

仙骨全摘出後再建法の力学的評価

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/2297/9442

仙骨全摘出後再建法の力学的評価

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)

村 上 英 樹

第1仙椎にまで及ぶ仙骨腫瘍に対しては、根治的手術方法として仙骨全摘術が必要となる。その場合には脊柱と骨盤の支持性再建術が不可欠である。しかしその再建は、実際には臨床医の経験と勘で行われているのが現状であり、再建構造の生体力学的検討は全く行われていない。本研究では現在施行されている2つの再建法、すなわち修正Galveston再建法(modified Galveston reconstruction, MGR)とトライアングュラーフレーム再建法(triangular frame reconstruction, TFR)について、荷重負荷実験と有限要素解析を行い、両者を比較検討した。MGRは、Galveston法に準じて腸骨に挿入した腸骨スクリューと第3~5腰椎に設置した椎弓根スクリューを脊椎ロッドで連結するものである。TFRでは、腸骨-第5腰椎椎体-腸骨と串刺し状に仙骨ロッドを貫通させて、第5腰椎を両腸骨で挟み込んだ形で固定し、さらに両腸骨に通したもう1本の仙骨ロッドと椎弓根スクリュー上に設置した脊椎ロッドとを連結する。腰椎と骨盤の模型に対して上記のMGRとTFRを施した実験モデルを作成し、第3腰椎上面に荷重を作用させた際に各部に発生するひずみを計測した。またCT像から腰椎と骨盤をコンピュータ上で再構成し、これにMGRとTFRを施した有限要素モデルを作成して、これらのモデルに生体と同様な条件を与え、各部に発生する応力を解析した。MGRでは、腰椎を介して作用する荷重の全てが脊椎ロッドに分担されるため、腰椎と骨盤を接続する脊椎ロッドの彎曲部に極めて高い応力が発生した。その応力値はチタン合金の降伏応力をはるかに越えており、この部位でロッドが破損する危険性が極めて高いことが示された。一方TFRでは、腰椎に作用する荷重は2本の仙骨ロッドを介し腸骨に分散して伝達されるため、MGRと比較してインスツルメントでの高い応力集中は見られなかった。しかし、腸骨と第5腰椎椎体の仙骨ロッド挿入部周囲には皮質骨の降伏応力を越える応力集中が認められた。TFRでは、インスツルメントでの破損の危険性は低いものの、仙骨ロッドの緩む可能性があることが示唆された。現在施行されている仙骨全摘出後の再建法(MGRとTFR)では、術直後から荷重負荷がかかるとインスツルメントの破損や緩みの危険性があることが明らかとなった。

Key words sacral tumor, total sacrectomy, reconstruction, strain, stress

全国骨腫瘍患者登録(平成6年度)によると仙骨に発生する腫瘍として頻度が高いのは脊索腫、骨巨細胞腫、軟骨肉腫である。これらは低悪性度腫瘍であるが、局所再発性の高い腫瘍であり、切除術の際に切除縁が病巣内となった場合、再発は必至で、生命を脅かすことになる¹⁾。このため仙骨神経や骨盤の支持性を一部犠牲にしても、反応層を越えた十分な安全域での切除が必要である。また、悪性度の高い骨肉腫や悪性線維性組織球腫では、椎間板を腫瘍に対するバリアーと考えて、病巣部を越えた椎間レベルで切除することが必要である。以上のような腫瘍学的概念をもとに切除範囲を決定していかなければならない。しかし仙骨は、その形態が特有であることに加え、周囲の腰部神経叢、動静脈血管叢、骨盤内臓器などと解剖学的に複雑な関係有するため、仙骨腫瘍の根治的切除はきわめて困難とされてきた。さらに仙骨は体幹の礎をなしており力学的にも大きな負荷が作用することから、仙骨切除後の再建は極めて難しい。これまで仙骨腫瘍切除の際には、根治的切除の難しさから病巣

内切除となり、早晚再発をきたすことが少なくなかった。富田は、脊椎腫瘍に対する脊椎全摘術(total en bloc spondylectomy)²⁻⁵⁾の考えを応用し、1996年仙骨腫瘍をその広がりや術式の観点からタイプ分類して⁶⁾⁷⁾、各々のタイプに応じた最適な骨切りラインを定めた。さらにこのタイプ分類に基づいてスレッドワイヤーソウ(threadwire saw)⁸⁾を使用し、腫瘍学的に正確な根治的切除を行っている。

しかし、仙骨腫瘍が第1仙椎にまで浸潤し、仙骨を全摘出せざるをえない場合、仙骨全摘出後の脊柱と骨盤の再建法に関しては、いまだ試行錯誤の状態である。これまでいろいろな再建法が試みられており⁹⁻¹⁶⁾、近年ではGalveston法を応用して腸骨に挿入したスクリューあるいはロッドと脊椎を連結する再建法も施行されてきている¹⁰⁾¹⁷⁾。また当教室では、仙骨ロッドを第5腰椎に突き刺し、さらに仙骨ロッドと脊椎を連結させるトライアングュラーフレーム再建法(triangular frame reconstruction, TFR)を施行している⁶⁾⁷⁾。しかし、これらの再建法における支持性は、臨床において経験的に確認されてはい

平成10年12月21日受付, 平成11年9月27日受理

Abbreviations: FEM, finite element method; MGR, modified Galveston reconstruction; MPa, megapascal; N, newton; TFR, triangular frame reconstruction

るものの力学的な検討は全くなされておらず、インスツルメントの破損や緩みがしばしば発生するのが現状である。そこで仙骨全摘出後の再建法を力学的に評価、検討し、その対策を講じることが必要となる。

本研究では、近年他施設で施行されている Galveston法を応用した再建法 (modified Galveston reconstruction, MGR) と当教室で施行している TFRの2つの再建法を力学的に評価し、現在の再建法の問題点を明らかにすることを目的とした。これがより優れた再建法を開発するための第1歩となる。そこでポリウレタン製脊柱-骨盤モデルを用いた荷重実験において、再建された脊柱-骨盤のインスツルメントに生じるひずみを測定し、さらに有限要素法 (finite element method, FEM) を用いた解析を行うことで、初期安定性の評価およびインスツルメントにおける破損、緩みの可能性につき検討した。

対象および方法

I. 再建方法

仙骨全摘出後の再建モデルは、MGRとTFRの2つのモデルを作成した。MGRは、Galveston法を応用して、腸骨に挿入した2本の腸骨スクリューと第3～5腰椎に設置した椎弓根スクリューを脊椎ロッドで連結した。TFRは、腸骨-第5腰椎椎体-腸骨と串刺し状に仙骨ロッドを貫通させて、第5腰椎を両腸骨で挟み込んだ形で固定し、さらに両腸骨に通したもう1本の仙骨ロッドと第3～5腰椎椎弓根スクリュー上に設置した脊椎ロッドとを連結した。TFRモデルでは実際の手術術式に準じて、脊柱を骨盤に対して正常な位置より3cm下方に引き下げて設定した。

II. ポリウレタン製模型による再建モデルの作成

仙骨全摘出後の再建モデルをポリウレタン製脊柱-骨盤模型 (Pacific Research Laboratories, Vashon, USA) を用いて作製した。この模型は、腰椎と骨盤はポリウレタン、椎間板はポリエチレンからなる。この模型の仙骨を摘出し、MGRとTFRの2

つの再建法のモデルを実際の手術に準じて作成した (図1A, 1B)。

MGRモデル (図1A) では、チタン合金 (Ti-6Al-4V) 製のインスツルメントを用いた。6.5×40mmの椎弓根スクリュー (Century Medical, Columbus, USA) を第3～5腰椎に左右計6本挿入し、径6.35mmの脊椎ロッドをその椎弓根スクリューに装着した。さらに2本のトランスバースコネクター (Century Medical) にて左右の脊椎ロッドを連結した。骨盤には、10.0×95mmの腸骨スクリュー (Century Medical) を左右各1本 (この腸骨スクリューは大坐骨切痕の上方から下前腸骨棘に向かって挿入した) 挿入し、さらに8.0×40mmの腸骨スクリュー (Century Medical) を左右各1本挿入した。これらの腸骨スクリューと脊椎ロッドを連結させた。

