人工股関節の摩擦摩耗特性に及ぼすバルク温度の影響*

大塚 宏一^{*1}, 日垣 秀彦^{*2}, 中西 義孝^{*3}, 大塚 茂^{*4}

Influence of Bulk Temperature on the Friction and Wear Characteristics of Artificial Hip Joints

Koichi OTSUKA ^{*1}, Hidehiko HIGAKI, Yoshitaka NAKANISHI and Shigeru OHTSUKA^{*1} Yonago National College of Technology Dept. of Mechanical Engineering
4448 Hikona-cho, Yonago-shi, Tottori, 683-8502 Japan

The wear of ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) cup is a major problem of artificial hip joints that are used in replacement arthroplasty. A recent study shows that the temperature of the femoral head in artificial hip joints increases to more than 41 °C during walking. The wear of the artificial hip joints increases if it is exposed to a temperature of 42 °C or higher for a long time. The purpose of this study was to investigate the influence of bulk temperature on the friction and wear characteristics of artificial hip joints. A pin-on-disc testing machine that shows multi-directional sliding motion was used in this experiment. The pins were made of UHMWPE (GUR1050), and the material of the discs was stainless steel grade 316 (SUS316). The sliding speed was 20 mm/s, the mean contact pressures were 3.5 MPa and 20 MPa, and the test time was 14 hours. The bulk temperature was adjusted to 36 °C and 42 °C with a temperature controller. The lubricating liquid used was calf serum diluted by 25 percent, and it was regularly exchanged during friction experiments. The amount of its exchange was 1 - 4 ml/h, which was controlled by the inflow and outflow of the lubricating liquid in a liquid bath. This experiment has shown that the transfer film in the rubbed area of SUS316 discs decreased with the increase in the bulk temperature. Furthermore, the coefficient of friction and the wear of UHMWPE showed an obvious increase with the temperature rise. Therefore, it was considered that the temperature rise of the femoral head in artificial hip joints is related to the wear mechanisms of UHMWPE *in vivo*.

Key Words : Tribology, Artificial Joint, Wear, Friction, Bulk Temperature, Surface Roughness

1. 結 言

変形性関節症や慢性関節リウマチなどの関節機能障害を有する患者に対し、関節の支持性・可動性を回復させる目的で人工関節全置換術が臨床で行われている。この手術では生体関節の形状を模倣した人工関節が用いられ、その摺動部には超高分子量ポリエチレン (ultra-high molecular weight polyethylene, UHMWPE) と耐食性に優れるステンレス鋼 SUS316L, Co-Cr 合金などが使用されている⁽¹⁾。生体内において UHMWPE/SUS316L 製人工股関節の平均耐用年数は約 8.5 年とされ、その寿命には大きなばらつきが生じていると示されている⁽²⁾。人工関節の耐用年数を制限している主な原因には UHMWPE の摩耗やそれにより大量に発生するサブミクロンサイズの摩耗粉に対する異物反応で起こる骨溶解などがある^{(3)~(5)}。既存の人工関節の信頼性を更に向上させるためには耐摩耗性の改善と摩耗粉サイズを制御することが必要不可欠であり、近年では UHMWPE を使用しない材料の組合せなどの人工関節が提案されている⁽⁶⁾⁽⁷⁾。ただし、大幅な材質の変更は新たな問題を引き起こす可能性があり、従来から使用されてきた UHMWPE と金属材料の組合せからなる人工関節についても改善の検討が継続的に必要であると考えられる。また、人工関節の寿命には大きなばらつきがあることから、その原因についても解明し可能な

* 原稿受付 2011 年 7 月 29 日

^{*1} 正員, 米子工業高等専門学校 機械工学科 (〒683-8502 鳥取県米子市彦名町 4448)^{*2} 正員, 九州産業大学 工学部^{*3} 正員, 熊本大学 工学部^{*4} 正員, 米子工業高等専門学校

