

臨床整形外科 2010 10

OCTOBER
Vol.45 No.10

CLINICAL ORTHOPAEDIC SURGERY

視座	専門医考	須藤 啓広.....	877
誌上 シンポジウム	骨粗鬆症診断・治療の新展開		
	緒言	吉川 秀樹.....	880
	CTによる骨質評価と骨折リスク.....	伊東 昌子.....	881
	定量的CTを用いた有限要素法による骨強度評価	大西五三男.....	887
	材質からみた骨質評価		
	一骨質マーカーによる骨折リスク評価のエビデンス	斎藤 充・他.....	893
	ビスフォスフォネート製剤の新展開	萩野 浩.....	901
	骨吸収阻害薬の新展開	田中 栄.....	907
	骨形成促進薬(PTHなど)の新展開	酒井 昭典.....	911
論述	頸髄症における上肢筋力の術後変化(定量評価)	武中 章太・他.....	919
	生物学的製剤はリウマチ頸椎病変を抑制できるか	海渡 貴司・他.....	927
手術手技	稀なL5-S1椎間孔部狭窄の両側発生例に対して一対の 脊椎内視鏡による同時手術		
		前田 孝浩・他.....	933
	ハイブリッド前方除圧固定術 一頸椎多椎間病変に対して椎体亜全摘と椎間固定を 併用する工夫		
		尾立 征一・他.....	937
座談会	ロコモティブシンドローム富田 勝郎, 中村 耕三, 藤野 圭司, 帖佐 悦男, 石橋 英明.....		
			943
整形外科/ 知ってるつもり	頸性めまい		
		新井 基洋.....	954
臨床経験	小児環軸関節回旋不安定症の治療困難例に対する手術療法		
		村田 泰章・他.....	961
症例報告	環軸椎亜脱臼に伴う椎骨動脈の頭位性閉塞により 多発脳梗塞を呈した関節リウマチの1例		
		藤原 啓恭・他.....	967
書評	『橈骨遠位端骨折一進歩と治療法の選択』.....		
		金谷 文則...	917
INFORMATION	第5回椎体・骨髄減圧術研究会...899/第16回スポーツ傷害フォーラム...916/第41回 日本人工関節学会...931		

次号予告... 973 投稿規定... 974 文献の書き方... 975 あとがき... 976



定量的 CT を用いた有限要素法による
骨強度評価

大西五三男*

Evaluation of Bone Strength Using a Quantitative Computed
Tomography Based Finite Element Method

Isao Ohnishi

臨整外 45 : 887~892, 2010

Key words : 骨強度 (bone strength), 有限要素法 (finite element method), 定量的 CT (quantitative computed tomography)

骨粗鬆症を的確に診断するためには、骨折のリスクを正確に評価できる診断法が望まれる。二重エネルギー X 線吸収測定法 (DXA) によって骨折リスクを予測するには感度・特異度に限界がある。近年では、定量的 CT を用いた有限要素法によって骨強度を臨床診断する方法が開発され、臨床応用が始まっている。これは臨床用 CT による定量的 CT データを用い、有限要素法という構造解析法を用いて患者の骨強度を予測評価する方法である。この方法は骨折リスクのある患者を DXA による骨密度よりよく識別することが臨床研究によって示唆されている。また DXA よりも早期に感度高く薬剤効果の判定ができることが明らかとなっている。

はじめに

骨粗鬆症の診断や予防および治療において最も重要な要件は、脆弱性骨折の発生を予防することであり、そのためには骨折のリスクを有する患者を的確に識別できることが必須である。さらに骨折のリスク程度に応じて、各患者に最も適切な予防法や治療計画を確立することでできれば効果的である。そこで骨粗鬆症を正確に診断するためには、骨折のリスクを最もよく評価できる診断法が望まれる。

現在、最も普及しかつ汎用されている方法は二重エネルギー X 線吸収測定法 (dual energy X-ray absorptiometry, DXA) による骨密度測定である。DXA による面積骨密度 (areal bone mineral density, aBMD) は皮質骨と海綿骨の区別ができない¹⁾、また DXA は前後方向の厚みの影響

を受けること、また椎体の計測では骨棘や腹部大動脈の石灰化の影響を受けるなどの測定精度の限界がある。事実、脆弱性非椎体骨折の既往を有する骨粗鬆症患者の骨密度を調査すると、骨粗鬆症の基準値以下の骨密度であったのは、女性において約 44% であり、男性では約 21% にすぎなかった²⁰⁾。したがって骨折リスクを識別する点で、DXA による骨密度値によって骨折リスクを予測するには感度・特異度に限界がある。

現在、骨粗鬆症の治療には骨吸収抑制薬を中心とした薬物療法が行われる。そこで、骨粗鬆症に対する薬剤の効果を評価する場合、骨折発生率の抑制にどの程度に有効であったかを評価できることが最も重要な評価指標であることは言うまでもない。しかし、これは多数の症例を対象にした 2 年から 3 年という長期間の臨床試験の結果を待ってはじめて明らかになる¹⁵⁾。しかし、臨床の現場では、個々の患者に対して、特定の薬剤が有効であ

* 東京大学大学院医学系研究科外科学専攻感覚・運動機能医学整形外科 (〒113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1) Orthopaedic Surgery, Sensory and Motor System Medicine, Surgical Sciences, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo

るか、さらには骨折をどの程度に予防しているかを、早期に感度・特異度高く診断できる方法が望まれる。しかし骨粗鬆症薬剤による骨密度の増加は薬剤効果のごく一部しか説明できない。例えば、骨粗鬆症薬剤の脊椎椎体骨折予防効果に関するメタアナリシスでは、閉経後骨粗鬆症の女性に対して、薬剤投与2~3年後に観察された椎体骨折発生の相対リスクは、その骨密度増加から予測した椎体骨折の相対リスクよりも低下していた⁴⁾。したがって現実には骨粗鬆症に対する薬剤効果は骨密度によって予測したよりも効果的であった。

このような臨床研究に基づく結果から、骨粗鬆症の定義は、発症メカニズムの理解が深まるにつれて再考された。2000年に開催されたNIH(米国立衛生研究所)のコンセンサス会議において、骨粗鬆症は骨強度が低下し、骨折リスクが高くなる骨疾患と定義された。なお、骨強度とは骨密度と骨の質の両方を反映するものとされている¹⁷⁾。

このような背景から、骨強度を評価するために、そのほかのいろいろな評価法が開発されている。新しい骨強度の臨床評価法に望まれることは、脆弱性骨折のリスクが高い患者を識別する感度や特異度がDXAに比べて高いことである。さらには新しい評価法に望まれる点は、安価であること、放射線被曝が少ないこと、汎用性があること、などがあげられる。近年、このような観点からCT有限要素法が注目されている。本稿では、CT有限要素法による診断法の原理や臨床有用性について述べる。

CT有限要素法(computed tomography based finite element method, CT/FEM)

CT有限要素法(computed tomography based finite element method, CT/FEM)は、臨床用CTによる定量的CTデータを用い、有限要素法という構造解析法を用い患者の骨強度を予測評価する方法である。この方法が臨床に用いられたのは1990年代初頭である⁵⁾。それ以来、いろいろと関連研究が推進されてきた。医療画像標準規格(digital imaging and communications in medicine, DICOM)形式のCTデータ内のHounsfield Unit

は骨量ファントムのCT値データを基にした検量線から骨密度(bone mineral density, BMD)データに変換される。その後、評価対象の骨の抽出(segmentation)を行う。さらに抽出された骨の形状とBMD分布データを用いて有限要素モデルが作成される。また、各要素のBMDデータは材料特性に変換されて各要素に再配置される¹⁷⁾。ここで、骨密度と材料特性の関係は、新鮮死体標本の力学試験から得られたデータを基にしている^{11,12)}。そして、最後のステップは、荷重・拘束条件をモデルに設定する。現実の条件に即した荷重や拘束の条件が与えられる。たとえば、大腿骨近位部の解析では起立や転倒の条件など^{6,10,13,14)}である。解析結果としては、骨全体の強度、非線形解析を用いた場合における骨折要素の空間分布、骨全体における骨折予測部位の把握、すなわちどのような骨折型が予測されるかを明らかにすることができる(図1)。

CT有限要素法(CT/FEM)による骨折リスクの評価における有用性

CT/FEMは、新鮮死体標本の荷重試験を行い、試験による強度と解析予測による強度とを比較対照する実証研究によってその正確性が確認されている¹⁷⁾。また最近、CT/FEMは骨折リスクのある患者をDXAによる面積骨密度(areal bone mineral density, aBMD)よりもよく識別することが予備的な臨床研究によって示唆されている⁸⁾。最初の臨床研究は、脊椎椎体に関する研究であった。この研究では、定量的CT(quantitative computed tomography, QCT)による海綿骨の体積骨密度(volumetric bone mineral density; vBMD)よりもCT/FEMによる椎体強度値が、より椎体骨折のリスクを識別できたと報告している⁵⁾。最近の研究ではCT/FEMは、骨折を有する患者と非骨折患者をよりよく鑑別できることが示唆されたと報告している。一方で年齢とBMIを考慮しても、DXAによる骨密度は両者を鑑別できなかった¹⁶⁾。

