

X線CT画像に基づく骨体の個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)

小 関 道 彦^{*1}, 北 川 祐 介^{*2}
伊 能 教 夫^{*1}, 榎 宏 太 郎^{*3}

Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (The Correction Method of CT Values Influenced by Partial Volume Effect)

Michihiko KOSEKI^{*4}, Yusuke KITAGAWA,
Norio INOU and Koutarou MAKI

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

Individual stress analysis of a bone based on X-ray CT data provides useful information for diagnoses and medical treatments. Many studies on the stress analyses have been reported, however little attention has given to partial volume effect in the CT data. The partial volume effect may cause lower reliability in the analytical results because CT values on a bony part are changed by the effect. This paper proposes a method to correct CT values influenced by the partial volume effect. The correction method transforms CT values using a regression curve of an exponential function. The validity of the proposed method is confirmed by use of CT images of femurs of a pig and human mandibles.

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

1. 緒 言

計算機性能の飛躍的な向上に伴い、比較的短時間で大規模な計算機シミュレーションが実行可能となってきた。この進展に伴い、X線CTやMRIなどの医用画像から精密な個別別の力学モデルを構築し、生体の力学状態について解析する研究が活発に行われるようになってきている^{(1)~(5)}。そして今後、疾病の診断や治療に有用な情報が計算力学の手法によって提供可能になると期待されている。このような観点から、筆者らもX線CT画像をもとに患者毎に個別別モデルを構築し、生体内での骨体に生じる力学状態を有限要素解析で調べることを試みている^{(6)~(10)}。

ここで、臨床で用いられているマルチスライス画像から3次元力学解析モデルを構築する際には、対象物の形状を正確に反映したモデリングも重要であるが、画像データから対象物の物性を適切に推定する方法に

についても詳しく検討する必要がある。本論文ではヤング率設定の基準となるCT値の補正について考察を行う。

Keyakらは、X線CT画像をもとに有限要素モデルを構築して、ヒト大腿骨の頸部骨折に関して圧縮破壊実験と計算機シミュレーションの結果の比較を行っている⁽¹¹⁾。ここでは、骨折の発生荷重に高い相関が報告されているが、CT画像に発生するパーシャルボリューム効果と呼ばれる現象によってCT値が変化するため骨体表面のヤング率を適切に設定できないとして、骨体表面については考察の対象外としている。

パーシャルボリューム効果と同様の現象が、検出器の大きさが制限されるポジトロン断層撮影法(Positron Emission Tomography; PET)においても発生する。そのため、PET画像を定量的に評価する際には、その重大な影響を低減するために、画像処理による補正が一般に行われている⁽¹²⁾。しかし、CT画像をもとに個別別モデルを作成した場合にパーシャルボリューム効果がヤング率設定に与える影響については、筆者の知る限り明らかにされていない。

前稿では、パーシャルボリューム効果がヤング率設

* 原稿受付 2003年10月20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。

^{*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

定に大きく影響を及ぼすことを指摘し、閾値を越えるCT値を比例的に補正する方法によりヤング率を設定する方法について提案した⁽¹³⁾。本稿では、より信頼性の高い個別応力解析を実施するために、撮影対象の形状を考慮してパーシャルボリューム効果を補正する手法を提案する。

2. パーシャルボリューム効果

筆者らは、CT画像をもとに作成した骨体の個別有限要素モデルについて、各要素のヤング率はCT値を参照して直接設定している。すなわち、CT値は骨密度と比例し、ヤング率は骨密度の3乗に比例するというCarterらによる報告⁽¹⁴⁾を参考にCT値からヤング率を算出する式を求め、個別モデルの各要素に適用している。

このとき、正確な物性値をモデルに設定し、有限要素解析で信頼性の高い結果を得るためには、X線CT装置が対象物の物性を正確に反映したCT値を出力していることが必要となる。しかし、臨床に利用されている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2~5mm程度の厚さをもつX線で撮影したデータが診断に用いられている。この無視できない厚さをもったX線で撮影されたCT画像では、被検体の撮影箇所や状況によっては1画素に複数の物質を含む場合がある。このような画素はそれぞれの物質の透過X線強度の影響を受け、CT値が平均化された値となり、あいまいとなる。この現象がパーシャルボリューム効果と呼ばれている。

