

論文

人工股関節摺動面における接触応力解析の個別別手法の開発

解 農*, 坂本 信**, 田邊 裕 治***

Development of a Patient-Specific Method for Contact Stress Analysis on the Bearing Surface of Total Hip Arthroplasty

Shin KAI, Makoto SAKAMOTO and Yuji TANABE

The modern and widely known artificial hip joint developed by John Charnley in the 1970s consisted of three parts, 1. a metallic femoral stem, 2. a UHMWPE acetabular liner, 3. a metallic acetabular socket or bone cement. Acetabular liner has a bearing surface of UHMWPE which has a low coefficient of friction and low wear rate. In the long term, wear particulate dose accumulate and lead to a condition known as osteolysis, which leads to bone loss, joint loosening, discomfort, and ultimately limits the lifespan of the artificial joint. Therefore, the evaluation of the wear on acetabular bearings, which depends directly on contact pressure, is essential to analyze the failure of the acetabular implant, as well as for a better design of artificial joint. The objective of the present study was to develop a method of applying discrete element analysis (DEA) based on rigid-body-spring-model (RBSM) to artificial hip joint, using patient-specific 3D bone model and motion capture data, and to analyze the stress distribution on bearing surface during gait motion. The two peaks in peak stress were observed with a maximum value of 12.3 MPa and the corresponding contact area was 21.8% of total bearing area, and small contact area less than 25% at the edge of the superior bearing surface was observed during gait motion.

Key words: Biomechanics, Total Hip Arthroplasty, Patient-Specific Method, Bearing Surface, Contact Stress Distribution, Discrete Element Analysis, Rigid-Body-Spring-Model

1. 緒言

人工股関節全置換術 (Total Hip Arthroplasty ; 以下 THA) は変形性股関節症などの関節疾患に対する外科的療法として知られ, 日本では年間およそ 4 万件もの手術が行われている. これまでの臨床成績の観点から最も使用されている人工股関節は 70 年代に Charnley¹⁾によって開発され, 金属製の大腿骨側ステムおよび臼蓋側カップの間に超高分子量ポリエチレン (Ultra High Molecular Weight Polyethylene ; 以下 UHMWPE) 製のライナーを組み合わせた構造となっている. しかし, 材料の強度特性や摩耗率の違いから, 摺動面の局所に生じる大きな応力に起因して, ライナーの破損や経時的な摩耗が考えられる. 特に, 摩耗粉は骨融解の誘因となり, 人工股関節の固定部分の緩みに繋がって耐久性を低下させる^{2), 3)}. そのため, 摺動面に生じる接触応力に対する解析は, 破損や摩耗のメカニズムの解明に必要不可欠であり, さらに, インプラントのデザインにも役立つと考えられる.

これまでの接触応力の解析は, 有限要素解析を用いた手法が主流である. Teoh ら⁴⁾は Brand ら⁵⁾の測定結果である屈伸運動の境界条件を 16 の時間ステップに分け, UHMWPE の弾塑性を考慮した有限要素モデルを作成して解析を行っている. また, Fialho ら⁶⁾は Bargmann ら⁷⁾による境界条件を 25 の時間ステップに分け, 摩耗だけでなく熱生成についてもシミュレーションを行っている. 単一の境界条件で長い解析時間を要することから, 時系列データで表現される連続的動作の解析において, 時間間隔を大きくした限られた姿勢での解析となっており, 用いた境界条件も被検者個人のものではなく, 参照値による結果であった. これら有限要素解析に対し, 剛体-バネモデル⁸⁾ (Rigid-Body-Spring-Model ; 以下 RBSM) は弾性解析においてリアルタイムでの解析を可能にするだけでなく, 有限要素解析や 3 次元弾性論に基づいた厳密解による結果⁹⁾および実際の人工股関節を用いた実験結果¹⁰⁾とも良く一致することが示されている.

そこで本研究では, RBSM に基づく離散要素解析 (Discrete Element Analysis ; 以下 DEA) を人工股関節に適用し, 歩行動作中における垂直方向の接触応力および接触面積の推移を準静的に解析した. また, 被検者個人の 3 次元骨形状コンピュータモデル (以下: 骨モデル) およびモーションキャプチャデータより境界条件を算出することで, 個々の被検者に対応した応力分布解析を可能とした.

