

Biomechanical Analysis of the Reconstruction Model after Total Sacrectomy

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/2297/9494

仙骨全摘術後再建モデルにおける力学的研究

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)

吉 田 晃

仙骨の悪性腫瘍が第1仙椎にまで進展した場合には、根治的な治療として仙骨の全摘出術が必要となることがある。その際には、腫瘍切除後に脊柱と骨盤の支持性の再建が必要となる。本研究では、前方および後方の2つの再建からなる新たな再建方法を考案した。後方再建は、これまで行われてきた再建法であり、第3～5腰椎に挿入した椎弓根スクリューと腸骨に挿入したイリアックススクリューを脊椎ロッドで連結した修正 Galveston 再建法 (modified Galveston reconstruction, MGR) を用いた。前方再建は新たに考案した再建法であり、第5腰椎椎体下面から挿入した2本のスクリューと両腸骨を貫通させた仙骨ロッドを連結させ、更に仙骨ロッドの腸骨刺入部をスリーブで補強を行った。力学的評価は、ポリウレタン脊柱骨盤模型を用いた荷重試験と有限要素法 (finite element method, FEM) による力学的解析で行った。FEM 解析モデルは健康成人男性の腰椎および骨盤のCT画像からコンピュータ上で再構成し、これに再建術を施したものである。荷重条件は、第3腰椎上面に鉛直方向に960ニュートン (Newton, N) の荷重を負荷し、骨盤の臼蓋上方部を完全に拘束した。インスツルメントの応力分布は、脊椎ロッドでは最大 Von Mises 応力は腰椎と骨盤の連結部に発生したが、その値はわずか97メガパスカル (megapascal, Mpa) であり、仙骨ロッドでは第5腰椎に挿入したスクリューとの連結部に400MPaの応力が生じていた。従来のMGR単独再建と比較して、応力集中を著しく軽減することが可能であった。また、骨における最大応力は仙骨ロッドの腸骨刺入部に発生していたが、その値は77.1MPaであり、皮質骨の降伏応力 (約80MPa) をやや下回る値であった。MGRに前方再建を加えた本再建法は、MGR単独再建に比べ、インスツルメントや骨の降伏応力を越えるような応力集中が見られないため、インスツルメントの緩みや破損の危険が少なく、仙骨全摘術後再建法として有用な方法であることがあきらかとなった。

Key words sacral tumor, total sacrectomy, reconstruction, finite element method, instrumentation

仙骨に好発する腫瘍は脊索腫、骨巨細胞腫、軟骨肉腫などの低悪性度腫瘍であるが、再発性が高く、生命をも脅かすことになる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、高悪性度腫瘍である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。しかし、仙骨の形態が特有であることに加え、周囲の腰仙部神経叢、動静脈血管叢、骨盤内臓器などと解剖学的に複雑な関係を有するため、仙骨腫瘍の根治的切除は極めて困難とされてきた。

富田ら^{2)~4)}は、脊椎全摘術 (total en bloc spondylectomy) 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⁵⁾⁶⁾、各々のタイプに応じた最適な骨切りラインを定めた。このタイプ分類に基づいてスレッドワイヤーソー (Threadwire saw)⁷⁾を使用し、腫瘍学的に正確な根治的手術を行っている。

しかし、仙骨を全摘出せざるをえない場合、仙骨は体幹の礎をなしており力学的に大きな剪断負荷が作用することから、仙骨全摘出後の再建は極めて難しく、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った。これまでいろいろな再建方法が試みられており^{8)~15)}、近年ではGalveston法を応用した

再建法が多く行われている^{15)~18)}。しかし、この再建法における支持性に関しては力学的な検討はほとんどなされておらず、臨床においても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った。

当教室の村上¹⁹⁾はGalveston法を応用した再建法 (modified Galveston reconstruction, MGR) に対して有限要素法 (finite element method, FEM) を用いた解析およびポリウレタン製脊柱-骨盤モデルを用いた力学試験を行い、これまでの仙骨全摘術後の再建方法の問題点をあきらかにした。その結果、MGRでは腰椎と骨盤を連結するロッドの部分に著しい応力集中があるため、立位や歩行の際にロッドの折損の危険性が高いと判明した。

そこで、応力集中の少ない再建方法の開発を目的とし、MGRを発展させた再建モデルを考案した。本研究では村上の実験系を継承し、この再建モデルの応力分布を評価するため力学試験およびFEM解析を行った。

対象および方法

I. 再建方法

MGRとは腰椎と骨盤を連結するための再建法であり、腰椎に挿入した椎弓根スクリューと、腸骨に挿入したイリアックス

平成12年11月13日受付, 平成12年12月5日受理

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

クリューを脊椎ロッドで連結する再建方法である。本研究における仙骨全摘術後の再建モデルは、MGRに新たに考案した前方再建を追加したものである。前方再建は、第5腰椎椎体下面から椎体に挿入したスクリーと両腸骨を貫いた仙骨ロッドを連結させたものとした(図1)。

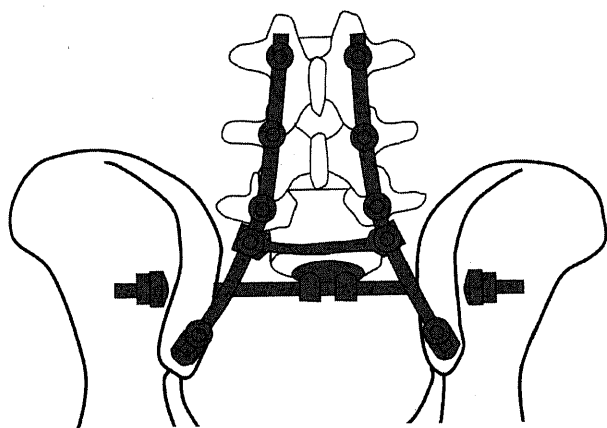


Fig. 1. Schema of the new reconstruction structure after total sacrectomy.

