

## 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)

伊能 教夫\*<sup>1</sup>, 小関 道彦\*<sup>1</sup>, 榎 宏太郎\*<sup>2</sup>

## Individual Modeling Method Based on the X-Ray CT Images (Influence of Partial Volume Effect on the Modeling)

Norio INOU\*<sup>3</sup>, Michihiko KOSEKI and Koutarou MAKI

\*<sup>3</sup> Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology,  
2-12-1 O-okayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8552 Japan

Reliable stress analysis of a bone requires not only precision in shape of the finite element model but also proper setting of material constants for the model. This paper deals with estimation of Young's modulus to the finite elements based on the X-ray CT data. At first, partial volume effect on the modeling was discussed by analytical and experimental ways using acrylic cylindrical specimen. Second, a simple correction method which transforms the CT value around border of the object was proposed. In this correction method, CT value larger than the threshold value was pulled up to the target CT value. To confirm validity of the proposed correction method, a load test and stress analyses using a dry mandible were performed. Analytical displacement between condyles and maximum principal strains were well coincided with these of experiments.

**Key Words:** Biomechanics, Computational Mechanics, Finite Element Method, Individual Modeling, X-Ray CT, Partial Volume Effect, Human Mandible

### 1. 緒 言

近年, X線CTやMRIなどの医用画像技術が飛躍的に進歩し, 患者にあまり負担をかけることなく, 患部の状態を詳しく知ることができるようになった. 臨床では単独のスライス画像をそのまま用いて診断する場合もあるが, 現在では多数のスライス画像をもとに3次元的に生体組織の形状が把握できる表示装置が利用可能となり, 診断が容易になりつつある.

しかし, 歯科や整形外科などの分野で骨体を診断の対象にするときには, 単なる画像情報だけでなく, 骨体の力学的特徴までも把握したいという要望がある. そのため, 骨体を対象として個別別の有限要素モデルを作成する手法に関する研究が始まっている.

個別別モデリング手法は, 解析対象や目的によって種々の手法がこれまでに提案されている(1)~(3). また, 複数のモデリング手法による応力解析結果の比較も報告されている(4).

筆者らも X線CT画像を基に個別別の解析モデルを構築することを目的として, 標準的な下顎骨形状のモデルをCT画像にあわせて変形する手法<sup>(5)</sup>や, 単純な四面体ボクセル要素を組み合わせる個別別モデルを構築する手法<sup>(6)</sup>, そして, デラウニー分割法を応用して, X線CT画像からほぼ自動的に有限要素モデルを生成する手法<sup>(7)</sup>を提案している.

上述の一連の研究により, 骨体の形状については精度の良いモデリングが可能となっている. しかし, 有限要素解析において信頼性の高い解析結果を得るためには, モデル形状の正確さとともに各要素に適切な材料定数が設定されることが重要である. この点については未だ十分な検討が行われていないようである.

本稿では, モデルに設定する材料定数, 特にヤング率について, CT画像を基に算出する場合に問題となる点を指摘し, その対処法を提案する.

### 2. 有限要素モデルのヤング率の設定

骨体の有限要素解析を行うためには, 骨体の各部に対応したヤング率を設定する必要がある. ヤング率の算出には, Carterらによって報告された次の関係式が一般的に利用されている<sup>(8)</sup>.

\* 原稿受付 2002年2月28日.

\*<sup>1</sup> 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).

\*<sup>2</sup> 昭和大学歯学部(〒145-0062 東京都大田区北千束2-1-1).

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

$$E = 3790\epsilon^{0.06}\rho^3 \quad (1)$$

ここで、 $E$ :ヤング率、 $\epsilon$ :ひずみ速度、 $\rho$ :骨密度である。

さらに、骨密度と CT 値 ( $V_{CT}$ ) には次式のような比例関係があり、式中の  $A$  および  $B$  は骨塩ファントム ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$ ) を同時に撮影することにより決定される。

$$\rho = A \cdot V_{CT} + B \quad (2)$$

以上の考え方から、骨体の CT 値を正しく得ることができれば、ヤング率も適切な値を有限要素に与えることが可能である。しかし、現実の撮影画像では骨密度に対応した正確な CT 値を取得できない状況もあり得る。

