

X線CT画像に基づく骨組織の個体別モデリング

小関道彦*, 伊能教夫*

Patient Specific Modeling of Bone Tissue Based on X-ray CT Images

Michihiko KOSEKI and Norio INOU

1. はじめに

生体内の骨に生じる力学状態は、バイオメカニクス分野を志す医学者や工学者にとってたいへん興味深い研究対象である。なぜなら、生体骨の力学環境に対する適応機能について検討することにより有用な情報が得られれば、整形外科や矯正歯科における新たな治療方法を確立することが可能となるだけでなく、工業分野においても非破壊検査技術の革新や新しい機能性材料の創生が期待できるためである。しかし、生体骨に対して機械的な実験を行うことは痛みや苦痛を伴うことが多く、倫理的な観点からも許容できないため非常に困難が伴う。そのため、X線CTやMRIなどの医用画像技術やコンピュータ技術の発達とともに、医用画像の3次元情報に基づいて骨体を個体別にモデル化し、力学状態を調べる研究が盛んとなっている。

本稿ではまず、骨組織の個体別有限要素モデリング手法について概説する。次に、代表的な2つのモデリング手法について各々の特徴を述べる。最後に、骨組織をモデル化し、応力状態を解析した結果について紹介する。

2. 個体別モデリング手法

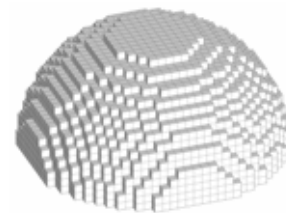
X線CTなどのマルチスライス画像に基づき個体別に有限要素モデルを構築する手法は、これまでに種々の手法が報告されている。これらは以下の5種類程度に大別できる。

- A) 多数の立方体ボクセル要素によって表現する手法^{1,2,3)}
- B) 対象物内部に節点を配置し要素に分割する手法^{4,5)}
- C) 6面体または4面体要素でほぼ均等に分割する手法^{6,7)}
- D) 予め作成したモデルを個体別に変形させる手法⁸⁾
- E) 形や大きさの異なる要素を組み合わせる手法⁹⁾

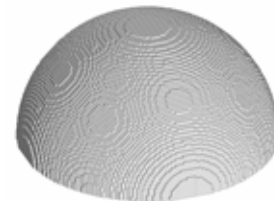
このうち、A)に挙げた立方体ボクセル要素でモデルを構築する手法は、イメージベースモデリング手法として多くの研究に採用されている。以下に、A)の方法およびB)に挙げた筆者らが提案しているモデリング手法について、それぞれの特徴を述べる。

2.1 ボクセルモデリング手法

ボクセルモデリング手法は、マルチスライス画像の画素情報をそのまま立方体のボクセル要素としてモデリング対



(a) 約1万要素のボクセルモデル



(b) 約50万要素のボクセルモデル

図1 ボクセルモデリングの例

象物の形状を表現するため、モデルの作成アルゴリズムが簡単で自動化が容易である。さらに、医用画像の分解能の向上に伴い精緻な有限要素モデルを得ることが可能となりつつあり、マルチスライス画像から有限要素モデルを構築する技術として非常に有力な手法と言える。

しかしボクセルモデリングでは、滑らかな曲面で構成されている対象物も立方体要素の集合として表現してしまうため、形状を正確に表現するためには微小な立方体ボクセルを利用しなければならない。たとえば図1は、計算によって作成した半球のマルチスライス画像をもとに、その画像情報からボクセルモデリング手法で構築したモデルである。図1(a)に示すような小規模モデルでは、表面の段差が目立っており、これは解析結果に影響を及ぼすことが予想される。このため、半球の表面を滑らかに表現するためには図1(b)のような大規模モデルが必要となり、このようなモデルで応力状態を解析するには、長時間の演算時間が必要となる。Hommingaらは、一つの脊椎骨を3,300万個の立方体ボクセル要素で表現した有限要素モデルを作成し、16台並列の高性能コンピュータで約8週間かけて応力解析を行っている³⁾。将来的にはコンピュータの高性能化により使用環境は改善されると予想されるが、現時点では個体別の解析を頻繁に行う用途にはボクセルモデリング手法は現実的ではないと思われる。