2.1 CT値の補正 骨体を対象としたCT画像の場合、骨の表面を覆う緻密骨は海綿骨や軟組織などの周囲の組織に比べて高いCT値を持つ。そのため、パーシャルボリューム効果によって緻密骨の界面において実際よりも低いCT値となる場合がある。このことは、モデリングのために骨体部分を画像から抽出する際に、閾値によって対象物の画像に占める大きさが変化する可能性がある。さらに、抽出時に適切な閾値を設定することができたとしても、CT値が本来よりも低くなってしまっていることから、そこから算出されるヤング率もまた本来よりも低い値が設定されてしまう。そこで、ヤング率の算出に先立って参照するCT画像の各画素についてCT値を補正することによって有限要素モデルに適切なヤング率を設定することを考えた。

前稿⁽¹³⁾では、パーシャルボリューム効果を補正するためにCT値を比例的に変更して補正を行う手法を提案した。具体的には、緻密骨のように高いCT値の

代表値 V_{up} と軟組織のように低いCT値 V_{low} を定め、その中間値を閾値 V_{th} とする。そして、各画素について V_{up} との差分に応じて、 V_{th} 以上のCT値を V_{up} 付近に集中する変換を行うものである。提案する手法を用いて補正を行ったCT値を参照して個別モデルのヤング率設定を行い、応力解析結果の信頼性が向上することを確認した。

しかし、この方法では緻密骨内部のように元来 V_{up} と近い値を持つ箇所についても変換が行われる。このため、緻密骨内部でほぼ均一なCT値分布となってしまう、骨体の不均一性を正確にモデル化することが困難であった。

今回、物性が大きく変化する領域でパーシャルボリューム効果による影響が大きくなることに着目し、これを補正する手法を考案した。

2.2 回帰関数を用いたCT値の補正手法 提案する補正手法では、まず、対象物を撮影したCT画像を一つの方向に走査し、そこで検出された輪郭部におけるCT値の分布を次式で示す関数で当てはめる。そして、その関数パラメータを変更することによって補正を行う。

$$f_k(x) = a \exp[-\exp\{-k(x - x_c)\}] \quad (1)$$

ここで、 a は補正対象領域におけるCT値の最大値と最小値の差から定まる定数、 x_c は対象物と非対象物の代表CT値の中間の座標を示している。そして、 k がパラメータであり、この値を変化させることによって x_c 付近の傾きを調整する。物性値が大きく異なる物質が隣接する箇所、特に撮影対象物の輪郭付近などではCT値が急峻に変化するため、パーシャルボリューム効果による影響が現れ始める。本関数は、このような領域のCT値分布に一つのパラメータを変化させるだけでフィット可能な特徴がある。

図1に提案する補正手法を模式的に示す。CT画像をある方向に走査し、輪郭部のCT値 V_{CT} が図のように得られたとき、まず、CT値の極大値および極小値から x_c を算出する。次に、 x_c からCT値の極大値までの領域におけるCT値の分布に最もフィットするパラメータ k_1 を最小二乗法により求め、その時の関数値 $f_{k_1}(x)$ と各CT値との偏差を算出する。そして、この領域において、(2)式に示すように k の値を変更した関数 $f_{k_2}(x)$ にその偏差を加えたものを補正後のCT値 V_{new} とした。

$$V_{new} = f_{k_2}(x) + \{V_{CT} - f_{k_1}(x)\} \quad (2)$$

ここで、 k_2 の値が大きくなるほど $f_{k_2}(x)$ の x_c における傾きは急峻になる。しかし、離散点であるピクセル

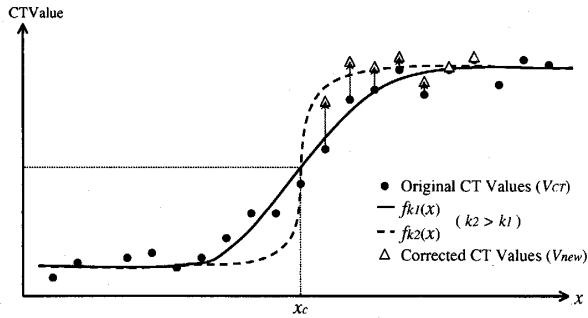
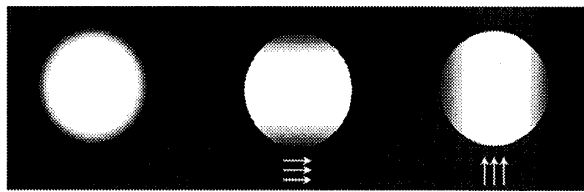


Fig. 1 Correction method of CT values.



(a) Original image (b) Horizontal scan (c) Vertical scan

Fig. 2 Correction by single scanning direction.