TFRモデル (図1B) では、ステンレス鋼製のインスツルメントを用いた。6.0×45mmの椎弓根スクリュー (DePuy, Cleveland, USA) を第3～5腰椎に左右計6本挿入し、径5mmの脊椎ロッド (DePuy) をその椎弓根スクリューに装着した。さらに2本のトランスバースコネクター (DePuy) にて左右の脊椎ロッドを連結した。骨盤には、径6.4mmの仙骨ロッド (Zimmer, Warsaw, USA) を2本挿入した。1本は第5腰椎に串刺し状に貫通させ、もう1本はアilet (Zimmer) にて脊椎ロッドと連結させた。

III. 荷重負荷実験装置の作成

この脊柱-骨盤モデルを縦25cm、横30cm、高さ12cmの木箱内に入れ、第3腰椎椎体上面が水平位をとるように白蓋より下を石膏にて完全固定した。本実験用に作成した荷重負荷装置 (図2) はスチール鋼製で、直径8mmのスチールボール付きロードパンチを取り付けたクロスヘッドの上に錘を載せ、スチールボールを介して第3腰椎椎体上面に負荷を与えるようにした。また第3腰椎椎体上面には厚さ1mmのアルミニウム板を張り付け、椎体全面に荷重が作用するようにした。

IV. 荷重負荷実験によるひずみ評価

上記の装置により、それぞれのモデルの第3腰椎椎体上面に

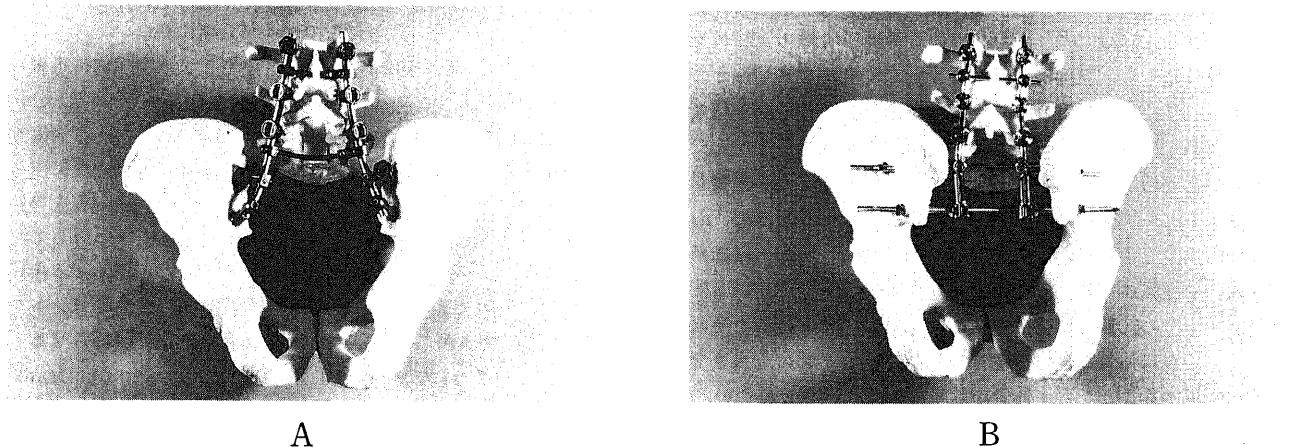


Fig. 1. Photographs of the modified Galveston reconstruction (MGR) and the triangular frame reconstruction (TFR) structures using polyurethane models. (A) MGR model. After the placement of pedicle screws into the 3rd-5th lumbar vertebrae and two bilateral iliac screws into the two iliac bones, these screws are connected using two spinal rods. (B) TFR model. The spinal column is pulled down and the 5th lumbar vertebra (L5) is fixed to the bilateral ilium with a sacral rod extending into the L5 vertebral body. Another sacral rod extending into the pelvis is connected to the spinal rod, which is affixed to the pedicle screws of the 3rd, 4th and 5th lumbar vertebrae.

体軸方向に412ニュートン (newton, N) (42kg) の荷重を負荷し、各部に発生するひずみをひずみゲージ法により計測した (図3)。ひずみの測定箇所は、MGRチタン合金モデルでは脊椎ロッドにおける第4腰椎と第5腰椎の椎弓根スクリュー間 (ロッド1) および第5腰椎椎弓根スクリューと腸骨スクリュー間 (ロッド2) にゲージ長1mmのひずみゲージを長軸方向に貼付し、さらに下方の腸骨スクリュー基部の下面 (スクリュー) にも長軸方向にゲージ長1mmのひずみゲージを貼付した (図4A)。TFRステンレス鋼モデルでは脊椎ロッドにおける第3腰椎と第4腰椎

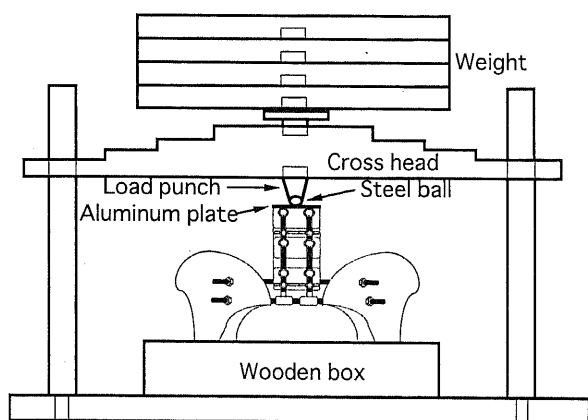


Fig. 2. Diagram of the experimental setup of the compressive loading test. A weight is placed on the cross head. The compressive load is applied vertically to the upper surface of the 3rd lumbar vertebral body by a load punch with a steel ball. The bottom of the pelvis is fixed to a wooden box with plaster.

の椎弓根スクリュー間 (ロッド3)、第4腰椎と第5腰椎の椎弓根スクリュー間 (ロッド4) および第5腰椎椎弓根スクリューの下部 (ロッド5) にそれぞれゲージ長1mmのひずみゲージを長軸方向に貼付した (図4B)。ひずみゲージの出力信号は、データローガ (共和電業, 東京) に取り込み、その結果を記録した。それぞれのモデルに対して負荷実験を10回行い、その平均値をとった。

V. 仙骨全摘出後再建構造の有限要素モデルの作成

28歳健康男性の腰椎と骨盤を第3腰椎から臼蓋まで、CTにより断層撮影を行い、各断面における外線形を抽出した。この際に用いたCT断層間隔は腰椎で3mm、骨盤で10mmである。これらの外線形をコンピュータに入力し、腰椎と骨盤の立体モ

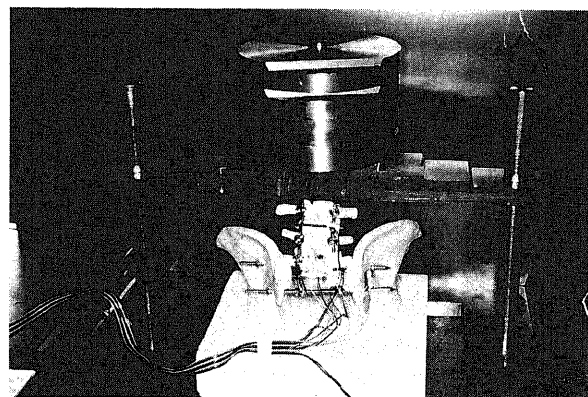


Fig. 3. Photograph of strain measurement in the TFR structure under a compressive load. Strain at the instruments is measured in both the MGR and TFR structures. Polyurethane models of the lumbar spine and pelvis are used.

