

脊椎全摘術における脊椎再建に関する生体力学的検討

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/2297/9389

脊椎全摘術における 脊椎再建に関する生体力学的検討

金沢大学医学部医学科整形外科科学講座 (主任：富田勝郎教授)

池 淵 公 博

限局性の脊椎悪性腫瘍に対する脊椎全摘術 (total en bloc spondylectomy, TES) 後の脊柱支持性を評価する目的で、有限要素法 (finite element method, FEM) 解析および人屍体脊椎標本を用いた力学試験を行い、再建された脊椎全体の剛性と脊柱再建に用いた器具に生じる応力について検討した。

FEM解析、屍体脊椎荷重試験の両方で3つのモデルを設定し実験を行った。まず、筋肉などの軟部組織を除去した脊椎標本を作成した (モデル1)。次に第3腰椎の椎弓切除を行い第1, 2, 4, 5腰椎に椎弓根スクリューを刺入してロッドを設置し、器具による再建術を行った (モデル2)。ついで第3腰椎と上下の椎間板を切除し、人工椎体により置換したTESモデルを作成した (モデル3)。FEM解析は腰椎を二次元の多層構造体としてモデル化し解析した。荷重試験にはアルコール保存された人屍体腰椎を用い、モデル2, モデル3においては歪みゲージを器具に張り付け発生する応力を調べた。

FEM解析における剛性はモデル1では190 N/mm, モデル2では646 N/mm, モデル3では820 N/mmであった。モデル1, モデル2, モデル3の順に腰椎全体の剛性が大きくなる傾向は、屍体脊椎荷重試験でも同様であった。モデル2では後方のロッドと上下端のスクリュー (第1, 5腰椎のスクリュー) に応力が集中したが、腫瘍椎体を人工椎体で置換したモデル3ではロッドに発生する応力は分散した。ただしモデル3においても上下端のスクリューに応力集中が認められ、荷重軸を前方に移動することにより、その応力値はさらに増大した。この応力集中は、腰椎に50 kgの負荷を200万回繰り返すことにより、スクリューの破損を生じる程度のものであった。TESでは1椎骨を全切除することにより脊椎の支持性は完全に破綻する。今回、FEM解析および荷重実験において、前方・後方ともに再建術を行ったモデル3においては直立時や前屈時の負荷に対して十分な初期固定が得られることが証明された。ただし長期に生存した場合、上下端のスクリューへの応力集中のため、この部位が疲労破損する可能性があることが明らかとなった。長期にわたる固定性の維持を考えるとスクリューの形状及び材質の改良などの工夫が必要と考えられた。

Key words total en bloc spondylectomy, spinal reconstruction, biomechanics, finite element method, stress analysis

脊柱は、体幹を支持する大黒柱として重要な役割を担っている。一方、脊椎は癌の転移の好発部位であり、その場合、椎体の破壊により脊柱の支持性が損なわれるだけでなく、腫瘍の発育は脊髄、神経根を圧迫し、患者に疼痛のみならず対麻痺や膀胱直腸障害などを引き起こす。脊椎悪性腫瘍の外科的治療においては、脊髄が脊柱管内に存在するという解剖学的特殊性から、腫瘍の全切除は困難であるとされてきた。事実、神経麻痺を生じたものや、脊椎構築の破壊に対して行われてきたこれまでの外科的治療は、脊髄の除圧術や脊椎の固定術にとどまり、腫瘍の切除を目的としたものではなかった。また限局性の脊椎悪性腫瘍に対して搔爬術による腫瘍全摘出を試みた報告も散見されるが、これらも根治性を追求したものではなかった^{1)~6)}。これに対し、脊椎悪性腫瘍の根治的切除を図ることを目的とした後方進入脊椎全摘術 (total en bloc spondylectomy, TES) が富田によって考案された⁷⁾⁸⁾。この方法は、腫瘍脊椎を一塊として切除し、椎体及び椎間板を人工椎体で置換し、その上下二つずつ

の椎骨をスクリューとロッドで固定するものである (図1)。TESの主目的は、脊椎腫瘍の根治的切除、および構造上の脊椎安定性の獲得であるが、手術後の脊柱の支持性に関する力学的検討は十分になされていなかった。また一般に脊椎固定器具を用いた脊椎手術では、スクリューの引き抜けや折損、人工椎体の脱転などの問題が生じることがあるため、器具の応力状態の把握および人工椎体の挿入が構造的安定性に及ぼす影響を評価し、弱点を改善していくことが重要である。

そこで本研究では、TES術後に再建された脊椎の力学的評価を行うため以下の実験を行った。まず対象モデルの有限要素解析を試み、腰椎全体の剛性と器具に発生する応力について解析した。ついで有限要素解析と同様の状況設定で人脊椎屍体標本を用いた実験モデルを作成し、腰椎全体の圧縮剛性および器具のひずみ測定を行った。以上の結果をもとにTES術後の再建された脊柱の安定性の評価およびスクリューの破損の発生箇所を推定を行い、脊椎再建法の設計上の問題点や改良点を検討し

平成10年11月18日受付, 平成10年12月16日受理

Abbreviations : TES, total en bloc spondylectomy; FEM, finite element method; N, newton; MPa, megapascal

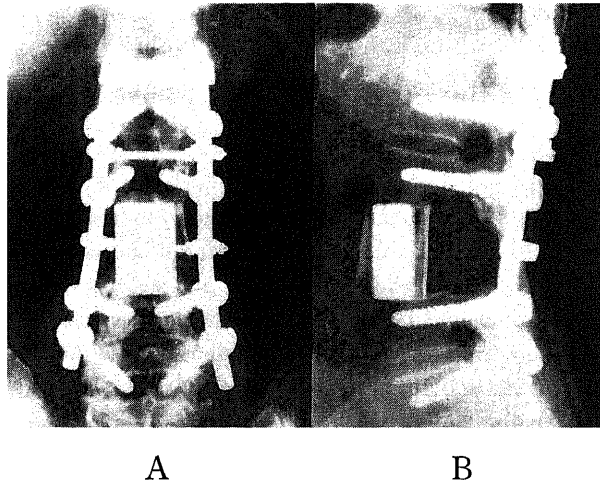


Fig 1. Plain radiographs of the reconstructed spine after total en bloc spondylectomy in a patient with solitary cancer metastasis in the third lumbar vertebra. (A) Anterior-posterior view. (B) Lateral view.

