509

有限要素解析による内部骨リモデリングの表現

Representation of Internal Bone Remodeling

by Using Finite Element Analysis

正 田中 英一(名大) 正 山本 創太(名大) 〇学 木村 和昭(名大院)

Eiichi TANAKA, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya Sota YAMAMOTO, Nagoya University Kazuaki KIMURA, Nagoya University

Key Words : Biomechanics, Bone Remodeling, Finite Element Analysis

1. 緒 言

骨の力学的リモデリングに関して,これまでに多くの研究 者が実験的観察を行っており(1)-(5),リモデリングの特徴につ いて様々なことが分かっている.また,骨リモデリングを表 現するためのモデルも提案されてきたが(6)-(9),これらの多く は骨の最適構造の表現に重点が置かれており,時間の経過に 沿ったリモデリングの表現は困難であった.

当研究室ではこれまで、従来の実験的観察が示す骨リモデ リングの特徴を表現でき、実際の時間経過に沿った解析が可 能なモデルの定式化を行ってきた⁽¹⁰⁾.本研究では、このモデ ルを実際の整形外科領域やリハビリテーションにおける具体 的な臨床問題へ適用するために有限要素解析に組み込み、そ の記述能力を検証した.

2. 力学的リモデリング構成式

本解析においては、従来著者らの開発してきた骨リモデリ ング構成式⁽¹⁰⁾を用いた.この構成式では骨リモデリングを引 き起こす力学的刺激として静水応力 σ_m 体積ひずみ速度 $\dot{\epsilon}$,骨 密度 ρ から決まるSを定義し、力学的刺激を蓄積・伝達する 過程を、内部状態変数 R_i (i=0,1,...,n)を用いて表現している. この過程では、過大な刺激に対しては骨吸収をを生じる表現 となっている.骨密度は、伝達された力学的刺激 R_n の値によ り決定される.

$$S = \left| \frac{\sigma_m \cdot \dot{\varepsilon}_v}{\rho} \right| \tag{1}$$

$$\dot{R}_0 = F(S) - r_0 \langle R_0 \rangle^t \tag{2}$$

$$F(S) = S - aS^3$$

$$\dot{R}_{k} = r_{k} \{ R_{k-1} - R_{k} \}$$
 (k=1,...,n) (4)

$$\rho_t = \rho_{\max} \tanh(hR_n) \tag{5}$$

$$\dot{\rho} = \alpha(\rho) \Big\{ \alpha_c \big\langle \rho_t - \rho \big\rangle - \alpha_t \big\langle \rho - \rho_t \big\rangle \Big\}$$

ここで, r_0 , l, r_k , h, α_c , α_l , g は定数, 記号 \diamond はマコーレー括 弧である. ρ_{max} は骨密度のとりうる上限値であり, 関数 $\alpha(\rho)$

 $E = g \rho^k$

は,単位体積あたりの海綿骨骨梁のリモデリング可能な自由 表面積,ρ,は骨密度の目標値を表す.定数kは,格子の構造的 特徴によって定まるパラメータで,本研究では等方な格子構 造を仮定し,k=2⁽¹¹⁾とした.

3. 有限要素解析への適用

有限要素解析への適用には, Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc. 汎用非線形有限要素解析ソフト ABAQUS ver. 5.8-1 のユーザ サブルーチン機能を利用し, 定式化した構成式を組み込んだ サブルーチンとして組み込んだ.

まず,有限要素解析の検証として,1個の立方体1次要素に 対する単軸繰り返し負荷シミュレーションを行った.初期状 態でひずみ0.2%を生ずる台形応力波を,1日あたり0,4,36サ イクル,計50日間負荷した.Fortranプログラムによる数値解 析結果との比較を図1に示す.各刺激条件ともに有限要素解 析の結果が数値解析の結果とよく一致した.但し,数値解析 と有限要素解析の結果を一致させるためには,有限要素解析 において1日の大半を占める休止期での時間増分を十分に細 かく設定する必要があり,ABAQUSの自動増分機能は必ずし も適切には働かないことがわかった.これは計算アルゴリズ





日本機械学会東海支部岐阜地区講演会講演論文集('01.9.15)№013-2

(3)

(6)

(7)

ムの違いのためと考えられ,同じ刺激が長く続くような有限 要素解析を行う際には,時間増分を十分に細かく設定する必 要があることがことがわかった.

次に、本モデルによる構造体のリモデリングの表現能力を 検討するため、図2のような解析を実施した.負荷条件は前 述の1要素モデルと同様に1日あたり0,4または36サイクル の圧縮繰り返し負荷を50日間を与えることとした.刺激回数 が1日あたり0サイクル、つまり無負荷の場合の骨密度は全 ての要素で一様に骨吸収が進行した.刺激回数が1日4,36サ イクルの結果を図3、図4に示す.両解析結果ともに、骨密度 は負荷部位, 拘束部位で大きく, 負荷を受けない左右上端部 で最小となった. 左右上端部の骨密度は無負荷条件下での骨 密度とほぼ同じ値であった.4サイクル/日の場合は部位に よる骨密度差は小さく、全ての要素で骨吸収が生じた.36サ イクル/日では、負荷部位から斜下方、拘束部位にかけての 領域で骨形成が生じ、力学的刺激の分布に対し配向したよう な構造を形成した.以上の結果より局所の力学的刺激に対す る応答を記述するリモデリングモデルにより、負荷を受ける 骨の内部構造を表現できる可能性が示された.



Fig. 2 Finite Element Model and Boundary Condition



Fig. 3 Bone Density Distribution (4 Cycles/Day, 50 Days Loading)



Fig. 4 Bone Density Distribution (36 Cycles/Day, 50 Days Loading)

5. 結 言

本報では、当研究室において定式化した構成式を有限要素 解析に適用し、その記述能力を検討した.その結果、当研究 室で行ってきた数値シミュレーション結果と良く一致するこ とが確認できた.さらに、当モデルのリモデリング表現能力 の検討を行い、刺激条件の違いによる骨密度分布の違いを表 現することができることが確かめられた.今後は、実際の骨 で生じ得るような骨密度分布の表現を試み、検証を行う.

参考文献

- (1) Rubin, C.T. and Lanyon, L.E., J. Bone and Joint Surgery, 66-A, (1984), 397-402.
- (2) O'Connor, J.A. and Lanyon, L.E., J. Biomechanics, 15, (1982), 767-781.
- (3) Hert, J., Liskova, M., Landrgot, B., *Folia Morphologica*, 17, (1969), 389-399.
- (4) Lanyon, L.E., Rubin, C.T., J. Biomechanics, 17, (1984), 897-905.
- (5) Olsson, M., Friberg, B., Nilson, H., Kultje, C., The International J. Oral&Maxillofacial Implants, 10, (1995) 15-21.
- (6) Cowin, S.C. and Buskirk, W. C.V., J. Biomechanics, 11, (1979), 269-276.
- (7) Carter, D.R., Fyhrie, D.P., Whalen, R.T., J. Biomechanics, 20, (1987), 785-794.
- (8) Fyhrie, D.P., Carter, D.R., J. Biomechanics, 23, (1990), 1-10.
- (9) Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H.J., J. Orthop. Res., 10, (1992), 845-853.
- (10)田中英一,山本創太,青木洋一,山田宏,岸川景介, 過負荷時の骨吸収を考慮した骨リモデリングの多軸数 理モデル,機講論,No.99-37,257-258.
- (11) Gibson, L.J., Ashby, M.F., 大塚正久訳, セル構造体 多 孔質材料活用のために, 内田老鶴圃, 446-450.