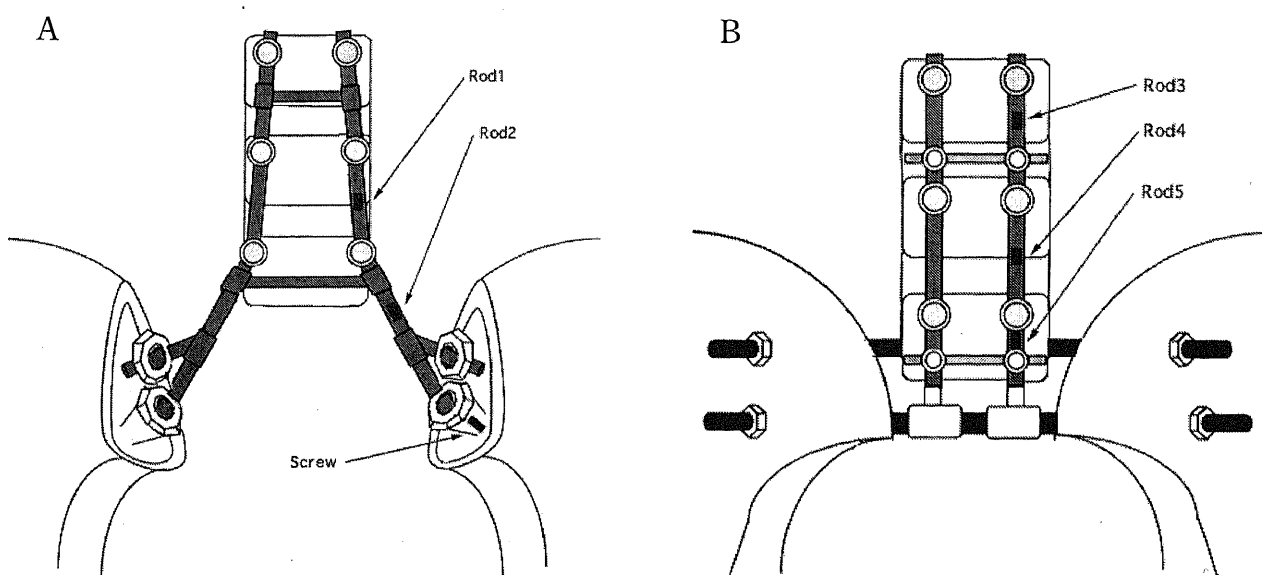


Fig. 4. Schemes representing locations of the strain gauges. (A) MGR model, (B) TFR model. rod 1, measuring point on the rod between the pedicle screw of the 4th lumbar vertebra (L4) and that of 5th lumbar vertebra (L5); rod 2, measuring point on the rod between the pedicle screw of L5 and the iliac screw; screw, measuring point on the neck of the bottom iliac screw; rod 3, measuring point on the rod between the pedicle screw of the 3rd lumbar vertebra and that of L4; rod 4, measuring point on the rod between the pedicle screw of L4 and that of L5; rod 5, measuring point on the rod under the pedicle screw of L5.

デルを再構成した。さらに仙骨を取り除き、これにMGRもしくはTFRで用いられるインスツルメントを加えた後、有限要素分割を行い、再建構造の有限要素モデルを完成させた(図5A, 5B)。要素分割では、8節点6面体、および6節点5面体の等方均質のソリッド要素を用いている。なお、脊椎ロッドおよび仙骨ロッドの直径は6mm、トランスバースコネクタの直径は3mm、椎弓根スクリューの直径は6.5mm、腸骨スクリューの直径は8mmとした。簡略化のため脊椎皮質骨の厚さは1.5mm、終板の厚さは1mmで一定と設定し¹⁸⁾、椎間板における線維輪の厚さは10mmとした。また、骨盤皮質骨の厚さも3mmで一定値をとるものとしている。形状および境界条件の水平方向(左右)の対称性から1/2を解析対象とした。MGRでは総節点数が6446、総要素数は4912で、TFRでは総節点数が6357、総要素数は4854である。

Table 1. Material properties in the clinical model

Material properties	Young's modulus (MPa)	Poisson ratio
Cortical bone	12000	0.30
Cancellous bone	100	0.20
Bony posterior elements	3500	0.25
Cartilaginous endplate	24	0.40
Annulus fibrosus	4.2	0.45
Nucleus pulposus	1667	0.48
Instruments (stainless steel)	210000	0.30
Instruments (titanium alloy)	110000	0.30

VI. FEMによる再建構造の力学的解析

仙骨全摘出後の再建モデルをFEMにより解析した。荷重条件は第3腰椎椎体上面に480Nの一様分布面荷重(単純圧縮力)を鉛直方向に与えた。また境界条件はモデルの対称面を水平方向に拘束し、骨盤の白蓋上方部を完全拘束した。MGRはチタン合金の使用のみを想定し、TFRはステンレス鋼を使用する場合とチタン合金を使用する場合をそれぞれ想定して比較検討した。

生体材料は本質的に異方性、非線形性の挙動を示すが、本解析では簡単化のためすべての材料を等方性の線形弾性体とした。特に椎間板は髄核と線維輪からなり、粘弾性などの著しい非線形性を示すが、本解析では荒井ら¹⁹⁾の報告の値を参考に線形弾性体としてヤング率、ポアソン比を与えた。また、皮質骨、海綿骨、終板のヤング率、ポアソン比はこれまでの報告されている値を参考にして、腰椎と骨盤を同じ値に設定した²⁰⁾。椎弓や棘突起などの後方要素については、要素分割の精度から皮質骨と海綿骨を分けられないため、両者の中間的な値を採用した²¹⁾。またインスツルメントの材料特性は株式会社デビュー・ジャパンから与えられている値を引用した(表1)。

MGR, TFRそれぞれのモデルにおける応力分布について解析を行った。解析は、有限要素解析プログラムMARC(日本マック, 東京)を用いた。応力分布の評価は全てMisesの応力を用いて行った。

成 績

I. 荷重負荷実験によるひずみ評価

412Nの荷重時に、MGRチタン合金モデルでは脊椎ロッドで

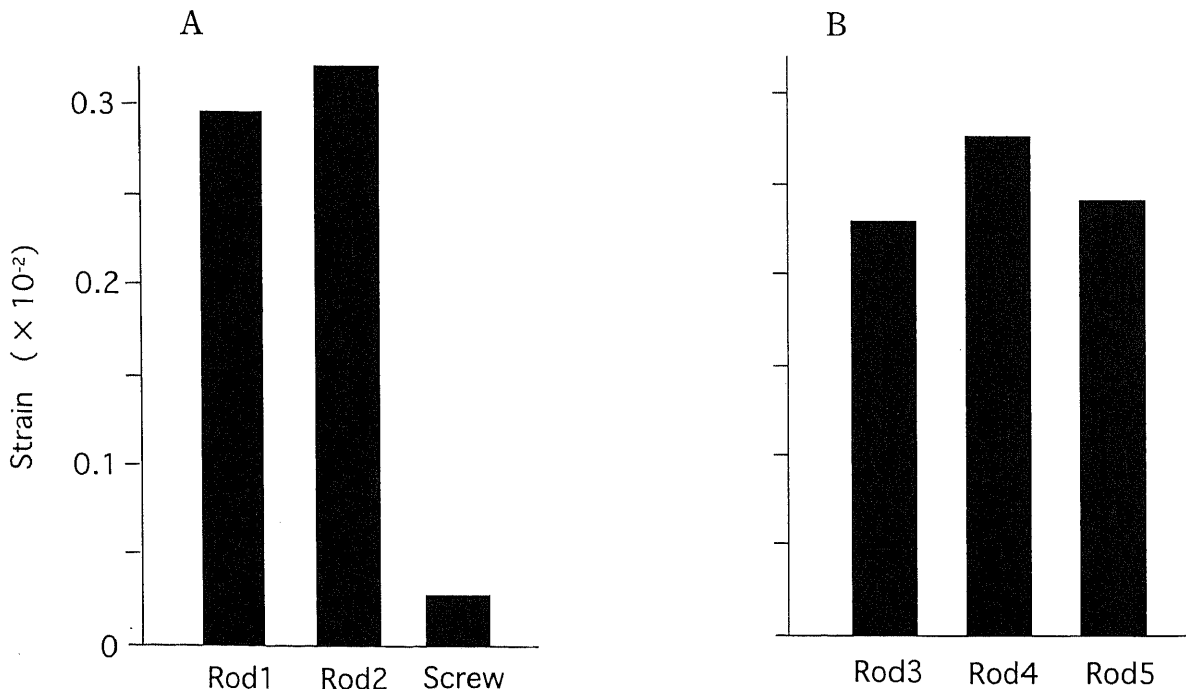


Fig. 6. Strain at each instrument point in the MGR and TFR models. (A) Titanium alloy MGR model, (B) Stainless steel TFR model. rod 1, measuring point on the rod between the pedicle screw of the 4th lumbar vertebra (L4) and that of the 5th lumbar vertebra (L5); rod 2, measuring point on the rod between the pedicle screw of L5 and the iliac screw; screw, measuring point on the neck of the bottom iliac screw; rod 3, measuring point on the rod between the pedicle screw of the 3rd lumbar vertebra and that of L4; rod 4, measuring point on the rod between the pedicle screw of L4 and that of L5; rod 5, measuring point on the rod under the pedicle screw of L5.