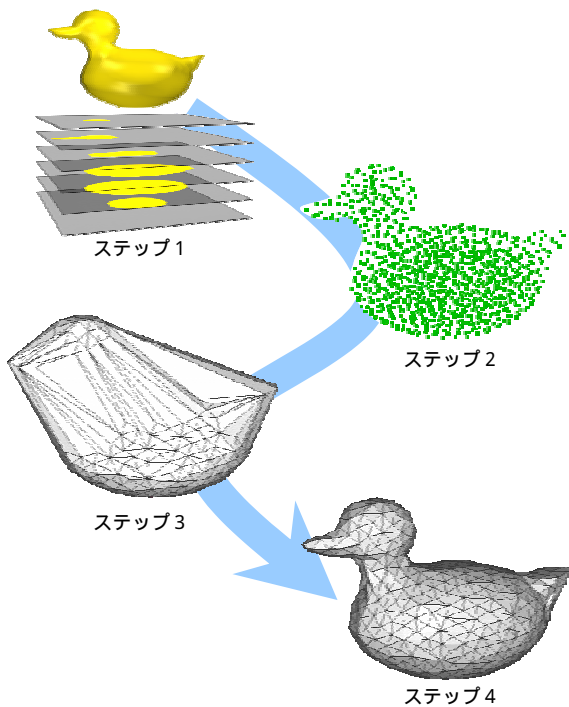


図2 筆者らが提案している個別モデリング手法

2.2 骨形態に応じたモデリング手法

先に挙げた個別有限要素モデリング手法のほとんどは、X線CT画像から対象物の形状情報を抽出し、ほぼ等しいサイズの要素で分割している。しかし、均等サイズによる要素分割を行うと、ボクセルモデリング手法の場合と同様に骨体表面の曲率が大きい箇所や骨体が薄い箇所も同じ要素サイズとなってしまうため、小規模モデルでは形状表現が粗くなる傾向がある。生体骨を対象としたバイオメカニクス分野では、頭蓋骨のように形状が複雑な骨体全体の応力状態に着目する場合や、骨梁構造などの微細な領域について検討する場合など、様々なスケールでのモデリングが望まれる。このため、モデリング対象のスケールによらず形状表現力の高いモデリング手法が必要となっている。また、X線CT画像には形状情報だけでなく物性情報も含まれており、モデル化の際に骨の物性を考慮したモデリングが可能となれば解析結果の高精度化が期待できる。そこで筆者らは、X線CT画像から得られる骨形態情報に基づいて要素サイズを制御する個別モデリング手法を提案している⁵⁾。

筆者らのモデリング手法は、以下の4つのステップで実行される(図2参照)。

- Step 1. X線CT画像からモデリング対象領域を抽出し、対象物のボリュームデータを作成する。
- Step 2. 対象物のボリューム内に節点を配置する。
- Step 3. 第2ステップで配置した節点群に対し、デラウニー分割法を用いて四面体要素に分割する。
- Step 4. 不要要素を除去する。

