

The mechanical effect of kyphotic deformity with prior vertebral fracture on adjacent vertebrae

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/20637

既存椎体骨折による脊柱後弯変形が隣接椎に及ぼす力学的影響

金沢大学大学院医学系研究科がん医科学専攻機能再建学

(旧講座名：整形外科)

(主任：富田勝郎教授)

岡 本 義 之

骨粗鬆症性脊椎において既存椎体骨折による脊柱後弯変形が、他の椎体にどのような影響を及ぼし、新たな椎体骨折が生じやすくなるのかを三次元有限要素解析を用いて検討した。人体全身有限要素モデルである Total Human Model for Safety® (THUMS, トヨタテクニカルディベロップメント) から頭部、脊柱部および肋骨部を使用し、日本人高齢女性を想定して身長150cm、体重50kgにモデルを矯正した。骨粗鬆症性椎体骨折の好発部位である第12胸椎 (T12) の椎体上縁を0度、10度、20度と楔状に変形させて正常モデル、10度後弯モデル、20度後弯モデルを作成した。また、筋骨格系のシミュレーションシステムである AnyBody Modeling System® (AnyBody Technology, Inc) を用いて、姿勢を維持するための脊柱周囲筋の筋力を算出し、各モデルに加えた。荷重条件は第5腰椎 (L5) 椎体下面を完全拘束とし、上半身の重量をモデルに与えた。以上の条件の下、各椎体に発生する応力を計測した。いずれの後弯モデルにおいてもT10、T11およびT6、T7に応力が集中しており、同部位が続発する椎体骨折の好発部位となると考えられた。上位隣接椎であるT11に発生した最大応力値は、正常モデルで1.70[Mpa]、10度後弯モデルで4.41[Mpa]、20度後弯モデルで6.45[Mpa]であり、後弯角の増大に伴い応力は上昇していた。さらに代償姿勢による影響を考慮するために、後弯モデルでL5椎体下面を後傾させた代償モデルを作成して解析を行った。その結果、20度後弯代償モデルにおけるT11に発生した最大応力値は4.79[Mpa]であり、代償姿勢により応力は25%低下していた。しかし、正常モデルと比較すると応力は依然高値であり、代償姿勢をとってもなお後弯変形は新規椎体骨折の一因となりうると考えられた。

Key words biomechanics, finite element analysis, kyphotic deformity, osteoporotic vertebral fracture

高齢化社会を迎えた現在、骨粗鬆症は大きな社会問題の一つである。骨粗鬆症患者は日本国内で推定1100万人にものぼり、今後高齢化が進めばその患者数はさらに増加することが予想される。骨粗鬆症による骨折は高齢者の生活の質 (quality of life, QOL) を著しく阻害し、脳血管障害に次いで我が国の寝たきりの原因の第2位である¹⁾。

特に脊椎における椎体骨折は、骨粗鬆症による骨折の中でも最も頻度の高い骨折である。その有病率は女性に高く60歳を越えると急激に増加し、日本人女性の70~74歳では25%、80~84歳では43%もの頻度で椎体骨折を認めると報告されている²⁾。多発する椎体骨折は慢性的な腰背部痛や姿勢異常、身長低下の原因となり、さらには呼吸機能の低下^{3)~5)}や胃食道逆流現象⁶⁾などの合併症を引き起こす。これは高齢者のQOLの低下をきたすだけでなく^{7)~9)}、死亡のリスクをも高め¹⁰⁾¹¹⁾、非常に深刻な問題である。

実際の臨床では、一旦椎体骨折が生じると骨折した椎体の隣接椎を中心に次々と新たな椎体骨折が生ずることをしばしば経験する。これまでの臨床報告においても既存椎体骨折を有する症例は、既存椎体骨折の無い症例に比べ新規椎体骨折の発生率が高くなることが知られているが¹²⁾¹³⁾、その病態は明らかにされていない。

そこで本研究では、既存椎体骨折による脊柱後弯変形が他の

椎体にどのような力学的影響を及ぼし、新たな椎体骨折が生じ易くなるのかを三次元有限要素解析を用いて明確にすることを目的とした。

対象および方法

I. 有限要素モデルの作成

有限要素モデルは人体全身有限要素モデルである Total Human Model for Safety® (THUMS, トヨタテクニカルディベロップメント) を使用した¹⁴⁾。THUMSは、衝撃による障害シミュレーションを行うために開発された有限要素解析用人体モデルであり、全身の骨、靭帯、腱の他にも皮膚や脂肪などの軟部組織に至るまで忠実にモデル化されている。また、骨の強度や皮膚の柔軟性など人体の力学特性が詳細に設定されていることを特徴としており、骨や関節に与えられる影響について高度な力学解析を行うことが可能である。本研究ではTHUMSから頭部、脊柱部、肋骨部を使用し、日本人高齢女性を想定して身長150cm、体重50kgにモデルを矯正した。また骨粗鬆症による脊椎の骨強度低下を考慮して、椎体皮質骨の厚さを1mmから0.3mmに補正した¹⁵⁾。本研究で用いた椎体および椎間板の材料定数を表1に示す。