### 3. 部分体積効果

X 線 CT 装置では X 線管が被検体の周囲を回転し、対向する検出器によって被検体の透過 X 線強度を測定し、それをもとにデジタル画素で構成された断層画像を生成している。臨床用に利用されている X 線 CT 装置の場合、患者への被曝量や時間的負担の観点から、撮影は 2~5mm 程度のスライス間隔で行わなければならないが、スライス間隔と同じ厚さの X 線で撮影したデータを診断に用いている。この無視できない厚みをもった X 線で撮影された CT 画像では、被検体の形状によっては 1 画素に複数の物質を含む場合がある。このような画素の CT 値は、それぞれの物質の透過 X 線強度の影響を受ける。

すなわち、図 1(a) に示すように、物体の境界面がスライス面と直角に近い部分では、画素内で異なる材質が混在する箇所が少ないため、適切な CT 値が与えられる。しかし、図 1(b) のように傾斜している部分では、異なる材質が画素内で混在する箇所が増えるため、CT 値が分散してしまう。これが「部分体積効果 (Partial Volume Effect)」と呼ばれる現象である。

**3.1 単純形状の CT 撮影** 上述した部分体積効果の現れ方を検証するため、臨床用として使用されている X 線 CT 装置 (GE 横河メディカルシステム社製) を用いて単純な対象物の撮影を行った。撮影対象物にはアクリル樹脂製の中実円柱を用いた。異なる角度で撮影するため、対象物には回転可能な台座がつけてある (図 2 参照)。撮影条件を表 1 に示す。

図 3 に円柱の傾斜角度が  $0^\circ$  および  $60^\circ$  で撮影した CT 画像と、白線部における CT 値の変化を示す。実測では、空気と樹脂の境界部分で中間の CT 値が存在

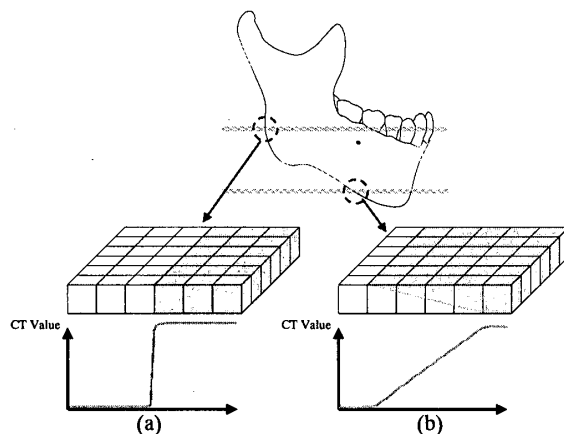


Fig. 1 Partial volume effect

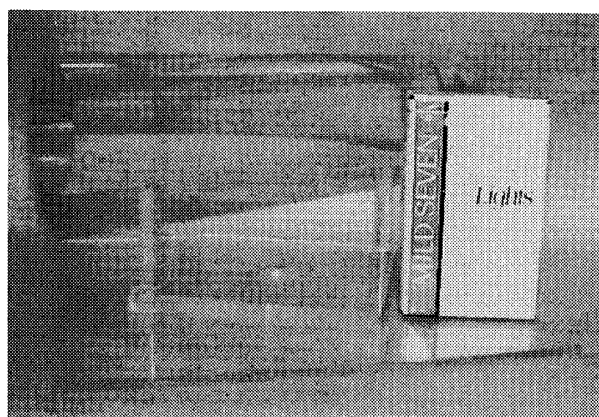


Fig. 2 Acrylic cylindrical specimen with a pedestal

Table 1 Experimental parameters

material of the specimen	acrylic resin
diameter of the specimen	50 [mm]
slice directions	0 and 60 [degrees]
resolution of the image	180 / 512 [mm/pixel]
slice thickness	2 [mm]
number of slices	20

しており、傾斜角が  $0^\circ$  において 4pixel,  $60^\circ$  においては 12Pixel 程度で部分体積効果が現れている。特に後者では約 4mm の広がりとなるので、対象物を抽出する際の閾値によって対象物の画像に占める大きさに有意な差が出てくる。そのため、この影響を詳しく考察する必要がある。

**3.2 数値計算による検証** 部分体積効果による CT 値の分散現象は、画素サイズと X 線の厚さからなるボクセル内に占める複数の材質の体積比率によって決定されると予想される。そこで、計算機上で数値計算を行い、撮影結果との比較を行った。