This structure consists of posterior and anterior instrumentations. Posterior instrumentation, which is so-called modified Galveston reconstruction, consists of pedicle screws inserted into the 3rd-5th lumbar vertebrae and iliac screw inserted into posterior iliac crest and the rod connecting them. Anterior instrumentation consists of two screws inserted into inferior endplate of L5 vertebra and sacral rod connected with both side of pelvis through these screws.

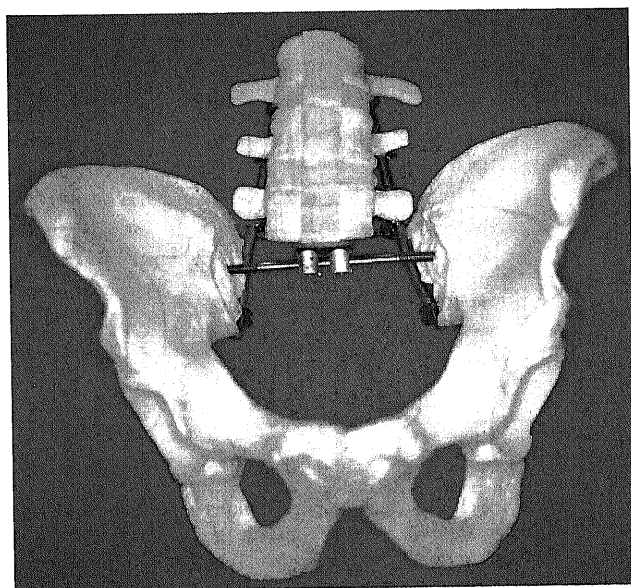
Ⅱ. ポリウレタン製模型による再建モデルの作成

仙骨全摘術後の再建モデルをポリウレタン製脊柱-骨盤模型(Sawbones, Pacific Research Laboratories, Vashon, USA)を用いて作製した(図2)。この模型は骨盤と腰椎はポリウレタンでできており、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、再建モデルを作成した。

インスツルメントは全てチタン合金(Ti-6Al-4V)製で、脊椎にはCD Horizon systemを用い、椎弓根スクリーとして $6.5 \times 40\text{mm}$ multi-axial screw (Sofamore Daneck, Memphis, USA)を第3～5腰椎に左右計6本挿入した。骨盤に挿入するスクリーには $8.0 \times 80\text{mm}$ イリアックススクリー (Century Medical, Columbus, USA)を左右1本ずつ大坐骨切痕の上方から下前腸骨棘に向かって挿入した。椎弓根スクリーとイリアックススクリーを径 6.35mm の脊椎ロッド(Sofamore Daneck)で固定し、左右のロッド間をTSRH systemのクロスリンク(Sofamore Daneck)1本にて連結した。さらに第5腰椎椎体下面に独自に作成した椎体プレートをあてがい、そのスクリー孔から $6.5 \times 40\text{mm}$ multi-axial screw (Sofamore Daneck)を2本挿入し、骨盤に挿入した径 6.35mm 仙骨ロッド(越屋, 金沢)と直接連結させた。

Ⅲ. 荷重負荷実験装置の作成

この脊柱-骨盤モデルを第3腰椎椎体上面が水平になるように臼蓋より下方を石膏で固定した。荷重負荷装置はスチール鋼製で、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た。厚さ 1mm のアルミニウム板を第3腰椎椎体上面に張り付けて、スチールボールを介して椎体終板全体に荷重がかかるようにした(図3)。



A

B

Fig. 2. Photographs of the new reconstruction structure. (A) Anterior-posterior view, (B) posterior-anterior view.

IV. 荷重負荷実験によるひずみ評価

上記の装置により、今回の再建モデルの第3腰椎椎体上面に体軸方向に560ニュートン (Newton, N) (57kg)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、インストルメントに生じる応力を計算した (図4)。ひずみの測定箇所は、脊椎ロッドの第5腰椎椎弓根スクリークの連結部とイリアックスクリューの連結部の間の部分に2箇所 (近位: ロッド1, 遠位: ロッド2)、仙骨ロッドの椎体スクリーク連結部 (ロッド3) にそれぞれ1mmのひずみゲージを貼付した (図5, 6)。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

