

X線CTデータに基づく骨体の個別別モデリング手法*

伊能 教夫*¹, 小関 道彦*², 末次 剛*³
榎 宏太郎*⁴, 宇治橋 貞幸*¹

Individual Modeling Method of a Bone based on the X-ray CT data

Norio INOU, Michihiko KOSEKI, Takeshi SUETSUGU,
Koutarou MAKI and Sadayuki UJIHASHI

Reliable stress analysis of a bone requires the precise finite-element model. This study deals with an automated method of an individual finite-element model of a bone based on the X-ray CT data. The method consists of two processes. The first process produces an approximate finite-element model of a bony shape with small tetrahedral elements. For the modeling, various types of tetrahedral elements with almost same volume were provided. The second process transforms the approximate model so that the model is fitted to the outer shape. We applied the method to a human lumbar vertebra and a human mandible. The proposed method successfully generated the exact finite-element models of the bones.

Key Words: Individual Modeling Method, Finite-Element Model, X-ray CT, Mandible, Vertebra

1. 緒 言

現在, 医療の現場では X 線 CT や MRI に代表される生体の三次元測定装置を利用する機会が増えている。現状では, 画像による診断が中心であるが, ここから得られる情報をもとに自動的に力学モデルを作成し, 応力解析を行う手法が確立されれば, 医工学の分野に大きく貢献できるものと考えられる。

応力解析を行う上で重要なことは, できるだけ正確な力学モデルを作成することである。すなわち, 個人の骨形態を反映した有限要素法モデルが必要となる。また, 多くの症例に対して解析を行うには, モデル作成の省力化が重要な課題となる。有限要素モデルを自動生成する手法は, 機械要素や工具等の人工物に対してはすでに実用段階に入っている。しかし, 骨体のように複雑な形には, まだ適用が困難である。そのため, X 線 CT あるいは MRI から得られる画像データから

自動的に三次元有限要素モデルを生成させる手法が, 最近, 検討され始めている。

Hart らは, CT 画像から自動メッシュアルゴリズムによって下顎骨の有限要素モデルを作成し, 応力解析を行っている⁽¹⁾。彼らの手法はモデリングが自動化されてはいるものの, 要素分割の仕方が単調であるために, 下顎骨のように不定形で凹凸の多い形では, 要素の大きさが不ぞろいになったり, 要素形状がゆがんでしまうという欠点がある。

Keyak らは, Hart らとは異なる手法の自動生成アルゴリズムを提案している⁽²⁾⁽³⁾。彼らの方法は, 小さな立方体要素(ボクセル)で骨体を表現するというものである。この方法は, アルゴリズムが単純で三次元画像を再構築する手法と整合性がよいため, 将来的には有力になると予想される。しかし, 立方体で曲面を表すためには, 非常に要素数を多くする必要がある。彼らが示した要素数約 2 万弱の大腿骨のモデルでは, 骨体の曲面部はかなり粗い。モデルの精度を上げるためにボクセルの大きさを例えば縦, 横, 高さ, それぞれ 5 分の 1 に縮小すると, 約 200 万要素のモデルとなる。この要素数の規模になると, 通常のコンピュータで応力解析を頻繁に行うのは, 現状では難しい。

Müller らは, Keyak らの方法を改善するために,

* 1996 年 9 月 21 日 第 74 期全国大会において講演, 原稿受付 1997 年 7 月 10 日。

*¹ 正員, 東京工業大学大学院情報理工学研究所 (☎ 152-8550 東京都目黒区大岡山 2-12-1)。

*² 富士通(株) (☎ 222-0033 横浜市港北区新横浜 3-9-18)。

*³ 東京工業大学大学院。

*⁴ 昭和大学歯学部 (☎ 145-0062 東京都大田区北千束 2-1-1)。

立方体を基準にしながら、立方体をさらに五つの四面体要素で分割して骨体を表現する手法を提案している⁽⁴⁾。大きな改善点は、骨の表面部分を立方体の角を切り落とすことで滑らかに表現している点である。このモデリング手法は、CT画像を三次元表示する手法を応用したもので、アルゴリズムが洗練されており、骨梁の有限要素モデルを作成することに成功している。しかし、この方法もまだ改良の余地があるように思われる。というのは、骨体の表面部分は、しばしば極端に小さな四面体になったり、細長い四面体が生じると考えられるからである。

