歩行時における人工膝関節の接触変形解析*

藤 木 裕 行^{*1}, 石 川 博 将^{*1}, 安 田 和 則^{*2}

Contact Analysis of Artificial Knee Joint during Gait Movement

Hiroyuki FUJIKI, Hiromasa ISHIKAWA and Kazunori YASUDA

Ultrahigh-molecular-weight polyethylene (UHMWPE) is used for the material of the contact surface in artificial knee joints, but the wear of this material becomes a serious problem to extend the life of the joint. In order to understand the wear mechanism of the UHMWPE in gait movement, the cyclic contact behavior of the UHMWPE is analyzed using the constitutive equation for cyclic plasticity because the UHMWPE is subjected to cyclic contact deformation during gait movement. In this analysis, the contact pressure distribution which is determined from the simple indentation analysis of femoral and tibial components is translated on the UHMWPE, changing its value so as to simulate the realistic movement of the joint. For the analytical model, the posterior cruciate ligament (PCL) retention-type artificial knee joint is employed. As a result, it is clarified that local deformation is caused in this artificial knee joint, and the effect of the stress history, to which the UHMWPE has been subjected, on the wear mechanism of the UHMWPE is significant.

Key Words: PCL-Retention-Type Artificial Knee Joint, Ultrahigh-Molecular-Weight Polyethylene, Cyclic Plasticity, FEM, Wear, Biotribology

1. 結 言

現在, 変形性膝関節症や慢性関節リウマチ膝などの重度な膝関節疾患に対して, 人工膝関節置換術が行われている。この人工膝関節の接触面材料として超高分子量ポリエチレン (以下 UHMWPE とする) が一般的に使用されているが, 人工膝関節の寿命を考えた場合, この UHMWPE の摩耗に起因して骨吸収が生じ, これにより人工膝関節の緩みとなる⁽¹⁾⁽²⁾ ことが多く, より長寿命の人工膝関節を開発するために UHMWPE の耐摩耗性改良が強く望まれている。

この改良を目指してさまざまな研究が行われているが, 著者らは力学的に UHMWPE の接触変形挙動を解析することがその摩耗特性を明らかにすることの第一段階と考えた。そしてこれまでに繰返し塑性構成式を組込んだ弾塑性有限要素法を用い, 繰返し接触を受ける UHMWPE 平板の変形挙動を解析した⁽³⁾。また, 摩擦方向が UHMWPE 摩耗発生メカニズムに及ぼす影響についても検討してきた⁽⁴⁾。その結果, 単純な

繰返し転がり-すべり接触を受ける UHMWPE 平板の変形挙動については明らかになったが, 実際の歩行動作において人工膝関節中の UHMWPE は複雑な繰返し負荷を受けており, 摩耗を正確に評価するためには実際の歩行動作時の解析を行わなければならない。

実際の歩行動作条件における UHMWPE 関節板の摩耗挙動については, いわゆる膝シミュレータを用いた実人工膝関節の摩耗実験⁽⁵⁾⁽⁶⁾が行われている。これらの実験によりさまざまな形状の人工膝関節における摩耗現象を再現, 観察することができる。しかし, その摩耗現象をより詳細に検討するためには UHMWPE 関節板内部での力学的挙動を考察する必要がある。また, 膝シミュレータ実験は過去に製作された人工膝関節を用い, その形状や材質の比較には活用されるが, その結果の最適形状設計等への応用は多くのサンプル (人工膝関節) を必要とし, 難しい。したがって本論文では, 実際の人工膝関節形状ならびに歩行動作による荷重変動を考慮し, 人工膝関節における UHMWPE 関節板の変形挙動を繰返し塑性構成式を組込んだ弾塑性有限要素法により解析し, 人工膝関節の最適設計の一助としたい。

