7B44

人工股関節周囲骨の術後力学適応シミュレーション

Computational study for bone remodeling after total hip replacement

正 ○権 志妍 (大阪大学) 正 内藤 尚 (大阪大学)
正 松本 健志 (大阪大学) 正 田中 正夫 (大阪大学)Jiyeon KWON, Graduate School of Engineering Science, Osaka University, 1-3, Machikaneyama, Toyonaka, Osaka
Hisashi NAITO, Takeshi MATSUMOTO, Masao TANAKA, Osaka University

Key words: bone remodeling, total hip replacement, stress shielding, mechanostat theory

1. 緒言

人工股関節手術は、股関節の障害の治療としての関節可動域の改善に有効である。しかしながら、人工関節を長期間利用することで、磨耗、緩み、人工関節や骨セメントの破損などが発生することが報告されている^(e.g.1)。このような問題は、大腿骨頭部の切除ならびにステム挿入により、大腿構造が変化し、荷重伝達の様相が変わることによって生ずると考えられる。さらに、金属製のステムと生体骨では材料特性が著しく異なるため人工関節と生体骨の境界部分で stress shielding が発生し易く、これが周囲の骨組織に影響を与え、緩みの原因となる。骨の適切な位置に荷重を伝え骨組織の stress shielding を防ぐために、生体骨と人工関節の幾何学的適合性に着目して置換術計画を立案する手法が提案されている^{(2),(3)}。しかし、骨は力学環境の影響を強く受け、骨細胞がその刺激に反応し、骨芽細胞及び破骨細胞活動のバランスにより骨量が維持されることが知られている。そのため、長期の適合性評価には骨リモデリングを考慮する必要がある。

本稿では、骨の人工関節界面での力学環境の変化により生ずる骨形状の変化の様子についての骨リモデリングシミュレーションによる予測結果について検討する。

2. 方法

個別モデルとして、CT 画像を用いて骨形状を基に骨およびステムの 3 次元有限要素モデルを作成し、そのモデルを用いて、骨基質に生じるひずみを力学刺激として想定したメカノスタット理論⁽⁴⁾に基づいた骨リモデリング数理モデルにより、骨リモデリングシミュレーションを行う。

2-1. 骨リモデリング数理モデル

ひずみの大きさにより、生理的ひずみ範囲(Physiological Window, PW)、低ひずみ範囲(Disuse Window, DW)、および高ひずみ範囲(Overuse Window, OW)において、それぞれに応じて骨形態変化を支配するメカニズムを考えた⁽⁵⁾。

相当ひずみが $\varepsilon_{pl} < \varepsilon < \varepsilon_{pu}$ である PW では骨梁表面リモデリングモデルに基づき、注目する骨梁表面要素 c を中心とした感知半径内の局所的な応力不均一性に応じた関数である骨梁再構築駆動力 Γ_c を

$$\Gamma_c = \ln \left(\frac{\sigma_c \sum_i^N w(l_i^c) f_i}{\sum_i^N w(l_i^c) \sigma_i} \right) \quad (1)$$

として定義する。ここで、 σ_i は要素 i に作用する相当応力値、 l_i^c は要素 c と要素 i の距離、 N は感知半径内に存在する骨梁要素の総数である。また、 $w(l_i^c)$ は距離に依存する重みである。

駆動力 Γ_c を用いて、骨形成/吸収生起確率を定義した (Fig.1(a))。

低ひずみ範囲($\varepsilon_c < \varepsilon_{du}$)に相当する低いひずみ域 DW にある骨梁表面要素においては、骨細胞アポトーシスにより周囲のひずみ分布にかかわらず、リモデリング回転によって吸収が生じると仮定し、作用するひずみの値が低下するにつれてリモデリング回転の活性化頻度が上昇し、その結果として骨吸収が亢進するとした。高ひずみ範囲($\varepsilon_{ol} < \varepsilon_c$)である OW は、ターゲットリモデリングにより周囲のひずみ分布にかかわらず、リモデリング回転によって形成が生じると仮定する。また、作用するひずみの値が増加するにつれてリモデリング回転の活性化頻度が上昇し、その結果として骨形成が亢進すると想定した (Fig.1(b))。