一方、著者らは標準的な有限要素モデルを用意しておき、これをCT画像データを基に変形することにより個別別モデルを作成する手法を提案した⁽⁵⁾⁽⁶⁾。この手法の利点は、少ない要素数で、信頼の高い応力解析が行えることにある。ただし、完全な自動化は困難であり、得られたモデルが適切であるか確認する作業が必要であること、また、種類の異なる骨体に適用する場合は、新たに標準となる有限要素モデルを作成しなければならないという欠点がある。そこで今回は、自動化に焦点をあてたモデリング手法について考察を行った。

2. 個別別自動モデリング手法

著者らが今回開発したモデリング手法は、Müllerらと同じく、骨体を四面体有限要素で表現するものである。ただし、彼らの方法では、立方体を基準とし、それぞれを四面体に分割しているのに対し、本手法では最初から四面体を基準にしている。また、Müllerらの方法では、骨体表面は、立方体の角を切り落とすことで表現しているが、本手法では、まず四面体要素で概略的なモデルを作成しておき、次にこれを骨体の外形状にフィットさせる操作を行っている。すなわち、本手法では、次の2段階のプロセスによってモデリングを行っている。

プロセス1：四面体ボクセル要素を組合せ、概略的なモデル(一次モデル)を作成する。

プロセス2：一次モデルを対象物の外形状にフィットするように表面追従させて、最終的なモデルを得る。

プロセス1は、ほぼ同じ大きさの四面体要素で対象となる骨体形状を表現する作業である。また、プロセス2はプロセス1で得られた一次モデルの節点を移動させ、正確なモデルに整形する操作である。以下、二つのプロセスについて詳しく述べる。

2・1 基本ボクセル要素によるモデル化 本手法

では、対象物をできるだけ忠実に表現するために、さまざまな四面体要素を用意している。これらは、形と大きさによって三つのグループに分類している。まず、最も基本となる第1グループの要素を図1に示す。

第1グループのすべての要素は、二つの直方体で構成されるボックスの中に収まっている。すなわち、12個の頂点のうち、四つの頂点を利用して正四面体に近い要素を作っている。ボックスの上面と下面は、CT画像の面に対応している。つまり、上下面の間に要素をできるだけすきまがないように埋めて対象物の断面形状を表現する。第1グループの四面体要素は、実質的には2種類の要素であるが、要素の向きも含め、六つのタイプがある。タイプ1から4までは、ボックスの上下面、すなわちCT画像の面に必ず一つの三角形をもっている。タイプ5と6は上下面には三角形をもっておらず、タイプ1から4までの要素の傾斜した三角形の面に結合する。

これら四面体要素の形は、できるだけ正四面体に近い方が応力解析には都合がよく、ボックスの縦、横、高さの比率は、CT画像の撮影間隔でほぼ決定される。ただし、四面体要素が正四面体に近い範囲で比率を調整することは可能である。ボックスの比率が決定すると、それを構成する直方体の頂点座標は、四面体要素を生成させる際の頂点の候補として利用される。

モデリングを自動的に行う基本原理は、既存の四面体要素の一つの面(三角形)を基準にして、新しい四面体要素を決定できるというものである。つまり、三角形の面に対して頂点が一つ探索できれば、新しい四面体を生成できる。この作業を繰り返すことによって一次モデルを生成している。

この生成手法の基本的なアルゴリズムは以下のようである。

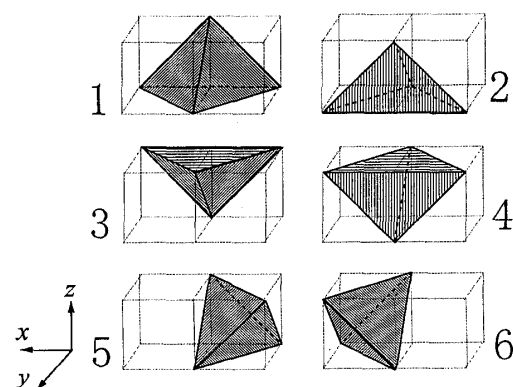


Fig. 1 The first group of tetrahedral elements for the automated modeling method

ステップ1: 対象物の領域内部の適当な場所に一つの要素を配置する。これが有限要素モデルの核となる。

ステップ2: 四面体要素を一つ選択し、さらにその一つの面に着目する。この面を新しい四面体要素を生むベースとし、それに適した頂点を探索する。この探索は、次の三つのケースに分類される。