原稿受付 2011 年 1 月 28 日

* 新潟大学 VBL (〒950-2181 新潟県新潟市西区五十 2-8050)

** 正会員 新潟大学医学部保健学科 (〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通 2-746)

*** 正会員 新潟大学工学部機械システム工学科 (〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐 2-8050)

2. 対象および方法

2. 1 対象

本研究の趣旨に同意を得た THA 施術後の女性患者 1 名 (59 歳, 47kgf) を対象とした。術後 5 年の経過状態が良好である。使用したインプラント (Bicontact, B. Braun-Aesculap 社) のサイズは, ステムヘッドの直径が 26 mm, 臼蓋カップの外径が 48 mm, ライナーの厚さが 9 mm であった。

2. 2 3次元動的下肢アラインメント解析

直径 15 mm の反射球マーカを患側である右脚の骨盤部に 6 個, 大腿部に 12 個, 下腿部に 10 個, 足部に 3 個貼付し, 左下肢に 14 個貼付した。運動測定では, モーションキャプチャーシステム (VICON612, Vicon motion system 社) を使用し, サンプリング周波数 120 Hz において歩行動作中の反射マーカの位置データ $p_{PelV,i}(t)$, $p_{FemV,i}(t)$, $p_{TibV,i}(t)$, $p_{FotV,i}(t)$ を取得した。ここで, i はマーカ, t は計測サンプル数である。つぎに, 反射マーカを貼付した状態で立位・下肢全長に対して正面および 60° 斜角から 2 方向 X 線撮影を行った。そして, あらかじめ CT 画像のレンダリングにより構築した骨モデルおよび人工股関節の CAD モデルを画像上に投影し, 骨輪郭を参考にイメージマッチングを行うことで骨位置および人工股関節の設置位置を取得した¹¹⁾。骨モデルの作成に 3次元モデリングソフトウェア (ZedView, LEXI 社) を使用し, それぞれにおいて解剖学的参照点 3 点を用いて座標系を構築した^{12), 13)} (Fig.1)。

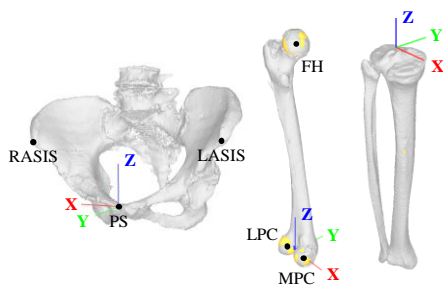


Fig.1 Definition of the pelvic, femoral and tibial coordinate system. RASIS and LASIS indicate the most anterior points of the right and left anterior superior iliac spine; PS, the most anterior point of the pubic symphysis; MPC and LPC, the centers of spheres representing the medial and lateral posterior condyles; FH, the center of femoral head.

また, 画像上において反射マーカのデジタルズを行い, 立位における貼付位置 $q_{Pel,i}$, $q_{Fem,i}$, $q_{Tib,i}$, $q_{Fot,i}$ を各骨モデル座標系において取得した (Fig.2)。最後に, 動作中における骨の位置を推定するために各骨モデルにおける貼付位置を基準として, モーションキャプチャーシステムで計測した位置データと貼付位置とを関数 J の最小二乗式 Eq.(1) により対応させることで, 測定空間における骨位置の座標変換行列 ${}^B T_V(t)$ をそれぞれ推定した¹⁴⁾。ここで, B は Pel , Fem ,

Tib , Fot を表し, N はそれぞれの貼付マーカ数である。

$$J[{}^B T_V(t)] = \sum_{i=1}^N \|q_{B,i} - {}^B T_V(t) \cdot p_{BV,i}(t)\| \quad (1)$$

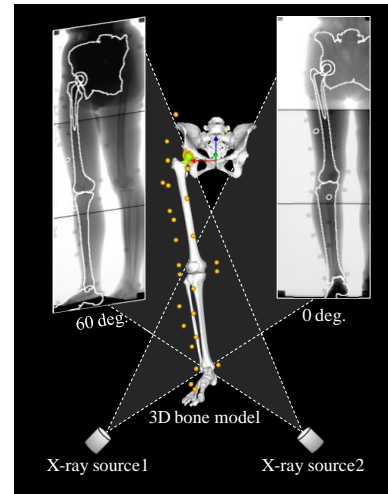


Fig. 2 Bi-planar image matching system.