によって表現される CT 画像の補正を行うためには k_2 に 5.0 程度を与えることにより、対象とするピクセル座標における $f_{k_2}(x)$ はほぼ 2 値化される。以降で述べる補正効果の検証では全て、 $k_2 = 10.0$ を適用している。

また、1 方向の補正だけでは図 2 に示すように、走査方向と法線方向が直交するような箇所では適切な補正が行えない。このため、補正時の走査は、理想的には対象物輪郭の法線方向であることが望ましい。しかし、不定形な骨体から法線方向を算出し、法線上の画素の CT 値を評価する作業は複雑であり、多大な計算時間がかかると予想される。

そこで高速化を主眼として、 x 方向、 y 方向および ± 45 度の 4 方向でそれぞれ補正を行い、各画素ごとに最大の CT 値を採用するものとした。

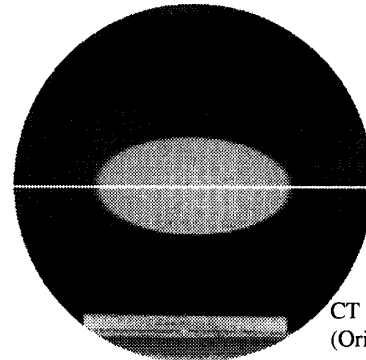
2.3 アクリル円柱の CT 画像補正 提案する補正手法の効果を検証するため、臨床用として使用されている X 線 CT 装置 (GE 横河メディカルシステム社製) でアクリル樹脂製の中実円柱を表 1 に示す条件で撮影した。

図 3(a) に、CT 画像および白線部における CT 値のプロフィールを示す。補正を行う前の原画像では、パーシャルボリューム効果によって空気と樹脂の境界部分で中間の CT 値が 12pixel 程度に渡って存在しており、これは画像解像度から換算すると約 4mm の広がりを持つ。

今回提案する補正手法と比較する意味で、前稿⁽¹³⁾で提案した手法による画像補正の結果を図 3(b) に示

Table 1 Experimental parameters.

material of the specimen	acrylic resin
diameter of the specimen	50 [mm]
scanning angle to a cylindrical axis	30 [degrees]
resolution of the image	180/512 [mm/pixel]
slice thickness	2 [mm]
number of slices	20



CT image of the cylinder (Original image)

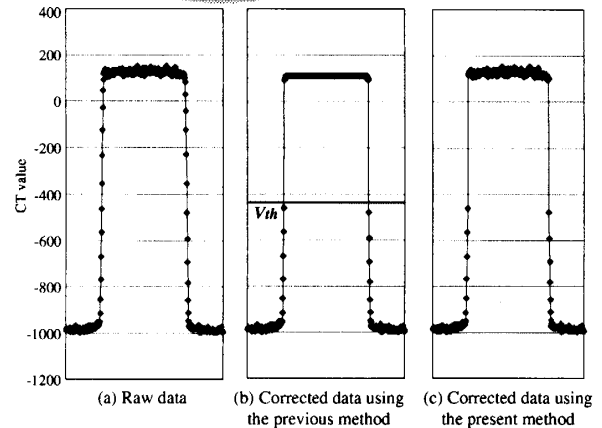


Fig. 3 CT images of the specimen and the CT values along the white lines.

す。円柱の輪郭部では CT 値が明確に引き上げられており、円柱内部に着目すると CT 値は一様となっている。アクリル円柱の場合、内部の物性値はほぼ一様であると考えられ、原画像において CT 値に変動が生じている原因としては検出器の測定精度や画像再構成時の計算誤差などが考えられる。このため、補正によって一様の CT 値が得られることは撮影対象物が一様材料で構成されている場合には問題とはならない。しかし、骨体のように部位によって物性が異なる材料で構成された対象物については一律に変更してしまうのは問題となる可能性がある。

一方、図 3(c) は今回提案する手法で補正を行った結果である。本手法を用いることにより、内部では原画

像と同様のぼらつきを維持しながら輪郭部のCT値を引き上げることが可能となる。

3. 骨体への適用

骨体表面を覆う緻密骨は海綿骨やその他の組織に比べ高いCT値を持つため、外形状だけでなく骨体内部においてもパーシャルボリューム効果による影響が現れやすいと予想される。また、骨体内部の組織については、パーシャルボリューム効果により緻密骨と隣接する箇所では本来よりも高いCT値が得られている可能性がある。