ケース1: 探索した頂点の座標は、すでに他の四面体要素が頂点として使用している。

この場合は、新しく作ろうとしている四面体と同一の場所に他の四面体が存在しているかどうかチェックする。まだ存在していないならば、新しい要素を作る。存在していれば、新しい要素は作らない。

ケース2: 探索した場所は、どの要素も頂点として利用していない。

この場合には、新しい頂点を設定し、新しい四面体要素を作る。

ケース3: 探索した場所は、対象物の領域外である。

この場合は、新しい要素は作らない。

ステップ3: 別の三角形に着目してステップ2を実行する。

ステップ4: ステップ2およびステップ3をすべての四面体要素で実行する。そして、頂点も四面体も探索する候補がなくなったならば、作業を終了する。

ここで、上述したプロセス1を円柱形の対象物に適用してみた。入力データには、CT画像の代わりに4枚の円図形を使用した。結果を図2に示す。生成された有限要素モデルには、多くの凹凸が発生している。この凹凸面を平滑化するのが、プロセス2である。

2・2 一次モデルの変形操作 プロセス2は、一次モデルを対象物の外形状にフィットするように形を整える操作である。このプロセスは、モデルを精密化

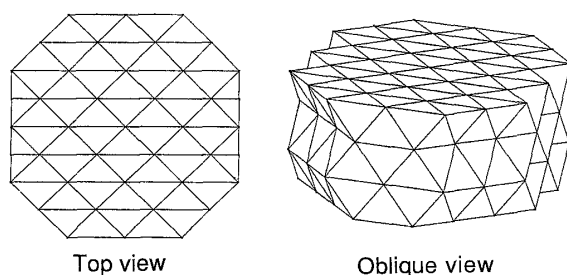


Fig. 2 Generated finite-element model by the process 1. Number of nodal points: 138, elements: 420

するが、要素数は増加しないという特長がある。成形方法は、以下のようなアルゴリズムで行う。

ステップ1: 一次モデルのどれか一つの節点を選び、同じ平面上(CT面上)の隣接した周囲の節点を探索し、その数をカウントする。この探索は、次の二つのケースに分類される。

ケース1: 探索した節点数が6個である。

この場合は、探索した節点は図3に示した黒丸のように、対象物内部の点であると認識される。この節点は移動する必要がないので、ステップ1に戻り別の節点を選択される。

ケース2: 探索した節点数が5個以下である。

この場合は、モデル外表面を構成する節点であるので、外形状の輪郭線上の位置まで移動する。この移動操作は、ステップ2で行う。

ステップ2: 節点の移動方向を決定して、輪郭線と交わる位置まで節点を移動する。移動方向の算出は、選択された節点に対するモデルの外側に位置する節点へのベクトル和から計算する。例えば図3の点aでは、モデルの外側の節点は3個であるので、三つのベクトル和で方向が決定される。同様に点bでは2個、点cでは1個のベクトルで方向が決定されている。節点移動を行ったらステップ1に再び戻り、この操作を一次モデルを構成するすべての節点で行う。

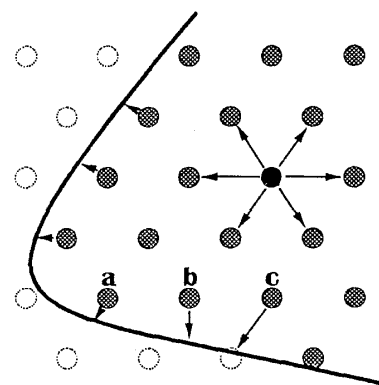


Fig. 3 Transformation of the shape by moving outer side of nodal points

ステップ3: ステップ2までの操作で得られた節点の移動すべきデータを用いて、一次モデルを変形する。この変形は、強制変位を与えた有限要素解析によって行う。従って、内部の節点位置も外側の節点の移動とともに若干移動する。

以上に述べたプロセス2を図2に示した一次モデルに適用した。結果を図4に示す。凹凸のほとんどない有限要素モデルが生成されている。

2・3 第2および第3グループ要素の導入 プロセス1および2によって円柱形の対象物が四面体要素でモデリングできることを示したが、さらに複雑な対象物に適用した場合、問題が生じることがわかった。例として、斜円柱の対象物に適用した結果を図5に示す。モデル内にいくつか空けき(例えばAで示した箇所)が生じており、表面がうまくモデリングできていない。つまり、一次モデルの凸凹が大きすぎるため、プロセス2の成形操作で処理しきれない状態になっている。したがって、第1グループの要素のみでは、斜円柱をうまく表現できない。