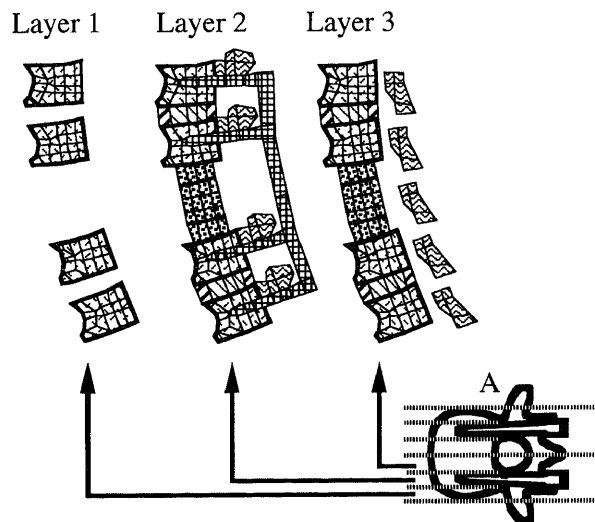


Fig 2. Finite element models of the reconstructed spine after total en bloc spondylectomy in the third lumbar vertebra. The spinal column from the first to the fifth lumbar vertebra are divided equally to two parts by the mid-sagittal plane. Each half is divided sagittally into three parts: layer 1, the lateral layer which includes lateral cortex of the vertebral bodies; layer 2, the middle layer which includes pedicle; layer 3, the central layer which includes the spinal canal. (A) Transverse section of the vertebra (screws are inserted into the pedicles). Corresponding layer is indicated by an arrow. Each spinal segment is represented by the geometric pattern: ▨, cortical bone; ▩, bony posterior segment; ▧, cancellous bone; ▤, annulus fibrosus; ▥, nucleus pulposus; ▦, rod and screws; ▨, artificial vertebra.

た。

対象および方法

I. 脊椎再建モデルの設定

脊椎全摘術では、腫瘍椎体とその上下の椎間板が人工椎体に置換され、その上下2つずつの脊椎の椎弓根に後方からスクリューが挿入される。スクリューには左右の2本のロッドが装着される。実験に用いた人工椎体は日本電気硝子社(東京)のA-Wガラスセラミックと呼ばれる $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2$ 系の結晶化ガラスである。スクリューおよびロッドはCotrel-Dubouset システム (Sofamor Danek Asia Pacific, Enchai, Hong Kong) を用いた。この器具の材質はステンレス鋼である。本研究では第3腰椎に腫瘍が発生した場合を想定した。すなわち、第3腰椎とその上下の椎間板を人工椎体に置換し、第1, 2, 4, 5腰椎にスクリューが挿入されたモデルを対象とした。

本研究では、FEMおよび荷重試験における実験モデルとして、3つのモデルを想定した。再建を行わない状態の腰椎をモデル1、第3腰椎の椎弓切除を行い器具を装着したものをモデル2、さらに脊椎全摘術モデルとしてモデル2の第3腰椎椎体を切除し人工椎体で置換したものをモデル3とした。

II. 人工椎体・脊椎構造体のFEM解析

1. 解析手法

TES術後の腰椎の力学的挙動や器具に発生する応力の状態を把握するために日常生活の姿勢の中で一番多いと考えられる直立と前屈を対象として有限要素法解析を行った。屈曲による変位は、矢状面内において評価し、前額面での変位は無いものとした。つまり矢状面内における曲げのほかはいかなる方向の曲げもねじれも考慮しなかった。この条件に基づいて尾田⁹⁾が開発した多層構造体解析の有限要素法を用いて解析した。このプログラムでは、解析されるモデルを面内変形のみが許される平面モデルの多層構造体とみなした。また重なり合った上下の層は薄い接着層でつながっており、この層を介して各層に剪断力が伝えられているという設定がなされている。

2. 解析モデル

本解析モデルの作成に当たって実際の人脊椎骨と器具および人工椎体の形状と寸法を参考にした。棘突起や横突起、靭帯、筋肉については考慮しなかった。腰椎は矢状面に平行な二次元の5層構造体としてモデル化した(図2)。その際、矢状面に対する対称性を考慮して一側を3層構造体とし、体側から中心に向かって第1, 2, 3層を定義した。第1層は皮質骨のみが存在し、第2層には椎弓根があり、椎弓根スクリューが挿入され、そのスクリューにロッドが連結される。第3層には椎体と椎弓の間に脊柱管が存在する。人工椎体は第2層から第3層にかけて設置される。解析には4節点の等動変数要素(isoparametric element)を用い、分割要素数は接着層を含めて1137、節点数は872とした。

支持条件を考えるにあたって、生体内の状態になるべく近いものを採用した。すなわち腰椎下方の仙骨の矢状面での回転を考慮した支持条件として第5腰椎以下に仙骨の回転中心を含む剛体を付け足し、下端の節点を固定した。

荷重条件は体重70 kgを想定し、直立時の荷重量として荒井らの値を参考にして第1腰椎上面全体に計490ニュートン(newton, N)の一様分布荷重を与えた¹⁰⁾。前屈時の荷重として

は、圧縮+モーメント荷重として、第1腰椎の椎体部分にのみ正立時と同様計490 Nを前方傾斜分布で与えた。この際、荷重の中心点である第1腰椎上面中央の一点を水平方向支持した(図3)。

生体材料は異方性、非線形挙動を示すが本解析ではすべての材料を等方性、弾性体と仮定した。特に椎間板は髄核と線維輪からなる粘弾性体であり著しい非線形性を示すが、本解析ではまとめてひとつの弾性体として扱い、ヤング率は但野ら¹¹⁾の人工椎間板の値に設定した。また皮質骨、海綿骨のヤング率は

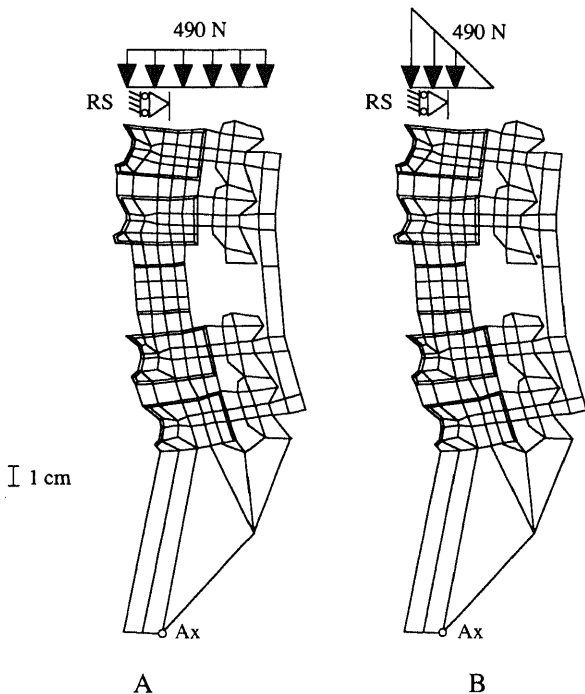


Fig. 3. Boundary condition of the finite element models. The finite element models are supported on the solid hexahedron. Combination of the model and the hexahedron is allowed to rotate on the sagittal plane around the supporting axis (Ax). The upper surface of each model is allowed to move perpendicularly to the ground by roller support (RS). (A) Axial compressive load of 490 newton is applied to the upper surface of the first lumbar vertebra for simulation of upright position. (B) Eccentric compressive load is applied to the upper surface of the first lumbar vertebra for simulation of stooping position.