すなわち、骨体を撮影対象としたCT画像の場合、パーシャルボリューム効果によってCT値が次のような変化をしていると考えられる。

- 骨体外部と骨体表面(緻密骨)との境界付近: 緻密骨CT値が本来より低い。
- 骨体内部と骨体表面(緻密骨)との境界付近: 緻密骨CT値が本来より低く、内部CT値が本来より高い。

このため、本補正手法を骨体に適用する場合には、外形状だけではなく、内部についても考慮する必要がある。

そこで、補正時にCT画像を走査する際にCT値の変動履歴をもとに撮影対象物に対する参照画素の位置を認識し、CT値の大きさから骨体内部と判断された場合には提案する手法によって骨体内部のCT値を引き下げるように補正を行った。

なお、緻密骨と海綿骨の境界があいまいで、緻密骨の空孔率が徐々に高まって海綿骨になっている場合も考えられる。このような箇所に補正を行うと明確な境界が現れてしまい本来の状態とは離れてしまう。これまでの検討で、急激に骨密度が変化する箇所ではCT値の変化も比較的急になることがわかっているので、今回はフィッティング時にCT値の変化率が大きい箇所だけについて補正を行った。具体的には、CT値の変化率を緻密骨領域における変曲点と内部組織領域における変曲点の距離から算出し、ここでは15pixel(約5mm)以内となる場合だけ補正を行った。CT値の変化率と骨密度の変化量との関係については今後より詳しく検討する必要がある。

3.1 ブタ大腿骨のCT画像補正 提案する手法により補正が適切に行なわれることを確認するため、ブタ大腿骨のCT撮影を行い、緻密骨の厚さについて実測値との比較を行った。

まず、実験に用いるCT装置の画像解像度の確認を行った。180mm/512pixelという解像度を設定して形状既知な対象物の撮影を行ったところ、得られた画像

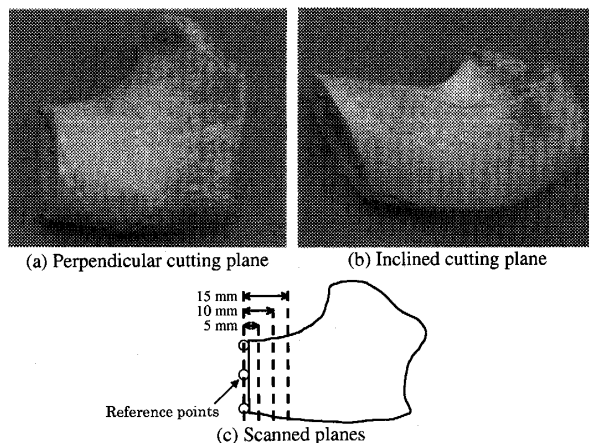


Fig. 4 Cutting planes of the pig's femurs.

から換算される解像度は182.58mm/512pixelだった。これより、検証に用いたX線CT装置の場合、解像度には2%弱の誤差が生じていることを割り出し、スケールの補正基準とした。

次に、ブタ大腿骨のCT撮影を行った。撮影に用いた骨体は、新鮮骨を切断後12時間煮沸することによって髄液を取り出す処理を行った。撮影対象物とスライス面のなす角によるパーシャルボリューム効果による影響をブタ大腿骨についても検証するため、実験に用いた大腿骨は、股関節側を長軸に直交する方向に、膝関節側を長軸から約45度傾斜する方向に切断した。そして、正確な撮影基準面を得るために直断面および斜断面のそれぞれに鋼球(直径2mm)を付け、そこから5mmおきに3箇所を1,2,5,10mmのスライス厚で撮影した(図4参照)。なお、撮影にはファンビーム型X線CT装置を用い、基準として設けた鋼球からアーチファクトが各スライス画像に発生しないことを確認している。

撮影後、スライス面で骨体を切断し、スライス面の観察を行った。ブタ大腿骨の直断面および斜断面それぞれについてスライス面形状および、各スライスでのCT画像を図5に示す。いずれの結果についても、スライス面は基準面から5mmの位置のものである。

スライス厚が増加するに従い、輪郭があいまいになっていることがわかる。特に斜断面の場合にこの現象は顕著であり、大きなスライス厚では本来の形状と大きく異なっている。

次に、これらのCT画像に提案する補正手法を適用し、画像から算出した緻密骨厚さと実測値とを比較した。ブタ大腿骨の緻密骨厚さの実測にはノギスを用いた。画像による緻密骨厚さの計測では測定位置と判断される箇所およびその上下で緻密骨に相当するpixel