* 原稿受付 平成 6 年 6 月 30 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)。

2. 繰返し接触変形解析

2.1 繰返し塑性モデル⁽⁷⁾ 本論文で用いた繰返し塑性構成式について、以下に簡単に説明する。

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。

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

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。

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

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} を結ぶ径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。

$$d\alpha_{ij} = \frac{3}{2R^2} [C_{klmn} (\sigma_{mn} - \alpha_{mn}) d\sigma_{kl}] \times (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) - \left(\frac{dR}{dW^p} \right) (\sigma_{ij} - \alpha_{ij}) d\bar{\epsilon}^p \quad (3)$$

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。

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

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。

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

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。

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

$$m(n) = m(\infty) \left\{ 1 - \beta \exp \left(-\frac{W_{0(n)}^p}{W_1} \right) \right\} \quad (7)$$

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。

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

式(8)で $W^p = W_{0(n)}^p + \Delta W^p$ 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⁽³⁾⁽⁴⁾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。

$$\left. \begin{aligned} C_{1111} &= C_{2222} = C_{3333} = \frac{2}{3} \\ C_{1122} &= C_{2233} = C_{3311} = -\frac{1}{3} \\ C_{1212} &= \frac{1}{2} \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

また、3 種類のひずみ振幅を変えた UHMWPE の繰返し引張-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⁽³⁾。

$$\begin{aligned} \sigma_{0(1)} &= 15.0 \text{ [MPa]}, & m_{(1)} &= 3.0 \\ \sigma_{0(\infty)} &= 18.5 \text{ [MPa]}, & m_{(\infty)} &= 2.2 \\ R(\infty) &= 9.55 + 1.69 \Delta \epsilon^p \text{ [MPa]} \\ \alpha, \beta, \lambda &= 0.0, & W_0, W_1, W_2 &= 1.0 \text{ [MPa]} \end{aligned} \quad (10)$$

ただし、塑性ひずみ振幅 $\Delta \epsilon^p$ は % 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

図 1 後十字靱帯温存型人工膝関節 (LFA-III)

開発された後十字靱帯温存型人工膝関節 (LFA-III) とした。図1に本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、二つの顆部の関節面の間には後十字靱帯を残すための空間が存在する。接触面形状は矢状断面において前部、中央部、後部でそれぞれ異なる曲率半径を有しており、中央部の曲率半径が最も大きい。前額断面においては内外顆それぞれの中央部にわずかな平坦部を持つが、膝の内外反時に局所的な当たりを防ぐために、両顆の外側は平坦部から滑らかに推移する比較的大きな曲率半径を有する形状になっている。また、脛骨側コンポーネントは中央部に固定用のステムを有するチタン合金製トレイと UHMWPE 製の関節板より成り、後方には後十字靱帯を温存するための切り込みを有する。UHMWPE 製関節板の接触面形状は、前額面では大腿骨コンポーネント断面形状を側方に広げた形状をしており、矢上面では中央部から後方にかけて平坦で、その前方に平坦部より滑らかにつながる隆起部が設けられている。この両コンポーネントの接触面形状により、大腿骨コンポーネントの回旋と、膝の大きな可動域を得るための、膝の屈曲角度が大きいときの大腿骨コンポーネントの後方への移動 (Roll Back Movement) が可能になっている。

膝関節の運動はほぼ矢状面内で生じ、また本人工膝関節はほぼ同形状の外顆ならびに内顆を持つので、解析を行うに当たり、その動きを二次元平面ひずみ状態にモデル化した。図2に解析に用いた UHMWPE 関節板の二次元有限要素モデルを示す。解析要素として 8 節点アイソパラメトリック要素を用い、2 253 節点、

688 要素を有しており、最小メッシュは 0.5 mm×0.3 mm である。本人工膝関節において UHMWPE 関節板はその下部のチタン合金トレイに固定されているので、境界条件としては、UHMWPE 関節板下面において全面固定とした。また、解析に用いた材料定数を表1に示す。後述する単純押込み解析で使用する UHMWPE の弾塑性応力-ひずみ曲線は繰返し塑性構成式中で用いられている初期材のものと同じであり、以下の Ramberg-Osgood 則で与えられる。