まず、椎体骨折の好発部位である第12胸椎 (thoracic vertebra, T) の椎体上縁を0度、10度、20度と楔状に変形させて正常モ

平成21年11月20日受付、平成21年12月15日受理

Abbreviations: C, Cervical vertebra; CPS, compression principal stress; L, lumbar vertebra; QOL, quality of life; T, thoracic vertebra

デル, 10度後弯モデル, 20度後弯モデルとした。さらに, 後弯モデルには代償姿勢の条件を与えた。代償姿勢はT1中央からの垂線が第5腰椎 (lumbar vertebra, L) 中央を通るようにL5椎体下面を軸にモデル全体を後傾し作成した。以上よりA; 正常モデル, B; 10度後弯モデル, C; 20度後弯モデル, D; 10

度後弯代償モデル, E; 20度後弯代償モデルの5つのモデルを作成した (図1)。

II. 筋力の計測

本研究のように全脊柱における姿勢因子の影響を解析する場合, 脊椎周囲筋群の筋力の影響を考慮する必要があるが, 有限要素モデルでは筋力値を求めることはできない。そこで我々は筋骨格系のシミュレーションシステムで, 人体に作用する個々の筋力を計測できる AnyBody Modeling System® (AnyBody Technology, Inc) を用いて姿勢維持のための筋力を計測した。具体的には, 前述した有限要素モデルと同じ5つの姿勢を AnyBody Modeling System で作成し, 姿勢維持に関わる筋肉として大腰筋, 内腹斜筋, 外腹斜筋, 胸腸筋筋, 胸最長筋, 腰腸筋筋, 腰最長筋, 頸半棘筋, 頸多裂筋の筋力をそれぞれのモデルで算出し (図2), 各有限要素モデルに与えた。

III. 有限要素解析

荷重条件はL5椎体下面を完全拘束とし, 第1頸椎 (cervical vertebra, C) 上面に頭部の重量を35.80[N], 上肢の重量を両側の鎖骨・肩甲骨を想定した位置にそれぞれ39.24[N], 胸部臓器の重量を胸郭中心部に11.90[N], 体幹部における皮膚・筋肉の重量を肋骨部に分布荷重として114.38[N]¹⁰⁾をそれぞれ垂直下向きに与えた (図3)。

以上の条件の下, T1からL5にかかる応力を計測した。力学解析には汎用有限要素解析ソフトである Marc® (MSC, Software) を使用した。

Table 1. Material properties in the finite element model

Tissue	Position	Young's modulus[MPa]	Poisson's ratio
Cancellous bone	C1 - C7	70	0.30
	T1 - T12	200	0.45
	L1 - L5	70	0.45
Cortical bone	C1 - C7	5000	0.30
	T1 - T12 (front)	5000	0.30
	T1 - T12 (rear)	4000	0.30
	L1 - L5	1000	0.30
Annulus in		0.20	0.40
Annulus out		13	0.40
Nucleus pulposus	C1 - C7	0.20	0.50
	T1 - T12	0.20	0.50
	L1 - L5	0.013	0.50
Vertebral endplate		500	0.40
Cartilaginous endplate		24	0.40

C, cervical vertebra; L, lumbar vertebra; T, thoracic vertebra.