またImaiら⁹⁾は、非外傷性椎体骨折を罹患した閉経後骨粗鬆症の29名と脆弱性骨折のない閉経後骨粗鬆症の患者75名を調査し、ケースコント

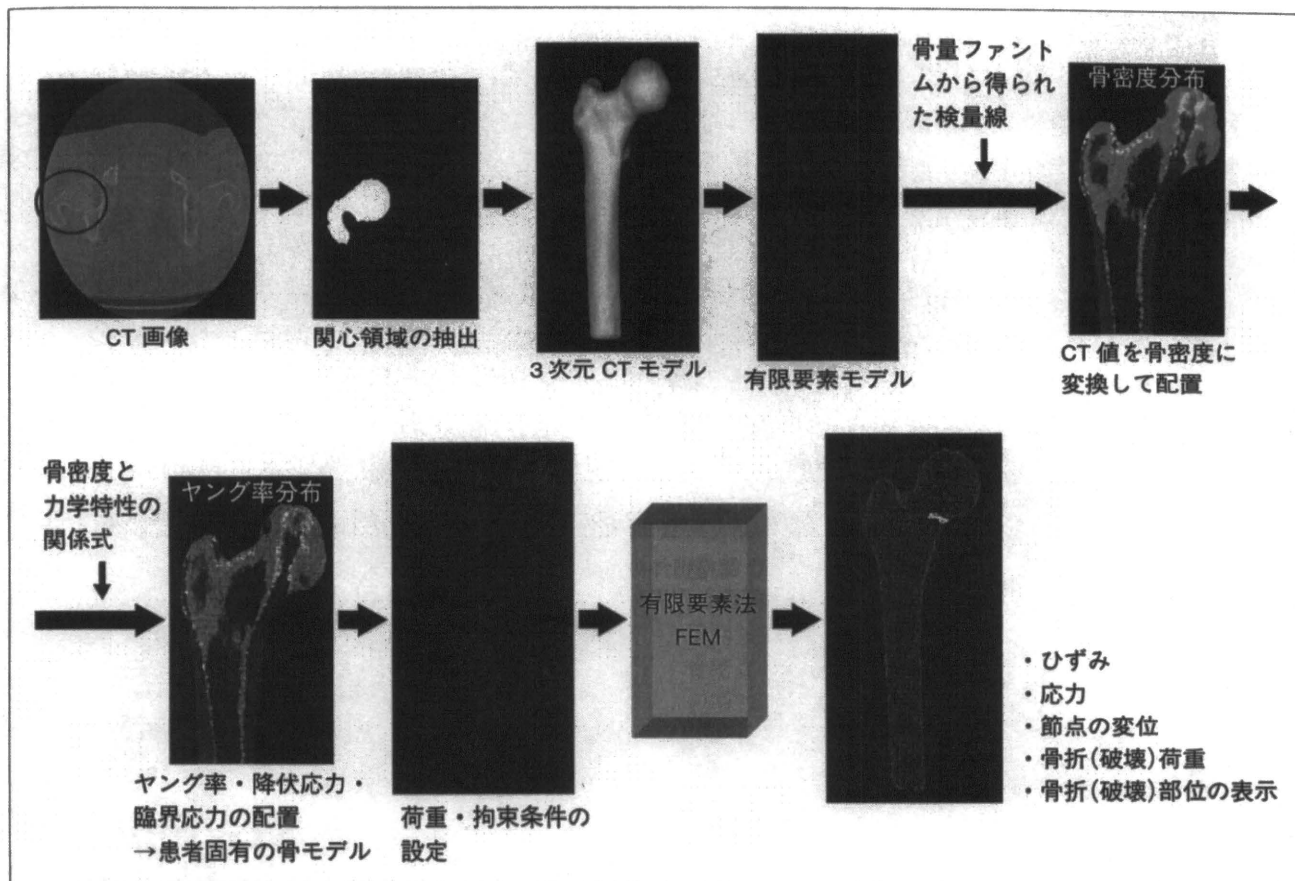


図1 CT有限要素法による骨強度解析法の実際

評価対象の骨の抽出(segmentation)を行う。CTデータ内の Hounsfield Unit は骨量ファントムの CT 値データを基にした検量線から BMD データに変換される。抽出された骨の形状と BMD 分布データを用いて有限要素モデルが作成される。次いで各要素の BMD データは材料特性に変換されて各要素に再配置される。最後のステップは、荷重・拘束条件を有限要素モデルに設定する。解析結果としては、骨全体の強度、骨全体における骨折予測部位を明らかにすることができる。

表1 横断的ケースコントロール研究の対象とした閉経後骨粗鬆症女性の各検査結果

* $p < 0.05$, † $p < 0.01$

骨折のない患者 75 名と非外傷性椎体骨折の既往のある患者 29 名を対象とした。年齢、身長、体重を示す。また各患者に対して、腰椎と大腿骨の DXA による面積骨密度 (aBMD)、第 2 腰椎の海面骨の体積骨密度 (vBMD)、および L2 の椎体圧縮強度を非骨折群と椎体骨折群の間で比較検討した。

対象	骨折なし (n=75)	非外傷性椎体骨折あり (n=29)
年齢 (years)	69.5 ± 7.7	76.0 ± 4.8
身長 (cm)	150.6 ± 5.1	147.5 ± 5.4
体重 (kg)	51.5 ± 7.3	47.8 ± 6.9
L2-4 aBMD (g/cm ²)	0.860 ± 0.166	0.719 ± 0.209*
Total hip aBMD (g/cm ²)	0.710 ± 0.092	0.634 ± 0.102*
L2 vBMD (mg/cm ³)	80.3 ± 24.2	51.5 ± 22.0†
椎体圧縮強度 (kN)	2.55 ± 0.78	1.59 ± 0.51†

ロール研究を行った (表 1)。これらの患者を対象にロジスティック回帰分析を行った。年齢と体重を調整して検討した結果、QCT による腰椎の vBMD と CT/FEM による椎体骨強度値が非外傷性椎体骨折のリスクファクターとなった。さらに、これらの患者を対象にして、ROC 曲線 (receiver operating characteristic curve, ROC curve) を作成し、CT/FEM による骨強度値によ

る椎体骨折識別の感度・特異度を検討した。強度値のカットオフ値を 1.95 kN とした時の感度は 75.7% で、特異度は 78.7% であった。またこの ROC 曲線下の面積 (area under ROC curve) は、CT/FEM による椎体強度が最も大きく、0.822 であり、次いで椎体の vBMD で 0.767 であった。椎体の aBMD は 0.713、また大腿骨頸部の aBMD は 0.682 と最も少なかった。これら予備的なケー

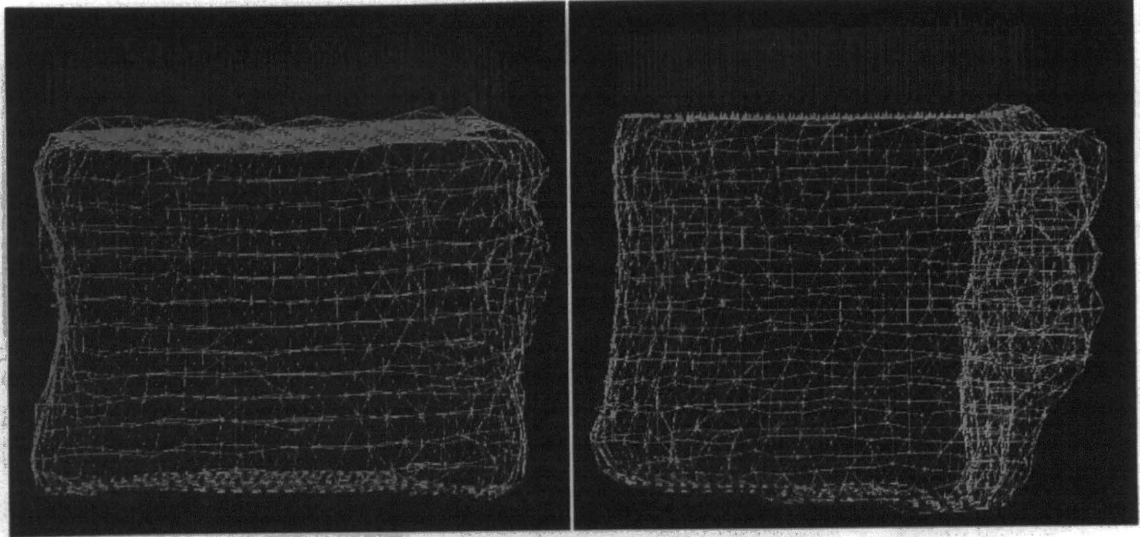


図2 第2腰椎椎体の荷重・拘束条件

椎体の頭側の終板から垂直に均一な分布の荷重を作用し、尾側の終板部分を完全に拘束する単軸圧縮条件を用いた。

スコントロール研究によるCT/FEMの感度・特異度のレベルは、わが国において報告されているDXAによるaBMDによるカットオフ値による椎体骨折危険度識別の感度・特異度よりも優れている¹⁸⁾。