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

2.3 解析方法 接触により UHMWPE 関節板が大腿骨コンポーネントより受ける接触圧力分布は、前報⁽⁴⁾と同様にあらかじめ弾塑性有限要素法 (汎用非線形構造解析プログラム MARC K-5) の接触解析機能を用い、大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネント (UHMWPE 関節板) 間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、さらに摩擦係数 μ による摩擦力を水平荷重として、これらの荷重を UHMWPE 関節板上を連続的に移動させることにより実際の歩行を表現した。なお、本解析において摩擦係数は $\mu=0.1^{(8)}$ とし、5 回めの歩行サイクルまで、順次解析を行った。本解析は UHMWPE 関節板の摩耗挙動における初期変形段階を解析することになるが、基本的には繰返し接触による摩耗は初期の変形挙動が連続して繰返し生じることによりクラックを生じ、それが摩耗へと進展していくと考えられるので、本解析結果より摩耗に対する影響を考察できる。

2.4 接触圧力分布 歩行動作により UHMWPE 関節板の受ける接触圧力は変動し、その値は歩行時における大腿骨ならびに脛骨コンポーネント間の変動負荷と相対位置により与えられる。両コンポーネント間

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

図 2 有限要素モデル

図 3 歩行サイクルに対する UHMWPE 関節板の受ける荷重ならびに膝屈曲角度の変化

の変動負荷としては図3に示す Morrison⁽⁹⁾ による通常歩行時の荷重変動を用いた。両コンポーネントの相対位置は回転成分と並進成分、つまり膝の屈曲角度と両コンポーネントの前後方向の位置関係（大腿骨コンポーネントの最下点上から見た脛骨コンポーネントの前方変位量として表現する）により決定される。膝屈曲角度は図3に示すように Double Knee Action と呼ばれる二峰性の変化を示す⁽¹⁰⁾。また、脛骨コンポーネントの前方変位量に関しては各人工膝関節の接触面形状によりその動きが大きく異なるので、本人工膝関節における膝屈曲角度と前方変位量の関係を X 線写真より求めた。図4にその結果を示す。図中の○印ならびに□印は X 線写真より求めた実験点であるが、これらの点は撮影時の撮影角度の影響ならびに読取り時の誤差により、角度、前方変位量ともに数度または数 mm の誤差を含んでいる。また実線は、脛骨コンポーネントは常に後方に移動しようとしているとの仮定のもとに、両コンポーネントの干渉位置ならびに後十字靱帯の存在を考慮して計算した前方変位量である。著者らの一人の実験⁽¹¹⁾ によっても脛骨コンポーネントはほぼ常に後方へ移動する力を受けていると考えられ、実験点の誤差も考慮すると上記の仮定による実線の動きはほぼ正しいと考えられる。したがって、本論文では脛骨コンポーネントの前方変位量として、この計算値を用いた。

繰返し接触変形解析に用いる接触圧力分布としては、図3に示す1歩行サイクルを200分割し、それぞれの状態における単純押込み時の接触圧力分布を求めた。なお接触圧力の計算の際に、本論文では実際の人工膝関節を二次元平面ひずみ状態にモデル化を行い、モデル厚さ、つまり前額断面における接触幅を7.11 mm 一定と仮定した。実際の UHMWPE 関節板は接

図4 膝屈曲角度に対する脛骨コンポーネント前方変位量の変化

触より三次元的な変形を生じ、両コンポーネントの接触面形状によりその前額断面接触幅は無負荷時で6.0 mm、最大荷重時では11 mm 程度まで広がるが、上記の接触幅7.11 mm 一定の仮定により本モデルによる解析結果は荷重の大きい部分においてより大きな荷重を見積もった結果となる。つまり、危険サイドの条件を考慮した解析になっている。

図5に歩行サイクルの5%ごとの接触圧力分布の計等結果を示す。図中、UHMWPE 関節板モデルの上に載っている半円状のものは大腿骨コンポーネントの接触部モデルで、この両コンポーネントが接触している領域において大腿骨コンポーネント内に黒く示されているのが接触圧力分布である。これらの図より、200 分割されたそれぞれの状態では、接触面の形状も荷重も

