

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)

小 関 道 彦^{*1}, 上 西 雅 也^{*2}
伊 能 教 夫^{*1}, 槇 宏 太 郎^{*3}

Patient-Specific Modeling Based on the X-ray CT Images (New Meshing Algorithm Considering Bony Shape and Density)

Michihiko KOSEKI^{*4}, Masaya JONISHI,
Norio INOU and Koutarou MAKI

^{*4} Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology,
2-12-1 O-okayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8552 Japan

This study deals with a patient-specific modeling method that generates a finite element model based on the X-ray CT images. The basic idea of our modeling method is to express an objective shape with small tetrahedral elements. This paper proposes a new meshing algorithm that controls element size according to shape or density information extracted from the CT images. For the automated modeling, we introduce "form factor" that indicates degree of complexity of the objective shape. The factor at a remarking point is easily obtained by a simple calculation using a local inspection region around the point. The new method produces a finite element model with variable mesh size. To validate the method, we discuss following three issues: proper volume of the inspection region for precise modeling, accuracy verification of stress analysis, and required working time for modeling and analysis. The computational results by the proposed method shows good analytical precision with a smaller FE model.

Key Words: Biomechanics, Computational Mechanics, Finite Element Method, Patient-Specific Model, X-ray CT, Mandible, Skull

1. 緒 言

近年, 計算バイオメカニクス分野では, X線CTやMRIなどの医用画像から生体骨を個別別にモデル化し, 骨体に生じる応力状態を調べる研究が盛んである。医用画像の三次元情報に基づき立方体ボクセルで直接的に有限要素を構成するモデリング手法は, 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^{(1)~(3)}。この手法は, 三次元画像の画素情報をそのまま用いて骨の形状を表現するためモデル作成が簡便であるという特徴があり⁽⁴⁾, 医用画像の分解能の向上に伴いモデルの形状追従性も向上している。しかし, 滑らかな曲面で構成されている骨体のような対象物も立方体要素の集合として表現されるため, 形状を

正確に表現するためには膨大な要素数を必要とする。このため, ボクセル有限要素モデルによる骨体全体の応力解析には, 非常に高性能な計算機でも長時間の演算時間を必要とし, 患者ごとに力学解析を行って臨床での診断・治療に活用することは困難である。

ボクセル有限要素モデルよりも少ない要素数で骨体をモデル化する手法として松下らが開発した骨強度評価のための有限要素解析システム⁽⁵⁾は, すでに製品化(MECHANICAL FINDER, 計算力学研究センター)され研究活用が始まっている⁽⁶⁾。しかし, 提案されている要素分割手法は骨形態の複雑性を考慮しておらず, 論文で扱っている大腿骨よりも複雑な骨を対象とする場合には正確なモデル化が困難になると考えられる。

筆者らは, 個別別モデルを用いた解析結果を臨床で活用することを目的として, 四面体要素による小規模なモデルで骨形状を再現する個別別モデリング手法を提案している⁽⁷⁾。筆者らの手法は, ほぼ等しいサイズの四面体要素で骨体をモデル化するものであり, 解析対象とする骨体を抽出したCT画像群を入力すること

* 原稿受付 2005年7月6日。

^{*1} 正員, 東京工業大学大学院理工学研究科(☎152-8552 東京都目黒区大岡山2-12-1)。

^{*2} 東京工業大学大学院理工学研究科[現:(株)NTTデータ(☎108-0075 東京都港区港南1-9-1)]。

^{*3} 昭和大学歯学部(☎145-0062 東京都大田区北千束2-1-1)。

E-mail: koseki@mech.titech.ac.jp

により自動的にメッシュ分割を行うものである。さらに筆者らは、マルチスライス画像からモデリング対象領域を自動的に抽出する手法⁽⁸⁾や、CT画像から適切なヤング率を導くための方法⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾、骨体に作用する筋力を適切に推定する方法⁽¹¹⁾を提案している。これらの手法をあわせて用いることにより、患者のCT撮影から生体内で骨体に生じる応力状態の解析実行までをほぼ自動的に行なうことが可能なシステムの構築を目指している。

ただし、前報⁽⁷⁾で提案したモデリング手法では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り、形状表現が粗くなる傾向がある。このような部分では応力が集中する可能性があるため、要素サイズを小さくした分割が望ましい。そこで、小規模なモデルで従来よりも高い形状追従性を実現することを目的として、骨形態に応じて要素サイズを制御する手法を考案した。今回提案する手法は、マルチスライス画像情報に簡単な演算を施すことにより形状の複雑さを定量化することを特長としており、表面形状を関数補間するなどの複雑な演算処理が不要である。また、形状だけでなくCT画像から得られる密度情報など複数の要因を考慮して要素サイズを制御することが可能である。本論文ではまず、骨形態(骨形状および骨密度)に応じて要素サイズを制御する手法を提案する。そして、提案手法を用いて構築した有限要素モデルについて、モデリング精度および応力解析結果の妥当性について検討したことを報告する。

