UHMWPEの転がり-すべり変形に及ぼす 負荷様式の影響*

藤木 裕行^{*1}, 石川 博将^{*1}, 安田 和則^{*2}

Effect of Loading Mode on Rolling-Sliding Mechanism in UHMWPE

Hiroyuki FUJIKI, Hiromasa ISHIKAWA and Kazunori YASUDA

Ultrahigh-molecular-weight polyethylene (UHMWPE), used in artificial knee joints, is subjected to cyclic contact deformation in gait movement. In this paper, to consider the wear mechanism of the UHMWPE, the cyclic deformation of the UHMWPE is analyzed using the constitutive equation for cyclic plasticity. As a result, it is clarified that the direction of friction affects the wear mechanism of the UHMWPE. In the case of unidirectional friction, the wear particles are generated at the surface of the UHMWPE due to the accumulation of stress and strain, while in the case of reciprocating friction, these are generated under the surface due to plastic fatigue. Therefore, the life of the UHMWPE under unidirectional friction should be shorter than that under reciprocating friction.

Key Words: Artificial Knee Joint, Ultrahigh-Molecular-Weight Polyethylene, Cyclic Deformation, FEM, Wear, Biotribology, Frictional Direction

1. 緒 言

1962年にCharnleyがステンレスと超高分子量ポリエチレン(以下UHMWPEとする)で人工股関節の開発に成功して以来,これらの材料の組合せはさまざまな人工関節に応用されてきた。この人工関節は,硬い材料と軟らかい材料という組合せにより,低摩擦性,耐摩耗性を向上させたものであるが,その後の研究により,硬質材料のステンレス部品はCo-Cr-Mo合金,チタン合金,各種セラミックス等に置き換えられ,さらなる性能の向上が図られてきた。しかし,軟質材料としては現在でも一般的にUHMWPEが使用されており,材料の変更はなされていない。

各種の人工関節の中で,最も負荷条件の厳しい人工膝関節においては,この軟質材料であるUHMWPEの摩耗により,その寿命は10年から20年が限界であり,より長寿命の人工膝関節が望まれている。この長寿命化の手段としては,UHMWPEの複合化による性能向上,ならびにUHMWPE代替材料の開発が考

えられる。UHMWPEの複合化としては,炭素繊維強化ポリエチレン⁽¹⁾,セラミックスとの複合化⁽²⁾等が行われてきたが,UHMWPE単体を越える性能のものは開発されていない。また,UHMWPEの代替材料としては,より軟質なポリビニルアルコール(PVA)を用い,弾性流体潤滑を実現させることにより摩耗を低減させる研究⁽³⁾が行われているが,まだ実用化には至っていない。

UHMWPEの使用を前提とした改良は,人工膝関節の形状および構造設計の最適化になるが,現在世界中における人工膝関節のモデル数は800タイプ以上⁽⁴⁾とも言われており,このことは生体内における評価がさまざまな要因により影響を受けるため,その結果が安定したものにならないことに加え,その設計ならびに評価基準となるパラメータが明確にされていないことによると考えられる。また,現状では新しく開発された人工関節の摩耗評価には,数年から数十年後の臨床結果を待たなければならないことも最適設計の判断を難しくしている。これらを解決するためには,力学的に摩耗発生メカニズム,ならびにこのメカニズムを考慮した評価パラメータを明らかにし,その要因を取り除く設計を行えばよいと考えられる。また,これらを応用し,その摩耗挙動を計算機上でシミュレーション

* 原稿受付 平成5年8月6日。

^{*1} 正員,北海道大学工学部(〒060 札幌市北区北13条西8丁目)。

^{*2} 北海道大学医学部(〒060 札幌市北区北15条西7丁目)。

ョンできれば、人工膝関節の開発に多大な知見を与えることになる。

人工膝関節における UHMWPE の力学的挙動解析は、Bartel ら⁽⁵⁾⁽⁶⁾によって行われているが、これらも単純押込み時の応力解析にとどまっている。実際の人工膝関節における UHMWPE は、歩行動作により繰返し負荷を受けるため、その挙動解析には繰返し負荷時の接触変形解析が必要である。前報⁽⁷⁾において著者らは、繰返し塑性構成式を組込んだ弾塑性有限要素法を用い、UHMWPE の繰返し変形挙動を解析する方法を提案し、人工膝関節を想定した UHMWPE の摩耗試験における変形挙動を解析した。しかし、この解析はピン-回転円盤タイプの摩耗試験、つまり片方向の摩擦を想定したものであったが、実際の人工膝関節において UHMWPE は片方向のみではなく、往復方向の摩擦を受けていると考えられる。よって本論文では、人工膝関節における摩擦方向の影響について検討し、UHMWPE の摩耗メカニズムについて考察を行った。また同時に、前報⁽⁷⁾ではその解析に Hertz の圧力分布を接触荷重として用いたが、この接触荷重の妥当性についての検討も行った。