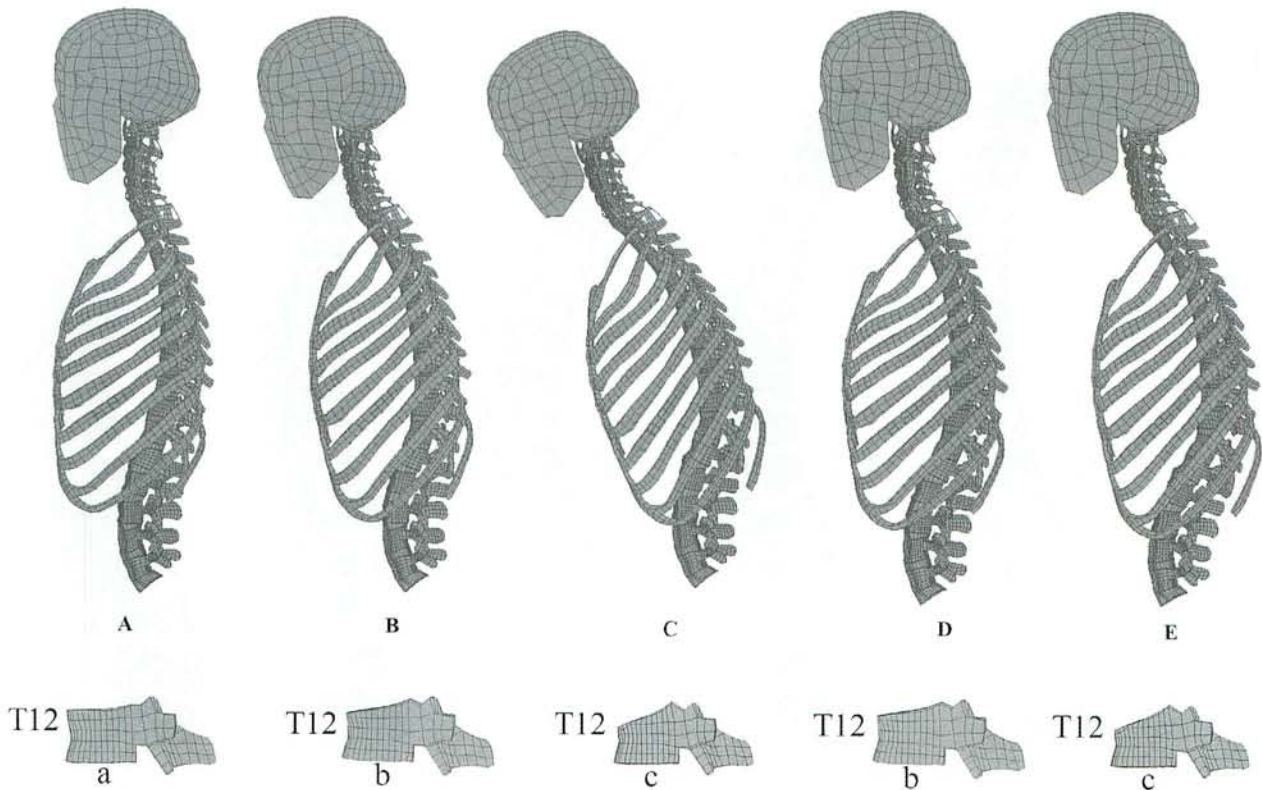


Fig. 1. Three dimensional finite element models

Twelfth thoracic vertebra was transformed to wedge shapes at 0° (a), 10° (b) and 20° (c) to create normal, 10° kyphosis, and 20° kyphosis models. Compensated postures were added to the kyphosis models. A, normal model; B and C, 10° and 20° kyphosis without compensation posture; D and E, 10° and 20° kyphosis with compensation posture.

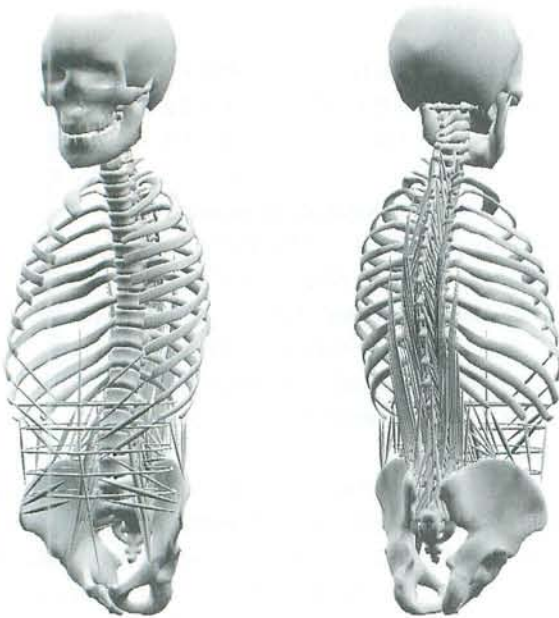


Fig. 2. Measurement of muscular strengths
Muscle strengths of paravertebral muscles to maintain standing posture were measured, using AnyBody Modeling System. Thickness of the muscle line corresponded to the magnitude of muscle strength in the figure.

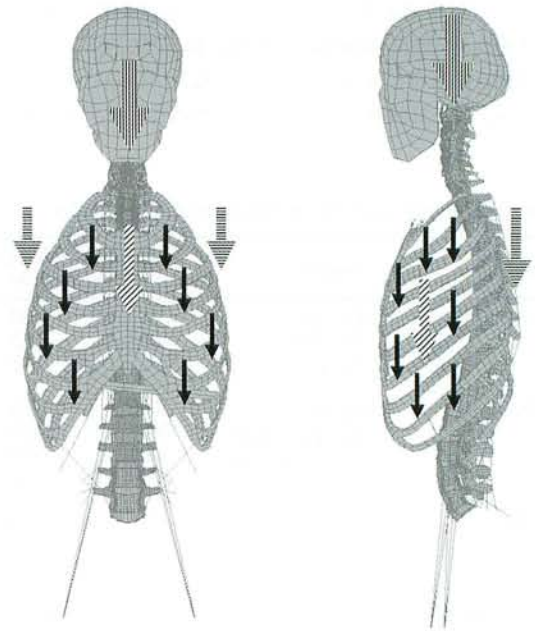


Fig. 3. Loading condition
The bottom of the L5 vertebra was fixed. The force of 35.80-N was applied to the upper surface of C1 as weight of the head (⬇), 39.24-N to the position that assumed the bilateral clavicle and scapula as weight of the arms (⚡), 11.90-N to the center of the thoracic cage as weight of internal organs (⚡), and 114.38-N to the ribs as weight of muscles, skin and subcutaneous tissues (⬇).