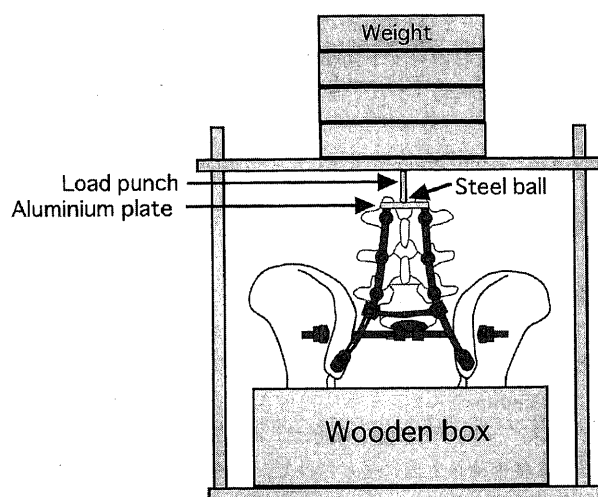


Fig. 3. Diagram of the experimental setup of the compressive loading test. The weight is placed on the crosshead. The compressive load is applied vertically to the upper surface of the 3rd lumbar vertebral body by a load punch with a steel ball. The bottom of the pelvis is fixed to a wooden box with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

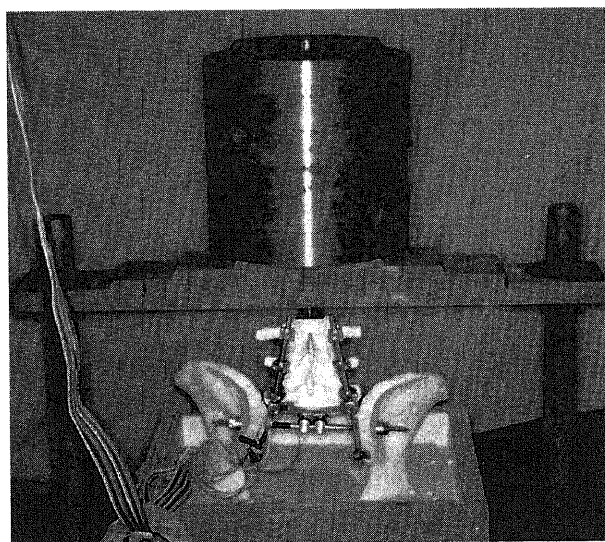


Fig. 4. Photograph of strain measurement in the reconstruction structure under a compressive load. Polyurethane model of the lumbar spine and pelvis is used.

り込み、その結果を記録した。再建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. 仙骨全摘術後の再建構造の有限要素解析モデルの作成

28歳健康男性の腰椎から骨盤をCTスキャンにより、腰椎は3mm間隔で、骨盤は10mm間隔で断層撮影を行い、各断面における外線形を描出した。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デルを再構成した。さらに仙骨を取り除き、これにインストルメントを加えた後、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有限要素分割を行い、再建構造の有限要素モデルを作成した (図7)。なお、脊椎ロッドおよび仙骨ロッドの直径は6mm、クロスリンクの直径は3mm、椎弓根スクリークの直径は6.5mmとした。また、簡略化のため脊椎椎体質骨の厚さを1.5mm、終板の厚さを1mm²⁰⁾、椎間板における線維輪の厚さは10mm、骨盤椎体質骨の厚さを3mmとした。形状および境界条件の水平方向の対称性から1/2を解析対象とした。総節点数7095、総要素数は5523である。

なお、FEMモデルでは、仙骨ロッドの腸骨刺入部を厚さ3mmのスリーブで補強した場合の応力分布についても検討した。

VI. 荷重負荷試験に対応したFEMモデルの解析

作成したFEMモデルの妥当性を評価するため、荷重負荷試験と同じ条件を与えて解析した。材料特性は、荷重負荷試験の材料に対応させた。骨盤、腰椎に使用されているポリウレタンについては過去の材料試験による値を用い²¹⁾、椎間板に使用されているポリエチレンについては、それがゴム状のものと仮定した値を与えた。また第3腰椎上面の軟骨終板にはアルミニウムの材料特性を与えて対応させた (表1)。荷重条件は1/2の対称性を考え、荷重負荷試験と同じ位置に280Nの集中荷重を与えた。

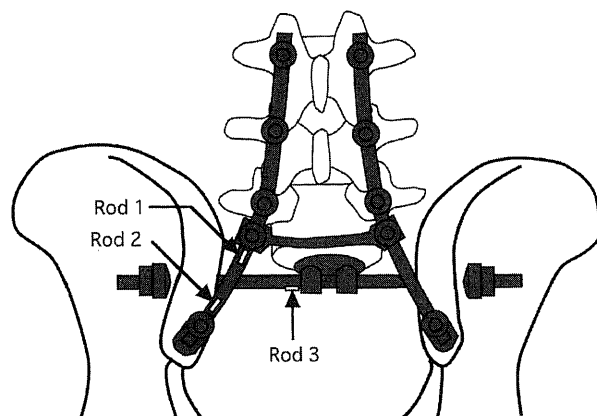


Fig. 5. Schema representing locations of strain gauges. Rod 1, the proximal measuring point on the spinal rod between the pedicle screw of the 5th lumbar vertebra and the iliac screw; Rod 2, the distal measuring point on the spinal rod between the pedicle screw of the 5th lumbar vertebra and the iliac screw; Rod 3, the measuring point on the sacral rod just lateral of the connection with the vertebral screw inserted into inferior endplate of the 5th lumbar vertebra.