Mizrahiら¹²⁾の値を用い、後方要素のヤング率は両者の成分比を推定して求めた。その他の要素の材料特性はGoelら¹³⁾の研究およびSofamor Danek社、日本電気硝子社の公表値を参考に設定した(表1)。

Ⅲ. 屍体脊椎荷重実験

1. 実験モデル

試験標本としてアルコールで保存された屍体脊椎(第十二胸椎～仙椎上部)を用い、椎骨、椎間板、椎間関節、靭帯成分を残し、周りの筋肉や脂肪を取り除いた。この試験標本をその上下端を歯科用レジン(シージーデンタルプロダクツ、春日井)で固定し、カップにボルトで固定した。またこの上下端固定用カップには矢状面に対して法線方向の軸受け穴が開いており、横断面内のねじれや前額面内での曲げを生じることなしに矢状面内でのみ変形するようになっている。実験は試験標本をアルコールで湿らせながら行い、二十四時間以内に終了した¹⁴⁾。実験でもFEM解析同様モデル1、モデル2、モデル3の三つのモデルを対象とした。

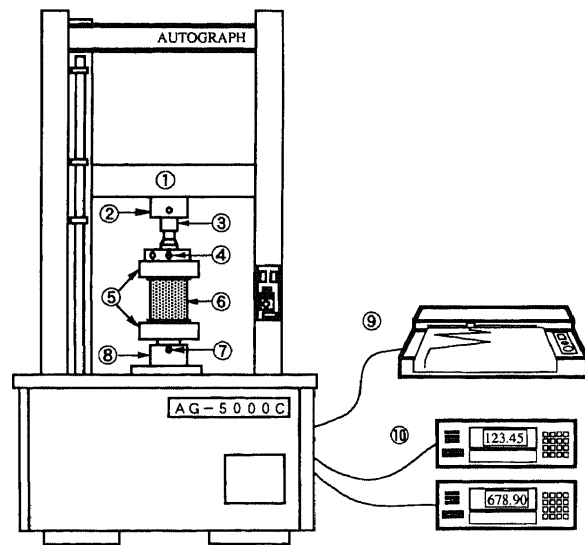


Fig. 4. Diagram of the experimental equipment of the load test. ①, Cross head; ②, load cell; ③, fixating jig; ④, load axis; ⑤, fixating cup; ⑥, specimen; ⑦, supporting axis; ⑧, fixating jig; ⑨, recorder; ⑩, data logger.

Table 1. Young's modulus, Poisson's ratio and lateral elastic ratio of each materials

Material	Young's modulus	Poisson's ratio	Lateral elastic ratio
Cortical bone	12000	0.30	4600
Cancellous bone	100	0.20	42
Bony posterior element	3500	0.25	1400
Annulus fibrosus	24	0.40	8.6
Nucleus pulposus	1000	0.48	357
Rod · Screw	20000	0.29	78000
Artificial vertebra	118000	0.28	46000
Capsular ligament	32.9	0.4	11.8

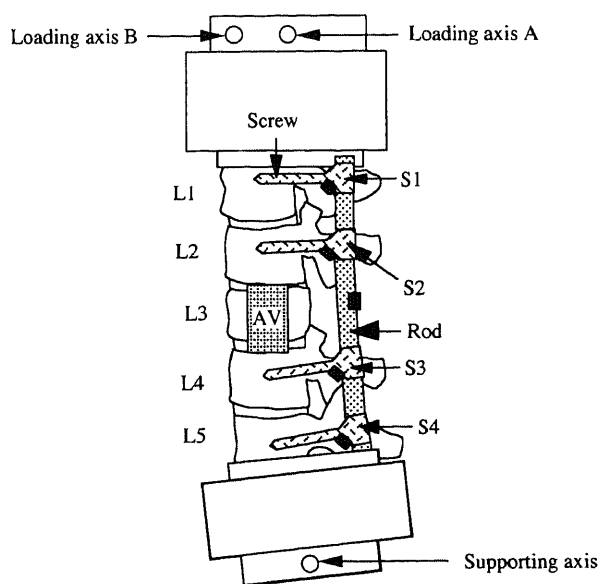



Fig 5. Schema of the experimental set up of the cadaveric specimen. The first lumbar vertebra and the fifth lumbar vertebra are fixed with the resin in the cups. Combination of the specimen and the cups with resin are allowed to rotate around both the loading axis and the supporting axis in the sagittal plane. Axial compressive load of 490 newton is applied to the loading axis A in the upper cup for simulation of the upright position. Axial compressive load is applied to the loading axis B in the upper cup for simulation of the stooping position. Strain gauges are stuck on the posterior instrumentation (screws and rods). The third lumbar vertebral body is replaced by the artificial vertebra in the TES model. S1; screw inserted into the pedicle of the first lumbar vertebra: S2; screw inserted into the pedicle of the second lumbar vertebra: S3; screw inserted into the pedicle of the fourth lumbar vertebra: S4; screw inserted into the pedicle of the fifth lumbar vertebra. AV; artificial vertebra. ; strain gauge.

2. 実験方法

試験装置はインストロン型荷重試験装置オートグラフAG-5000C (島津製作所, 京都) を用い, スクリューに貼り付けられたひずみゲージのデータをUCAM-10A (共和電業, 東京) を使用して測定した (図4). スクリューにひずみゲージを貼る箇所は, FEM解析結果から一番破損する可能性がある椎弓入口付近とし, その下側に貼った (図5). スクリューを上から順にS1, S2, S3, S4と命名した. またロッドに生じる応力を調べるため, ロッドの中央部後面にも歪みゲージを設置した. 上部は第1腰椎椎体上面と上関節突起までを, また下部は第5腰椎椎体下面と下関節突起までを, 上下のカップにレジンにて固定した. 試験片を試験装置に固定する際には第1腰椎椎体上面が水平になるように取り付けた. 解析と同様, 荷重実験も直立時と前屈時を対象とし, 上側のカップには荷重ピンを, 下側のカップには支持ピンを設置し, 矢状面での運動を可能とした. 一様分布荷重はカップ中央に荷重ピンを設置し, 前方傾斜荷重はカップ前方に荷重ピンを移動することにより再現することにした. 試験では荷重量が0 Nから490 Nまで変化するように繰り返し圧縮を行った. 試験速度は10 mm/分で, 七回繰り返した. モデルに粘弾性が存在するため, 再現性のある最後の二回でひずみを測定した. その二回の測定値の平均をとり, さらに左右のスクリーンの値の平均値を求め, 実験値とした. また荷重偏位曲線から剛性値を求めた (図6).

結 果

I. 有限要素法 (finite element method, FEM)

FEM解析において, 490 Nの一様分布荷重時での剛性値は, モデル1が190 N/mm, モデル2が646 N/mm, モデル3が820 N/mmであった (図7).

