

三次元有限要素解析による骨梁表面リモデリング駆動力の検討

坪田 健一^{*}, 安達 泰治^{*†①}, 富田 佳宏^{*†②}

^{*} 理化学研究所 情報基盤研究部 情報環境室
〒351-0198 埼玉県和光市広沢 2-1
e-mail: tsubota@postman.riken.go.jp

[†] 神戸大学 工学部 機械工学科
〒657-8501 神戸市灘区六甲台町 1-1
e-mail: ①adachi@mech.kobe-u.ac.jp, ②tomita@mech.kobe-u.ac.jp

Abstract

Remodeling activity on trabecular surface was investigated using image-based finite element method in which a series of sectional image data was obtained for a rat vertebral body by X-ray micro CT scanning. Local stress nonuniformity was evaluated as a remodeling driving force at single trabecular level. Under compressive external loading along axial direction, the remodeling driving force was distributed at the furcation of trabeculae corresponding to the complex mechanical environment. In addition, the remodeling driving force shifted to more active one due to change of the loading direction from the axial direction. Compared to surface integration of the trabeculae in evaluating the stress nonuniformity, volume integration showed bone-formation activity on the trabecular surface. This result indicates that osteocytes existing in bone matrix would play an important role in controlling an amount of bone volume.

1. はじめに

骨形状の計測手法, ならびに数値計算手法および計算機の演算能力の発達により, 骨梁レベルの微視的な力学環境の定量的評価が試みられ始めた^(1~3). イメージベースト FEM は, 骨梁構造を詳細にモデル化して力学解析を行うことが可能なため, 骨リモデリング現象において重要な微視構造レベルの力学刺激^(4, 5)を検討する際にも, 有効な手段になると考えられる⁽⁶⁾. そこで本報では, イメージベースト FEM を用いて, 圧縮荷重を受ける海綿骨の骨梁表面リモデリング駆動力の評価を試みる.

2. ラット椎体のイメージベースト FEM

X 線マイクロ CT ⁽⁷⁾ により計測した二次元画像を計 201 枚用いて, 約 500 万個の Voxel 要素からなるラット L1 椎体のイメージベースト FEM モデルを作成した. 各 Voxel 要素の一辺の長さは, 各画像の分解能およびスライス間隔と同じ 13 μm とし, 骨部の材料定数は, ヤング率を $E = 20 \text{ GPa}$, ポアソン比を $\nu = 0.3$ とした⁽⁸⁾. 椎体が主に圧縮荷重を受けることを考慮し, 境界条件として, 圧縮荷重 $|F| = 10 \text{ N}$ と等価な一様圧縮変位 U を上端面に与えた. また, モデルの下端面は固着とした.

イメージベースト構造解析ソフト (VOXELCON V4, quint 社)を用いて三次元応力解析を行った結果, Fig. 1 に示すように, 椎体の皮質骨表面および内部の海綿骨の相当応力は中央部で高い値となった. これは, 中央部では外形状が弓状に湾曲していることに加え, 海綿骨部の骨梁が上下端面と比較して疎になるためである. また, 骨

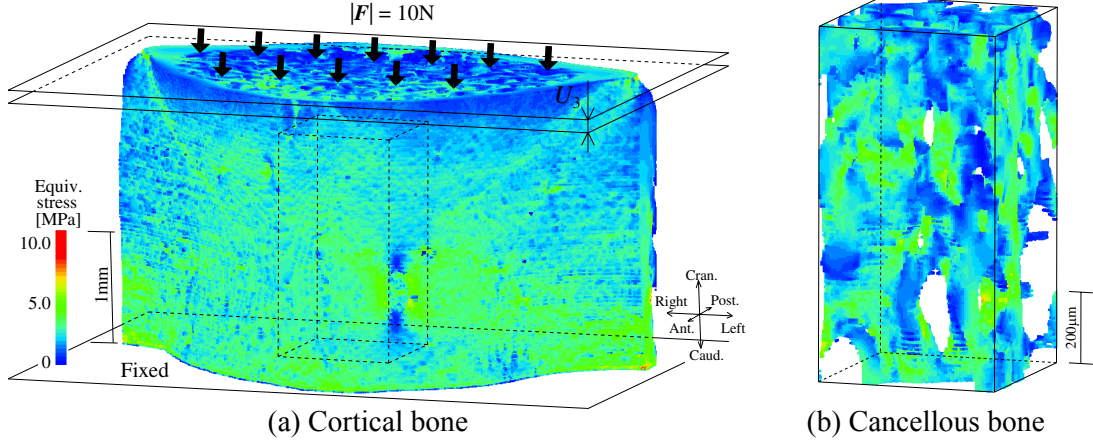


Figure 1: Equivalent stress of a rat vertebral body under compressive loading obtained by image-based finite element analysis