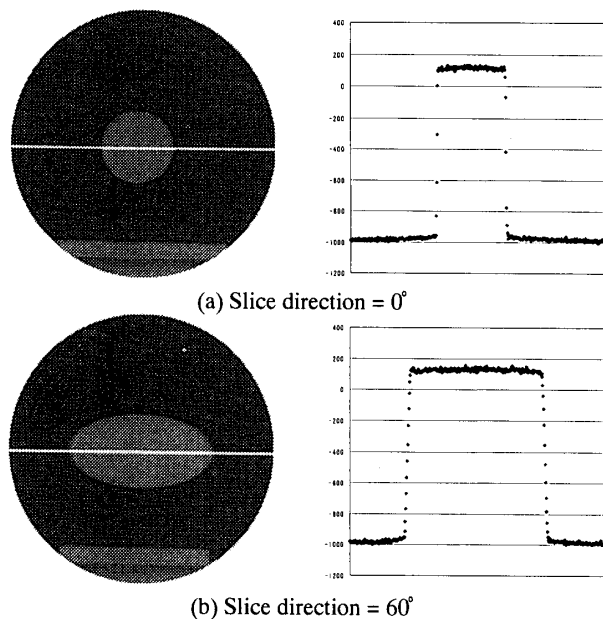


Fig. 3 CT images of the specimen and the CT values along the white line

数値計算においては、樹脂のCT値を100%、空気のCT値を0%としたときの、ボクセル内部に含まれる樹脂と空気の体積比率が、そのボクセルのCT値と比例関係にあると仮定した。この時、ボクセルおよび対象とする円柱のサイズは実際の撮影条件と同じ値を用い、各ボクセル内に含まれる樹脂部分の体積比率を積分計算により算出した(図4参照)。

正確なモデル形状を得るためには画像に占める対象物の面積が重要であるので、閾値を変化させた時の円柱の断面積を算出した。閾値はアクリル樹脂内部のCT値を100として、10から90の値で変化させた。

撮影されたCT画像から算出した断面積と、数値計算により求めた断面積を、理論的に求められる円柱断面積で正規化した値を図5に示す。

実測については、傾斜角が $0^\circ$ と $60^\circ$ 共に、閾値の設定が異なると面積比で最大10%程度の差が生じている。一方、解析結果では、 $60^\circ$ では8%程度と実測と同程度の差が生じているが、 $0^\circ$ の場合には2%程度と小さい値になっている。

撮影されたCT画像から算出した断面積について、傾斜角 $0^\circ$ の時にも部分体積効果が大きく現れた理由として、CT装置で画像生成が行われる際にフィルタ処理を含んでいる可能性が挙げられる。つまり、臨床用のX線CT装置が出力するスライス画像は、医師が読影しやすいように軟組織を強調したり、分解能を高めるためのフィルタ処理が行われている可能性がある。

このことを確認するために、空気と樹脂の中間のCT

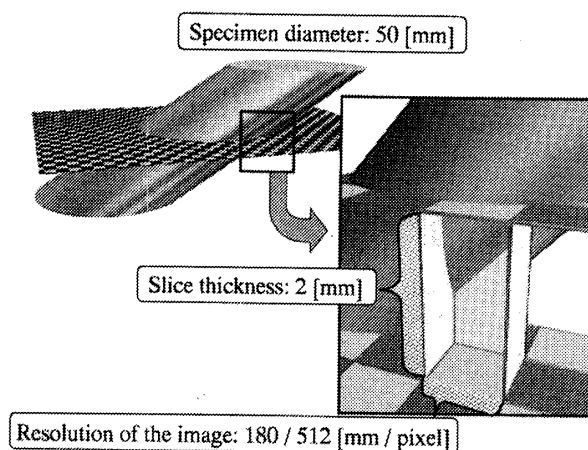


Fig. 4 A schematic diagram for calculation of partial volume effect

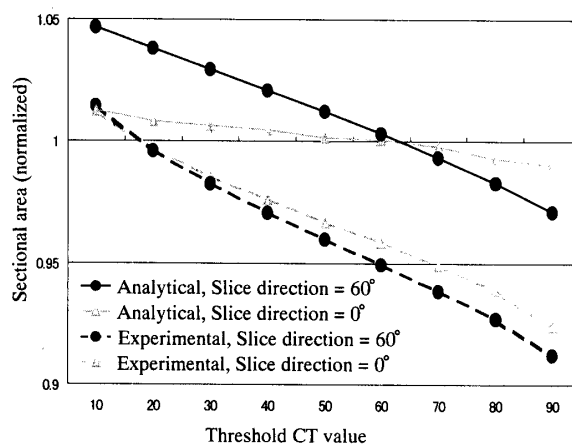


Fig. 5 Estimated sectional area of the cylindrical object

値を持つ画素、すなわち部分体積効果が現れている画素の割合を調べた。図6は、数値解析結果と実験結果について、それぞれヒストグラム表示したものである。横軸は空気のCT値を0、アクリル樹脂のCT値を100としたときのCT値を示しており、縦軸はそのCT値を持っている画素数である。

