

医用画像より作成した胸腰椎移行部 圧迫骨折の有限要素法解析

氏名 中島 大介

所属 山口大学大学院医学系研究科

システム統御医学系専攻 整形外科学分野

平成29年11月

目次

1.	要旨	1
2.	研究の背景	3
3.	目的	4
4.	方法	5
5.	結果	7
6.	考察	8
7.	結論	10
8.	謝辞	10
9.	参考文献	18

1 1. 要旨

2 【目的】

3 椎体骨折は胸腰椎移行部に好発し、多くは軽度の変形を残したまま治癒するが、続発
4 性椎体骨折のリスクが高くなる。様々な臨床・基礎研究が行われてきたが、実際の人
5 の CT から全脊椎モデルを作成し解析した報告は少ない。

6 我々は有限要素法全脊椎～骨盤 3 次元モデルを作成し、圧迫骨折を想定した変形を与
7 えたモデルを構築し、しりもちを想定した荷重を与えた際の椎体の応力・ひずみ状態
8 の解析を行うことで圧迫骨折のメカニズムを検討した。

9 【方法】

10 成人男性の CT 画像を基に、頸椎から骨盤までの 3D モデルを有限要素法ソフト
11 Simpleware ScanIP を用いて構築して正常脊椎モデルとし、圧迫骨折モデルとして各
12 椎体頭尾側のなす角度が $\alpha=10^\circ$ および 20° になるよう変形させ、第 11 胸椎 (T11)、
13 第 12 胸椎 (T12) および第 1 腰椎 (L1) に圧迫骨折を生じたモデルを作成し、有限要
14 素法ソフト LS-DYNA を用いてシミュレーションを行い、体重 60kg を想定した 1200 N
15 を頸椎・胸椎・腰椎を構成する節点に加え、荷重を与えた際の椎体の応力・ひずみ状
16 態を調査した。

17 【結果】

18 正常脊椎モデルでは胸腰椎移行部・中位胸椎付近のひずみが大きい一方、椎体骨折モ

1 デルでは短時間の荷重では骨折部や隣接椎体にひずみが集中した。転倒を想定した荷
2 重時間を延ばした解析では、隣接椎体だけでなく、中位胸椎にまでひずみ領域が広が
3 った。

4 【考察】

5 本研究では、靭帯・筋肉を考慮しておらず、前傾姿勢を骨盤のみで代償した点に限界
6 があるが、続発性椎体骨折は骨折部周囲で生じやすく、胸椎にも起こる可能性がある
7 という結果は、従来の臨床結果及び研究結果と合致するものであった。この結果胸腰
8 椎移行部圧迫骨折のフォローでは胸椎及び隣接椎体の観察も必要である事が分かり、
9 また CT 画像から作成したモデルが今後様々な解析に使用できる可能性があることが
10 分かった。

11

1 【研究の背景】

2 近年高齢化に伴い骨粗鬆症の患者は増え続けている。80歳台の女性では50%以上が
3 骨粗鬆症で^[1]、40%は脊椎圧迫骨折を有すると報告されている^[2]。骨粗鬆症におけ
4 る椎体骨折は、骨折数が増えるほど、続発性椎体骨折の生じる危険性が高くなると報
5 告され、椎体骨折が無い患者と比較すると、続発性椎体骨折を起こす確率は椎体骨折
6 が1個ある場合は3.2倍、複数個ある場合は6.7倍となる^[3]と報告されている。

7 椎体圧迫骨折に関して、様々な治療法や臨床・研究報告が行われているが、医用画像
8 から直接3次元全脊椎モデルを作成して力学的解析を行った報告は少ない。

9

10

1 【目的】

2 我々は今後各症例の医用画像からモデルを抽出し、症例に応じた解析を行う必要が
3 あると考えている。そのため、今回有限要素法を用いて、実際の医用画像から抽出し
4 た正常全脊椎モデルと脊椎圧迫骨折の好発部位である第11胸椎、第12胸椎および第1
5 腰椎に圧迫骨折を想定して変形を与えたモデルを構築し、本モデルの妥当性と続発性
6 圧迫骨折のメカニズムを検証した。

