

修士論文

平成 23 年度

脊椎手術における棘突起間固定に
関する実験的研究



三重大学大学院 工学研究科 機械工学専攻

生体システム工学研究室

宮地 佑輔

目次

1 章 緒 言	1
2 章 脊椎のバイオメカニクス, 疾患と脊椎固定術	
2.1 脊椎の構成要素	3
2.2 骨のバイオメカニクス	5
2.2.1 骨組織の構造	5
2.3 機能的脊椎単位 (FSU) と安定要素	6
2.3.1 脊椎の安定要素	6
2.3.2 FSU の前方部分	6
2.3.3 FSU の後方部分	7
2.3.4 脊椎の靱帯	8
2.4 脊椎のバイオメカニクス	9
2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system	9
2.4.2 Coupled motion (Coupling)	9
2.4.3 Instantaneous axis of rotation (IAR : 瞬間回転中心)	10
2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性)	10
2.4.5 Neutral zone (NZ) と Elastic zone (EZ)	11
2.5 脊椎の損傷	12
2.5.1 脊椎疾患	12
2.5.2 脊椎手術	14
2.6 脊椎固定器具 (spinal instrumentation)	15
2.7 新しい脊椎固定器具 (Tadpole system)	16
2.8 PS を用いた後側方腰椎固定術	18
3 章 形状記憶合金製棘突起間固定インプラントの開発と評価	
3.1 形状記憶合金製棘突起間固定インプラントの開発	20
3.1.1 Ti-Ni 系形状記憶合金棘突起間固定インプラント	20
3.1.2 インプラントの製作方法	22
3.1.3 インプラントの形状記憶熱処理	22
3.1.4 形状回復時間の測定	25
3.2 実験概要	27
3.2.1 試験体の概要	27
3.2.2 座標軸の設定	28
3.2.3 実験準備	29
3.2.4 試験体モデル	33
3.2.5 6 軸材料試験機	35

3.2.6 曲げ試験	36
3.3 実験結果及び考察	38
3.3.1 繰り返し負荷に対する変形挙動の差異について	38
3.3.2 実験結果	40
3.3.3 考察	40
4 章 強固な棘突起間固定の調査	
4.1 棘突起への固定方法の調査	44
4.1.1 実験概要	45
4.1.2 実験結果及び考察	48
4.2 新しい棘突起間固定法の提案	50
4.2.1 両側 PS 棘突起固定法	50
4.2.2 実験概要	51
4.2.3 実験結果および考察	52
5 章 結 言	54
参考文献	55
謝辞	58

1 章 緒 言

医用生体工学は医学，工学，生物学の学際領域であり，生体や生物の持つ優れた構造や機能を研究し，工学機器やシステムに導入する分野と生体の構造や機能を力学的観点から解析する分野の大きく 2 つに分けられる．生体は全体，もしくはそれを構成する要素において内的にも，外的にも力学的環境下にあり，その機能の多くは力学的法則の支配を受けている．すなわち，身体全体のみならず，様々な器官，組織，細胞の機能は力学的バランスのもとで発揮，維持されており，またその崩壊によって各種疾患や支障が生じることが多く，それらの治療や回復にも力学的配慮が不可欠である．

さて，近年医療における外科系手術の分野全般にわたって最小侵襲手術 (minimally invasive surgery; 以下 MIS) が広く取り組まれている．MIS は皮膚切開をできるだけ小さくし，さらに，生体内の筋肉や組織，臓器への侵襲を最小限にする手術法である．この手術法を導入することで正常組織への侵襲を減らし，患者の肉体的負担が少なくなれば，合併症や後遺症のリスクが軽減でき，入院期間も短縮できる．また，MIS の主な方法として，出来るだけ正常な組織や臓器を温存し，手術による合併症や後遺症を軽減することにより，退院後の生活も含めて低侵襲を目指した温存手術と，体内を観るための内視鏡を用いて，できるだけ傷を小さくすることを目指した鏡視下手術の二つが挙げられる．実際の臨床においては，これらの方法の中から症状に応じたものを選択し，使い分けて行われている．

脊柱管狭窄症や脊椎すべり症などの脊椎疾患に対して行われる脊椎固定術においても MIS が取り組まれており，種々の脊椎固定術の考案，応用が試みられている．例えば，従来の pedicle screw and rod system (以下 PS) を用いた術式において，不安定になった脊椎の左右両側へ PS により固定するのが一般的であるが，手術侵襲の軽減を目的に，PS を両側に用いずに片側のみに PS 固定を行う術式がある．この片側 PS 固定術では，片側の椎間関節および軟部組織を温存でき，両側 PS 固定術と比べ，手術時間は短く術中出血量が少ない^{[1][2]}．しかし，その固定性は曲げ方向によって大きく異なり，固定のバランスが偏った術式であるという報告がなされている^{[3][4]}．また，PS の使用においても，その手術手技は決して簡便ではなく，screw の誤刺入による神経血管損傷などの重大な合併症の報告例が散見される^{[5][6]}．

低侵襲で安定性を確保する術式として，棘突起間固定がある．この棘突起間固定には身体組織への低侵襲，合併症の減少，手術時間の短縮，骨粗鬆症に有効といった利点があるため，MIS の観点から有用なインストゥルメンテーションである．この棘突起間固定の

ひとつである Tadpole system と呼ばれる術式は手術手技が容易で侵襲が少ない上、合併症が起りにくく、臨床成績は良好であると報告されている^{[7][8]}。しかしながら、従来の両側 PS 固定術と比較して脊椎固定性が弱いことが過去の研究で明らかにされている^[9]。われわれはより強固な固定性を有する棘突起間固定として Tadpole よりも簡便で安全性の高い新しい棘突起間固定インプラントを考案した。このインプラントは、Ti-Ni 系形状記憶合金製の円筒状プレートであり、手術時に棘突起に設置すると、体温による温度上昇によって形状記憶効果が生じて椎間固定を行う。棘上靱帯の上から棘突起を挟み込むという簡便な設置工程のため、手術時間の短縮と身体組織への低侵襲が期待できる。

本研究では棘突起間固定による脊椎固定性を実験的に調査することで、より強固な固定性を有する棘突起間固定法を提案することを目的とした。当研究室で開発した形状記憶合金製棘突起間固定インプラントを脊椎強度測定用 6 軸材料試験機により、脊椎固定術をモデル化したイノシシ屍体腰椎の機能的脊椎単位に用いて、脊椎の基本運動である曲げ試験を行った^[10]。さらに、得られた結果からより強固な棘突起間固定法として PS を棘突起固定に用いた固定法を提案、評価を行った。

2 章 脊椎の構造, バイオメカニクスと脊椎固定術

2.1 脊椎の構成要素

脊椎とは, 24 個の椎骨と仙骨, および尾骨から形成され, 大きく分けて頸椎, 胸椎, 腰椎の 3 部分がある (See Fig.2-1). 特に腰椎は, 5 つの椎骨より構成され, 頭側から L1, ..., L4, L5 とよばれている.

人体における脊椎の主な役割は, 身体の支持と運動の伝達および軸, そして特徴的であるのが中枢神経である脊髄の保護である. Fig.2-2 の (a), (b) はそれぞれ脊椎の断面図と側面図を表し, その構成要素を示す. 椎骨は椎体部分と椎弓部分に大きく分けられ, 主に椎体が前者の役割を, 椎弓が後者の役割を果たしている. 椎弓から, 棘突起, 横突起, 上下関節突起などが突出しており, それらの間, あるいは周囲に椎間板や各種靱帯が存在し, 脊椎の安定要素を構成している.

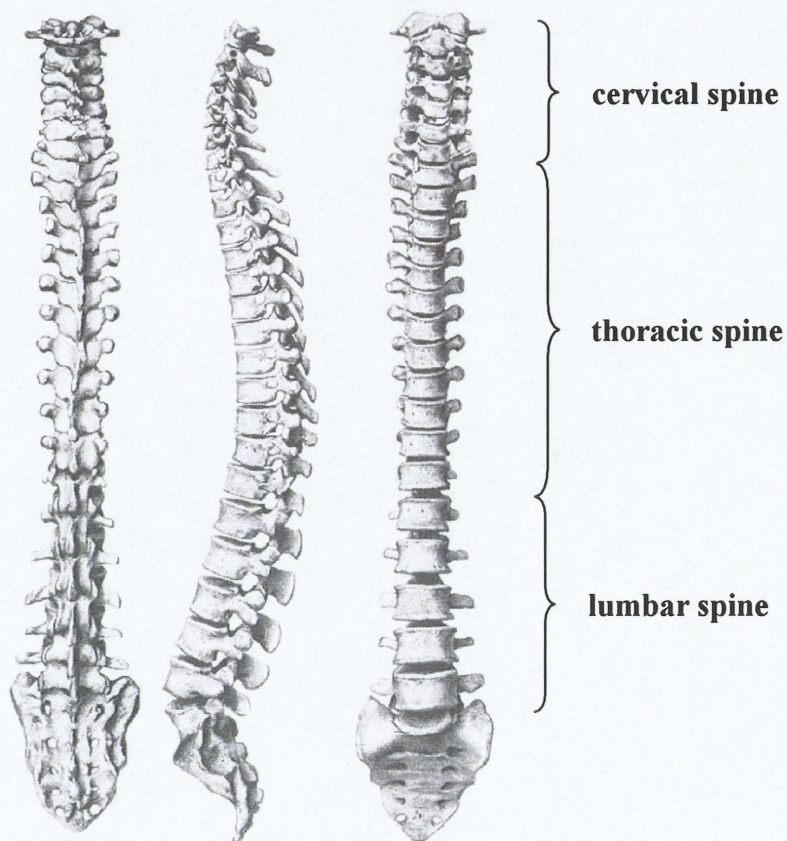
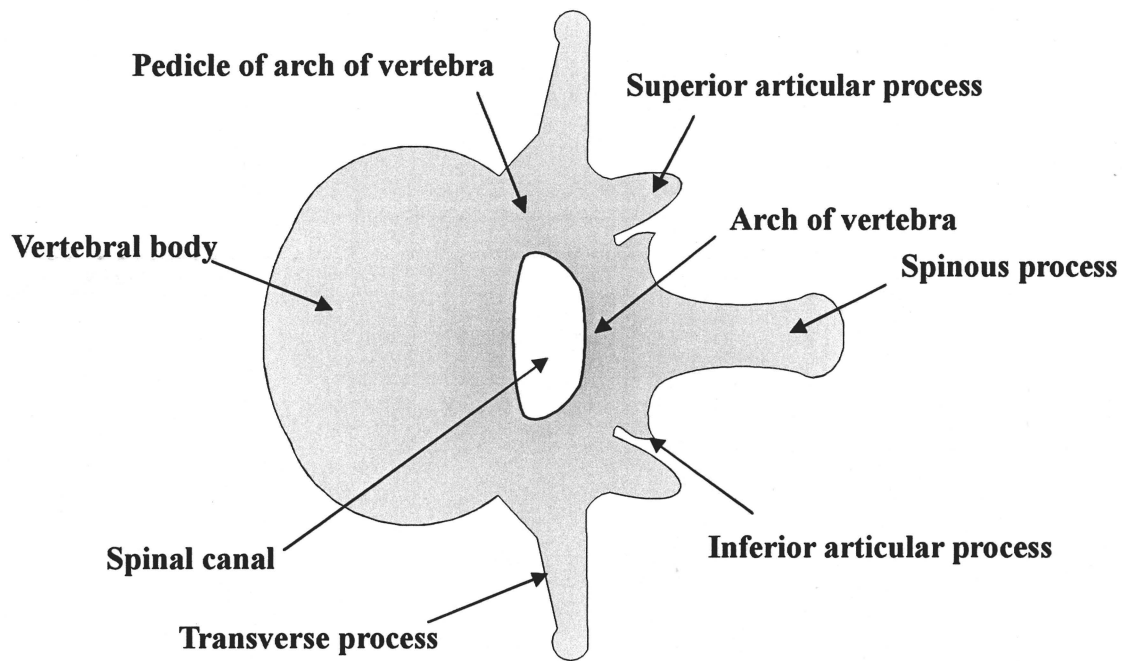
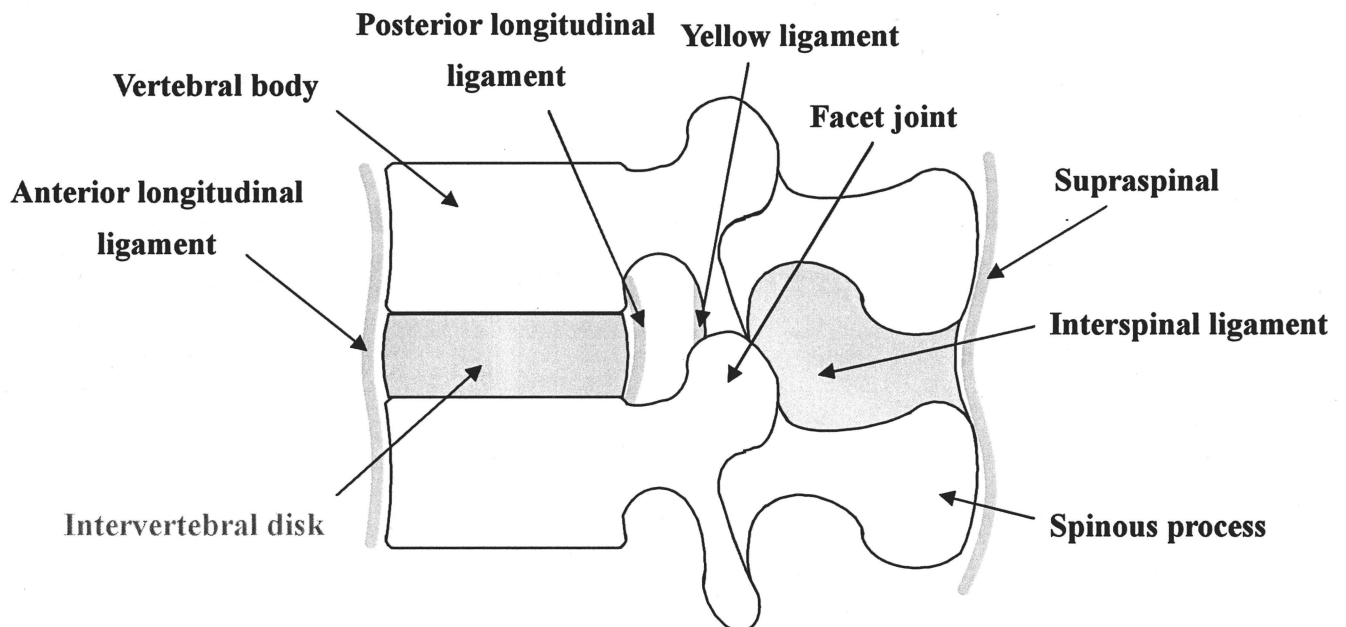


