

## 有限要素法を用いた骨強度評価システムの開発

松下 亮二<sup>1)</sup>, 大田 豊承<sup>1)</sup>, 山本 逸雄<sup>1)</sup>, 森田 陸司<sup>2)</sup>,  
田中 智佳<sup>3)</sup>, 小南 尚登<sup>3)</sup>

1) 滋賀医科大学放射線医学教室

2) 新香里病院

3) 三菱スペース・ソフトウェア株式会社

## Development of Computed Bone Dynamics Simulator Based on Full-Automated Mesh Generator.

Ryoji MATSUSHITA<sup>1)</sup>, Toyotsugu OTA<sup>1)</sup>, Itsuo YAMAMOTO<sup>1)</sup>,  
Rikushi MORITA<sup>2)</sup>, Chika TANAKA<sup>3)</sup>, Hisato KOMINAMI<sup>3)</sup>

1) Department of Radiology, Shiga University of Medical Science

2) Shin-kori Hospital

3) MITSUBISHI SPACE SOFTWARE CO., LTD.

Abstract: In this study, we developed an automated method to create and to analyze a three-dimensional finite element model of bone from CT images. With the new method, the time necessary for model generation and analyzing was reduced. Furthermore, the elastic properties for each element were automatically derived from the corresponding CT-values.

We experienced some simulations of loading force to a femoral head. A high correlation was found between the calculated and experimentally measured principal stresses at the surface of the bones.

Keywords: finite element model, bone strength, simulation, CT image, automated mesh generator

### はじめに

骨粗鬆症<sup>1)</sup>における大腿骨頸部骨折は患者のQOLを大幅に低下させる。我々はその予防が大切であると考えてきた。骨粗鬆症患者の骨密度測定方法はX線<sup>2)</sup>や超音波<sup>3)</sup>が主に行われている。我々は、上記の方法で拾い上げられた大腿骨頸部骨折のハイリスクグループを対象にした、CT画像を利用する骨強度評価システムの研究開発を行った。医学分野

でもコンピューターを用いた研究手法が盛んであるが、骨粗鬆症における大腿骨頸部骨折の危険の評価に関しては有限要素法解析<sup>4)</sup>によるシミュレーションが進んでいる。有限要素法では、骨を多数の要素に細分化してそれぞれの要素にヤング率やポアソン比などの物理定数を与えてモデルを作成し、有限要素法方程式を解くことで骨全体の解析を行うのである。Keyak<sup>5)</sup>らがCT画像から有限要素法解析のための3次元モデルを作成するシステムを開発しており、一定の成果を示したが問題点も残っている。そ

Received September 30, 1999; Accepted after revision November 18, 1999

Correspondence: 滋賀医科大学放射線医学教室 松下 亮二 〒520 2192 大津市瀬田月輪町

これはCT スキャナーで得られた画像データから簡単に大腿骨の3次元モデルを作れず解析できなかったことである。

そこで我々はCT 画像データから短時間のうちに3次元有限要素法モデルを作成して解析が行える、新しい有限要素法解析システム(三菱スペース・ソフトウェア社製 MECHANICAL FINDERとして発売準備中)を製作した。次に我々はこのシステムによるシュミレーションと実際の骨標本に荷重を加えた実験結果を比較検討し、有限要素法解析システムの信頼性を検討した。最後に我々は男性ボランティアのCT 画像データからシュミレーションを行い、このシステムの簡便性を検討した。

## 対象及び方法

### 1) ホルマリン標本骨の解析

本学解剖学教室から入手したホルマリン標本骨1本の表面から筋肉と骨膜を取り除き、歪みセンサーを張り付ける位置を樹脂片でマーキングした後に大腿骨全体についてCT 撮影を行った(Fig. 1)。CT 装置として Siemens 社製 CT scanner SOMATOM DR を使用し、撮影条件は 2 mm slice, gapless, 125KV, 120mA, 7 秒 スキャン, FOV 16cm, 骨アルゴリズムとした。CT 撮影には約90分を要した。