2. 個別別モデリング手法

本章では、筆者らが前報⁽⁷⁾において提案した均等サイズの四面体要素によって解析対象の形状をモデリングする手法を簡単に説明する。そして、モデリング精度をさらに高めるため、形態に応じて要素サイズを自動的に調整する機能を提案する。

2.1 均等サイズの要素による個別別モデリング
筆者らの個別別モデリング手法の基本的な流れは、以下の4つのステップで構成されている。

Step 1. マルチスライス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生成する。

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、テ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。

本モデリング手法は、有限要素モデルの構築時にマルチスライス画像で与えられるボリュームデータを直

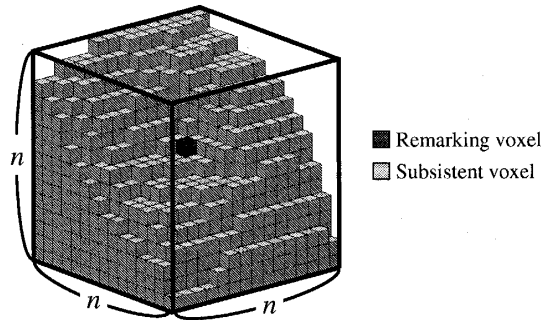


Fig. 1 Inspection region to compute form factor.

接扱うことを特長としており、表面形状の関数補間やCADデータ化が不要である。ただし、骨体表面の曲率が大きい箇所や骨体が薄い箇所も同等の要素サイズとなり、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、関節部などの複雑形状をもった領域や骨梁構造などの微細な領域の力学状態に着目する機会が多く、形状表現力のさらに高いモデリング手法が望まれている。

2.2 モデリング対象領域の形状認識 有限要素モデルの要素サイズを形状に応じて制御するためには、マルチスライス画像の情報からモデリング対象領域の形状を適切に把握する必要がある。3次元物体の形状を認識する手法としては、パラメトリック表現や陰関数表現によって物体表面を表現する手法が存在する⁽¹²⁾。しかし、これらの手法は表面形状を関数補間する処理を必要とする。

本研究では、モデリング対象のボリュームデータ内に形状特徴を示す数値を配置することによって要素サイズを制御する手法を提案する。具体的には、前記モデリング手法の第2ステップでの節点配置の際に、簡単な演算処理によって対象領域の形状の特徴を定量化し、節点の配置間隔を対象領域の形状に応じて変化させることによって要素サイズを制御するものである。

まず、モデリング対象の表面を構成するボクセル*i*について、図1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*毎に値を求める。

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

すなわち式(1)は、検査領域内に存在するモデリング対象ボクセルの占める体積と、基準とする検査領域の半分の体積との差分の大きさを示している。

実際のモデリング時には、図1に示すように3次元

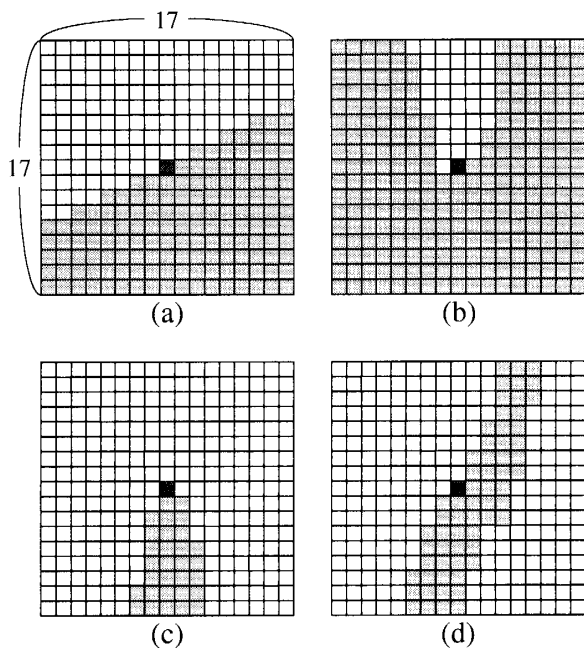


Fig. 2 Examples of partial shape around a remarking voxel.

Table 1 Relationship between the number of subsistent voxels $N^{(i)}$ and the form factor $F_S^{(i)}$.