Fig.2-1 脊椎



(a) Cross section diagram



(b) Left lateral view diagram

Fig.2-2 脊椎の構成要素

2.2 骨のバイオメカニクス

骨格は、生体の内部臓器を保護し、筋肉の働きを介して生体の運動に関与する。そのため、骨はきわめて独特の機械的特質を有している。

骨には自己修復能があり、機械的要求に応じてその性状と形状を変化させることができる。例えば一般に、骨の密度は、使用しなかった場合や、使いすぎた場合に変化することが確かめられている。また、骨折の治療後あるいは、ある種の骨折手術の後に、骨の形状が変化することも確かめられている。すなわち骨は、機械的要求に適合する能力を有するといえる。

2.2.1 骨組織の構造

骨は、皮質骨と海綿骨からなる。これらの二つのタイプは、その多孔度に関してかなりの差があるといわれている^[11]。多孔度とは、その骨組織における非鉱質組織を含む割合のことである。皮質骨の場合は、その多孔度は5～30%の範囲であり、海綿骨では30～90%以上とされている。ただし、多孔度の低い皮質骨と、多孔度の高い海面骨の区別はなかなか難しい。また、皮質骨は海綿骨と比較してより剛性が高い。すなわち、皮質骨は応力に対しては強いが、ひずみに対しては弱いといえる。皮質骨は、*in vitro* の実験では、2%以上のひずみがかわると骨折を惹起するが、海綿骨の場合は、7%を超えるまで骨折を惹起しない。というのは、海綿骨はその多孔質な構造によって、より高いエネルギー蓄積能力を有するからである^[12]。

皮質骨も海綿骨も異方性、つまり外力を加える方向に依存して機械的性質が変化する材料の性質を持つ。この異方性物質は、種々の方向に負荷された場合、種々の違った機械的特性を表す。というのも骨組織は、縦軸方向と横軸方向で異なるからである。骨の強度は、負荷の方向でかなり変化する (Fig.2-3)。骨の強度と剛性は、通常負荷が最もかかる方向において最高値を示すと考えられている^[13]。

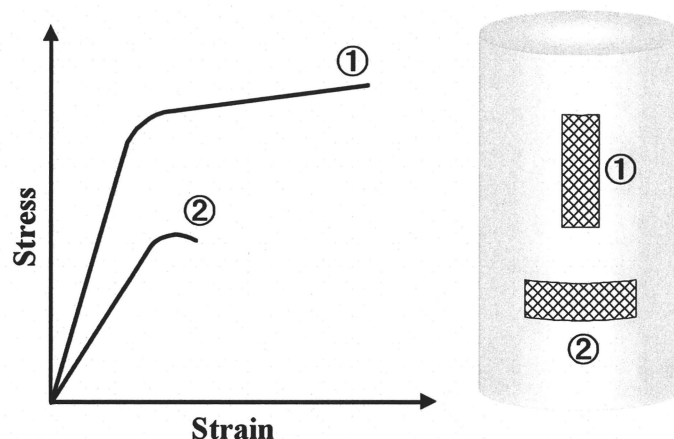


Fig.2-3 皮質骨（ヒト大腿骨）における縦軸方向と横軸方向の応力-ひずみ線図

2.3 機能的脊椎単位 (FSU) と安定要素

脊椎の機能単位は運動分節であり, それは安定要素である 2 個の椎体とその間に介在する軟部組織からなる. これを機能的脊椎単位 (FSU ; Functional Spinal Unit) とよび, 二つの隣接する椎体, 椎間板, 縦走靱帯がその前方部分を, それに相応する椎弓, 椎間関節, 横突起, 棘突起, そして靱帯が後方部分を構成している.

2.3.1 脊椎の安定要素

FSU は内的小よび外的小な安定要素によってその安定が保たれている. 外的小安定要素において最も重要とされているのは, 神経-筋系統であり, 代表的なものに腹筋群や傍脊柱筋などがあげられる. これらは脊椎の前後屈運動において重要であり, これに損傷などの異常が生じると脊椎は非常に不安定になる.

また, 内的小安定要素は Fig.2-2 に示す脊椎の構成要素自体であり, 前方と後方に分けられる. これらの安定要素は, 骨折などの外傷や腫瘍などの疾患, および手術手技により構成要素の破壊や変性が生じ, その程度によって脊椎は不安定になる. どの安定要素がどれくらの損傷を受けると脊椎の不安定性が生じるかについて明らかになってきており, Panjabi らや Posner らは FSU を用いた力学的な実験からそれらの関係を示している^{[14][15]}. さらに, 当研究室の茂木らは脊椎の各安定要素の損傷が FSU に及ぼす影響を報告した^[16]. また, それまでの力学的研究や臨床的研究の結果を検討することによって, Denis は損傷脊椎の安定性に関する three column theory を提唱し, 脊椎不安定性の評価において, middle column の損傷の有無が重要であると述べている^[17].

2.3.2 FSU の前方部分

前方部分は脊椎の静的支持機構の中心であり, 圧縮負荷の大部分が椎体と椎間板によって支持される.

椎体は主として圧縮負荷を支持するように形づくられ, 上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる. 腰椎における椎体は, 頸椎や胸椎に比べ, その高さはより高く, また, より大きな横断面を持つ. 腰椎はこのようにサイズが大きいため, 脊椎のこの部分が受けなければならないより大きな負荷を支持することが可能となる. よって, 椎体の圧縮強度は, 頸椎から腰椎へと下方へ進むにつれて増加し, 腰椎におけるそれは, 最下段に位置する L5 において 5.7kN といわれている^[18].

椎間板は機械的にまた機能的に非常に重要である. それは二つの構造物からなっている. 内側部分は髄核であり, 外側部分は線維輪である. 髄核は水を結合したグリコサミノグリカンに富むコロイド性のゲルよりなる液状の物質で, 70~90%の水分を含んでいる. 線維輪は交叉性に配列したコラーゲン線維束を持つ線維軟骨からなり, 層状構造を

なす。格層の繊維の方向は椎体終板に対して 30° の傾斜を持っており、このような繊維束の配列は高い曲げ、および回旋負荷に抵抗することを可能にしている^[19]。椎間板の重要な部分である軟骨終板は、硝子軟骨でできており、椎体より髄核および線維輪を分離させている。

また、椎間板は日常生活動作時に、圧縮、曲げ、ねじりの組み合わせのような複雑な負荷を受けている。もし椎間板に切開を施すと、髄核が突出してくるが、これは髄核が圧縮を受けていることを示している。椎間板は椎体を離そうとし、そのため輪状線維と縦走靱帯に引張を生じさせている。正常な髄核は、静水圧的に作用しており、負荷を受けている間でも圧力は均等に分布している^[20]。それゆえ、椎間板は運動分節で静水圧的機能を備えており、椎体間でクッションとして作用し、エネルギーを蓄え、負荷を分散させている。

屍体における正常およびやや変性した腰椎髄核での椎間板内圧の測定は、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が 10N/cm^2 であることを示している^[20]。椎間におけるこの圧力は靱帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりで外より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が繊維輪に加えられる。これに対する繊維輪の引っ張り強さは、椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向へは $0.7\sim 1.4\text{MPa}$ 、水平方向へはその約 5 倍、さらに繊維方向へは水平方向の約 3 倍の強度を持つとされている^[21]。しかし、変性した椎間板では、圧縮負荷が加わると上下方向の力が繊維輪を通じて椎体終板に伝わるのみであり、このとき、繊維輪には均等な力が加わらず一部がストレス集中のため壊れやすくなる。

2.3.3 FSU の後方部分

後方部分は運動分節の動きを導いており、椎間関節の働きによるところが大きい。椎間関節は一对の上下関節突起で形成されており、この突起の関節面は硝子様軟骨で覆われ、関節包と靱帯で囲まれた滑膜関節である。椎間関節は脊椎運動のコントロールに最も大きく関与し、運動の方向はこの関節面の向きによって規定される。そして、この方向は、全脊椎を通じて横断面と前額面に関連して変化する。最上部の二つの頸椎を除いて、それらの関節は水平方向に向いているが、頸椎の椎間関節の関節面は水平面に対して 45° 傾き、前額面に対しては平行である。これらの頸椎椎間関節の配列は屈曲、伸展、側屈、回旋を許容している。胸椎の椎間関節面は水平面に対し 60° 、前額面に対し 20° の傾きをもち、側屈、回旋、そしてある程度の屈曲、伸展を許している。腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角に、前額面に対して 45° の傾きをもっている^[21]。この配列は屈曲、伸展、および側屈を許容するが、回旋はほとんどできない。腰仙部の

椎間関節は腰椎部における他の椎間関節と異なっている。この部位での関節面の方向と形状はある程度の回旋を許容している^[23]。ここで挙げられた値はおおよそのものであり、関節面の向きは一個体の中でも個体間でも変化があることに注意しなければならない。