この結果をみると、ボクセル内に占める空気と樹脂の体積比率からCT値を求めた数値計算結果に比べて実験結果では空気と樹脂の中間のCT値を持つ画素の割合が非常に多くなっているとともに、空気側および樹脂側に偏った分布となっている。これがフィルタ処理による影響と考えられる。

なお、図5において、実測の面積は解析値に比べて下側にシフトしている。これは本来の形状よりも小さく評価されていることを意味している。この原因はCT撮影時に設定される画像解像度に関するスケール

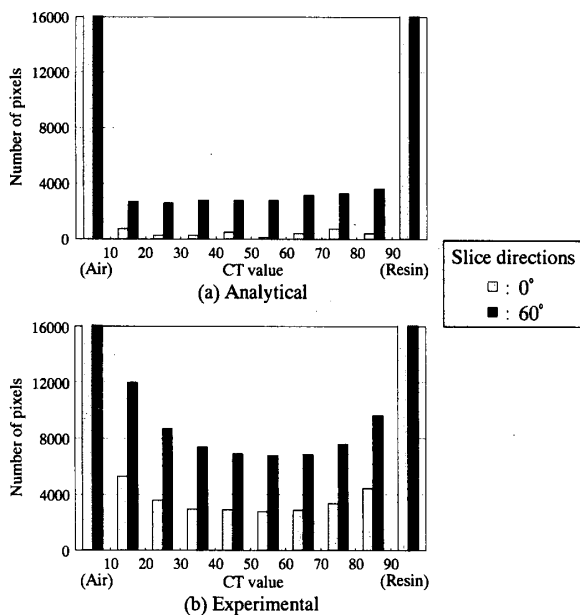


Fig. 6 Histogram of the pixels with vague CT values

(180mm) がわずかにずれている可能性が考えられる。スケールを2%大きくすると撮影角度  $60^\circ$  の解析結果と実験結果はほぼ一致する。ただし、上記のフィルタ処理の影響によるずれの可能性もあるので、この問題については今後の検討課題としたい。

**3.3 CT値の補正** X線CT撮影により得られる画像は必ずしも本来の物性値を示していないことが上述の考察により明らかとなった。そこで本節では、CT画像の補正の試みについて述べる。

CT値が分散する現象は、CT値が大きく異なる対象物の輪郭部に現れていることから、外形状を認識しながら補正を行うのが理想的である。しかし、複雑な骨体形状を自動認識し、それを数値化して補正処理を行うのは容易ではない。

今回は簡便な方法として、境界付近のCT値の変化を次式に従い補正する処理を行ってみた。

$$V_{new} = \begin{cases} V_{up} - \alpha \frac{V_{up} - V_{CT}}{V_{up} - V_{th}} & (V_{CT} \geq V_{th}) \\ V_{CT} & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (3)$$

ここで、 $V_{CT}$ は補正前のCT値、 $V_{new}$ は補正後の値である。 $V_{up}$ はCT値が高い部分の代表値であり、 $V_{th}$ は対象物を抽出する時に設定する閾値、 $\alpha$ は補正量の上限值である。

この式により、閾値以上のCT値が $V_{up}$ 付近に集中される変換が施されるため、物体の境界が明確化され

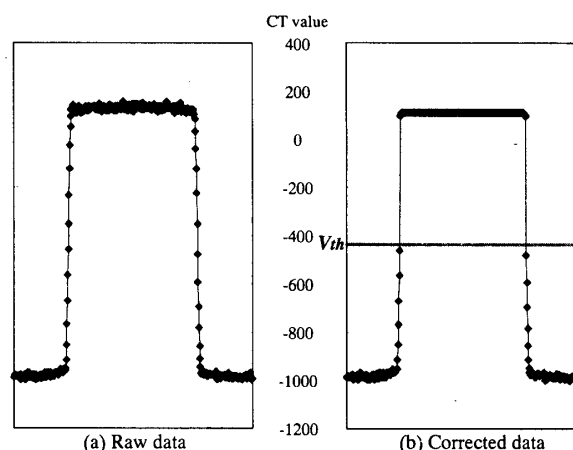


Fig. 7 Transformation of CT values in Fig.3(b) by the proposed corrected function