モデルの欠損の発生を防ぐには、一次モデルの作成時に対象物の領域内をできるだけ四面体要素で充てんしておく必要がある。このため、第1グループの要素にバリエーションを与えた四面体要素を多数用意し、充てん率を向上させることにした。これらの付加的に加えた要素は数十種類あり、第2および第3グループ

に分類して使用している。それぞれの要素のサンプルを図6および7に示す。

第2グループの要素は、第1グループの要素(タイプ1から4)から派生しており、24個の要素のタイプがある。図6に示したタイプ11から16は、第1グループのタイプ1から派生したもので、底面の三角形をベースとし、頂点を水平面内で移動させて作っている。このため要素の占める体積は第1グループと同じである。これらの要素は、第1グループよりも正四面体をくずした形になっており、第1グループの要素では充てんできなかった領域を埋める役割を果たす。

第3グループの要素は、第2グループの要素でも充てんできない箇所を埋めるために用意されたもので、第2グループの要素から派生している。図7に示した要素は、第2グループのタイプ11から派生したもので、タイプ11の三角形の面に結合する。このため第3グループの要素は、第2グループよりも正四面体をくずした形になっている。また、要素が占める体積も他のグループとは若干異なる。

それぞれの要素の使用方法は、まず第1グループの要素で、対象物の領域を充てんし、次に第2グループの要素が充てん可能な場所に配置し、最後に第3グル

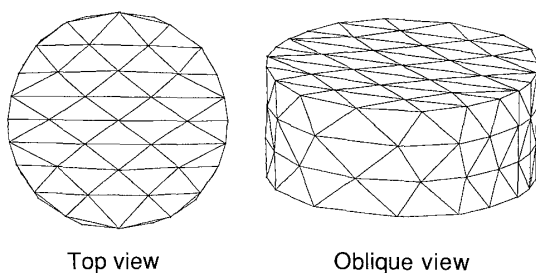


Fig. 4 Generated finite-element model by the process 1 and 2

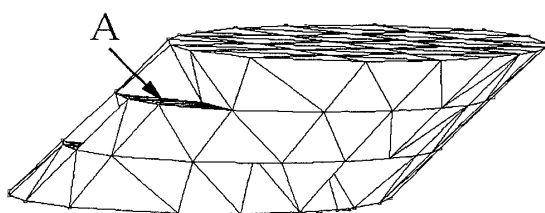


Fig. 5 Modeling result of the oblique cylindrical object by use of the only first group of elements.
Number of nodal points: 129, elements: 398

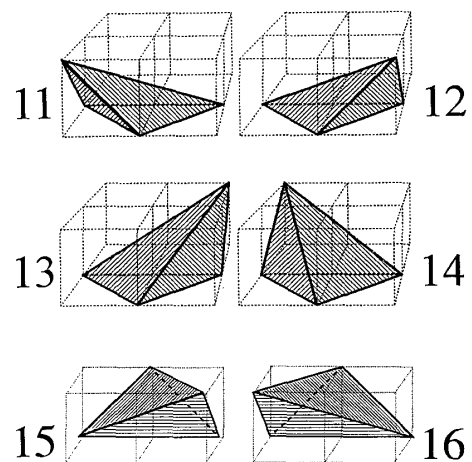


Fig. 6 The second group of elements

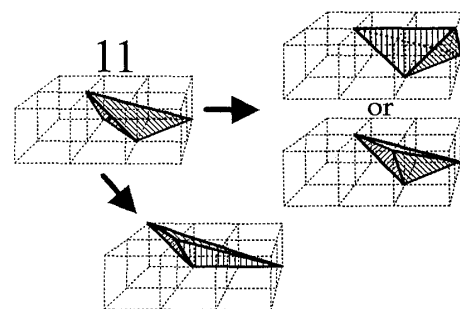


Fig. 7 The third group of elements

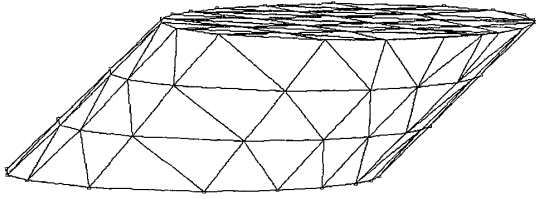


Fig. 8 Modeling result of the oblique cylindrical object by use of the first, second and third groups of elements