CT有限要素法による 薬剤効果の評価における有用性

原発性骨粗鬆症の患者に対して、ビスフォスフォネート製剤であるアレンドロネートの効果をCT/FEMを用いて評価した。骨強度に影響する既往歴、薬剤歴がなく第2腰椎に骨折がない原発性骨粗鬆症の女性37名を対象とした⁹⁾。アレンドロネートを5mg/日で投与した。第2腰椎の椎体の予測骨折強度を評価対象とした。荷重条件は頭側の椎体終板に均一な垂直荷重が加わる単軸圧縮とした(図2)。CT/FEMによる予測強度の評価および同じデータを使うQCTによる第2腰椎椎体中央部のvBMDの評価を投与前・投与後3・6・12カ月時に、第2腰椎-第4腰椎正面のDXAによるaBMDの評価を投与前・投与後6・12カ月時に行った。さらに、骨吸収に関して、骨代謝マーカーである尿中のN-telopeptide of type collagen (NTx)の測定を投与前と投与後3カ月において行った。12カ月を追跡期間として、その期間中に副作用などで投与継続できなかった2名および、

第2腰椎に骨折が生じた2名を除外した33人(平均年齢76.5歳)について、アレンドロネートの効果判定をCT/FEMとQCTおよびDXAの間で比較検討した。

骨粗鬆症患者33人に対するアレンドロネート投与の結果、DXAによるaBMDの増加は投与後6カ月で平均3.7%(有意差なし)であり、12カ月では7.5%であり有意に増加した(paired t-test, $p < 0.0001$)。またQCTによるvBMDの増加は、投与後6カ月で、5.1%(有意差なし)で、投与後12カ月で8.8%であり有意に増加した($p = 0.0013$)。これに対して、CT/FEMによる椎体の予測強度は投与後3カ月で10.2%、6カ月で16.7%、12カ月で26.9%であり、それぞれ有意に増加した(Freedman test, $p < 0.0001$)。CT/FEMによる予測強度は3, 6, および12カ月のすべての時期で投与前よりも有意に増加した。尿中のNTxは全例において投与3カ月で有意な減少があった($p < 0.0001$)。このことから、CT/FEMはDXAやQCTよりも早期に感度高く薬剤効果の判定が可能であった(図3)。

これらの結果から、アレンドロネートは骨密度を増加させるが、それ以上に脊椎椎体強度を増加させることが示唆された。このことは、アレンドロネートなどの骨吸収抑制薬が骨密度の増加以上に骨折の発生を抑制したという複数の臨床試験の

結果を支持する事実である⁴⁾。

予測強度のほうが骨密度よりも薬剤による増加が大きかった要因につき検討する。要因のひとつは、DXAがaBMDの測定すなわち面積密度を計測し、CT/FEMはQCTのvBMDの体積密度のデータを用いることにある。先行研究においても、vBMDはaBMDよりも、より骨強度に相関が高いことが示されている³⁾。Blackら²⁾のアレンドロネートの効果をvBMDとaBMDの両者で評価した研究においても、vBMDのほうが感度高く効果を評価している。CT/FEMではさらにvBMDの分布に関する情報を加味して構造解析を行う。すなわち構造強度として評価する。そこで薬剤が密度分布や骨の構造を強度が増加する方向で効果を発揮すれば、当然、骨強度は単なる骨密度の増加を凌駕し、さらに大きく増加することになる。われわれが行った予備的臨床試験において、患者の椎体骨の骨密度分布を検討すると、椎体の皮質シェルの近傍または同部の隣接部分に骨密度の増加領域が著明に存在した。また圧縮による骨折の危険が高い領域である最小主歪みの絶対値の大き

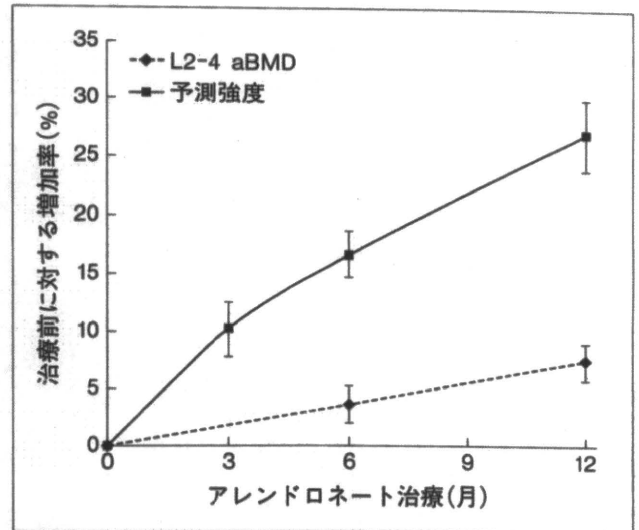


図3 アレンドロネート投与後のCT/FEMによる予測強度と、DXAによる骨密度の推移

予測強度は、投与3カ月時に投与前よりも有意に増加した。骨密度(aBMD)は12カ月時に有意に増加した。予測強度の増加率は、骨密度の増加率を大きく上回った。

い部分をもてみると、治療経過とともに、危険領域が減少していることが明らかであった。すなわち構造強度として圧縮破壊のリスクの高い各部位が治療とともに減少したことが明らかである。薬

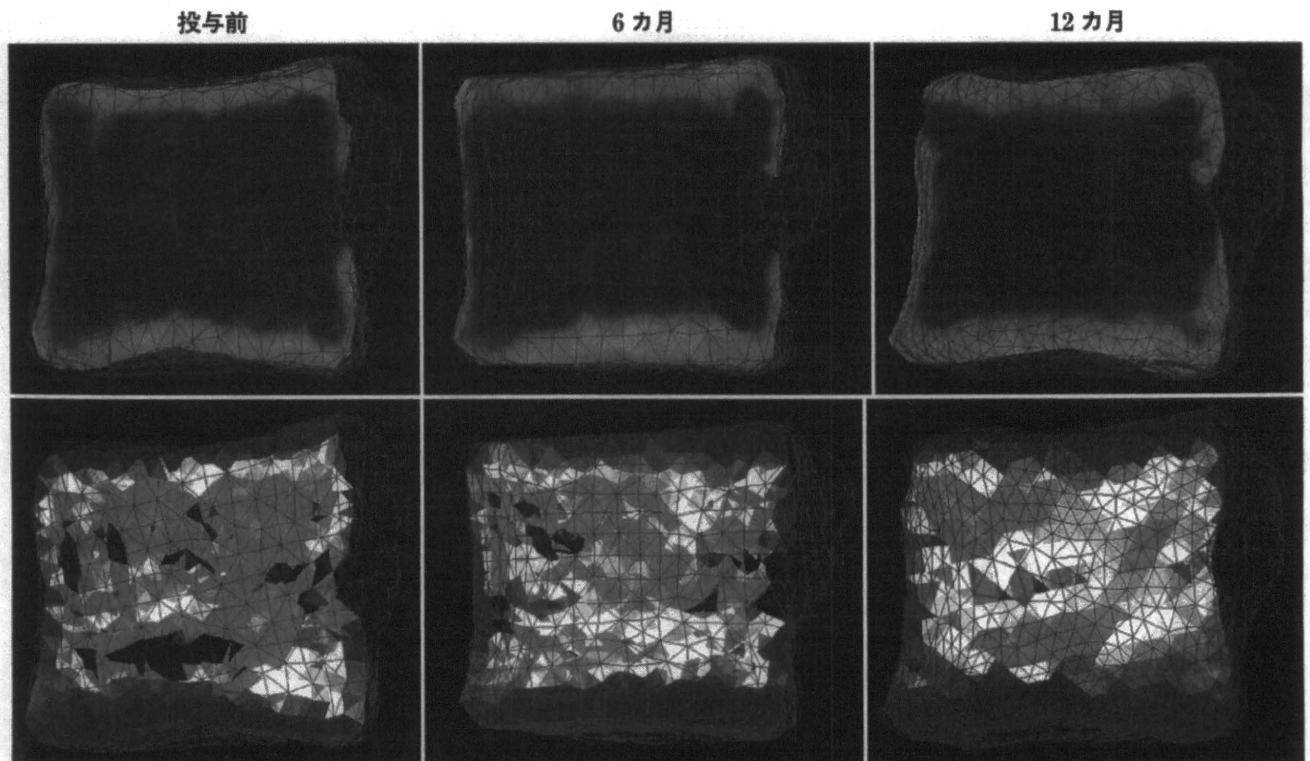


図4 アレンドロネート5mg/日投与後の骨密度と最小主歪み分布

症例は74歳の女性で、第2腰椎側面を示す。骨密度分布の推移を上段に示す。1kNを圧縮負荷した状態の最小主歪みを下段に示す。カラースケールにおいて、青色の部分は最小主歪みの絶対値が大きく、骨折の危険が高い領域である。投与後、骨密度は椎体の周辺に増加し、骨折リスクの高い領域(青の部分)は経時的に減少した。