測定した2箇所それぞれ 0.2950×10^{-2} (ロッド1), 0.3208×10^{-2} (ロッド2) のひずみを認め、腸骨スクリューに生じるひずみは 0.0255×10^{-2} (スクリュー) であり、脊椎ロッド上の第5

腰椎椎弓根スクリューと腸骨スクリュー間 (ロッド2) で最も大きなひずみを認めた (図6A)。またTFRステンレス鋼モデルでは、脊椎ロッドの3箇所のひずみはそれぞれ 0.2316×10^{-2} (ロ

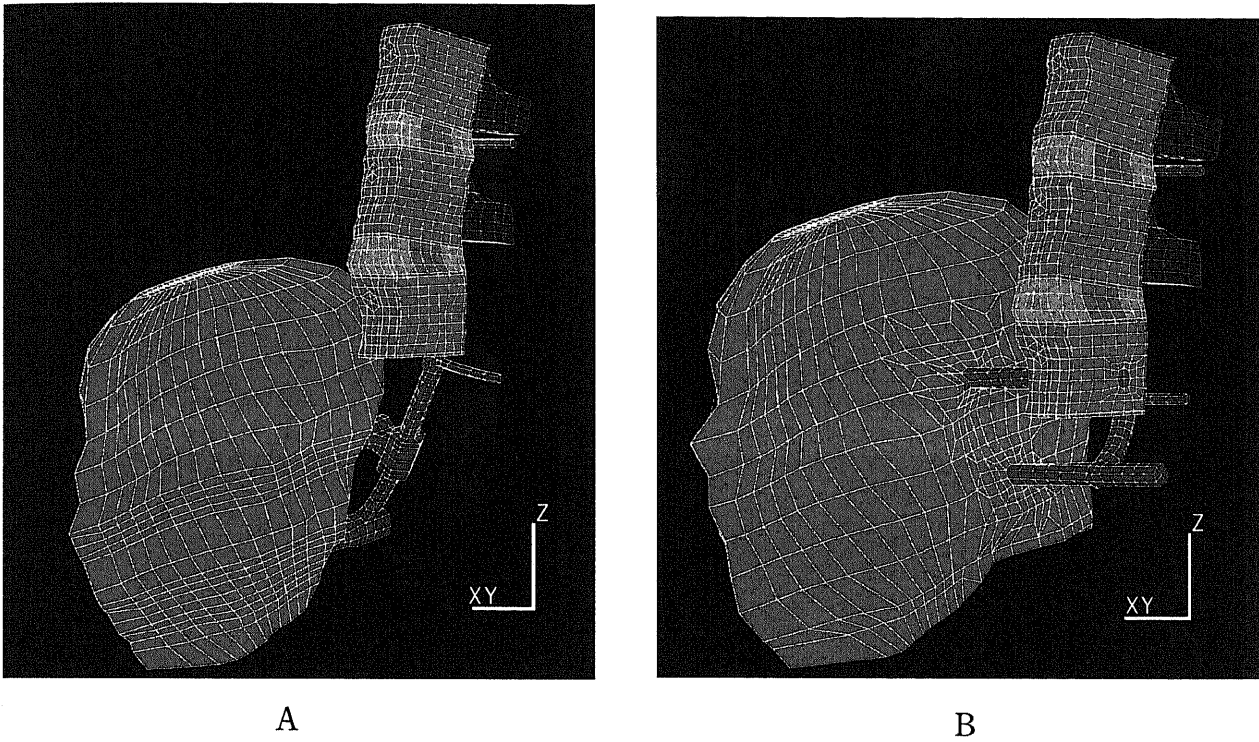


Fig. 5. Anterior oblique view of finite element mesh in the MGR and TFR models. (A) MGR model, (B) TFR model. Pink, orange, red, dark blue, ocher, olive and sky blue represent cortical bone, cancellous bone, bony posterior elements, cartilaginous endplate, annulus fibrosus and nucleus pulposus, respectively. The finite element mesh indicating the instruments are added to the geometrically constructed finite element mesh of the vertebrae and the pelvis, simulating the operations of both the MGR and TFR.

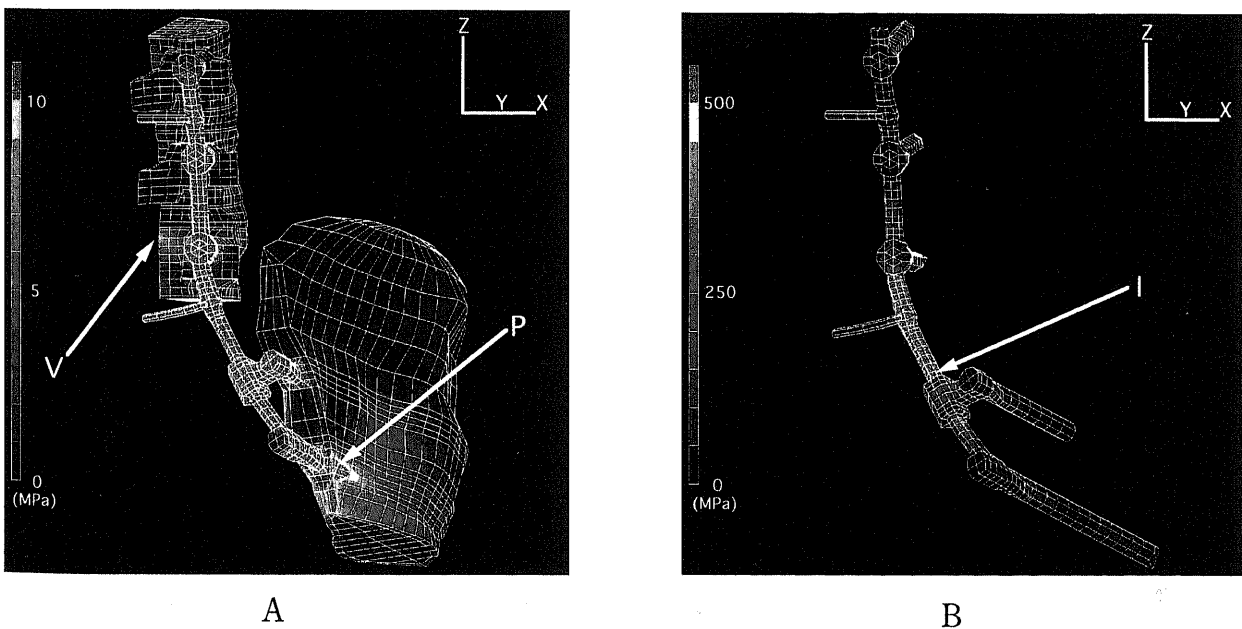


Fig. 7. Finite element analysis of the titanium alloy MGR model. The right-half model is shown. Color scale to the right represents stress magnitude. (A) Posterior view of the MGR structure. P, maximum stress observed on the pelvis under compressive loading. V, maximum stress observed on the vertebrae. (B) Posterior view of instruments applied to the MGR structure. The maximum stress is observed at a point on the spinal rod between the pedicle screw of the 5th lumbar vertebra and the iliac screw (I).

ッド3), 0.2704×10^{-2} (ロッド4), 0.2487×10^{-2} (ロッド5) であり, ほぼ同等の大きさのひずみを認めた (図6B).