7

1 【方法】

2 成人男性（32 歳）の頸椎－骨盤に至る全脊椎の CT 画像（0.67mm スライス）を撮像
3 した（Brilliance64：Philips 社）。この CT を本研究に使うことは、山口大学臨床研
4 究センターによる倫理委員会より承認を得た（承認番号 H29－052）。

5 モデル構築には有限要素法ソフト Simpleware ScanIP（Synopsys 社）を用いた。脊椎
6 を抽出して、椎体は海綿骨と骨皮質に分けてマッピングし、椎体間の椎間板も各々椎
7 体の終板の大きさに合うようにした（図 1）。頸椎から仙骨まで 1 椎体、1 椎間板ずつ
8 マッピングし、三次元全脊椎モデルを構築した。椎体－椎間板間は完全に拘束してい
9 るものとし、椎間関節間は関節裂隙を各々作成し、各椎体が別個に動くようにした。

10 これを正常脊椎モデルとした。また圧迫骨折モデルとして T11、T12、L1 の各椎体頭
11 尾側のなす角度が 10° および 20° になるよう、 10° であれば椎体の頭尾側を各 5° 削
12 り、 20° であれば椎体頭尾側を各 10° 削り、その頭尾側の椎間板を回旋させて全脊椎
13 モデルを作成した（図 2）。正常の矢状面アライメントでは第 7 頸椎中央からの垂線が
14 仙椎上面中央を通ることを考慮し、後弯の代償については仙骨を回転させ立位を再現
15 した。

16 モデルは正常モデルで総要素数 1,875,549、総節点数 405,335 であった。

17 本解析では全ての要素を線形弾性体と仮定し、材料特性は文献値を参考にし、以下の
18 表に示す^[4]。

1

Part		Young' s modulus E [MPa]	Poisson' s ratio ν	Mass density ρ [g/cm ³]
Spine	Cortical bone	12000	0.3	1.56
	Cancellous bone	1500	0.3	0.29
Intervertebral disk		10	0.4	1.0

2 本研究では、しりもちをついたときの負荷を想定して動的解析を行った。尻餅をつい
3 た際に骨盤が一定位置であると想定して仙腸関節部を固定し、体重 (60kg) の足を省
4 く 2/3 から求めた値である 1200 N を全脊椎の節点数に応じて分配し、垂直方向に加
5 えた。解析は Jvision (JSOL 社) で実施した。

6

7

1 【結果】

2 荷重開始0.004秒後では、正常脊椎モデル、圧迫骨折モデル(T11 10°、T11 20°、
3 T12 10°、T12 20°、L1 10°)で胸腰椎移行部だけでなく、中位胸椎にひずみの
4 ピークが出現した(図3)。正常脊椎モデルや骨折角度の少ない10°圧迫骨折モデル
5 で、胸腰椎移行部だけでなく、中位胸椎に大きなひずみのピークが出現したが、骨折
6 角度の大きい20°圧迫骨折モデルでは中位胸椎のひずみのピークは小さかった(図5)。

7 荷重開始0.01秒後では、正常脊椎モデルでは、ひずみのピークが胸椎に移動して
8 いるのに対し、圧迫骨折モデルでは、胸腰椎移行部にひずみが集中したままであった
9 (図4、6)。

10

11

1 【考察】

2 脊椎圧迫骨折の好発部位は胸椎の後弯から腰椎の前弯に至る胸腰椎移行部であり、脊
3 椎圧迫骨折が生じた部位では脊椎の後弯変形を生じる。腰椎後弯が生じた際には、矢
4 状面バランスを保つために胸椎後弯が減少し、胸椎後弯が生じたときには腰椎の前弯
5 が増強する代償機能が働く。このため全脊椎のアライメントに変化が生じ、各椎体へ
6 の荷重のかかり方にも変化が生じ、続発性圧迫骨折が生じるとされている。