2. 変形シミュレーション

2.1 繰返し塑性モデル⁽⁸⁾ 温度 T のもとでの繰返し負荷により、ひずみ硬化が安定化する材料に対して、負荷関数 f が次式で表示できる。

$$f = \frac{1}{2} C_{ijkl} (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) (\sigma_{kl} - \alpha_{kl}) - \frac{1}{3} R^2 (\kappa, T) = 0 \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 C_{ijkl} は塑性変形により誘起される 4 階異方性テンソル係数、 σ_{ij} は応力テンソル、 α_{ij} は降伏曲面の中心を示す背応力テンソル、 R は流れ応力、 κ は硬化、軟化のパラメータである。

塑性ひずみ増分が負荷面に垂直であるという仮定を用いれば、式(1)で示される負荷関数に関連する塑性流れ則は次式となる。

$$d\epsilon_{ij}^p = \frac{3}{2} \frac{d\bar{\epsilon}^p}{R} C_{ijkl} (\sigma_{kl} - \alpha_{kl}) \quad \dots\dots\dots (2)$$

上式中の $d\epsilon_{ij}^p$ 、 $d\bar{\epsilon}^p$ はそれぞれ塑性ひずみ増分テンソル、相当塑性ひずみ増分である。

背応力の移行式として、背応力増分 $d\alpha_{ij}$ の方向が各瞬間の背応力 α_{ij} と負荷点 σ_{ij} を結ぶベクトルに一致するとした Prager-Ziegler の仮定を用いると、この場合の背応力増分は次の式で表示できる。

$$d\alpha_{ij} = \frac{3}{2R^2} [C_{klmn} (\sigma_{mn} - \alpha_{mn}) d\sigma_{kl}]$$

$$\times (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) - \left(\frac{dR}{dW^p} \right) (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) d\bar{\epsilon}^p \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 dW^p は塑性仕事増分である。また、硬化、軟化のパラメータ κ は次式で表示できる。

$$d\kappa = dW^p = R d\bar{\epsilon}^p = (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) d\epsilon_{ij}^p \quad \dots\dots\dots (4)$$

また、繰返し負荷を受ける場合の応力-ひずみ関係は、降伏曲面の中心移動を考慮した次式の Ramberg-Osgood 則で表示されたとする。

$$\epsilon_t - \epsilon_0 = \frac{\sigma_t - \alpha_t}{E} \left[1 + K \left(\frac{\sigma_t - \alpha_t}{\sigma_{0(n)}} \right)^{m(n)} \right] \quad \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 ϵ_t は単軸ひずみ、 σ_t は単軸応力であり、 ϵ_0 、 α_t はそれぞれ降伏曲面の中心のひずみと応力である。また、 K 、 E は定数と縦弾性係数である。さらに、 $\sigma_{0(n)}$ 、 $m(n)$ は $(n-1)$ 回の負荷履歴を受けたあとに ϵ_0 の永久ひずみを生ずるときの応力と硬化指数であり、硬化安定材に対して次式で表示できると仮定する。

$$\sigma_{0(n)} = \sigma_{0(\infty)} \left\{ 1 \pm \alpha \exp \left(-\frac{W_{0(n)}^p}{W_0} \right) \right\} \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$m(n) = m_{(\infty)} \left\{ 1 \pm \beta \exp \left(-\frac{W_{1(n)}^p}{W_1} \right) \right\} \quad \dots\dots\dots (7)$$

ただし、本解析では UHMWPE が高分子材料であることを考慮し、 ϵ_0 を 2.5% の塑性ひずみとした。また、流れ応力 R も同様に次式で表示できると仮定する。

$$R = R_{(\infty)} \left\{ 1 \pm \lambda \exp \left(-\frac{W_2^p}{W_2} \right) \right\} \quad \dots\dots\dots (8)$$

式(8)で $W^p = W_{(n-1)}^p + \Delta W^p$ であり、現変形段階での塑性仕事である。また、式(6)~(8)で、 $\sigma_{0(\infty)}$ 、 α 、 W_0 、 $m_{(\infty)}$ 、 β 、 W_1 、 $R_{(\infty)}$ 、 λ 、 W_2 は、それまでに受けた負荷履歴に依存する材料定数である。