剤効果として、皮質シェル近傍部分で、骨密度が特異的に増加して、圧縮応力の集中が軽減して、最小主歪み分布が改善し、椎体強度が大きく増加したことが示唆される(図4)。DXAによるaBMDの評価ではとらえられない薬剤効果をCT/FEMでは評価できる可能性がある。

文 献

- 1) Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, et al: Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J Biomech* 40: 1745-1753, 2007
- 2) Black DM, Greenspan SL, Ensrud KE, et al: The Effects of parathyroid hormone and alendronate alone or in combination in postmenopausal osteoporosis. *New Engl J Med* 349: 1207-1215, 2003
- 3) Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, et al: Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J Biomech* 32: 1013-1020, 1999
- 4) Cummings SR, Bates D, Black DM: Clinical use of bone densitometry: Scientific review. *JAMA* 288: 1889-1897, 2002
- 5) Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH: Effect of bone distribution on vertebral strength: assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis. *Radiology* 179: 669-674, 1991
- 6) Graeff C, Chevalier Y, Charlebois M, et al: Improvements in vertebral body strength under teriparatide treatment assessed *in vivo* by finite element analysis: results from the EUROFOR study. *J Bone Miner Res* 24: 1672-1680, 2009
- 7) Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al: Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine* 31: 1789-1794, 2006
- 8) Imai K, Ohnishi I, Yamamoto S, et al: In vivo assessment of lumbar vertebral strength in elderly women using computed tomography-based nonlinear finite element model. *Spine* 33: 27-32, 2008
- 9) Imai K, Ohnishi I, Matsumoto T, et al: Assessment of vertebral fracture risk and therapeutic effects of alendronate in postmenopausal women using a quantitative computed tomography-based nonlinear finite element method. *Osteoporos Int* 20: 801-810, 2009
- 10) Keaveny TM, Donley DW, Hoffmann PF, et al: Effects of teriparatide and alendronate on vertebral strength as assessed by finite element modeling of QCT scans in women with osteoporosis. *J Bone Miner Res* 22: 149-157, 2007
- 11) Keller TS: Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *J Biomech* 27: 1159-1168, 1994
- 12) Keyak JH, Lee IY, Skinner HB: Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures. *J Biomed Mat Res* 28: 1329-1336, 1994
- 13) Keyak JH: Relationships between femoral fracture loads for two load configurations. *J Biomech* 33: 499-502, 2000
- 14) Matsumoto T, Ohnishi I, Bessho M, et al: Prediction of vertebral strength under loading conditions occurring in activities of daily living using a computed tomography-based nonlinear finite element method. *Spine* 34: 1464-1469, 2009
- 15) McClung MR, Geusens P, Miller PD, et al: Effect of risedronate on the risk of hip fracture in elderly women. Hip Intervention Program Study Group. *N Engl J Med* 344: 333-340, 2001
- 16) Melton LJ, Riggs BL, Keaveny TM, et al: Structural determinants of vertebral fracture risk. *J Bone Miner Res* 22: 1885-1892, 2007
- 17) NIH Consensus Statement. March 27-29, 17: 1-45, 2000
- 18) Orimo H, Hayashi Y, Fukunaga M, et al: Diagnostic criteria for primary osteoporosis: year 2000 revision. *J Bone Miner Metab* 19: 331-337, 2001
- 19) Riggs BL, Melton LJ, Robb RA, et al: A population-based assessment of rates of bone loss at multiple skeletal sites: evidence for substantial trabecular bone loss in young adult women and men. *J Bone Miner Res* 23: 205-214, 2008
- 20) Schuit SCE, van der Klift M, Weel AEAM, et al: Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women: the Rotterdam Study. *Bone* 34: 195-202, 2004

脊椎脊髄 ジャーナル

Spine & Spinal Cord August 2010 vol.23 no.

特集 Neuromyelitis optica (NMO)

8



三輪書店

2 椎骨（椎体）の力学的特性

2) 骨密度と椎体骨折の力学解析

大西五三男*

骨密度測定による
椎体強度評価の限界

現在、個々の患者における脆弱性骨折のリスクを正確に評価することには限界がある。個々の患者における骨の強度に関連する因子や、骨に対する外力の方向や大きさ、また頻度に関する情報が完全には理解できないことが理由である。骨の強度に関連する1つの重要な因子として骨密度が挙げられることはいうまでもない。現在の骨折リスク評価は、主に二重X線吸収測定法(DXA)や定量的CT(quantitative computed tomography: QCT)によって行われている。骨密度は骨強度と関連があると報告されている^{4,11,14,23,25,27}。骨粗鬆症の診断や治療開始基準は、DXAによる腰椎の2次元骨密度(areal bone mineral density: aBMD)によって行われる。しかし、骨密度は、椎体の既存骨折を有する患者群と骨折のない患者群を完全には識別できず、両者における骨密度値のオーバーラップはかなりある^{3,28,30}。また、骨密度は椎体の*in vitro*で測定した強度と相関が少ないことが指摘されている^{5,10,29}。臨床においては、同じ骨密度であっても骨折する患者としない患者が存在する。また、骨粗鬆症に対するビスフォスフォネート剤の効果を評価した臨床試験の結果を検討すると、薬剤投与に伴う椎体の骨密度の増加は5~8%であったのに対し、椎体骨折リスク抑制は50~60%であった⁹。すなわち、薬剤による骨密度の増加は、椎体骨折リスク抑制効果のほんのわ

ずかしか説明しないという。

現在、骨の強度は、骨密度と骨質によって規定されると考えられている。ここで、骨質とは、骨強度にかかわる諸因子のうち、骨密度以外の因子と定義されている²⁶。椎体のみならず骨は階層構造をもっており、その構成要素は観察する解像度の細かさのレベルによって異なる。その各階層の構成因子はすべて骨強度に関連する骨質と考えられる。たとえば、ミリレベルの解像度では、骨全体の形状、骨密度の空間分布が骨強度に関与する骨質であり、ミクロンレベルでは、微細構造、多孔性、皮質シェルの厚み、骨小腔の数や形態、骨改変腔の数、大きさ、分布などが骨質となる。また、サブミクロンレベルでは、石灰化やコラーゲンの分布や配列が関連し、さらにナノレベルでは、コラーゲンの構造やクロスリンク、石灰化の形態や結晶の配列などが骨質である¹⁵。

QCTは、DXAと異なり3次元的な骨密度(volumetric bone mineral density: vBMD)と骨密度分布を定量することができる。構造解析の立場から、椎体における骨密度、骨密度分布、幾何学的形状および構造は、強度に大きく影響する^{6,22}。QCTによるvBMDは、DXAによるaBMDよりも*in vitro*で計測した骨強度により相関が高いことが示されている⁷。しかし、QCTは、測定領域(関心領域)の設定が良好な再現性をもって行い得ない限界から、測定再現性がDXAよりも劣る結果となっていた。また、vBMDにしても関心領域内の骨量の総和を示す

* 東京大学大学院医学系研究科外科学専攻感覚・運動機能医学整形外科〔〒113-8655 文京区本郷7-3-1〕/Isao OHNISHI: Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine, The University of Tokyo

のみであり、幾何学的形状や構造、また骨密度分布などの情報に欠ける限界は依然として残されている。

骨密度のみでは骨折のリスクの多寡を識別することができない¹³⁾。骨粗鬆症の病態分析や治療効果の判定に関する臨床研究では、このような骨密度による診断法の限界によって、多数の患者のエントリー、また長期間の経過観察が必要であり、これによってはじめて統計学的に有意な結果を導くことができる^{1,24)}。したがって、より骨折リスクを早期に的確に診断できる、また治療効果判定をより感度高く検出できる診断法が求められている。