図5 歩行サイクルの各状態における単純押込み解析結果

異なるため接触圧力分布も大きく異なることがわかる。また、大腿骨コンポーネントと UHMWPE 関節板前方隆起部との干渉が生じている歩行サイクル 55% までは、関節板前方隆起部上端近くと関節板平坦部の 2 箇所で接触が生じている。特に前方隆起部最上部では凸部で接触するので非常に大きな接触圧力を受けている。

2・5 解析結果および考察 図 6 に歩行サイクル 1, 5 回終了時の変形図を示す。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。1, 5 サイクル終了時の両変形図より、UHMWPE 関節板は前方隆起部の上方と隆起部直後の平坦部分の 2 領域での変形が大きくなっている。つまり本人工膝関節において、UHMWPE 関節板はこの 2 領域において集中的な負荷を受けていることがわかる。

接触により UHMWPE 関節板が受ける最大応力履歴

(a) 1 サイクル終了時

(b) 5 サイクル終了時

図 6 変形図

(a) 第 1 サイクル中

(b) 第 5 サイクル中

図 7 最大相当応力分布図

歴を評価するために、図 7 に第 1, 第 5 サイクル中に生じる各節点における最大相当応力の分布を示す。各サイクル中における最大相当応力は図 6 で示された変形の大きな 2 領域を中心に分布している。この二つの接触領域におけるそれぞれの最大値は、前方隆起部領域では関節板表面に、平坦部領域では表面より 1 mm 程度内部で生じていることがわかる。また、サイクルの違いによる最大相当応力分布の変化は、二つの接触領域において最大値を生じる点近傍での応力値が若干増加することを除けばほとんど変化が見られない。これらの結果より、前方隆起部領域では、UHMWPE 関節板表面に、また平坦部領域ではその内部に応力振幅の大きいところがあるため、それぞれの場所で UHMWPE が塑性疲労破壊を起こし、摩耗粉の原因となる微小クラックを発生すると考えられる。

図 7 に示した最大相当応力の発生をより詳しく評価するために、二つの接触領域中でそれぞれの最大相当応力を生じる点 A ならびに点 B における第 1 サイクル中の相当応力の変化を図 8 に示す。図より、両点ともに歩行サイクル中に相当応力は大きく変動しており、その変動幅は同程度で、二つの接触領域で荷重を分割して受けていることがわかる。またその最大値は歩行サイクルの約 15-25% で発生し、約 10-15% ならびに約 50-60% の位置でも大きな値を示している。この相当応力の変化と図 3 に示した UHMWPE 関節板の受ける荷重の変化を比較してみると、大まかな変動の様子は一致しているが、それぞれの最大値の発生位置は同じではない。本人工膝関節の大腿骨コンポーネントの矢状断面形状は前述のように三つの曲率で構成されており、膝屈曲角度が小さい場合には最も大きな曲率半径部分で接触し、さらに図 5 に示されているようにその前方領域において UHMWPE 関節板の角部で接触するのではなく面で接触するため、これらによ

図 8 第 1 サイクル中における相当応力の変化

り接触面積が大きくなり接触圧力が小さくなる。図3より、最大荷重発生位置における膝屈曲角度はかなり小さな値であるので、この影響により両者の最大値発生位置は対応していない。逆に、歩行サイクルの約15-25%および約55-60%の領域では膝屈曲角度が大きくなり、これにより大腿骨コンポーネントの接触位置が曲率半径の小さい部分に移行するため、最大荷重点にきおける相当応力より大きな応力を生じている。またRoll Back Movementが生じる歩行サイクルの約60%以上の領域においても大腿骨コンポーネントの接触面曲率半径が小さくなるが、この領域は遊脚期にあたり荷重も小さくなるため、相当応力としては小さな値になっている。