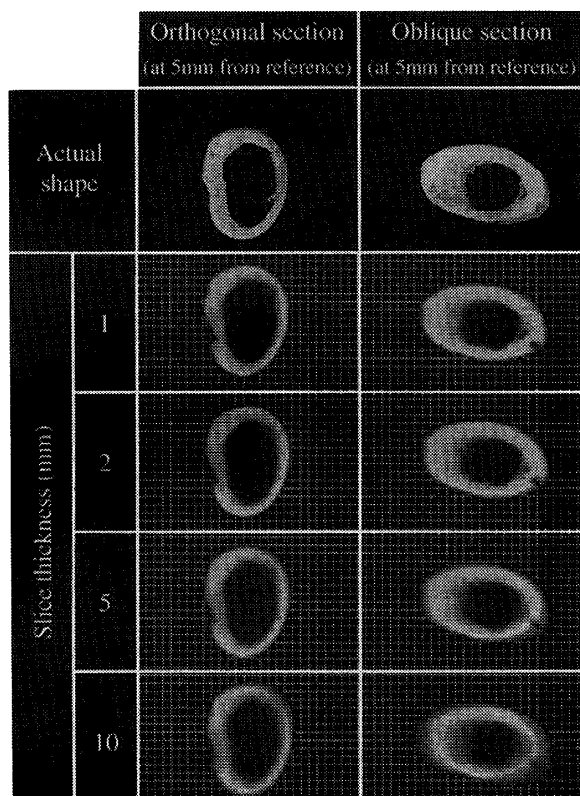


Fig. 5 Original CT images of the pig's femurs.

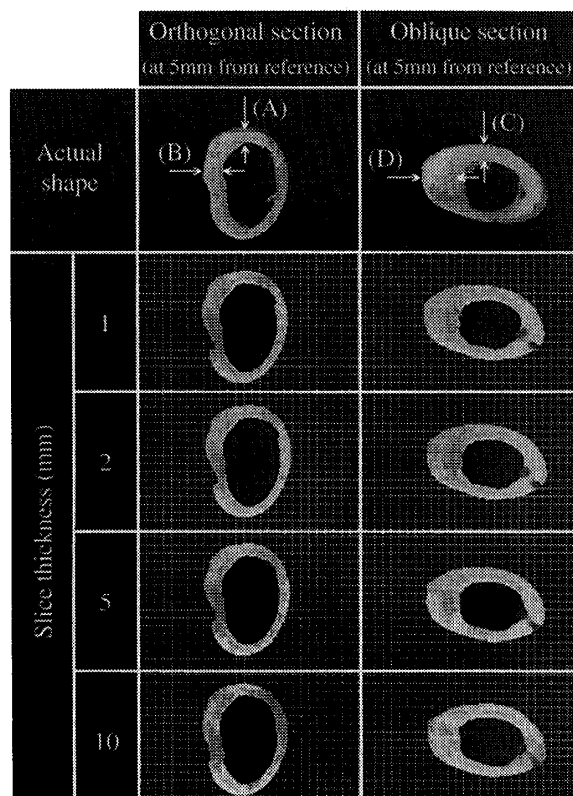


Fig. 6 Corrected images of the pig's femurs.

数を数えその平均値から求めた. 図 6 に補正後の CT 画像と厚さの測定箇所を示し, 結果を表 2 に示す.

補正を行うことにより, 緻密骨部分が内部組織と明確に区別されている. また, 緻密骨の厚さはスライス厚が大きくなるに従い誤差が大きくなる傾向が見られるが, 誤差は 0.03~0.68mm であった. 今回の撮影に用いた 0.3566mm/pixel という画像解像度ではこの誤差は 2pixel 以下を意味しており, 良好な結果であると言える. なお, (B) における結果がいずれのスライス厚においても 4.99mm と同じ値を示したが, これは画像の分解能によるものと考えられる.

また, 他の 2 つの直断面および 2 つの斜断面の全てについても, それぞれ 2 箇所にて緻密骨厚さの計測を行ったが, ここで示した結果と同程度の誤差であった.

3.2 ヒト乾燥下顎骨の CT 画像補正 次に, より複雑な形状にも提案する補正手法が適用可能であることを確認するため, 摘出したヒト下顎骨について CT 画像の補正を試みた. 検証では, CT 画像をもとに筆者らが提案する個別モデリング手法で有限要素モデルを構築し, 各要素のヤング率を次式に基づいて CT 値から算出して設定した. そして, 補正によってどのようにヤング率分布が変化するかを確認した.