前報⁽⁷⁾と同様に、UHMWPE 材は等方性材として取扱う。等方性材の場合、平面ひずみ状態において異方性パラメータは以下ようになる。

$$C_{1111} = C_{2222} = C_{3333} = \frac{2}{3}$$

$$C_{1122} = C_{2233} = C_{3311} = -\frac{1}{3}, C_{1212} = \frac{1}{2} \quad \dots\dots\dots (9)$$

また、3 種類のひずみ振幅を変えた UHMWPE の繰返し引張り-圧縮試験を行い、この実験結果と式(2)~(8)を用いた計算機シミュレーションにより、UHMWPE の材料定数が以下のように求められる⁽⁷⁾。

$$\sigma_{0(1)} = 15.0 [\text{MPa}], m_{(1)} = 3.0$$

$$\sigma_{0(\infty)} = 18.5 [\text{MPa}], m_{(\infty)} = 2.2$$

$$R_{(\infty)} = 9.55 + 1.69 \Delta \epsilon^p [\text{MPa}],$$

$$\alpha, \beta, \lambda = 0.0, W_0, W_1, W_2 = 1.0 [\text{MPa}] \quad \dots\dots\dots (10)$$

ただし、塑性ひずみ振幅 $\Delta \epsilon^p$ はパーセントで表す。

2.2 解析モデル 解析対象とする人工膝関節は、現在最も多く使用されている表面置換型の人工膝関節とした。表面置換型においてもさまざまなタイプのモデ

ルが存在するが、本論文では、著者の一人によって開発された後十字靱帯温存型アルミナ・セラミック人工膝関節⁽⁹⁾とした。図1にこの人工膝関節の形状を示す。本人工膝関節の大腿骨コンポーネントはアルミナ・セラミック製で、接触面の形状は矢状断面において比較的大きな曲率半径を有し、前額断面は平坦である。脛骨コンポーネントはアルミナ・セラミックの上部にUHMWPE板がのっており、接触面の形状は前額断面は平坦、矢状断面でも中央部から後方にかけて平坦になっている。

解析を行うに当たり、この人工膝関節のモデル化を行った。モデル化は、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネントの接触部分を、アルミナ・セラミック円筒とUHMWPE平板の平面ひずみ接触に置き換えた。さらに両コンポーネント間の接触圧力はつねに一定として行った。すなわち、歩行中に脛骨コンポーネントの受ける荷重は実際には変動しているが、本論文では最大荷重条件下の荷重分布でモデル化ならびに解析を行った。

歩行時の最大荷重は、Morrison⁽¹⁰⁾によると体重の約3倍の2 kNに達する。表面置換型人工膝関節の大腿骨コンポーネントは、ほぼ同じ形状の二つの大腿骨顆を有するので、片側の大腿骨顆にかかる荷重はその半分の1 kNになる。この荷重と、大腿骨コンポーネントおよび脛骨コンポーネントの接触位置における形

状を平面ひずみ状態に置き換えると、セラミック円筒の半径は60 mm、押込み力は103 kN/mとなる。よって、本論文では、これらの条件にて解析を行った。

2・3 荷重分布 前報⁽⁷⁾においては、UHMWPE平板がセラミック円筒によって受ける荷重分布を、Hertzの接触圧力分布によって与えられるとして解析を行った。しかし、Hertzの接触理論は曲率半径に比べて接触面積が小さいこと、接触平板は半無限平板であること、さらにその接触による変形は弾性変形であることに基づいている。これに反し、Bartelら⁽⁶⁾やBhargaveら⁽¹²⁾によっても指摘されているように、UHMWPE平板上の荷重分布はHertz形圧力分布にはなっていない。そこで、本論文での荷重分布としては、あらかじめ弾塑性有限要素法(汎用非線形構造解析FEMプログラムMARC K-4)によりセラミック円筒とUHMWPE平板の単純押込み時の接触圧力分布を求め、この圧力分布を垂直荷重とし、さらに摩擦係数 μ による摩擦力を水平荷重として考慮し、これらの荷重をUHMWPE平板上を移動させることにより、繰返し接触解析を行った。

2・4 解析方法

2・4・1 単純押込み解析 単純押込み解析に用いた材料定数を表1に示す。UHMWPEの弾塑性応力-ひずみ曲線は、繰返し塑性構成式⁽¹¹⁾中で用いられている初期材のものと同一であり、以下のRamberg-Osgood則で与えられる。

