

腰椎固定術の生体力学的研究

—固定椎間および隣接椎間への影響—

Effect of Spinal Fusion on Fused and Adjacent Level —Finite Element Analysis—

村山千寿子*¹ 山崎隆志*² 松平 浩*³
青木茂樹*⁴ 陳 猷*⁵ 久田俊明*⁵

Abstract It is worth knowing preoperatively the effect of spinal fusion both on the fused and the adjacent level.

A 43-year-old woman who had recurrent L5-S lumbar disc herniation three times after previous surgery required lumbar spinal fusion. We reconstructed the preoperative CT and MR images of her lumbar spine and completed a tailor-made three-dimensional finite element model.

We have performed finite element analysis for some types of lumbar spinal fusion. The result suggests that the loss in spinal mobility and shock absorption at the fused L5-S level would be compensated at the adjacent L4-5 level. This means that the more the spinal fusion is rigid, the more degeneration will be accelerated at adjacent motion segments. It is also clear that an interbody spacer brings about not only a remarkably large stress at the fused level but also a significantly large strain at the adjacent level. We may conclude that a kind of 'rather soft fusion' will benefit the system in the long-term prospect. Thus we decided in this case to do L5-S spinal fusion without any interbody spacers but with posterior/posterolateral bone grafting and instrumentation.

Key words 腰椎固定術 (lumbar spinal fusion), 生体力学 (有限要素法) (biomechanics (finite element analysis)), 固定隣接椎間障害 (degenerative changes at adjacent level)

はじめに

腰椎固定術は不安定椎間の安定化を目的として行われるが、術後の固定隣接椎間障害が報告されるようになり、その発生メカニズムを知り対策を講ずることは重要課題となってきた。われわれは1つの症例に対して術前に腰椎モデルを作成し、有限要素解析により固定術の固定椎間および隣接椎間への影響を調べた。このような術前のモデル計算は、術予後を予想し最適な術式を検討する上でも役立つ。本研究は一般的な腰椎モデル解析^{3~5)}と異なり、個々の患者のテーラーメイドな腰椎モデルを解析する点でユニークである。

対象および方法

L5-S 腰椎椎間板ヘルニア初回手術 (Love 法) 後、3回の再発を繰り返し、5年後にL5-S腰椎固定術を要した例 (女性43歳)。

術前のCTおよびMR画像のDICOMデータから3次元形状抽出を行い、L4-L5-Sのテーラーメイドな腰椎形状モデルを作成し、これに実際に使用する椎間spacer、後方骨移植およびinstrumentの形状を仮想的に付け加え、固定術後の腰椎形状モデルとした。これを33の構成領域に区分し、有限要素メッシュ生成を行い、線形弾性有限要素解析を行った (図1)。要素形状は四面体、要

*¹ 東京大学物性研究所 [〒277-8581 柏市柏の葉5-1-5] / Chizuko MURAYAMA : Institute for Solid State Physics, University of Tokyo

*² 武蔵野赤十字病院整形外科 / Takashi YAMAZAKI : Department of Orthopaedics, Musashino Red Cross Hospital

*³ 東京大学病院整形外科 / Ko MATSUDAIRA : Department of Orthopaedics, The University of Tokyo Hospital

*⁴ 同放射線科 / Shigeki AOKI : Department of Radiology, The University of Tokyo Hospital

*⁵ 東京大学大学院新領域創成科学研究科 / Xian CHEN, Toshiaki HISADA : Graduate School of Frontier Sciences, University of Tokyo