2. 3 股関節反力の推定¹⁵⁾

運動測定で得られる床反力値および推定した骨位置をもとに片足筋骨格モデルを構築し, 逆動力学的手法により慣性力および筋の張力による正味の股関節反力を推定した。38 の下肢骨格筋の付着位置は Horsman¹⁵⁾ の結果をアフィン変換によりスケールリングし, 骨モデルの表面形状を参考に修正を加えて決定した。起始点と停止点を結ぶ線分で表現される筋の走行の方向に筋張力が作用すると仮定し, 筋骨格系の影響で直線を仮定できない筋については経由点を定義した複数の線分で表現した。付着位置の修正や経由点の定義などについて解剖図など¹⁶⁾ を参照して決定した。また, 自然長 L_{ce0} や羽状角 α , 生理学的断面積 PCSA (Physiological Cross-Sectional Area) などの解剖学的なパラメータについても体重などによるスケールリングを行った。筋の性質¹⁷⁾ として, 筋の自然長付近で最大の張力が発揮され, 筋長が一定値を超えると, 意思に関係なく受動的な力である静止張力が発生する。Fig.3 に筋の力学モデルの構成図を示す。筋モデルの力学に関わる主要要素は, 収縮要素 (Contractile Element; 以下 CE), 直列弾性要素 (Series elastic Element; 以下 SE), 並列弾性要素 (Parallel elastic Element; 以下 PE) の 3 つであり, CE は能動的に収縮して張力を発揮するアクチュエータ, SE と PE は受動的な張力を発生する非線形バネである。

この筋モデルにおいて, ある骨格筋が収縮により発揮する能動的な張力 F_{ce} は, Eq.(2) で表される。

$$F_{ce}(a, L_{ce}, V_{ce}) = a \cdot f(L_{ce}) \cdot f(V_{ce}) \cdot \cos(\alpha) \cdot F_{max} \quad (2)$$

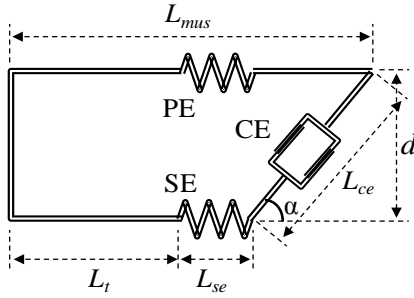


Fig.3 Hill model with CE, SE and PE.

ここで, F_{max} は等尺性張力の最大値で, 筋の断面に作用する最大応力 σ_{max} を 2700 MPa とし, Eq.(3) で与えられる.

$$F_{max} = PCSA \cdot \sigma_{max} \quad (3)$$

a は筋の活性化レベルを表す変数であり, 0 で無活動, 1 で最大の活動状態を表す. L_{ce} は筋の走行の長さ L_{mus} から腱の長さ L_t や腱膜などの伸びを担う SE の長さ L_{se} を差し引いた CE の長さである. CE の長さ-力関係は Eq.(4) のガウス関数で表される.

$$f(L_{ce}) = \exp \left[- \left(\frac{L_{ce} - L_{ce0}}{L_{cesh}} \right)^2 \right] \quad (4)$$

ここで L_{cesh} はガウス関数の幅を定義するパラメータであり, $0.5L_{ce0}$ とした. また, V_{ce} は筋長変化から算出できる CE の収縮速度であり, その速さ-力関係は直角双曲線で表される性質を持ち, Eq.(5) で表される.

$$f(V_{ce}) = \begin{cases} 0 & (V_{ce} \leq -V_{max}) \\ \frac{V_{sh} \cdot V_{max} + V_{sh} \cdot V_{ce}}{V_{sh} \cdot V_{max} - V_{ce}} & (-V_{max} < V_{ce} \leq 0) \\ \frac{V_{sh} \cdot V_{shl} V_{max} + V_{ml} \cdot V_{ce}}{V_{sh} \cdot V_{shl} V_{max} + V_{ce}} & (V_{ce} \geq 0) \end{cases} \quad (5)$$