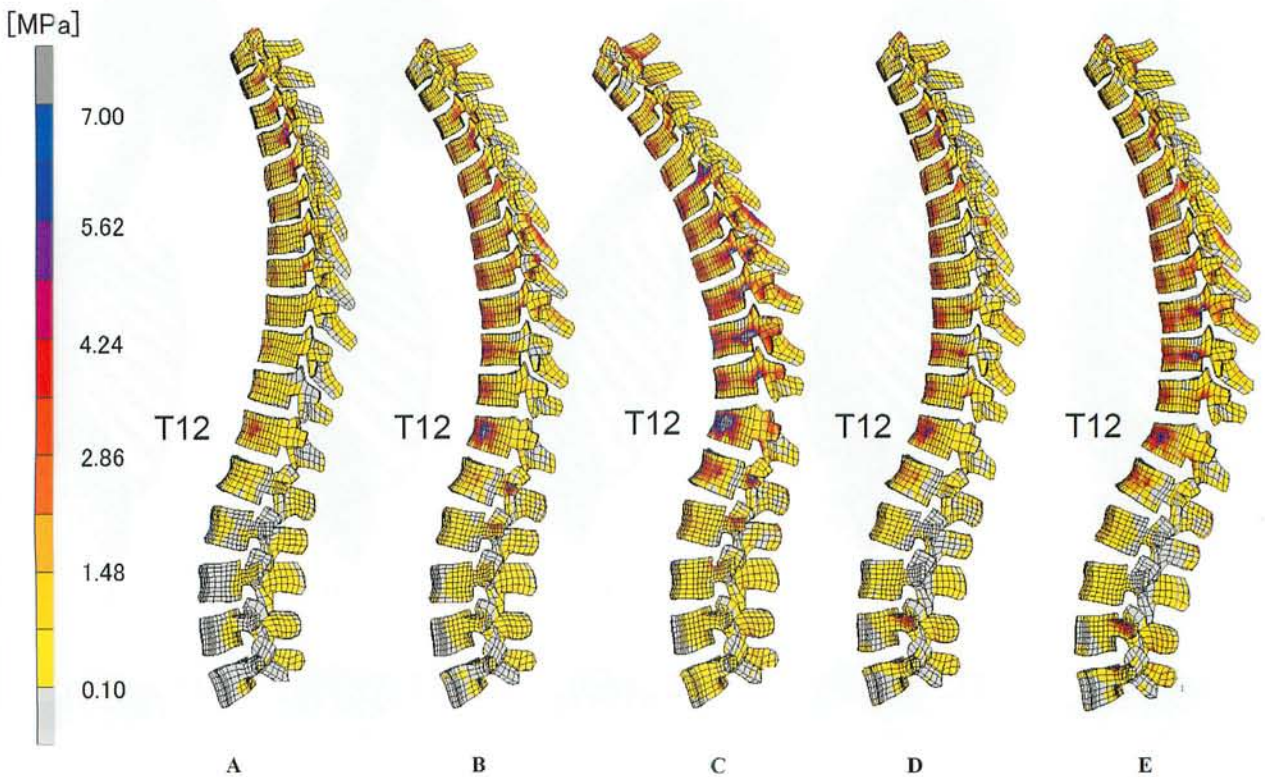


Fig. 4. The distribution of compressive principal stress in the vertebra
The values are illustrated in ranged from gray (low values) to black (high values). A, B, C, D and E correspond to the models shown in Fig.1.

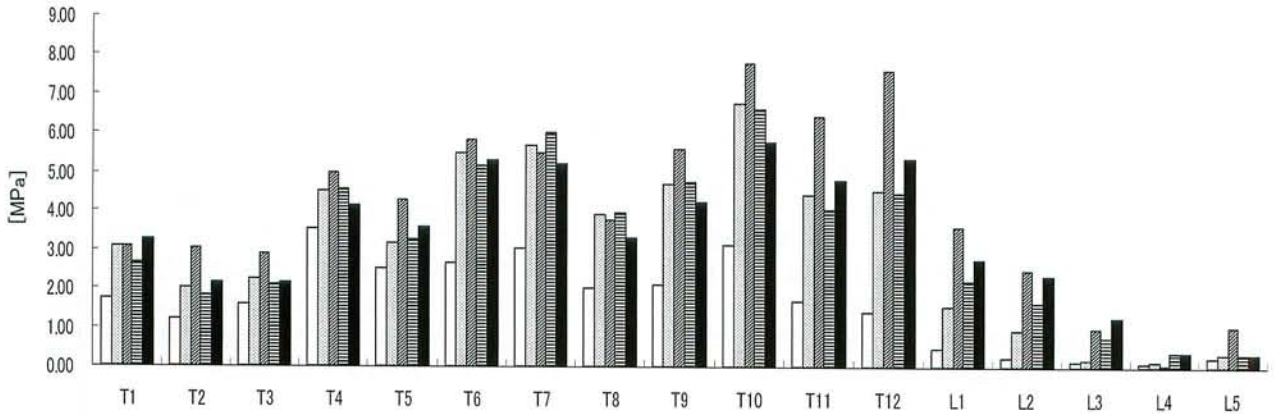


Fig. 5. The maximum values of compressive principal stress in individual vertebrae
 The values increased in most vertebrae with increase in the grade of kyphotic angle. Higher ratios of the values, in kyphosis models against the normal models, were observed primarily at T6, T7 and T10, T11 (middle thoracic vertebrae and the two superior adjacent vertebrae) in kyphosis models. The values were not changed apparently with or without the compensation posture in most of the vertebrae in the 10° kyphosis model. In contrast, the values at T10 and T11 decreased by approximately 25% with compensation posture in the 20° kyphosis model. □ normal model, ▨ 10% kyphosis model, ▩ 20% kyphosis model, ▪ 10% kyphosis with compensation model, ■ 20% kyphosis without compensation model.