ープの要素で可能な限りすき間を埋める。これらの要素を用いてプロセス1および2を斜円柱に適用した結果を図8に示す。欠損のない正確な有限要素モデルが生成されている。

3. 骨体の個別モデリング

骨体の個別モデリングの手順は、プロセス1および2を実行する前に、対象とする骨部を抽出する作業を行う必要がある。これについて次に述べる。

3・1 骨部の抽出 CT画像は、512×512ピクセルの解像度で2mm間隔で撮影されたデジタルデータを使用している。図9(a)は、ヒトの腰椎部のオリジナルデータの画像である。明るい部分がCT値が高く、骨体を認識できる。しかし、この状態から自動的に骨部のみを抽出するのは困難である。そこで骨部を画像処理によって強調してから骨部抽出を行った。

CT値を段階的な値に変換し(ここでは四値化)、骨組織を強調したのが、図9(b)である。この画像変換は、骨体の外側部分はCT値が高く、骨体周辺の軟組織ではCT値が低いことを利用して値を設定している。骨部強調後の画像では、骨体周辺の軟組織を容易に除去することができる[図9(c)]。また、骨部の輪郭線も抽出することができる。

画像抽出した骨体は、正しいCT値になっていないので、オリジナルデータから同一の場所のデータをピクセルごとに転送する。これによって骨部だけの画像データを得ることができる[図9(d)]。

なお、顎骨の骨部抽出では、虫歯治療などによる金属がCT画像を乱し、アーチファクトとなって現れる。このような部分は、現段階では手動で画像を整える必要がある。

3・2 骨体のモデリング 骨部の画像を入力データとして、個別有限要素モデルを作成した結果を図10に示す。また図11には、CT画像から画像処理装置(Voxel Flinger)によって再構築された三次元画像を示す。本手法によって正確な有限要素モデルが得ら

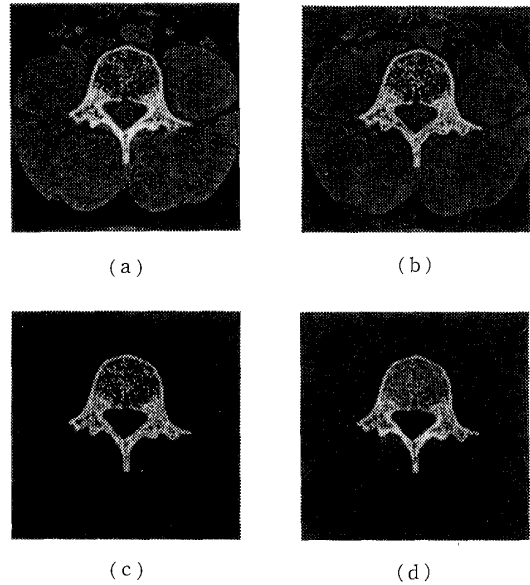


Fig. 9 Extraction of the bony part (a human vertebra)

number of elements: 144,994
number of nodal points: 27,820

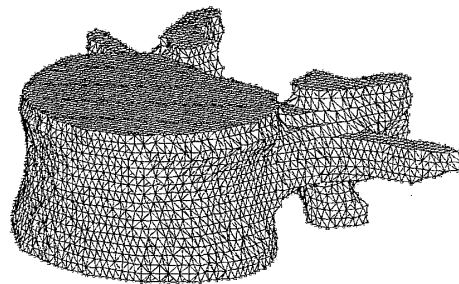


Fig. 10 Generated finite-element model of the human vertebra

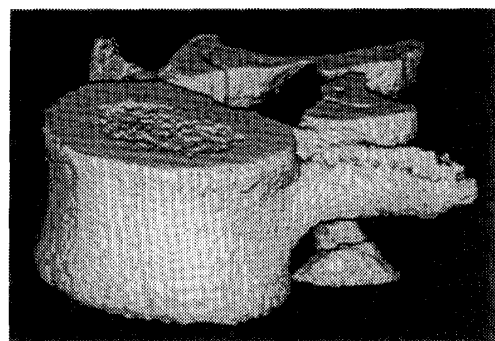


Fig. 11 Three-dimensional image of the same vertebra

れていることがわかる。同様に、顎骨の画像データを用いてモデリングを行った結果を図12に示す。脊椎骨の場合と同じく正確なモデリングが行われていることが下顎部の三次元画像[図13]からわかる。