7 圧迫骨折による QOL 低下の報告は、Glassman らは体幹前傾に相関して QOL 障害が強
8 くなると報告した^[5, 6]。Miyakoshi らは矢状面バランスが不良で QOL が低下し、特
9 に胸椎・腰椎共に後弯すると著しく QOL が低下すると報告した^[7]。Takahashi らは脊
10 柱後弯で歩行障害が進行すれば外出の機会が減り、日常生活満足度が低下すると報告
11 しており^[8]、これらの報告から続発性圧迫骨折の予防は重要である。その予防策とし
12 て骨粗鬆症の治療の重要性や Baloon Kyphoplasty などの手術療法に関しては多く報
13 告されている。

14 脊椎の FEM 解析は多くなされておりその有用性が報告されているが^[9-13]、脊椎
15 圧迫骨折に FEM を用いた研究の報告は少ない。

16 Imai らは新鮮屍体から摘出した胸腰椎移行部を用いて、FEM と実際に圧迫を行った
17 試験を比較し、FEM で骨強度と骨折部位が予測できると報告した。^[14]

18 また骨粗鬆症の解析として、Tawara らはビスフォスホネートによる CT 画像からの

1 FEM解析の有用性を報告した。しかし、これは限定された椎間の評価で、全脊椎の
2 多様性の評価は行っていなかった。^[15-17]

3 一方脊椎モデルについては、村上らは THUMS (TOYOTA 社)、Anybody (AnyBody
4 Technology 社) を使用して胸椎—腰椎モデルから T12 圧迫骨折モデルを作成し、10°
5 後弯モデルでは T11 にかかる応力が 2.4 倍、20° 後弯モデルでは 2.8 倍と報告した。
6 ^[18]

7 これらの報告のように少ないながらも、FEM解析が圧迫骨折などの臨床解析に有
8 用であることが報告されている。しかし将来各症例の続発性圧迫骨折を予防するため
9 の解析を行うにあたって、実際の医用画像から抽出した全脊椎モデルのFEM圧迫骨
10 折解析を行う必要があると考え、モデルを作成し、臨床報告や研究報告と合致するか
11 を検証した。

12 骨粗鬆性脊椎圧迫骨折については胸腰椎移行部に生じやすいという報告があり、^{[1}
13 ^{9-21]}本研究の結果では、正常脊椎モデル胸腰椎移行部にひずみが集中しており、過
14 去の報告と合致していると考えられた。

15 また、続発性圧迫骨折については隣接椎体に生じやすく、続いて中位胸椎に発症する
16 とされ、^[22]、本研究の圧迫骨折モデルでは、正常脊椎モデルと比べ短時間では骨折
17 椎体や隣接椎体にひずみが集中し、時間が経つにつれ中位胸椎にもひずみが広がって
18 おり、臨床結果と合致していると考えられた。

1 また、骨折椎体によりひずみの上昇椎体やひずみ上昇の時間経過が異なっており、症
2 例による体重、元々のアライメント、受傷機転、骨折椎体や骨折角度によって様々な
3 レベル・形態の椎体骨折が連続しうることがわかった。

4 本研究のlimitationとしては、靭帯特に棘上靭帯や棘間靭帯、関節包、・筋肉・肋
5 骨を考慮していない点、脊椎圧迫骨折による前傾姿勢を骨盤の回旋のみで代償したが、
6 実際は骨盤の傾斜、椎間板下肢アライメントでも代償している点がある。また椎体や
7 椎間板の材料定数や骨密度が一定である点、尻餅をついた時の荷重が一定で、また姿
8 勢や地面の硬さ、転倒の際にどのくらいの時間が生じているかなどの点が考慮されて
9 いない点が挙げられる。

10 しかし、今回医用画像から作成した全脊椎モデル、圧迫骨折モデルは従来の報告
11 を支持する内容であり、今後は限界点で述べた内容を考慮したモデル作成を行い、隣
12 接椎間障害や破裂骨折への移行の予防、圧迫骨折椎体にかかる負荷を代償するための
13 リハビリなどを考える一助にできる可能性があると考えられた。