定量的CTを用いた 有限要素法による骨強度評価

有限要素法 (finite element method : FEM) は、整形外科領域においては1972年に大腿骨の2次元解析モデルが作製され、骨の力学特性の評価に用いられたのが最初である²⁾。さらに、1991年にはQCTを用い、患者の骨密度と3次元骨密度分布を考慮した患者固有の腰椎椎体のFEMモデルが開発された¹²⁾。QCTデータを基にした患者固有のFEMモデルによる骨強度予測は、CTで認識できる骨構造、骨形状、骨密度および骨密度分布を考慮することができ、より正確に行い得る^{16,20,21)}。この方法によって、より正確な椎体強度の評価が患者ごとに可能になった。また、特に椎体のような海綿骨の豊富な骨では、圧縮力に対して降伏後に非線形挙動をとるため、非線形FEMによる構造解析は大いに正確な評価を行い得る。Keavenyら⁸⁾は、QCTデータから椎体のFEMボクセルモデル(QCT/FEM)を開発し、新鮮死体から摘出した椎体標本の力学試験とFEMによる強度予測を行い、FEMの正確性を検証した。しかし、先行研究には種々の限界があった。まず、要素型では立方体要素を用いることが多く、要素サイズをかなり小さく設定しないかぎり、骨の表面のような複雑な曲面形状を正確には表現できなかった。さらに、骨表面のCT値は、特に皮

質骨の薄い場合には部分容積効果 (partial volume effect) により過小評価される傾向にある。また、骨は圧縮と引っ張りの両者間では力学特性に異方性をもち、力学特性が異なる。これらの要因については先行研究の方法では考慮されていなかった。また、これらの方法においては、骨折の定義に十分な根拠がなかった。たとえば、Keyakら¹⁹⁾の方法において骨折は15個の隣接する要素の破壊と定義された。要素サイズが3mmであれば破壊領域はかなり大きなものになるため、臨床における骨折の認識とはかなりかけ離れる。また、予測評価法の正確性が新鮮死体標本を用いて行われているが、骨折荷重の評価のみにとどまっておき、ひずみの評価は不十分であった。また、正確性も劣っていた。

QCT/FEMは、骨のQCTによるDigital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) データを取得し、これを基に3次元の骨モデルを作製し、有限要素法によって構造解析を行い、任意の方向と大きさの外力に対する強度を定量的に求める方法である。まず、CTによって3次元の骨構造、骨密度分布を求めることができる。同時に各ボクセルの骨密度を求めるためにファントムのCT値データを取得でき、各ボクセルのCT値と骨密度を関連づける検量線を求めることができる。検量線によって、CT値データは骨密度データに変換することができる。DICOMデータによって、3次元の骨モデルの各部分には骨密度データを患者の骨そっくり配置することが可能である。この操作によって、コンピュータ上には、患者の骨とまったく同一の構造と密度分布をもった3次元の骨を再現することができる。すなわち、患者固有の骨モデルを作製できる。これをさらにFEMモデルに構築する。FEMモデルに対して仮想的な荷重・拘束条件を設定して、ひずみ分布、応力分布、降伏荷重、破壊荷重などを定量的に求めることができる。また、同時に破壊部位などを表示することができる。

筆者ら¹⁷⁾は、先行研究の限界を補うべく、椎体強度予測を行うFEMモデルを新たに開発した。

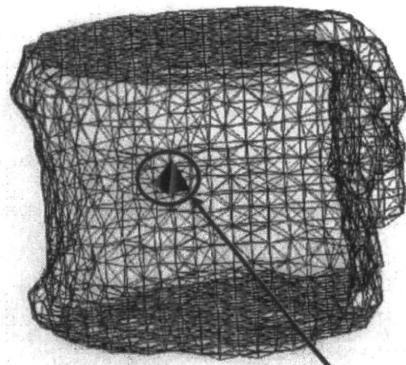


図1 要素型 (文献17を改変)
要素型は2mmの四面体のソリッド要素を使用し、表面には厚さ0.4mmの三角形平板要素を貼り付けた。椎弓根より後方の構成要素は除去してモデル化した。

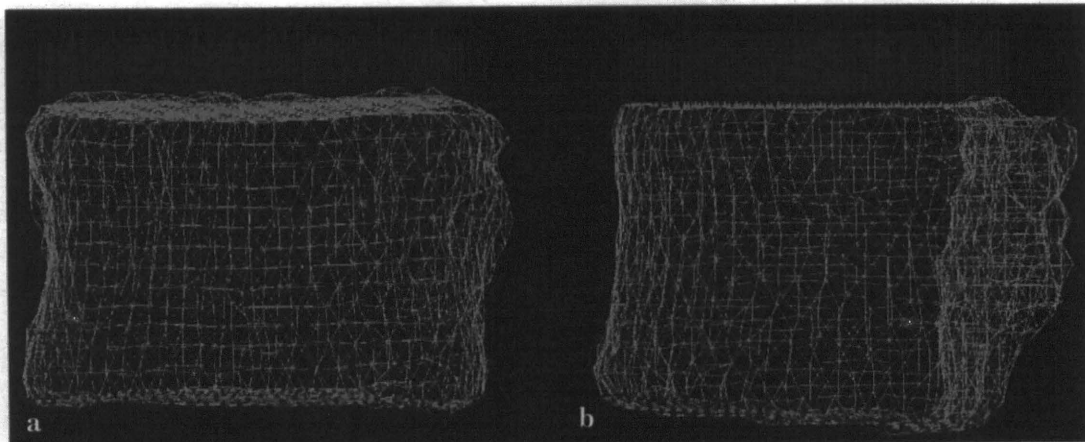
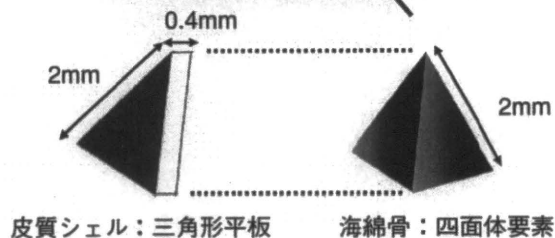


図2 荷重・拘束条件

a: 正面像, b: 側面像.

椎体標本の荷重試験は標本に対して垂直な単軸圧縮試験を行い、有限要素解析はそれと同等の条件を模擬した単軸圧縮の荷重・拘束条件とした。頭側の終板は垂直荷重を加え、尾側の終板は完全拘束とした。

まず、要素型は内部には4面体を用いている。表面は三角形の平板要素を用いた。これによって複雑な局面形状をある程度大きな要素サイズでも忠実に再現できるようになった(図1)。骨折の定義は臨床における認識と同様に、1要素の破壊(圧壊またはクラック)を骨折と定義した。骨の異方性に応じて、引っ張り応力と圧縮応力では異なる破壊理論を採用した。すなわち、引っ張りに対しては骨のもつ脆性を重視して最大主応力説に基づく破壊基準を採用し、圧縮に対しては骨を弾塑性体として考慮し、降伏後に圧縮破壊するものとし

た。つまり、降伏後には非線形性を考慮し、加工効果率の影響を考慮して解析した。また、降伏基準には骨の脆性を重視し Dragger-Prager 相当応力を採用した。また、要素の圧壊基準は最小主ひずみが $-10,000$ マイクロストレイン以下とした。降伏以降の解析には荷重増分法である Newton-Raphson 法を用いた。

また、本法の正確性を検証するため、新鮮死体から摘出した椎体標本を用いて、圧縮試験による単軸圧縮強度と FEM による単軸圧縮強度予測値を比較検討した(図2)。要素の1辺が2mmの

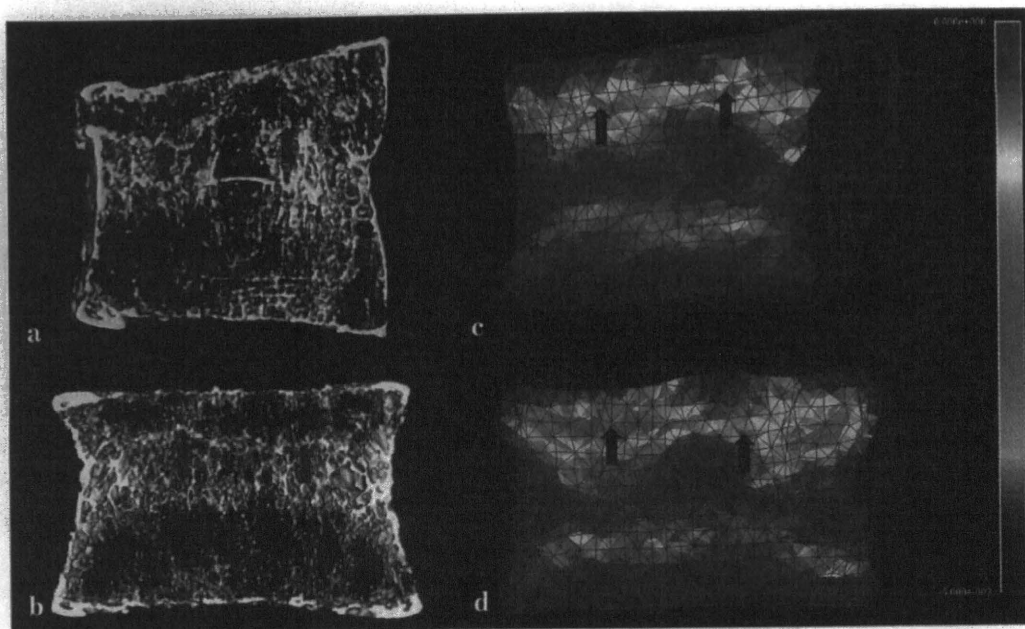


図 3 骨折部位予測の正確性

荷重試験後の椎体標本のマイクロ CT 再構成画像と有限要素解析後の最小主ひずみ分布を示すコーナー図。

荷重試験後の正中矢状断 (a) と冠状断 (b) の再構成画像。赤矢印は骨折部位を示す。解析後の正中矢状断面 (c) と冠状断面 (d) の最小主ひずみ分布。緑色部分 (青矢印) はひずみの絶対値の大きい領域である。このように骨折部位は最小主ひずみの絶対値の大きい領域によって正確に予測された。