2-2. 人工股関節手術解析モデル

解析モデルとしては、個人ごとのモデル作成が容易であるという理由から医療画像をベースとして作成されたものを用いた。人工股関節全置換術を受ける患者の CT 画像をベースとして、専門医による手術計画における大腿骨形状、ステムサイズ、およびステムの位置を用いる。Slice 間隔およびピクセルサイズは 0.7mm であり、解像度は 512×512 の一般的に臨床で使われている CT 画像である。骨リモデリング解析モデルとしては 1pixel を 1voxel 要素とした有限要素モデルとし、voxel 要素の増減により骨構造変化を表した。なお、骨の最外郭とステムにおいては構造が変化しないよう設定した。骨とステムのヤング率およびポアソン比はそれぞれ 20[GPa] と 0.3、200[GPa] と 0.4 と設定した。

荷重条件としては、患者体重を参考とし大腿部に作用する力とモーメントのバランスにより、ステムにかかる荷重の大きさおよび方向、大腿骨大転子部で働く筋の合力および方向

Fig.1 Mathematical model for bone remodeling⁽⁵⁾.

Fig.2 Boundary conditions.

を計算した。ここでの荷重を日常荷重として与えるため、Fig.2に示す姿勢ごと荷重を3:1:1の比率で与えることにした。

3. 結果

人工股関節術後の骨変化シミュレーションによる各 Gruen zone の骨部分の相当応力の平均値をシミュレーションのステップごとに Fig. 3 に示す。領域別ごとに異なる平均応力値を示しており、遠位部 zone 3 および zone 5 と遠位に行くほど平均応力値は高い。ステムのネック付近で低い応力値を示しており、zone 7 で最も低い値を示している。各領域での平均応力の初期値からの変化量を Fig. 4 に示す。他の領域に比べ、zone 7 および 1 で著しい変化を示している。これは、zone 1 および zone 7 では骨吸収が行われ、骨量が減少したことが原因であると考えられる。各領域での体積分率の変化を Fig. 5 に示す。各領域の体積分率の変化を見ても zone 1 および zone 7 での変化量が顕著であるため、この領域での力学負荷レベルが低く、それにより骨吸収が行われていることが確認できた。

4. 考察

骨リモデリングシミュレーションの結果と実際に人工股関節全置換術を受けてから 10 年間の手術経過観察を行った文献の結果と比較する。Herrera らは、術後 10 年間測定された骨密度を用いた力学解析を行った結果を Gruen zone 別に平均応力値とその変化量を示している⁽⁶⁾。そこでは、本シミュレーションにより得られたのと同様の、zone 1 および zone 7 での平均応力値が低いこと、およびそれらの領域で応力変化量が他の領域に比べ著しく高いという傾向が示されている。Herrera らの術後 400day までの急激な応力変化の様子は、シミュレーションでの 10 ステップまでの応力変化と同様である。すなわち、このような結果は臨床で報告されている stress shielding による骨吸収が対応していると考えられる。しかし、臨床での骨吸収傾向は、術後 1500~2000day になると減少傾向の変化がみられ、シミュレーションと異なる傾向を示している。このような臨床結果は骨組織が様々な影響因子を持っていることに対し、力学的因子の影響に着目している本モデルのさらなる改変を示唆するものであると考えられる。

5. まとめ

本研究での力学環境下の骨リモデリングに基づく骨形態変化シミュレーションは人工股関節手術後の長期的骨変化をシミュレートすることができ、臨床で観察される loosening 現象の特徴を再現することができた。これは、本シミュレーションモデルが人工関節の設計や術前計画を行う際に考慮

Fig. 3 Average equivalent stress versus trabecular bone remodeling simulation step for the femur with stem.

Fig. 4 Average equivalent stress variation versus trabecular bone remodeling simulation step for the femur with stem.

Fig. 5 Volume fraction variation versus trabecular bone remodeling simulation step for the femur with stem.

しなければならない骨変化を数値シミュレーションにより予測する方法として利用しうる可能性を示唆しているものといえる。

参考文献

- (1) Jack, M.B., *J. Arthroplasty*, **11**, No. 8 (1996), 905-915
- (2) Makrand G. *et al.*, *J. Biomech.*, **33** (2000), 1655-1662
- (3) Reggiani B. *et al.*, *J. Biomech.*, **40** (2007), 2252-2558
- (4) Frost, H.M., *Anat. Rec.*, **275** (2003), 1081-1101
- (5) Kwon J.Y. *et al.*, *JBSE*, **5**(2010), 539-551
- (6) Herrera A. *et al.*, *J. Biomech.*, **40** (2007), 3615-3625