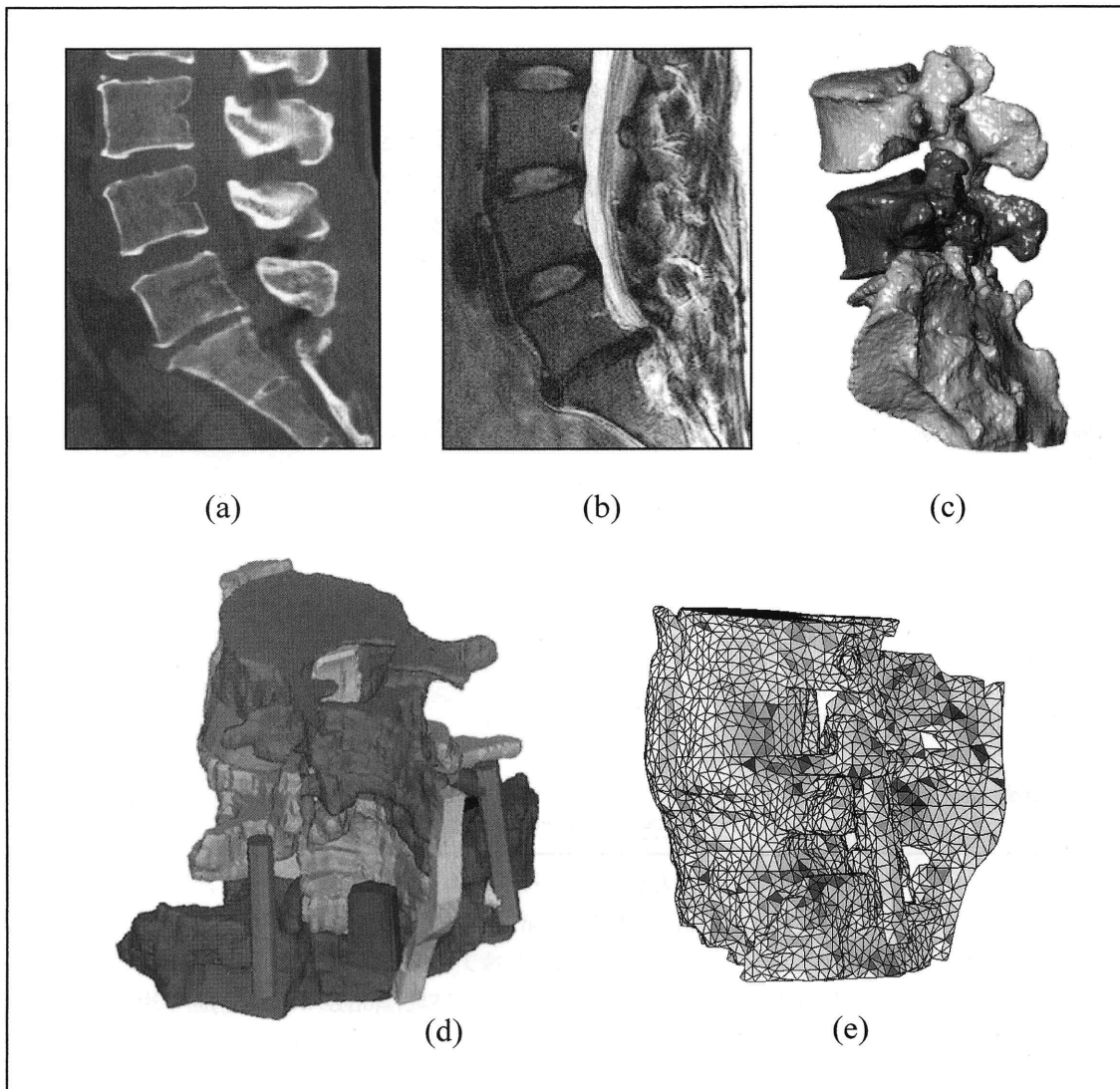


図 1

術前の (a) CT 画像, (b) MRI, および (c) CT 画像から形状抽出した骨形状モデル. (d) MRI から形状抽出した軟部組織や, 仮想的な椎間 spacer, 後方骨移植および instrument の形状を付け加えた腰椎固定術の形状モデル, および (e) 有限要素メッシュ生成した解析モデル. (d) (e) は 33 の構成領域からなる.

素数 86324, 節点数 17367 であり, 各構成領域に物性値 (材料特性) を与えている. ここで形状抽出には MECHANICAL FINDER, メッシュ生成には ICEM CFD, 有限要素解析には MARK, 解析結果のポスト処理には PATRAN を用いた. 設定した力学的荷重の定義および力学的境界条件を図 2 にまとめる. L4 上面拘束の場合とは, 上位脊椎や筋等による拘束を考慮したもので, 現実の状態は完全拘束と完全自由の間に存在する.

