員、九州産業大学工学部。

E-mail: k-otsuka@yonago-k.ac.jp

とした回転半径 6 mm の公転運動をディスクに与えた。滑り速度については 20 mm/s に設定した。UHMWPE (分子量約 600 万) のピンは図 3 に示すようにホルダから約 0.7 mm 突き出した状態で固定した。ディスクには Co-Cr-Mo 合金とアルミナセラミックの材料を用いた。そのディスクの形状は直径 64 mm, 厚さ 5 mm であった。試験前のディスクの表面粗さ Ra は約 $0.02\text{ }\mu\text{m}$ とした⁽¹²⁾。

表 1 に本実験で用いた潤滑液 (模擬関節液) の組成を示す。人工関節の摩耗試験では牛血清またはその水溶液を用いるのが一般的である⁽¹³⁾。しかし、採取時期や個体の違いによる牛血清成分のばらつきが実験結果のばらつきを大きくすることが危惧されている。そこで、本実験では生体関節液と同等の潤滑性を有する模擬関節液を採用した⁽¹⁴⁾。試験室の温度約 24 °C で実験を実施した。

摩耗特性の調査では総すべり距離 $1.13 \times 10^5\text{ m}$, 平均接触面圧 3, 10, 30 MPa に設定した。各試験条件における試験回数は 4 回とした。試験後は界面活性剤, 蒸留水, エタノールの順に超音波洗浄した UHMWPE のピンを恒温乾燥機 (24 時間, 70 °C) にて乾燥させた後で電子天秤 (分解能: 0.1 mg) によりそのピンの

Fig.3 Illustration on the fixation of pin.

Table 1 Composition of lubricating liquid.

Solvent	Additive	Concentration(g/dl)
0.01mol/l	Albumin(human serum protein)	2.0
Phosphate buffered saline	γ -globulin(human serum protein)	1.0
	Phospholipid La-DPPC	0.2
	(dipamitoyl phosphatidylcholine)	
	Cholesterol	0.1
	Sodium azide	0.3

Fig.1 Schematic representation of pin-on-disc machine.

Fig.2 Kinematic condition of multidirectional sliding motion.

Fig.4 Illustration of the measurement of tangential force.

重量を計測し、試験前の重量との差から摩耗量を算出した。

摩擦特性の調査では総すべり距離 $1.9 \times 10^3\text{ m}$, 平均接触面圧 3, 5, 10, 20, 30 MPa に設定した。各試験条件における試験回数は 3 回とした。試験中は図 4 に示す位置に貼り付けたひずみゲージにより、ディスクが 1 回転する間に生じる最大接線力を計測した。以後、その最大接線力を摩擦力と称す。摩擦係数はその摩擦力を垂直荷重で割って算出した。試験後はディスク表面を光学式のデジタル顕微鏡により光量を統一して撮影した。その後、一定量の蒸留水を摩擦領域および非摩擦領域に滴下し、ディスク表面の液滴を水平方向から撮影して水の接触角を次式により算出した。

$$\theta = 2 \tan^{-1} (h/r)$$

このとき、 θ は水の接触角、 h は液滴の高さ、 r は液滴の半径である。水の接触角の測定は各領域におい

て任意に場所を変えながら 8 回行った。そのため、総データ数は 24 であった。

試験後の表面粗さと接触面圧の関連性についての調査では総すべり距離 1.9×10^3 m, 平均接触面圧 3, 10, 30 MPa に設定して試験を実施した。試験後の表面粗さ計測はディスクの摩擦領域と非摩擦領域について任意に場所を変えながら 5 回行った。

3. 実験結果

摩耗と接触面圧の関連性を図 5 に示す。UHMWPE の摩耗は接触面圧の増加に伴い僅かではあるが低減することが示された。UHMWPE の相手面に異なる材料を用いた場合においても同様に接触面圧の増加に伴い摩耗が低減することが示された。また、同じ接触面圧では相対的にアルミナセラミックの方が Co-Cr-Mo 合金よりも摩耗が低減することが示された。