関節面は以前には、運動分節の運動のガイドに主な意味があり、負荷を支持する機能はわずかだと考えられていた。しかし、最近の研究では、それらの負荷支持機能はもっと複雑であることが示唆されてきた。脊椎の位置によって、関節面と椎間板との間の負荷分担は変化する。関節面の負荷支持は 0 から全負荷の約 30% である。関節面の負荷支持機能は脊椎が過伸展位にある時、特に明瞭である^[24]。せん断力に抵抗するのに椎弓と椎間関節が重要であることは、脊椎分離症や関節欠損の状態では椎体が前方にずれる危険があることで具体的に示されている。

横突起、棘突起は脊椎筋の付着部となっており、それらの筋肉の活動が動きを開始させ、また脊椎に対する外因的な安定性に寄与している。

2.3.4 脊椎の靱帯

脊椎の周囲には、前縦、後縦、左横突起間、右横突起間、黄色、棘間、棘上の 7 靱帯が存在する。これらは脊椎の内因的な安定性の一部を担っており、多くは主として同一方向のコラーゲン線維の束から構成される。これらは繊維方向と同じ方向への引っ張りに対しては強い抵抗能力を持つが、一方で、圧縮に対しては曲がってしわがよるため、その意味ではゴムバンドに似ているといわれる。しかしながら、椎弓を縦に連結する黄色靱帯は、生体の中でも弾性線維を高率に含んでいる例外的なものである。黄色靱帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靱帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靱帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靱帯は常に一定の緊張を保っている。また、椎間板にある運動中心と黄色靱帯との間の距離は、椎間板に予め圧力を与えることになり、椎間板内圧を作り出す一因となっている。

靱帯の効果としては、脊椎の動きに順応して椎体間の関係を良好に保ち、筋のエネルギー消費を少なくすることや脊椎の運動を一定限度に制御することで、脊髓を保護すること、さらに、急激な外力を吸収し、脊椎を護ることなどが挙げられる^[25]。また、引張負荷を一つの椎体から他の椎体へと伝達し、少ない抵抗でなされねばならない生理学的運動範囲内での、滑らかな動きを可能にするのも靱帯の持つ機能の一つである。

2.4 脊椎のバイオメカニクス

2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system

脊椎の運動を生体力学として3次元的に考えるために White と Panjabi によって提唱, 導入されたものである^[26] (See Fig.2-4). 図のように, 脊椎の運動を3次元直交座標で考えると, x , y , z 軸に対してそれぞれ並進と回旋の運動を持つため, その自由度は6自由度となる.

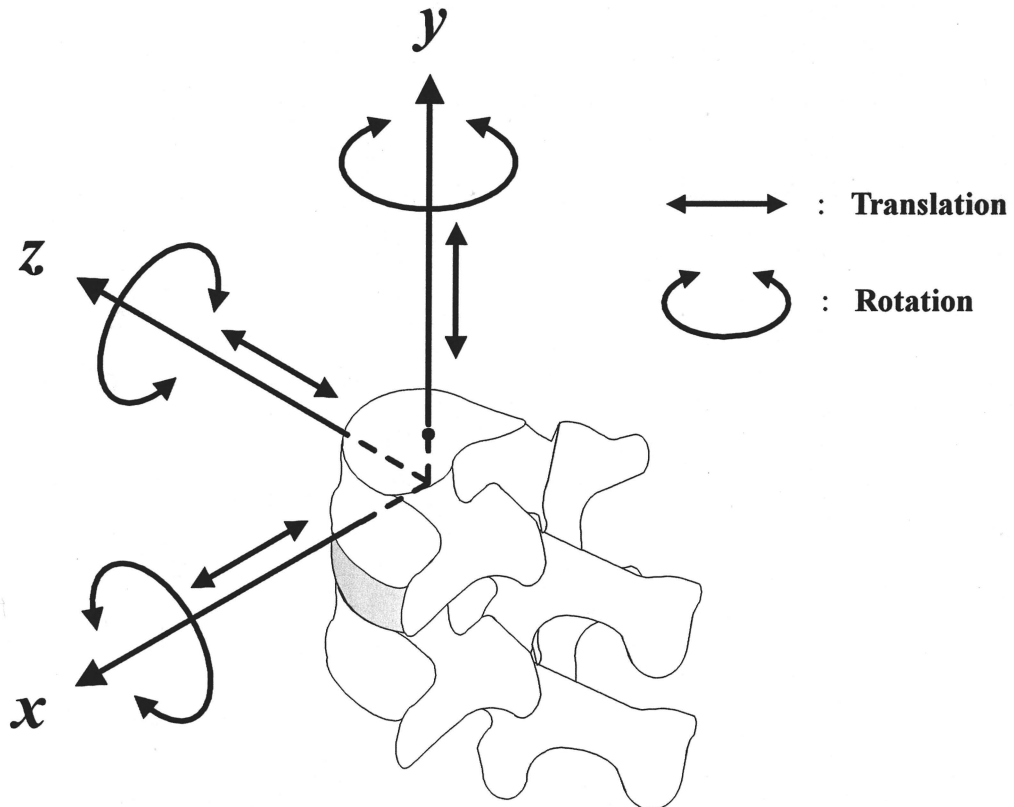


Fig.2-4 Right-handed orthogonal coordinate system

2.4.2 Coupled motion (Coupling)

生体内においては, 例えば単軸引張や圧縮などの純粋な力やトルクが加わることはなく, 引張とねじりなどといったように複合された力が加わる. このように, 一軸における主運動 (main motion) である並進や回旋には, 他軸に関する並進や回旋が付随して生じることが通常であり, この付随した運動のことを **Coupled motion** という^[27]. 例えば, Miles と Sullivan は腰椎において, 側屈運動には棘突起が側屈した方向に向かう回旋運動を伴うことを報告している^[28].

2.4.3 Instantaneous axis of rotation : IAR (瞬間回転中心)

脊椎の各軸における回旋運動の中心は, その運動の変化に伴い位置も変化することから, 瞬間回転中心, IAR と呼ばれている. 前後屈における IAR は, 椎間板の中心前後に, また回旋方向においては椎間板の後方にあることが報告されているが, 椎間板の変性や各安定要素の損傷などによって, その位置が大幅に異なることも報告されている.

2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性)

FSU (機能的脊椎単位) を構成する靱帯や椎間板組織の多くは, コラーゲン線維と弾性線維からなり, 粘弾性を有する. 粘弾性を有する脊椎は, Creep, Hysteresis などの現象を呈する.

- **Creep** : 負荷荷重一定のもとで, 時間とともに変位が増加する現象である. 脊椎における粘弾性は, 変位の速度が次第に減少し, 数十分から数時間で最大変位に達するという特徴を有する.
- **Hysteresis** : 粘弾性を有する物質に負荷, および除荷を行うと, 負荷時と除荷時とは異なった負荷-変位曲線を示す. この現象を Hysteresis といい, エネルギーの喪失を示す. Fig.2-5 は, FSU を用いた圧縮試験による負荷-変位曲線である. 変位は圧縮方向を正とした.

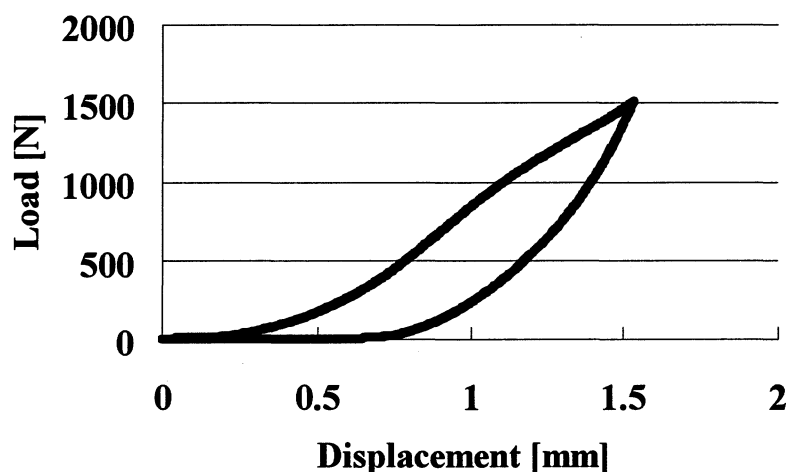


Fig.2-5 負荷-変位曲線

2.4.5 Neutral zone と Elastic zone

FSUにおける負荷 0 での変位の大きさを Panjabi らは Neutral zone (NZ) と称した (See Fig.2-6). NZ を始点として, 負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入り, NZ と EZ を合わせたのが可動域 (Range of motion : ROM) である^[29]. NZ では, 椎間運動は小さい力で生じ, 負荷と除荷を繰り返すと, Creep により NZ および ROM は漸増する^{[30][31]}. 一般に, 安定要素に損傷を加えると, NZ が大きくなるといわれ, 臨床において NZ を把握することは極めて重要である. なお, Fig.2-6 は FSU に対し, 前屈方向の曲げトルクを負, 後屈方向の曲げトルクを正とした場合における, 曲げトルクと角変位の関係を表している.

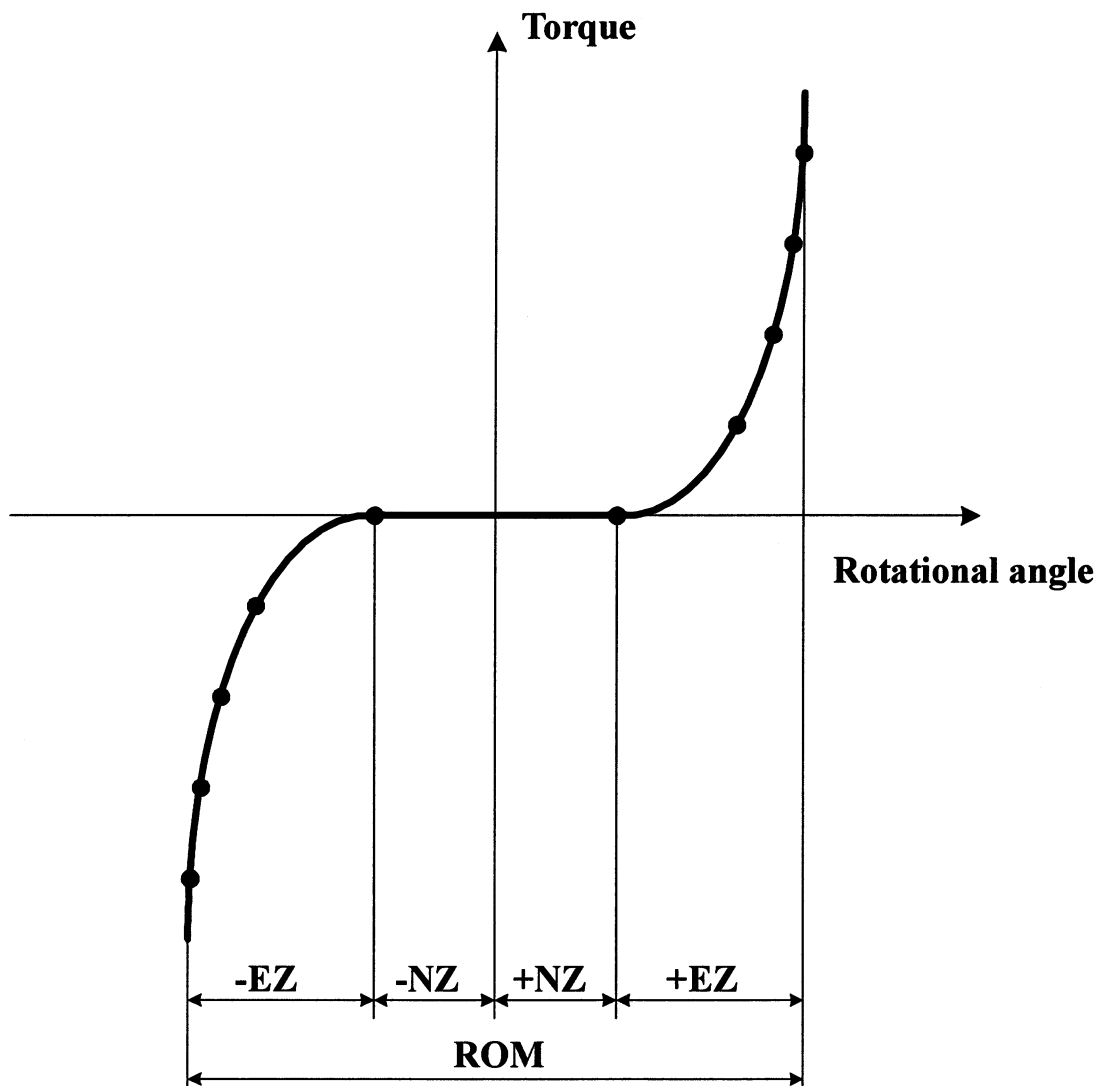


Fig.2-6 FSU における負荷-変位曲線

2.5 脊椎の損傷

脊椎はそれを取り巻く安定要素に対して, 変性や破壊などの損傷が加わると不安定になり機能障害を起こす. ここでは, 不安定の原因となる脊椎の損傷について簡単に述べる.