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \left[1 + K \left(\frac{\sigma}{15.0} \right)^{3.0} \right], K = 0.00167E \dots (11)$$

また、UHMWPE解析モデルの寸法、境界条件は、後述の繰返し接触解析に使用するものと同一であり、このモデルの中央部に半径60 mmのアルミナ・セラミック円筒を載せ、押込み荷重103 kN/mをかけて単純押込み解析を行った。アルミナ・セラミック円筒とUHMWPEの接触部分においては、それぞれ対応する節点間に接触要素を使用し、接触による摩擦の影響については無視した。

2・4・2 繰返し接触解析

図2に解析モデルを示

図1 後十字靱帯温存型アルミナ・セラミック人工膝関節

表1 材料定数

	Alumina ceramic	UHMWPE
Young's modulus E (MPa)	3 5 0 0 0 0	9 0 0
Poisson's ratio ν	0.2	0.4
Yield stress σ_Y (MPa)	—	3.2

す。解析要素としては8節点アイソパラメトリック要素を用い、1629節点、496要素を有している。最小メッシュは、0.5 mm×0.5 mmである。垂直荷重は前述の単純押込み時の荷重分布とし、摩擦係数は $\mu=0.1$ とした⁽¹³⁾。また、脛骨コンポーネント上部のUHMWPE板はその下面でコンポーネント下部のアルミナ・セラミックに固着されているので、境界条件としては、UHMWPE下面において全面固定とした。

シミュレーションは、まず、E点で負荷し、そこを始点として接触面ADに沿ってF点の方向へ1ステップ0.05 mmずつ計20.0 mmの距離、つまりF点まで移動することにより1回の接触とした。その後、摩擦方向が片方向の場合はF点で除荷し、再びE点から接触を繰返した。往復摩擦の場合はF点よりE点の方向に2回目の接触を行うことを繰返し、以降両者ともに10回目の接触まで、上記の繰返し塑性構成式を用いた有限要素法により解析を行った。

2・5 解析結果および考察

2・5・1 単純押込み解析 図3に、単純押込み解析における接触圧力分布図を示す。図中、一点鎖線がUHMWPE平板を半無限平板と考えたHertzの理論解、実線はUHMWPE平板の厚み(6.0 mm)と材料の弾塑性変形を考慮した圧力分布である。この図より、UHMWPEの厚みならびに塑性変形を考慮すると、圧力の高い部分では変形量が大きくなることにより接

図2 解析モデル

図3 単純押込み時の接触圧力分布

触面積が広がり、接触圧力が分散するため、その最大接触圧力はHertzの理論解より小さくなり、接触幅は広がることになる。つまり、Hertz理論による圧力分布にて解析を行うと、塑性変形による荷重の分散効果を考慮できないので、全体として大きな変形解析結果となってしまふと考えられる。図4に、これらの圧力分布を用いて単純押込み解析を行った結果の比較として、モデル中央断面における深さ方向の相当塑性ひずみ分布を示す。図より、Hertz圧力分布では最大接触圧力が大きいことより、弾塑性体として計算した圧力分布を用いた場合に比べて相当塑性ひずみが非常に大きくなっていることがわかる。

以上のように、セラミック円筒による接触圧力をもとに見積もるかにより、UHMWPEの変形に著しい影響を及ぼすことがわかった。圧力分布に及ぼす接触位置による境界条件の影響、押込み時の摩擦の影響、さらにはすでに生じたUHMWPEの塑性変形による形状変化の影響等も考慮する必要があるが、その影響が非常に大きいと考えられるUHMWPEの厚みならびに塑性変形効果を考慮に入れたことにより、かなりよい近似になっているものと考えられる。

2・5・2 繰返し接触解析 図5～7にそれぞれ片方向摩擦、往復摩擦時の摩擦回数が1, 2, 10回終了時の変形図を示す。これらの図は解析モデルの中央部分のみを拡大して示してある。破線は負荷を受ける前の要素を示し、実線は負荷を受けた後の変形した要素を示す。変形量はX軸、Y軸方向ともに20倍に拡大している。摩擦回数2回終了時に摩擦方向による差が明らかに生じている。また、摩擦回数10回終了時と比較すると、両者ともに圧縮変形は同程度進行しているが、片方向摩擦の場合は表面近傍で転がり-すべり接触に特有な前方流れ(図中矢印で示してある荷重の移