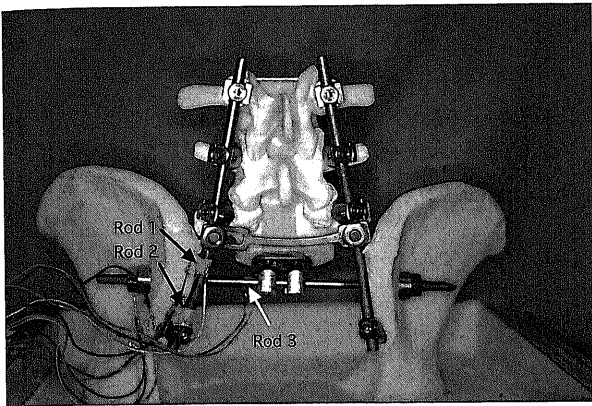


Fig. 6. Photograph of strain measurement in the reconstruction structure after total sacrectomy.

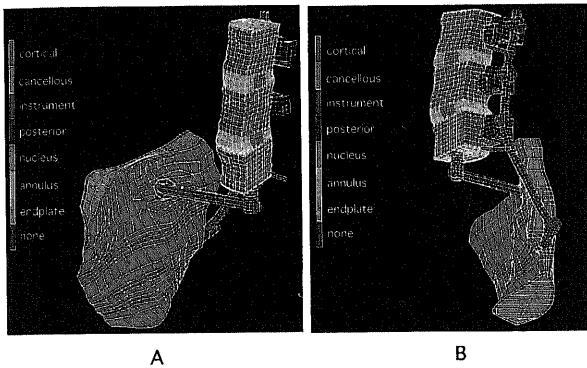


Fig. 7. Finite element mesh in the reconstruction model. (A) Anterior oblique view, (B) posterior oblique view. Pink, orange, blue, sky blue, olive, ocher and violet represent cortical bone, cancellous bone, bony posterior elements, cartilaginous endplate, annulus fibrosus, nucleus pulposus and titanium alloy instruments, respectively.

Table 1. Material properties in the experimental model

Material properties	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	271	0.32
Cancellous bone	271	0.32
Bony posterior elements	271	0.32
Cartilagenous endplate	271	0.32
Aluminium plate	71000	0.34
Annulus fibrosus	0.01	0.49
Nucleus pulposus	0.01	0.49
Instruments	110000	0.30

Table 2. Material properties in the clinical model

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

Ⅶ. FEMによる再建法の力学的解析

仙骨全摘術後の本再建モデルをFEMにより解析した。荷重条件として、第3腰椎上面に鉛直方向に480Nの一樣分布面荷重(単純圧縮力)を与えた。また境界条件として、モデルの対称面を水平方向に拘束し、骨盤の臼蓋上方部を完全拘束した。

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を有する線形弾性体とした。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、本解析ではヤング率、ポアソン比は荒井ら²⁰⁾の報告の値を参考にして決定した。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、脊椎と骨盤を同じ値にして設定した²³⁾。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ので、両者の中間的な値を採用した²⁴⁾。またインスツルメントの材料特性は株式会社デビュー・ジャパンの値を引用した(表2)。

応力解析には、有限要素解析プログラムMARC(日本MSC, 東京)を用い、全てVon Mises応力で評価を行った。

成 績

Ⅰ. 荷重負荷試験によるひずみ評価

560Nの荷重負荷では、脊椎ロッド(ロッド1と2)および仙骨ロッド(ロッド3)に発生したひずみはそれぞれ 0.1326×10^{-2} , 0.1239×10^{-2} , 0.1172×10^{-2} で、応力値はそれぞれ146メガパスカル(megapascal, Mpa), 136MPa, 129MPaであった(図8□)。

Ⅱ. 荷重負荷試験に対応したFEMモデルの解析

荷重負荷試験に用いたポリウレタンの材料特性をFEM解析モデルに与えた、同じ荷重条件での解析結果は、脊椎ロッドおよび仙骨ロッドに発生した応力値はそれぞれ135MPa, 140MPa, 140MPaであった(図8■)。荷重試験での応力値との

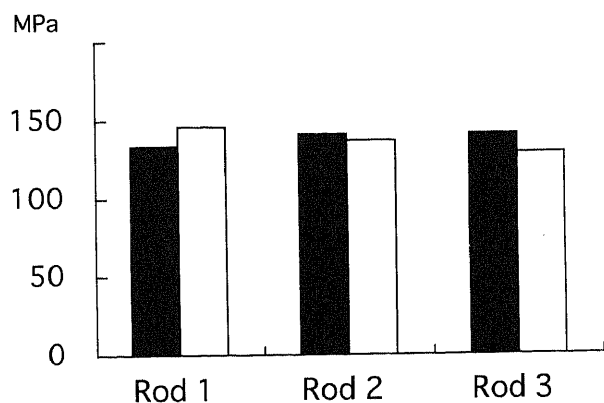


Fig. 8. Stress at each measuring point on the rods in experiment and FEM reconstruction model. ■, FEM; □, experiment. Rod 1, the proximal measuring point on the spinal rod between the pedicle screw of the 5th lumbar vertebra and the iliac screw; Rod 2, the distal measuring point on the spinal rod between the pedicle screw of the 5th lumbar vertebra and the iliac screw; Rod 3, the measuring point on the sacral rod just lateral of the connection with the vertebral screw inserted into inferior endplate of the 5th lumbar vertebra.