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

限り耐用年数を安定化させることが必要である。

人工関節の摩擦に関する研究では生体内で起こっている摩擦摩耗状態を生体外試験機において再現することが重要で、関節シミュレータを用いた試験など多くの研究が行われている⁽⁸⁾⁽⁹⁾。しかしながら、研究室内での摩擦評価においては試験条件により UHMWPE 相手面に移着膜が形成されることがある⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾。一般的に生体内から摘出された人工関節の摩擦面には移着膜は観察され難いとされ、また摩耗量についても実際に移植された UHMWPE/SUS316L 製人工股関節の臨床摩耗ファクタと研究室内での摩耗評価における摩耗ファクタとの間に大きな差が生じている⁽¹²⁾⁽¹³⁾。Saikko らはピン・オン・ディスク試験において接触面圧が低下すると摩耗ファクタが増加する傾向にあることから、臨床摩耗ファクタに近い値を得るためには接触面圧を 2MPa 以下にしなければならないと指摘している⁽¹⁴⁾。このような背景から人工関節の摩擦摩耗特性については摩擦面上の移着膜状態を含め不明な点が多く、根本的な摩耗メカニズムの解明には至っていないと考えられる。

生体内での人工関節の温度は 37℃と考えられているが、近年の Bergmann らの研究により生体内において UHMWPE/セラミック製人工股関節の摺動部（金属骨頭）は摩擦熱により 42℃またはそれ以上に上昇していることが示されている⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾。また、Lu らは股関節シミュレータを用い歩行動作に伴う摺動部（金属骨頭）の温度上昇量を測定し、UHMWPE/Co-Cr合金製人工股関節では摩擦熱により 42℃程度まで上昇することを明らかにしている⁽⁹⁾。UHMWPE と金属材料の組合せからなる人工関節は主に境界潤滑下での使用を目的に設計されたものであり、摩擦熱によって摺動部の温度上昇が発生することは十分予想される。ただし、この摺動部の温度上昇量は僅かであることから人工関節の摩擦摩耗特性への影響についてはほとんど調査されていない。人工関節の摩擦環境において摺動部のバルク温度が上昇した場合には、関節液中に含まれるタンパク質は変性する可能性がある。また UHMWPE は温度上昇によりほぼ線形にヤング率が低減することが明らかにされており、摩擦摩耗への影響が予想される⁽¹⁷⁾。このため、人工関節の摩擦摩耗特性に及ぼすバルク温度の影響について明らかにする必要があると考えられる。本研究では従来から多用され臨床摩耗ファクタなどが明らかにされている UHMWPE/ステンレス鋼（SUS316L）製人工股関節に着目し、摺動部のバルク温度上昇とそれに対する摩擦摩耗特性についての解明を試みた。本実験ではまず股関節シミュレータを用い歩行動作における摺動部の温度上昇量とその時間変化を調査し、その温度状態を考慮しピン・オン・ディスク試験機にて人工関節用材料の摩擦摩耗特性に及ぼすバルク温度の影響を調査したので報告する。

2. 実験方法

本実験で使用した股関節シミュレータの概略図を図 1 に示す。本装置の作動条件は ISO 規格を基準に歩行時の股関節の荷重と屈曲/伸展、内外旋、内外転の 3 軸の回転運動を再現した⁽⁸⁾。試験片には SUS316 製のボール（Sφ 22mm、表面粗さ $Ra \approx 0.02 \mu m$ ）とそれがはまり込む同径の半球くぼみ形状（カップ）を端面中央に有する UHMWPE の円筒材料（GUR1050、φ 60 mm×h70 mm）を使用した。UHMWPE にはクロスリンク処理を施していないものを用いている⁽¹⁸⁾。シミュレータの作動条件については歩行周期を 2 秒として図 2 に示すような荷重変動および屈曲/伸展（Y 軸回転）、内外旋（Z 軸回転）、内外転（X 軸回転）の各軸の回転運動を与えた。股関節

Fig.1 Hip joint simulator for the measurement of ball temperature.

Fig.2 Operating condition of hip joint simulator.

Fig.3 Schematic representation of pin-on-disc testing machine.

Fig.4 Multi-directional sliding motion in pin-on-disc testing machine.

Fig.5 Temperature control system.

Fig.6 Temperature conditions in pin-on-disc rubbing test.