試験中に生じた摩擦力の平均値と接触面圧の関連性を図 6 に示す。3~20 MPa においては接触面圧の増加に伴い摩擦力が增大することが示された。30 MPa では 20MPa よりも若干低減して 10MPa に近い値が示された。図 7 に試験中に生じた摩擦係数の平均値と接触面圧の関係を示す。摩擦係数は接触面圧の増加に伴い低減することが示された。また、同じ接触面圧では、相対的に Co-Cr-Mo 合金の方がアルミナセラミックよりも摩擦係数は低減することが示された。UHMWPE の摩耗については相対的にアルミナセラミックの方が低い値を示したのに対して、摩擦係数は逆に Co-Cr-Mo 合金の方が低い値を示した。

試験後の Co-Cr-Mo 合金ディスクの摩擦領域と非摩擦領域の境界付近を図 8(a)に示す。Co-Cr-Mo 合金デ

Fig.5 Relation between the wear of UHMWPE and contact pressure. Error bars indicate maximum and minimum. N=4.

Fig.6 Relation between frictional force and contact pressure. N=3.

Fig.7 Relation between the coefficient of friction and contact pressure. N=3.

ィスクの摩擦領域では接触面圧の増加に伴い凝着物が増加し、摩擦領域が白色化することが認められた。図 8(b)には試験後のアルミナセラミックディスクの摩擦領域と非摩擦領域の境界付近を示す。アルミナセラミックディスクでは接触面圧の増加に伴い摩擦領域と非摩擦領域の色調が異なることが認められた。

水の接触角と接触面圧の関連性を図 9 に示す。試験前のコントロールは潤滑液に浸す前の状態を示している。また、統計処理は試験前と試験後の水の接触角について t 検定を行った。試験後の 3MPa において摩擦領域の水の接触角は試験前のコントロールと比べて有意に低減し、さらに摩擦領域と非摩擦領域の水の接触角はほぼ等値であることが示された。しかしながら、摩擦領域の水の接触角については接触面圧の増加に伴い増大することが示され、その度合は Co-Cr-Mo 合金の方がアルミナセラミックよりも大きいことが認めら

Fig.8 The bearing surface of disc after pin-on-disc rubbing test.

れた。

図 10(a)に Co-Cr-Mo 合金ディスクの表面粗さの計測結果を示す。統計処理は試験前と試験後の表面粗さについて t 検定を行った。試験後の摩擦領域の表面粗さは試験前のコントロールよりも低減することが示され、10 MPa と 30 MPa では有意差が認められた。試験後の非摩擦領域の表面粗さについては、試験前のコントロールと比べて有意差は認められなかった。図 10 (b)にアルミナセラミックディスクの表面粗さの計測結果を示す。10 MPa と 30 MPa において試験後の摩擦領域の表面粗さは試験前のコントロールに比べて有意に低減することが示された。非摩擦領域の表面粗さには、試験前のコントロールと比べて有意差は認められなかった。

4. 考 察

UHMWPE は粘弾性体であるため、Co-Cr-Mo 合金

Fig.9 Relation between the contact angle of water and contact pressure. Error bars indicate mean $\pm$ S.D. . N = 24.

Fig.10 Surface roughness in each test conditions. Error bars indicate mean $\pm$ S.D. . N = 5.

やアルミナセラミックなどの硬い表面に高面圧で押し付けた場合には真実接触面積が増加し、切削性や凝着性の摩耗が増大すると考えられる。しかしながら、現行の人工関節は摺動面が高面圧に曝されているにもかかわらず耐摩耗性によって 15 年以上の耐用年数を有することが報告されている⁽⁴⁾⁽⁵⁾。本実験条件において UHMWPE の摩耗は接触面圧の増加に伴い低減することが示され、接触面圧の増加が摩耗の増大に繋がらないことが明らかになった。このような接触面圧に依存する性質（接触面圧依存性）が現行の人工関節用材料の摩耗特性にはあるため、耐用年数の長期化に結びついていると推察される。また、現行の人工関節の摺動面では日常生活動作において接触面圧が大きく変化しているため⁽⁴⁾⁽⁵⁾、日常生活においてスムーズな動作を行うためには接触面圧の増加に対して摩擦力が大きく増大しないことが望ましいと思われる。本実験において摩擦係数は接触面圧の増加に伴い低減することが示された。それゆえ、現行の人工関節用材料の摩擦特性についても接触面圧依存性があると考えられる。