脊椎の損傷は大きく 2 つに分類され, その 1 つは骨折や腫瘍などの疾患によるものであり, もう一方はそれを治療するための手術手技によるものである. 後者は手術をする際に, 視野の妨げとなる靱帯や関節などの安定要素を, やむなく切除することによって生じる損傷である.

2.5.1 脊椎疾患

Table.2-1 に, 成因別に分類した脊椎における代表的疾患を示す. その中で, 脊椎分離すべり症は前者に相当する症例であり, 脊柱管狭窄症は後者に相当する, すなわち手術の際にやむを得ず損傷が加わる症例である. これら代表例について, 以下に説明するとともに, 次項にて, その代表的な治療法について簡単な説明を付け加える.

- ・ 脊椎分離すべり症

脊椎分離症とは, 椎骨の後方要素である椎弓部分の関節突起間部に骨欠損 (分離) がある状態で, それに起因して腰痛や下肢痛が生じる疾患である. また, 脊椎すべり症とは, 上下の椎体がある椎間板の部分ですべりの現象を起こしている状態で, それに起因する同様の臨床症状がみられる疾患である^{[32][33]}. 治療方法としては, 症状の軽い場合であればコルセットや薬物療法が選択されるが, 症状が重い場合は椎弓の切除を行い, 圧迫されている神経の除圧を行うため, 手術の行われた椎間に不安定性が生じる.

- ・ 脊柱管狭窄症

脊椎の中心にある脊柱管はトンネルのような管になっており, 大切な脊髄や腰部の神経を保護している. 脊柱管狭窄症とは, この脊柱管が狭くなることにより, 中にある神経が圧迫され足や腰にしびれや痛み・麻痺が生じる疾患である. 原因として, 1. 先天的なもの, 2. 脊椎すべり症などの病気に伴うもの, 3. 椎間板などの老化により起こるもの等が考えられ, 症状により, 薬物療法やコルセットの装着などの保存的治療を受けるが, 症状が重い時は椎弓の切除を行い, 圧迫されている神経の除圧をし, 脊柱管を広げる. この際, すべり症と同様に, 手術の行われた椎間に不安定性が生じる.

筋・筋膜症のもの	脊椎の老化に起因	外傷によるもの
基礎因子による 現象としての腰痛	椎間関節症 骨粗鬆症 脊柱管狭窄所	腰椎圧迫骨折 脊椎すべり症 脊椎分離症
椎間板に起因	腰椎の構造に起因	内臓諸疾患に起因
椎間板ヘルニア シュモール結節	腰椎移行椎 二分脊椎 側彎症	性器の炎症 自律神経失調症
炎症によるもの	腫瘍によるもの	その他
結核性脊椎炎 椎間板炎	脊椎骨の腫瘍 脊髓腫瘍	心因性的のため

Table.2-1 脊椎における代表的疾患

2.5.2 脊椎手術

前項で述べたような疾患に対して，一般的には，薬物療法や理学療法などの保存的治療を十分に行う．しかし，それらの効果がみられない場合は外科的治療である手術を行うことになる．その手術法として以下の方法が挙げられる．

- ・ 除圧術

除圧術の主な目的は、圧迫された神経への圧力を取り除いて臨床症状を緩和することである．除圧の方法には、神経を圧迫している部分の骨を取り除く方法や、骨をずらして神経の通る空間を広げる方法などがある．また、脊椎や脊髄の腫瘍が圧迫の原因になっている場合は、可能な限りそれを取り除く．

- ・ 固定術

除圧だけでは症状が再発する可能性がある場合や、骨を取り除いたことで脊椎が不安定になってしまう場合は、除圧した後に、患者自身の骨盤などから骨をとって移植することにより、不安定な椎骨と椎骨を一塊に骨癒合する固定術を行う．固定の際、移植した骨が骨癒合するまで数ヶ月の月日が必要となるため、手術後の早期離床や早期の社会復帰を目的として、脊椎固定器具（spinal instrumentation）を用い固定の補強を行う．

また、これら除圧術と固定術は、併用して行われることがあり、その手術法を脊椎固定術と呼ぶ．脊椎固定術は前方法固定術と後方法固定術に大別される．前方法固定術として、前方進入腰椎椎体間固定術（Anterior Lumbar Interbody Fusion；ALIF）があり、後方法固定術としては、後側方腰椎固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion；PLF）、後方進入腰椎椎体間固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion；PLIF）、経椎間孔進入椎体間固定術（Transforaminal Lumbar Interbody Fusion；TLIF）がある．適応される疾患については、各術者によって多少異なるが、術者はそれぞれの術式の利点、欠点を十分に理解したうえで選択している．

2.6 脊椎固定器具 (spinal instrumentation)

疾患や手術手技による損傷などによって脊椎に不安定性が生じた場合, 程度によっては spinal instrumentation を用いて脊椎固定術を施すことがある. これは, 安定性を失った脊椎に対して, 配列の維持や変形の矯正を行うことで, 早期に日常生活に復帰できるように力学的安定性を作り出し, 骨融合が起こるまでの間, 脊椎を保護することを目的としている. spinal instrumentation にはプレート, ロッド, スクリュー, フック, およびワイヤなどが使用されており, 現在では様々な種類の spinal instrumentation が存在する^[34]. それらの歴史は 1891 年に Hadra が報告した頸椎骨折患者への銀線による締結例まで遡る^[35]. また, 1952 年に Wilson らは, 棘突起を両側から金属プレートで挟んで screw を用いて固定する固定器具を開発し, これは実用化された spinal instrumentation の第一号であった^[36]. その後 Harrington らの distraction rod/hook system や Luque らの L-rod segmental spinal instrumentation などが開発され, かなりの脊椎固定性が得られるようになった^{[37][38]}. 現在では, 後方から進入して椎弓根部へスクリューを挿入し, それらをロッドで連結することにより安定性を確保する pedicle screw and rod system (以下 PS, See Fig.2-7) の使用が, spinal instrumentation の中でも主流である. しかし, スクリューの挿入による身体への損傷など問題点があるため, 最小侵襲手術 (minimally invasive surgery; MIS) と呼ばれる手術侵襲の軽減を目的とした手術法が可能となる新しい spinal instrumentation の考案が試みられている.

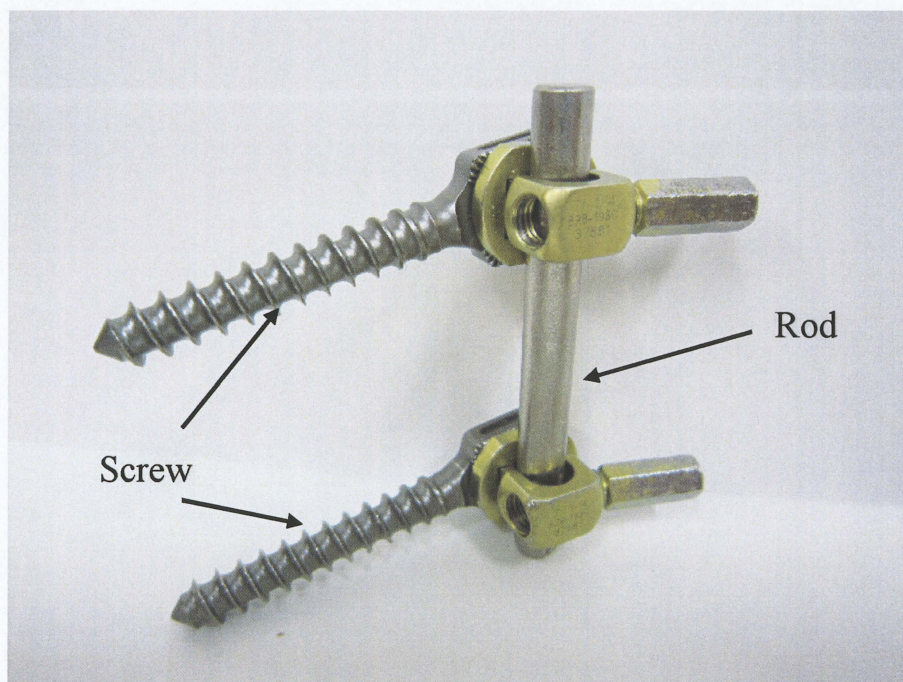


Fig.2-7 Pedicle screw and rod system

2.7 新しい脊椎固定器具 (Tadpole system)

近年, 患者への負担をできるかぎり軽減する目的で, 外科系手術の全般にわたって MIS が広く導入されている. spinal instrumentation の使用に際しても, MIS の概念から片側アプローチによる unilateral posterior lumbar interbody fusion (unilateral PLIF), transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF), 経皮的 pedicle screw insertion などの術式が行われているが, それぞれに一長一短がみられる^{[39]~[45]}. その unilateral PLIF や TLIF に関して, Shin らは 2 個の cage を用いた unilateral PLIF 41 例において概ね良好な結果を示し, 豊根らは出血量や手術時間の点において低侵襲で良好な短期成績が得られたと報告しているが, 依然として, 神経根損傷, instrumentation failure や深部感染などの合併症の報告がみられる^{[39][43]}. また, 経皮的 pedicle screw insertion は, 確かに低侵襲ではあるが, screw の誤刺入, 神経根損傷などが報告されている^{[40][41]}.

三重大学医学部整形外科医の笠井らは, 以上の欠点を補う新しい spinous process hook and rod system の spinal instrumentation : Tadpole system (Kisco DIR Co., Ltd., Osaka, Japan) を開発した (See Fig.2-8). Tadpole system は椎体や椎弓根をアンカーとする spinal instrumentation ではなく, 棘突起をアンカーとする spinal instrumentation であり棘突起の根の部分にフックを掛けて, ロッドで連結をする hook and rod system を採用している. また, 本システムは, 骨へ直接スクリューなどを挿入することもないため, 髄液漏や神経損傷などの重大な合併症を引き起こすリスクが回避できる. そして, 設置も簡便であるため, 手術時間の短縮, 出血量の減少, 早期離床につながると考えられ, MIS が期待できる (See Fig.2-9). Tadpole system を開発した笠井らは本システムを 31 例に使用し, instrumentation の設置に要した時間は平均 8 分, 日本整形外科学会腰痛疾患治療成績判定基準の術後改善率が平均 73.9% で, 髄液漏, 神経麻痺, 術後感染は 1 例もみられず, 術後 2 年の時点における骨癒合率は 93.5% であったと報告している.