実際の摘出された人工膝関節の分析⁽¹²⁾、ならびに人工膝関節を想定したUHMWPE関節板の摩耗実験⁽¹³⁾では、UHMWPE関節板の1-2 mm程度内部の位置で材料の疲労により生じた摩耗と、UHMWPE関節板表面での摩耗との両方が見られる。関節板表面で生じる摩耗については、本人工膝関節のようなUHMWPEを用いた表面置換型の人工膝関節では、歩行動作時に両コンポーネント間の潤滑状態が弾性流体潤滑状態になっておらず、混合潤滑状態である⁽¹⁴⁾ので、大腿骨コンポーネントとUHMWPE関節板表面が直接接触し、関節板表面でUHMWPEの凝着や疲労が生じる⁽¹⁵⁾ことにより表面に微小クラックが発生し、これらが進展し摩耗粉になり⁽¹³⁾、摩耗が進行していく。材料表面における微視的なクラックの発生機構は明らかではないが、巨視的な変形機構の観点より、UHMWPE関節板に発生した微小クラックを進展させる要因として、微小クラック発生位置における引張応力(モードI破壊)ならびにせん断応力(モードII

破壊)の影響が考えられる。ただし、本解析においてY軸方向の応力は常に圧縮の値を示すので、引張応力の影響が考えられるのはX軸方向の応力のみである。

これらの影響を調べるために、図9に第1サイクル中に生じるX軸方向応力、ならびにせん断応力の最大値の分布を示す。ただし、せん断応力は正方向と負方向の両方が考えられるので、絶対値の最大値とした。これらの分布は、前述の最大相当応力分布と同様にサイクルの違いによる変化はあまり見られなかったため、第1サイクル中の結果のみを示した。前報⁽⁴⁾ならびにBartelら⁽¹⁶⁾によっても示されているように、本人工膝関節においてもUHMWPE関節板は接触している2領域において、その表面で引張りの応力を受けている。一方、最大せん断応力の分布は図7の最大相当応力の分布に似た分布を示し、前方隆起部領域では関節板表面で最大値を、また平坦部領域では関節板内部で最大値を示している。したがって、UHMWPEの塑性疲労破壊により発生した微小クラックはせん断応力によるモードII破壊の影響を、また接触によりUHMWPE関節板表面に発生した微小クラックは引張応力によるモードI破壊の影響をより大きく受け、

(a) X軸方向応力

(b) せん断応力(絶対値)

図9 第1サイクル中における最大応力分布図

(a) X軸方向応力

(b) せん断応力

図10 第1サイクル中における応力の変化

より大きなクラックに進展していくと考えられる。

それぞれの応力のサイクル内における変化を詳細に検討するために、図9において大きな応力値を示す点C, D, E, Fにおけるサイクル内の応力値の変化を図10に示す。ただし、X軸方向応力については引張応力のみが問題となるので、正の値のみを示した。X軸方向応力は着目点の断面上に荷重が存在する間は圧縮応力となるが、それをはずれると引張応力となり、特にその境界での値が大きくなっている。また、その最大値は歩行サイクル約55-60%の位置で発生している。せん断応力も荷重の移動により1歩行サイクル中に数回の符号変化を伴う繰返しせん断になっており、歩行サイクル約15-20%ならびに約50-60%の領域内で大きな値を生じている。

図8ならびに図10ではUHMWPE関節板中の最大応力発生位置における応力の変動を示した。これによりその着目点における応力履歴を評価することはできたが、1歩行サイクル中には荷重が移動することにより最大の応力が発生する位置も変動するため、これらの図中には必ずしもその時点の応力の最大値は含まれていない。したがって、UHMWPE関節板全体が受けている応力履歴として、図11に1歩行サイクルを200分割した各時点における応力の最大値の変動を示す。図より、相当応力、X軸方向引張応力、せん断応力ともに同様な変動を示し、これらの値は前述の膝屈曲角度が大きくなる歩行サイクルの約15-25%ならびに約50-60%の領域で大きな値を示していることがわかる。また、接触によりUHMWPE関節板表面に生じる微小クラックの発生原因として、UHMWPEの凝着、疲労ならびに微視的な塑性変形等が考えられるが、これらの要因はすべて接触圧力の大きさに比例して微小クラックの発生を加速すると考えられる。これについても図3を見ると歩行サイクル約15-20%ならびに約55%の位置で大きな接触圧力を生じており、この位置での接触圧力を減少させることにより微小クラック発生も抑えられる。