結果および考察

1. 固定性の比較

固定法の組合せによる固定性の違いを調べた. 「椎体間固定」は椎間 spacer (以降 spacer) 挿入後に骨癒合が完成した状態, 「後方固定」(以降 PF) は後方骨移植 (移植骨×2) 後に骨癒合が完成した状態, 「instrument」(以降 inst) は screw×4, rod×2 による固定とする. 表 1 に, L5-S 間の

固定術後に、L4 椎体上面に 20 kgw×44 mm の回転荷重を与えた時の、L5 および L4 上面の角度変化を示す。複数の固定法の組合せにより、L5 上面の鉛直方向の角度変化は小さくなり、より高い固

定性が得られることがわかる。前方と後方が同時に固定される case 1-3 は固定性が高い。また、L5 および L4 上面の面内傾斜方向は多様で、複雑なアライメント変化の発生を示す。ここで、椎体の平行変位分は角度変化に現れないことから、圧縮などの力学的効果の検討には後述のようなひずみ解析が必要となる。

2. 固定椎 (L5, S1) および隣接椎 (L4) への影響—変位・応力解析—

変性により狭小化した L5-S 椎間 (4.5 mm) に spacer (幅 5 mm×長さ 18 mm×厚さ 6 mm) を挿入し椎間拡大する場合について解析した。

1) 椎間スペーサーの固定椎および隣接椎への影響—アライメント変化—

L4 上面自由の場合に、spacer を L5-S 間に右後方から正中線に対し-30°の方向に挿入した場合、L5 が-110°、L4 が-115° (spacer にほぼ直行) の面内方向に、L5 が 3.2°、L4 が 2.6° の鉛直方向に傾斜し、腰椎アライメント変化が発生する。これを後方で補正する場合、PF および inst 部分に相応の力学的負担がかかる。これを防止するには、spacer と椎体の接触面積を広くして安定した支持性を得ること、spacer を椎間間隙程度に薄くして過度の椎間拡大を行わないことなどが必要である。このような術前状態からの角度変化を検討する場合は、表 1 の case 1-4 において、これらの角度変化を重ね合わせることになる。

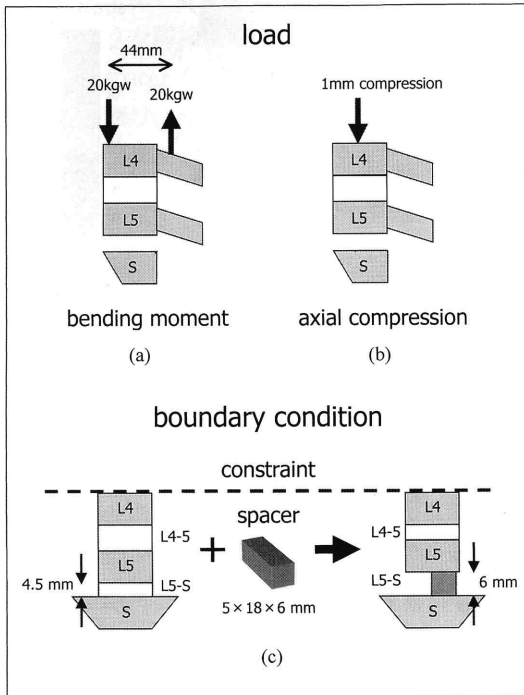


図 2 (a) (b) 力学的負荷の定義. (a) 回転荷重: 20 kgw×44 mm の曲げモーメント. (b) 鉛直圧縮荷重: L4 上面の 1 mm 鉛直下方圧縮. (c) 力学的境界条件. L4 上面完全拘束の場合の椎間 spacer 挿入のシエマ.

表 1 さまざまな L5-S 間固定法に対し、固定術後に L4 椎体上面に 20 kgw×44 mm の回転荷重をかけた場合の、L5 および L4 上面の角度変化

	L5-S 間の固定法			鉛直方向の角度変化			面内傾斜方向 (正中前方が 0°)	
	前方の固定 椎体間固定	後方の固定		L5 上面	L4 上面	相対変化 L4-L5	L5 上面	L4 上面
		後方固定	instrument					
case 1	○	○	○	0.15°	2.3°	2.2°	-11°	-17°
case 2	○	○	×	0.18°	2.4°	2.2°	-20°	-20°
case 3	○	×	○	0.27°	2.8°	2.5°	-15°	-16°
case 4	○	×	×	0.98°	3.4°	2.4°	-38°	-22°
case 5	×	○	○	0.46°	2.5°	2.1°	-5°	-15°
case 6	×	○	×	0.74°	2.7°	1.9°	+8°	-12°
case 7	×	×	○	0.85°	2.6°	1.8°	-4°	-10°
case 8	×	×	×	5.77°	7.0°	1.3°	-45°	-45°