Tadpole system と同じメカニズムで棘突起をアンカーとする spinal instrumentation は約 50 年前から存在しているが, それらのまとまった臨床成績は報告されていない. 上下の棘突起間を wiring により締結した棘突起 wiring の強度としては, 椎弓下 wiring の 30 ~ 45% 程度の引き抜き強度であると報告されており, wiring に関しては, 棘突起に比べて椎弓下の方が優れている^[45]. また, Coe らは, 棘突起の fracture load は椎弓の強度の 1/5~1/2 であったと報告している^[46]. このように棘突起は生体力学的強度が高くないことから, 棘突起をアンカーとする spinal instrumentation の種類は少ないが, 近年, 手術侵襲の軽減を目的とした Lumbar Alligator Spinal System や CD HORIZON SPIRE spinous process plate などがあり, いずれも手技が簡便で, 出血量も少なく, 合併症の頻度も低いと比較的良好な腰椎固定術の臨床成績が報告されている^{[47][48]}.

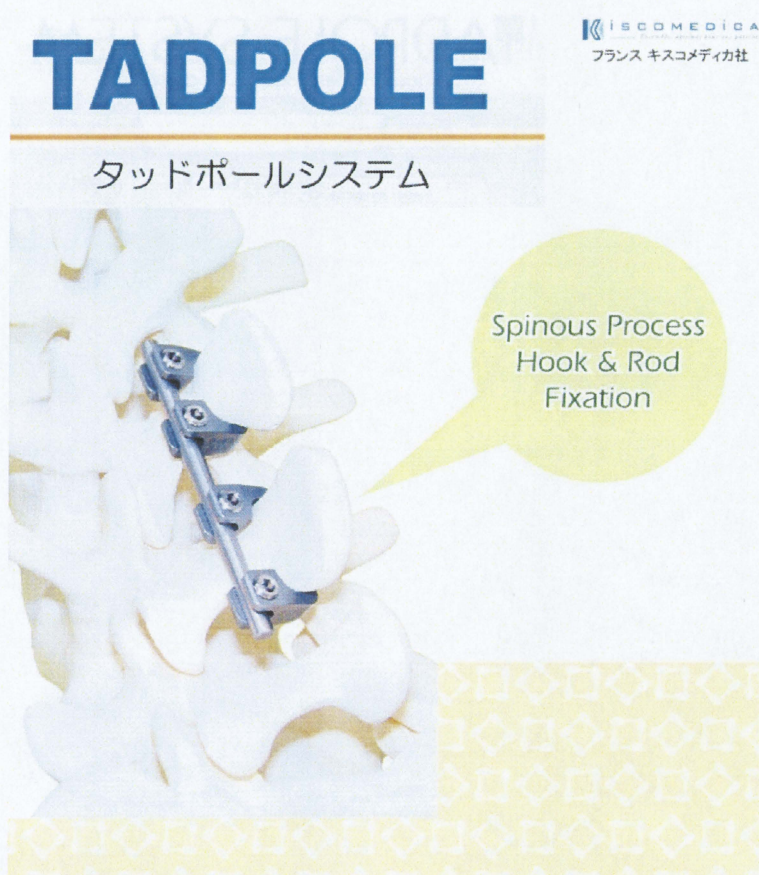


Fig.2-8 Tadpole system (Kisco DIR Co., Ltd., Osaka, Japan)

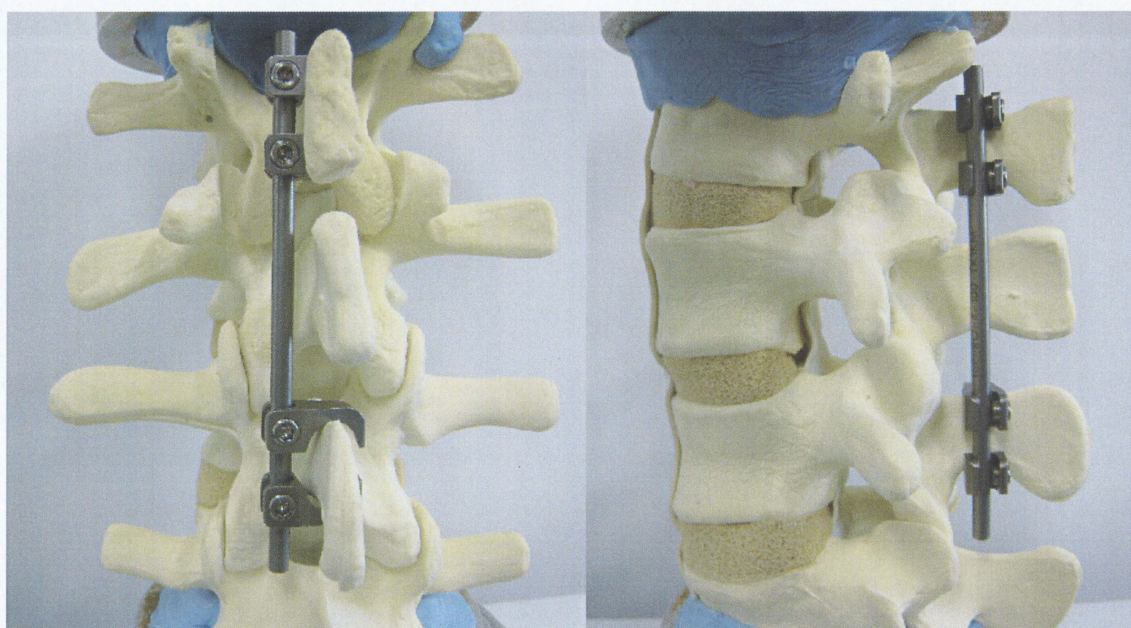


Fig.2-9 Tadpole system による固定

2.8 PS を用いた後側方腰椎固定術

本研究では、イノシシ屍体腰椎 FSU を用い、損傷モデル、PS を用いた固定モデルおよび形状記憶合金製棘突起間固定インプラントを用いた固定モデルを作製した。その際、PS を用いた後側方腰椎固定術という実際に行われている手術法を基にモデル化を行った。そこで、以下に脊椎固定術における手術方法について簡単に説明する。

この手術法は、脊椎疾患に対して最もよく行われている一般的な脊椎固定術であり、主に神経を圧迫している部分の骨を取り除く除圧術が必要となる疾患に対して行われる。その際、各脊椎の安定要素をやむなく切除しなければいけないため、除圧後、脊椎が不安定になり、PS による固定術が行われる。

実際の手術手順は、まず背中側から切開し、筋肉などの組織を掻き分け、疾患部の脊椎に到達する。その後、圧迫されている神経を除圧するため、神経を取り巻く棘上・棘間靱帯や左右の椎間関節などの安定要素を取り除く。除圧後、不安定になった椎間の上下椎弓に対して、後方から左右2本ずつの計4本のスクリューを挿入し、それらスクリューにロッドを通し、左右両側をPS固定する (See Fig.2-10, Fig.2-11(a))。

一方、上述した従来法では棘上・棘間靱帯および両側の椎間関節を切除し、除圧を行うが、近年考案された MIS では椎間関節の損傷をどちらか片方のみにし、棘上・棘間靱帯および片側の椎間関節を温存して除圧を行う。除圧後、PS による固定も、椎間関節が切除された側のみを PS 固定する (See Fig.2-11(b))。

