

日本機械学会 第 28 回
バイオフィロンティア講演会
に参加して

原 朋 広
Tomohiro HARA

機械システム工学専攻修士課程 2017 年度修了

1. はじめに

私は、2017 年 10 月 28 日から 29 日に徳島大学で開催された日本機械学会第 28 回バイオフィロンティア講演会に参加し、「多椎体有限要素モデルを用いた脊椎固定術のスクリュー挿入本数と緩みリスクの関係の評価」という題目で発表を行った。以下に、発表内容について示す。

2. 緒言

脊椎疾患の手術法として、椎体にスクリューを挿入し、ロッドで強固に固定する脊椎固定術では、スクリューの挿入位置や本数が整形外科医の感覚と経験に基づき決定される。また、固定手術後にスクリューの緩みが好発するため、スクリューの緩みのリスクが小さな固定方法の確立のための力学的検討が望まれる。これまでに著者らは、スクリューの緩みの要因の 1 つがスクリュー周囲の骨の微小破壊であると考え、数値解析と実験による基礎的検討を行ってきた。微小破壊は、発生応力が骨の強度を超えた場合に生じると考えられるため、スクリューの挿入方法の差により椎体に発生する応力分布の変化を評価する必要がある。本研究では、骨粗鬆症患者の X 線 CT 画像から多椎体の有限要素モデルを構築して解析を行い、スクリューの挿入本数と椎体内応力分布の関係を評価した。

3. 解析手法

まず、骨粗鬆症患者の X 線 CT 画像を基に、Mechanical Finder ((株) 計算力学研究センター) 上で、イメージベースモデリング手法により、脊椎固

定術の施術範囲である第 1 胸椎 (T1) から第 2 仙椎 (S2) までの多椎体有限要素モデルを作成した。一般的なスクリューの挿入位置は、第 2 腰椎 (L2) から第 2 仙椎 (S2)、第 10 胸椎 (T10) から第 2 仙椎 (S2)、第 2 胸椎 (T2) から第 2 仙椎 (S2) の 3 種類であり、各スクリュー・ロッドモデルを作成した後、多椎体モデルに挿入することで、解析モデル I, II, III を構築した。次に、椎体の材料特性は、Table 1 に示す Keyak の提案した実験式より、CT 画像の白黒の濃淡値から算出する各有限要素の骨密度を基に、Fig. 1 のように、患者特有の非均質なヤング率分布を反映した。ポアソン比は 0.4 とした。また、椎間板、剛板、スクリュー・ロッドのヤング

Table 1 Calculation of Young's Modulus of bone

Bone Density ρ (g/cm ³)	Young's Modulus E (MPa)
$\rho = 0$	$E = 0.001$
$0 < \rho \leq 0.27$	$E = 33900\rho^{2.20}$
$0.27 < \rho < 0.6$	$E = 5307\rho + 469$
$0.6 \leq \rho$	$E = 10200\rho^{2.01}$

Table 2 Mechanical Properties

	Young's Modulus	Poisson's ratio
Intervertebral disc	7.5 MPa	0.4
Rigid plate	210 GPa	0.29
Rod and screw	108 GPa	0.28

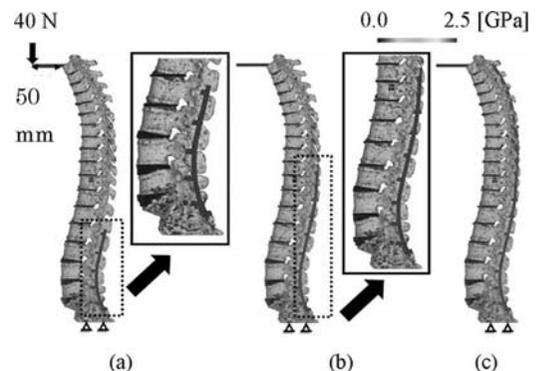


Fig. 1 FE models and their distribution of Young's modulus (a: Model I (L2-S2), b: Model II (T10-S2), c: Model III (T2-S2))

率とポアソン比を Table 2 に示す。さらに、屈曲姿勢を想定して、モデルの下面を完全拘束し、2.0 Nm のモーメントを適用するために、上面に付与した全長 50 mm の剛板先端に 40 N の荷重を負荷し、静弾性応力解析を行った。

4. 解析結果と考察

スクリューの挿入本数の差による各椎体のスクリュー周囲に発生する Drucker-Prager の相当応力の平均値および、各モデルにおける最大の相当応力発生点をそれぞれ Fig. 2, Table 3 に示す。全モデルにおいて、最上部のスクリュー挿入椎体に最大の応力が発生した。挿入本数の多いモデルⅢの最大応力は T2 における約 0.88 MPa であり、モデルⅠ、Ⅱと比較し、約 2-3 倍高かった。また、Fig. 2 より、全モデルにおいて、負荷は最上部のスクリュー挿入椎体

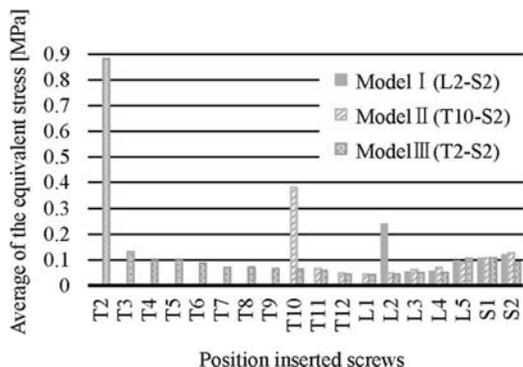


Fig. 2 Stress around the screw

Table 3 Average of the equivalent stress of the model

FE models	Average of the equivalent stress (MPa)
Model I (L2)	0.23
Model II (T10)	0.38
Model III (T2)	0.88

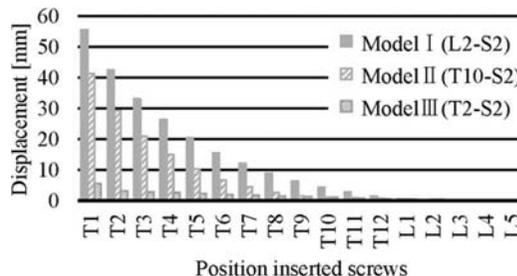


Fig. 3 Displacement of T1 to S2

に集中し、下部椎体の発生応力が小さくなることがわかった。

次に、各モデルの T1 から S2 における合成変位の値を Fig. 3 に示す。図より、モデルⅢの T1 は、変位が顕著に小さく、モデルⅠと比較し約 10 倍差があり、固定性の面で優位である。一方で、脊椎固定術は、椎体にスクリューを挿入して、ロッドで強固に固定することで脊椎を安定させる役割があり、スクリューの挿入本数が極端に少ないと脊椎を安定させることができない。したがって、理想的なスクリューの固定方法は、スクリュー周囲に発生する応力が極度に高くなく、かつ、変位を抑制することが望ましく、応力と変位の関係を整理する必要がある。

今後は、椎体-スクリュー間の摩擦を考慮した接触解析やスクリューの挿入本数・位置を変更して力学解析を行い、スクリュー挿入椎体に負荷が集中しないスクリューの固定方法を提示する必要がある。

5. おわりに

今回の学会発表に参加し、良い緊張感の中で自身の研究について発表することができました。また、発表後の議論を通じ新たな知見を得ることができました。ご指導いただいた田原大輔先生、辻上哲也先生にお礼申し上げます。