梁構造が複雑な三次元網目状であるため、椎体全体には一様な圧縮荷重が与えられても、個々の骨梁においては、三次元的な曲げ等の複雑な負荷が加わる⁽²⁾。したがって、骨梁の相当応力は、Fig. 1(b) に示すように、最大 5 MPa 程度まで広く分布する結果となった。

3. 骨梁表面リモデリング駆動力

海綿骨では、微視的な力学刺激に応じたりモデリングにより、個々の骨梁の表面において骨の吸収および形成が生じる。本報では、リモデリング駆動力 Γ ^(6,9)を用いて、リモデリングによる骨梁表面の吸収および形成の活性度を評価する。骨梁表面上の任意の点 x_c におけるリモデリング駆動力 Γ は、点 x_c での応力値 σ_c と、点 x_c の近傍における応力の代表値 σ_d との相対値 Γ ：

$$\Gamma = \ln(\sigma_c / \sigma_d) \quad (1)$$

として求められ、その絶対値は、 $\Gamma < 0$ で吸収側、 $\Gamma > 0$ で形成側の活性度の大きさをそれぞれ表す。ここで σ_d は、骨梁表面 S 上の点 x_r における応力値 σ_r 、点 x_c と点 x_r との距離 l 、および距離 l について単調減少の重み関数 $w(l)$ [$w(l) > 0$ ($0 \leq l < l_L$)] を用いて

$$\sigma_d = \int_S w(l) \sigma_r dS / \int_S w(l) dS \quad (2)$$

と表される。なお、 l_L は細胞の力学刺激を感知する領域の大きさを表すパラメータであり、本報では、200 μm とした。

4. 圧縮荷重を受ける海綿骨の骨梁リモデリング駆動力

圧縮荷重を受けるラット L1 椎体について、Fig. 1(b) に示す椎体内部の 1mm $\times$ 1mm $\times$ 2mm の海綿骨領域における骨梁表面リモデリング駆動力 Γ を求めた。まず、荷重方向が体幹軸方向と一致する場合(case L₀), Fig. 2(a) に示すように、骨梁の分岐部におけ

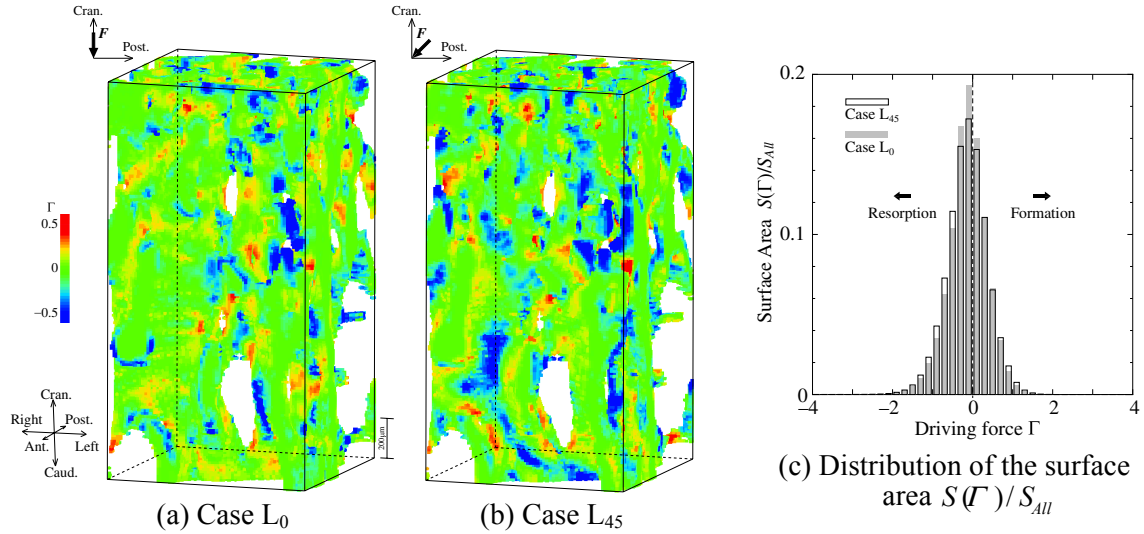


Figure 2: Driving force Γ of trabecular surface remodeling in the rat vertebral body