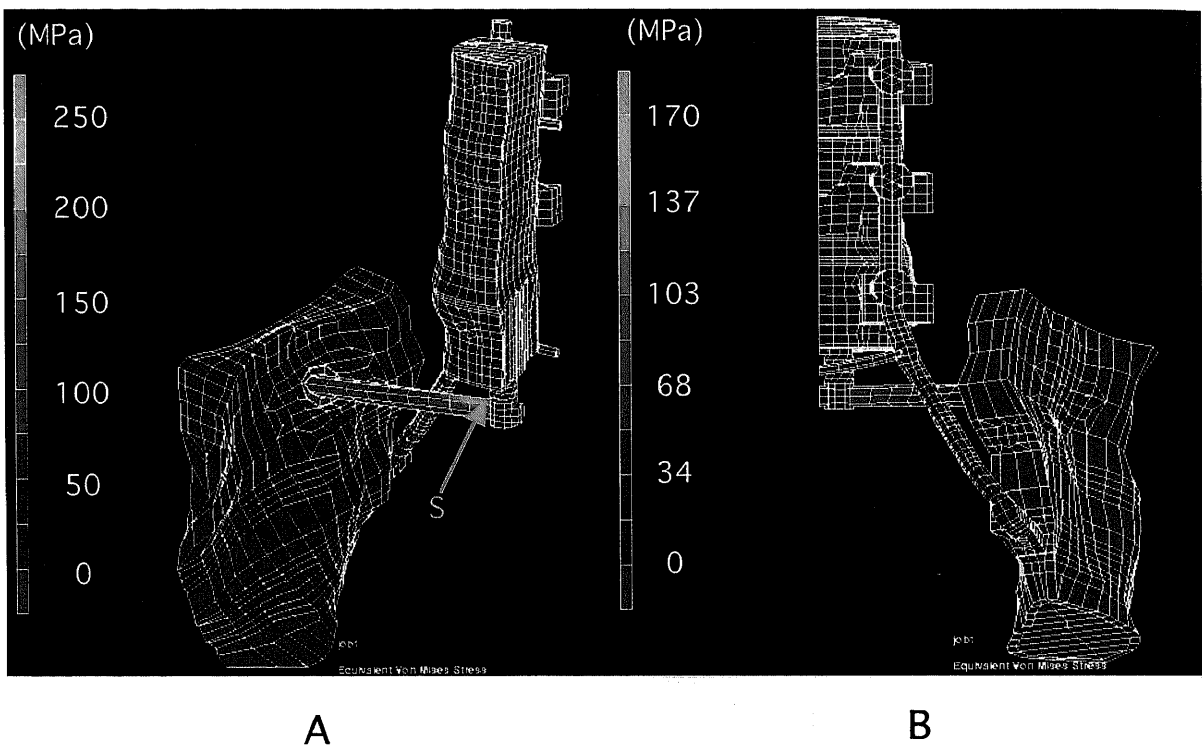


Fig. 9. Finite element analysis of the new reconstruction model. The right half model is analyzed. Color scale on the left represents stress magnitude. (A) Anterior oblique view of the reconstruction structure. S, maximum stress detected on the sacral rod just lateral of the connection with the vertebral screw inserted into inferior endplate of the 5th lumbar vertebra. (B) Posterior view of the reconstruction structure. Stress concentration was not detected on the spinal rod.