る。また、閾値以下のCT値に対しては影響を与えないので、対象領域内部に低いCT値があっても同じ値が保持される。

以上の補正効果を確認するため、前述の亚克力製円柱を傾斜角  $60^\circ$  で撮影した時のCT画像(図3(b))に適用した。 $V_{up}$ には亚克力樹脂の代表CT値(+110)、 $V_{th}$ には $V_{up}$ の値と亚克力以外の部分(空気)のCT値(-987)との中間値(-438.5)を設定した。また、補正量の上限值 $\alpha$ は20とした。計算結果を図7に示す。

補正前に分散していた中間状態のCT値は、補正によって閾値以上のCT値が樹脂部のCT値付近に変換されていることがわかる。

**3.4 モデリングに与える影響** 前節の補正方法の有効性を確認するために、有限要素モデルを構築し、ヤング率分布の比較を行った。

まず、亚克力製円柱を傾斜角  $0^\circ$  および  $60^\circ$  で撮影した補正前、補正後の画像から、筆者らが開発したモデリング手法<sup>(7)</sup>を用いて四面体要素により構成される有限要素モデルを作成した。物体抽出時の閾値が補正前後で同じであるため、有限要素モデルの規模は同一となり、傾斜角  $0^\circ$  での円柱モデルは9,887節点、55,248要素、 $60^\circ$ での斜円柱モデルは10,465節点、56,601要素である。

ヤング率は各要素毎に要素内部に位置する画素情報からCT値の平均値を求め、(1)式を用いて算出した。ただし、ここではヤング率の最大値を100とした。

算出したヤング率分布を図8に示す。図8(a)は、補正前のヤング率分布である。亚克力樹脂の円柱はほぼ均質な材料と考えられるが、モデルのヤング率分布は一様とはならず、内部に比べ周辺部に低い値が設定されている。

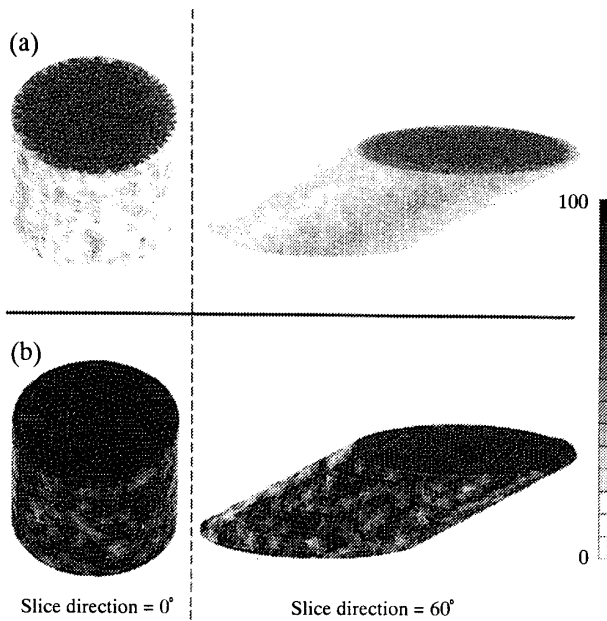


Fig. 8 Distribution of the Young's modulus of the finite element model

一方、図8(b)は、補正後のCT画像によるヤング率分布である。表面の一部に低いヤング率が設定されているが、ほぼ一様なヤング率分布が得られており、CT画像の補正効果が示されている。

#### 4. 乾燥下顎骨を用いた実験的検証

今回提案した補正方法を実際の骨体に適用した場合の有効性を検証するため、乾燥下顎骨を用いた荷重実験と有限要素モデルによる応力解析を行った。

荷重実験は図9に示すように、乾燥下顎骨の左右の下顎頭間をリニアブッシュを介して9.71Nの荷重で準静的に圧縮し、そのときのたわみ量をレーザ変位計を用いて測定した。また、奥歯付近から切歯部にかけて4箇所貼った歪ゲージでひずみ量を測定した。歪ゲージの貼り付け位置を図10に示す。測定では、三軸歪ゲージを用いたロゼット解析により最大主ひずみを算出した。