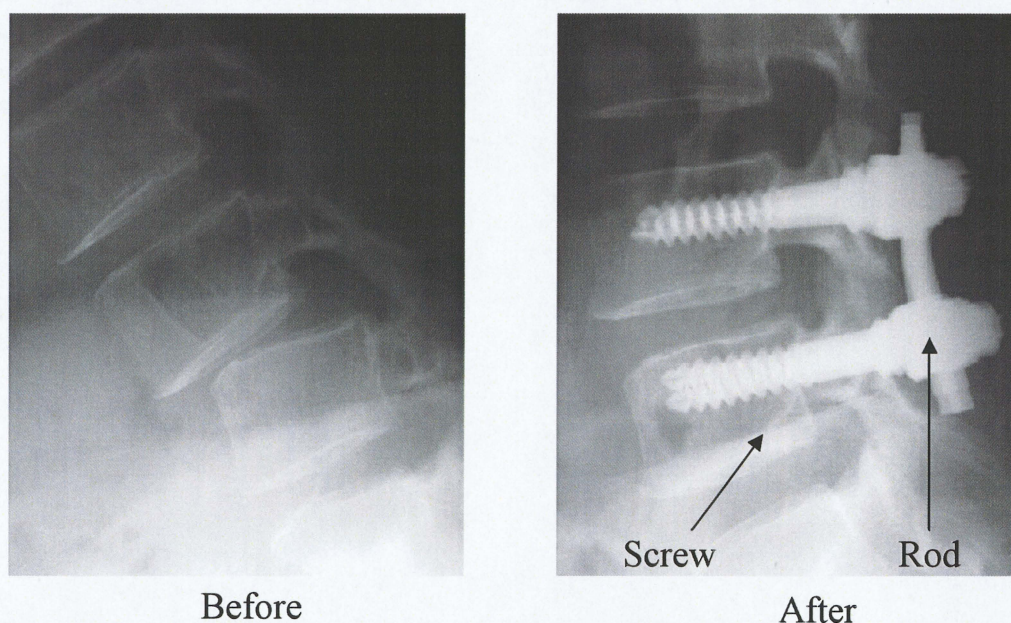


Fig.2-10 一椎間固定のX線画像

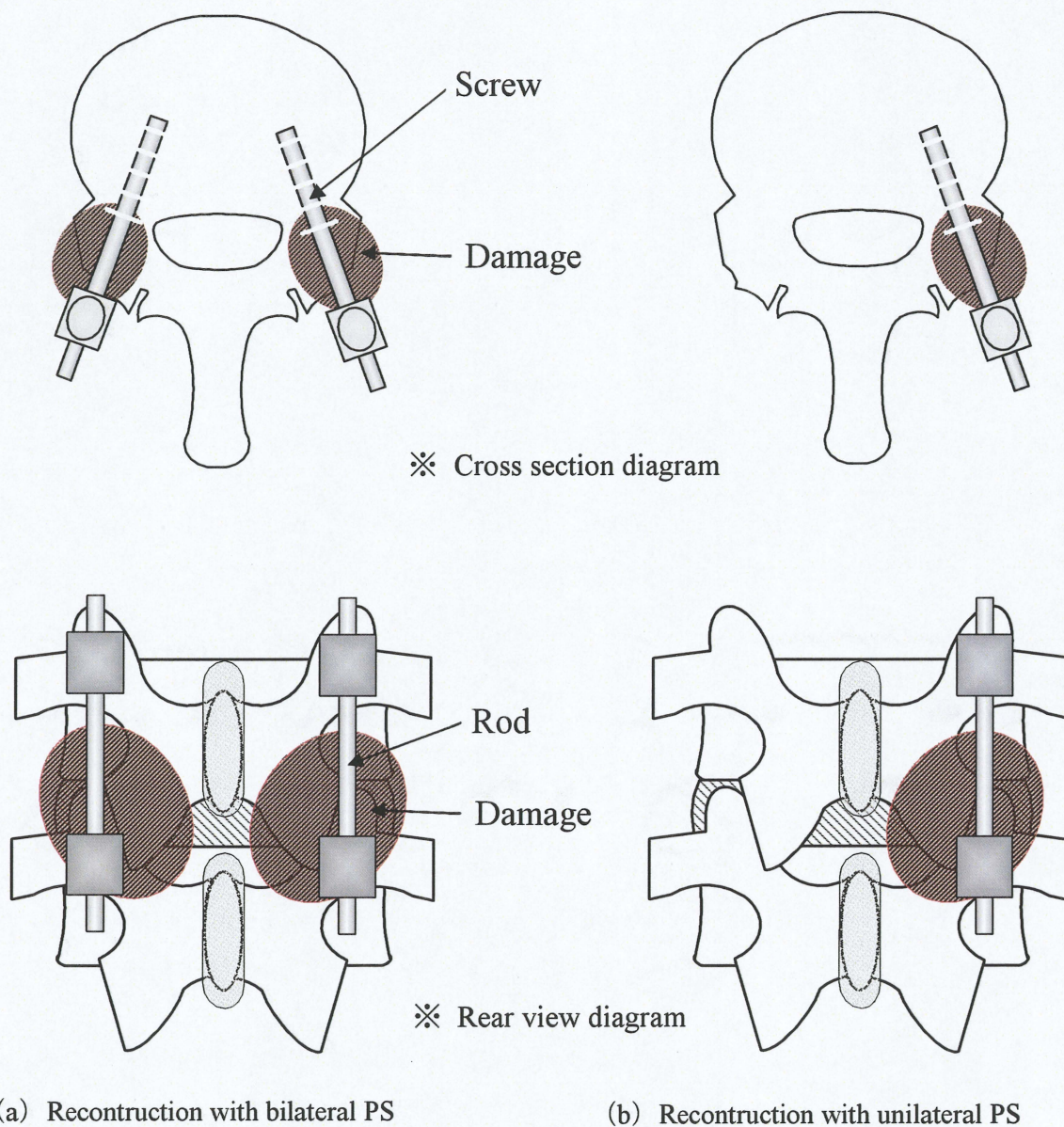


Fig.2-11 両側 PS 固定および片側 PS

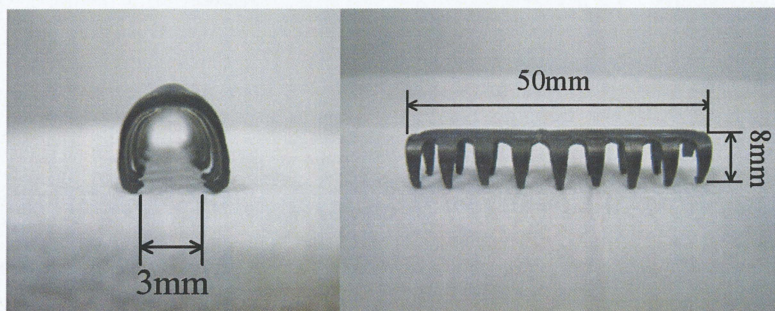
3 章 形状記憶合金製インプラントの開発と評価

棘突起間固定のひとつである Tadpole system は手術手技が容易で侵襲が少ない上、合併症が起りにくく、臨床成績は良好であると報告されている。しかしながら、従来の pedicle screw and rod system (以下 PS) と比較して脊椎固定性が弱いことが過去の研究で明らかにされている。そこで、われわれはより強固な固定性を有する棘突起間固定として Tadpole よりも簡便で安全性の高い形状記憶合金製棘突起間固定インプラントを考案した。本研究では、6 軸材料試験機を用い、損傷、両側 PS 固定、形状記憶合金製インプラント固定をモデル化したイノシシ屍体腰椎 FSU に対して、脊椎の基本運動である曲げ試験を行い、それらの変形挙動を比較、検討することで形状記憶合金製インプラント固定の特徴を生体力学的に調査した。

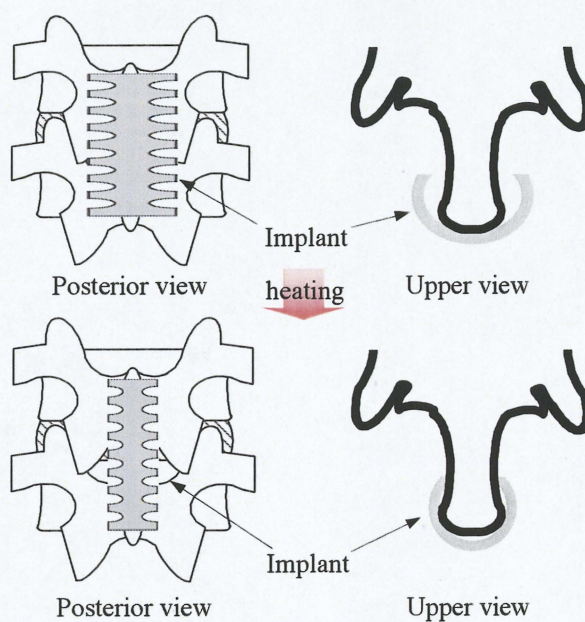
3.1 形状記憶合金製棘突起間固定インプラントの開発

3.1.1 Ti-Ni 系形状記憶合金製棘突起間固定インプラント

今回作製したインプラントを Fig.3-1(a) に示す。材質は 50.2wt%Ti-Ni 系形状記憶合金、形状は 9 本の爪を有する長さ 50mm の円筒状のプレートであり、爪の間隔が 3mm になるよう形状記憶熱処理を施した。固定方法は、冷却下でインプラントの爪を広げて棘突起に設置すると、患者の体温による温度上昇でこの合金の特性である形状記憶効果が生じ、爪が棘突起に圧着するという簡便で低侵襲なものである (Fig.3-1(b))。



(a)



(b)

Fig.3-1 形状記憶合金製棘突起間固定インプラント

3.1.2 インプラントの製作方法

燃焼合成法を応用した精密鑄造で作製。以下の作業は株式会社吉見製作所に依頼して行われた。

- ① 精密遠心鑄造法により任意形状の Ti-Ni 系形状記憶合金を作製
- ② 硬さを向上させるために超音波ショットピーニング加工を施す。
- ③ 形状記憶熱処理（450℃，30 分保持）を行う

3.1.3 インプラントの形状記憶熱処理

形状記憶合金製インプラントは、棘上靱帯の上から棘突起に設置されたときに人の体温でインプラントが初期形状に回復することで椎体間固定しなければならない。したがってインプラントの形状回復終了温度は人の体温（35℃～37℃）以下が望ましく、その形状記憶回復温度を決定するのはインプラントの形状記憶処理である。

1) 形状記憶熱処理方法

インプラントの焼入れはマッフル炉（いすゞ製作所社製 Fig.3-2）を使用する。まず、マッフル炉の焼入れ保持温度と保持時間を設定し、治具により固定されたインプラントを炉内にいれ昇温させる。設定温度で保持時間が経過後、素早くインプラントを取り出して水中で急冷させる。

- ① 治具を使用し、爪の間隔が 4.8mm になるように締め付けて固定する
- ② 治具に入れたまま形状記憶熱処理（475℃，10 分間保持）を行う。
※1 の作業はインプラントの破損を防ぐため 60℃の湯中で行った。3 の作業は形状が最終形状までの加工であり、液体窒素を使用した冷却下での作業である。
- ③ インプラントを爪の幅が 3.5mm になるよう治具を使用し締め付け固定する。
- ④ インプラントを再び形状記憶熱処理（500℃，10 分間保持）を行う。



Fig.3-2 マッフル炉

2) DSC 測定

測定は、材料のマルテンサイトやオーステナイトなどの変態温度が測定可能である示差走査熱量計（differential scanning calorimetry : DSC, Fig.3-3）を用いた。

原理としては、加熱によって異常熱変化を起こさないもの（今回はアルミナを使用）を基準物質とし、試料とともに電気炉内において一定速度で加熱、冷却していくと、両者間に温度差が生じる。その温度差をなくすために試料に熱が供給される。そのときの温度変化と供給された熱量変化を測定する。

示差走査熱量計によって測定した結果を Table.3-1 に示す、マルテンサイト変態開始温度は -10°C 、マルテンサイト変態終了温度は -33°C 、逆変態開始温度は 1°C 、逆変態終了温度は 27°C であったことから、本インプラントは、 1°C 以下の温度環境下で与えた形状変化が、 27°C 以上に加熱するとすべて回復すると考えられる。



Fig.3-3 示差走査熱量計 (DSC)

Table.3-1 形状記憶合金製インプラントの DSC 測定結果

Ms[°C]	Mf[°C]	As[°C]	Af[°C]
-9.6	-33.14	1.25	27.29

3.1.4 形状回復時間の測定

インプラントが手術時間の短縮に有効であることを確認するために、形状記憶効果による形状回復に要する時間の測定を行った。

1) 測定方法

形状記憶合金製棘突起間固定インプラントを -10°C に冷却して爪を広げ、この状態から体温を想定した 36°C の室内に静置し、時間経過に伴う形状回復の様子をデジタルハイビジョンカメラで撮影した。撮影によって得られた動画から、二次元動画計測ソフト Move-tr/2D 7.0（ライブラリー製）によってインプラントの爪に設定したマーカーを自動追跡して位置座標を計測した（See Fig.3-4）。

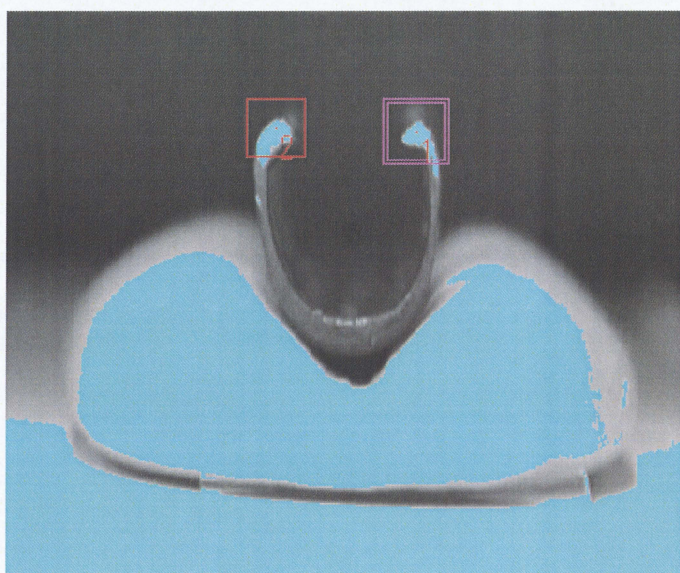


Fig.3-4 二次元動画解析画像

2) 測定結果

Fig.3-5 に形状回復時間の測定結果を示す。同図の縦軸は爪と爪の間隔[mm]を、横軸は 36°C の空気中に静置してからの時間経過[sec.]を示す。同図に示すように冷却状態で 4.7mm に広げた爪の間隔が静置直後から減少し、約 120 秒後に 3.2mm となり安定した。以上の結果から、形状記憶合金製棘突起間固定インプラントは特性である形状記憶効果と超弾性によって棘突起に短時間で設置、固定することができ、非常に簡便な手技であった。

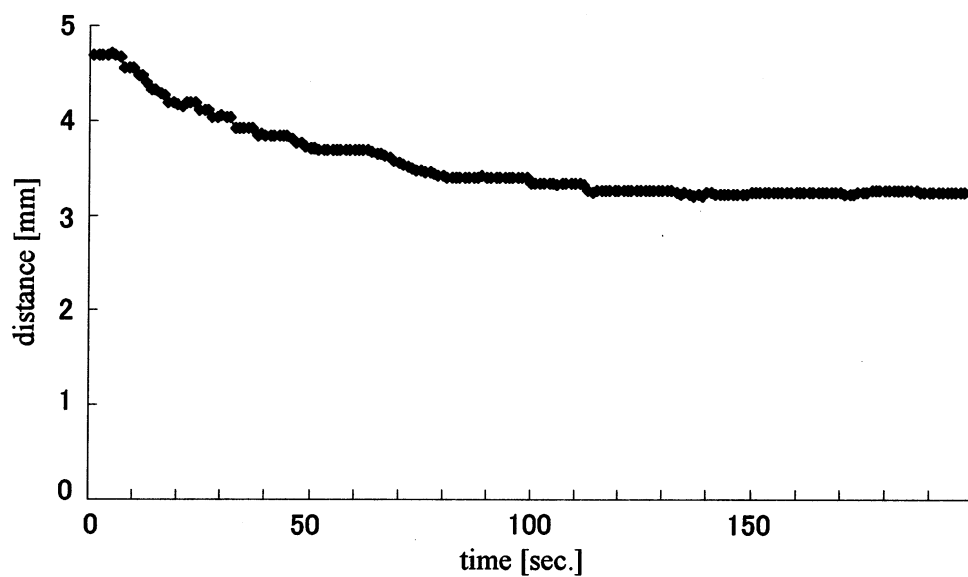


Fig.3-5 測定結果

3.2 実験概要

3.2.1 試験体の概要

本研究にて使用した試験体は、イノシシ屍体腰椎の FSU である (See Fig.3-6). その筋肉, 脂肪等をほぼ除去し, 脊椎の安定要素である椎間板, 椎間関節, 棘間・棘上靱帯等を残した状態を FSU における正常モデルとした.