II. FEMによる再建構造の力学的解析

1. MGRチタン合金モデル

骨盤における最大応力は, 下方の腸骨スクリュー挿入部の外側皮質骨に発生しており, その応力値は13.8メガパスカル (megapascal, MPa) であった (図7A). この腸骨スクリューが挿入されている周囲の海綿骨の応力に関しては, スクリューの両端に比較的高い応力が発生しているものの, 最大でもその応力値は4.7MPaであった. また第5腰椎における最大応力は9.6MPaであった. インストルメントでは, 脊椎ロッドの第5腰椎椎弓根スクリューと腸骨スクリュー間に1042MPaの応力集積が見られた (図7B).

2. TFRステンレス鋼モデル

骨盤においては, 腸骨内側骨皮質の, 第5腰椎を貫いている仙骨ロッドが挿入されている部位に大きな応力が見られ, そこでの最大応力は118MPaであった (図8A). 第5腰椎への応力集積は73.0MPaであった (図8B). またインストルメントには, 第5腰椎を貫いている仙骨ロッドの第5腰椎と腸骨間に229MPa, また第4, 5腰椎間の脊椎ロッドに212MPaの応力集積が認められた (図8C).

3. TFRチタン合金モデル

骨盤における最大応力の発生位置はステンレス鋼モデルと同じ位置にあったが, その値は126MPaとステンレス鋼モデルよりも若干高い応力を示した (図9A). 第5腰椎における最大応力は92.8MPaであった (図9B). またインストルメントではステンレス鋼モデルと同じ部位にそれぞれ222MPa, 159MPaの応力を認めた (図9C).

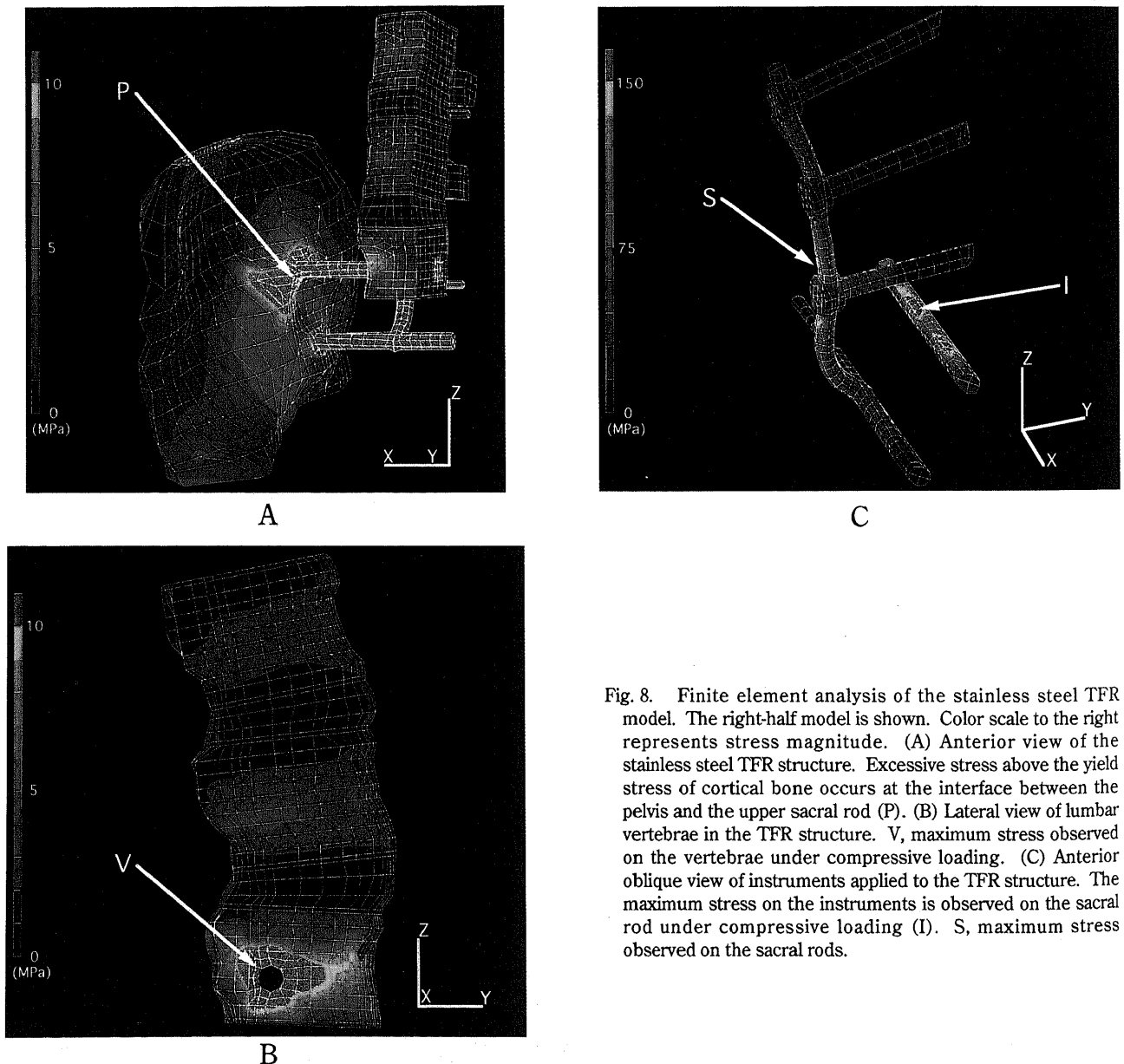


Fig. 8. Finite element analysis of the stainless steel TFR model. The right-half model is shown. Color scale to the right represents stress magnitude. (A) Anterior view of the stainless steel TFR structure. Excessive stress above the yield stress of cortical bone occurs at the interface between the pelvis and the upper sacral rod (P). (B) Lateral view of lumbar vertebrae in the TFR structure. V, maximum stress observed on the vertebrae under compressive loading. (C) Anterior oblique view of instruments applied to the TFR structure. The maximum stress on the instruments is observed on the sacral rod under compressive loading (I). S, maximum stress observed on the sacral rods.