各モデルにおいてミーゼスの等価応力分布図¹⁵⁾ (図8) を求

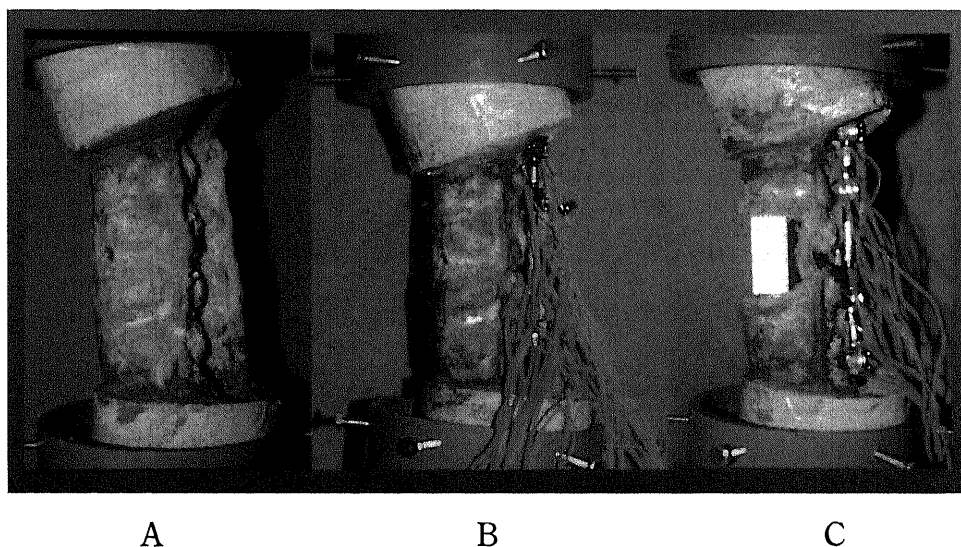


Fig 6. Photographs of testing set-up for axial compression to the cadaveric spine. The first lumbar vertebra and the fifth lumbar vertebra are fixed with the resin in the cups. (A) Model 1; lumbar spine model with intact ligaments. (B) Model 2; lumbar spine model of laminectomy of the third lumbar vertebra and posterior instrumentation from the first to fifth lumbar vertebral level. (C) Model 3; lumbar spine model of total en bloc spondylectomy of the third lumbar vertebra. Strain gauges are stuck to the posterior instrumentation in the model 2 and model 3.

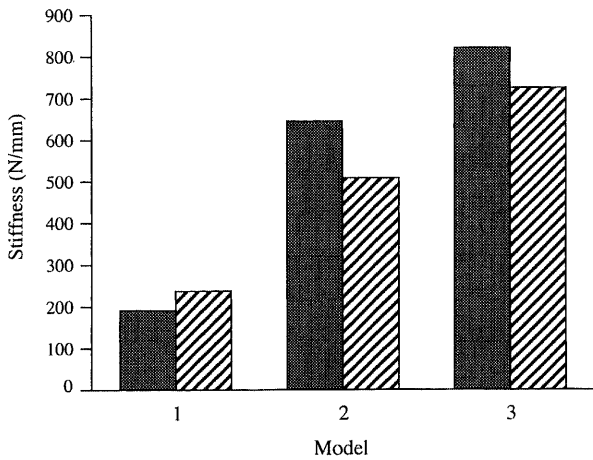


Fig 7. Stiffness of the lumbar spine in the FEM analysis and the load test with the cadaveric specimen. Model 1, lumbar spine model with intact ligaments; model 2, lumbar spine model of laminectomy of the third lumbar vertebra and posterior instrumentation from the first to fifth lumbar vertebral level; model 3, lumbar spine model of total en bloc spondylectomy of the third lumbar vertebra. Each bar represents the stiffness of the specimen of the lumbar spine in the FEM analysis and the load test with cadaver specimen in each model. Black bar indicates the stiffness in the FEM analysis, and stripe bar indicates the stiffness in the load test.

めた。モデル1では、一様分布荷重において皮質骨に一様に高応力が発生しており、海綿骨における応力は低かった。前方傾斜荷重により皮質骨に発生する応力に増加が認められたが極端な応力集中は認められなかった。

モデル2では一様分布荷重時にロッドおよびスクリューに高い応力が生じた。スクリューの椎弓根刺入部に発生した応力は、上下端のスクリューで高く、S1で90.4メガパスカル (megapascal, MPa), S2で5.6 MPa, S3で18.1 MPa, S4で133.7 MPaであった。またロッド中央部には60.0 MPaの応力が発生した (図9 A)。前方傾斜荷重とすることによりロッドとスクリューに発生する応力はさらに高くなり、スクリューの椎弓根刺入部に発生した応力は、S1で100.8 MPa, S2で3.8 MPa, S3で42.3 MPa, S4で145 MPaであった。またロッド中央部に70.5 MPaの応力が発生した (図9 B)。

モデル3において、一様分布荷重時にスクリューの椎弓根刺入部に発生した応力は、S1で81.5 MPa, S2で40.8 MPa, S3で89.4 MPa, S4で127.9 MPaであった。またロッド中央部には28.2 MPaの応力が発生した (図9 C)。モデル3では人工椎体を挿入する前に比べロッドの応力は小さい値を示した。前方傾斜荷重時には応力集中の傾向は強くなり、スクリューの椎弓根刺入部に発生した応力は、S1で114.2 MPa, S2で50.9 MPa, S3で44 MPa, S4で140 MPaと上下端のスクリューの応力が増加