次に、実験に用いた乾燥下顎骨をX線CT撮影し、その画像をもとに有限要素モデルを作成した。CT撮影の条件は円柱試験片の時と同一である。骨体領域の抽出は、空気の代表CT値(-987)と緻密骨の代表CT値(+1933)の中間(+473)に閾値を設け、基本的にはそれ以上のCT値を持つ閉領域を骨体として抽出した。なお、緻密骨および空気の代表CT値は、それぞれの領域におけるサンプル点の平均値として算出した。ただし、下顎頭部分は明確な緻密骨領域がなく、閾値による骨体抽出が困難なため、手作業で抽出作業を行った。

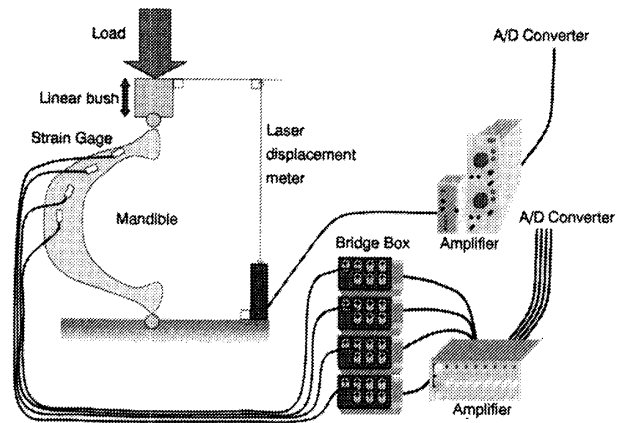


Fig. 9 Overview of the loading experiment

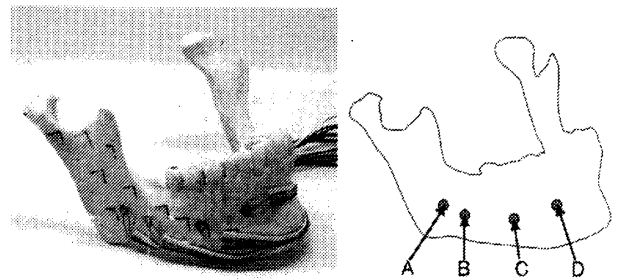


Fig. 10 Dry mandible and positions of strain gages

個別モデリング手法<sup>(7)</sup>によって構築したモデルは二次四面体要素で構成され、要素数101,215、節点数145,242である。

CT画像の情報をそのまま用いて作成したモデルのヤング率分布を図11(a)に示す。下顎骨表面は骨密度の高い緻密骨で被われているので、本来は高いヤング率が設定されるべきであるが、生成されたモデルの表面は、緻密骨のヤング率(16GPa程度)よりも大幅に低い値が設定されている。

一方、CT画像に補正を行った場合のヤング率分布は、図11(b)のようになり、補正なしの場合に比べて表面要素に高いヤング率が設定されていることがわかる。また、内部の海綿骨や明確な緻密骨領域のない下顎頭部では、補正なしの場合と同じ低いヤング率が設定されている。

以上のヤング率分布の違いが力学解析に与える影響を調べるため、それぞれのモデルについて荷重実験と同じ力学条件を与え、応力解析を行った。荷重実験および補正前後の有限要素解析から得られた結果について、荷重点のたわみ量を表2に示す。また、実験時に配置した歪ゲージ位置の最大主ひずみと解析結果の比較を表3に示す。