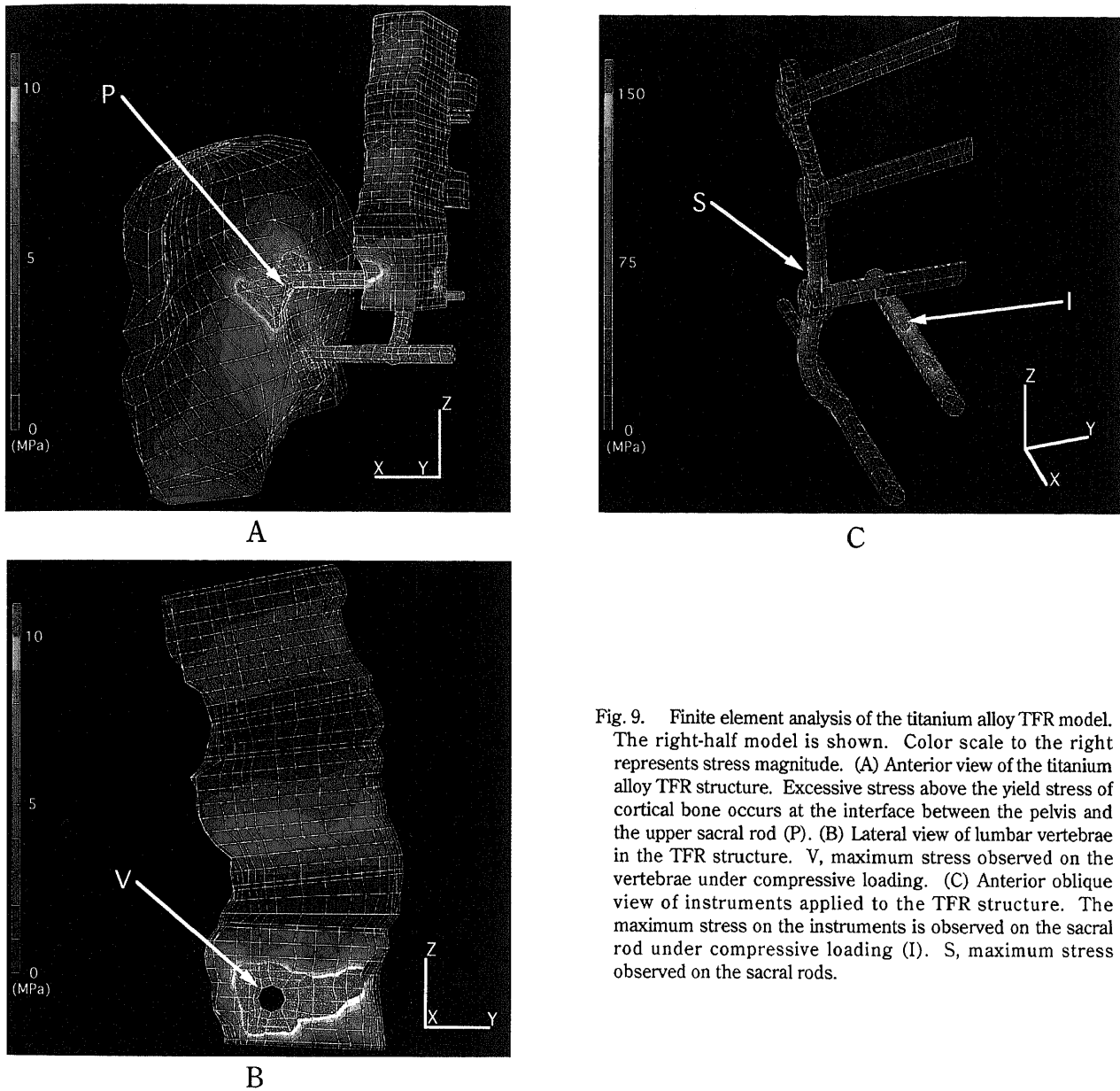


Fig. 9. Finite element analysis of the titanium alloy TFR model. The right-half model is shown. Color scale to the right represents stress magnitude. (A) Anterior view of the titanium alloy TFR structure. Excessive stress above the yield stress of cortical bone occurs at the interface between the pelvis and the upper sacral rod (P). (B) Lateral view of lumbar vertebrae in the TFR structure. V, maximum stress observed on the vertebrae under compressive loading. (C) Anterior oblique view of instruments applied to the TFR structure. The maximum stress on the instruments is observed on the sacral rod under compressive loading (I). S, maximum stress observed on the sacral rods.

考 察

仙骨を切除した場合には、その切断高位によって骨盤、体幹の支持性は大きく左右される。特に仙腸関節がどれだけ失われるかが重要である。これまで仙骨切除後の脊柱-骨盤を生体力学的に検討した報告は、GunterbergとStener²²⁾の研究だけであった。この実験は、人屍体脊柱-骨盤を使用し、仙骨を切除しない正常骨盤、第2仙椎以下を切除した骨盤、および岬角より1cm下方で切除した骨盤の3群に分類し、第5腰椎椎体上面に荷重して極限荷重を求めたものである。その結果、仙骨切断高位が第1、第2仙椎椎間レベルの場合、仙腸関節の1/3を失うため、安定性は30%損失する。また切断高位が第1仙椎椎体中央部になると仙腸関節の1/2を失うため、安定性は50%損失することとなる。これらの場合には、特に再建をしなくても強度的に立位の体重負荷に問題はないと報告されている。ところが仙骨を全摘出した場合、仙腸関節はなくなり、当然安定性は

100%失われる。Edwards²³⁾は、仙骨全摘術後2年を経過した2例の観察から、なんら再建術を施行せずとも問題はなかったと報告しているが、はたして腰椎、骨盤の骨性連絡を全く失った状態で術後長期間、どの程度に満足のいく体幹支持機能が得られているかは疑問である。実際、両側の腸骨骨切り術を施行し、仙骨全体に及ぶ腫瘍を摘出された症例で、術後2年経過しても、脊柱と骨盤の間に固定性が得られず、不自由な入院生活を余儀なくされている報告もある²⁴⁾。このような症例が示すように、本来の解剖学的かつ生体力学的見地から、脊柱と骨盤の支持性再建術は不可欠である。

再建術においてインスツルメンテーションは必須となる。特に仙骨全摘出後の再建はインスツルメンテーションによってその支持性が大きく左右される。脊椎インスツルメンテーションに関しては、これまでの多くの生体力学実験^{25)~30)}により、その特徴が明らかにされている。特に椎弓根スクリーシステムは3次元的な矯正と強固な固定力を得ることが可能であり、し

かも固定椎間数を減少させることができるといった利点を有しており、脊椎後方インスツルメンテーションとしては最も有用な方法である。仙骨全摘出後の再建法としては、近年ではGalveston法を応用して³¹⁾³²⁾、腸骨にスクリューを挿入し、脊椎の椎弓根スクリューと連結させ、脊柱から骨盤を固定する方法が報告されている¹⁵⁾¹⁷⁾。また当教室では、仙骨全摘出後の再建法として椎弓根スクリューシステムと仙骨ロッドを組み合わせたTFRを施行している。これらの2つの方法はこれまで、再建術に最も適したものであると考えられてきたが、仙骨全摘出後のように連続性が完全に絶たれた脊柱と骨盤の再建に関する生体力学的研究は全くなされていない。

再建法を力学的に評価する場合、スクリューとロッド自体の強度、骨とスクリューとの結合強度、インスツルメントを組み合わせたシステム全体の強度、および骨自身の強度のそれぞれを評価する必要がある³³⁾。これまではスクリューとロッド自体の強度と、骨とスクリューとの結合強度に関しては十分な基礎的実験が行われてきた。本研究では、再建術の力学的評価に不可欠であるシステム全体の強度を評価した。システム全体の強度を評価する場合の実験材料には、動物、ヒト屍体脊椎、脊椎の模型がある³⁴⁾³⁵⁾。生体に対するインスツルメンテーションの影響を検討するためには、動物を用いる実験が一般的であるが、仙骨全摘出後の場合、人と動物で脊柱-骨盤の解剖学的差異が大きいため、その力学的評価には不適当である。またヒト屍体脊柱-骨盤に関しては、材料の入手が困難であり、また個体差の存在や長時間にわたる反復試験の際に変性をきたす場合があり、正確な力学的評価を行えない欠点がある。脊椎の模型を用いた場合には、その模型の正当性を証明することが難しく、インスツルメンテーション相互の比較試験にとどまるが、材料が手に入り易い上に保存過程における変性もない。また材料間の個体差がないため、個体を替えての繰り返し試験を行う必要がないという利点がある³⁶⁾。そこで本研究ではポリウレタン製脊柱-骨盤モデルを用いた力学実験を行った。

さらに再建構造のより詳細な評価を行うためFEM解析を行った。FEM解析は再建構造の生体力学的挙動の検討に有用な手法である³⁷⁾。FEM解析モデルには実際の臨床を想定し、皮質骨、海綿骨、後方要素、椎体終板、椎間板線維輪、椎間板髄核およびインスツルメント各々に生体の材料特性を与えて解析を行った。人体において腰椎部に加わる荷重に関して、Schultzら³⁸⁾は、第3腰椎にかかる圧縮荷重は455N(立位)から1647N(10kg 挙上)と報告しており、またNachemsonら³⁹⁾は、立位で体重の1.0倍(体重70kgの人で $70\text{kg} \times 9.8\text{m/s}^2 = 686\text{N}$)、支持のある座位で1.0倍、支持のない座位で1.4倍(約960N)、歩行時には、1.15倍(約789N)であると報告している。そこで本研究では、体重70kgの人が座位になる場合を想定し、第3腰椎に960Nの荷重が作用するものとした。解析では対称性を考慮した1/2のモデルであることから480Nの鉛直荷重を与えた。

再建構造において荷重負荷した場合、極端な応力が集中する部位にインスツルメントの破損や緩みの危険性が高くなる。本研究では仙骨全摘出後の再建構造におけるひずみと応力分布について評価した。その結果、MGRチタン合金モデルでは、骨盤における最大応力は下方の腸骨スクリュー挿入部外側皮質骨に発生していたが、その応力値(13.8MPa)は皮質骨の降伏応力(約83MPa)を下回る小さい値であった。またこの腸骨スクリュー周囲の海綿骨の応力値は、最大でも4.7MPaであり海綿骨