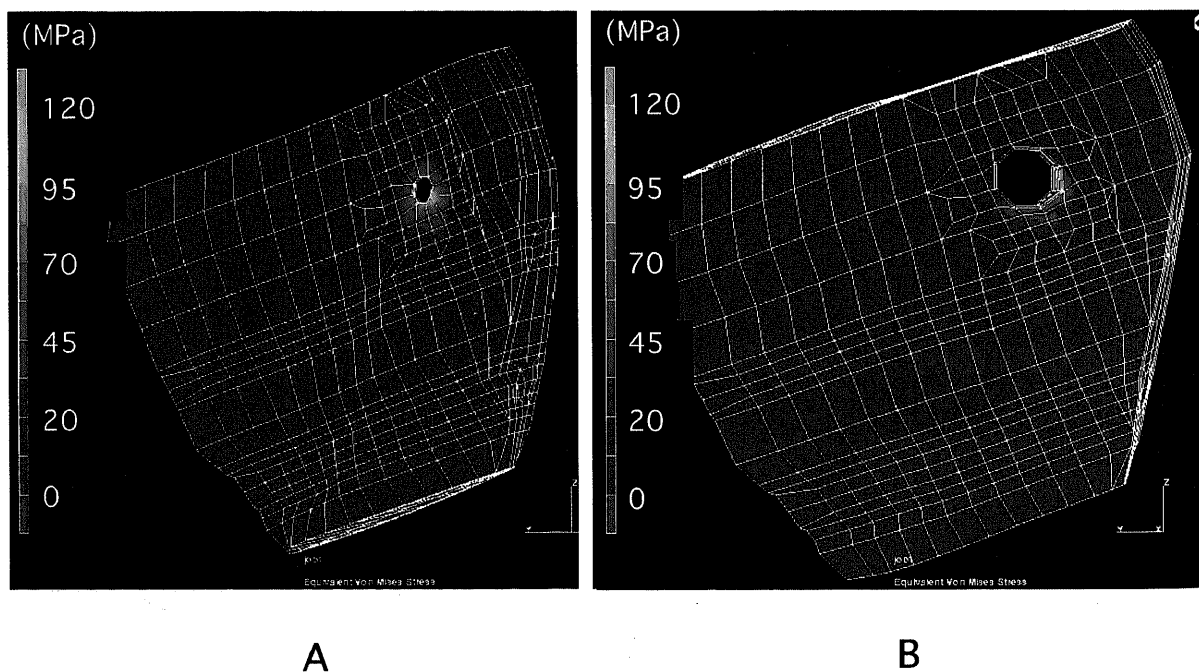


Fig. 10. Finite element analysis of the pelvis in the new reconstruction model. The right half model is analyzed. Color scale on the left represents stress magnitude. (A) Anterior oblique view of the pelvis. Stress concentration was detected on the insertion point of the sacral rod without sleeve augmentation. (B) Excessive stress concentration was not detected on the insertion point of the sacral rod with sleeve augmentation.

差は8.5%以下であった。荷重負荷試験モデルとFEMモデルの形状の違いから多少の誤差はあるものの、発生応力は定量的にはほぼ一致していた。このことからこのFEM解析モデルは妥当性があるものと判断した。

Ⅲ. FEMによる再建法の力学的解析 (応力分布)

960Nの荷重条件では、脊椎ロッドの応力分布はほぼ一様であり、第5腰椎の椎弓根スクリューとイリアックススクリューの連結部での応力値は97MPaであった(図9B)。また、仙骨ロッドでは第5腰椎下面から刺入したスクリューとの連結部に応力集中が見られたがその値は400MPaであった(図9A)。

一方、骨に発生する応力は、イリアックススクリュー刺入部周囲には20MPa、および第5腰椎椎体下面から刺入したスクリューの周囲には16MPaの応力が発生していたが、仙骨ロッドの腸骨刺入部には皮質骨の降伏応力(約80MPa)を越える161MPaの応力が発生していた。しかし、仙骨ロッドの腸骨刺入部にチタン製の厚さ3mmのスリーブで補強を行ったものでは、腸骨の皮質骨にかかる応力は軽減され、77.1MPaとなり降伏応力を下回った(図10)。

考 察

脊柱骨盤移行部は、大きな剪断負荷がかかる部位であり、可動性のある脊柱と比較的固定された骨盤の移行部であるため強い骨癒合を得るのが最も難しい部位である²⁵⁾。さらに、仙骨を切除した場合には、その切除高位によって骨盤、体幹の支持性は大きく左右され、ひいては切除後の再建方法にも大きく影響する。特に仙腸関節がどれだけ失われるかが重要である²⁶⁾。仙骨を全摘出した場合、脊柱骨盤間の安定性は完全に失われることとなり、脊柱と骨盤の支持性再建術は不可欠であるが、その支持性の獲得および強い骨癒合を得ることはさらに難しいと考える。しかし、これまで仙骨全摘術後再建法に関して力学的検討は十分になされておらず、その再建法は試行錯誤の状態であった。

再建法を力学的に評価する場合、インスツルメント自体の強度、骨とインスツルメントとの結合強度、再建構造のシステム全体の強度、および骨自身の強度や応力分布などの評価が必要である²⁷⁾。本研究でも村上¹⁹⁾の研究に準じ、システム全体の強度と応力分布を評価するため、ポリウレタン製脊柱-骨盤モデルを用いた力学試験を予備実験として行い、FEMによって再建法の力学的解析を行った。これにより、村上の研究結果と直接比較することが可能である。

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²⁸⁾。本研究におけるFEM解析の正当性を評価するために、ポリウレタンモデルの力学試験に用いた材料定数を与えたFEM解析と力学試験とで応力値の比較を行い、それらがほぼ同等であることを確認した。そこでFEM解析モデルで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、Nachemson²⁹⁾は、立位、および支持のある座位で体重の1.0倍(体重70kgの人で70kg×9.8m/s²=686N)、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、村上²⁰⁾の実験条件と同じく体重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。

仙骨全摘出後の支持性はその再建法によって大きく左右される。仙骨全摘出後の再建法としては、近年ではGalveston法³⁰⁾³¹⁾を応用して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(MGR)が報告されている^{15)~18)}。Jacksonら¹⁸⁾はMGRで臨床的には除痛と歩行能力の改善が得られたと述べているが、術後6~8週間の床上安静を必要とし、骨癒合が完成したのは5例中2例(40%)であったと述べている。また、MGRではチタンロッドの破損も報告されている¹⁷⁾¹⁸⁾。

村上の研究¹⁹⁾では、MGRでは第5腰椎椎弓根スクリューとイリアックススクリュー間の脊椎ロッドにかかる最大応力値は1040MPaであり、チタン合金の降伏応力(860MPa)をはるかに越えていた。移植骨が荷重分担する前に座位になった場合には、この部位で脊椎ロッドが破損する危険性が高いことが示された。MGRでは、腰椎と骨盤を後方インスツルメンテーションだけで再建するため、腰椎を介して作用する荷重の全てがロッドに分担され、ロッドの彎曲部に極めて高い応力が発生するものと考えられる。