14

1 **【結論】**

2 今回医用画像から全脊椎有限要素法モデルを作成し、強制的に圧迫骨折モデルを作
3 成し、応力解析を行った。正常脊椎モデルでは胸腰椎移行部から中位胸椎へ高ひず
4 み領域が移動する一方、圧迫骨折モデルでは、骨折部や隣接椎体にひずみが集中して
5 おり、従来の報告を支持するものであった。

6 医用画像から作成した全脊椎モデルを使用して、今後様々な解析ができる可能性が
7 ある。

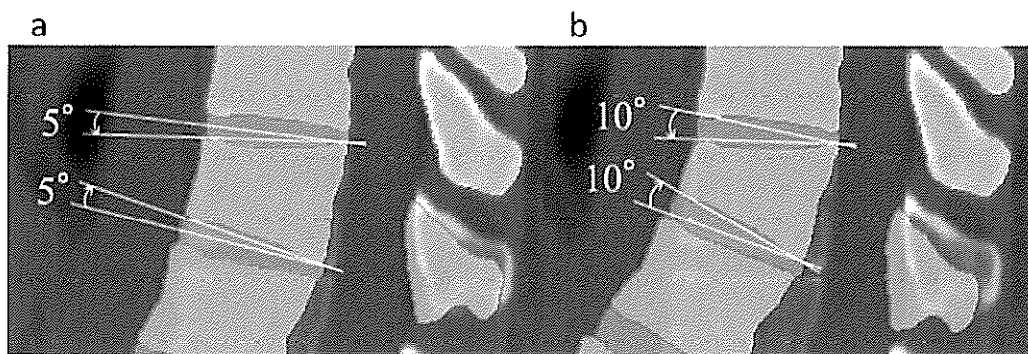
8

9 **【謝辞】**

10 今回の研究にご協力頂いた、山口大学大学院創成科学研究科 機械工学系専攻
11 陳献先生、大木順司先生に厚く御礼申し上げます。

12

- 1 図 2. a : 10° 圧迫骨折モデルでは椎体の頭尾側の椎間板を各 5° 削った
- 2 b : 20° 圧迫骨折モデルでは椎体の頭尾側の椎間板を各 10° 削った