得られた画像データ(170スライス)を、磁気テープ及び光磁気ディスク経由で今回製作した骨



Fig. 1 CT 撮影

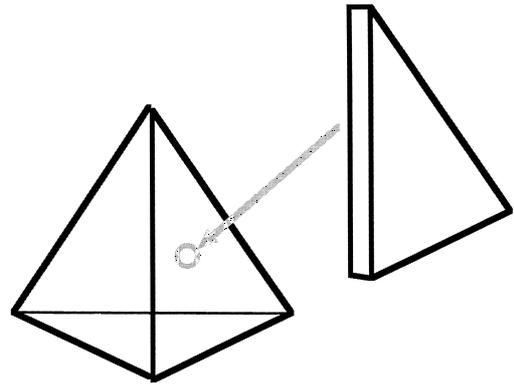


Fig. 2 シェルモデル概念図

強度評価システム(三菱スペース・ソフトウェア社製 MECHANICAL FINDER)のプリプロセッサ(AMEGEA)に入力した。この段階では約3時間を要した。

我々は、このシステムで2種類の有限要素法解析モデルを生成した。これらは大腿骨を多数の三角錐に細分化した三角錐モデルと三角錐の表面にごく薄い(0.5mm)板を張り付けて薄い皮質骨に対応させたシェルモデル(Fig.2)である。この段階で必要な時間は両方のモデルとも約30分で



Fig. 3 生成モデル全体



Fig. 4 生成モデル拡大



Fig. 6 大腿骨表面センサー張り付け

あった．生成されたモデルは ( Fig.3 ), ( Fig.4 ) 図示したとおりである．CT データは各ピクセルごとの CT 値の集合であるがメッシュ内部に存在する CT 値の中からメッシュの重心点にあるものを代表として選びだし CT 値からヤング率，ポアソン比を以前発表された Carter<sup>6)</sup>らや南澤<sup>7)</sup>らの方法で計算し，各要素ごとの物理乗数を得た．

引き続きこのモデルの解析を行った．解析条件設定では大腿骨遠位端を絶対拘束し，垂直方向に 10Kg 重から 50Kg 重の大きさで大腿骨頭に荷重した ( Fig.5 ) 解析に要した時間は約 25 分であった．

## 2) ホリマリン標本骨の荷重実験

大腿骨標本表面の樹脂片でマーキングしておいた位置に 43 個の 3 軸の歪みセンサー ( 共和電業社製 ) を張り付け ( Fig.6 ), 大腿骨標本を金属性の治具を用いて圧縮試験機 ( マルター社製 MZ 500 S ) に固定した． ( Fig.7 )

大腿骨とロードセルを徐々に接触させ圧縮試験機上端にあるロードセルからの目盛りを見ながら徐々に荷重し約 10Kg 重で安定したところを確認し，パソコンからデータ収集を開始した．歪みセンサーからは主歪みの最大値及び最小値のデータを連続 20 回収集して平均値を求めた．同様に 20Kg 重から 50Kg 重までの荷重とデータ収集を行っ



Fig. 7 荷重実験中

た．ホルマリン標本骨は実験終了後に解剖学教室に返却した．

## 3) 大腿骨新鮮凍結標本の解析及び荷重実験

この部分の実験はカリフォルニア大学サンフランシスコ校放射線科 (H. Genant 教授) に協力を依頼し, 著者らが現地で行った。放射線科研究室から入手した大腿骨新鮮凍結標本 1 本を室温で解凍した後に筋肉や骨膜を除去し, 前述の条件で CT 撮影を行った。ひき続き前述の方法で荷重実験を行った。歪みセンサーは13個使用した。その後, 画像データからシェルモデルを作成し解析を行った。実験後, 大腿骨新鮮凍結標本を放射線科研究室に返却した。

#### 4) ボランティア大腿骨の解析

骨強度評価システム (三菱スペース・ソフトウェア社製 MECHANICAL FINDER) を使用して CT 撮影から解析までを一日で行った。事前にボランティアには実験の内容を説明し同意を得た。CT 装置は滋賀医科大学附属病院設置の GE 社製 Highspeed Advantage SG であり片側大腿骨全体を 3 mm スライス 3mm/rot/sec ピッチでヘリカルスキャン (158スライス) を行った。撮影条件は120Kv, 120mA, 骨アルゴリズム, FOV16cm であった。撮影に要した時間は3分30秒であった。