ここで, V_{max} は等張性収縮時の最大速度であり, Eq.(6) で表される.

$$V_{max} = V_{vm} \left(1 - V_{er} \left(1 - a \cdot f(L_{ce}) \right) \right) \quad (6)$$

V_{sh} , V_{shl} , V_{ml} は短縮性収縮と伸張性収縮時の関数形状を決めるパラメータ, V_{vm} は等張性収縮時の最大速度, V_{er} は活性化レベルの最大速度への影響を表し, それぞれ 0.3, 0.23, 1.3, $6L_{ce0}$, 0.5 の値を用いた¹⁸⁾.

つぎに, 筋膜などの弾性を担う PE に作用する受動的な張力 F_{pe} は, Eq.(7) で表される.

$$F_{pe}(L_{mus}) = \frac{F_{max}}{e^{PEsh}} \left(e^{\frac{L_{mus} - L_{mus0}}{L_{mus0}} \frac{PEsh}{PExm}} - 1 \right) \quad (7)$$

ここで L_{mus0} は自然長における筋の走行の長さである. $PEsh$ および $PExm$ は非線形バネの特性曲線の形状を表すパラメータであり, それぞれ 4, 0.4 とした¹⁹⁾. 腱がその長軸方向にのみ自由度を持つことから, 羽状角による筋繊維の幅 d が収縮において常に一定であり, 結果として L_{ce} や L_{se} が相互に決定できる. よって, ある骨格筋に生じる張力 F_{mus} は, 動作中の各関節角度から走行の長さ L_{mus} が決まれば, 活性化レベル α のみの関数であり, Eq.(8) で与えられる.

$$F_{mus} = F_{ce} + F_{pe} \quad (8)$$

動作における関節の動きは関節モーメントによるものであり, 関節モーメントは関節軸まわりの筋張力のモーメントの総和である. したがって, 骨格モデルにより算出される関節モーメントを用いて, 各々の骨格筋の活性化レベルを推定する必要がある. しかし, 筋の数が関節の自由度に対して冗長に存在するため, 最適化手法を用いる必要がある. 最適化の目的関数として様々なものが提案されているが, 本研究では各筋の断面応力の 3 乗和を最小にする Eq.(9) を用いた²⁰⁾. この式は, 断面応力を最小にすることで, 各筋肉が動作において均等に力を作用する意味がある. また, 制約条件として, 関節モーメントのつり合い式である等式条件および発揮筋力の非負条件を与え, 非線形計画法による最適化を行った.

$$S = \min \sum_{i=1}^{38} \left(\frac{F_{mus,i}}{PCSA_i} \right)^3 \quad (9)$$

2. 4 DEA による接触応力分布の推定²¹⁾

時系列データである人工股関節の相対位置および股関節反力を用いて, 各時間ステップにおいて DEA を行うことで接触応力分布の変化を準静的に推定した. 臼蓋カップ CAD モデルの内側関節面を形成するメッシュ要素を離散要素として用い, 外側関節面を解析上完全拘束とした. また, RBMS の考え方にに基づき, ステムヘッドを剛体, 離散要素をそれぞれ弾性変形するバネモデルとして仮定した.

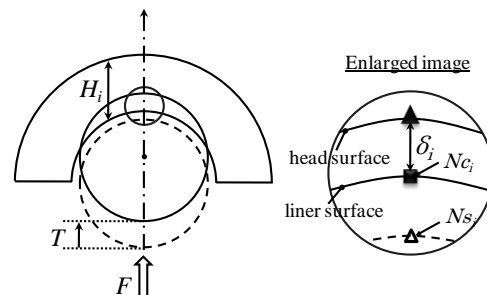


Fig.4 2D sketch of the penetration. T indicates the translation of the stem head; N_{Ci} and N_{Si} indicate the nodes of an arbitrary contact pair.