Table 2 Comparison of thickness of the cortical bone [mm].

Slice thickness	Measured position			
	(A)	(B)	(C)	(D)
1 [mm]	3.68	4.99	4.28	9.63
2 [mm]	3.92	4.99	4.28	9.63
5 [mm]	3.92	4.99	4.16	9.03
10 [mm]	3.33	4.99	3.92	9.03
Actual thickness	3.65	5.45	4.60	9.55

個別有限要素モデルのヤング率設定は次のようにして行う. まず, CT 値 (V_{CT}) と骨密度 (ρ) には次式の比例関係があり, 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.

$$\rho = a \cdot V_{CT} + b \quad (3)$$

骨密度とヤング率 (E) の関係については, これまでいくつかの研究が行なわれている^{(14)~(16)}. そのうち筆者らは, Carter らによる報告⁽¹⁴⁾を参考に次式を用いてヤング率を算出している.

$$E = c \cdot \varepsilon^{0.06} \cdot \rho^3 \quad (4)$$

ここで、 ε はひずみ速度である。また、 c は比例定数であり、Carterらは $c = 3790 \text{ MN/m}^2 \cdot (\text{cm}^3/\text{g})^3$ を提案している。

今回の実験では撮影手技の簡単化のため、撮影対象物と骨塩ファントムとの同時撮影を行っていない。そこで、次式によりCT値から直接ヤング率を算出した。

$$E = c' \cdot V_{CT}^3 \quad (5)$$

ここで、比例定数 c' は一連のCT画像群の中での緻密骨部のCT値を複数サンプリングし、その平均値を(5)式に代入することによって算出されるヤング率が16GPaになるように定めるものとする。今回の実験で対象とした乾燥下顎骨の場合、緻密骨の代表的なCT値は1900程度であったため、これより $c' = 2.33 \text{ Pa}$ を算出した。

補正前後のCT画像をもとにモデル化し、ヤング率設定を行った結果を図7および図8に示す。CT画像の補正により、モデルのヤング率分布には変化が見られない箇所と大幅に高くなった箇所が存在した。すなわち、小白歯よりも前方では下顎下縁のヤング率が非常に高く、大白歯付近ではその傾向が薄くなっている。これは、実験的にヒト下顎骨のヤング率を測定した報告^{(17)~(19)}と類似した結果となっており、補正手法の妥当性が伺える。

また、図8からは、補正を行わない場合にはほとんど設定されることのない高ヤング率が、補正を行うことによりモデルに設定されていることがわかる。すなわち、補正を行うことによりモデルのヤング率分布が、緻密骨を示す高い値と海綿骨や内部組織を示す低い値に2極化されている。

3.3 ヒト生体下顎骨のCT画像補正 最後に、生体に対し本手法が適用できるかどうか検証を行った。被験者の緻密骨の代表CT値は1500程度であり、ここから $c' = 4.74 \text{ Pa}$ を算出し、(5)式に基づいてヤング率の算出を行った。補正前後のCT値を用いて算出したヤング率の分布を図9および図10に示す。

生体下顎骨の場合も、CT画像を補正することによって部分的にモデルのヤング率が高くなっている。しかし図10を詳細に見ると、原画像のCT値からヤング率設定を行った場合にも高いヤング率が設定されており、補正の度合いは乾燥下顎骨の場合と比べると小さい。

撮影条件によってパーシャルボリューム効果の影響およびその補正効果に差が生じる原因として、大幅に低いCT値(-1000)をもつ空気の影響が考えられる。すなわち、周囲を空気によって囲まれた乾燥骨の場合には図11(a)に示すように骨体と空気のCT値には2500

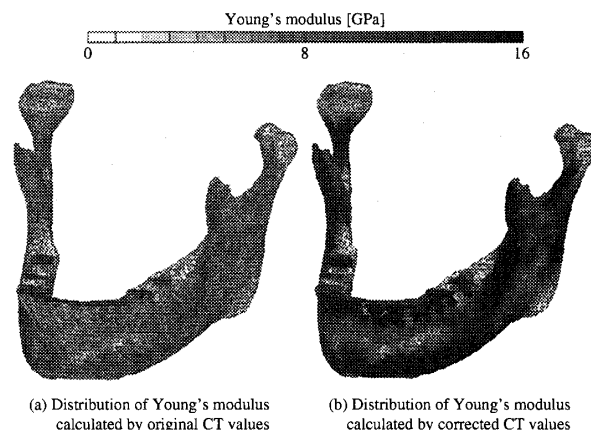


Fig. 7 Distributions of Young's modulus of the dry mandible.