このシステムによる解析には ROI 抽出, メッシュ生成, 解析条件設定, 解析という4つの過程が含まれている。CT 装置から画像データを WS (Silicon Graphics 社製 O2) に転送するのに要した時間は約20分であった。ROI 抽出の段階 (Fig. 8) (Fig.9) では画面上で CT 原画像と2値化画像を比較しながら ROI を抽出した。修正する必要がある場合は簡単なツールを用いて ROI を修正した。この処理に約30分必要であった。メッシュ生成の段階には約20分必要であった。(シェルモデル, ノード数1153, シェル数1736, ソリッド数3638)

次に大腿骨頭に垂直荷重, 大腿骨遠位端を絶対拘束する解析条件を設定し解析を実行した。解析に必要な時間は約5分であった。

## 結 果

ホルマリン標本骨の三角錐モデルについての実験結果を示した。50Kg 重荷重時の解析値と荷重実験の実験値の相関係数は主歪みの最大値で  $R = 0.8$

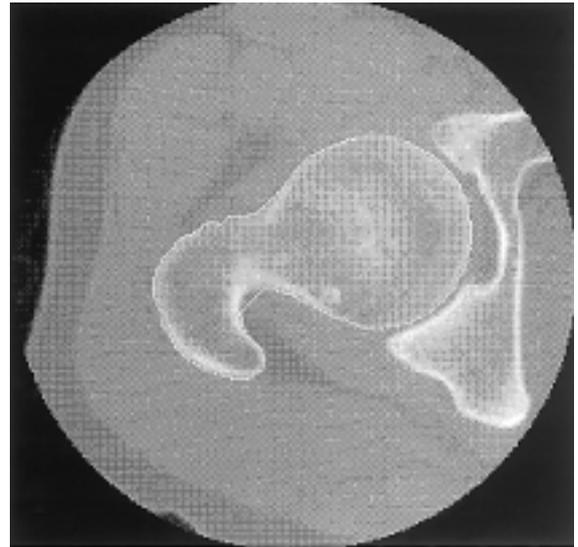


Fig. 8 CT 原画像



Fig. 9 2値化画像

(Fig.10), 最小値で  $R = 0.7$  (Fig.11) となった。

ホルマリン標本骨のシェルモデルについての実験結果では相関係数が主歪みの最大値で  $R = 0.86$  (Fig.12), 最小値で  $R = 0.94$  (Fig.13) となった。ホルマリン標本骨では最大値, 最小値の両方ともシェルモデルのほうが相関係数が大きくなった。この場合のCT撮影から解析終了に必要な時間は約5時間30分であった。

新鮮凍結標本のシェルモデルについての実験結果では主歪みの最大値で  $R = 0.96$  (Fig.14), 最小値で  $R = 0.91$  (Fig.15) となった。この場合も高い相