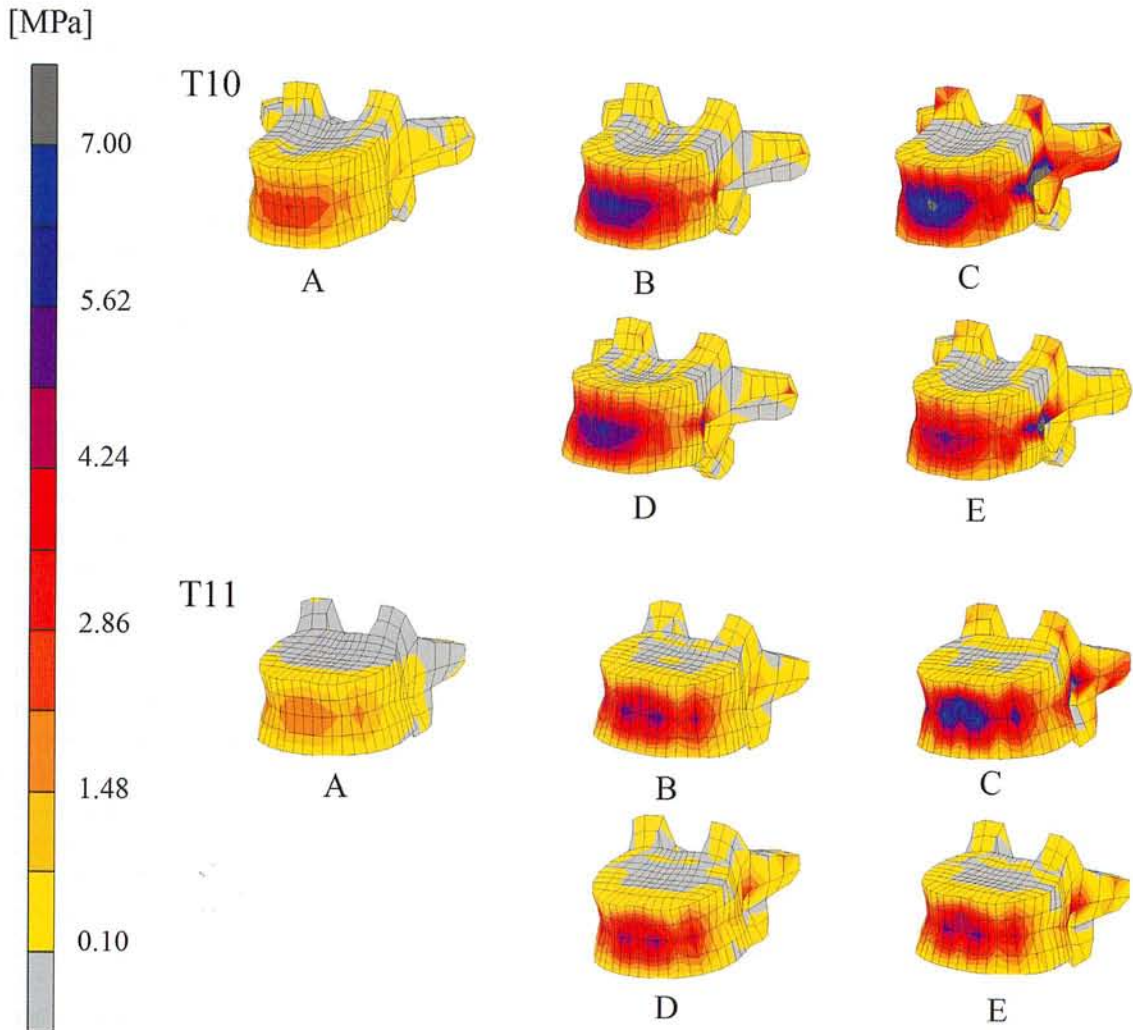


Fig. 6. The distribution of compressive principal stress at T10 and T11
 A, B, C, D and E correspond to the models shown in Fig.1. The values are illustrated in color scale ranged from gray (low values) to black (high values).