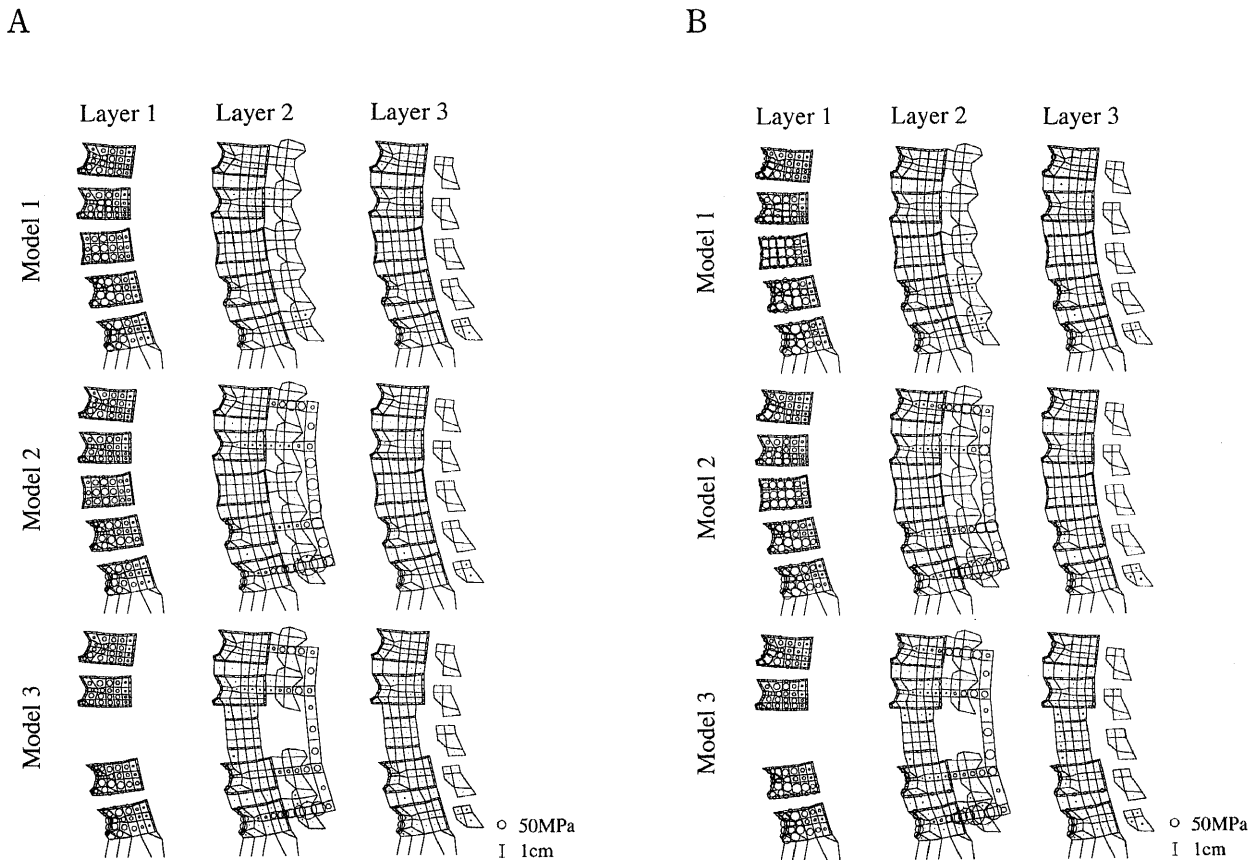


Fig 8. Von Mises stress distribution in each model under the compressive load of 490 newton in the FEM analysis. (A) Von Mises stress distribution for simulation for upright position. Axial compressive load of 490 newton is applied to the upper surface of the first lumbar vertebra. (B) Von Mises stress distribution for simulation for stooping position. Eccentric compressive load of 490 newton is applied to the upper surface of the first lumbar vertebra. The size of the circle represents the magnitude of the stress in each element.

した。ロッド中央部には33.5 MPaの応力が発生した(図9 D)。

II. 荷重実験

荷重実験により得られた剛性値は、モデル1が237 N/mm、モデル2が506 N/mm、モデル3が723 N/mmであった(図7)。

椎弓根刺入部下面およびロッドの中央後面での測定により、モデル2圧縮荷重時において、S1に62.1 MPaの圧縮応力が、S2に2.65 MPaの引張応力が、S3に73.55の引張応力が、S4に71.75 MPaの引張応力が、ロッドに95.8 MPaの引張応力が発生

した(図9 A)。モデル2前屈荷重時には、S1に112.3 MPaの圧縮応力が、S2に3.33 MPaの引張応力が、S3に80.5の引張応力が、S4に86.2 MPaの引張応力が、ロッドに79.8 MPaの引張応力が発生した(図9 B)。

モデル3圧縮荷重時には、S1に83.45 MPaの圧縮応力が、S2に27.53 MPaの引張応力が、S3に38.03の引張応力が、S4に85.42 MPaの引張応力が、ロッドに51.65 MPaの引張応力が発生した(図9 C)。モデル3前屈荷重時には、S1に147.38 MPaの圧縮応力が、S2に5.79 MPaの圧縮応力が、S3に29.67 MPa