試験後の Co-Cr-Mo 合金ディスクの摩擦領域では接触面圧の増加に伴い凝着物が増加し、さらに摩擦領域が疎水化することが示された。そこで、この表面性状の変化を基に接触面圧に対する人工関節用材料の摩擦摩耗特性の発生原因を考察した。関節液成分のアルブミンや γ -グロブリンなどのタンパク質は Co-Cr-Mo 合金とアルミナセラミックに対して優先吸着して膜を形成すると考えられている⁽⁶⁾。本実験においても関節液成分のタンパク質を含む模擬関節液を用いているため、試験開始直後にはディスク表面に関節液成分の吸着膜が形成されていると推察される。模擬関節液に含まれるタンパク質は両親媒性であるため、試験後の非摩擦領域の水の接触角はその吸着膜によって低減したものと考えられる。また、3MPa では試験後の摩擦領域と非摩擦領域の水の接触角がほぼ等値であったことから、3MPa では非摩擦領域と同程度の吸着膜が摩擦領域にも形成されていることが考えられる。この関節液成分の吸着膜には UHMWPE の移着膜の形成を阻害する効果があると考えられている⁽⁶⁾。しかし、本実験では接触面圧の増加に伴い摩擦領域の水の接触角が増大し、疎水化することが示された。本実験の摩擦環境内において Co-Cr-Mo 合金やアルミナセラミックよりも疎水的な表面を有するものは UHMWPE のみであるため、その UHMWPE がディスクの摩擦領域に移着することによって疎水化が発現したものと考えられる。したがって、接触面圧の増加は摩擦による吸着膜の剥離を広範囲に発生させ、UHMWPE の移着膜

の形成を促進させたものと考えられる。

ディスクの表面粗さと接触面圧の関連性を調査したところ、試験後の摩擦領域の表面粗さは接触面圧の増加に伴い低減し、10 MPa と 30 MPa においては試験前のコントロールに対して有意差が認められた。試験前のディスクの表面粗さ Ra は現行の人工関節を想定して約 0.02 μm としたが⁽¹²⁾、10MPa と 30MPa の試験後の表面粗さは約 0.015 まで低減した。UHMWPE の相手面の表面粗さ Ra を小さくすることは UHMWPE の摩耗を低減させることに繋がると報告されている⁽¹⁷⁾。本実験において UHMWPE の摩耗および摩擦係数は接触面圧の増加に伴い低減することが示された。そのため、UHMWPE の移着膜の形成による表面粗さの平滑化が切削性の摩擦摩耗を低減させ、摩耗および摩擦力の増加を抑制したものと考えられる。また、接触面圧が増加することにより移着膜はディスク表面に強く押し付けられるため、移着膜自体がディスク表面に強く付着して剥がれ難くなることも考えられる。そのため、10MPa と 30MPa の試験後の表面粗さが同程度まで低減していたとしても、UHMWPE の摩耗は 10MPa よりも 30MPa の方が小さい値を示すことがあったものと考えられる。

アルミナセラミックディスクの摩擦領域では Co-Cr-Mo 合金ディスクの摩擦領域と同じ表面性状の変化が示された。そのため、アルミナセラミックディスクの場合においても同様に UHMWPE の移着膜が摩擦領域に形成され、表面粗さが平滑化したことで接触面圧に対する人工関節用材料の摩擦摩耗特性が発生したものと考えられる。ただし、同じ接触面圧では相対的にアルミナセラミックの方が Co-Cr-Mo 合金よりも摩耗が低減することが示された。摩擦領域の水の接触角は各接触面圧において Co-Cr-Mo 合金の方がアルミナセラミックよりも大きくなった。水の接触角の増大には UHMWPE の移着膜の形成が関与していると考えられたため、摩擦領域への UHMWPE の移着量は Co-Cr-Mo 合金の方がアルミナセラミックよりも多いと推察される。そのため、移着量の差が摩耗量の差に現れたものと考えられる。