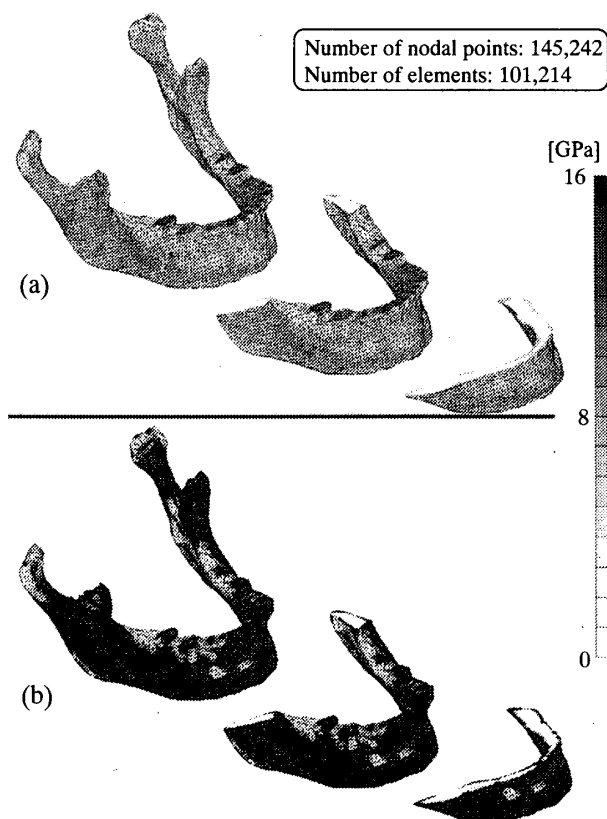


Fig. 11 Distribution of Young's modulus

Table 2 Comparison of flexure

Experiment	0.719 mm
FEM (a)	3.044 mm
FEM (b)	1.270 mm.

Table 3 Comparison of maximum principal strain

	Maximum principal strain ( $\times 0.001$ )			
	A	B	C	D
Experiment	0.0834	0.0736	0.156	0.198
FEM (a)	0.4261	0.4887	0.4478	0.5621
FEM (b)	0.1510	0.2105	0.1482	0.1950

下顎頭間に生じるたわみは、CT画像からそのままモデリングした場合には、実験値に比べ4倍以上大きな値となっている。これに対し、CT画像に補正を加えて作成したモデルによる解析結果では、実験値に近い値が算出されている。

最大主ひずみについても補正なしの場合は、すべての歪ゲージ位置について実験値に比べて大幅に高い値となっているのに対し、補正を加えたモデルでは実験値に近い値となっている。

## 5. 結 言

個別モデリングの際に用いるX線CT画像の情報は、部分体積効果によって必ずしも正確な物性を反映していないことを指摘し、部分体積効果の影響を数値的・実験的に考察した。

まず、解析モデルの作成時にCT画像の情報をそのまま用いると、モデルのヤング率に適切な値が設定できないことを指摘し、これを補正する手法を提案した。次に、提案する補正手法が骨体にも適用可能であることを乾燥下顎骨を用いた実験により検証した。

今回は閾値以上のCT値を、予想されるCT値付近に引き上げる方法について報告したが、より適切な画像補正を行うには、骨体形状を考慮した補正を行う必要がある。これについては別報で報告したい。

## 謝 辞

本研究は文部科学省科学研究費補助金基盤研究B(11558105)の補助を得て遂行した。また、本稿をまとめるにあたり、岩崎光宏君[現：三菱電機(株)]と北川祐介君[現：東京工業大学大学院修士課程]には、実験計測および数値計算でご協力いただいた。感謝の意を表したい。

## 文 献

- (1) Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Buskirk, W. C. and Adnerson, R. C., Modeling the Biomechanics of the Mandible (A Three-Dimensional Finite Element Study), *J. Biomechanics*, **25**, (1992), 287-295
- (2) Keyak, J. H., Meagher, J. M., Skinner, H. B. and Mote, C. D., Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method, *J. Biomed. Eng.*, **12**, (1990), 389-397
- (3) Müller, R. and Rügsegger, P., Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures, *Med. Eng. Phys.*, **17**, (1995), 126-133
- (4) Merz, B., Lengsfeld, M., Müller, R., Kaminsky, J., Rügsegger, 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*, (1996), 125-134
- (5) 伊能教夫・小林弘樹・横宏太郎, X線CTデータに基づく下顎骨の個別モデリング手法, *機論*, **60**-574, C (1994), 2078-2084
- (6) 伊能教夫・小関道彦・末次剛・横宏太郎・宇治橋貞幸, X線CTデータに基づく骨体の個別モデリング手法, *機論*, **64**-620, C (1998), 1223-1228
- (7) 伊能教夫・鈴木知・宇治橋貞幸・横宏太郎, X線CTデータに基づく骨体の応力解析 (Delaunay Triangulation を利用した個別モデリング), 第11回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, **99**-3, (1999), 294-295
- (8) Carter, D. R. and Hayes, W. C., Bone Compressive Strength: The Influence of Density and Strain Rate, *Science*, **194**, (1976), 1174-1176