ここで第2ステップにおいて、形状や物性情報に応じて節

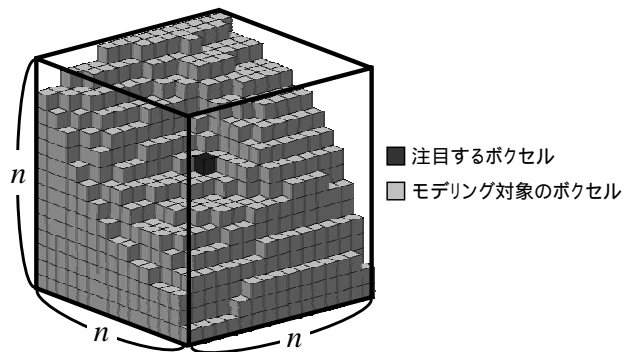


図3 形状因子算出のための検査領域

点の配置間隔を変化させることによって要素サイズの制御が可能となる。要素サイズを対象領域の形状に応じて制御する方法としては、人工物の場合には設計図をもとに形状特徴を抽出することが比較的簡単に可能である。これに対し生体の場合には、設計図が存在しないため画像情報から求める必要がある。筆者らはX線CT画像から得られるボリュームデータに対し簡単な演算処理を施すことによって対象形状の特徴を定量化している。この方法ではまず、モデリング対象表面のボクセル*i*について、図3に示すように周辺 $n \times n \times n$ の検査領域内に存在するモデリング対象となるボクセル数 $N^{(i)}$ を数える。次に、次式で定義する形状因子 $F_S^{(i)}$ を導入し、対象ボクセル*i*ごとに値を求める。

$$F_S^{(i)} = \left| \frac{n^3}{2} - N^{(i)} \right| \quad (1)$$

実際のモデリング時には、図3に示したように3次元空間としてボクセル数の算出を行うが、ここでは簡単のため図4に示す2次元の場合を例にして説明する。図4(a)に示す例の場合、濃灰色で示した注目ボクセル*i*の周囲 $n \times n$ の領域($n=17$)を探索すると、物体の存在するボクセル数は $N^{(i)}=149$ である。また、2次元での基準値は $n^2/2=144.5$ である。このため、形状因子 $F_S^{(i)}=|144.5-149|=4.5$ と計算される。図4(b)~(d)についても同様に計算した結果を表に示す。

図4(a)のように十分に厚みがあり平坦な箇所では、小さい形状因子が算出されるのに対し、(b)や(c)のように極端な凹凸がある箇所や、(d)のように薄肉の箇所では形状因子は大きい値を示している。これはボクセルによって与えられた形状の特徴を、上述の単純な演算で表現することが可能であることを意味している。こうしてモデリング対象物の表面で求められた形状因子をモデリング対象物のボリューム内に設定し、その値を参照しながら節点配置を決定することによって、形状に応じて要素サイズを制御することが可能となる。

一方、対象物の物性分布によって要素サイズを制御することも有用であると考えられる。たとえば、X線CT画像の場合には、画素値すなわちCT値が骨密度に比例した値として直接的に得ることができる。そこで、CT値から節点配置間隔を決定すれば、骨密度に応じたモデルの要素サ

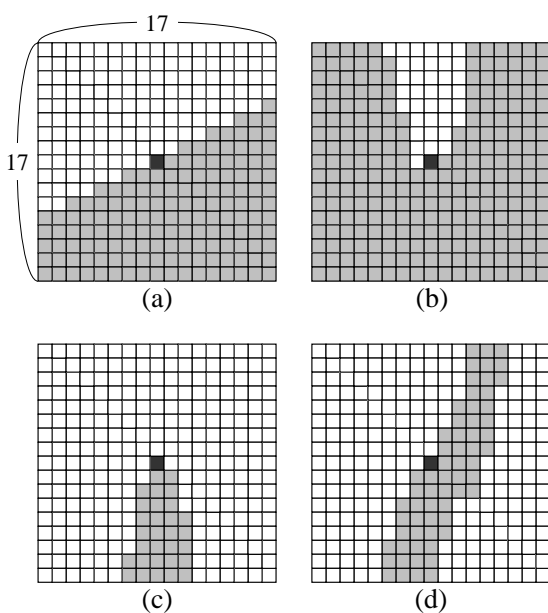


図4 形状因子算出の例(2次元での場合)