FEM モデルでは、CT/FEM による椎体強度値と荷重試験による骨折荷重値との相関係数は 0.978 ($p < 0.0001$) と相関が高かった。また、骨折に至る前の 1 kN 荷重時では、CT/FEM による最小主ひずみ解析値と荷重試験による最小主ひずみ測定値との相関係数は 0.838 と高相関であった ($p < 0.0001$)。要素の 1 辺が 1 mm のモデルでは、CT/FEM による椎体強度値と荷重試験による骨折荷重値との相関係数は 0.938 ($p < 0.0001$) と高相関であったが、3 mm のモデルでは相関係数が 0.866 ($p < 0.0001$) と 1 mm モデルおよび 2 mm モデルに比較して低下していた。荷重試験による骨折形態は、骨折が線状であった椎体と、椎体の前方あるいは中央が圧壊した椎体の 2 タイプがあった。1 mm および 2 mm モデルでは実験骨折部位は最小主ひずみの絶対値が大きい領域によって明瞭に予測されていた¹⁸⁾ (図 3)。

骨強度評価における CT/FEM の役割として、骨強度に関連する因子のうち、骨密度、3 次元骨密度分布、CT で認識できる骨構造を評価できる

点が挙げられる。新鮮死体標本での実証荷重試験により、QCT/FEM が椎体強度、骨折部位および骨折形態、骨折に至るまでの骨力学特性を精度よく予測できることが示された。FEM モデルがどの程度の大きさであれば高精度で椎体骨折を予測できるか検討した結果、1 mm および 2 mm のサイズでは精度が保たれた。臨床で 1 椎体をスライス厚 2 mm で撮像すると、15~20 のスライス数となり、放射線被曝量は 3 mSv 程度となる。この放射線被曝量は腰椎 4 方向の X 線写真撮影の被曝量に相当するため、臨床応用できるものと考えられる。

本強度予測モデルは、脊椎後方要素を切除したモデルである。後方要素を含めた椎体骨折の予測に関しては今後の課題である。

文 献 (太字番号は重要文献)

- 1) Black DM, Cummings SR, Karpf DB, et al: Randomised trial of effect of alendronate on risk of fracture in women with existing vertebral fractures. Fracture

- Intervention Trial Research Group. *Lancet* **348** : 1535-1541, 1996
- 2) Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ : A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* **43** : 301-317, 1972
 - 3) Cann CE : Quantitative CT for determination of bone mineral density : a review. *Radiology* **166** : 509-522, 1988
 - 4) Carter DR, Hayes WC : The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am* **59** : 954-962, 1977
 - 5) Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, et al : Prediction of vertebral strength *in vitro* by spinal bone densitometry and calcaneal ultrasound. *J Bone Miner Res* **12** : 1721-1728, 1997
 - 6) Cody DD, Flynn MJ, Vickers DS : A technique for measuring regional bone mineral density in human lumbar vertebral bodies. *Med Phys* **16** : 766-772, 1989
 - 7) Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, et al : Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J Biomech* **32** : 1013-1020, 1999
 - 8) Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM : Finite element models predict *in vitro* vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone* **33** : 744-750, 2003
 - 9) Cummings SR, Karpf DB, Harris F, et al : Improvement in spine bone density and reduction in risk of vertebral fractures during treatment with antiresorptive drugs. *Am J Med* **112** : 281-289, 2002
 - 10) Edmondston SJ, Singer KP, Day RE, et al : *Ex vivo* estimation of thoracolumbar vertebral body compressive strength : the relative contributions of bone densitometry and vertebral morphometry. *Osteoporos Int* **7** : 142-148, 1997
 - 11) Errikson SAV, Isberg BO, Lindgren JU : Prediction of vertebral strength by dual photon absorptiometry and quantitative computed tomography. *Calcif Tissue Int* **44** : 243-250, 1989
 - 12) Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH : Effect of bone distribution on vertebral strength : assessment with a patient-specific nonlinear finite element analysis. *Radiology* **179** : 669-674, 1991
 - 13) Guglielmi G, Gluer CC, Majumdar S, et al : Current methods and advances in bone densitometry. *Eur Radiol* **5** : 129-139, 1995
 - 14) Hanson T, Roos B, Nachemson A : The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumbar vertebrae. *Spine (Phila Pa 1976)* **5** : 46-55, 1980
 - 15) Hernandez CJ, Keaveny TM : A biomechanical perspective on bone quality. *Bone* **39** : 1173-1181, 2006
 - 16) Homminga J, Weinans H, Gowin W, et al : Osteoporosis changes the amount of vertebral trabecular bone at risk of fracture but not the vertebral load distribution. *Spine (Phila Pa 1976)* **26** : 1555-1561, 2001
 - 17) Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al : Nonlinear finite element model predicts vertebral bone strength and fracture site. *Spine (Phila Pa 1976)* **31** : 1789-1794, 2006
 - 18) Imai K, Ohnishi I, Yamamoto S, et al : *In vivo* assessment of lumbar vertebral strength in elderly women using computed tomography-based nonlinear finite element model. *Spine (Phila Pa 1976)* **33** : 27-32, 2008
 - 19) Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, et al : Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. *J Biomech* **31** : 125-133, 1998
 - 20) Liebschner MAK, Rosenberg WS, Keaveny TM : Effects of bone cement volume and distribution on vertebral stiffness after vertebroplasty. *Spine (Phila Pa 1976)* **26** : 1547-1554, 2001
 - 21) Martin H, Werner J, Andresen R, et al : Noninvasive assessment of stiffness and failure load of human vertebrae from CT-data. *Biomed Tech (Berl)* **43** : 82-88, 1998
 - 22) Martin RB, Burr DB : Non-invasive measurements of long bone cross-sectional moment of inertia by photon absorptiometry. *J Biomech* **17** : 195-201, 1984
 - 23) McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, et al : Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* **67** : 1206-1214, 1985
 - 24) Melton LJ 3rd, Khosla S, Atkinson EJ, et al : Cross-sectional versus longitudinal evaluation of bone loss in men and women. *Osteoporos Int* **11** : 592-599, 2000
 - 25) Mosekilde L, Bentzen SM, Ortoft G, et al : The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density. *Bone* **10** : 465-470, 1989
 - 26) National Institutes of Health : Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. NIH Consensus Statement **17** : 1-36, 2000 (<http://www.consensus.nih.gov/2000/2000Osteoporosis111html.htm>)
 - 27) Rockoff SD, Sweet E, Bleustein J : The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae. *Calcif Tissue Res* **3** : 163-175, 1969
 - 28) Ross PD, Davis JW, Vogel JM, et al : A critical review of bone mass and the risk of fractures in osteoporosis. *Calcif Tissue Int* **46** : 149-161, 1990
 - 29) Singer K, Edmondston S, Day R, et al : Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength : correlations with bone mineral density and vertebral region. *Bone* **17** : 167-174, 1995
 - 30) Van Berkum FNR, Birkenhäger JC, Van Veen LC, et al : Noninvasive axial and peripheral assessment of bone mineral content : a comparison between osteoporosis women and normal subjects. *J Bone Miner Res* **5** : 679-685, 1989

治療学 7

vol.44 no.7 2010

ロコモティブシンドローム

高齢社会における運動器障害の予防

BIOMEDICINE
&
THERAPEUTICS

運動器医療の応用研究 2

有限要素法による骨粗鬆症（骨強度）評価

大西五三男

おにし いさお：東京大学大学院医学系研究科外科学専攻 感覚・運動機能医学講座整形外科学

● はじめに——骨密度測定のみずかしさ

骨密度では骨折リスクを正確に評価できない限界から、2000年には骨粗鬆症の定義が改変され、骨粗鬆症は骨強度の低下によって、骨折のリスクが高くなる骨の障害と定義された¹⁾。脆弱性骨折の最も重要なリスクファクターは骨強度の低下であるが、骨強度を直接評価できないので、代替方法として二次元の骨密度測定(DXA)や定量的CT(QCT)による三次元の骨密度測定が行われている^{2~5)}。しかし、これらの骨密度測定法では、骨折リスクを有する患者を識別するには不十分であることが明らかとなっている。たとえば、非椎体骨折の既往のある女性のうちDXAによる骨密度のTスコアが2.5、すなわちこれは骨粗鬆症の国際的な診断基準であるが、これを下回ったのは44%に過ぎなかったという報告がある。さらに男性においては、この割合は20%程度であった⁶⁾。また、原発性骨粗鬆症に対する薬物療法の効果に関する臨床研究をまとめたメタアナリシスから、骨密度測定は薬剤効果による骨折の相対リスク低減のごくわずかししか説明しないという⁷⁾。骨密度測定の限界は、骨の幾何学的形状、不均一な骨密度分布、骨の構造、骨に負荷する荷重の条件などはまったく考慮されていないという点にある。