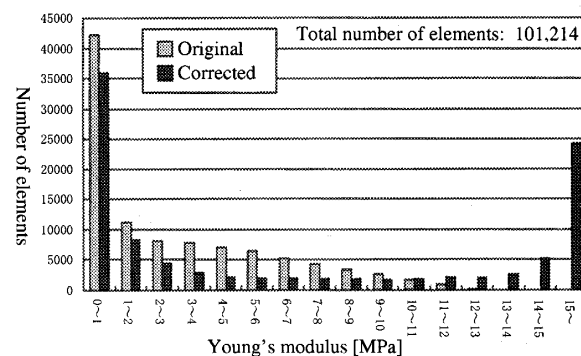


Fig. 8 A histogram of Young's modulus of the dry mandible.

程度の差がある。このため、パーシャルボリューム効果によって骨体のCT値が低下する度合いも大きくなっていると考えられる。一方、生体骨の場合には、骨体の周囲は200程度のCT値をもつ筋肉や脂肪などの軟組織に覆われている。そのため、図11(b)に示すように骨体のパーシャルボリューム効果による影響も小さくなったものと考えられる。

また、CT値に基づいて解析モデルのヤング率を設定する場合には、モデルの要素分割手法も無視することができない。なぜなら、解析モデルを構成する各要素のヤング率はCT値の平均値から算出されるため、CT値の変動が大きい箇所を大きな要素で構成してしまうとその要素には適切なヤング率を算出することができないためである。筆者らは現在、解析モデルの要素分割手法についても検討をはじめている⁽²⁰⁾。今後、モデルのヤング率分布と要素の分割手法の関係について検討していきたい。

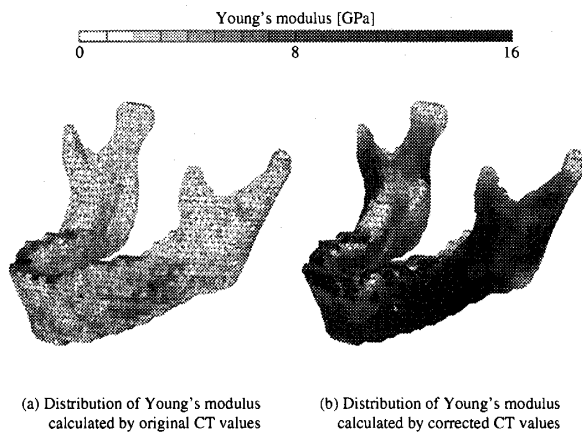


Fig. 9 Distributions of Young's modulus of the living mandible.

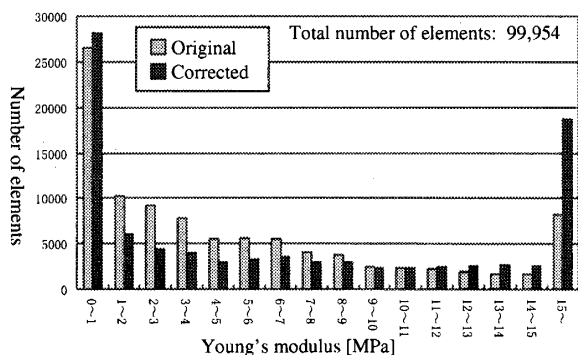


Fig. 10 A histogram of Young's modulus of the living mandible.

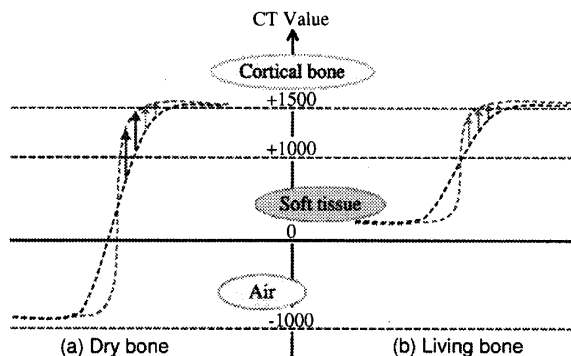


Fig. 11 Difference between dry bone and living bone in the influence of the partial volume effect.