おのおのの固定法が○の場合が○、なしの場合が×

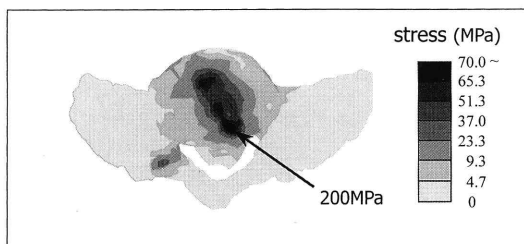


図 3 椎間 spacer 挿入時の S1 上面における応力分布図

spacer 位置に 37-51 MPa, spacer edge 部分に 65 MPa 以上, 後方の骨端輪部分には 200 MPa の応力集中が発生する。応力集中の高い部分ほど深い沈み込みが発生する。

2) 椎間スパーサーの固定椎への影響—応力集中・沈み込み—

spacer 挿入により椎体面 (終板) に発生する応力を調べた。図 3 に, S1 上面の応力分布を示す。spacer 面の応力は 37-51 MPa 程度であり, spacer edge 位置では鋭角性に由来した 65 MPa 以上の応力集中が, 後方骨端輪位置には 200 MPa もの応力集中が発生する。これは皮質骨の破壊応力 100 MPa を上回る。応力集中の高い部分ほど, 術後に深い沈み込み (sinking) が発生する。このような応力集中や沈み込みを防ぐには, spacer 面積を大きくして応力分散させ, spacer edge を曲面にするなどの対策が必要である。

3. 隣接椎間 (L4-5) への影響—ひずみ解析—

1) 隣接椎間への力学的負荷の影響

さまざまな固定法において, 力学的負荷が与えられたときに, 隣接椎間に発生するひずみを調べた (図 4)。

鉛直圧縮荷重の場合, (b) PF+inst という後方の固定のみの場合は前方固定性が低く, L5-S は前方が大きく圧縮され, L4-5 は相補的に後方が圧縮される (図 4b)。一方, (a) 固定なしの場合は L5-S は後方が圧縮されやすく, L4-5 は前方が圧縮される (図 4a)。これらに椎体間固定を加えた (c) (d) では, 前方固定性が付加されるため, 後方の固定のみの場合よりも L5-S は圧縮されにくくなり, 相補的に L4-5 がより多く圧縮されるようになる (図 4c, d)。回転荷重の場合も, (b) (d) の PF+inst のある場合は, L5-S の前方が圧縮されやすく, その分 L4-5 の前方の圧縮は少ない (図 4b,

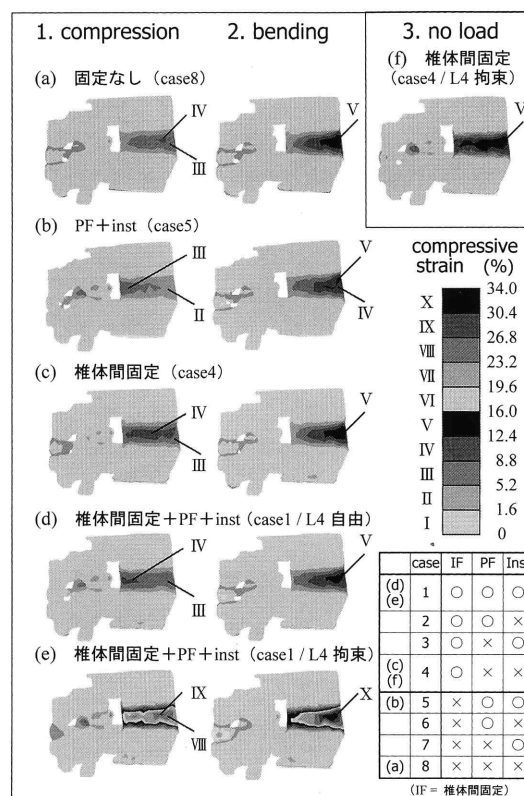


図 4

L5-S のさまざまな固定法に対して, L4 上面に与えた 1. 「鉛直圧縮荷重」および 2. 「回転荷重」によって, 隣接椎間 (L4-5) に発生する圧縮ひずみ (L4-5 正中矢状断)。