- 3
- 4
- 5

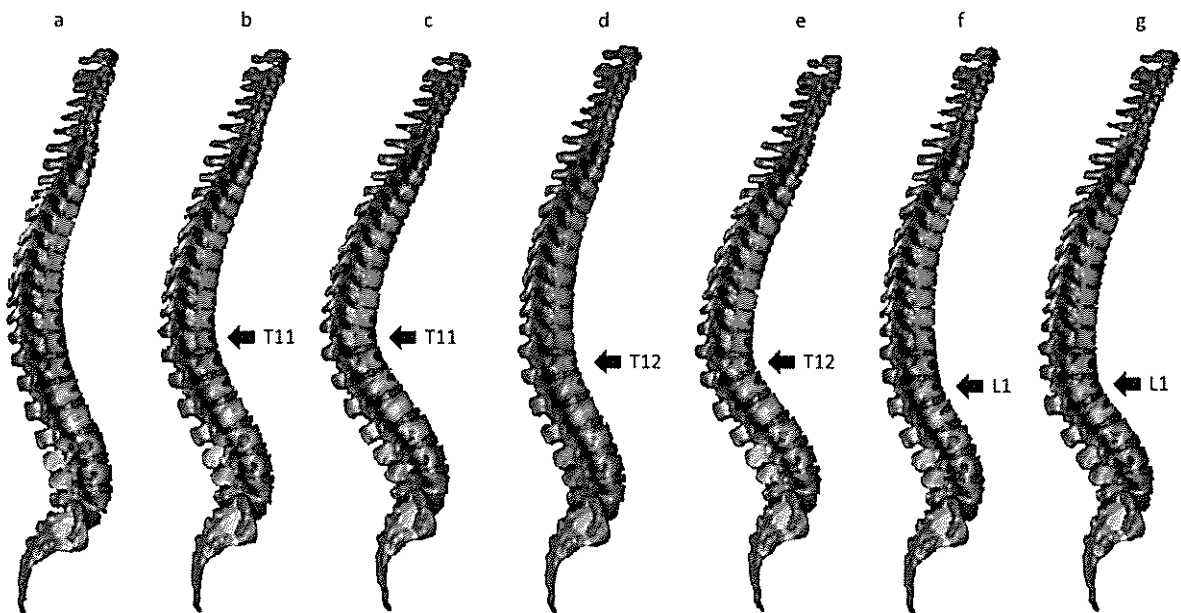
1 図3. 荷重開始 0.004 秒後の最少主ひずみの分布図

2 a : 正常脊椎モデル、b : T11 10° 圧迫骨折モデル、c : T11 20° 圧迫骨折モデル

3 d : T12 10° 圧迫骨折モデル、e : T12 20° 圧迫骨折モデル

4 f : L1 10° 圧迫骨折モデル、g : L1 20° 圧迫骨折モデル

5 胸腰椎移行部だけでなく、中位胸椎にひずみのピークが出現した。



6

7

8

1 図4. 荷重開始 0.01 秒後の最少主ひずみの分布図

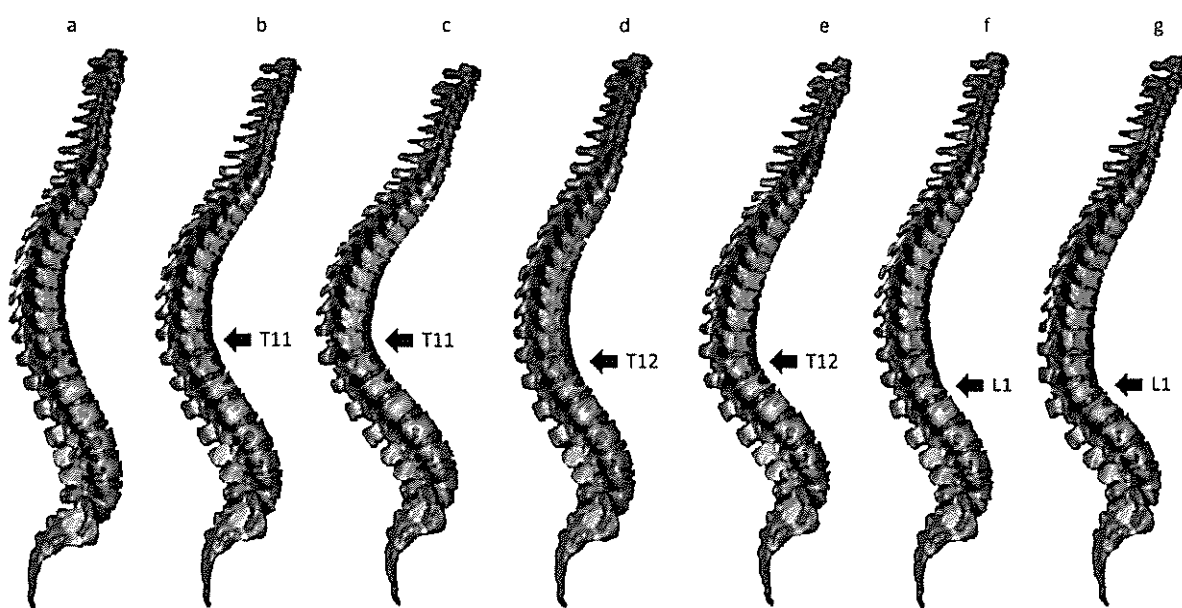
2 a : 正常脊椎モデル、b : T11 10° 圧迫骨折モデル、c : T11 20° 圧迫骨折モデル