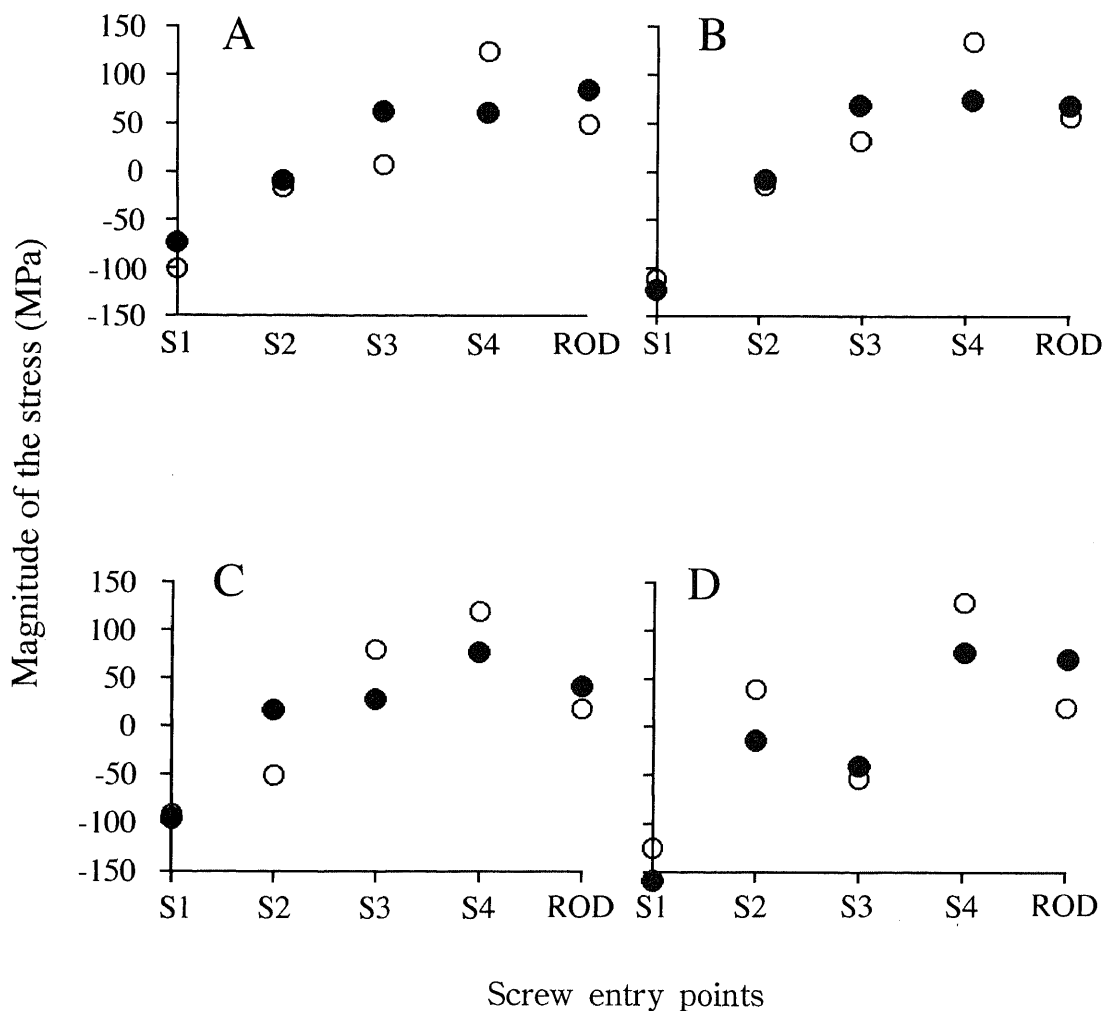


Fig 9. Magnitude of the stress on screws at the entry point of the pedicles and the middle part of the rod under the load in each model in the FEM analysis and in the load test with the cadaveric specimen. ○, magnitude of the stress on the screws and the rod under the compressive load in the FEM analysis; ●, magnitude of the stress on the screws and the rod under the compressive load in the load test with cadaveric specimen. Magnitude of the stress above the zero line indicates tensile stress, and magnitude of the stress below the zero line represents the compressive stress. S1, screw inserted into the pedicle of the first lumbar vertebra; S2, screw inserted into the pedicle of the second lumbar vertebra; S3, screw inserted into the pedicle of the fourth lumbar vertebra; S4, screw inserted into the pedicle of the fifth lumbar vertebra. (A) Magnitude of the stress on the screws and the rod in the model 2 under axial compressive load of 490 newton for simulation of upright position. Axial compressive load is applied to the upper surface of the first lumbar vertebra in the FEM analysis (Fig. 3-A). Axial compressive load is applied to the loading axis A in the upper cup in figure 5. (B) Magnitude of the stress on the screws and the rod in the model 2 under essentric compressive load of 490 newton for simulation of stooping position. Essentric compressive load is applied to the upper surface of the first lumbar vertebra in the FEM analysis (Fig. 3-B). Essentric compressive load is applied to the loading axis B in the upper cup in figure 5. (C) Magnitude of the stress on the screws and the rod in the model 3 under axial compressive load of 490 newton for simulation of upright position. (D) Magnitude of the stress on the screws and the rod in the model 3 under essentric compressive load of 490 newton for simulation of stooping position.

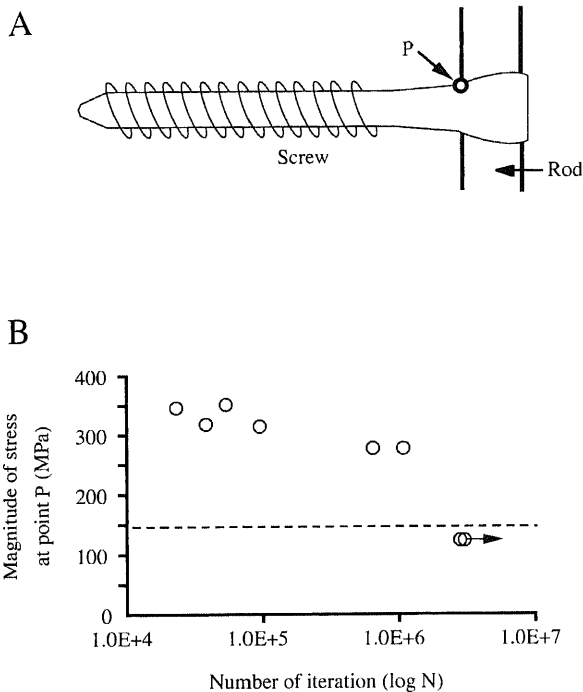


Fig 10. Dynamic bending strength on the pedicle screw. (A) Point P of the screw corresponds to the entry point of the screw into the pedicle of the vertebra. (B) The graph shows the correlation between the magnitude of the stress causing fatigue breakage at the site of the point P of the screw and the number of bending iteration. Number of bending iteration is expressed by logarithm. An arrow on the graph shows the fatigue limit of the screw. Broken line indicates the magnitude of the stress which occurred on S1 under essentric compressive load of 490 newton in model 3.

の圧縮応力が、S4に88.97 MPaの引張応力が、ロッドに81.3 MPaの引張応力が発生した(図9 D)。

考 察

脊椎悪性腫瘍が好発する胸腰椎のうち、胸椎は肋骨および胸骨とともに胸郭を形成していることによりその強度と衝撃吸収能力が腰椎より高い。また、腰椎は胸椎に比べ体幹下部に存在し、より大きな負荷を受けている¹⁶⁾。以上のことを考慮し、本研究では力学的に不利な腰椎を対象とした。

腰椎はその形状が複雑であるために、これまで様々な工学的手法によって解析が試みられてきた。そのひとつとして本研究では有限要素法を選択した。有限要素法は1956年に米国ボーイング社の技術者たちが航空機の翼の新しい強度計算法を提案したことに始まるといわれている¹⁷⁾。有限要素法は膨大な計算量を必要とするが、計算のほとんどはシステム化されたマトリックス演算であり、コンピュータに適した計算手法である。有限要素法は、高精度のシミュレーションが可能であり、解析対象の大きさや材料に関して汎用性のある解析法である。また、再解析が容易であるために解析対象の最適形状や最適材質を求めることが可能である。

器具を装着した脊椎においては大変形を生じないため、微小

変形を対象とするFEM解析は非常に有用であると考えられる。本研究では、TESモデルのFEM解析を行ったが、腰椎全体を解析対象とした場合、複数の脊椎運動単位を有し、形状が複雑なことから、有限要素モデルの簡略化を試みた。すなわち、解析されるモデルを面内変形のみが許される平面モデルの多層構造体とみなし、重なり合った上下の層は薄い接着層でつながり、この層を介して各層に剪断力が伝えられているとして解析する手法である。この手法により、複雑な三次元構造体である脊椎を、二次元モデルとして分割して解析することが可能となった。その結果、煩雑な要素分割を簡略化し、計算に要する時間を大幅に短縮することができた。

従来、脊椎の生体力学的実験モデルとして仔牛、羊、豚の脊椎、あるいは新鮮人屍体脊椎などが用いられてきた。本研究では、荷重実験モデルとしてアルコール保存された脊椎を用いた。Lindeら¹⁴⁾は海綿骨を用いた実験によって、アルコール保存による骨の剛性低下はほとんどなかったと報告しており、本研究で用いた脊椎標本も保存による剛性の変化は少ないと考えている。また、実験標本において認められた骨粗鬆化は、骨密度の低下にともなう骨の剛性低下を考慮した材料定数を用いることによって対処した¹⁵⁾。

本研究ではFEM解析と実際の荷重試験の結果を比較したところ、腰椎全体の剛性値だけでなく、スクリューの椎弓根刺入部やロッド中央部に発生する応力値もほぼ一致した。このように異なる2通りの手法によって、同様の剛性値や応力値が得られたことから、今回の実験結果は信頼できるものと考えた。

腰椎全体の剛性値はFEM解析と屍体荷重試験においてほぼ一致した。すなわち、FEM解析および標本を用いた屍体荷重試験の両方においてモデル3、モデル2、モデル1の順に剛性値が高かった。自然状態と比較して、後方を器具で再建したことによりFEM解析で190 N/mmから646 N/mmへ、屍体荷重試験で237 N/mmから506 N/mmに剛性が増加した。さらに第3腰椎椎体とその上下の椎間板を人工椎体で置換することにより、FEMで820 N/mm、屍体荷重試験で723 N/mmと剛性の増加が認められた。

TES術後の再建された脊椎(モデル3)は正常脊椎(モデル1)に比べ、FEM解析で約4.3倍、屍体荷重試験で約3.1倍の剛性を有し、本術式により再建された脊椎は直立時に作用する負荷に対して十分に高い初期剛性を持つといえる。すなわち、TES術後においては、早期離床が可能であり、高い初期剛性を有することは、骨癒合の獲得においても有利であると考えられた。