骨強度有限要素法解析

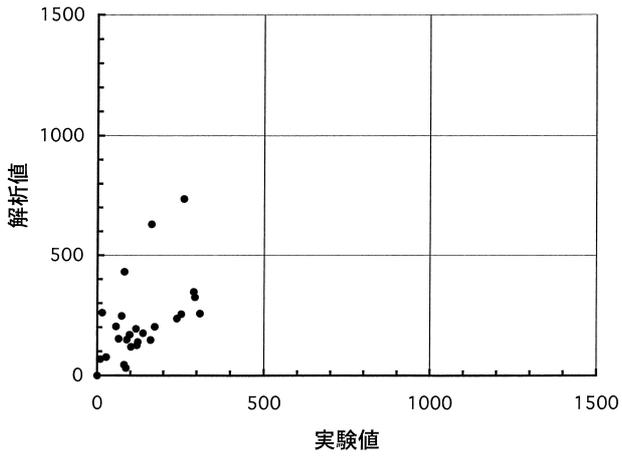


Fig.10 ホルマリン標本三角錐モデル，主歪みの最大値の相関

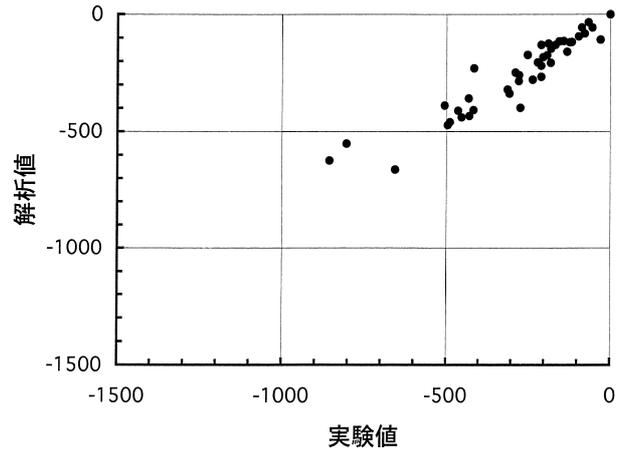


Fig.13 ホルマリン標本シェルモデル，主歪みの最小値の相関

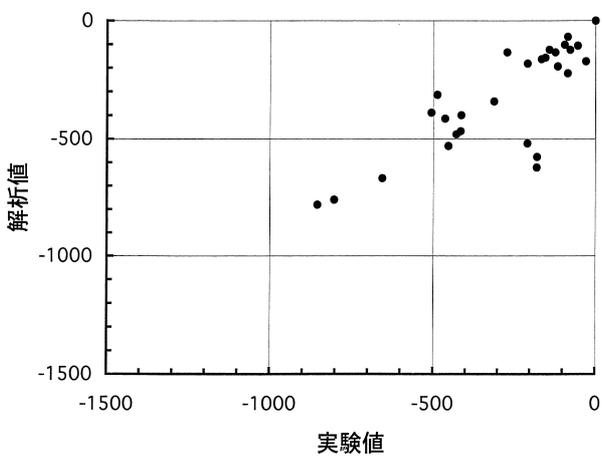


Fig.11 ホルマリン標本三角錐モデル，主歪みの最小値の相関

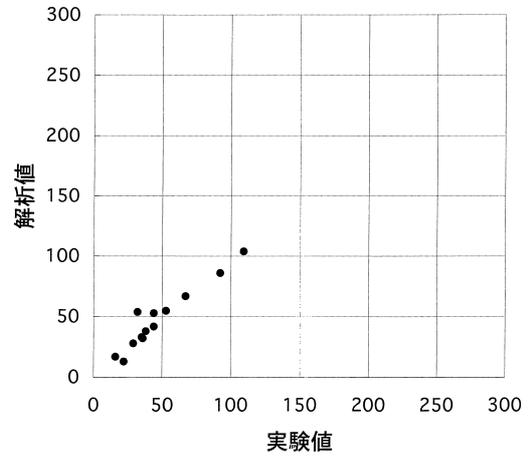


Fig.14 新鮮凍結標本シェルモデル，主歪みの最大値の相関

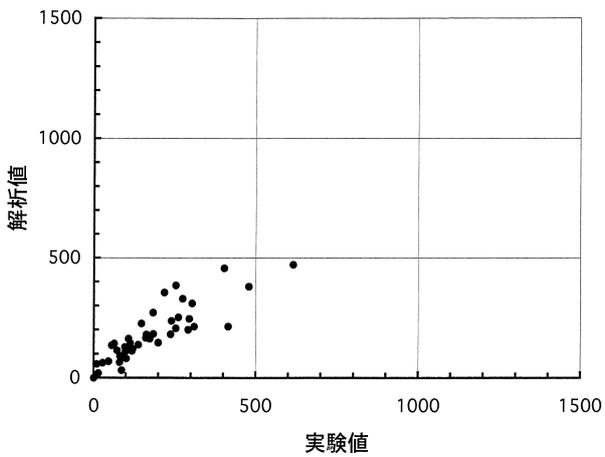


Fig.12 ホルマリン標本シェルモデル，主歪みの最大値の相関

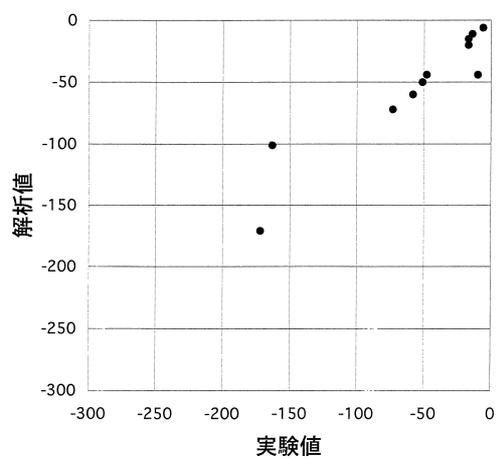


Fig.15 新鮮凍結標本シェルモデル，主歪みの最小値の相関

関係数が得られた。

最後に男性ボランティアの解析結果を示した。図示したように大腿骨表面の応力分布を表示可能であり (Fig.16) 任意の断面での応力分布も簡単に図示できる (Fig.17)。この解析の場合はCT撮影から解析終了までに必要な時間は約90分であった。この荷重条件では骨折する程度の応力集中は見られなかった。

## 考 察

このシステムに使用する有限要素法解析モデルとして三角錐モデルとシェルモデルの解析と荷重実験を行ったがシェルモデルのほうが相関係数が  $R = 0.9$ 程度と高くなった。これは大腿骨頭部のように骨皮質が薄い部分では三角錐モデルで一部骨表面が欠損になる場合もありシェルモデルのほうが再現性に優れていると考えられたからである。

またヒトホルマリン標本及び新鮮凍結標本の両方とも解析値と実験値との間に  $R$  が  $0.86$ 以上と高い相関係数が得られ生体骨に応用することが可能であると考えられる。

さらに簡便性にも優れておりCT撮影以降の解析は1人で可能であり必要な時間も90分程度である。

問題点としては骨表面に張り付けた歪みセンサーの位置を3次元モデル上に対応させる時に正確な位置合わせが困難で誤差が出る可能性がある。荷重実験で設定した荷重、拘束条件を正確に解析モデルに当てはめるのが難しく写真や肉眼に頼っていることがある。

3次元モデルの各要素の中から重心点のCT値を代表としてヤング率などを計算したが、もし要素の各部分でヤング率に大きな変化がある場合にはこの方法で代表値を決めるのには疑問がある。この対応策として要素の大きさをできるだけ小さくすることがあるが3次元モデルを作成する時間がかかりすぎることやコンピューターの処理能力の限界もあり今回の解析程度でも十分である。