の降伏応力(約30MPa)を下回る小さい値であった。また、第5腰椎への応力集中も最大で9.6MPaと皮質骨、海綿骨の降伏応力より小さかった。しかし第5腰椎椎弓根スクリューと腸骨スクリュー間の脊椎ロッドに高いひずみが発生しており、その部位にかかる最大応力値(1042MPa)がチタン合金の降伏応力(約860MPa)をはるかに越えていることから、術直後より立位あるいは座位になった場合には、この部位でロッドが破損する危険性が極めて高いことが示された。一般的に脊椎ロッドを脊椎において使用する場合、直径が6mm以上であると力学的には十分な初期固定が得られると報告されている³⁹⁾。しかし仙骨全摘出後の再建の場合、初期固定時には一般の腰椎再建術をはるかに上まわる応力が発生しており、脊椎ロッドを応用した場合、その破損の危険性が高いことが明らかとなった。実際に臨床でも脊椎ロッドの破損が報告されており、その破損部位は第5腰椎椎弓根スクリューと腸骨スクリューの間であり、今回の研究における応力集中の部位と一致していた。

TFRステンレス鋼モデルにおいては、インスツルメントに生じる最大応力(229MPa)は、第5腰椎と腸骨間の仙骨ロッド上面に生じていた。また脊椎ロッドに生じる最大応力(212MPa)は第4、5腰椎間の脊椎ロッドに生じていた。いずれもステンレス鋼の降伏応力(約200MPa)を越えていた。脊椎ロッドにおけるひずみも、第5腰椎椎弓根スクリュー下部よりも第4、5腰椎間で高かった。術直後より座位になった場合、仙骨ロッドの第5腰椎と腸骨間あるいは脊椎ロッドの第4、5腰椎間でインスツルメントが破損する危険性があることが示された。さらにTFRステンレス鋼モデルでは、腸骨の仙骨ロッド挿入部周囲に皮質骨の降伏応力を越える大きな応力(118MPa)が発生しており、第5腰椎に生じる最大応力値(73.0MPa)も皮質骨の降伏応力に近い値を示していた。仙骨ロッドの緩みは臨床で、時々認められる。このような過度の応力集中が腸骨の骨破壊を引き起こし、仙骨ロッドの緩みの原因になっていると考えられた。

TFRチタン合金モデルにおいては、インスツルメントにかかる最大応力(222MPa)はチタン合金の降伏応力(約860MPa)に満たず、インスツルメントの破損は考えにくい。しかし腸骨の仙骨ロッド挿入部周囲における最大応力(126MPa)はステンレス鋼モデルと同様に、皮質骨の降伏応力(約83MPa)を越える高い応力を示しており、また第5腰椎に生じる最大応力値(92.8MPa)も皮質骨の降伏応力を越えているため、仙骨ロッドの緩む可能性があることが示された。これまでも仙骨全摘出後の再建に限らず仙骨ロッドの緩みは報告されている。鈴木⁴⁰⁾は、仙骨ロッドの使用が長期にわたると腸骨との適合不良を起こしやすいと報告しており、また、山内ら⁴¹⁾は、仙骨ロッドは直線状のため、巨大な死腔ができて感染の危険が増大し、安定性もやや劣ると報告している。

結局、MGRでは腰椎から骨盤への荷重経路が脊椎ロッドのみであり、作用する荷重の全てが脊椎ロッドの第5腰椎と骨盤の間に分担され、そこで極めて高い応力が発生し、インスツルメント破損の危険性が高い。これに対してTFRでは、腰椎に作用する荷重が2本の仙骨ロッドを介し腸骨に分散して伝達されるため、インスツルメント破損の危険性は低い。しかしTFRの場合には、腸骨と第5腰椎椎体の仙骨ロッド挿入部周囲に発生する応力が皮質骨の降伏応力をわずかながらも超えており、仙骨ロッドの緩む可能性があることがわかった。今後はこの部位

に発生する応力を低減させる改良が必要である。ただし本研究では単純な垂直方向の荷重しか考慮していない。実際には、前屈や伸展、回旋などの身体動作を考えた場合、再建構造に作用する荷重も複雑なものとなるため、この点についても今後の検討が必要と考えられた。

これまで仙骨全摘出後の再建法を生体力学的に検討した報告がないために、仙骨全摘術後の座位や起立の開始時期に関しては、各整形外科医の臨床的な勘に頼られており、一般的には、移植骨が生着するまでの数ヶ月間、患者に安静臥床をとらせていた。当科でも、座位や起立を開始するまでに少なくとも7週間を要している⁴²⁾。本研究の結果から、現在施行されている仙骨全摘出後の再建法(MGRとTFR)では、術直後から荷重が負荷されるとインスツルメントの破損や緩みの危険性があることが定量的に明らかとなった。すなわち移植骨が癒合して荷重分担を受け持つようになるまで免荷が必要である。今後はこれらの再建法の問題点をふまえて、局所に極端な応力集中の生じない再建法を開発する必要がある。

結 論

現在行われている仙骨全摘出後の再建法を力学的に評価する目的で、荷重負荷実験とFEM解析を行い、以下の結論を得た。

1) MGRチタン合金モデルでは、脊椎ロッドにチタン合金の降伏応力を越える高い応力が作用することから、この部位で脊椎ロッドが破損する危険性が極めて高い。

2) TFRモデルでは、荷重が分散して伝達されるため、インスツルメントの破損の危険性は低い。しかし腸骨と第5腰椎椎体の仙骨ロッド挿入部周囲には応力が集中することから、仙骨ロッドの緩みが生じる可能性がある。

以上から、現在施行されているMGRあるいはTFRでは、術直後から荷重負荷がかかると生体力学的にインスツルメントの破損や緩みの危険性があることが示された。今後、本研究の結果をふまえて、再建法を改良する必要がある。

謝 辞

稿を終えるに臨み、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御協力と御助言を頂きました金沢大学工学部尾田十八教授、坂本二郎助手、同大学院酒井卓巳氏、同卒業研究生千田真弓氏、石川県工業試験場機械電子部舟木克之氏に深く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 大幸俊三, 鳥山貞宜, Mankin HJ, Campbell CJ. 仙骨部腫瘍の外科療法について. 臨整外 19: 866-874, 1984
- 2) Tomita K, Kawahara N, Baba H, Tsuchiya H, Nagata S, Toribatake Y. Total en bloc spondylectomy for solitary spinal metastases. *Int Orthop* 18: 291-298, 1994
- 3) Tomita K, Kawahara N, Baba H, Tsuchiya H, Fujita T, Toribatake Y. Total en bloc spondylectomy; a new surgical technique for primary malignant vertebral tumors. *Spine* 22: 324-333, 1997
- 4) Tomita K, Kawahara N, Mizuno K, Toribatake Y, Kim SS, Baba H, Tsuchiya H. Total en bloc spondylectomy for primary malignant vertebral tumors. *XVI Int Cancer Congress* : 2409-2413, 1994