3. 結 言

歩行動作時における人工膝関節中のUHMWPE関節板の接触変形挙動を、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、UHMWPE関節板の受ける力学的状態ならびにその摩耗に対する影響について考察した。その結果を以下にまとめる。

(1) 本人工膝関節では、両コンポーネントの接触面形状により接触位置があまり移動せず、UHMWPE関節板はその前方隆起部の上方と隆起部直後の平坦部

図11 第1サイクル中における各応力の最大値の変化

分の2領域で局所的な変形を受ける。またその領域内においても、歩行動作によりUHMWPE関節板の受ける応力状態は複雑に変動している。

(2) UHMWPE関節板前方隆起部領域においては、UHMWPEの疲労による微小クラックの発生に関与している最大相当応力履歴、つまりひずみエネルギー履歴、ならびに発生した微小クラックを進展させるX軸方向引張応力、せん断応力すべてが関節板表面で最大になる。したがって、この領域においてUHMWPE関節板の摩耗は関節板表面より生じる。

(3) 一方、平坦部領域では、相当応力とせん断応力はUHMWPE関節板内部の深さ約1mmの位置で最大になるが、X軸方向引張応力は関節板表面にのみ生じている。また関節板表面には、内部ほどではないがせん断応力も生じている。したがって、この領域におけるUHMWPE関節板の摩耗を評価するためには、この両位置における挙動を考慮しなければならない。

(4) 本人工膝関節において、UHMWPE関節板の摩耗に関連していると考えられる応力ならびに接触圧力は、接触面形状の影響により最大荷重時に最大値にならず、歩行サイクルの約15-25%および約50-60%の位置、すなわち大腿骨コンポーネントの接触面が曲率半径の小さい部分に変化する膝屈曲角度約15-20度の状態で大きな値を示す。つまり、人工膝関節の接触面形状はUHMWPE関節板に生じる応力に密接に関係していることがわかった。

終わりに、本研究の計算に協力いただいた日本電気(株)の村松英路氏(当時北海道大学大学院生)に謝意を表す。また、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) 山本, 潤滑, **31**(1986), 775.
- (2) 康本・牛田, 機械研ニュース, **5**(1993), 6.
- (3) 藤木・ほか2名, 機論, **59**-567, A(1993), 2800.
- (4) 藤木・ほか2名, 機論, **60**-571, A(1994), 833.
- (5) 宮城・ほか2名, 日関外誌, IV-(4)(1988), 603.
- (6) Rose, R. M., ほか3名, *J. Biomed. Mat. Res.*, **18**(1984), 207.
- (7) 石川・佐々木, 機論, **53**-491, A(1987), 1432.
- (8) McKellop, H., ほか3名, *J. Biomed. Mat. Res.*, **15**(1981), 619.
- (9) Morrison, J. B., *Bio-Med. Eng.*, (1968), 164.
- (10) Lafortune, M. A., ほか3名, *J. Biomech.*, **25**(1992), 347.
- (11) Yasuda, K. and Sasaki, T., *Clin. Orthop.*, **220**(1987), 266.
- (12) Engh, G. A., ほか2名, *J. Bone Joint Surg.*, **74**-B(1992), 9.
- (13) Blunn, G. W., ほか3名, *Clin. Orthop. & Related Res.*, **273**(1991), 253.
- (14) Murakami, T., ほか3名, *Proc. 19th Leeds-Lyon Symp. on Tribology*, (1992), 673.
- (15) Atkinson, J. R., ほか2名, *Trans. ASME, J. Lubr. Technol.*, **100**(1978), 208.
- (16) Bartel, D. L., ほか3名, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **107**(1985), 193.