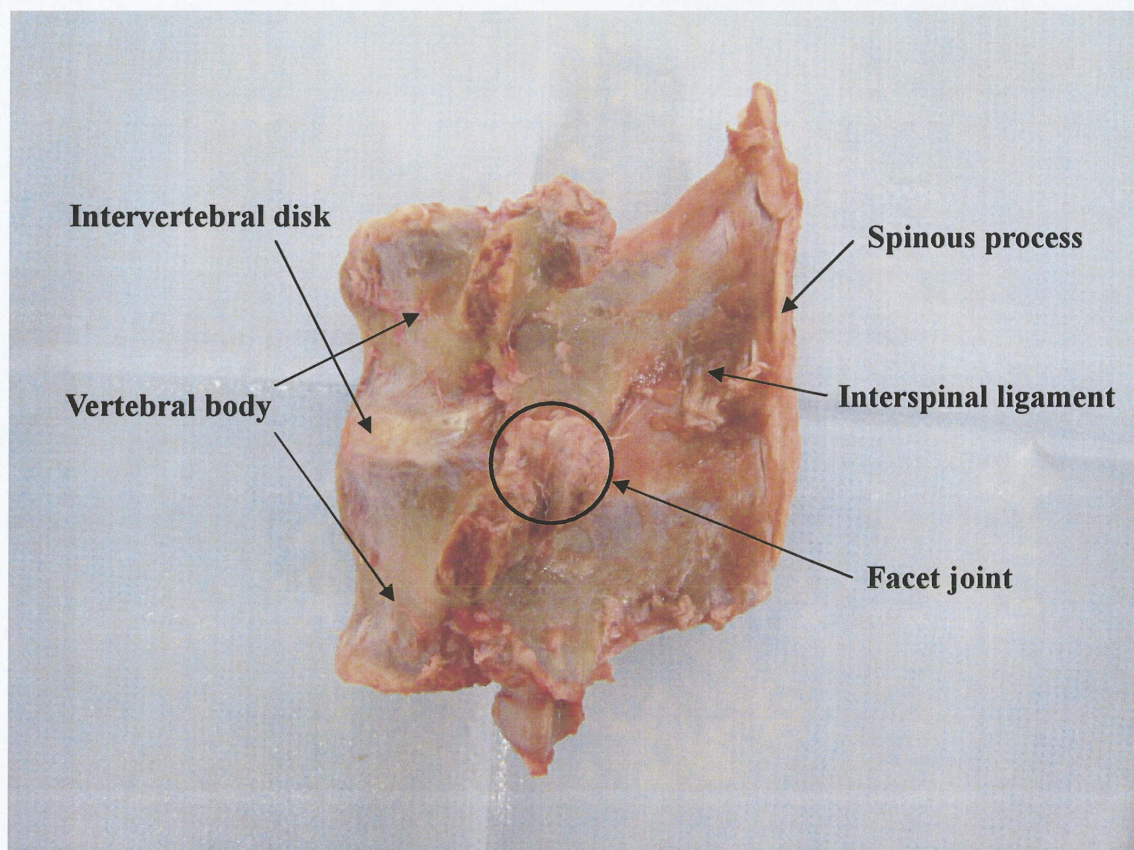


Fig.3-6 イノシシ屍体腰椎 FSU

3.2.2 座標軸の設定

本研究における座標軸は Fig.3-7 に示す. x 軸回りの回転は脊椎から見て前後屈方向に曲げる運動となり, y 軸回りの回転は脊椎から見て左右側屈方向に曲げる運動と定めた. また各軸における正負は, Fig.3-7 に示すように右ねじの法則を採用している. 例えば, x 軸回りの正の角度は, 脊椎の後屈方向への角度を示し, y 軸回りの正の角度は, 脊椎の右側屈方向への角度を示している.

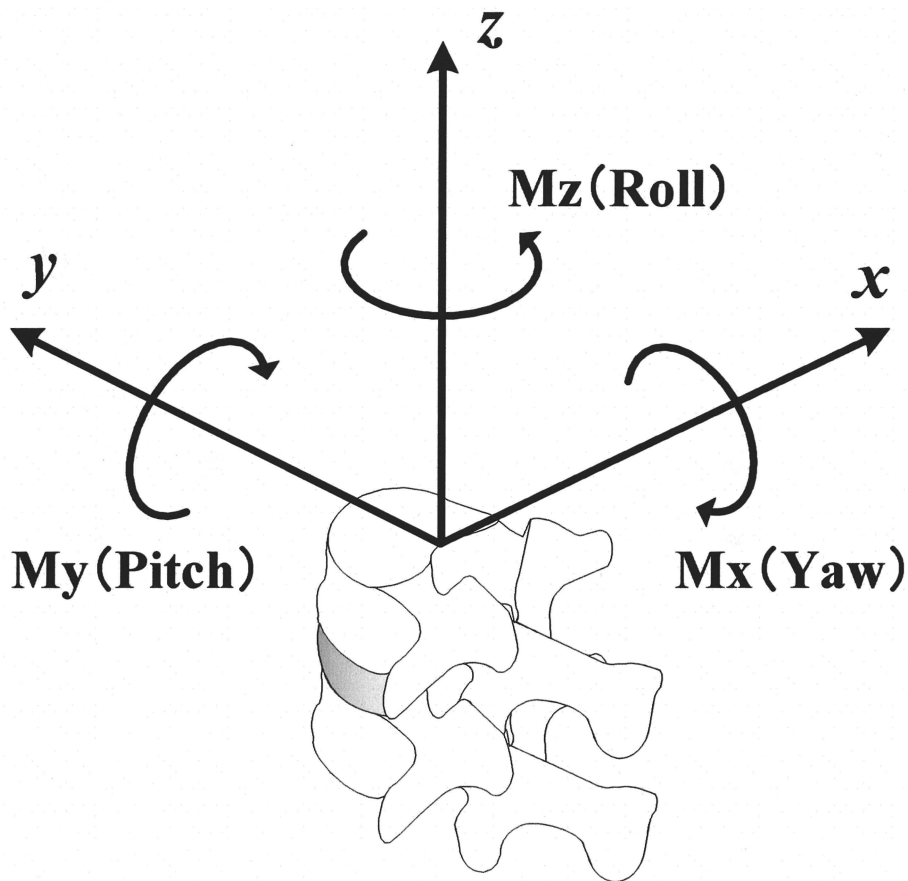


Fig.3-7 試験体に対する座標軸

3.2.3 実験準備

1) 試験体の固定

試験体の作製は以下の手順で行った。

- (1) -30°C で冷凍保存しておいたイノシシ屍体腰椎を自然解凍し、内的安定要素以外の余分な脂肪や筋肉を除去して、FSU を切り取る (See Fig.3-8)。
- (2) 試験体とレジンのすべりやずれを防止する目的で、上下椎体部分にネジを挿入する (See Fig.3-9)。
- (3) 治具に歯科用レジンを流し込み、試験体を固定、室温にてレジンを固化させる (See Fig.3-10)。
- (4) 試験体を試験機に取り付ける (See Fig.3-11)。

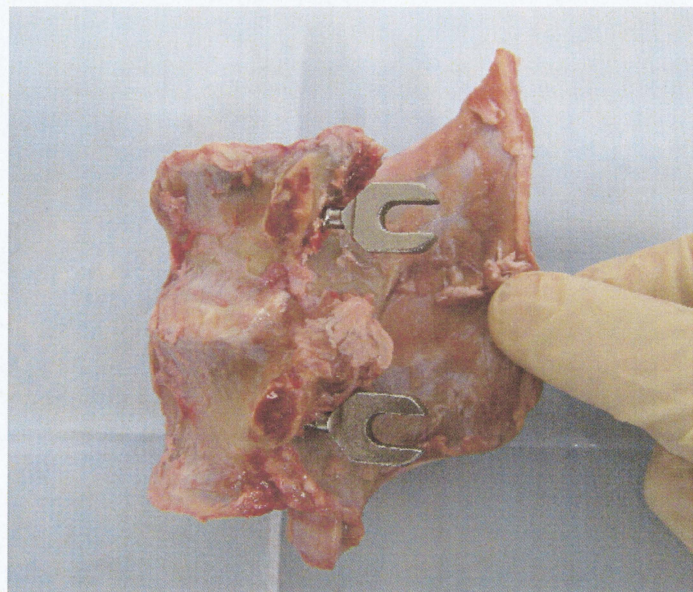


Fig.3-8 試験体 (イノシシ屍体 FSU)

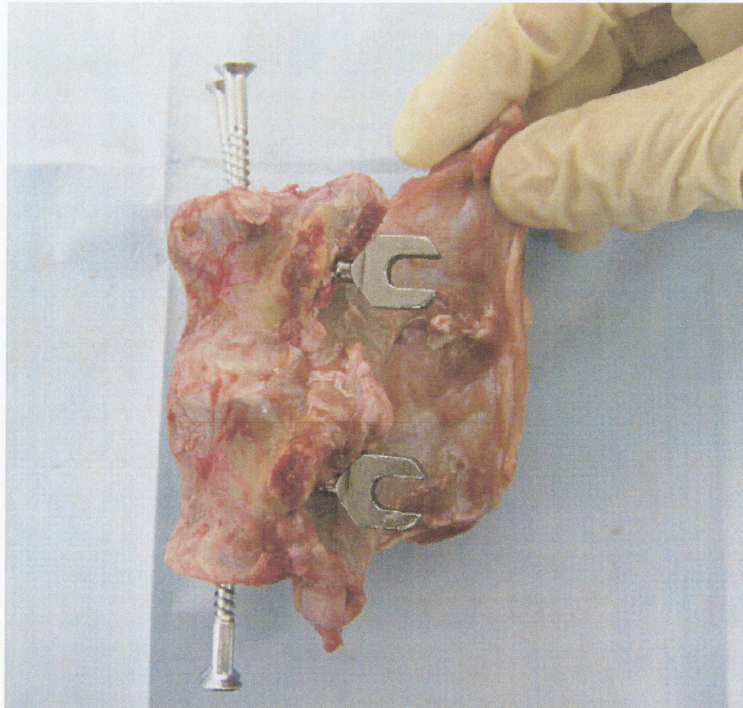


Fig.3-9 ネジ挿入後の試験体

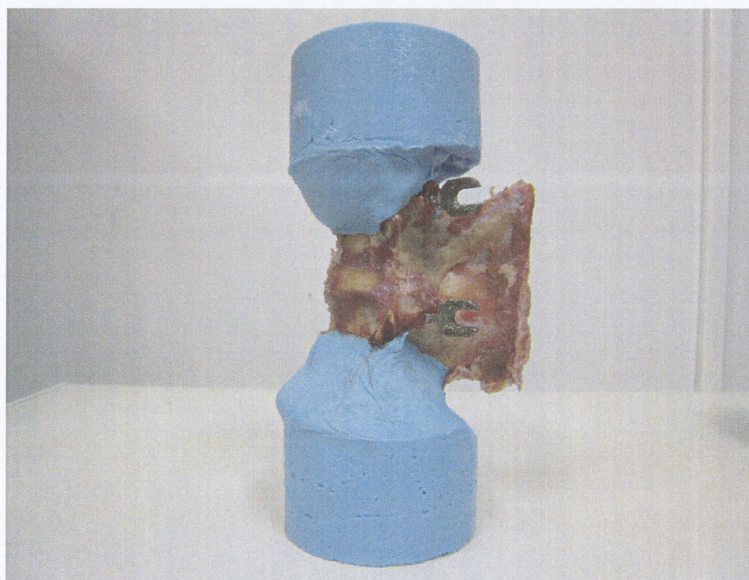


Fig.3-10 レジン固化後の試験体

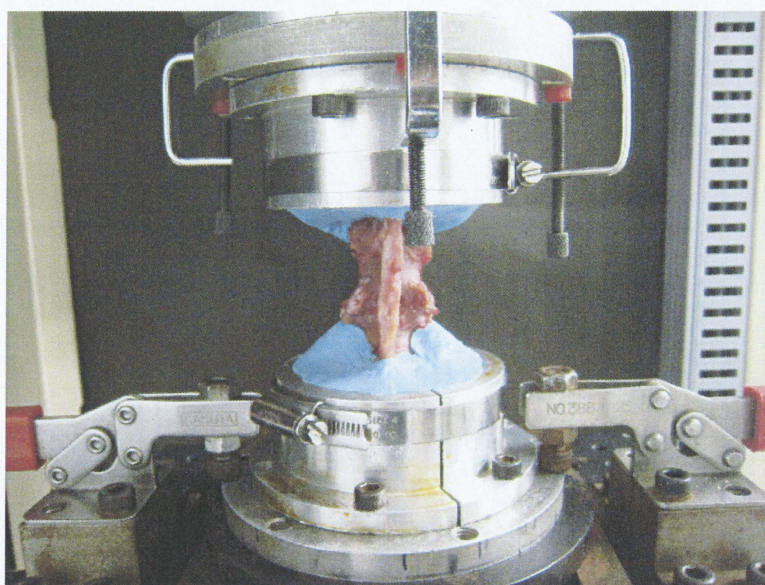


Fig.3-11 試験機に試験体を設置した後の様子

2) 試験体の固定位置

本研究では、治具への試験体の固定位置を次のように定めた (Fig.3-12).