モデル1とモデル2を比較すると、脊椎に器具を装着する事により剛性値が解析結果で3.4倍に増加した。モデル2における応力分布をみると、モデル1に比べ皮質骨、海綿骨の応力にはさほど変化がみられないのに対し、スクリュー基部、ロッド中央部にモデル1ではみられない高い応力が発生している。モデル2における剛性値の大きさは器具の高い剛性が反映されたものといえる。今回用いた椎弓根スクリューシステムでは、脊椎の後方から椎弓根を通して椎体にスクリューを刺入し、それをロッドで連結することにより脊椎を再建する。この固定方法は、従来前方侵入でしか操作できなかった椎体に対して、後方侵入により固定力を発揮でき、脊椎外科においては画期的な方法である^{18)~20)}。しかし、片持ばりという力学的特性から器具に高い応力を生じやすい。本研究では、スクリュー基部やロッド

ド中央部において応力集中がみとめられ、これらの部位における器具の強度が特に要求されることがわかった。

次にモデル2とモデル3を比較すると、腫瘍に侵されていると想定した第3腰椎椎体とその上下椎間板を人工椎体で置換することにより、剛性値は解析結果で1.27倍に増加し安定性が増した。また、モデル3ではロッド中央部の応力は、モデル2より低い値であった。これは、モデル3では人工椎体による前方支持が得られたことにより、ロッド中央部の荷重分担がモデル2より減少し、結果としてロッドにおける曲げ応力が減少したためと考えられた。荷重分担に関するGoalら²¹⁾の研究によれば、後方要素により伝達される荷重は、正常腰椎では4%、椎弓根スクリューシステムを装着し前方要素を切除した腰椎では100%、これに椎体間骨移植を行うことにより20%となる。この結果より、Goalら²¹⁾は応力を分散する効果が高いとして(stress augmentation)、前方支持の重要性を強調している。今回の実験においても、疲労破損の原因となり得るロッドの応力集中を防止する意味で人工椎体による前方の脊柱再建術が重要であることが示された。

モデル3においても、モデル2と同様に上下端のスクリュー基部における応力集中がみられた。これは弾性係数が器具に比べて極めて低い第1・2腰椎椎間板、第4・5腰椎椎間板が前方に存在することにより、これらの椎間における荷重分担が主に後方器具によりおこなわれるためと考えた。

モデル1においては前方傾斜荷重により皮質骨における応力が増加がみられたが、増加の程度は一様であり極端な応力集中はみられなかった。モデル2においては前方傾斜荷重により後方器具に発生する応力が増加が認められ、ロッド中央部やS4の椎弓根刺入部などの応力集中が認められる部位での応力値はさらに大きくなった。荷重量が同じでも前方傾斜荷重とした場合の方が、後方器具への負担が大きかったことがわかった。モデル3においても、後方器具における応力が増加したが、人工椎体や皮質骨での応力増加はわずかであった。このように正立時に比べ前屈時に後方器具の応力が増加する原因は、前方傾斜荷重により荷重の重心線が片持ばりの支点であるスクリューとロッドの連結点から離れたため、後方器具に大きな曲げモーメントが加わったためと考えられる。応力の増加は特にS1とS4で顕著に現れており、曲げモーメントの影響が上下端スクリューにおいて大きいことがわかる。重心位置の変化により大きく応力が変化することはスクリューの疲労破損や引き抜きの危険因子になると考えられる。

器具を生産しているSofamor Asia Pacific社が行った、椎弓根スクリューに対応した繰り返し曲げ試験の結果をもとにS-N曲線(疲労限界曲線)を作成した(図10)。モデル3において490 Nの前方傾斜荷重を負荷したときにS1の椎弓根刺入部に生じた最大応力値を破線で示した。本研究では490 Nの前方傾斜荷重で椎弓根スクリュー基部にSofamor社の基礎実験による疲労限界を超えた応力が発生した。これより仮に150 MPaの応力が一分間に一回の割合でA点に生じたと仮定すると、1日の活動時間を16時間として1日あたり960回となり、破損までの回数約200万回までに約5年半かかることになる。この仮定においては、器具は初期固定としては十分な疲労強度を有すると考えられる。実際、現在まで当科ではインストルメントの破損は経験していない。これは骨移植の併用やコルセットの使用、慎重な後療法、生活活動の抑制などによる影響もあると推測する。

脊椎の複雑な運動や筋力の作用までを考慮すると、生体内での荷重状況については現段階では不明確であるが、490 Nを越える荷重が生じる状況は充分あり得ると予想され、本研究の結果からはより長期使用に耐え得る器具の開発が望ましいといえる。すなわち、第1点はスクリューを太くしたり、材料の強度を高くすることによって疲労限界を上げることが考えられる。第2点として、Chibaら²²⁾、Yerbyら²³⁾は、椎弓根フックを使用することによって、全体の剛性が増加すると共にスクリューに生じる歪みが軽減するとの報告をしており、TESにおいても椎弓根フックの使用によりスクリューにおける応力集中を減少させる可能性がある。第3点として器具が疲労破損を生じる前に骨癒合を獲得する工夫が考えられる。TESでは椎体間固定を行うため、当初から人工椎体も圧縮荷重分担能を有すると考えられる。そのため骨癒合により応力分布に大きな変化は生じないと考えられるが、骨癒合獲得により人工椎体の脱転の可能性は消失し、仮にスクリューの破損が生じても脊柱の安定性は保たれるであろう。

結 論

本研究では、脊椎全摘術後の生体への適合性評価をFEM解析による理論的評価と人屍体脊椎標本を用いた力学試験による評価を比較検討し、以下の結果を得た。

1. 正立時に作用する負荷に対して、後方器具の装着、人工椎体の挿入を行うことによって再建された脊椎の剛性は3倍以上に増加した。

2. モデル2では後方のロッドと上下端のスクリュー(第1、5腰椎のスクリュー)に応力集中がみられた。腫瘍椎体を人工椎体で置換したモデル3ではモデル2と同様に上下端のスクリューに応力集中が認められたが、ロッドに発生する応力は分散した。

3. モデル3において前屈時には正立時と比較し、脊椎全体に大きな曲げモーメントが加わり、スクリューに発生する応力が増加した。この応力集中は、腰椎に50 kgの負荷を200万回繰り返すことにより、スクリューの破損を生じる程度のものであった。

以上の結果からTES後の脊柱再建では後方器具の装着と人工椎体の挿入により、直立や前屈負荷に対して十分な初期固定が得られることが証明された。ただし長期に生存した場合、上下端のスクリューへの応力集中のため、この部位が疲労破損する可能性があることが明らかとなった。長期にわたる固定性の維持を考えるとスクリューの形状及び材質の改良などの工夫が必要と考えられた。

謝 辞

稿を終えるに臨み、ご指導とご校閲を賜りました恩師富田勝郎教授に深甚なる謝意を捧げますと共に直接ご指導いただきました金沢大学医学部整形外科川原範夫講師、国立金沢病院整形外科末吉泰信博士、金沢大学工学部人間・機械工学科尾田十八教授、坂本二郎助手、剣持悟氏、吉田辰史氏に厚く感謝の意を表します。また本研究に御助力をいただきました金沢大学医学部田端繁之文部技官に深謝いたします。さらに本研究の資料提供に御協力下さったSofamor Danek Asia Pacific (Wanchai, Hong Kong)、日本電子硝子社(東京)、株式会社「越屋」(金沢)に感謝いたします。