3 d : T12 10° 圧迫骨折モデル、e : T12 20° 圧迫骨折モデル

4 f : L1 10° 圧迫骨折モデル、g : L1 20° 圧迫骨折モデル

5 正常脊椎モデルでは、ひずみのピークが胸椎に移動しているのに対し、圧迫骨折モデル

6 ルでは、胸腰椎移行部にひずみが集中したままであった



7

8

9

10

1 図5. 荷重開始 0.004 秒後の最少主ひずみのグラフ

2 a : 正常脊椎モデル、b : T11 10° 圧迫骨折モデル、c : T11 20° 圧迫骨折モデル

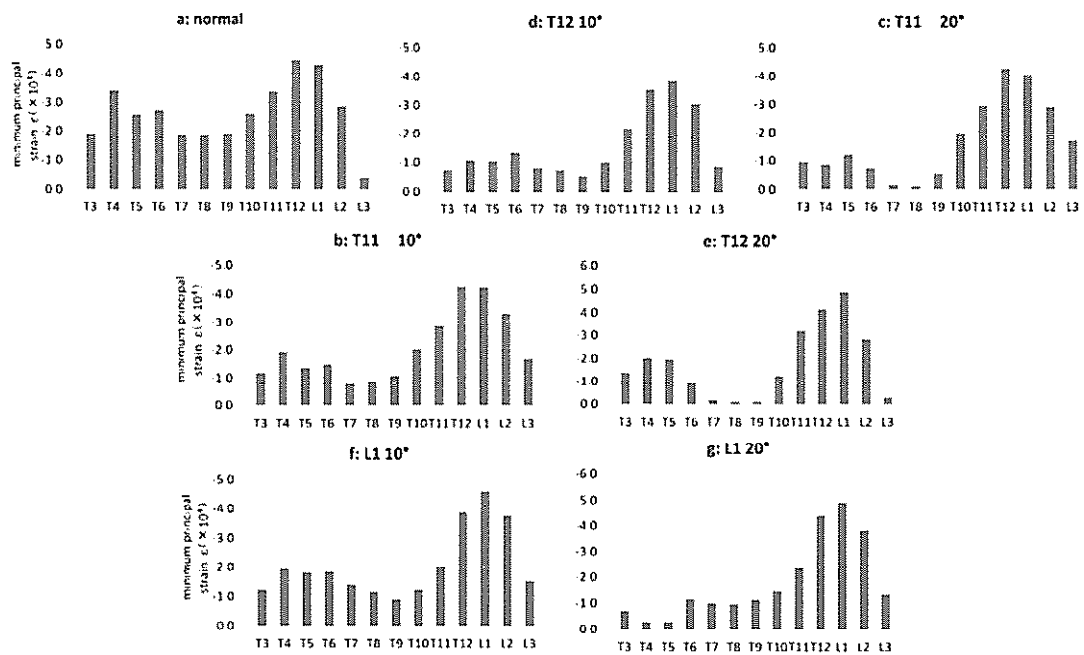
3 d : T12 10° 圧迫骨折モデル、e : T12 20° 圧迫骨折モデル