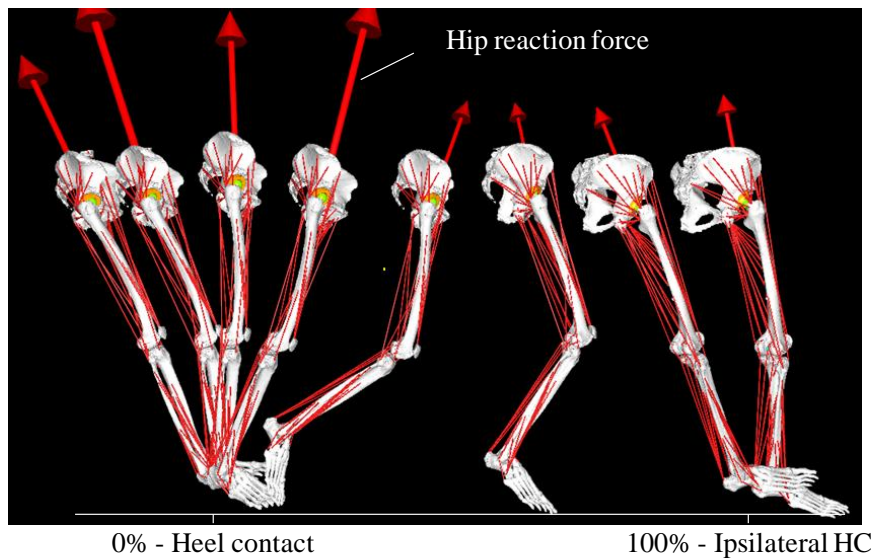


Fig.5 Muscle action and hip reaction force visualization during gait cycle. The 0% gait cycle was defined at heel-contact and 100% was defined at the instant just before the second heel-contact of the ipsilateral leg.

荷重時におけるステムヘッドの貫入量 δ_i を各離散要素において Eq.(10)のように算出し、対応するライナー厚さ H_i を関節反力 F の作用方向において算出した (Fig.4).

$$\delta_i = N_{Si} + T - N_{Ci} \quad (10)$$

ここで、 N_{Ci} は離散要素であるメッシュ要素の重心座標、 N_{Si} はステムヘッド上の近接点であり、 T は任意の並進量である。

貫入量 δ_i から離散要素に作用する応力 σ_i は Eq.(11)で表される²²⁾。

$$\sigma_i = \frac{E(1-\nu)\delta_i}{(1+\nu)(1-2\nu)H_i} \quad (11)$$

ここで、 E はUHMWPEのヤング率、 ν はポアソン比を表し、それぞれ $E=940$ MPa、 $\nu=0.46$ として計算を行った²³⁾。最後に、Eq.(12)で示すように弾性変形した離散要素に生じる合力が関節反力 F と一致するまで繰り返し計算を行い、応力分布を推定した。

$$F = \sum_{i=1}^N \sigma_i \cdot A_i \quad (12)$$

ここで A_i は各離散要素の投影面積であり、 N は貫入された離散要素数である。

3. 解析結果

インプラントの設置位置は、臼蓋カップの外開き角が 36.2° 、前開き角が 31.9° であり、ステムの前捻角が 14.3°

であった²⁴⁾。

Fig.5 に歩行動作中における筋の走行および股関節反力ベクトルを示し、Fig.6 に体重で正規化した股関節反力の合力を示す。歩行周期 60%までの立脚期における股関節反力の二峰性変化が観測され、体重の2.5倍に近い値を示した。反力によってもたらされた法線方向の接触応力の最大値および接触面積の大きさの変化を Fig.7 に示す。

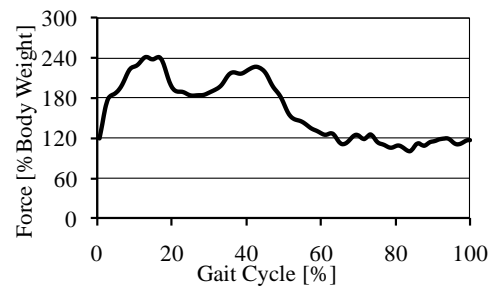


Fig.6 Normalized hip reaction force during gait cycle.