本論分の要旨の一部は第21回日本臨床バイオメカニクス学会(1995, 新潟)、第22回日本臨床バイオメカニクス学会(1996, 金沢)、第10回日本整形外科学会基礎学術集会(1995, 軽井沢)、第3回バイオメカニクス世界会議(1998, 札幌)において発表した。

文 献

- 1) Lievere JA, Darcy M, Pradat P, Camus JP, Benichou C, Attali P, Joublin M. Tumeur a cellules geantes du rachis lombaire, spondylectomie totale en deux temps. *Rev Rhum* 35: 125-130, 1968
- 2) Stener B. Musculoskeletal tumor surgery in Goteborg. *Clin Orthop* 191: 8-20, 1984
- 3) Magerl F, Coscia MF. Total posterior vertebratomy of the thoracic or lumbar spine. *Clin Orthop* 232: 62-69, 1988
- 4) Stener B. Complete removal of vertebrae for extirpation of tumors. *Clin Orthop* 245: 72-82, 1989
- 5) Sundaresan N, DiGiacinto GV, Krol G, Hughes JEO. Spondylectomy for malignant tumor of the spine. *J Clin Oncol* 7: 1485-1491, 1989
- 6) Roy-Camille R, Mazel CH, Saillant G, Lapresle PH. Treatment of malignant tumors of the spine with posterior instrumentation. In Sundaresan N, Schmidek HH, Schiller AL, Rosenthal DI (eds), *Tumor of the spine*, 1st ed, p473-487, WB Saunders, Philadelphia, 1990
- 7) Tomita K, Kawahara N, Baba H, Tsuchiya H, Nagata S, Toribatake Y. Total en bloc spondylectomy for solitary spinal metastasis. *Int Orthop* 18: 291-298, 1994
- 8) Tomita K, Toribatake Y, Kawahara N, Ohnari H, Kose H. Total en bloc spondylectomy and circumspinal decompression for solitary spinal metastasis. *Paraplegia* 32: 36-46, 1994
- 9) 尾田十八, 坂本二郎, 久保田隆司, 山田耕二. 多層構造体の有限要素法とその応用. *日本機械学会論文集 (A編)* 57: 187-192, 1991
- 10) 荒井良重, 高橋栄明, 鈴木弘之. 3次元有限要素法における腰椎の応力解析の試み. *整形外科バイオメカニクス* 13: 91-94, 1991
- 11) 但野茂, 石川博将, 浅野聡, 金田清志. 人工椎間板の構造検討. *整形外科バイオメカニクス* 13: 75-79, 1991
- 12) Mizrahi J. Finite-element stress analysis of the normal and osteoporotic lumbar vertebral body. *Spine* 18: 2088-2096, 1993
- 13) Goel VK, Lim TH, Gilbertson LG, Weinstein JN. Clinically relevant finite element models of a ligamentous lumbar motion segment. *Semin Spine Surg* 5: 29-41, 1993
- 14) Linde F, Sorensen HC. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* 26: 1249-1252, 1993
- 15) 尾田十八, 鶴崎 明, 木田外明, 山崎光悦. *材料力学 (応用編)*, 第1版, 66-68頁, 森北出版, 東京, 1989
- 16) White III AA, Panjabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*, 56-58, J.B. Lippincott co, Philadelphia, 1990
- 17) 東町高雄. *有限要素法のノウハウ*, 第1版, 1-6頁, 森北出版, 東京, 1993
- 18) Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. *J Bone Joint Surg* 70-A: 1182-1191, 1988
- 19) Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 14: 1249-1255, 1989
- 20) Puno RM, Bechtold JE, Byrd JA, Winter RB, Ogilvie JW, Bradford DS. Biomechanical analysis of transpedicular rod systems. A preliminary report. *Spine* 16: 973-980, 1991
- 21) Goel VK, Weinstein JN, Found EM. Biomechanics of lumbar and thoracolumbar spine. In Goel VK, Weinstein JN (eds), *Biomechanics of the Spine. Clinical and Surgical Perspective*, 1st ed, p212-216, CRC Press, Boca Raton, 1990
- 22) Chiba M, McLain RF, Yerby SA, Moseley TA, Smith TS, Benson DR. Short-segment pedicle instrumentation. Biomechanical analysis of supplemental hook fixation. *Spine* 21: 288-294, 1996
- 23) Yerby SA, Ehteshami JR, McLain RF. Offset laminar hooks decrease bending moments of pedicle screws during in situ contouring. *Spine* 22: 376-381, 1997

Biomechanical Study of the Spine after Total en Bloc Spondylectomy Kimihiro Ikebuchi, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 - *J. Jusen Med Soc.*, 107, 537 - 546 (1998)

Key words total en bloc spondylectomy, spinal reconstruction, biomechanics, finite element method, stress analysis

Abstract

In order to evaluate the spinal stability after a total en bloc spondylectomy (TES) for vertebral tumors, the stiffness of the reconstructed spine and the stress generated in the instrument used for the spinal reconstruction were investigated by a finite element method (FEM) and a compressive loading test using a cadaveric spine.

Three models were prepared for both the FEM and the compressive loading test: an intact ligamentous spine (model 1), an instrumentation model in which a laminectomy was performed on the third lumbar vertebra and a rod was installed by fixing with pedicle screws at the first, second, fourth and fifth vertebrae (model 2) and a TES model in which the third lumbar vertebra was resected and an artificial vertebra was installed in its place (Model 3). In FEM, a lumbar spine was analyzed as a two-dimensional multiple layer structure. For the loading test, cadaveric spine stored in alcohol were used. Strain gauges were

attached to the instrument to measure the stress generated on the spine.

The total compressive stiffness was 190 N/mm in model 1, 646 N/mm in model 2 and 820 N/mm in model 3 in the FEM analysis. The cadaveric spine load tests showed the same relative degrees of total stiffness for the three models. The stress was concentrated in the middle of the posterior rod and in the top and bottom screws which were inserted into the first and fifth lumbar vertebrae, respectively in model 2. Meanwhile, the stress at the screw was dispersed in model 3 where the affected post of the spine had been replaced with an artificial vertebra. However, stress was still concentrated at the top and bottom screws even for model 3. When the load axis was moved anteriorly so as to simulate anterior bending, the stress in the screws increased further. The stress concentration was at such a level that the screws would break if a load of 50 kg were applied to the lumbar spine two million times. In the case of TES, the spine would completely lose stability if one vertebra were resected. It was proved that primary fixation allows the spine to withstand standing and bending loads in model 3 in which anterior and posterior reconstruction were conducted. However, it was also clear that if the patient lives long, the reconstructed section may fail due to fatigue fracture. In order to fix the spine to last a longer period of time, it will be necessary to improve the design of the pedicle screws and the materials used to produce them.