5. 結 言

人工関節用の UHMWPE と Co-Cr-Mo 合金、アルミナセラミックを用いてピン・オン・ディスク摩擦試験を行った。その結果、UHMWPE の摩耗および摩擦係数は接触面圧の増加に伴い低減することが示された。よって、人工関節用材料の摩擦摩耗特性には接触面圧依存性があることが明らかになった。

試験後のディスクの摩擦領域の水の接触角と表面粗さを計測したところ、ディスクの摩擦領域は接触面圧の増加に伴い疎水化および平滑化することが示された。そのため、本実験で明らかになった人工関節用材料の摩擦摩耗特性に関する接触面圧依存性にはその疎水化と平滑化が関与していることが示唆された。

謝 辞

最後に、試料を提供して頂いた泉工医科工業に謝意を表する。

文 献

- (1) Dowson, D., New Joints for the Millennium: Wear Control in Total Replacement Hip Joints, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol.215, (2001), pp.335-358.
- (2) Ingham, E. and Fisher, J., Biological Reactions to Wear Debris in Total Joint Replacement, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol. 214, (2000), pp.21-37.
- (3) Revell, P.A. et al., Biological Reaction to Debris in Relation to Joint Prostheses, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol. 211, (1997), pp.187-197.
- (4) Semlitsch, M. and Willert, H.G., Clinical Wear Behavior of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Cups Paired with Metal and Ceramic Ball Heads in Comparison to Metal-on-Metal Pairings of Hip Joint Replacements, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol. 211, (1997), pp.73-88.
- (5) Isaac, G.H. et al., An Investigation into the Origins of Time-Dependent Variation in Penetration Rates with Charnley Acetabular Cups-Wear, Creep or Degradation?, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol. 210, (1996), pp.209-216.
- (6) Paul, J.P. and McGrouther, D.A., Force Transmitted at the Hip and Knee Joint of Normal and Disabled Persons during a Range of Activities, *Acta Orthopaedica Belgica*, Tome 41, (1975), pp.78-88.
- (7) Bowsher, J.G. and Shelton, J.C., A Hip Simulator Study of the Influence of Patient Activity Level on the Wear of Crosslinked Polyethylene under Smooth and Roughened Femoral Conditions, *Wear*, Vol.250, (2000), pp.167-179.
- (8) Wang, A. et al., Effect of Contact Stress on Friction and Wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Hip Replacement, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol. 215, (2001), pp.133-139.
- (9) Miura, H. et al., Prediction of Total Knee Arthroplasty Polyethylene Wear using the Wear Index, *Journal of Arthroplasty*, Vol.17, No.6 (2002), pp.760-765.
- (10) Laurent, M.P. et al., In Vitro Lateral Versus Medial Wear of a Knee Prosthesis, *Wear*, Vol.255, (2003), pp.1101-1106.
- (11) Bragdon, C.R. et al., The Importance of Multidirectional Motion on the Wear of Polyethylene, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol.210, (1996), pp.157-165.
- (12) Vassiliou, K. and Unsworth, A., Is the Wear Factor in Total Joint Replacement Dependent on the Nominal Contact Stress in Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Contacts, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol.218, (2004), pp.101-107.
- (13) Kaddick, C. and Wimmer, M.A., Hip Simulator Wear Testing According to the Newly Introduced Standard ISO 14242, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol.215, (2001), pp.429-441.
- (14) Nakanishi, Y. et al., Study of Simulated Synovial Fluid for Wear Test, *Journal of Biomechanics*, Vol.25, (2004), pp.389-393.
- (15) Nakabayashi, N. et al., *Biomaterials Science*, (1999), pp.56-58, CORONA publishing co..
- (16) Bigsby, R.J.A. et al., Wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Acetabular Cups in a Physiological Hip Joint Simulator in the Anatomical Position using Bovine Serum as a Lubricant, *Journal of Engineering in Medicine*, Part H, Vol.211, (1997), pp.265-269.
- (17) Saikko, V. et al., Effect of Counterface Roughness on the Wear of Conventional and Crosslinked Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Studied with a Multi-Directional Motion Pin-on-Disk Device, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol.57, (2001), pp.506-512.