(a) 固定なし, (b) PF+inst, (c) 椎体間固定, (d) (e) 椎体間固定+PF+inst, (a) (b) (c) (d) は L4 上面完全自由, (e) は L4 上面完全拘束の場合。 (f) は荷重なし, 椎体間固定, L4 上面完全拘束の場合。最大ひずみ領域をローマ数字で示す。

d). すなわち固定椎の固定が強固であるほど, 力学的負荷により隣接椎間に発生するひずみが大きいといえる。

また, L4 上面完全拘束の場合 (図 4e) は, L4 上面自由の場合 (図 4d) に, 後述の L4 上面完全拘束の場合に spacer 挿入により発生するひずみ (図 4f) を重ね合わせた状態となっている。

2) 隣接椎間への椎間スパーサーの影響

L5-S 間への spacer 挿入により隣接椎間に発生するひずみと応力を調べた。L4 上面完全拘束の場合 (図 2c), 16% の圧縮ひずみ (図 4f) と 0.2 MPa の圧縮応力が発生し, これは L5-S 椎間拡大に由

来するとして求めたひずみ値 16%と一致する。L4 上面自由の場合、1%の圧縮ひずみと 0.016 MPa の圧縮応力が発生し、これは L4 と L5 のアラインメント変化に由来するとして求めたひずみ値 1%と一致する。

このような隣接椎間のひずみや応力の発生を防ぐには、spacer を椎間間隙程度に薄くし過大な椎間拡大を避け、spacer と椎体の接触面積を広くして安定した支持性を得ることが必要であろう。

結 語

腰椎モデルの有限要素解析により、さまざまな固定法の固定椎間および隣接椎間への力学的影響に関する知見が得られた。

椎間 spacer は、固定椎・隣接椎にアラインメント変化をもたらし、終板への応力集中により沈み込みを発生させ、椎間拡大により隣接椎間に圧縮応力・圧縮ひずみを発生させる。また、強固な固定は、固定椎間で失われた可動性および衝撃吸収性を隣接椎間が補償的に負担することになるため、力学的負荷が与えられると隣接椎間に相当な応力とひずみを発生させる。このような隣接椎間への力学的負担は、椎間板の変性変化を促進させる要因となり得る^{1,2)}。ひずみ発生位置が MRI で椎間板変性の初期状態を示すといわれる“intranuclear cleft” (intradiscal cleft, 髄核内裂) の発生位置と一致していることは、力学的負荷と椎間板変性の関係として示唆的である。

脊椎の安定性や機能の保持、固定椎間障害・隣

接椎間障害の発生の阻止など、長期的な予後を鑑みると、椎間 spacer は椎間間隙程度に薄く椎体との接触面積が大きく edge がなだらかなものが望ましく、また強固な固定でなく「緩やかな固定」といった固定法が望ましいと言えよう。

本症例には後方固定・後側方固定および instrument による固定術を施行した。

謝 辞

(株)計算力学研究センターの佐々木隆、中田玲子、引地隆幸各氏には、形状抽出およびメッシュ生成においてお世話になり感謝申し上げます。富山医科大学整形外科講師・石原裕和先生には、力学的負荷と椎間板変性の関係についてご教示を賜り感謝申し上げます。

文 献

- 1) 石原裕和, 柳根 哲, 飯田唯史, 他: メカニカルバイオロジーからみた椎間板変性のメカニズム. 脊椎脊髄 **14**: 271-274, 2001.
- 2) Ishihara H, McNally DS, Urban JPG, et al: Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis in different regions of the intervertebral disk. J Appl Physiol **80**: 839-846, 1996.
- 3) Goel VK: Functional biomechanics of lumbar spine. 日脊会誌 **13** (2): 414-444, 2002.
- 4) Zander T, Rohlmann A, Klöckner C, et al: Comparison of the mechanical behavior of the lumbar spine following mono- and bisegmental stabilization. Clin Biomech **17**: 439-445, 2002.
- 5) Zander T, Rohlmann A, Klöckner C, et al: Effect of bone graft characteristics on the mechanical behavior of the lumbar spine. J Biomech **35**: 491-497, 2002.