シミュレータが動作していない状態（静止状態）では液バス下部のヒーターと温度センサによりボールの温度を 37°C に調節し、その上でシミュレータに歩行動作を与えボール内部中央に固定した温度センサ（熱電対）により試験中の温度上昇量を測定した。潤滑液には蒸留水で 25%に希釈した仔牛血清にアジ化ナトリウム 0.3g/dl を添加したものを使用した⁽⁸⁾。1 回の試験で用いた潤滑液量は 500ml であった。

本実験に用いたピン・オン・ディスク摩擦試験機の概略図を図 3 に示す。本試験機は人工股関節の摺動状態である多方向滑りとなるようにモーターの回転運動をタイミングベルトでクランクシャフトに伝え、リニアガイドによって液バス内に固定されているディスクに回転運動を与える機構に設計している。この機構によりピンとディスクには一定の垂直荷重をかけながらディスクにピンを中心とした直径 12mm の公転運動（図 4）を与えることが可能である⁽¹⁹⁾。図 5 に本実験で用いた温度調節システムを示す。本温度調節システムは温度コントローラ、温度センサ 1、プレートヒータから構成されており、温度センサ 1 とプレートヒータを液バス下部に固定し液バスとディスクを同時に加熱することにより液バス内の潤滑液およびディスク摺動部の温度を調節・変更できるようになっている。この温度調節システムでは熱伝導を考慮してディスクと同じ材質の SUS316 製の液バスを用いており、プレートヒータからディスク表面までとプレートヒータから温度センサ 1 までを同じ距離に設定している。試験中の温度状態についてはディスク表面に取り付けた温度センサ 2 により測定したデータをパーソナルコンピュータに保存して確認を行なった。図 6 にその試験中の温度状態を示す。試験前は熱による潤滑液の変性を抑制する目的で摺動部のバルク温度をまず 30 °C に調節しておき、試験開始と同時に目的の設定温度に変更して試験を行なった。潤滑液にはシミュレータ試験と同じ 25%に希釈した仔牛血清を使用し、さらに試験中は潤滑液の水分蒸発を抑制するため点滴を用いて液バス内潤滑液量を一定に保った。また、潤滑液交換装置を設計製作し潤滑液の交換を 30 分おきに行いながら試験を実施した。図 7 に潤滑液交換装置の概略図を示す。交換方法についてはピストン機構により 42 °C またはそれ以上に曝されていない室温下（24°C）の潤滑液を一定時間おきに液バス内

Fig. 7 Apparatus for the exchange of lubricating liquid.

Fig. 8 Illustration for the measurement of tangential force and wear.

に注入すると同時に液バス内から試験中の同量の潤滑液を回収することで行なった。このときの液バス内の全潤滑液量は75mlとし、潤滑液の交換条件である流入流出量を1~4ml/hとなるように設定した。本実験では試験条件としてすべり速度を20mm/s、摺動部のバルク温度を36°Cまたは42°C、平均接触面圧を3.5MPa、20MPaに設定し14時間の試験を行なった。平均接触面圧については人工関節摺動面に生じる接触面圧の推定値を参考に設定した⁽²⁰⁾⁽²¹⁾。試験片には人工股関節と同程度の表面粗さに研磨したSUS316製のディスク(φ64mm、表面粗さ $Ra \approx 0.02 \mu m$)とUHMWPE製のピン(GUR1050、φ4mm)を使用した。各試験条件における試験回数は5回(N=5)であった。

本実験では図8に示すひずみゲージにより試験中の接線力を計測し、そのデータをパーソナルコンピュータに保存してディスクが1回転する間に生じる最大接線力を求め摩擦係数の算出を行なった。また、レーザー変位計を用いて試験中のピンの荷重方向への変位を計測し摩耗の進行度合を調査した。変位計を用いた摩耗評価ではクリープ変形を考慮する必要があるため、本実験ではピンに回転運動を与えていない静止状態でのクリープ試験(圧縮試験)を同条件で行い、その変位量との差から摩耗量を推定した。試験後は蒸留水による流水洗浄後にディスク摩擦領域の光学顕微鏡観察および表面粗さ計測を行なった。

3. 実験結果

股関節シミュレータによる摺動部(ボール中央)の温度測定結果を図9に示す。試験中の摺動部温度は30分経過後に41°Cを超え、その後の温度は安定化する傾向が示された。本試験条件では最大で4.5°Cの摩擦熱による温度上昇量が示されており、摩擦面近傍ではさらに高い温度に達している可能性が示唆された。Bergmannらは生体

Fig. 9 Temperature rise of ball in simulator test.