生体に応用した場合には骨の周囲に存在する軟部組織のためにROI抽出がやや繁雑になること、生体海綿骨のCT値のばらつきが標本骨よりも大きくCT値からヤング率を計算するのに誤差が大きくな

る可能性がある。

また、生体では骨の荷重や拘束条件がシュミレーションよりも複雑であると予想され、さらに筋肉、靭帯、軟骨が存在しており骨にかかる応力もこれらに修飾されると考えられるがこれらをどう反映させるかが問題として残る。

今後の課題としては骨折線の予測<sup>9</sup>が可能ないようにすることである。

## 結 論

有限要素法を用いた骨強度評価システムは信頼性及び簡便性に優れ、骨粗鬆患者の骨折ハイリスクグループの精密検査に利用できる可能性がある。

## 文 献

- 1) 折茂 肇,杉岡洋一:原発性骨粗鬆症の診断基準 Osteoporosis Jpn 4: 643-653, 1996
- 2) Wasnich R: Bone mass measurement: Prediction of risk. Am J Med 95(5A): 65-105, 1993
- 3) Yamazaki K, Kushida K: Ultrasound bone densitometry of the os calcis in Japanese women. Osteoporosis Int 4: 220-225, 1994
- 4) 尾田十八:材料力学(応用編),東京,森北出版, pp121-152, 1995
- 5) Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD Jr: Automated three-dimensional finite element modeling of bone: a new method. J Biomed Eng 12: 389-397, 1990
- 6) Carter DR, Hayes WC: The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg 59A: 954-962, 1977
- 7) 南澤育雄:高齢者の大腿骨頸部内側骨折の成因に関する研究 骨折線の方向とその発生機序の推論:日整会誌 55, 167-181, 1981
- 8) Joyce H, Keyak, Stephen A, Rossi, Kimberly A, Jones, Harry B, Skinner: Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. Journal of Biomechanics 31: 125-133, 1998