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

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2に示す2次元の場合を例にして説明する。

図2(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 ($n = 17$) を探査すると、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2(b)~(d)についても同様に計算した結果を表1に示す。

図2(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可能であることを意味している。

2.3 メッシュサイズの滑らかな変化 上述の方法により、モデリング対象物の形状の特徴を表面のボクセルごとに算出することが可能となる。しかし、モデルの表面と内部で要素サイズが極端に異なると、そ

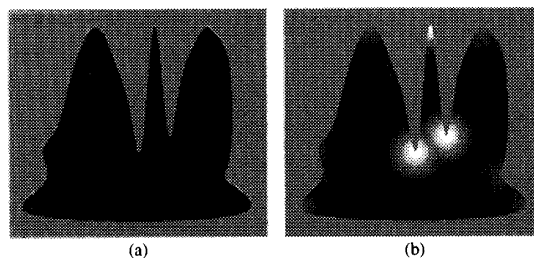


Fig. 3 Distribution of the form factor in a given shape.

の界面において形の悪い要素が生成される恐れがある。このため、表面ボクセル i における形状因子 $F_S^{(i)}$ をモデリング対象領域内部にまで反映させて要素サイズを滑らかに変化させる必要がある。そこで、表面ボクセルからの距離に応じて $F_S^{(i)}$ を比例的に減衰した値を内部ボクセルに設定することによって要素サイズのスムージング処理を施している。具体的には、内部ボクセル j の形状因子 $F_I^{(j)}$ は式(2)により求められる。まず、内部ボクセル j から表面ボクセル i への距離 x に応じて $F_S^{(i)}$ を比例的に減少させる。そして、全ての表面ボクセルから求まる値のうち最大のものを採用している。

$$F_I^{(j)} = \max \left(F_S^{(i)} - \frac{F_S^{(i)}}{k} x \right), \quad (0 < x < k) \quad (2)$$

ここで、 k は表面からの距離を示す比例係数であり、対象物形状の複雑さや画像解像度を考慮して設定する必要がある。512×512pixelのCT画像の場合には、筆者らは経験的に25pixel(≒9.4mm)が適していると判断し、採用している。

例として図3(a)に示す様々な曲率の凹凸を持った形状について形状因子を算出する場合を考える。輪郭点について算出した形状因子をスムージング処理により周囲に浸透させた結果を輝度分布として図3(b)に示す。輪郭形状の曲率が大きい部位で算出された大きい値の形状因子が、内部に浸透するにつれて徐々に小さい値となっていることがわかる。

このようにモデリング対象のボリューム内に形状因子 ($F_S^{(i)}$ および $F_I^{(j)}$) を設定することにより、因子が大きい箇所には節点を密に、因子が小さい箇所には節点を粗に配置することが可能となる。その際、形状因子が最大の箇所に配置する節点の配置間隔と、最小の箇所に配置する節点の配置間隔との比を本論文では要素サイズ比と呼ぶ。本手法を用いることにより、要素サイズをモデル全域にわたって滑らかに変化させることが可能となる。

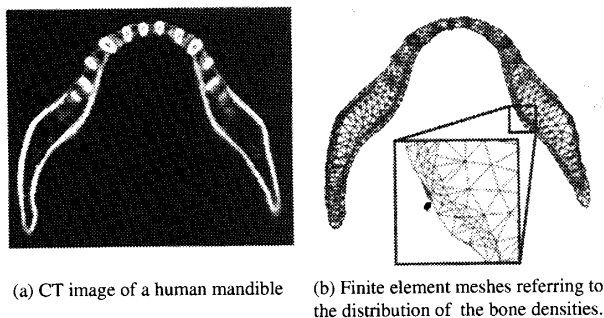


Fig. 4 Controlling mesh size based on bone densities.

2.4 形状以外の情報に基づく要素サイズ制御 提案する要素サイズ制御手法は、要素サイズを決定するための情報をモデリング対象ボリューム内に配置することによって要素サイズを制御している。このため、これまでに述べた形状因子によって定量化される形状特徴だけでなく、骨密度などCT画像から直接得られる情報や有限要素解析によって得られる応力値など、対象ボリューム内に配置可能な様々な情報に基づいた要素サイズ制御が可能である。

例えば、X線CT画像から直接得られる情報として特徴的な骨密度に応じてモデルの要素サイズを制御するには、各ボクセルに格納されているCT値から節点配置間隔を算出すればよい。すなわち、図4(a)に示すヒト下顎骨に対しCT値の高い箇所小さい要素を割り当てることにより、図4(b)に示すように骨密度に応じて要素サイズの異なるモデルを生成することが可能である。ただし、CT値の強度分布をそのまま要素サイズに反映させると、高いCT値を示す緻密骨と、CT値の低い海綿骨の境界部で急激に要素サイズが変化するため、扁平な要素が存在している。また、骨密度情報をそのまま要素サイズに反映するのではなく、骨密度の変化量の大きい箇所に小さい要素を割り当てることも応力解析において有効であると考えられる。これらの事柄については今後、詳細に検討を行う予定である。