Fig.10 Relationship between the amount of inflow and outflow for the exchange of lubricating liquid and coefficient of friction in the testing condition of 3.5 MPa, 42 °C. Error bars indicate mean + S.D.. (N = 5)

Fig.11 Surface of disc in a liquid bath after rubbing test.

Fig.12 Temporal changes in the coefficient of friction. The amount of inflow and outflow for the exchange of lubricating liquid was 3 ml/h. Error bars indicate mean $\pm$ S.D.. (N = 5)

内において歩行開始後 30 分で UHMWPE/セラミック製人工股関節の摺動部（大腿骨頭部）温度が 42°C に達することを明らかにしている⁽¹⁵⁾。このため、ISO 規格の股関節シミュレータを用いることにより UHMWPE/ステンレス鋼製人工股関節を想定した UHMWPE カップと SUS316 ボールの組合せにおいて同程度の温度上昇量および時間変化を再現できることが示された。

ピン・オン・ディスク試験機を用い接触面圧 3.5MPa、摺動部のバルク温度 42°C において摩擦係数の時間変化を調査した結果を図 10 に示す。摩擦係数は試験開始 6 時間後まですべての流入流出量（潤滑液の交換条件）において増大していく傾向があり、その後は時間の経過と共に 2ml/h 以下の流入流出量では低減し、3ml/h 以上では高い摩擦係数を持続する結果が示された。図 11 に試験前後の液バス内のディスク表面を示す。試験終了後は液バス内のディスク表面に沈殿物が多数確認されており、仔牛血清内のタンパク質の凝集と沈殿が確認された。

Fig.13 Measurement results of wear. Error bars indicate mean $\pm$ S.D.. (3 ml/h, N = 5)

Fig.14 Bearing surface of discs after rubbing test. (3 ml/h)

Fig.15 Surface roughness in the rubbed area of discs after rubbing test. Error bars indicate mean $\pm$ S.D.. (3 ml/h)

このような沈殿物の増加は仔牛血清内のタンパク質濃度を低下させる可能性があり、2ml/h 以下において示された摩擦係数の低減傾向に関連があるものと推察される。そこで、本研究では定常状態にて摩耗特性を調査するため流入流出量 3ml/h の交換条件においてその後の試験を行なった。図 12 に摩耗特性を調査した際の摩擦係数の測定結果を示す。3.5MPa では試験開始 2 時間後まで摩擦係数は増大傾向にあり、20MPa では逆に試験開始直後から徐々に低減する傾向が示された。ただし、すべての試験条件において摩擦係数は試験開始 8 時間後に安定しており、試験終了時点では 3.5MPa の 42°C で 0.124, 36°C で 0.064, 20MPa の 42°C では 0.045, 36°C で 0.039 の摩擦係数が示された。バルク温度条件の違いに着目した場合、3.5MPa では 36°C と 42°C の摩擦係数に 2 倍程度の差異が生じており、20MPa においてはその差は 0.006 と僅かであった。また同接触面圧条件では相対的に 42°C の方が 36°C よりも高い摩擦係数が示されており、僅かな温度差であっても摩擦状態の違いが示された。摩擦試験およびクリープ試験中のピンの荷重方向への変位量をもとに摩耗の進行度合を調査した結果を図 13 に示す。本実験ではピン