4. 結 言

本稿では、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。ここで提案する補正手法は、対象物の形状がCT値分布に与える影響について考慮することにより、不

均質な骨体でも適用可能である。提案する補正手法をブタ大腿骨およびヒト下顎骨に適用し、適切な補正が行えることを示した。

個別別モデルを用いた応力解析を実施する場合、CT値からヤング率を算出する式も大きく影響を与える。筆者らは先に述べたようにCarterらの報告⁽¹⁴⁾を参考に算出を行っているが、多くの研究者が異なる算出式を提案している^{(15)~(16)}。しかし、そのほとんどはヤング率が骨密度の2~3乗に比例するものとしており、骨密度とCT値が比例関係にあることを考えると信頼性の高い解析結果を得るためにはCT値を適切に求めることの意義は大きい。

今後、骨体の試験片を用いた材料試験を行い、CT値とヤング率の関係をさらに明確にしていきたいと考えている。そして、骨体の応力状態を正確にシミュレートすることを目指し、モデルに設定するヤング率が応力解析結果に与える影響について検討を進める予定である。

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), *Journal of Biomechanics*, **25**, (1992), 287-295
- (2) Müller, R. and Rügsegger, P., Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures, *Medical Engineering & Physics*, **17**, (1995), 126-133
- (3) 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
- (4) Keyak, J. H., Meagher, J. M., Skinner, H. B. and Mote, Jr., C. D., Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method, *Journal of Biomedical Engineering*, **12**, (1990), 389-397
- (5) Keyak, J. H., Fourkas, M. G., Meagher, 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
- (6) Inou, N., Iioka, Y., Ujihashi, S. and Maki, K., Functional Adaptation Observed in the Human Vertebra and the Mechanical Analysis, *Proceedings of 4th China-Japan-USA-Singapore Conference on Biomechanics*, (1995), 345-348
- (7) 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
- (8) Inou, N., Koseki, M. and Maki, K., Individual Stress Analysis of the Human Mandible Under a Biting Condition, *Switzerland-Japan Workshop "New Directions in Cellular and Tissue Biomechanics"*, (2001), 125
- (9) Inou, N., Koseki, M. and Maki, K., Individual Stress Analysis of the Human Mandible Under Biting Conditions, *IV World Congress of Biomechanics Proceedings CD*, (2002), CD-ROM

- (10) Koseki, M., Inou, N. and Maki, K., Development of the Total Diagnostic System for Masticatory Functions, *International Congress on Biological and Medical Engineering, Programme & Abstract Handbook*, (2002), 83
- (11) Keyak, J. H., Rossi, S. A., Jones, K. A. and Skinner, H. B., Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, *Journal of Biomechanics*, **31**, (1998), 125-133
- (12) Rousset, O. G., Deep, P., Kuwabara, H., Evans, A. C., Gjedde, A. H. and Cumming, P., Effect of Partial Volume Correction on Estimates of the Influx and Cerebral Metabolism of 6-[¹⁸F]fluoro-L-dopa Studied with PET in Normal Control and Parkinson's Disease Subjects, *Synapse*, **37**, (2000), 81-89
- (13) 伊能教夫・小関道彦・榎宏太郎, X線CT画像の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, (2003), 109-114
- (14) Carter, D. R. and Hayes, W. C., The Compressive Behavior of Bone as a Two-Phase Porous Structure, *Journal of Bone and Joint Surgery*, **59-A**, (1977), 954-962
- (15) Keyak, J. H., Lee, I. Y. and Skinner, H. B., Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures, *Journal of Biomedical Materials Research*, **28**, (1994), 1329-1336
- (16) Keller, T. S., Predicting the Compressive Mechanical Behavior of Bone, *Journal of Biomechanics*, **27-9**, (1994), 1159-1168
- (17) Robertson, D. M. and Smith, D. C., Compressive Strength of Mandibular Bone as a Function of Microstructure and Strain Rate, *Journal of Biomechanics*, **11**, (1978), 455-471
- (18) Tamatsu, Y., Kaimoto, K., Arai, M. and Ide Y., Properties of the Elastic Modulus from Buccal Compact Bone of Human Mandible, *Bulletin of Tokyo Dental College*, **37-2**, (1996), 93-101
- (19) Lettry, S., Seedhom, B. B., Berry, E. and Cuppone, M., Quality assessment of the cortical bone of the human mandible, *Bone*, **32**, (2003), 35-44
- (20) Inou, N., Jonishi, M., Koseki, M. and Maki, K., Individual Finite Element Model Based on the X-ray CT Data (Automated meshing algorithm adjusting to bony shape), *Proceedings of the First Asian Pacific Conference on Biomechanics*, 04-203, (2004), 121-122