正常脊柱において荷重伝達の大部分は椎間板を介してなされており³²⁾、後方インスツルメンテーションのみを用いた脊柱再建術では、インスツルメントにかかる応力が大きくなり、インスツルメントの破損や矯正損失が起こりやすい状態となる。このことから脊柱の前方再建の重要性が指摘されている³³⁾。腰仙骨盤部では第5腰椎椎体から仙骨椎体、さらに仙腸関節を介して骨盤に荷重伝達が行なわれるので、仙骨全摘術においても、インスツルメントが荷重伝達路に近いほうが、インスツルメントにかかるモーメントが小さくなり、応力集中を避けることができると考えた。そこで、重心線に近い部位すなわち前方での再建が必要と考え、スクリューを第5腰椎椎体下面から椎体スクリューとして刺入し、両腸骨を貫通させた仙骨ロッドと直接連結させた前方再建をMGRに追加した再建法を考案した。この再建法によってインスツルメントに応力集中のない理想的な再建が可能であると考えた。

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、脊椎ロッドにかかる最大応力は97MPaであり、村上の研究においてMGRでは1040MPaという降伏応力を越える非常に大きな応力が生じていたのに対して、この再建モデルでは応力集中を著しく軽減することができた。また仙骨ロッドには400MPaの最大応力が生じていたが、チタン合金の降伏応力(約860MPa)より十分小さい値であり、インスツルメントの折損は生じにくいと考えた。したがって、力学的に非常に厳しい条件が化せられている仙骨全摘術における再建法において、MGRによる後方再建に今回考案した前方再建を追加することでインスツルメントに応力集中のない再建方法を行うことが可能となった。一方、前方再建として、単にスクリューと仙骨ロッドを用いただけでは仙骨ロッドの腸骨刺入部には、皮質骨の降伏応力(約80MPa)を越える161MPaの応力が生じており、仙骨ロッドの緩みが生じる危険性が残った。しかし、この問題に関しては、仙骨ロッドの腸骨刺入部に厚さ

3mmのスリーブを追加することで、仙骨ロッドの腸骨刺入部にかかる応力を分散し、皮質骨の降伏応力(約80MPa)を越えない再建が可能となった。

当教室で仙骨全摘後の再建モデルを生体力学的に検討する以前は、仙骨全摘術後の座位や起立の開始時期の判断に関しては、各整形外科医の臨床的“勘”に頼られており、移植骨が生着するまでの数ヵ月間、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週間を要していた³⁴⁾。しかし、本研究により新しい再建法において応力の集中が低く、移植骨が荷重分担する前であっても、インスツルメントの破損や緩みの可能性が少ないことが確認されたため、臥床期間を短縮することが可能と考えた。

結 論

これまで行われてきた仙骨全摘術後の再建方法の問題点を解決する目的で、新しい再建法を考案し、荷重負荷試験とFEM解析を行い、以下の結論を得た。

仙骨全摘術後再建には前方および後方の再建術が必要であり、新たに考案した再建モデルにより、インスツルメントにかかる応力集中を著しく軽減することが可能となった。また、仙骨ロッドの腸骨挿入部に3mmのスリーブで補強を行うことで、皮質骨、海綿骨いずれにおいても、降伏応力を越える大きな応力集中はなく、インスツルメントの破損や緩みの危険性は少ないと考えた。したがって、術後早期より患者を離床させることが可能であり、仙骨全摘術後再建法として本再建法は有用な方法であることがあきらかとなった。

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人間・機械工学科尾田十八教授、坂本二郎助教授、長嶋雄士研究員に深く御礼申し上げます。また、本研究にご協力いただいたSofamor Danek (Memphis, USA), Century Medical (Columbus, USA), 株式会社「越屋」(金沢)に感謝いたします。

本論文の要旨の一部は第29回日本脊椎外科学会(2000,名古屋),第3回 combined meeting of the Japanese Spine Research Society and the North America Spine Society(2000,Hawaii),第27回日本臨床バイオメカニクス学会(2000,筑波)において発表した。

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, Toribatake Y, Kawahara N, Ohnari H, Kose H. Total en bloc spondylectomy and circumspinal decompression for solitary spinal metastasis. Paraplegia 32: 36-46, 1994
- 5) 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
- 6) 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