表1 モデリング対象ボクセルの個数 $N^{(i)}$ と算出される形状因子 $F_S^{(i)}$

	(a)	(b)	(c)	(d)
$N^{(i)}$	149	252	31	53
$F_S^{(i)}$	4.5	107.5	113.5	91.5

イズ制御が実現できる。

筆者らが提案しているモデリング手法では、形状情報も物性情報も定量化された値をボリューム内に設定することによって要素サイズを制御している。このため、複数の要因を任意の重み付けで重ね合わせるにより併せて考慮することが可能となっている。ヒト下顎骨について、形状情報と密度情報を融合してモデル化した例を図5に紹介する。図5(a)は形状情報だけに基づいてモデル化したもの、(b)は形状情報と密度情報を同等な重みで考慮してモデル化したもの、(c)は密度情報だけに基づいてモデル化したものである。いずれのモデルについても節点数は約10,000、要素数は約45,000程度とほぼ同等のモデルサイズとなっている。モデリングの際に骨形状を考慮することにより、図5(a)のように複雑な部位ほど細かい要素分割が実現でき、前述の形状因子で形状を適切に表現できていることがわかる。また、骨密度を重視した要素サイズ制御(図5(c)参照)では、緻密骨領域の要素が細くなり、骨体表面の広い範囲を占める頑健な緻密骨領域に正確な物性値を設定するためには骨密度に応じた要素サイズ制御は有効と思われる。ただし、骨密度の低い関節部分を粗く分割する傾向が強いため注意が必要である。このため、図5(b)に示すように形状情報と密度情報を併せて考慮したモデリングが有効であると考えられ、モデリング対象物の形態や解析結果の評価項目に応じた適切な重み付けが必要であると予想される。

3. 骨組織の個体別応力解析

ブタ大腿骨の緻密骨と海面骨が共存する箇所についてボクセルモデリング手法および形状に応じて要素サイズ制御する手法でモデリングし、応力解析を試みた。使用したX線CT画像は 256×130 pixelの画像100枚であり、その画像分解能は $10\mu\text{m}$ である。モデルのヤング率には16GPaを、ポアソン比には0.3を設定した。解析の境界条件は下面を完全拘束、上面に総計0.1Nの様な面荷重を与えている。なおボクセルモデルについては、1ボクセルから1要素を生成すると非常に大規模なモデルとなりパーソナルコンピュータでの解析が困難だったため、8ボクセルを1要素とした。構築されたモデルの緒元を表2に、解析結果を図6に示す。解析にはパーソナルコンピュータ(Pentium4 2.4GHz、メモリ1GB搭載)を用いた。

2つのモデルで得られた応力分布は定性的によく一致している。また、最大応力値についてもほぼ同等な値が得られている。ここで、演算時間に注目してみると、ボクセル要素モデルについてはモデリングに要した時間は少ないが、要素数が26万程度と非常に多いため応力解析に多くの時間を要している。これに対し筆者らが提案するモデリング手法では、モデリングに要する時間は長くなっているものの、要素数が大幅に少ないため応力解析時間は短くなっている。これにより、総演算時間は筆者らのモデルではボクセル要素モデルに要した時間の1/3程度に収まっている。つまり、提案手法を用いた個体別モデルは高速かつ高精度に応力解析を行うことが可能であるといえる。

4. おわりに

本稿では、X線CT画像から得られる骨の形態情報に基づいて個体別の有限要素モデルを構築する手法について、立方体ボクセルを利用した有限要素モデリング手法と筆者らが提案している手法とを比較しながら解説した。ボクセルモデリング手法はマルチスライス画像から簡単にモデルを構築可能であるというメリットと、計算コストが高いというデメリットを併せ持っている。筆者らが提案する手法は、モデル構築のアルゴリズムがやや複雑でモデリングに若干の時間を要するが、構築されるモデルでは一般的なパーソナルコンピュータでも応力状態を解析可能という特長がある。このため、個体別モデルを利用する目的に応じてモデリング手法を使い分けると良いと考えている。