3. 結 果

本手法をヒト下顎骨に適用し、モデリングを試みた。図5(a)は骨体全体をほぼ等しい要素サイズでモデリングしたものである。図5(b)は最大と最小の要素サイズの比(節点間距離の比)を10:1に設定し、提案する手法によって算出される形状因子に応じて要素サイズを制御したものである。

両モデルの規模は図中に示したようにほぼ同じであるが、拡大図を示した筋突起部は曲率が高く薄い箇所

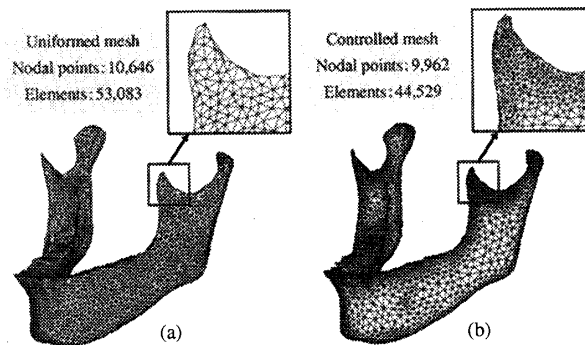


Fig. 5 Patient specific models of a human mandible.

であるため、(b)のモデルは(a)のモデルと比較して要素サイズが小さくなっている。一方、オトガイと呼ばれる前歯の下側部分は曲率が低く十分に厚さをもっているため、(b)のモデルは(a)のモデルと比べて大きな要素サイズでモデリングされている。

さらに本手法は、要素サイズを決定するための情報をボリューム内に配置することによって要素サイズを制御するため、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である。今回は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6に紹介する。図6(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。

骨密度を重視した要素サイズ制御は、緻密骨領域の要素が細くなる反面、関節頭部分を粗く分割する傾向が強くなるので注意が必要である。ただし、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であろう。このため、図6(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は有効であると考えられ、その際には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。

4. 考 察

マルチスライス画像で与えられるモデリング対象領域のボクセルスペースに対し、形状因子を算出することによって形状に適応して要素サイズを制御できることを示した。本章ではまず、形状因子を算出する際の検査領域の大きさがモデルの要素分割に与える影響について考察する。次に、要素サイズ制御が応力解析結果に与える影響について検討する。最後に、提案手法

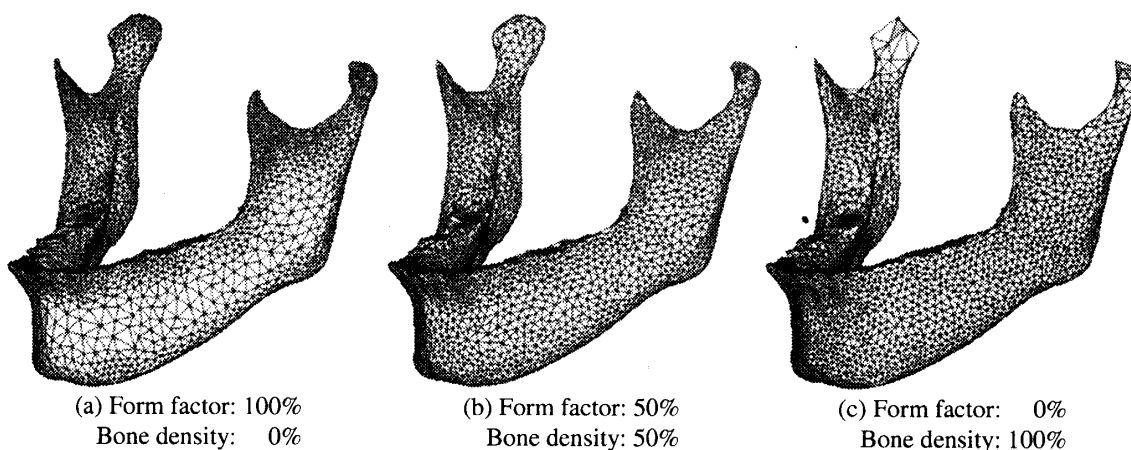


Fig. 6 Comparison of the meshing result considering two parameters: the form factor and distribution of bone density .