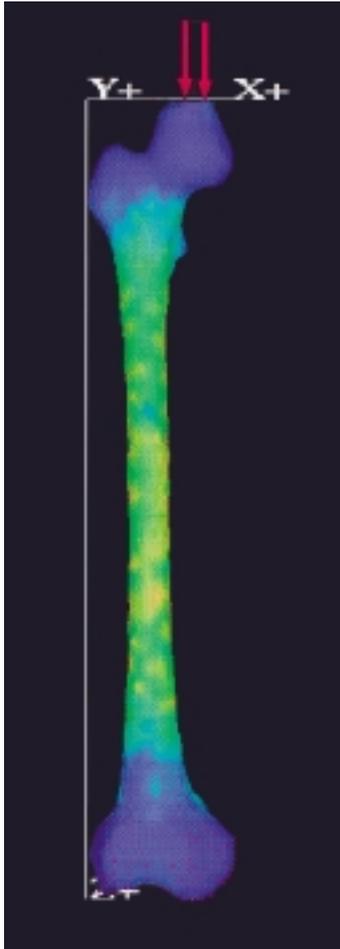


Fig. 5 荷重拘束条件

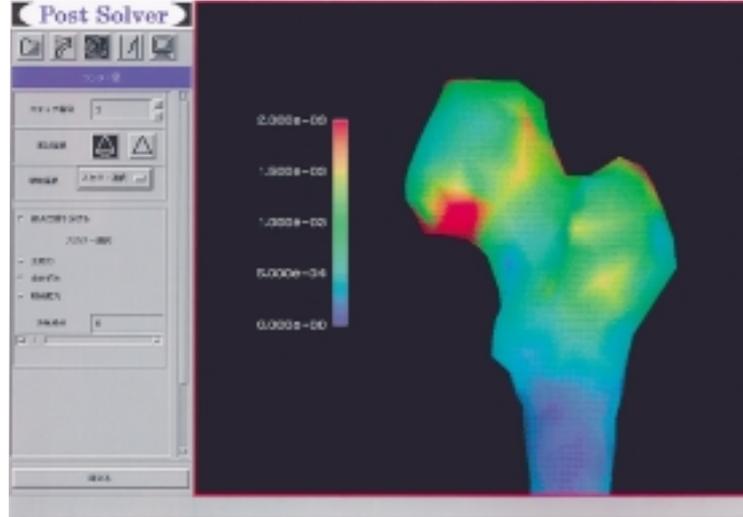


Fig.16 大腿骨表面応力分布

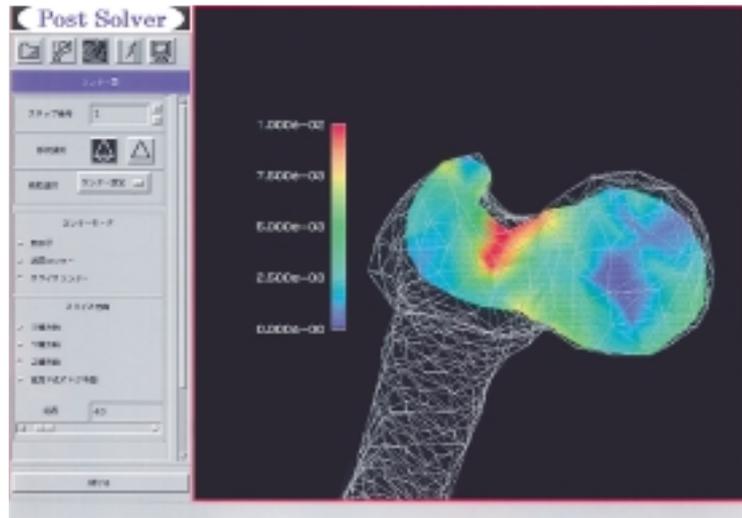


Fig.17 大腿骨横断面応力