8C-18 人工股関節摺動面における応力分布の数値解析

Numerical Analysis of Contact Stress on the Bearing Surface after THA

○正 解 晨 (新潟大学)

非 湊 泉 (新潟臨港病院)

非 佐藤 卓 (新潟医療センター)

正 田邊 裕治 (新潟大学)

正 坂本 信 (新潟大学)

非 古賀 良生 (新潟医療センター)

正 小林 公一 (新潟大学)

Shin KAI, Niigata University, 2-8050, Ikarashi, Nishi-ku, Niigata

Makoto SAKAMOTO, Niigata University

Izumi MINATO, Niigata Rinko Hospital

Yoshio KOGA, Niigata Medical Center

Takashi SATO, Niigata Medical Center

Koichi KOBAYASHI, Niigata University

Yuji TANABE, Niigata University

Key words : Biomechanics, Numerical Analysis, Contact Stress, THA

1. 緒言

人工股関節全置換術(THA)は 1960 年代から世界で広く取り入れられ, 年間およそ 50 万件もの手術が行われている。人工股関節は主に大腿骨側の金属製ステムと骨盤側の金属製臼蓋カップとの間に UHMWPE 製ライナーを組み合わせたボール&ソケット構造になっている。金属の弾性率は UHMWPE と比較して 100~200 倍の値を示し, 長期使用に際してはライナーの摩耗や破損が生じ易く, そのため人工股関節の寿命は 15 年程度と言われている。近年, 高齢化社会の進行に伴い, 長時間使用に耐えられる人工股関節の必要性が高まり, 日常生活における人工関節運動を評価する研究の重要性が指摘されている。特に, UHMWPE の耐久性を評価するためには, 関節面に作用する接触応力を知ることが重要である。本研究では被検者独自の 3 次元骨形状コンピュータモデル(骨モデル)および運動データによる股関節反力を推定し, 剛体-バネモデル(Rigid-Body-Spring-Model, RBSM)に基づく離散要素解析(Discrete Element Analysis, DEA)を人工股関節に適用する方法を考案した。その結果, 歩行動作時における接触応力と接触面積について patient-specific な解析を行った。

2. 方法

2-1 3次元動的アラインメント解析

THA 術後患者 1 名(術後 5 年・59 歳・47kg・女性)を対象とした。径 15mm の反射マーカを患側である右足の骨盤部に 4 個, 大腿部に 11 個, 下腿部に 10 個, 足部に 3 個貼付し, 対側下肢に 12 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 120Hz において歩行動作中における反射マーカの位置データ $p_{Pel,i}(t)$, $p_{Fem,i}(t)$, $p_{Tib,i}(t)$, $p_{Fot,i}(t)$ を取得した。ただし, i はマーカ, t は計測サンプル数とする。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 度斜角から 2 方向 CR 撮影を行い, 予め 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⁽¹⁾。また反射マーカのデジタイズを行い, 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.1)。各骨における貼付位置を基準位置とし, VICON で計測した位置データを用いて関数 J

の最小二乗式 (1) により最適化させることで, 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。

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

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。

Fig.1 Biplanar image-matching system.

2-2 股関節反力推定

計測した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股関節に作用する正味の関節反力を推定した (Fig.2)。38 の骨格筋の付着位置は M.D. Klein Horsman ら⁽²⁾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。また Hill の 3 要素モデルを用いて筋長変化に伴う筋張力変化をモデル化した⁽³⁾。冗長である最適筋力推定について, 関節モーメントのつり合い式を等式条件, 筋長に依存する発揮可能筋力範囲を不等式条件として与え, 目標関数 (2) を最小化することで行った。

$$J = \sum_{i=1}^N \left(F_i / PCSA_i \right)^3 \quad (2)$$

ここで, F_i は筋長力, $PCSA_i$ は筋の生理的断面積である。

Fig.2 (a) Muscle action visualization in standing position. (b) Hip reaction force visualization.

2-3 DEA による応力解析⁽⁴⁾

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、各セグメントにおいて離散要素解析を行うことで、応力分布の変化を準静的に解析した。カップ CAD モデルの内側関節面を形成する 3 角メッシュ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仮定した。ステムヘッドの貫入により離散要素に作用する合力が関節反力と一致するまで繰り返し計算を行い、応力分布を推定しました。

3. 結果と考察

Fig.3 に推定された股関節に作用する正味の反力および動作中における最大応力と接触面積の変化を示した。反力は体重で正規化され、接触面積は摺動面の総面積に対する比率で算出した。

歩行周期 60%の立脚期における反力の二峰性変化が観測され、体重の 2.5 倍近くの大きさであった。これによってもたらされた法線方向の接触応力は、最大で 12.34 MPa であった。また摩耗が予想される接触箇所は人工股関節の相対位置変化に伴って変化し、面積が最大でも 24 %未満であった。

関節面に作用する接触応力の分布解析を行うために、3 次元動的荷重状態におけるアラインメント解析が必要である。先行研究の多くにおいて、応力解析に必要な境界条件を文献より引用して解析を行っている。また境界条件の算出においても、一般化された骨モデルの使用により、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。これらに対し、本手法は被検者独自の骨モデル、運動データによる 3 次元動的アラインメント解析を行い、線形弾性バネの仮定によりリアルタイムでの応力解析が可能であることが利点である。しかし、VICON 測定の問題点としてあげられる皮膚動揺による骨位置推定誤差が考えられ、また厳密に動的応力解析ではないことが課題と考えている。

4. 結言

モーションキャプチャシステムおよび 2 方向 CR 画像を用いたイメージマッチングにより、3 次元動的アラインメント解析を可能にした。また片足筋骨格モデルの構築により、関節反力の推定を行い、patient-specific な応力解析を可能にした。今後、被検者を増やして解析を行うことで、摩耗箇所や最適な設置位置の特定をめざす。

Fig.3 (a) Hip reaction force

Fig.3 (b) Peak stress and contact area

参考文献

- (1) Sato T, Koga Y et al: 3-dimensional lower extremity alignment assessment system. Application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. J Arthroplasty 19-5: 620-628, 2004.
- (2) M.D. Klein Horsman et al: Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modeling of the lower extremity. Clin Biomech 22: 239-247, 2007.
- (3) Lack M. Winters, Lawrence Stark: Estimated mechanical properties of synergistic muscle involved in movements of a variety of human joints. J Biomech 21-12: 1027-1041, 1988.
- (4) Shin KAI, Makoto SAKAMOTO et al.: Numerical analysis of pressure on cup surface after THA. Journal of JSEM Vol. 10 Special issue: 251-255, 2010.