を生体のCT画像に適用し、個別モデルのパフォーマンスを検証する。

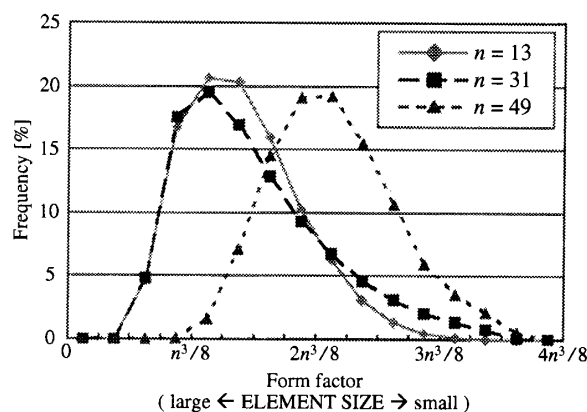
4.1 検査領域の大きさがモデルに与える影響 形状因子を算出する際の検査領域は、対象物形状の複雑さを考慮して設定することが望ましい。そこで、ヒトの頭蓋骨および下顎骨をモデリング対象とし、それぞれの場合について検査領域の大きさが形状因子に与える影響について考察を行った。

検証に用いたCTデータは、画像分解能220mm/512pixel・スライス間隔2mmの成人男性の頭部X線CT画像128枚である。モデリング対象となる骨体領域は頭蓋骨と下顎骨をそれぞれ手作業で抽出した。特に頭蓋骨については、骨以外の領域(頭蓋腔・鼻腔・上顎洞・副鼻腔)の複雑な構造も抽出している。

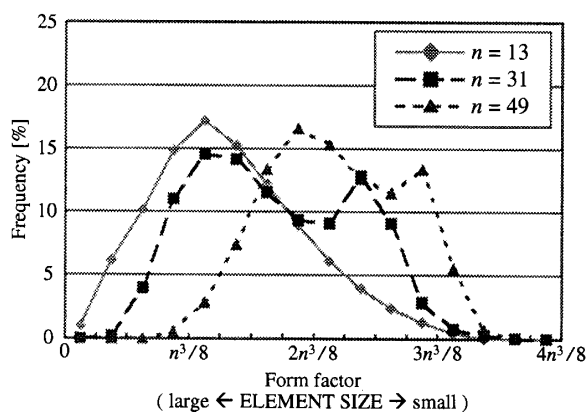
検査領域の大きさとして $n = 13, 31, 49$ を設定した場合の形状因子のヒストグラムを図7に示す。図では、横軸は形状因子の大きさ($0 \sim n^3/2$)を、縦軸は全ボクセル数に対する割合(頻度)を示している。

図7(a)に示す下顎骨の場合では、 n が大きくなるとヒストグラムのピークが右方(形状因子が大)に移動している。これは、検査領域内に占めるモデリング対象ボクセルの個数が検査領域が大きくなるに従って減少していることを意味している。すなわち、 $n = 49$ では小さい形状因子がほとんど存在しないため大きい要素が生成されず、モデルの要素サイズが一様になる傾向がある。一方、 $n = 13$ と $n = 31$ では形状因子の分布に大きな差は見られず、いずれの検査領域を用いても下顎骨形状に適した要素分割が行われると考えられる。

図7(b)に示す頭蓋骨の場合にも、下顎骨の場合と同様に n が大きくなるに従ってヒストグラムのピークは右



(a) Case of a mandible.



(b) Case of a skull.

Fig. 7 Histograms of the form factor.

方に移動する。ところが、 $n = 31, 49$ の場合にはピークが2箇所が生じている。これは、 $n = 13$ の場合には肉厚でフラットな形状と判定されていた頭蓋表面において、 $n = 31, 49$ と検査領域が大きくなることにより大きい形状因子を算出したことが原因であると考え

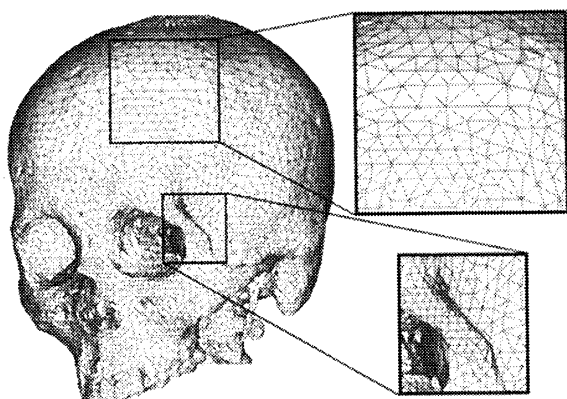
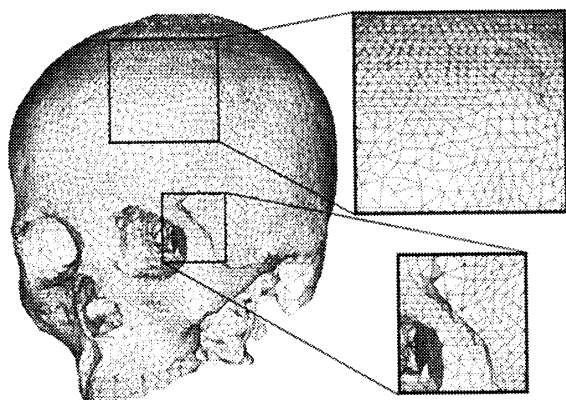
(a) The case of $n = 13$.(b) The case of $n = 31$.