成 績

I. 脊柱後弯変形の影響

正常モデル(A), 10度後弯モデル(B), 20度後弯モデル(C), 10度後弯代償モデル(D), および20度後弯代償モデル(E)における各椎体の応力分布および最大応力値を図4, 図5に示す。Aと比較すると, Bでは椎体前方から側方にかけて応力の上昇を認め, さらにCでは椎体後方から椎弓にまで応力の増大を認めた(図4)。各椎体に発生した最大応力値は, 下位腰椎であるL4, L5を除くと, いずれの後弯モデルでも一様に上昇していたが, 特に骨折椎体であるT12および隣接上位のT10, T11で応力の上昇が顕著であった(図5)。T10で発生した最大応力値はモデルA, B, Cでそれぞれ3.12[Mpa], 6.74[Mpa], 7.78[Mpa], T11ではそれぞれ1.70[Mpa], 4.41[Mpa], 6.45[Mpa]であり(図6), 骨折椎体の隣接上位では後弯角の増大に伴い, 応力の上昇を認めた。また, 10度後弯モデル, 20度後弯モデルともに中位胸椎であるT6, T7にも比較的高い応力が集中していた。

II. 代償姿勢による影響

10度後弯モデルであるBとDでは, 胸椎における代償前後の応力の差は明らかでなく, また下位腰椎では代償によりかえって応力が上昇していた。一方, 20度後弯モデルであるCとEでは, 代償姿勢によりT1とL3以下を除く各椎体とも代償により応力が低下しており, 特に椎体後方から椎弓に発生した応力が軽減していた(図4)。T10, T11に発生した最大応力値はモデルCより約25%低下しており, T10で5.78[Mpa], T11で4.79[Mpa]であった(図5, 6)。

考 察

骨粗鬆症による椎体骨折は日常診療において非常によく目にする疾患であり, 骨粗鬆症が進行すると日常生活動作や意識しないような軽微な外力によって発生するようになる。椎体骨折が発生しても, それが1個でしかもその楔状化が軽度であれば, その後の生活動作に影響を与えることは少ないが, 椎体変形が高度な場合や, 椎体骨折が複数に及ぶ場合には円背, 凹円背, 全後弯などの脊柱変形が出現し, 高齢者のQOLを著しく阻害する。

椎体骨折が多発する要因は, 骨密度や骨質の低下, あるいは転倒などの外傷が関与することはもちろんであるが, 既存椎体骨折の存在が新たな椎体骨折を引き起こす危険因子となることが知られている。Lindsayら¹³⁾は, 1つの既存椎体骨折を有する場合, 椎体骨折のない症例と比べ, 新規椎体骨折の発生率が約3倍にも上昇し, 既存椎体骨折数が増加するにつれて, その発生率がさらに上昇することを疫学的に報告しているが, その原因にまでは言及していない。Hatoら¹⁷⁾は骨粗鬆症性椎体骨折のClosing-opening correction osteotomy¹⁸⁾における有限要素解析で, 術後に後弯変形が残存した場合には後弯部の応力が高まり, 椎体骨折発生の要因となるとし, 後弯矯正の重要性を報告している。今回の解析においても, 各椎体に発生した応力は, いずれの後弯モデルでも上昇しており, やはり後弯変形が新規椎体骨折の危険因子であると考えられた。

今回の解析で発生していた最大応力値は, 骨折椎体であるT12を除くとT6, T7, T10, T11で高く, T12が骨折して脊柱が後弯変形した場合, 骨折椎体の隣接上位椎および中位胸椎に続発する椎体骨折が発生しやすいと考えられた。これまでの臨

床報告でも椎体骨折が1つの場合には胸腰移行椎に多く, 2つ目の椎体骨折は胸腰移行椎あるいは中位胸椎に多いと報告されており¹⁹⁾, 今回の最大応力値の分布は実際の椎体骨折の発生部位と類似するものであった。特に, 20度後弯モデルのT10, T11に発生した応力が高く, 正常モデルと比較するとT10では2.5倍, T11では3.8倍もの応力が生じていた。T10, T11に高い応力が発生していたのは, 本研究ではT12の椎体上縁を楔状に変形させているため, 隣接上位椎がその影響を最も受けやすく, また同部位が胸椎後弯カーブの頂点に位置しているためと考えられた。一方, 中位胸椎であるT6, T7に応力集中がみられたのは, 頭部の荷重に対する上位胸椎の前方偏位がT6, T7を軸としているためであると考えられた。

次に, 代償姿勢の影響について考察する。10度後弯モデルでは代償前後での応力の差はみられなかった。一方, 20度後弯モデルでは代償姿勢によりT10, T11に発生する応力が低下しており, 代償姿勢は後弯が強くなった場合に上位隣接椎に発生する応力を軽減させる要素となると考えられた。しかし, 代償姿勢による応力の低下率は最大でも25%程度であり, 正常モデルと比較すると応力は依然高値であった。つまり, 既存椎体骨折による脊柱後弯変形は, 代償姿勢をとってもなお新規椎体骨折の一因となると考えられた。

今回の解析で全モデルにおける最大応力値は20度後弯モデルのT10に発生した7.78[MPa]であった。皮質骨で骨折が発生するための応力は83[MPa]²⁰⁾と報告されており, 今回の静止時のモデルでは椎体が骨折するほどの応力は発生していなかった。しかし, Nachemsonら²¹⁾は, 前屈位での軽作業において椎間板にかかる圧が立位時の約5倍にもなることを報告しており, 動作時にはさらに高い応力が発生していることが予想される。実際, 椎体骨折の発生には無理な中腰の姿勢で物を持ち上げたり, 尻餅をつくといった軽微な外力が作用していることが多く, 動的因子による影響も大きく作用していると考えられる。また, 本研究では皮質骨の厚さは骨粗鬆症の影響を考慮して0.3mmに補正しているが, 海綿骨における材料定数は変更していない。骨粗鬆症が進行した場合には, 海綿骨の荷重分担能力が低下し, 応力がさらに高まることが予想される。