図4 単純押込み解析における圧力分布の違いによる相当塑性ひずみの変化

動方向と反対方向の流れが生じている。一方、往復摩擦ではこのような変形は生じていない。

図8, 9にそれぞれ、モデル中央断面における、表面近傍の深さ0.06 mmの点(以下表面と称する)、ならびに単純押込み解析において最大相当応力を生じる深さ1.94 mmの点(以下内部と称する)の繰返し接触時の τ_{xy} と γ_{xy} の関係を示す。図8より、片方向摩擦では接触によりUHMWPE表面でラチェット現象を生じ、接触回数に応じて τ_{xy} , γ_{xy} が増加している。他方、UHMWPE内部においては、1回目の接触で塑性変形が生じているが、その後はシェイクダウンし、ほぼ弾性変形に近い変形のみである。図9より、往復摩擦の場合、UHMWPE表面ではほぼ弾性変形のみであるのに反し、UHMWPE内部で、 τ_{xy} - γ_{xy} 関係がヒステリシスループを描いている。

図10には、0.06 mmならびに1.94 mmの深さに

図5 摩擦回数1回終了後の変形図
(片方向摩擦, 往復摩擦)

(a) 片方向摩擦

(b) 往復摩擦

図6 摩擦回数2回終了後の変形図

← Forward Direction

(a) 片方向摩擦

(b) 往復摩擦

図7 摩擦回数10回終了後の変形図

ける往復摩擦時の σ_x - ϵ_x 関係を示す。この図より、Bartelら⁽⁵⁾⁽⁶⁾によっても指摘されているように、UHMWPEは表面において、繰返し接触により符号の変化する負荷を受けていることがわかる。しかし材料内部では圧縮の負荷のみである。なお、 σ_y については、どの深さにおいても圧縮成分のみである。

図11にUHMWPE表面での摩擦回数と各摩擦回数における最大主応力の関係を示す。UHMWPE表面における最大主応力は摩擦回数が増えていってもつねに正の値を示し、摩擦回数が進むにつれて往復摩擦ではわずかに減少しているが、片方向摩擦では増加しているのがわかる。

繰返し接触による応力振幅の変化を見るために、図12に0.06 mmならびに1.94 mmの深さにおけるXY面内主せん断応力の最大および最小値の摩擦回数による変化を示す。図12(a)より、片方向摩擦ではUHMWPE表面において応力振幅、つまり最大値と最小

(a) 深さ0.06 mm

(b) 深さ1.94 mm

図8 τ_{xy} - γ_{xy} 関係(片方向摩擦)

値の差はほぼ一定であるが、これらの平均で与えられる平均応力の急激な増加が見られ、往復摩擦ではほぼ一定値になっている。他方図 12(b)より、UHMWPE 内部では、両者ともに同程度の応力振幅、平均応力であるが、応力振幅については往復摩擦のほうがわずかに減少傾向を見せている。また、往復摩擦において、UHMWPE 表面と内部の点を比べると、応力振幅は表面のほうが大きくなっているが、平均応力の値は UHMWPE 内部のほうが大きくなっている。よってこの平均応力の差により、UHMWPE 表面より内部の点のほうが大きな負荷を受けていることがわかる。

前報⁷⁾でも報告したように、片方向摩擦ではラチェット現象により、UHMWPE 最表面で τ_{xy} , γ_{xy} が蓄積され、またそこで生じる引張応力も摩擦回数により増加している。これらにより、片方向摩擦の場合、UHMWPE はその表面より摩擦によるクラックが発生、進展し、摩耗粉へと成長していくことが予想される。

(a) 深さ 0.06 mm

(b) 深さ 1.94 mm

図 9 τ_{xy} - γ_{xy} 関係(往復摩擦)

しかし、摩擦の方向を往復摩擦とした場合、UHMWPE 表面での応力、ひずみの蓄積は見られず、UHMWPE 内部で最大の繰返し負荷を受けている。この繰返し塑性変形により往復摩擦の場合、UHMWPE 内部より塑性疲労破壊を生じ、これにより発生した微

(a) 深さ 0.06 mm

(b) 深さ 1.94 mm

図 10 σ_x - ϵ_x 関係

図 11 摩擦回数と最大主応力の関係(深さ 0.06 mm)

(a) 深さ 0.06 mm

(b) 深さ 1.94 mm

図 12 摩擦回数と主せん断応力の関係

小クラックが原因となり、さらにその深さにおける大きな応力、ひずみ変動と、UHMWPE 表面で生じている引張応力により、これらの微小クラックが UHMWPE 表面と水平、もしくは垂直方向に成長して、摩耗粉を形成すると考えられる。この両者の摩耗要因を比較してみると、当然片方向摩擦状態のほうが短いサイクルで塑性ひずみが蓄積されるため、その摩耗寿命は短くなるはずである。このことは Atkinson ら⁽¹⁴⁾と Brown ら⁽¹⁵⁾による実験結果と一致している。