Fig. 8 Patient specific models of a human skull.

られる。これは、検査領域を拡大したことにより頭蓋表面が薄肉形状として認識されたと解釈できる。

次に、上述の検査領域の影響を確認するために、ヒト頭蓋骨についてモデリングを試みた。 $n = 13$ を設定して形状因子を算出した場合を図 8(a) に、 $n = 31$ の場合を図 8(b) に示す。両者のモデル規模は節点数約 3 万・要素数約 12 万でほぼ同じであり、最大と最小の要素サイズ比を 16 として要素分割を行った。

$n = 13$ の場合 (図 8(a)) には、頭頂部付近には粗い要素が設定されており、そのため頬骨突起のように複雑な箇所には十分細かい要素を割り当てることが可能となっている。これに対し、 $n = 31$ の場合 (図 8(b)) には頭頂部付近に細かい要素が割り当てられている。それにより、細かい要素で表現すべき複雑な領域の節点が十分でなく、形状に追従できていないことがわかる。

これらのことから、形状因子のヒストグラムが適切なモデリングを行う上で重要な指標となると考えられる。

4.2 モデル精度と応力解析結果の関係 要素サイズ制御が応力解析に与える影響を定量的に評価するため、中央に半径 0.015m の円孔を設けた

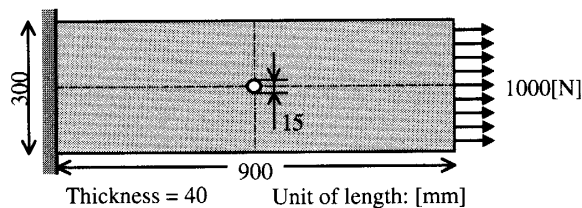


Fig. 9 Boundary condition for stress analysis of a rectangular plate with a circular hole.

Table 2 Results of stress analyses of plate models.

Element size ratio	Number of nodes	Maximum equivalent stress [MPa]	Error [%]
1	88,359	0.202	20.2
2	88,726	0.213	15.8
3	88,238	0.219	13.4
5	89,032	0.231	8.70
7	86,850	0.263	3.95
10	82,400	0.243	3.95
15	84,114	0.249	1.58
30	91,382	0.290	14.6

0.3m×0.9m×0.04m の板材の CT データを計算機中で作成し、これを基にした応力解析を試みた。計算機中で作成した CT データは 300×900pixel の画像 40 枚である。すなわち、対象領域は一辺 1mm のボクセルによって構成されている。応力解析の境界条件は図 9 に示すように左端を完全拘束、右端に 1000N の一様な面荷重をかけている。

精度評価は Howland による厳密解⁽¹³⁾と、解析によって得られる最大相当応力を用いて以下の式で行う。

$$E = \frac{\sigma - \sigma_{th}}{\sigma_{th}} \times 100 \quad (3)$$

ここで、 σ は解析結果、 σ_{th} は Howland の厳密解であり、上記の境界条件の場合には $\sigma_{th} = 0.253\text{MPa}$ である。

最大と最小の要素サイズ比を 1 から 30 まで変化させてモデリングした時の応力解析結果について表 2 にまとめる。なお、全てのモデルの規模はほぼ同等であり、節点数は約 88,000、要素数は約 57,000 である。

今回の力学条件では、要素サイズ比に 15 を設定した時に解析誤差が最も小さくなっている。このように要素サイズを制御することによって解析精度が向上する理由は、モデル化する際の円孔の形状精度が大きく影響している。図 10(a) に同等サイズの要素で構成したモデル (要素サイズ比=1)、(b) に要素サイズ比 10 を設定したモデルを示す。図からも明かなように、同

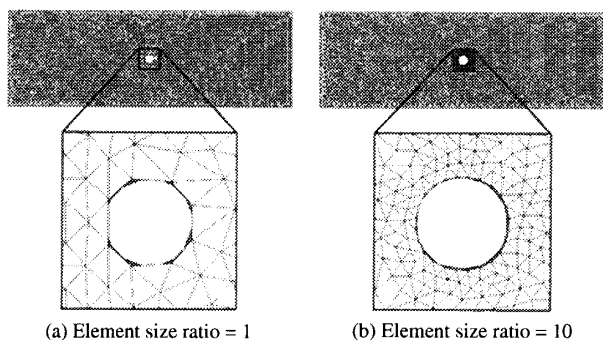


Fig. 10 FE models of a pin hole plate.