ただし、骨体の個体別力学シミュレーションを適切に実施するためには、モデル形状の正確さだけでなく物性値や力学条件の設定も非常に重要である。本稿では形状モデリングに焦点を当てた解説を試みたが、筆者らは、CT画像から適切なヤング率を導くための方法^{10,11)}や、骨体に作用する筋力を適切に推定する方法¹²⁾も別に提案しており、骨体の個体別応力解析に必要な事項について総合的に検討を続けている。興味をお持ちの読者は参考文献に挙げる資料を参照いただければ幸いである。

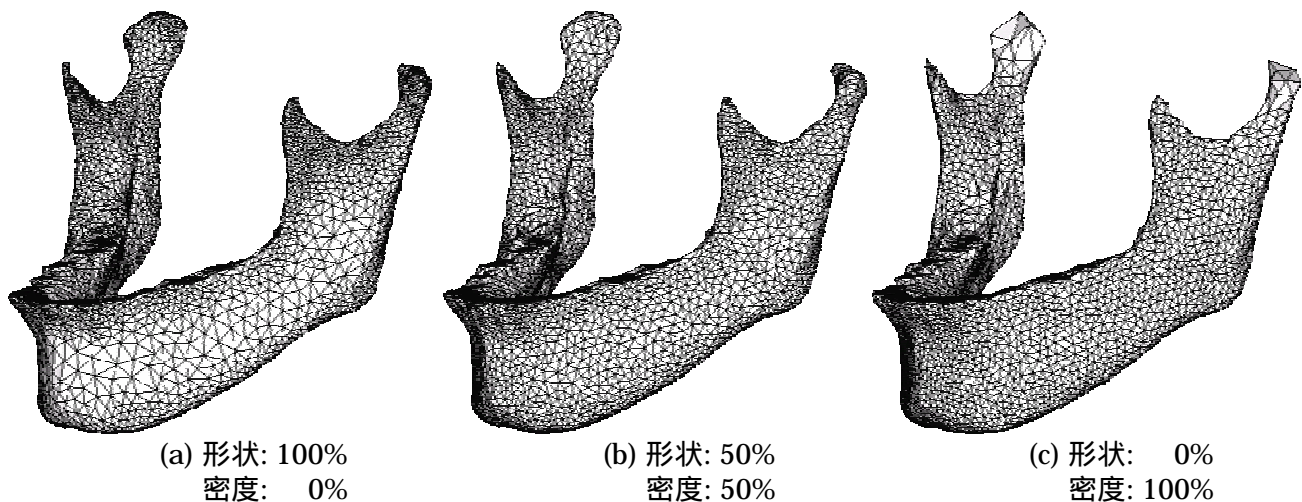


図5 形状情報と密度情報を併せて考慮して構築したヒト下顎骨の個別別有限要素モデル

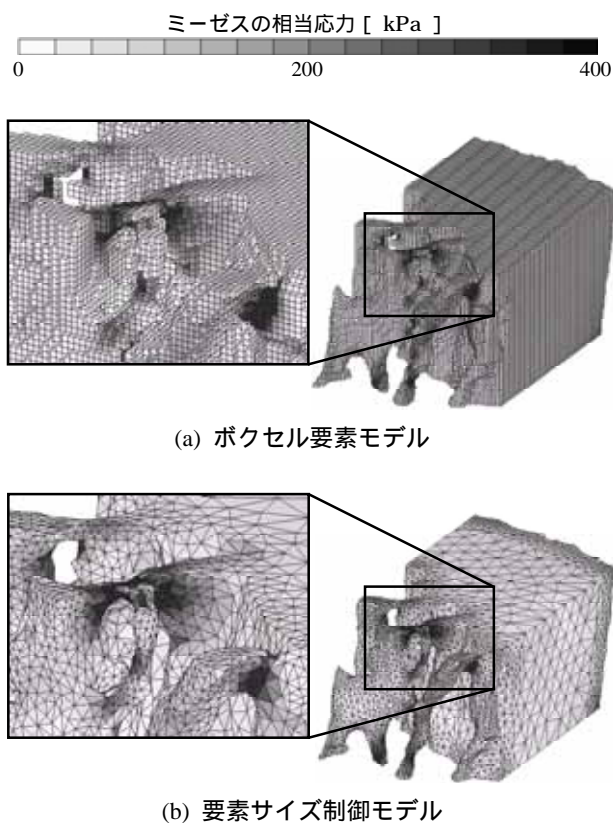


図6 骨組織の個別別応力解析結果

表2 骨組織の個別別モデル

	(a) ボクセルモデル	(b) 要素サイズ制御モデル
節点数	238,675	67,879
要素数	258,724	43,776
モデリング時間	50 秒	8 分 6 秒
解析時間	28 分 11 秒	1 分 34 秒
総演算時間	29 分 1 秒	9 分 40 秒
最大応力 [kPa]	633.3	679.5

参考文献

- 1) Keyak, J.H., Fourkas, M.G., Meager, J.M. and Skinner, H.B.: Validation of an Automated Method of Three-Dimensional Finite Element Modelling of Bone, *Journal of Biomedical Engineering*, **15** (1993), 505-509.
- 2) Yamada, T., Tsubota K. and Makinouchi A.: Large Scale Volume Based Analysis of Bone Microstructure on PC Cluster, *Proceedings of the Fifth World Congress on Computational Mechanics* (2002), CD-ROM.
- 3) Homminga, J., Van-Rietbergen, B., Lochmüller, E.M., Weinans, H., Eckstein, F. and Huiskes, R.: The Osteoporotic Vertebral Structure is Well Adapted to the Loads of Daily Life, but not to Infrequent Error Loads, *Bone*, **34** (2004), 510-516.
- 4) 伊能教夫, 鈴木知, 横宏太郎, 宇治橋貞幸: X線CTデータに基づく骨体の自動モデリング手法(デラウニー分割を利用した有限要素モデルの生成), 日本機械学会論文集 C 編, **68**-669 (2002), 1481-1486.
