# ボリュームデータを用いた骨構造の大規模シミュレーションシステム

# 坪田 健一,\*1 山田 知典,† 牧野内 昭武,† 安達 泰治,\$ 冨田 佳宏,\$

\*東北大学大学院工学研究科バイオロボティクス専攻 仙台市青葉区荒巻字青葉 01 \*理化学研究所ものつくり情報技術統合化研究プログラム 埼玉県和光市広沢 2-1 \$神戸大学工学部機械工学科 神戸市灘区六甲台町 1-1

e-mail: <sup>1</sup> tsubota@pfsl.mech.tohoku.ac.jp

#### 1. はじめに

骨は、ミクロな内部構造からマクロな外形状に至るまで、三次元的に複雑な階層構造を有している.この骨構造に対して詳細な力学シミュレーションモデルを構築することは、生体力学的な観点から骨を理解する際に、不可欠な課題の1つである(Ulrich et al., 1999; Adachi et al., 2001).また、構築されたシミュレーションモデルは、力学的因子が密接に関連する骨の疾患に対して、より高度な診断および治療手段を提供するものと期待される(Tsubota et al., 2003).本報では、ボリュームデータに基づく骨構造の形状モデル構築とその大規模有限要素解析を示し、その有用性について述べる.

## 2. 骨形状の画像データ

骨の複雑な外形状および内部構造を詳細に再現するため、ここでは、ボリュームデ ータ(牧野内,2002)による形状表現を用いる.このボリュームデータによる形状モデ ル、すなわちボリュームモデルでは、空間を規則的に分割するセルにより、物体の形 状が離散的に表現される.骨においては、CT、MRI等の計測装置により得られる一 連の画像データを再構成することにより、規則セルとしてボクセルを用いたボリュー ムモデルが作成される(Hollister and Kikuchi, 1994).

画像データの1例として、X線マイクロCTにより得られたラット椎体の二次元像 をFig.1(a)に示す.この画像は、分解能32 µmであり、図中のAで示すように、骨梁 構造を良く反映している.また、MRIにより得られたヒト大腿骨近位部の二次元像を Fig.1(b)に示す.この図から分かるように、医用画像データにおいては、皮質骨形状 は良く捉えているが、分解能が数100 µm以上であるため、従来は骨梁構造を詳細に 表現することは困難であった.しかしながら、画像計測手法 (Genant et al., 1999) およ び画像処理手法の進歩により、骨梁個々の構造を詳細に表現した骨全体モデルの作成 が、近年では可能となり始めている (van Rietbergen et al., 1998).

#### 3. 画像データに基づく骨形状ボリュームモデル

画像データから作成されるボリュームモデルの1例として, CT 画像データ (Labeled Visible Human Female CD Ver. 1.1, Research Systems Inc.) を用いて作成した大腿骨近位 部モデル (Yamada et al., 2002) を Fig. 2 に示す. このモデルでは, 画像データの解像度 およびスライス幅は1 $\mu$ m であるため, 皮質骨の形状のみを画像データから抽出し, そ



(b) MR image of human proximal femur

Figure 1. Image data of bone obtained by X-ray micro CT (32  $\mu$ m/pixel) and MRI (0.7 mm/pixel).



Figure 2. A volume-based model of human proximal femur constructed using 0.1 G voxel elements with 100 µm resolution.

の内部の海綿骨骨梁構造については、等方性を仮定し、骨梁をランダムに配置して作成した.この場合、骨梁構造は、異方性で不均質な特性を有する実際の構造と異なるが、リモデリングシミュレーション (安達ら、1997; Adachi et al., 2001; Tsubota et al., 2002) を行うことにより、実際の骨梁構造を模した構造を創生することが出来る.あるいは、より高分解能の医用画像データを用いることにより、実際の骨梁構造を直接的に反映したモデル作成も可能である (Rietbergen et al., 1998).

モデルの大きさは、骨軸方向に 128 mm し、各要素の大きさは、骨梁構造を表現し得る大きさとして、1 辺 100  $\mu$ m とした. この場合、全解析領域の要素分割数は、Fig. 2 に示す $X_1 \times X_2 \times X_3$ 軸方向が、1320×620×1280個であり、皮質骨部と骨梁部の要素数は、合計で約 1 億個である.

このような画像データに基づくボリュームモデルにおいては、画像データから直接 的に三次元形状モデルが作成可能であり、座標変換等の形状操作に対して頑健である こと、空間を分割する規則セルが有限要素メッシュとして直接使用できること (Yamada et al., 2002)等の利点がある.一方、空間を規則的な要素で一様に分割するた め、力学解析時に多くの計算コストを必要とする.この点については、次章で示すよ うに、計算機の演算能力および演算手法の急速な進歩により、十分に解決可能と考え られる.

#### 4. 大規模有限要素解析

ボリュームモデルを用いた大規模力学解析として、ここでは、PC クラスタ(Pentium4 1.7GHz, 16PE)を用いて、Fig. 3 に示す大腿骨モデルの有限要素解析を行った (Yamada et



Figure 3. von Mises equivalent stress distribution predicted by large-scale finite element analysis.

al., 2002). 皮質骨および骨梁の材料特性については,等方線形弾性体を仮定し,ヤング 率を 20 GPa, ポアソン比を 0.3 とした.また,境界条件として,立脚相における荷重状 態を想定し,骨頭に関節からの圧縮荷重,および大転子に引張荷重に相当する力を与え た.モデル下端面は固着とした.