等サイズの要素で構成したモデルでは円孔が多角形としてモデル化されてしまっているのに対し、要素サイズを制御することにより、モデルも真円に近付いている。一方、要素サイズ比 30 を設定した場合に解析精度が下がった理由は、円孔輪郭に CT 画像の分解能よりも小さい要素が設定されたため、円孔を滑らかな曲面として表現できていないためである。

4.3 生体 CT 画像への適用 生体の CT 画像に本手法を適用した場合の有効性について、モデリングと応力解析に必要な演算時間の観点から考察を行った。ブタ大腿骨の緻密骨と海綿骨が共存する箇所について以下の 3 種類のモデリング手法で個別モデルを構築した。使用した CT 画像は 256×130 pixel の画像 100 枚であり、その画像分解能は $10 \mu\text{m}$ となっている。

- A) ボクセルから六面体要素を生成するボクセル法で構築した「ボクセルモデル」
- B) 対象物全体をほぼ等しい要素サイズでモデリングする筆者らの従来手法で構築した「均等メッシュ四面体モデル」
- C) 形状に応じて要素サイズを制御する提案手法で構築した「制御メッシュ四面体モデル」

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解析が困難なため、8 ボクセルを 1 要素としたが、それでも要素数は 26 万程度となっている。また、均等メッシュ四面体モデルでは海綿骨形状を忠実にモデリングできる要素サイズを設定したため、大規模なモデルとなっている。本論文で提案する手法に基づく制御メッシュ四面体モデルでは、最大要素サイズと最小要素サイズの比を 8:1 と設定した。要素数は 4 万程度であり、3 つのモデルの中で最も少ない。

応力解析を行うため、ヤング率には 16GPa を、ポアソン比には 0.3 を全てのモデルに一律に設定した。解析の境界条件は図 11 に示すように下面を完全拘束、

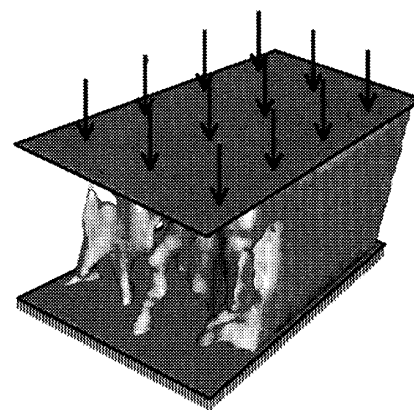


Fig. 11 Boundary condition for stress analysis of the pig's femur.

Table 3 Comparison between three models: (A) voxel model, (B) uniformed mesh model and (C) controlled mesh model.

	(A)	(B)	(C)
# of nodes	238,675	570,956	67,879
# of elements	258,724	416,852	43,776
Modeling time	50s	3h24m02s	8m06s
Analysis time	28m11s	31m42s	1m34s
Total time	29m01s	3h55m44s	9m40s
Max stress [kPa]	633.3	582.8	679.5

上面に総計 0.1N の一様な面荷重を与えた。

生体を対象とした応力解析では、その真値を実験的に測定することは非常に困難である。そのため、モデルを評価するためには何らかの基準値が必要である。そこで、ボクセルモデルは海綿骨領域において要素が密であり、ある程度の解析精度が保証されていると考え、この応力分布を基準として考察を行った。

表 3 に各モデルにおける節点数、要素数、モデリングに要した時間、力学解析に要した時間、その両者の和である総演算時間、および解析で得られた最大相当応力を示す。なお、CT 画像から骨体領域を抽出するために要した時間は上記には含めていない。また、図 12 に各モデルによる応力分布を示す。

均等メッシュ四面体モデルおよび制御メッシュ四面体モデルにおける応力分布は基準となるボクセルモデルにおける応力分布と定性的によく一致した。また、最大応力値についても、各モデルともほぼ同等な値が得られている。ここで、総演算時間に注目してみると、提案手法に基づく制御メッシュ四面体モデルはボクセルモデルや均等メッシュ四面体モデルと比較して圧倒