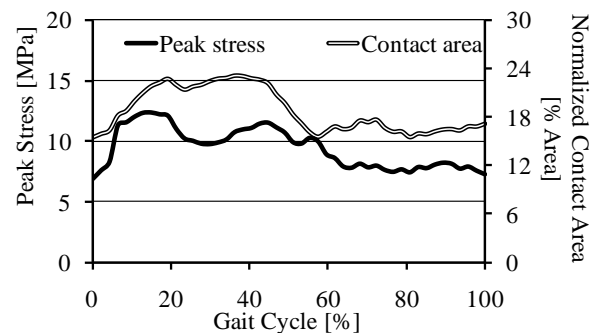


Fig.7 Peak contact stress and normalized contact area during gait cycle.

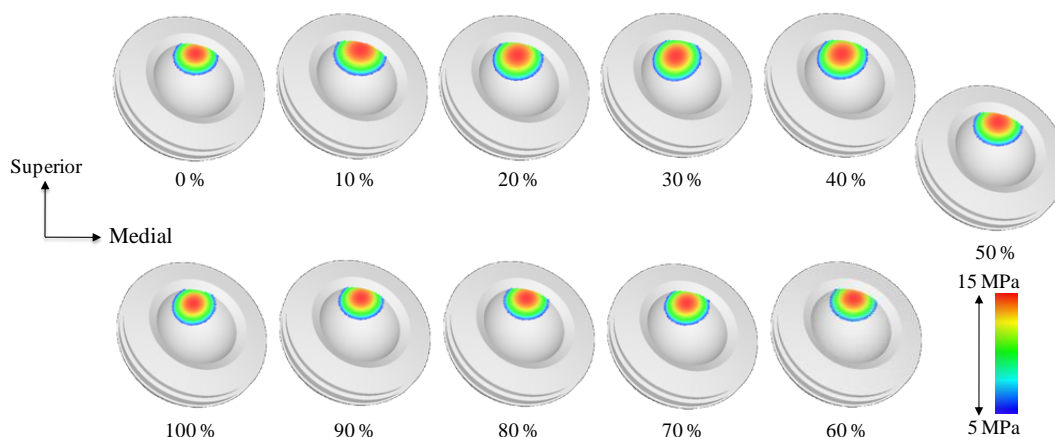


Fig.8 Stress distribution and contact area during gait cycle.

接触面積はライナー摺動面の総面積に対する接触面積の比率として表している。接触応力は最大で 12.3 MPa であり、摩耗が予想される接触箇所は人工股関節の相対位置の変化に伴って推移し、接触面積比は摺動面の総面積に対して最大で 23.1 %であった。

動作中において、接触箇所はライナー近位部そして縁に近い部分であった (Fig.8)。当該の部分で摩耗が進むと予想されるが、接触箇所は人工股関節の設置位置に依存するため、接触箇所および設置位置との関係についてはさらに検討する必要があると考えられる。

4. 考 察

日常動作において、関節の摺動面には動的荷重が作用している。そのため、摺動面に作用する応力分布の数値解析を行うためには、動作中において、摺動面を形成するインプラントの相対位置、摺動面上に作用する関節反力などの境界条件を取得する必要がある。多くの先行研究において、境界条件を文献より引用して解析モデルの構築を行っている。また、境界条件の算出において、一般化された骨モデルを使用するため、筋付着位置や関節中心など逆動力学的計算結果に直接影響を及ぼすパラメータの算出が不正確になりやすい。

これまで著者らは3次元下肢アラインメント評価システムを開発し、立位における骨やインプラントのアラインメント、およびそれらによってもたらされる荷重状態の評価を行ってきた²⁵⁾。本法では従来の評価システムにモーションキャプチャーシステムによる運動測定を追加することで、3次元動的アラインメント評価を行った。また、筋骨格モデルを構築して、被検者個々の骨モデルおよびモーションキャプチャーのデータにより境界条件を導出した。

動的荷重は波動(応力波)として伝播するので、材料特性や構造上の不連続面での応力波の反射、透過挙動が起こり、応力状態は静的荷重下のそれとは異なる。しかし、これまでの有限要素解析の殆どが静的解析である。その理由として、莫大な計算時間の他に時間に伴い変化する境界条

件(動的移動境界値問題)に対する有限要素解析が相当に困難であることが挙げられる。つまり、モデルの相対位置を任意に変化させながら、さらに作用力の大きさや方向も変化させる必要があるため、モデルを完全な剛体と考えない限り、汎用ソフトウェアによる有限要素解析は難しい。