実際の人工膝関節における摩擦方向は、その負荷変動を考慮しても、この一定荷重往復摩擦状態に近いものと考えられる。摘出人工膝関節の評価結果⁽¹⁶⁾でも、上記の摩耗メカニズムを立証すべく、表面よりわずかに内部で摩耗粉が生じた痕跡が多く見られる。

今後は、より正確な人工膝関節の形状、負荷変動等を考慮し、その繰返し変形時の変形量、応力変動量もしくはひずみ変動量を本論文の方法で見積もり、これらの条件に相当する UHMWPE の疲労実験と対応させれば、計算機上で UHMWPE の摩耗に関するシミュレーションが行える。

3. 結 言

人工膝関節の摺動部材料である UHMWPE の接触変形挙動を、繰返し塑性構成式を用いた弾塑性有限要素法により解析し、摩擦方向の影響について考察した。その結果を以下にまとめる。

(1) UHMWPE の繰返し接触変形挙動を有限要素法により解析するに当たり、接触による圧力分布を荷重として設定しなければならないが、従来、接触問題によく用いられる、Hertz 形の圧力分布では不十分であり、より正確な圧力分布を設定しなければならない。本論文では、UHMWPE の厚さならびに弾塑性変

形を考慮した、単純押し込み時の圧力分布を用い、的確な変形挙動を解析することができた。

(2) UHMWPE の摩耗は、摩擦方向の違いにより、そのメカニズムまで異なる影響を受けることがわかった。つまり、片方向摩擦では、ラチェット現象により UHMWPE 表面で τ_{xy} , γ_{xy} が蓄積されていくため、この表面より摩耗が生じると考えられる。一方、往復摩擦では UHMWPE 内部での塑性疲労により摩耗が生じるため、その寿命は片方向摩擦より長くなっている。人工膝関節において、UHMWPE は往復摩擦状態に近いので、この状態で評価を行わなければならない。

(3) 繰返し接触により、UHMWPE はその表面において引張応力を生じている。そのため、微小クラックがより大きなクラックへと進展させられると考えられるが、片方向摩擦では往復摩擦に比べ τ_{xy} , γ_{xy} の蓄積に加え、この引張応力もより大きくなっていくことが、より短寿命の原因になっていると考えられる。

終わりに、本研究の一部は、文部省科学研究費補助金重点領域研究「バイオメカニクス (No. 04237101)」の補助によることを記して深謝する。

文 献

- (1) Wright, T. M., ほか 3 名, *J. Bone and Joint Surg.*, **70-A-9** (1988), 1312.
- (2) Tateishi, T. and Fukubayashi, T., *Bioceramics*, **1** (1989), 48.
- (3) Murakami, T., ほか 2 名, *Proc. 19th Leeds-Lyon Symp. on Tribology*, (1992), 673.
- (4) 立石・ほか 3 名, 生体材料学, (1993), 107, オーム社.
- (5) Bartel, D. L., ほか 3 名, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **107** (1985), 193.
- (6) Bartel, D. L., ほか 3 名, *J. Bone and Joint Surg.*, **68-A-7** (1986), 1041.
- (7) 藤木・ほか 2 名, 機論, **59-567, A** (1993), 2800.

- (8) 石川・佐々木, 機論, 53-491, A (1987), 1432.
 - (9) 宮城・ほか2名, 日関外誌, IV-(4) (1988), 603.
 - (10) Morrison, J. B., *Bio-Med. Eng.*, (1968), 164.
 - (11) 馬淵・ほか2名, 生体材料, 8-4 (1990), 184.
 - (12) Bhargave, V., ほか2名, *Trans. ASME, J. Appl. Mech.*, 52 (1985), 67.
 - (13) Mckellop, H., ほか3名, *J. Biomed. Mat. Res.*, 15 (1981), 619.
 - (14) Atkinson, J. R., ほか2名, *Trans. ASME, J. Lubr. Technol.*, 100 (1978), 208.
 - (15) Brown, K. J., ほか2名, *Trans. ASME, J. Lubr. Technol.*, 104 (1982), 17.
 - (16) Hood, R. W., ほか2名, *J. Biomed. Mat. Res.*, 17 (1983), 829.
-