の弾性変形を考慮し試験開始2時間後のレーザー変位計の値を基準に摩擦試験およびクリープ試験中のピンの荷重方向への変位量を計測しそれぞれの平均値の差から摩耗の進行度合を調査した。同接触面圧の条件において摩擦試験中のピンの変位量は相対的に42°Cの方が36°Cよりも増大しており、UHMWPEの摩耗へのバルク温度の影響が明らかに示された。クリープ試験の結果を基に試験終了時点の摩耗量(推定値)をピンの変位量で表すと3.5MPaの42°Cで0.027mm, 36°Cで0.013mmとなり、また20MPaの42°Cで0.045mm, 36°Cで0.024mmとなった。本実験の結果からバルク温度6°Cの上昇により摩耗量は2倍程度増加することが示された。

試験後のディスク摩擦領域と非摩擦領域のグレースケール画像を図14に示す。本実験では流水洗浄後のディスク摩擦領域と非摩擦領域の境界部分を光学顕微鏡にて撮影し、非摩擦領域の状態を基準に摩擦領域の移着物状態について観察を行なった。その結果、同接触面圧では36°Cの方が42°Cよりも摩擦領域に白いスジ状の移着物が多く観察されており、3.5MPaの42°Cにおいては摩擦領域内に移着物はほとんど確認できなかった。図15に試験前後のディスク摩擦領域の表面粗さ計測結果を示す。表面粗さ計測では摩擦試験の前後において摩擦領域内の任意の場所を5回計測し、試験回数5回の平均値を算出した。その結果、試験後の摩擦領域の表面粗さは試験前と比べて、3.5MPaの42°C以外では低減することが示された。また同接触面圧において試験後の表面粗さは相対的に36°Cの方が42°Cよりも低減しており、摩擦領域の観察結果からバルク温度の上昇による移着物の減少との関連性が示された。

4. 考 察

本実験結果において示されたバルク温度の上昇による摩擦係数および摩耗量の増大傾向には表面観察および表面粗さ計測の結果から摩擦領域内の移着物の減少が関与しているものと考えられるため、その原因について考察を行なう。仔牛血清中に含まれるタンパク質は両親媒性であることから、水中において最も安定した構造は疎水性側鎖が水の存在しないタンパク質分子内部で互いに接触した構造であるとされており、熱により変性した場合には疎水性側鎖が水中に露出すると考えられている⁽²²⁾。さらに、金属表面へのタンパク質の吸着は主に血清中に含まれる両親媒性のタンパク質が金属表面に水を避けるように集まるためであり、材料表面の疎水性がタンパク質の吸着挙動に大きく関与していると考えられている⁽²³⁾⁽²⁴⁾。特に材料表面の親疎水性はタンパク質の吸着強度や吸着量などに影響していると考えられている⁽²⁵⁾。本実験の結果、バルク温度42°Cのピン・オン・ディスク試験において試験後の液バス内のディスク表面にはタンパク質の凝集沈殿物が多数確認されており、液バス内のタンパク質に変性が生じたことが考えられる。バルク温度の上昇によりタンパク質に変性が生じた場合には水中においてタンパク質の疎水性側鎖が露出することが考えられ、金属表面への吸着挙動に影響した可能性が考えられる。また、関節液に含まれるタンパク質は金属表面に優先吸着し移着膜の形成を阻害するとされ、生体内では一般的に移着膜の形成は起こらないと報告されている⁽¹³⁾⁽²³⁾。本実験においても関節液成分を含む仔牛血清を使用しているため同様に移着の阻害作用が生じていると考えられるが、3.5MPaおよび20MPaの36°Cでは摩擦領域に白い移着物が形成されており表面粗さの平滑化も示されている。このような移着膜が摩擦領域に形成された原因については金属表面の吸着膜が摩擦に伴い剥離したためであると思われるが、本実験ではさらにバルク温度の上昇により移着膜が減少する傾向も示された。以前の研究で、タンパク質成分を含む潤滑液を用いたUHMWPEとCo-Cr合金の摩擦試験において移着膜が摩擦領域に形成されることで摩擦摩耗が低減することが示されている⁽¹⁰⁾。したがって、本実験において示されたバルク温度の上昇による摩擦摩耗の増大原因についてはタンパク質の吸着挙動へのバルク温度の影響とそれに伴う移着膜の減少が関与しているものと考えられる。また相乗的に、UHMWPEは30~42°Cの間において温度上昇に伴いほぼ線形にヤング率が低減すると報告されていることから、そのような軟化に伴う真実接触面積の増加も摩耗に影響している可能性が考えられる⁽¹⁷⁾。