- 5) 小関道彦, 上西雅也, 伊能教夫, 横宏太郎: X線CT画像に基づく骨体の個別別モデリング手法に関する研究(骨形態を考慮した要素分割手法の提案), 日本機械学会論文集 C 編, **72**-717 (2006), 1470-1477.
- 6) Hart, R.T., Hennebel, V.V., Thongreda, N., Buskirk, W.C. and Anderson, R.C.: Modeling the Biomechanics of the Mandible - A three-dimensional finite element study -, *Journal of Biomechanics*, **25** (1992), 287-295.
- 7) Merz, B., Lengsfeld, M., Müller, R., Kaminsky, J., Rüeegsegger, P. and Niederer, P.: Automated Generation of 3D FE-models of the Human Femur - Comparison of Methods and Results -, *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Gordon and Breach Publishers (1996), 125-134.
- 8) Inou, N., Iioka, Y., Fujiwara, H. and Maki K.: Functional Adaptation of Mandibular Bone, *Computational Biomechanics*, Springer (1996), 23-42.
- 9) Müller, R. and Rüeegsegger, P.: Three-Dimensional Finite Element Modelling of Non-invasively Assessed Trabecular Bone Structure, *Medical Engineering and Physics*, **17** (1995), 126-133.
- 10) 伊能教夫, 小関道彦, 横宏太郎: X線CT画像に基づく骨体の個別別モデリング手法に関する研究(部分体積効果のモデリングへの影響), 日本機械学会論文集 A 編, **69**-677 (2002), 109-114.
- 11) 小関道彦, 北川祐介, 伊能教夫, 横宏太郎: X線CT画像に基づく骨体の個別別モデリング手法に関する研究(パーシャルボリューム効果の補正手法の提案), 日本機械学会論文集 A 編, **70**-697 (2004), 1170-1177.
- 12) Koseki, M., Inou, N. and Maki, K.: Estimation of Masticatory Forces for Patient-Specific Analysis of the Human Mandible, *Modelling in Medicine and Biology IV*, WIT Press (2005), 491-500.