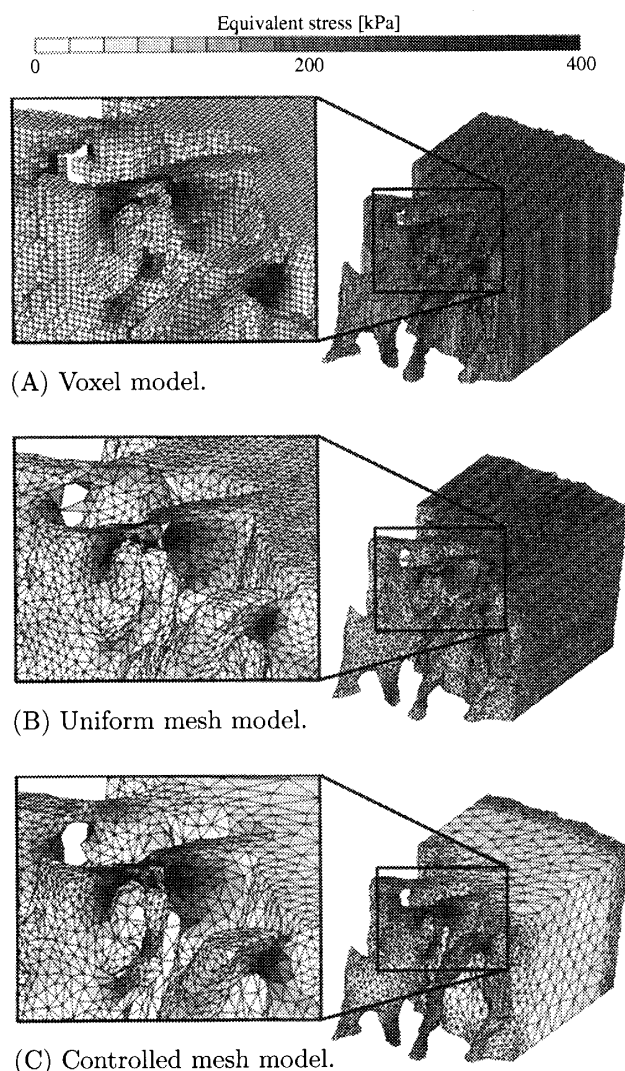


Fig. 12 Finite element models and the stress distributions.

的に規模が小さいため総演算時間も数分の一しか要さない。つまり、提案手法を用いた個別モデルは高速かつ高精度に力学解析を行うことが可能であると言える。

5. 結 言

本稿では、対象物形状に応じて要素サイズを制御する個別モデリング手法を提案した。本手法はモデリング対象物の形状を簡単な演算で算出される形状因子によって要素サイズを制御するものであり、形状だけでなく密度情報など複数の要素をあわせて考慮することが可能であるという特長を有している。本手法の有効性を検証するため、まず、形状因子を算出する際の検査領域の大きさが要素分割に与える影響についてヒトの下顎および頭部のCTデータを用いて考察した。次に、円孔板の有限要素モデルを作成し、応力解析結

果を理論解と比較した。最後に、ブタ大腿骨の海綿骨領域について提案手法を含む3種類のモデリング手法でモデル化を行い、モデリングと応力解析に要する時間を比較した。提案する手法は、少ない要素数で複雑な形状を正確にモデル化することが可能であり、高精度な応力解析が実行できることを示した。

文 献

- (1) J. H. Keyak, et al., Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method, *Journal of Biomedical Engineering*, **12**, (1990), 389-397
- (2) B. van Rietbergen, et al., A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models, *Journal of Biomechanics*, **28**-1, (1995), 69-81
- (3) T. Yamada, et al., Large scale volume based analysis of bone microstructure on PC cluster, *Fifth World Congress on Computational Mechanics*, (2002), On-line publication (ISBN 3-9501554-0-6), <http://wccm.tuwien.ac.at>
- (4) N. Yoshikawa, et al., Research Trend of Image-Based Biomechanical Simulation (In Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, **70**-697, (2004), 1157-1162
- (5) R. Matsushita, et al., Development of Computed Bone Dynamics Simulator Based on Full-Automated Mesh Generator (In Japanese), *Journal of Shiga University of Medical Science*, **15**, (2000), 7-13
- (6) H. Kanazawa, et al., A study of Vertebral Fracture Risk Estimation in Osteoporosis by Image-Based Finite-Element (In Japanese), *Proceedings of the 15th Bioengineering Conference*, 02-35, (2003), 393-394
- (7) N. Inou, et al., An Automated Modeling Method of a Bone Based on the X-ray CT Data (Generation of a Finite Element Model by Use of Delaunay Triangulation) (In Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, **68**-669, (2002), 1481-1486
- (8) M. Koseki, et al., Individual Finite Element Model Based on the X-ray CT Data (Automatic extraction of modeling object space) (In Japanese), *Proceedings of the 17th Bioengineering Conference*, 04-48, (2005), 135-136
- (9) N. Inou, et al., Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (Influence of Partial Volume Effect on the Modeling) (In Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, **69**-677, (2003), 109-114
- (10) M. Koseki, et al., Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (The Correction Method of CT Values Influenced by Partial Volume Effect) (In Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, **70**-697, (2004), 1170-1177
- (11) M. Koseki, et al., Estimation of Muscular Forces for Patient Specific Analysis of the Human Mandible (In Japanese), *Proceedings of the 17th Computational Mechanics Conference*, 04-40, (2004), 61-62
- (12) S. Yamazaki, et al., *Integrated Volume-CAD System Research*, <http://www.riken.go.jp/lab-www/V-CAD/kokai/No200204.pdf>
- (13) R.C.J.Howland, On the Stresses in the Neighborhood of a Circular Hole in a Strip under Tension, *Philosophical transactions of the Royal Society of London, Series A*, **229**, (1930), 48-86