本実験の結果、試験後の液バス内のディスク表面にはタンパク質の凝集沈殿物が多数確認された。試験中における凝集沈殿物の増加は潤滑液中のタンパク質濃度を低下させる可能性があり、このような状態が持続すれば摩擦により剥離した吸着膜の再形成が追いつかなくなり徐々に移着膜の形成が進むことが予想される。そこで、本実験ではこのことを考慮し潤滑液の定期交換を行いながら摩擦摩耗特性の調査を実施した。その結果、3.5 MPa, 42°Cの試験条件ではすべての交換条件において試験開始4時間経過後まで摩擦係数は増大する傾向が示され、その後は潤滑液交換を行わない場合には徐々に摩擦係数が低減し、3ml/h以上の潤滑液交換条件では試験開始14時

間後も高い摩擦係数を維持することが示された。また、20 MPa の 42 °C では 3ml/h の交換条件において試験開始直後から摩擦係数が低減し安定する傾向が示された。これらの試験条件に対する摩擦挙動から、潤滑液の交換を伴う摩擦試験では高温に曝されていない一定量のタンパク質が液バス内に定期的に供給されることにより吸着膜の形成が持続し摩擦係数が安定したものと考えられる。生体内においては滑膜が関節液を正常に保っている⁽²⁶⁾。したがって、ピン・オン・ディスク摩擦試験などの生体外試験においては試験中の摩擦状態を一定に保つため摺動部のバルク温度とそれに対する潤滑液の交換条件を適切に設定することが重要であると考えられる。今後は股関節シミュレータ試験において摺動部のバルク温度に対する潤滑液の交換条件を適切に設定し、人工股関節の摩擦摩耗特性を調査する予定である。

5. 結 言

生体内での人工股関節摺動部の温度上昇に着目し、股関節シミュレータを用いてその温度上昇量の確認を行い、その上でピン・オン・ディスク摩擦試験機を用いてディスク摺動部のバルク温度に対する人工関節用材料の摩擦摩耗特性について調査を行なった。その結果、ISO 規格に準拠した股関節シミュレータでは歩行動作開始後 30 分で摺動部（ボール中央）の温度が 41°C を超えることが示され、生体内での人工股関節摺動部と同程度の温度上昇量が得られた。また、ピン・オン・ディスク試験では潤滑液の定期交換（流入流出量）3ml/h において摩擦摩耗特性を調査し、同接触面圧の条件では人工関節用材料の摩擦摩耗はバルク温度の上昇により増大する傾向が示された。さらに、ディスク摩擦領域の表面観察および表面粗さ計測の結果から摩擦領域の移着物はバルク温度の上昇により減少する傾向があった。またこれらの結果に加え、人工関節用材料のピン・オン・ディスク摩擦試験などにおいて摺動部のバルク温度を 42°C に設定する場合には試験中の摩擦状態を一定に保つため潤滑液の交換条件（流入流出量）を適切に設定しなければならないことも示された。本実験ではその条件として潤滑液量 75ml に対し 3ml/h 以上の潤滑液交換が試験中に必要であった。

文 献

- (1) Dowson, D., “New Joints for the Millennium: Wear Control in Total Replacement Hip Joints”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 215, (2001), pp. 335-358.
- (2) Isaac, G.H., Dowson, D., and Wroblewski, B.M., “An Investigation into the Origins of Time-Dependent Variation in Penetration Rates with Charnley Acetabular Cups-Wear, Creep or Degradation?”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 210, (1996), pp. 209-216.
- (3) Semlitsch, M., 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”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 211, (1997), pp. 73-88.
- (4) Ingham, E., Fisher, J., “Biological Reactions to Wear Debris in Total Joint Replacement”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 214, (2000), pp. 21-37.
- (5) Revell, P.A., AL-Saffar, N., and Kobayashi, A., “Biological Reaction to Debris in Relation to Joint Prostheses”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 211, (1997), pp. 187-197.
- (6) Unsworth, A., “Tribology of Artificial Hip Joints”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, Vol. 220, (2006), pp. 711-718.
- (7) Tipper, J.L., Firkins, P.J., Besong, A.A., Barbour, P.S.M., Nevelos, J., Stone, M.H., Ingham, E., and Fisher, J., “Characterisation of Wear Debris from UHMWPE on Zirconia Ceramic, Metal-on-Metal and Alumina Ceramic-on-Ceramic Hip Prostheses Generated in a Physiological Anatomical Hip Joint Simulator”, *Wear*, Vol. 250, (2001), pp. 120-128.
- (8) Kaddick, C., Wimmer, M.A., “Hip Simulator Wear Testing According to the Newly Introduced Standard ISO 14242”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 215, (2001), pp. 429-441.