有限要素解析で最も重要なことは, いかに実際の人体に近いモデルを作るかということに尽きる。本研究の最大の特徴は, 全脊柱モデルに脊柱周囲の筋肉の影響まで加味して解析している点にある。近年の計算力学技術の発展により, 骨粗鬆症分野においても有限要素モデルを用いた様々な脊椎の力学解析が行われるようになってきた^{22)~24)}。しかし, これまでの報告は限られた椎体における解析であり, 全脊柱による脊柱後弯の影響を解析した報告はない。また本研究では, 姿勢維持のための筋力の影響まで加味されており, これまで行われてきたどの有限要素解析よりも信頼性の高いものであると考えている。

骨粗鬆症性椎体骨折は年齢とともに指数関数的²⁵⁾に増加するため, 高齢化が進行するとともに, ますます患者数が増えることが予想される。今後は, 患者別の骨強度や脊柱アライメントを考慮したモデルを作成し, 動的因子を加味することでさらに臨床に即した病態把握を試みたいと考えている。このように本研究を進展させ, 個々の患者における正確な骨折危険性の予知が可能となれば, さらなる椎体骨折発生の予防につながり, 患者にとって大きな福音となると考えている。

結 論

既存椎体骨折による脊柱後弯変形の三次元有限要素モデルを作成して解析を行った結果、以下の3点が明らかとなった。

1. T12が骨折した場合、上位隣接椎であるT10, T11および中位胸椎であるT6, T7に応力が集中し、続発する椎体骨折発生の好発部位となると考えられた。
2. 20度後弯モデルのT10, T11で発生する応力が高く、それぞれ正常モデルの2.5倍, 3.8倍の応力が発生していた。
3. 後弯変形が高度になった場合、代償姿勢は上位隣接椎に発生する応力を最大で25%軽減させていたが、正常モデルと比較すると応力は依然高値であり、代償姿勢をとってもなお後弯変形は新規椎体骨折の一因となりうると考えた。

謝 辞

稿を終える臨み、御指導と御校閲を賜りました恩師富田勝郎教授に深甚の謝意を捧げるとともに、直接の御助言と多大なる御指導をいただきました川原範夫准教授、村上英樹講師に深謝いたします。さらに本研究の遂行に際し多大なるご協力と御助言を頂きました金沢大学理工学域・機械工学系坂本二郎教授、同大学院福井悠氏に深く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 折茂肇, 須田立雄, 井上哲郎, 森田睦司, 森井浩世, 藤田拓男. 最新骨粗鬆症, 第1版, 19-23頁, ライフサイエンス, 東京, 1999
- 2) Ross PD, Fujiwara S, Huang C, Davis JW, Epstein RS, Wasnich RD, Kodama K, Melton LJ 3rd. Vertebral fracture prevalence in women in Hiroshima compared to Caucasians or Japanese in the US. *Int J Epidemiol* 24: 1171-1177, 1995
- 3) Schlaich C, Minne HW, Bruckner T, Wagner G, Gebest HJ, Grunze M, Ziegler R, Leidig-Bruckner G. Reduced pulmonary function in patients with spinal osteoporotic fractures. *Osteoporosis Int* 8: 261-267, 1998
- 4) Leech JA, Dulberg C, Kellie S, Pattee L, Gay J. Relationship of lung function to severity of osteoporosis in women. *Am Rev Respir Dis* 141: 68-71, 1990
- 5) Kado DM, Browner WS, Palermo L, Nevitt MC, Genant HK, Cummings SR. Vertebral fractures and mortality in order women: a prospective study. *Arch Intern Med* 159: 1215-1220, 1999
- 6) Fujimoto K. Prevalence and epidemiology of gastroesophageal reflux disease in Japan. *Aliment Pharmacol Ther* 20: 5-8, 2004
- 7) Lyles KW, Gold DT, Shipp KM, Pieper CF, Martinez S, Mulhausen PL. Association of osteoporotic vertebral compression fractures with impaired function status. *Am J Med* 94: 595-601, 1993
- 8) Burger H, Van Daele PL, Grashuis K, Hofman A, Grobbee DE, Schutte HE, Birkenganger JC, Pols HA. Vertebral deformities and functional impairment in men and women. *J Bone Miner Res* 12: 152-157, 1997
- 9) Pluijm SM, Tromp AM, Smit JH, Deeg DJ, Lips P.