- 7) Tomita K, Kawahara N. The threadwire saw: a new device for cutting bone. J Bone Joint Surg Am 78: 1915-1917, 1996
- 8) 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 Am 64: 755-761, 1982
- 9) Shikata J, Yamamuro T, Kotoura Y, Mikawa Y, Iida H, Maetani S. Total sacrectomy and reconstruction for primary tumors. J Bone Joint Surg Am 70: 122-125, 1988
- 10) 角田雅也, 南 久雄, 島崎和久, 広畑和志. 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
- 11) 梶原宗介, 近藤秀丸, 飯塚久晴, 額川 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
- 12) Santi MD, Mitsunaga MM, Lockett JL. Total sacrectomy for a giant sacral schwannoma. Clin Orthop 194: 285-289, 1993
- 13) 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
- 14) 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
- 15) Blatter G, Halter Ward EG, Rufin G, Jeanneret B. The problem of stabilization after sacrectomy. Arch Orthop Trauma Surg 114: 40-42, 1994
- 16) Gokaslan ZL, Romsdahl MM, Kroll SS, Walsh GL, Gills TA, Wildrick DM, Leavens ME. Total sacrectomy and Galveston L-rod reconstruction for malignant neoplasms. J Neurosurg 87: 781-787, 1997
- 17) 黒木浩史, 田島直也, 久保紳一郎, 鳥取部光司, 作 良彦, 松元征徳. 仙骨全摘・再建術後に生じたインスツルメント折損例の経験. 西日本脊椎研究会誌 24: 209-212, 1998
- 18) Jackson RJ, Gokaslan ZL. Spinal-pelvic fixation in patients with lumbosacral neoplasms. J Neurosurg 92: 61-70, 2000
- 19) 村上英樹. 仙骨全摘出後再建法の力学的評価. 金沢大学十全医学会雑誌 108: 515-525, 1999
- 20) Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc? Spine 21: 2208-2217, 1996
- 21) 尾田十八, 坂本二郎, 酒井卓巳, 末吉泰信, 富田勝郎. 創外固定された脛骨骨折部の力学的特性の推定法に関する研究. 日本機械学会論文集(A編) 2423-2428, 1998
- 22) 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
- 23) Goel VK, Lim TH, Gilbertson LG. Clinically Relevant Finite Element Models of a Ligamentous Lumbar Motion Segment. Semin Spine Surg 5: 29-41, 1993
- 24) 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
- 25) McCord DH, Cunningham BW, Shono Y, Myers JJ, McAfee PC. Biomechanical analysis of lumbosacral fixation. Spine 17:

S235-S245, 1992

- 26) Gunterberg B, Stener B. Pelvic strength after major amputation of the sacrum. *Acta Orthop Scand* 47: 635-642, 1976
- 27) 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. *脊椎脊髄* 7: 223-338, 1994
- 28) Goel VK, Gilbertson LG. Applications of the finite element method to thoracolumbar spine research-past, present, and future. *Spine* 20: 1719-1727, 1995
- 29) 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
- 30) Allen BL Jr, Ferguson RL. The Galveston technique for L-

- rod instrumentation of the scoliotic spine. *Spine* 7: 276-284, 1982
- 31) Allen BL Jr, Ferguson RL. A pictorial guide to the Galveston LRI pelvic fixation technique. *Contemp Orthop* 7: 51-61, 1983
- 32) 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
- 33) Glazer PA, Colliou O, Lotz JC, Bradford DS. Biomechanical analysis of lumbosacral fixation. *Spine* 21: 1211-1222, 1996
- 34) Tomita K, Tsuchiya H. Total sacrectomy and reconstruction for huge sacral tumors. *Spine* 15: 1223-1227, 1990

Biomechanical Analysis of the Reconstruction Model after Total Sacrectomy Akira Yoshida, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 — *J. Jusen Med Soc.*, **109**, 364 — 371 (2000)

Key words sacral tumor, total sacrectomy, reconstruction, finite element method, instrumentation

Abstract

A total sacrectomy is necessary for oncological resection when malignant sacral tumors involve the first sacral vertebra. Spinopelvic reconstruction is mandatory after a total sacrectomy. But few previous studies have performed a mechanical analysis of this type of reconstruction. In this study, mechanical testing and finite element analysis were carried out to evaluate a new reconstruction model. This model consists of both posterior and anterior instrumentations. Posterior instrumentation consists of pedicle screws inserted into the 3rd, 4th, and 5th lumbar vertebrae, iliac screws inserted into posterior iliac crest and two rods, which connect them. Anterior instrumentation consists of two screws inserted into inferior endplate of the 5th lumbar vertebra, a sacral rod connected with both sides of the pelvis through these screws and a sleeve augmentation of the pelvis. Finite element model of the reconstruction model was made based on CT images taken of the lumbar vertebrae and pelvis of a healthy adult male. Material properties were assumed according to the literature. The boundary conditions considered were for 960 N weight applied vertically to upper surface of the 3rd lumbar vertebra and the bottom of the pelvis being fixed. Half region was used in the analysis because of the symmetry. Stress concentration was observed at the region of the connection between the sacral rod and the screws. The maximum Von Mises stress value was 400 MPa, which is lower than the yield stress of the titanium alloy (860 Mpa). In the bones, stress concentration was observed at the region of the insertion of the sacral rod in the pelvis. The maximum Von Mises stress value was 77.1 MPa, which is just lower than the yield stress of the cortical bone (approximately 80 MPa). Mechanical testing of a modified Galveston reconstruction after a total sacrectomy has previously been carried out in our institute. The results showed that risk of the instrument failure was high because of stress concentration at the spinal rods. This was because a large load was transmitted from the lumbar vertebrae to the pelvis via the posterior spinal rods only. So, in order to avoid stress concentration in these instruments, it is necessary to add anterior support in the form of the screws inserted into the inferior endplate of the 5th lumbar vertebra and the sacral rod connected with both sides of the pelvis through screws. In this reconstruction model, no particular stress concentration was detected. We conclude that this model has a low risk of instrument failure and loosening after a total sacrectomy.