- (9) Lu, Z., McKellop H. , “Frictional Heating of Bearing Materials Tested in a Hip Joint Wear Simulator”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 211, (1997), pp. 101-107.
- (10) 大塚宏一, 日垣秀彦, 中西義孝, ”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”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 72, No. 717(2006), pp. 234-239.
- (11) Wang, A., Stark, C., and Dumbleton, J.H., “Mechanistic and Morphological Origins of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Wear Debris in Total Joint Replacement Prostheses”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 210, (1996), pp. 141-155.
- (12) Hall, R.M., Unsworth, A., Siney, P., and Wroblewski, B.M., “Wear in Retrieved Charnley Acetabular Sockets”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 210, (1996), pp. 197-207.
- (13) Bigsby, R.J.A., Hardaker, C.S., and Fisher, J., “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”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 211, (1997), pp. 265-269.
- (14) Saikko, V., “Effect of Contact Pressure on Wear and Friction of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Multidirectional sliding”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 220, (2006), pp. 723-731.
- (15) Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., and Van Lenthe, G.H., “Frictional Heating of Total Hip Implants. Part1: Measurement in Patients”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, (2001), pp. 421-428.
- (16) Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., and Van Lenthe, G.H., “Frictional Heating of Total Hip Implants. Part2: Finite Element study”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, (2001), pp. 429-435.
- (17) 今戸啓二, 宮川浩臣, 日垣秀彦, “超高分子量ポリエチレンの摩擦による温度上昇とヤング率の変化”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol. 22, (2001), pp. 145-150.
- (18) Saikko, V., Ahlroos, T., “Wear Simulation of UHMWPE for Total Hip Replacement with a Multidirectional Motion Pin-on-Disk Device: Effects of Counterface Material, Contact Area, and Lubricant”, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 49, (2000), pp. 147-154.
- (19) Saikko, V., Calonijs, O., and Keranen, J., “Effect of Counterface Roughness on the Wear of Conventional and Crosslinked Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Studied with a Multi-Directional Motion Pin-on-Disk Device”, *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 57, (2001), pp. 506-512.
- (20) Wang, A., Essner, A., and Klein, R., “Effect of Contact Stress on Friction and Wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Hip Replacement”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 215, (2001), pp. 133-139.
- (21) Kang, L., Galvin, A.L., Jin, Z.M., and Fisher, J., “A Simple Fully Integrated Contact-Coupled Wear Predication for Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Hip Implants”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 220, (2006), pp. 33-46.
- (22) 濱口浩三, 蛋白質機能の分子論, 改訂第 5 版(1999), pp. 89-93, 学会出版センター.
- (23) 中林宣男, 石原一彦, 岩崎泰彦, バイオマテリアル, (1999), p. 56, pp. 85-86, コロナ社.
- (24) 岩田 博夫, バイオマテリアル, 初版第 3 版(2008), pp. 24-27, 共立出版.
- (25) 中西義孝, 村上輝夫, 日垣秀彦, 三浦裕正, 岩本幸英, “UHMWPE の摩耗特性に及ぼす接触領域変化の影響”, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol. 20, (1999), pp. 287-292.
- (26) 笹田直, 塚本行男, 馬淵清資, バイオトライボロジー 関節の摩擦と潤滑一, 改訂第 2 版(2000), p. 30, 産業図書.