るリモデリング駆動力 Γ の値は、吸収側 ($\Gamma < 0$) から形成側 ($\Gamma > 0$) まで幅広く分布することが示された。これは、骨梁の分岐部においては、相当応力が複雑に分布するためと考えられる。また、この分岐部では、リモデリング駆動力 Γ の絶対値が大きい骨梁表面の面積率が大きいことから、リモデリングの活性度が高いことが分かる。これに対して、荷重方向が体感軸方向から前後軸方向へ 45° 傾いた場合(case L45), Fig. 2(b) に示すように、吸収側のリモデリング駆動力 Γ を有する骨梁表面の面積が case L0 と比較して増加することが示された。

ここで、海綿骨の全領域に着目するため、リモデリング駆動力 Γ を有する骨梁表面の面積 $S(\Gamma)$ を骨梁表面の全面積 S_{All} で無次元化した値について、度数分布を Fig. 2(c) に示す。骨梁表面の面積 $S(\Gamma)$ は、case L0 および case L45 の両者において、リモデリング駆動力 Γ の絶対値が 0 に近いほど大きくなった。また、Fig. 2 (a) および (b) から分かるように、荷重方向と同じ方向の骨梁においては、リモデリング駆動力 Γ が 0 に近いほど表面積 $S(\Gamma)$ が大きく、なおかつ、荷重方向以外の方向に配向した骨梁においては、吸収側のリモデリング駆動力 Γ を有する表面積 $S(\Gamma)$ が大きい。したがって、Fig. 2(c) に示すように、形成側と吸収側の表面積 $S(\Gamma)$ に不釣り合いが生じ、吸収側のリモデリング駆動力 Γ を有する表面積 $S(\Gamma)$ の方が、形成側の表面積 $S(\Gamma)$ より大きくなる結果となった。特に、Case L45 においては、Case L0 と比較して、吸収側のリモデリングの活性度が増加しており、骨吸収による骨梁構造の変化が生じやすい状態であることが分かる。以上より、外荷重条件は、骨梁レベルのリモデリング駆動力に大きな影響を与えることが示された。

次に、骨基質内に存在する骨細胞の力学刺激に対する応答を考慮し、式(2)中の積分領域を骨梁の表面 S から体積 V へ拡張した場合についてリモデリング駆動力 Γ を求めた。積分領域を表面 S のみとした場合 (Fig. 2(a)) と比較すると、Fig. 3(a) に示すように、形成側のリモデリング駆動力 Γ を有する骨梁表面の面積が増加することが分かる。これは、曲げ荷重を受ける骨梁においては、骨梁の内部における応力が表面に比較して低いため、式(2)中の積分領域を表面 S から体積 V へ拡張したことにより、近傍

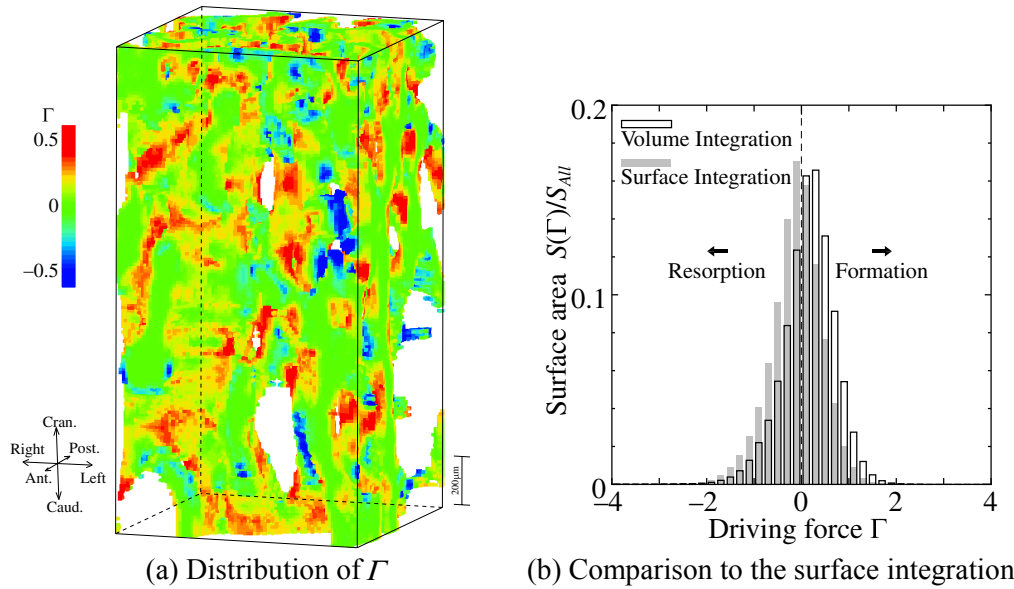


Figure 3: Remodeling driving force Γ in the case of volume integration in eq. (2)