これらに対して、本法で用いた DEA は、動的な境界条件を細かい時間ステップに分割し、各時間ステップに対する静的解析を行い、それらを接続することで近似的に動的解析を実現している。また、RBSMに基づいていることから、荷重下の接触状態を簡単に表現出来、かつ動作解析に同期してリアルタイムで接触応力算出が可能であるという利点がある。

今回の被検者で解析した結果、歩行時の股関節に作用する正味の反力が二峰性の変化を示し、最大で体重の 2.5 倍近い値であった (Fig.6)。各時間ステップにおける最大の接触応力についても同様な二峰性の変化が観測され、接触面積は反力の作用点を中心に広がり、立脚期において摺動面の総面積に対して 23%程度の一定の接触面積が得られた (Fig.7)。これは立脚期においてインプラント間の相対位置の変化が小さいため、一定の部分に股関節反力の結果に依存した応力分布が生じた結果と考える。したがって、算出した股関節反力の妥当性について検証する必要がある。股関節反力の変化についてはこれまで、いくつかの報告がなされている^{7), 26), 27)}。しかし、歩行速度やスタイルなどの検者間の差異および最適化手法や目標関数などの手法の相違により、本法の結果も含めて反力の大きさやその推移が互いに異なっている。よって、解析結果の妥当性を検証するためには筋電図計測などによる検討が必要であり、今後の課題である。

さらに、今回の結果において歩行動作にもかかわらず、接触箇所がライナーの縁に近い部分に集中した。これは設置した臼蓋カップの前開き角 (31.9°) が従来提唱されている $15 \pm 10^\circ$ ²⁸⁾より大きいことに起因すると考えられる。しかし、骨形状や動作に個人差があることから、従来のセーフゾーンによるカップ設置位置の決定がもはや正確では

なく、応力分布と相互的に決定する必要があることが示唆される。そのため個別解析の必要性が高く、設置位置や応力分布、さらには材料特性の観点から総合的に評価できることが利点である。

本解析の限界としては、近似的な動的解析であることや UHMWPE の粘弾性を考慮していないことが挙げられる。さらには、離散要素がサーフェスモデルであるため、摺動面表面の接触応力しか計算できないという制限もあり、これからの検討課題である。

5. 結 言

被検者個々の骨モデルおよびモーショキャプチャのデータを用いて片足筋骨格モデルを構築することで、動的応力解析に必要な境界条件を導出した。また、剛体-バネモデルに基づく離散要素解析を人工股関節に適用することで、個別別に応力を解析する手法を確立した。歩行動作における摺動面の接触応力分布を解析した結果、ライナー近位部そして縁に近い部分に応力が集中し、摩耗が進むことが予想された。今後、本法の妥当性の検証を行うとともに、被検者を増やして解析することで、ライナーの摩耗箇所の推定や最適な設置位置を決定する予定である。

謝 辞

本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金（基盤研究(B)21360050）の助成により行われた。ここに記して謝意を表する。