モデリングのソフトウェアの開発は、Visual C++(マイクロソフト社)で行った。計算に要する時間は、

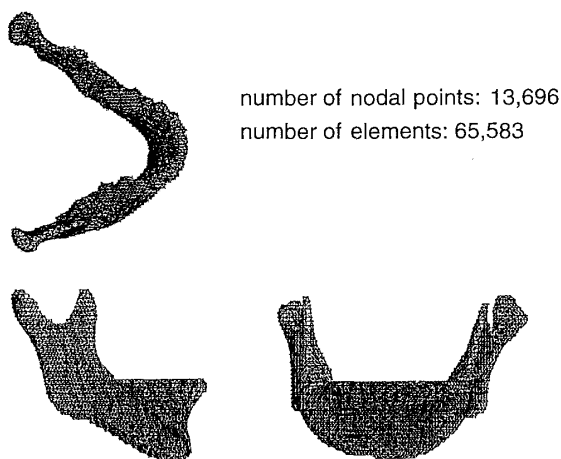


Fig. 12 Generated finite-element model of the mandible

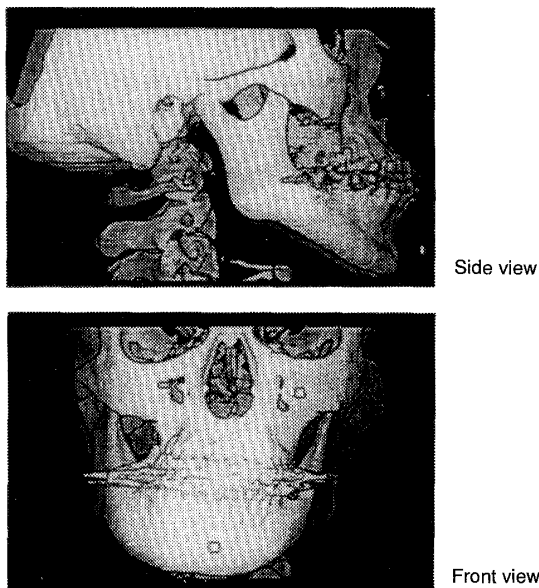


Fig. 13 Three-dimensional image of the same mandible

要素数によって異なるが、脊椎骨のモデルでは DEC alpha 433 MHz 搭載のパーソナルコンピュータ(ビジュアルテクノロジー社)で、2時間程度であった。

4. 結 言

本稿では、X線CT画像から個別別有限要素モデル

を自動生成する新しいモデリング手法について報告した。提案した手法は、さまざまな骨体の有限要素モデルに適用できると考えている。Müllerらの手法との性能比較は、CT画像が異なるので行っていないが、今後マイクロCT画像を用いて彼らと同様な骨梁構造のモデリングを行う予定である。

また、有限要素モデルを用いて応力解析を行うためには、有限要素の材料定数を決定し、力学条件を設定する作業が必要である。今回得られた脊椎骨および下顎骨の力学シミュレーションの詳細については、別報で報告する予定である。

さらに、本手法によって得られた下顎骨モデルの表面データを用いれば、骨体の外形状を正確に描画できるので、顎運動測定器から得られる運動データに従って画像表示することにより、非侵襲の状態で個別別の顎運動を観察する顎運動表示システムが実現できる⁽⁷⁾。これについても別報で報告したい。

文 献

- (1) Hart, R. T., Hennebel, V. V., Thongpreda, N., Buskirk, W. C. and Anderson, R. C., Modeling the Biomechanics of the Mandible (A Three-Dimensional Finite Element Study), *J. Biomechanics*, **25**(1992), 287-295.
- (2) Keyak, J. H., Meager, 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), 389-396.
- (3) 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, *J. Biomed. Eng.*, **15**(1993), 505-509.
- (4) Müller, R. and Ruegsegger, P., Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures, *Med. Eng. Phys.*, **17**(1995), 126-133.
- (5) 伊能教夫・小林弘樹・榎宏太郎, X線CTデータに基づく下顎骨の個別別モデリング手法, *機論*, **60**-574, C(1994), 2078-2083.
- (6) Inou, N., Iioka, Y., Fujiwara, H. and Maki, K. (Hayashi, K. and Ishikawa, H., 編), *Functional Adaptation of Mandibular Bone, Computational Biomechanics*, (1996), 23-42, Springer-Verlag.
- (7) 伊能教夫・倉見俊光・宇治橋貞幸・榎宏太郎, 3D-CTデータを用いた個別別顎運動表示システムの開発, 第74期通常総会講演論文集, **97**-1(1997-3), 314-315.