Consequences of vertebral deformities in order men and women. *J Bone Miner Res* 15: 1564-1572, 2000

- 10) Comings SR, Black DM, Rubin SM. Lifetime risks of hip, Colles', or vertebral fracture and coronary heart disease among white postmenopausal women. *Arch Intern Med* 149: 2445-2448, 1989
- 11) Von der Recke P, Hansen MA, Hassager C. The association between low bone mass at the menopause and cardiovascular mortality. *Am J Med* 106: 273-278, 1999
- 12) Klotzbuecher CM, Ross PD, Landsman PB, Abbott TA 3rd, Berger M. Patients with prior fractures have an increased risk of future fractures: a summary of the literature and statistical synthesis. *J Bone Miner Res*. 15: 721-739, 2000
- 13) Lindsay R, Silverman SL, Cooper C, Hanley DA, Barton I, Broy SB, Licata A, Benhamou L, Geusens P, Flowers K, Stracke H, Seeman E. Risk of new vertebral fracture in the year following a fracture. *JAMA*. 285: 320-323, 2001
- 14) 渡辺功. 実用性を重視した人体全身FEMモデルの開発. 豊田中央研究所R&Dレビュー 36: 17-24, 2001
- 15) Silva MJ, Wang C, Keaveny TM, Hayes WC. Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. *Bone*. 15: 409-414, 1994
- 16) 鈴木隆雄. 日本人のからだー健康・身体データ集ー. 222-282. 朝倉書店, 東京, 1996
- 17) Hato T, Kawahara N, Tomita K, Murakami H, Akamaru T, Tawara D, Sakamoto J, Oda J, Tanaka S. Finite-element analysis on closing-opening correction osteotomy for angular kyphosis of osteoporotic vertebral fractures. *J Orthop Sci* 12: 354-360, 2007
- 18) Kawahara N, Tomita K, Murakami H, Demura S, Hato T. Closing-opening wedge osteotomy to correct angular kyphotic deformity by a single posterior approach. *Spine* 26: 391-402, 2001
- 19) 佐藤光三. 老年者の骨折ー寝たきりを防ぐためにー脊椎椎体骨折. *Geriatric Medicine* 34: 1627-1632, 1996
- 20) Evans FG. Mechanical properties of bone. Springfield, IL: Charles C Thomas; 10-121, 1973
- 21) Nachemson AL. Disc pressure measurements. *Spine* 6: 93-97, 1981
- 22) 村上英樹, 川原範夫, 坂本二郎, 田原大輔, 富田勝郎. ビスホスホネートが骨質・骨強度に及ぼす効果. *日本臨床* 64: 1651-1656, 2006
- 23) 栗森世里奈. 骨粗鬆性脊椎における骨折発生機序の生体力学的検討. *金沢大学十全医学会雑誌* 115: 37-45, 2006
- 24) Imai K, Ohnishi I, Yamamoto S, Nakamura K. In vivo assessment of lumbar vertebral strength in elderly women using computed tomography-based nonlinear finite element model. *Spine* 33: 27-32, 2008
- 25) Melton LJ III, Cummings SR. Heterogeneity of age-related fractures: implications for epidemiology. *Bone Miner* 2: 321-331, 1987

The mechanical effect of kyphotic deformity with prior vertebral fracture on adjacent vertebrae Yoshiyuki Okamoto, Department of Restorative Medicine of Musculoskeletal System, Graduate School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 Juzen Med. Soc., **118**, 130 – 136 (2009)

Key words biomechanics, finite element analysis, kyphotic deformity, osteoporotic vertebral fracture

Abstract

Osteoporosis is one of the more prevalent disease associated with aging. The vertebral column is the most frequent fracture location for osteoporosis-related fractures. Multiple vertebral fractures can seriously impair the quality of life of senior citizens and lead to their becoming bedridden. Though several factors, including bone mineral density, bone quality, and trauma, correlate with the occurrence of osteoporotic vertebral fractures, patients with prior fractures have an increased risk of further fractures, too. The purpose of this study was to estimate the biomechanical stresses that kyphotic deformity with prior vertebral fracture puts on other vertebrae, using three dimensional finite element model. We extracted a mobile spine, head and ribs from a whole body finite element model (Total Human Model for Safety , THUMS) and adjusted the model to fit a standard height and weight (150cm and 50kg, respectively) of an elderly Japanese woman. Since the 12th thoracic vertebra (T12) is a frequent site of osteoporotic vertebral fractures, we transformed this vertebra to a wedge shape and created normal model, 10° kyphosis model, and 20° kyphosis model. We then added compensated postures to the kyphosis models. In addition, we measured the muscular strength of the paravertebral muscles to maintain standing posture, using AnyBody Modeling System which is a simulation system of the muscles and bones system, and added these measurements to our finite element models. As a loading condition, we added the weight of the upper part of the body to the models with fixed at the bottom of 5th lumbar vertebra. Under these modeling conditions, we analyzed compression principal stresses (CPS) of thoracic and lumbar vertebrae in each models. We observed higher CPS values primarily at T6, T7 and T10, T11 (middle thoracic vertebrae and the two superior adjacent vertebrae) in kyphosis models, and these vertebrae may become the common site of the next vertebral fracture. The maximum values of CPS at T11 were 1.70[Mpa] in the normal model, 4.41[Mpa] in the 10° kyphosis without compensation model, 6.45[Mpa] in 20° kyphosis without compensation model. In the models without the compensation posture, the maximum values of CPS increased with increase in the grade of kyphotic angle. In the models with the compensation posture, the maximum value of CPS at T10, T11 decreased in the 20° kyphosis model, but decreasing rate of CPS stayed around 25%. These modeling data suggest that the existence of a prior vertebral fracture does represent a risk factor for a new vertebral fracture regardless of the compensation posture.