参 考 文 献

- Charnley, J.: Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice: Springer-Verlag, (1987).
- Dumbleton, J.H., Manley, M.T. and Edidin, A.A.: A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty, *Journal of Arthroplasty*, **17**(2002), 649-661.
- Burger, N.D.L., de vaal, P.L. and Meyer, J.P.: Failure analysis on retrieved ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) acetabular cups, *Engineering Failure Analysis*, **14**(2007), 1329-1345.
- Tenh, S.H., Chan, W.H. and Thampuran, R.: An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty, *Journal of Biomechanics*, **35**(2002), 323-330
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Davy, D.T., Kotzar, G.M., and Goldberg, V.M.: Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient, *Journal of Arthroplasty*, **9**(1994), 45-51.
- Fialho, J.C., Fernandes, P.R., Eca, L. and Folgado, J.: Computational hip joint simulator for wear and heat generation, *Journal of Biomechanics*, **40**(2007), 2358-2366.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A. and Strauss, J.D.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics*, **34**(2001), 859-871.
- Kawai, T.: New element models in discrete structural analysis, *Effects of Architecture, Journal of the Society of Naval Architects of Japan*, **141**(1977), 174-180.
- Li, G., Sakamoto, M. and Chao, E.Y.S.: A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joints, *Journal of Biomechanics*, **30**(1997), 635-638.
- Sofuku, Y., Sakamoto, M., Sakai, J., Terajima, K., Koga, Y., Omori, G., and Endo, N.: Numerical analysis of contact pressure on hip prosthesis using rigid-body-spring-model method (in Japanese), *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, **20**(1999), 77-82
- Sato, T., Koga, Y. and Omori, G.: Three-dimensional lower extremity alignment assessment system: Application to evaluation of component position after total knee arthroplasty, *Journal of Arthroplasty*, **19**(2004), 620-628.
- Kai, S., Koga, Y., Sato, T., Tanifuji, O. and Tanabe, Y.: Accuracy improvement of anatomical coordinate system construction for 3D lower extremity alignment assessment system (3DLEAAs) using semi-automatic method (in Japanese), *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, **30**(2009), 301-306.
- Kai, S., Sasagawa, K., Koga, Y., Sato, T., Tanifuji, O., Sakamoto, S., Kobayashi, K. and Tanabe, Y.: Development of automatic method for construction of joint coordinate system on tibial 3D bone model (in Japanese), *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, **31**(2010), 333-340.
- Nishino, K., Omori, G., Kimura, T., Kai, S., Tanabe, Y. and Koga, Y.: Stabilization effect of functional brace on anterior cruciate ligament -Deficient knee during dynamic performance- (in Japanese), *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, **30**(2009), 413-418.
- Horsman, M.D.K.: The twente lower extremity model-Consistent dynamic simulation of the human locomotor apparatus-, *Doctor of science thesis, University of Twente, Netherland*, 2007.
- Martini, F. H., Timmons, M.J. and Mckinley, M. P.: *Human anatomy. Third edition (in Japanese)*, Nishimura Shoten (2003), 153-252.
- Zajac, F.E.: Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, **17**(4)(2007), 359-411.
- Stroeve, S.: Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control, *Biological Cybernetics*, **81**(1999) 475-494.
- Winters, J.M. and Stark, L.: Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints, *Journal of Biomechanics*, **21**(1988), 1027-1041.
- Crowninshield, R.D. and Brand, R. A.: A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion, *Journal of Biomechanics*, **14**(1981), 793-801.
- Kai, S., Sakamoto, M., Kobayashi, K. Minato, I., Koga, Y. and Tanabe, Y.: Numerical analysis of pressure on cup surface after THA, *Journal of the Japanese Society for Experimental Mechanics Vol. 10 Special issue* (2010), 251-255.
- Blankevoort, L., Kuiper, J.H., Huijkes, R. and Grootenboer, H.J.: Articular contact in a three dimensional model of the knee, *Journal of Biomechanics*, **34**(2001), 859-871.
- Bergstrom, J.S., Rinnac, C.M. and Kurtz, S.M.: Prediction of multiarticular mechanical behavior for conventional and highly crosslinked UHMWPE using a hybrid constitutive model, *Biomaterials*, **24**(2003), 1365-1380.
- Ichimura, M., Tanabe, Y., Izumi, M., Koga, Y., Sato, T. and Seitoku, N.: THA post-operative evaluation by three-dimensional leg alignment assessment system.-Accuracy of acetabular cup position evaluation-(in Japanese), *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, **28**(2007), 269-274.
- Tanabe, Y., Minato, I., Sato, T. and Koga, Y.: Application to the hip joint of the three-dimensional leg alignment assessment system by CT model (in Japanese), *Journal of Japanese Society for Clinical Biomechanics*, **26**(2005), 285-290.
- Glitsch, U. O. and Baumann, W.: The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity, *Journal of Biomechanics*, **30**(1997), 1123-1131.
- Heller, M.O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Durselen, L., Pohl, M., Claes, L., Haas, N.P. and Duda, G.N.: Musculoskeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing, *Journal of Biomechanics*, **34**(2001), 883-893.
- Lewinnek, G.E., Lewis, J.L., Tarr, R., Compere, C.L., and Zimmerman, J.R.: Dislocation after total hip-replacement arthroplasties, *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, **60-A**(1978), 217-220.