● 有限要素法による予測

このような問題点を改善するために、定量的CTデータをもとにした有限要素法(CT/FEM)による骨強度の予測評価を診断に用いる考え方が提案されてきた。骨粗鬆症の臨床に用いられ始めているCT/FEMは、骨の強度を、定量的CTデータをもとにして構造解析の一手法である有限要素法を用いて、予測する方法である。有限要素法とは複雑な形状・構造をもった構造物の力学解析を行う方法である。構造物を単純な形の要素の集合体として表現し、1個の要素ごとに別々に解析計算する。要素ごとに単純な方程式を組み合わせ、すべての要素の方程式が成立する解を求める。現実には、計算の過程で、誤差が十分に無視できる微小な範囲にとどまることが判定される条件で計算が終了する。要素の数の連立方程式を解くわけである。要素数が多いほど、また要素サイズが小さいほど、オリジナルの構造物に近い有限要素解析モデルを作成できる。この方法はコンピュータの使用を前提としている。

● 解析モデルの開発

医学の分野に本法が用いられるようになったのは1970年代初頭である。Brekelmansらは、大腿骨の二次元有限要素法の解析モデルを作成した⁸⁾。その後、骨の力学解析において、さま

ざまな解析モデルが考案されるようになった。1991年にFaulknerらは定量的CTデータをもとにした大腿骨近位部の三次元有限要素法モデルを報告している⁹⁾。1998年に、Keyakらは同様に大腿骨近位部のCT/FEMモデルを報告している¹⁰⁾。これは解析モデルの要素分割を自動で行うものであった。2003年にKeavenyらは脊椎椎体のCT/FEMモデルを報告している¹¹⁾。これらの方法の骨強度予測における正確性は新鮮死体標本を用いて検証された。しかし、これらの方法は、正確性や解析上の骨折の定義また骨折部位の予測精度において十分満足のいく方法ではなかったため、筆者らも独自の方法を開発するに至った^{12,13)}。この方法は、わが国では承認を受けた施設において先進医療として実施することができる。

● 有限要素法の実施手順

CT/FEMの具体的な方法の手順を以下に示す。骨をCT撮像する(図1①)。ここで基準物質(骨量ファントム)とともに撮像する。CT画像から解析対象の骨の領域を抽出する(図1②)。さらに、三次元骨モデルを作成する(図1③)。このモデルにシンプルな構造、ここでは四面体の要素を当てはめ、三次元の骨のモデルとまったく同じような有限要素法のモデルを作成する(図1④)。骨量ファントムとともに撮像することで、Hounsfield値と骨密度の関係を示す検量線が得られている。これによって各ボクセルのHounsfield値は骨密度値に変換する。さらに各ボクセルの骨密度値は平均化され、各要素の骨密度値に置き換えられる。これらの操作によって、3D有限要素モデルの各要素には骨密度値が配分される。この段階では解析対象の骨と同じ骨密度分布をもつ骨モデルが作成される(図1⑤)。ついで、先行研究によって報告されている骨密度と力学特性(ヤング率、降伏応力、および臨界応力)の関係式を用いて、各要素の骨密度値をすべて各要素の力学特性値に変換する。この段階で、各要素に固有のヤング率、降伏応力および臨界応力の各値が配置され、患者と力学的に等価な三次元骨解析モデルが完成す

る(図1⑥)。すなわち、患者固有の解析モデルができあがる。このモデルは仮想的に骨を患者から摘出したのと同様と考えられる。次に力学解析に移るが、ここで解析モデルに対して、現実の荷重環境に近似した荷重や拘束の条件を与える(図1⑦)。その後、有限要素解析に移り、コンピュータが高速に繰り返し計算を行い構造解析を行う。解析が終了すると、コンピュータは骨モデルに歪み、応力、骨折荷重また骨折が起きうる位置などを表示する(図1⑧)。これで解析が終了する。この方法は、いわば患者から仮想的に解析対象の骨を摘出し、さらに静的な荷重試験に供して強度を評価する方法といえる。

● 有限要素法の特長と限界

CT/FEMの特長は、種々の骨密度測定法と異なり、骨強度に関連するより多くの因子(骨質)を考慮した方法であることである。すなわち、骨密度のほかに骨密度分布や骨の幾何学的形状・ジオメトリーまたCTで認識できる骨構造を考慮した方法である。さらに、骨強度を定量的にニュートンという力の単位で定量化できる。また、荷重条件に対応した強度を条件ごとに定量することができる。骨折部位の予測も行うことができる。最も重要な要件であるが、臨床用のCTを使用するために臨床応用が可能である。

本法の限界は、主にCTを使用することから生ずる。臨床用のCTは解像度がマイクロCTより低く、現状0.4~0.7mmである。また、有限要素法の要素サイズも2~3mmである。したがって、本法の限界としては、骨梁構造に関する情報を欠くことである。骨量の微細構造を表現できていないことがあげられる。しかし、Verhulpらは、定量的マイクロCTをもとにした80 μ mの解像度の有限要素法のモデルと3mmの要素サイズのモデルの両者を比較した。骨強度予測において、両者は約5%しか相違しなかったと報告している¹⁴⁾。したがって、臨床用のCTによる本法は、十分な正確性を有すると考えられる。

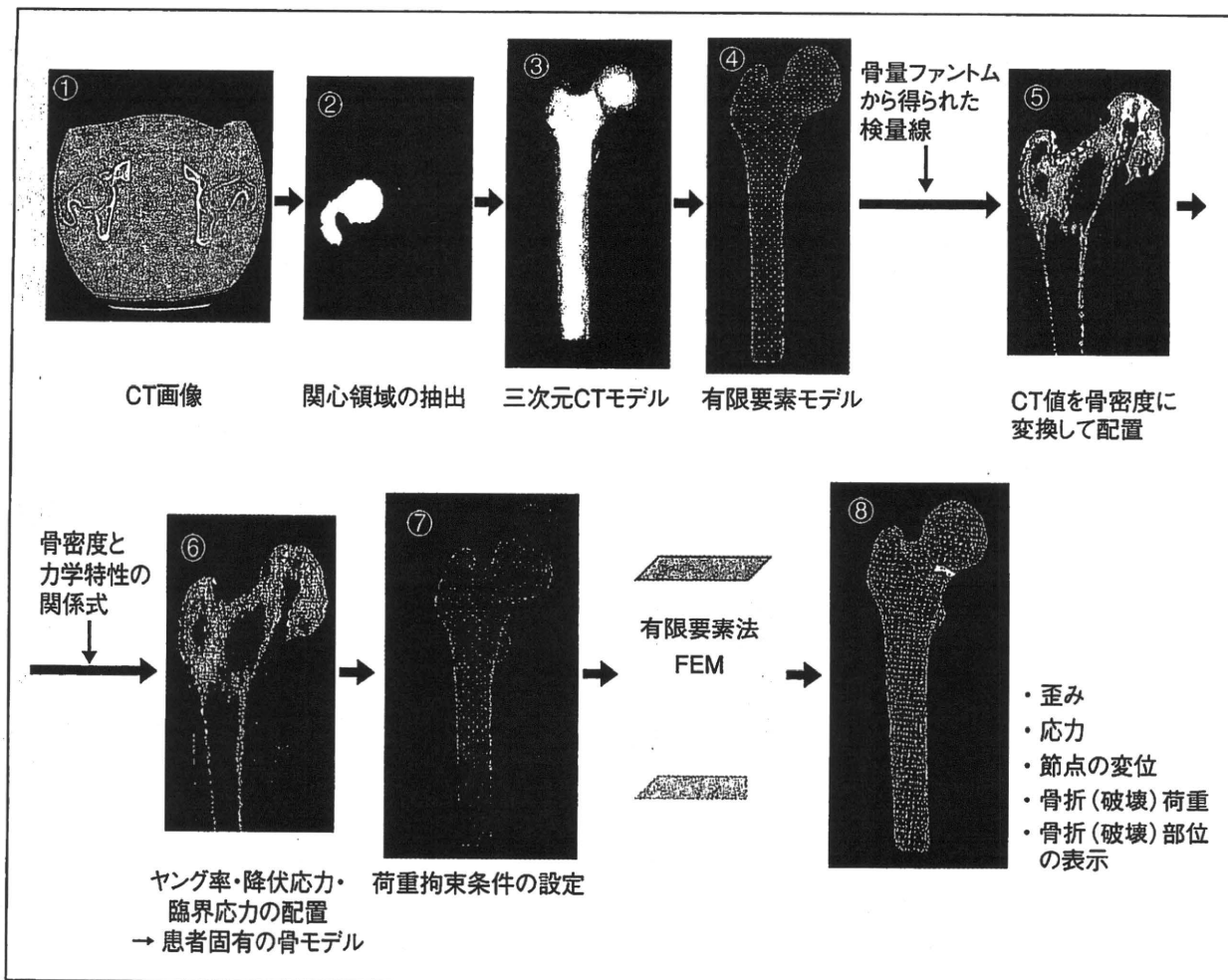


図 1 定量的 CT を用いた有限要素法 (CT/FEM)