応力の代表値 σ_d が低めに見積もられた結果である。また、海綿骨の全領域における骨梁表面の面積 $S(\Gamma)/S_{Alt}$ の度数分布は、Fig. 3(b) に示すように、面積 $S(\Gamma)/S_{Alt}$ の分布パターンはほとんど変化しないが、形成側の値に移行することが示された。このことは、骨細胞の力学刺激に対する応答が、骨の量的な変化を制御する機構において重要な役割を果たす可能性を示唆するものと考えられる⁽¹⁰⁾。

5. おわりに

本報では、骨リモデリング現象において重要な微視レベルの力学刺激を評価するため、イメージベースト FEM を用いて海綿骨の骨梁リモデリング駆動力を求めた。まず、ラット椎体に体幹軸方向の圧縮荷重が加わる場合、内部の海綿骨においては、骨梁の分岐部においてリモデリング駆動力の分布が大きくなる傾向が示された。また、圧縮荷重の方向が体幹軸方向から前後軸方向へ 45° 傾いた場合、荷重方向が体幹軸方向と一致する場合と比較して、吸収側のリモデリング駆動力を有する骨梁表面の面積が増加し、リモデリング駆動力の値が、より広い範囲で分布することが示された。さらに、骨細胞の力学刺激に対する応答を考慮して、骨梁内部の応力状態も含めてリモデリング駆動力を評価した。その結果、骨梁表面の応力状態のみを考慮した場合と比較して、リモデリング駆動力が形成側に变化することが示された。以上の結果より、*in vivo* における骨梁表面リモデリングの活性度を評価する際、イメージベースト FEM が有効な手法になる可能性が示された。

6. 参考文献

- (1) Hollister, S. J. and Kikuchi, N., (1994), Homogenization Theory and Digital Imaging: A Basis for Studying the Mechanics and Design Principles of Bone Tissue, *Biotechnol. & Bioeng.*, **43**-7, 586-596.
- (2) van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R. and Odgaard, A., (1995), A New Method to Determine Trabecular Bone Elastic Properties and Loading Using Micromechanical

- Finite-Element Models, *J. Biomech.*, **28**-1, 69-81.
- (3) van Rietbergen, B., Müller, R., Ulrich, D., Rüeegsegger, P. and Huiskes, R., (1999), Tissue Stress and Strain in Trabeculae of a Canine Proximal Femur Can Be Quantified from Computer Reconstruction, *J. Biomech.*, **32**-4, 443-451.
 - (4) Cowin, S. C., Moss-Salentijn, L. and Moss, M. L., (1991), Candidates for the Mechanosensory System in Bone, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **113**-2, 191-197.
 - (5) Guldberg, R. E., Richards, M., Caldwell, N. J., Kuelske, C. L. and Goldstein, S. A., (1997), Trabecular Bone Adaptation to Variations in Porous-Coated Implant Topology, *J. Biomech.*, **30**-2, 147-153.
 - (6) 安達泰治, 坪田健一, 富田佳宏, (2000), デジタルイメージモデルを用いた海綿骨の力学的再構築シミュレーション, 日本機械学会論文集, **66A**-648, 1640-1647.
 - (7) Feldkamp, L. A., Goldstein, S. A., Parfitt, A. M., Jesion, G. and Kleerekoper, M., (1989), The Direct Examination of Three-Dimensional Bone Architecture In Vitro by Computed Tomography, *J. Bone & Mineral Res.*, **4**-1, 3-11.
 - (8) Buskirk, W. C. V., Cowin, S. C. and Ward, R. N., (1981), Ultrasonic Measurement of Orthotropic Elastic Constants of Bovine Femoral Bone, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **103**, 67-72.
 - (9) 安達泰治, 富田佳宏, 坂上弘, 田中正夫, (1997), 応力の局所不均一性による骨梁表面再構築モデルと形態変化シミュレーション, 日本機械学会論文集, **63C**-607, 777-784.
 - (10) Mullender, M., Van Rietbergen, B., Rüeegsegger, P. and Huiskes, R., (1998), Effect of Mechanical Set Point of Bone Cells on Mechanical Control of Trabecular Bone Architecture, *Bone*, **22**-2, 125-131.