- 5) 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
- 6) 富田勝郎, 川原範夫, 畑雅彦, 水野勝則. Sacral Amputationの適応と術式. *OS NOW* 22: 188-197, 1996
- 7) 畑雅彦, 川原範夫, 水野勝則, 富田勝郎. 仙骨摘出術に対する新しい試み—T-sawを応用して—. *臨整外* 32: 499-505, 1997
- 8) Tomita K, Kawahara N. The threadwire saw: a new device for cutting bone. *J Bone Joint Surg* 78-A: 1915-1917, 1996
- 9) Sung HW, Kuo DP, Shu WP, Chai YB, Liu CC, Li SM. Giant cell tumor of bone, Analysis of two hundred and eight cases in Chinese patients. *J Bone Joint Surg* 64-A: 755-761, 1982
- 10) Shikata J, Yamamuro T, Kotoura Y, Mikawa Y, Iida H, Maetani S. Total sacrectomy and reconstruction for primary tumors. *J Bone Joint Surg* 70-A: 122-125, 1988
- 11) 角田雅也, 南久雄, 島崎和久, 廣畑和志. 脊柱再建術を行った仙骨軟骨肉腫の1例. *臨整外* 24: 857-861, 1989
- 12) 梶原宗介, 近藤秀丸, 飯塚久晴, 頼川功, 大橋俊子, 植山直樹, 替地恭介, 林敬治, 小島洋文, 白川正樹. 仙骨全摘出を施行した脊索腫の一例. *慈恵医大柏病医誌* 1: 117-121, 1993
- 13) Santi MD, Mitsunaga MM, Lockett JL. Total sacrectomy for a giant sacral schwannoma. *Clin Orthop* 194: 285-289, 1993
- 14) 司馬立, 太田康人, 曾雌茂, 舟崎裕記, 神人護, 室田景久. 仙骨全切除後の再建術. *臨整外* 29: 651-657, 1994
- 15) Blatter G, Halter Ward EG, Ruffin G, Jeanneret B. The problem of stabilization after sacrectomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 114: 40-42, 1994
- 16) 米本司, 館崎慎一郎, 石井猛, 佐藤哲造, 南昌平, 守屋秀繁. 脊索腫の診断・治療の問題点—長期経過も含めて—. *脊椎脊髄* 9: 143-149, 1996
- 17) Gokaslan ZL, Romsdahl MM, Kroll SS, Walsh GL, Gillis TA, Wildrick DM, Leavens ME. Total sacrectomy and Galveston L-rod reconstruction for malignant neoplasms. *J Neurosurg* 87: 781-787, 1997
- 18) Lu YM, Hutton WC, Gharapuray VM. Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? *Spine* 21: 2208-2217, 1996
- 19) 荒井良重, 高橋栄明, 鈴木弘之. 三次元有限要素法によ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
- 20) Goel VK, Lim TH, Gilbertson LG. Clinically relevant finite element models of a ligamentous lumbar motion segment. *Seminars in Spine Surgery* 5: 29-41, 1993
- 21) Shirazi-Adl SA, Ahmed AM, Shrivastava SC. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine* 11: 914-927, 1986
- 22) Gunterberg B, Stener B. Pelvic strength after major amputation of the sacrum. *Acta Orthop Scand* 47: 635-642, 1976
- 23) Edwards CC. Spinal reconstruction in tumor management. In HK Uthoff, (eds), *Current Concept of Diagnosis and Treatment of Bone and Soft Tissue Tumor*, 1st ed, p329-349, Springer, New York, 1984
- 24) 川津伸夫, 山本利美雄, 荻野洋, 児島義介, 岡田孝三, 浜田秀樹, 小野啓郎. 脊椎の巨細胞腫. *臨整外* 15: 252-258, 1980
- 25) 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
- 26) Gurr KR, McAfee PC, Shin CM. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. *J Bone Joint Surg 70-A*: 1182-1191, 1988
- 27) Panjabi MM, Abumi K, Duranceau J, Crisco JJ. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices II. *Spine* 13: 1135-1140, 1988
- 28) Shono Y, McAfee PC, Cunningham BW. Experimental study of thoracolumbar burst fractures. A radiographic and biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems. *Spine* 19: 1711-1722, 1994
- 29) Gurr KR, McAfee PC, Shin CM. Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems after decompressive laminectomy; An unstable calf-spine model. *J Bone Joint Surg 70-A*: 680-691, 1988
- 30) Guyer DW, Yuan HA, Werner FW, Frederickson BE, Murphy D. Biomechanical comparison of seven internal fixation devices for the lumbosacral junction. *Spine* 12: 569-573, 1987
- 31) Allen BL Jr, Ferguson RL. The Galveston technique for L-rod instrumentation of the scoliotic spine. *Spine* 7: 276-284, 1982
- 32) Allen BL Jr, Ferguson RL. A pictorial guide to the Galveston LRI pelvic fixation technique. *Contemp Orthop* 7: 51-61, 1983
- 33) 高橋和久, 山縣正庸. 脊椎インストルメンテーションの歴史とそのバイオメカニクスの考察. *脊椎脊髓* 7: 223-228, 1994
- 34) Yamagata M, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Moriya H, Tamaki T. Biomechanical study of pedicle screw fixation system for the lumbar spine. In Yonenobu K, Ono K, Takemitsu Y (eds), *Lumbar fusion and stabilization*, 1st ed, p288-296, Springer-Verlag, Tokyo, 1993
- 35) Cunningham BW, Seftor JC, Shono Y, McAfee PC. Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs. *Spine* 18: 1677-1688, 1993
- 36) Dick JC, Zdeblick TA, Bartel BD, Kunz DN. Mechanical evaluation of cross-link designs in rigid pedicle screw systems. *Spine* 22: 370-375, 1997
- 37) Goel VK, Gilbertson LG. Applications of the finite element method to thoracolumbar spine research-past, present, and future. *Spine* 20: 1719-1727, 1995
- 38) Schultz A, Haderspeck K, Warwick D, Portillo D. Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. *J Orthop Res* 1: 77-91, 1983
- 39) Nachemson A, Elfstrom G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar disc. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand J Rehabil Med* 1: 1-40, 1970
- 40) 鈴木信正. 甲状腺癌仙骨転移に対する手術療法の適応と限界. *脊椎脊髓* 8: 379-385, 1995
- 41) 山内健二, 平林冽, 鈴木信正, 若野利一, 藤井英治, 樋口正隆, 石名田洋一, 福岡利之. 仙骨に発生した骨巨細胞腫の3例. *整形外科* 36: 1403-1409, 1985
- 42) Tomita K, Tsuchiya H. Total sacrectomy and reconstruction for huge sacral tumors. *Spine* 15: 1223-1227, 1990

Biomechanical Evaluation of Reconstruction after Total Sacrectomy Hideki Murakami, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 — J. Juzen Med Soc., **108**, 515 — 525 (1999)

Key words sacral tumor, total sacrectomy, reconstruction, strain, stress

Abstract

When a sacral tumor involves the first sacral vertebra, a total sacrectomy is necessary. It is mandatory to reconstruct the continuity between the spine and the pelvis after a total sacrectomy. No previous studies have performed a mechanical analysis of this type of reconstruction. In this study, the strain and stress on the instruments and the bones were evaluated for two reconstruction methods. One method was a modified Galveston reconstruction (MGR), which has been performed at other institutions. After the placement of pedicle screws into the 3rd, 4th and 5th lumbar vertebrae and two bilateral iliac screws into the two iliac bones, these screws were connected by two spinal rods. The other method was a triangular frame reconstruction (TFR), was developed by Tomita. The spinal column was pulled down and the 5th lumbar vertebra (L5) was fixed to the bilateral ilium with a sacral rod. Another sacral rod extending into the pelvis was connected to the spinal rod, which was affixed to the pedicle screws of the 3rd, 4th and 5th lumbar vertebrae. Compressive loading tests on the MGR and TFR structures were performed using polyurethane vertebral models. A compressive load was applied to the upper surface of the 3rd lumbar vertebral body. Strain was measured using a strain gauge. Additionally, a finite element model of a lumbar spine and pelvis was constructed from computed tomographic scans. Then, three-dimensional MGR and TFR models were reconstructed and finite element analysis was performed to account for the stress on the bones and instruments. In MGR, excessive stress was concentrated at the spinal rods since all of the compressive load is transmitted to the pelvis by the spinal rods. There is a strong possibility that the rod between the spine and the pelvis might fail under such conditions. In TFR, on the other hand, the compressive load was transmitted to the iliac bone through the anterior sacral rod and spinal rods. Although there was no stress concentration on the instruments, excessive stress on the iliac bones around the sacral rod was above the yielding stress of the iliac bone. Such stress may cause a loosening of the sacral rod from the iliac bone or the 5th lumbar vertebral body. If the patient were to stand or sit immediately after MGR or TFR, instrumentation failure or loosening may occur. These results suggest that the patient should avoid weight-bearing stress until the grafted bone is fused.