4 f : L1 10° 圧迫骨折モデル、g : L1 20° 圧迫骨折モデル

5 正常脊椎モデルや骨折角度の少ない 10° 圧迫骨折モデルで、胸腰椎移行部だけでなく、

6 中位胸椎にひずみのピークが出現したが、骨折角度の大きい 20° 圧迫骨折モデルでは

7 中位胸椎のひずみのピークは小さかった



8

9

10

1 図 6. 荷重開始 0.01 秒後の最少主ひずみのグラフ

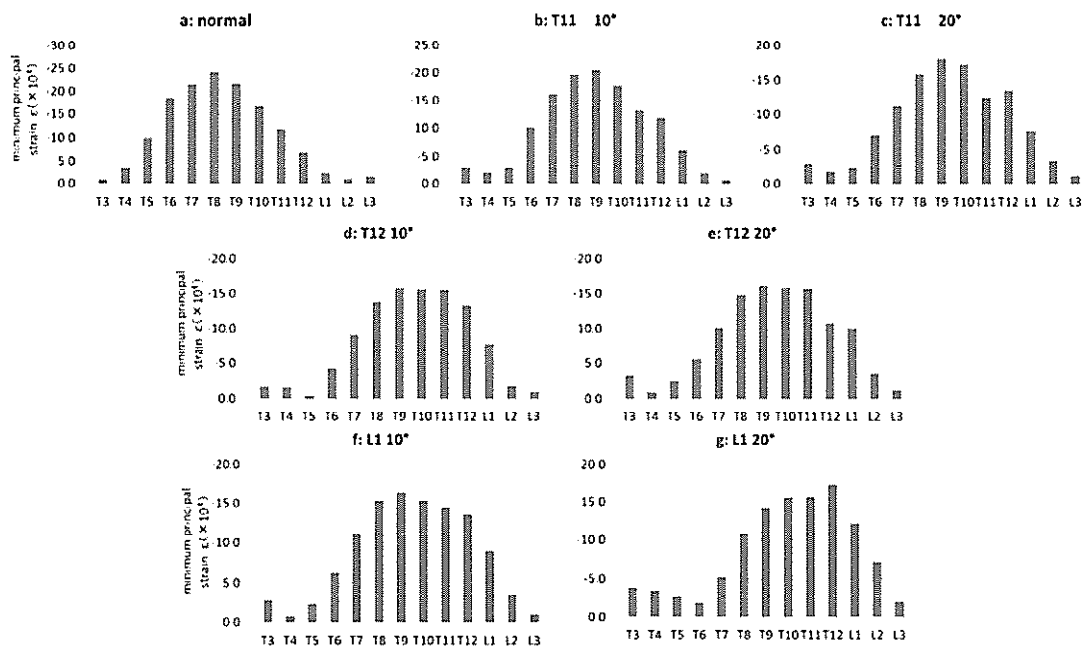
2 a : 正常脊椎モデル、b : T11 10° 圧迫骨折モデル、c : T11 20° 圧迫骨折モデル

3 d : T12 10° 圧迫骨折モデル、e : T12 20° 圧迫骨折モデル

4 f : L1 10° 圧迫骨折モデル、g : L1 20° 圧迫骨折モデル

5 正常脊椎モデルでは、ひずみのピークが胸椎に移動しているのに対し、圧迫骨折モデ

6 ルでは、胸腰椎移行部にひずみが集中したままであった



7

8

9

1 参考文献

- 2 [1]. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Yoshida
3 H, Suzuki T, Yamamoto S, et al: Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar
4 spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on
5 osteoarthritis/osteoporosis against disability study. *J Bone Miner Metab* 27 (5) :
6 620-628, 2009
- 7 [2]. Kitazawa A, Kushida K, Yamazaki K, Inoue T: Prevalence of vertebral
8 fractures in a population-based sample in Japan. *J Bone Miner Metab* 19 (2) :
9 115-118, 2001
- 10 [3]. Lindsay R, Silverman SL, Cooper C, Hanley DA, Barton I, Broy SB, Licata
11 A, Benhamou L, Geusens P, Flowers K, et al: Risk of new vertebral fracture in
12 the year following a fracture. *JAMA* 285 (3) : 320-323, 2001
- 13 [4]. Feng X, Honghai Z, Wenju Z, Lixin H: A comparative study on the mechanical
14 behavior of intervertebral disc using hyperelastic finite element model. *Technol*
15 *Health Care* 25 (S1) : 177-187, 2017
- 16 [5]. Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR: Correlation of
17 radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine (Phila*
18 *Pa 1976)* 30 (6) : 682-688, 2005