解析の結果, Fig. 3 に示す Mises の相当応力分布から分かるように,皮質骨形状に応じた特徴的な応力分布が得られた.例えば, Fig. 3 左の A に示すように,骨頭および大転子に比較して骨頭首部においては応力が高い.また,骨頭と大転子に加えた荷重は,長管部の外側側および内側側に沿って下方に伝達することが示されている.一方,海綿骨においては,Fig. 4 右に示すように,個々の骨梁レベルにおいて,応力が複雑に分布することが分かる.

本解析における計算時間は、収束判定を1.0×10<sup>-8</sup>とした場合、約 50 時間であった. より実用的な計算を行うためには、収束判定を1.0×10<sup>-2</sup>程度に緩くすることにより、計 算精度を大きく損なうことなく(Rietbergen et al., 2001),計算時間が 20 時間程度となる. 近年の計算機環境の進歩を考えると、本解析手法は、骨の力学状態を詳細に評価する際 に、十分実用的な手法になるといえる.

### 5. おわりに

本報では、ヒト大腿骨近位部を例に挙げ、医用画像データを用いた骨のボリューム モデル作成と、その大規模有限要素解析について、その有用性を示した.ここで示し た手法は、Fig.4に示すように、海綿骨骨梁の骨折 (Ulrich et al., 1999)、骨梁構造の適 応変化 (Adachi et al., 2001)等のメカニズムを詳細に検討する際に、実用的な手法とし て、重要な役割を果たすと考えられる.また、骨インプラントの評価 (Tsubota et al., 2003)や形状設計等に応用した場合、医用画像データを用いるために、個体別の骨形 状を考慮することが容易になる.さらに、形状設計シミュレーション (安達ら, 2002) を用いて決定したインプラント形状は、そのボリュームデータから直接的にプロトタ イプや実製品を製造することが可能となる.このように、ボリュームデータを基本と することにより、骨および骨インプラントに対する統合的なシミュレーションシステ ムの構築が期待される.



Figure 4. Volume-based computer simulation system for bone structure.

#### 参考文献

- 安達泰治, 冨田佳宏, 坂上拡, 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.
- Adachi, T., Tsubota, K., Tomita, Y., Hollister, S. J., 2001. Trabecular surface remodeling simulation for cancellous bone using microstructural voxel finite element models. J. Biomech. Eng., 123(5), 403-409.
- 安達泰治,國本宏通,坪田健一,冨田佳宏,2002. 骨ーステム界面の応力一様化に基づく人工股関節ステムの形状決定シミュレーション. 日本臨床バイオメカニクス 学会誌,23,405-410.
- Genant, H. K., Gordon, C., Jiang, Y., Lang, T. F., Link, T. M., Majumdar, S., 1999. Advanced imaging of bone macro and micro structure. *Bone*, 25(1), 149-152.
- Hollister, S. J., Kikuchi, N., 1994. Homogenization theory and digital imaging: a basis for studying the mechanics and design principles of bone tissue. *Biotechnol. Bioeng.*, 43, 586-596.
- 牧野内昭武, 2002. 理研シンポジウム「第2回ものつくり情報技術統合化研究プログ ラム」予稿集, pp. 91-106.
- Tsubota, K., Adachi, T., Tomita, Y., 2002. Functional adaptation of cancellous bone in human proximal femur predicted by trabecular surface remodeling simulation toward uniform stress state. J. Biomech., 35(12), 1541-1551.
- Tsubota, K., Adachi, T., Tomita, Y., 2003. Effects of a fixation screw on trabecular structural changes in a vertebral body predicted by remodeling simulation. *Ann. Biomed. Eng.*, 31(6), 733-740.
- Ulrich, D., van Rietbergen, B., Laib, A., Rüegsegger, P., 1999. Load transfer analysis of the distal radius from in-vivo high-resolution CT-imaging. J. Biomech., 32(8), 821-828.
- van Rietbergen, B., Majumdar, S., Pistoia, W., Newitt, D. C., Kothari, M., Laib, A., Rüegsegger, P., 1998. Assessment of cancellous bone mechanical properties from micro-FE models based on micro-CT, pQCT and MR images. *Technol. Health Care*, 6(5/6), 413-420.
- van Rietbergen, B., Eckstein, F., Koller, B., Huiskes, R., Baaijens, F. P. T., Rüegsegger, P., 2001. Feasibility of μFE analyses of human bones. In: Middleton, J., Jones, M. L., Shrive, N. G., Pande, G. N. (Eds.), Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering – 3. New York: Gordon and Breach Science Publishers, pp. 129-134.
- Yamada, T., Tsubota, K., Makinouchi, A., 2002. Large scale volume based analysis of bone microstructure on PC cluster. In: Mang, H. A., Rammerstorfer, F. G., Eberhardsteiner, J. (Eds.), Proceedings of the Fifth World Congress on Computational Mechanics (WCCM V), ISBN 3-9501554-0-6, http://wccm.tuwien.ac.at, Vienna University of Technology.