骨を基準物質 (骨量ファントム) とともに CT 撮像する。CT 画像から解析対象の骨の領域を抽出する。ついで三次元骨モデルを作成する。このモデルに要素を当てはめ、三次元の有限要素法のモデルを作成する。Hounsfield 値と骨密度の関係を示す検量線によって、各ボクセルの Hounsfield 値は骨密度値に変換される。さらに、各ボクセルの骨密度値は平均化され、各要素の骨密度値に置き換えられる。これらの操作によって、3D 有限要素モデルの各要素には骨密度値が配分される。ついで骨密度と力学特性の関係式を用いて、各要素の骨密度値をすべて各要素の力学特性値に変換する。この操作で、各要素に固有のヤング率、降伏応力および臨界応力が配置され、患者と力学的に等価な三次元骨解析モデルが完成する。解析モデルに対して、荷重と拘束の条件を与える。有限要素解析によって構造解析を行う。解析が終了すると歪み、応力、骨折荷重また骨折が起きうる位置を表示することができる。

文献

- 1) NIH Consensus Statement. 2000 ; 17 (1) : 1-45.
- 2) Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density : a review. Radiology 1988 ; 166 : 509-21.
- 3) Lang P, Brastow P, Genant HK. Radiologic diagnosis of osteoporosis. Current methods and perspectives. Radiologic Clinics of North America 1993 ; 31 : 1133-45.
- 4) Mazess RB, Barden H, Ettinger M, et al. Bone density of the radius, spine, and proximal femur in osteoporosis. J Bone Miner Res 1988 ; 3 : 13-8.
- 5) Riggs BL, Wahner HW, Seeman E, et al. Changes in bone mineral density of the proximal femur and spine with aging : differences between the postmenopausal and senile osteoporosis syndromes. J Clin Invest 1982 ; 70 : 716-23.
- 6) Schuit SCE, van der Klift M, Weel AEAM, et al. Fracture incidence and association with bone mineral density in elderly men and women : Rotterdam study. Bone 2004 ; 34 : 195-202.
- 7) Cummings SR, Karpf DB, Harris F, et al. Improvement in spine bone density and reduction in risk of vertebral fractures during treatment with antiresorptive drugs. Am J Med 2002 ; 112 : 281-9.
- 8) Brekelmans WAM, Poort HW, Sloof TJJH. A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. Acta Orthop Scand 1972 ; 43 : 301-17.
- 9) Faulkner KG, Cann CE, Hasegawa BH. Effect of bone distribution on vertebral strength : assessment with

patient-specific nonlinear finite element analysis. Radiology 1991 ; 179 : 669-74.

- 10) Keyak JH, Rossi SA, Jones KA, et al. Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling. J Biomech 1998 ; 31 : 125-33.
- 11) Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. Bone 2003 ; 33 : 744-50.
- 12) Imai K, Ohnishi I, Bessho M, et al. Nonlinear finite

element model predicts vertebral bone strength and fracture site. Spine 2006 ; 31 : 1789-94.

- 13) Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, et al. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. J Biomech 2007 ; 40 : 1745-53.
- 14) Verhulp E, van Rietbergen B, Huiskes R. Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur. J Biomech 2006 ; 39 : 2951-7.

●ライフサイエンス選書

どう読む？新聞の統計数字

折笠秀樹・折笠奈緒美 著



あなたは…**鵜呑み派？** それとも…**懐疑派？**

- 毎日手にする新聞の中に出てくる数字の根拠はいったい何だろう。そんなあなたの疑問に、統計学の専門家が新聞の読み方を伝授します。
- 新聞をより楽しく正確に読みこなしたい方、統計数字を使って情報提供を行っている方へのワンポイントアドバイス、ついに刊行。

● A5判, 150頁, 定価 1,470円 (本体 1,400円+税) [ISBN4-89775-226-4 C0040]



ライフサイエンス出版 〒103-0024 東京都中央区日本橋小舟町11-7

TEL 03 (3664) 7900 FAX 03 (3664) 7734 / 7735 URL <http://www.lifescience.co.jp/>

骨粗鬆症治療

JOURNAL OF OSTEOPOROTIC MEDICINE

4

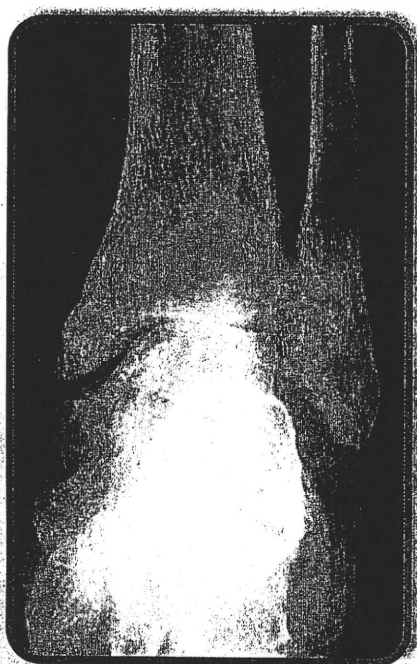
vol.9 no.2
2010

特集

妊娠と骨

連載

- ◎目で見るBone Biology
- ◎EBM講座
- ◎画像診断教室
- ◎最新用語解説
- ◎骨粗鬆症Q&A
- ◎BONE Journal Club



連載「画像診断教室」より



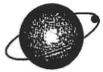
先端医学社

三次元有限要素法

大西五三男*

OHNISHI Isao

(* 東京大学大学院医学系研究科 外科学専攻感覚・運動機能医学講座整形外科学)



有限要素法

骨粗鬆症の臨床に用いられはじめている三次元有限要素法とは、骨の強度を、構造解析の一手法である有限要素法を用いて、予測する方法である。有限要素法とは複雑な形状・構造をもった構造物の力学解析をおこなう方法である。この種の構造物は既存の古典的な力学解析法では解析が不可能である。そこで、構造物を単純な形の要素の集まりとして表現して、1個の要素ごとに別々に解析する。力学計算においては、要素ごとに単純な方程式を組み合わせ、すべての要素の方程式が成立する解を求める(図1)。現実には、計算の過程で誤差が十分に無視できる微小な範囲にとどまることが判定される条件で計算が終了する。要素の数の連立方程式を解くわけである。要素数が多いほど、また要素サイズが小さいほど、オリジナルの構造物に近い有限要素解析モデルを作成できる。この方法はコンピュータの使用を前提としている。



有限要素法の歴史

有限要素法は1950年代初頭にポーイングのエンジニア

関連語

- ・骨粗鬆症
- ・脆弱性骨折
- ・有限要素法

らが三角翼の振動解析をおこなうために開発に至った方法である。当時、梁の理論を用いる方法では、三角翼の力学解析は風洞実験での実験結果と食い違うことから、正確な解析法が望まれていた。今日の有限要素法の原理を発案したのはCloughである¹⁾。当時この方法はDirect Stiffness Methodとよばれていた。本法は1954年にInstitute of Aeronautical Scienceの年次大会でTurnerによって報告され、JAero Sciに1956年にStiffness and Deflection Analysis of Complex Structuresと題して論文掲載された²⁾。本法を今日の名称である有限要素法(Finite Element Method)と命名したのはCloughであり1960年のことである³⁾。以後、工学の分野では広く用いられるようになった。



有限要素法の骨解析への応用

医学の分野に本法が用いられるようになったのは1970年代初頭からである。Brekelmansら⁴⁾は、大腿骨の二次元有限要素法の解析モデルを作成した。有限要素法を用いると梁の解析理論を用いるよりも臨床上妥当な解析ができると報告した。その後、骨の力学解析においてさまざまな解析モデルが考案されるようになった。これには以下のような背景がある。現在、脆弱性骨折のリスクは骨強度の低下に原因があり、骨強度を直接評価できないので、代替方法として二次元の骨密度測定(DXA)や定量的CT(QCT)による三次元の骨密度測定がおこなわれている^{5)~8)}。

しかしこれらの骨密度測定法では、骨折リスクを有す