- 1 [6]. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F: The impact
2 of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*.
3 30 (18) : 2024–2029, 2005
- 4 [7]. Miyakoshi N, Kasukawa Y, Sasaki H, Kamo K, Shimada Y: Impact of spinal
5 kyphosis on gastroesophageal reflux disease symptoms in patients with
6 osteoporosis. *Osteoporos Int* 20 (7) : 1193–1198, 2009
- 7 [8]. Takahashi T, Ishida K, Hirose D, Nagano Y, Okumiya K, Nishinaga M,
8 Matsubayashi K, Doi Y, Tani T, Yamamoto H: Trunk deformity is associated with
9 a reduction in outdoor activities of daily living and life satisfaction in
10 community-dwelling older people. *Osteoporos Int* 16 (3) : 273–279, 2005
- 11 [9]. Hsu CC, Chao CK, Wang JL, Hou SM, Tsai YT, Lin J: Increase of pullout strength
12 of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite
13 element analyses. *J Orthop Res* 23 (4) : 788–794, 2005.
- 14 [10]. Kilinçer C, Inceoglu S, Sohn MJ, Ferrara LA, Benzel EC: Effects of angle
15 and laminectomy on triangulated pedicle screws. *J Clin Neurosci* 14 (12) :
16 1186–1191, 2007
- 17 [11]. Hashemi A, Bednar D, Ziada S: Pullout strength of pedicle screws augmented
18 with particulate calcium phosphate: an experimental study. *Spine J* 9 (5) : 404–410,

1 2009

2 [12]. Sairyo K, Goel VK, Masuda A, Vishnubhotla S, Faizan A, Biyani A, Ebraheim
3 N, Yonekura D, Murakami R, Terai T: Three-dimensional finite element analysis
4 of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring
5 fracture. *Eur Spine J* 15 (6) : 923-929, 2006

6 [13]. Sairyo K, Goel VK, Masuda A, Vishnubhotla S, Faizan A, Biyani A, Ebraheim
7 N, Yonekura D, Murakami R, Terai T: Three dimensional finite element analysis
8 of the pediatric lumbar spine. Part II: biomechanical change as the initiating
9 factor for pediatric isthmic spondylolisthesis at the growth plate. *Eur Spine*
10 *J* 15 (6) : 930-935, 2006

11 [14]. Imai K, Ohnishi I, Bessho M, Nakamura K: Nonlinear Finite Element Model
12 Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site. *Spine* 31: 1789-1794, 2006

13 [15]. Tawara D, Sakamoto J, Murakami H, Kawahara N, Oda J, Tomita K: Mechanical
14 evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic
15 effects for osteoporotic vertebrae. *J Mech Behav Biomed Mater* 3 (1) : 31-40, 2010

16 [16]. Tawara D, Sakamoto J, Murakami H, Kawahara N, Oda J, Tomita K: Mechanical
17 Therapeutic Effects in Osteoporotic L1-Vertebrae Evaluated by Nonlinear
18 Patient-specific Finite Element Analysis. *JBSE* 5: 499-514, 2010

- 1 [17]. Tawara D, Sakamoto J, Murakami H, Kawahara N, Tomita K: Patient-Specific
2 Finite Element Analyses Detect Significant Mechanical Therapeutic Effects on
3 Osteoporotic Vertebrae During a Three-Year Treatment. JBSE 6 (4) : 248-261, 2011
- 4 [18]. 村上 英樹 : 骨粗鬆症性椎体骨折の診断・治療に役立つバイオメカニクスと臨
5 床応用. 整形外科最小侵襲手術ジャーナル 73 : 9-17, 2014
- 6 [19]. Wasnich RD: Vertebral fracture epidemiology. Bone 18 (3 Suppl) : 179S-183S,
7 1996
- 8 [20]. Ismail AA, Cooper C, Felsenberg D, Varlow J, Kanis JA, Silman AJ, O'Neill
9 TW: Number and type of vertebral deformities: epidemiological characteristics
10 and relation to back pain and height loss. European Vertebral Osteoporosis Study
11 Group. Osteoporos Int 9: 206-213, 1999
- 12 [21]. Panjabi MM: Physical properties and functional biomechanics of the spine.
13 In: Clinical Biomechanics of the Spine. Panjabi MM, White AA (ed.) LWW Corp.,
14 Philadelphia, pp1-76, 1990
- 15 [22]. Itoi E, Sakurai M, Mizunashi K, Sato K, Kasama F: Long-Term Observations
16 of Vertebral Fractures in Spinal Osteoporotics. Calcif Tissue Int 47: 202-208,
17 1990
- 18