- ・ 前後方向：脊柱管の前方部分を治具の中心線 (x 軸) と合わせる.
- ・ 左右方向：椎体の矢状面を治具の中心線 (y 軸) と合わせる.

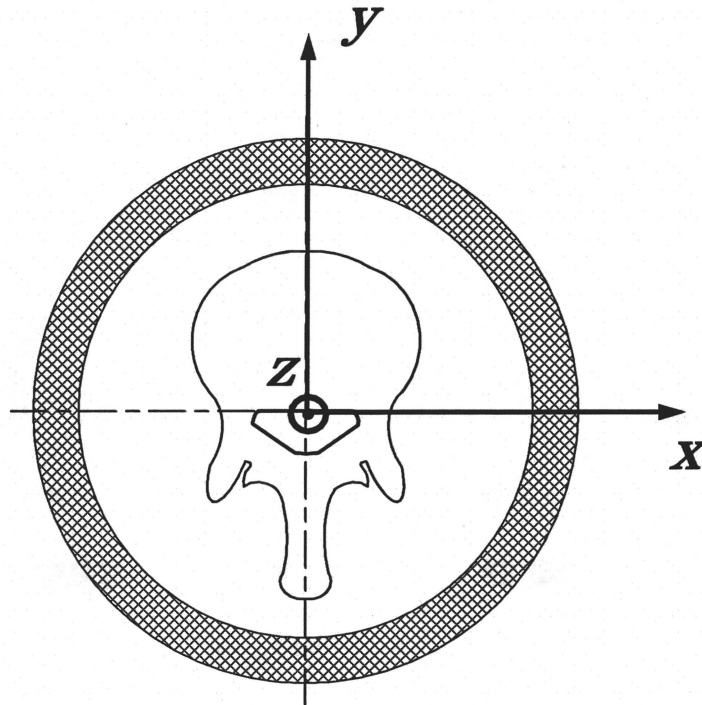


Fig.3-12 治具への試験体の固定位置

3) 初期位置

本研究では、脊椎の無負荷時における姿勢を初期姿勢と定義し、その際のヘッドの位置（各軸についての座標と角度）を実験開始位置とした。これは、脊椎の非対称性、個体差等の影響を考慮するためである。

試験機への取り付け時において、試験体には治具の重みや自重等によって負荷が加わる。それらは力センサによって、各軸方向の力／各軸回りのトルクとして検出され、それらを制御系にフィードバックし、力制御を用いてすべての力およびトルクを0にするように変位を許容することで、試験体に対して全軸無負荷の状態を再現した。この操作は、すべての試験体に対して同様に行った。

3.2.4 試験体モデル

本研究の試験体には、イノシシ屍体腰椎 FSU を用いた。そして、脊椎の安定要素である椎間板や関節等を全て残した状態のものを正常モデル、脊椎疾患・損傷に対する手術を想定し、不安定性を有する脊椎をモデル化した損傷モデル、さらにそれら損傷モデルに対して両側 PS による固定、また棘突起間固定インプラントによる脊椎固定術を施した固定モデルを作製した。以下の (a) ～ (c) にその詳細を述べる。

(a) 損傷モデル

中程度の不安定性の脊椎を再現するため、FSU に何も手を加えていない正常モデルに加え、正常モデルの椎間板に前方より $1/4 \cdot 1/2 \cdot 3/4$ の 3 カ所へ側方から 3mm のドリルで貫通した穴を開けた (See Fig.3-13)。

(b) 両側 PS 固定モデル

損傷モデルに対して両側に PS 固定を施した (See Fig.3-14)。

(c) インプラント固定モデル

損傷モデルに対して棘突起間固定 (形状記憶合金製インプラント) を施した (See Fig.3-15)。

以上のモデルにおいて、イノシシ屍体腰椎 FSU (L2/3) を用い、正常モデル、損傷モデル、両側 PS 固定モデル、インプラント固定モデルの 4 種類のモデルで実験を行った。

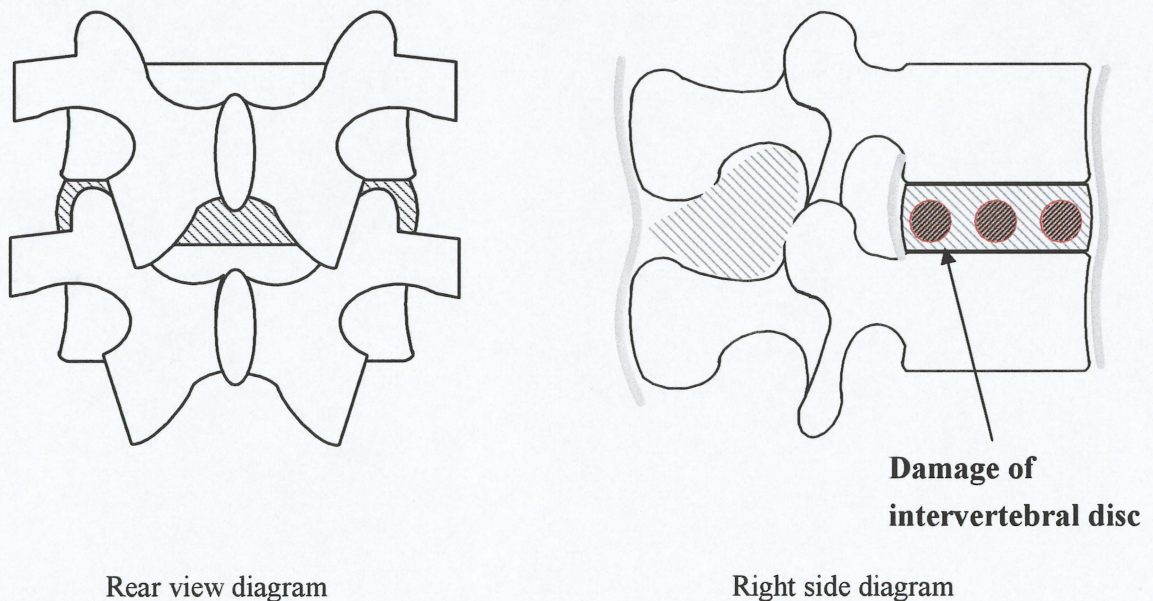
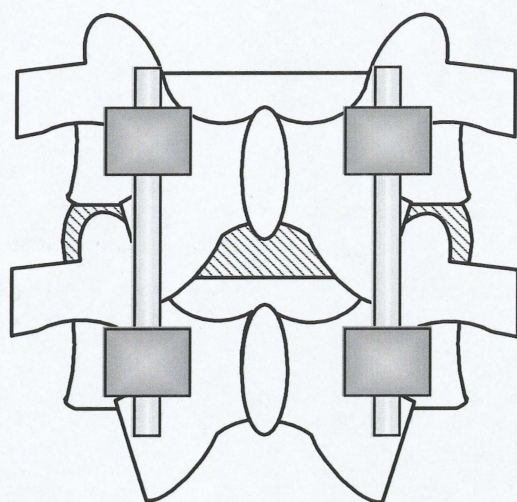
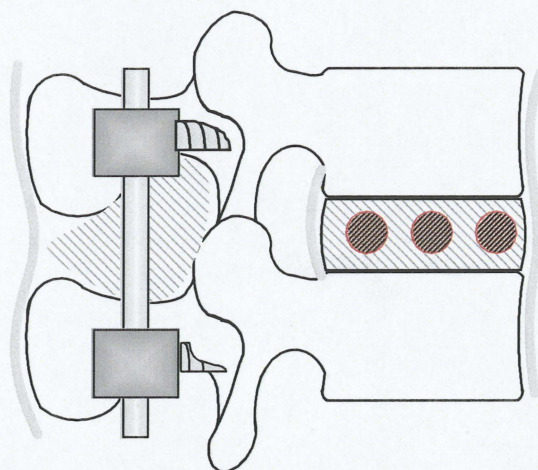


Fig.3-13 損傷モデル

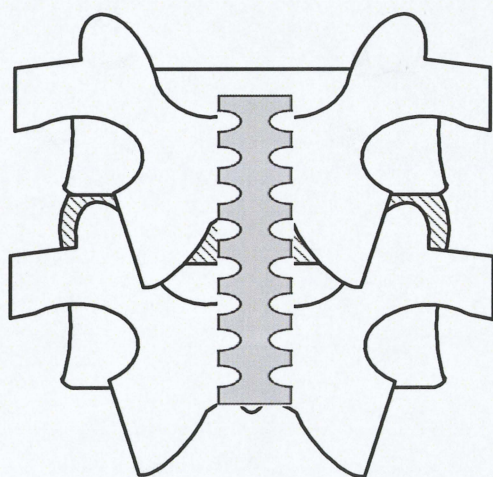


Rear view diagram

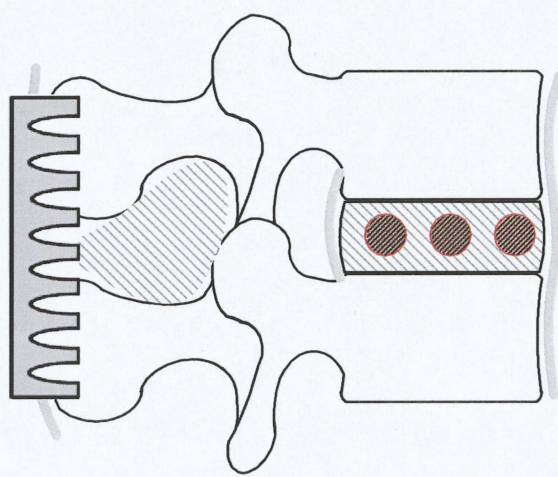


Right side diagram

Fig.3-14 両側 PS 固定モデル



Rear view diagram



Right side diagram

Fig.3-15 インプラント固定モデル

3.2.5 6 軸材料試験機

生体力学的測定機としては、われわれが開発した 6 軸材料試験機 (Fig.3-16) を使用した。本試験機は、2 本 1 組の直動型アクチュエータを 120°対称に平行配置した垂直直動型平行メカニズムを採用しており、これら 6 本の駆動源を独立して制御することにより空間中で任意の 6 自由度運動を生成することができる。また、手先部に 6 軸力センサを備えているため、x, y, z 軸方向の力と各軸回りのトルクを検出することができ、さらに、検出した値を制御系にフィードバックすることによって力/トルクによる制御を行うことも可能である。

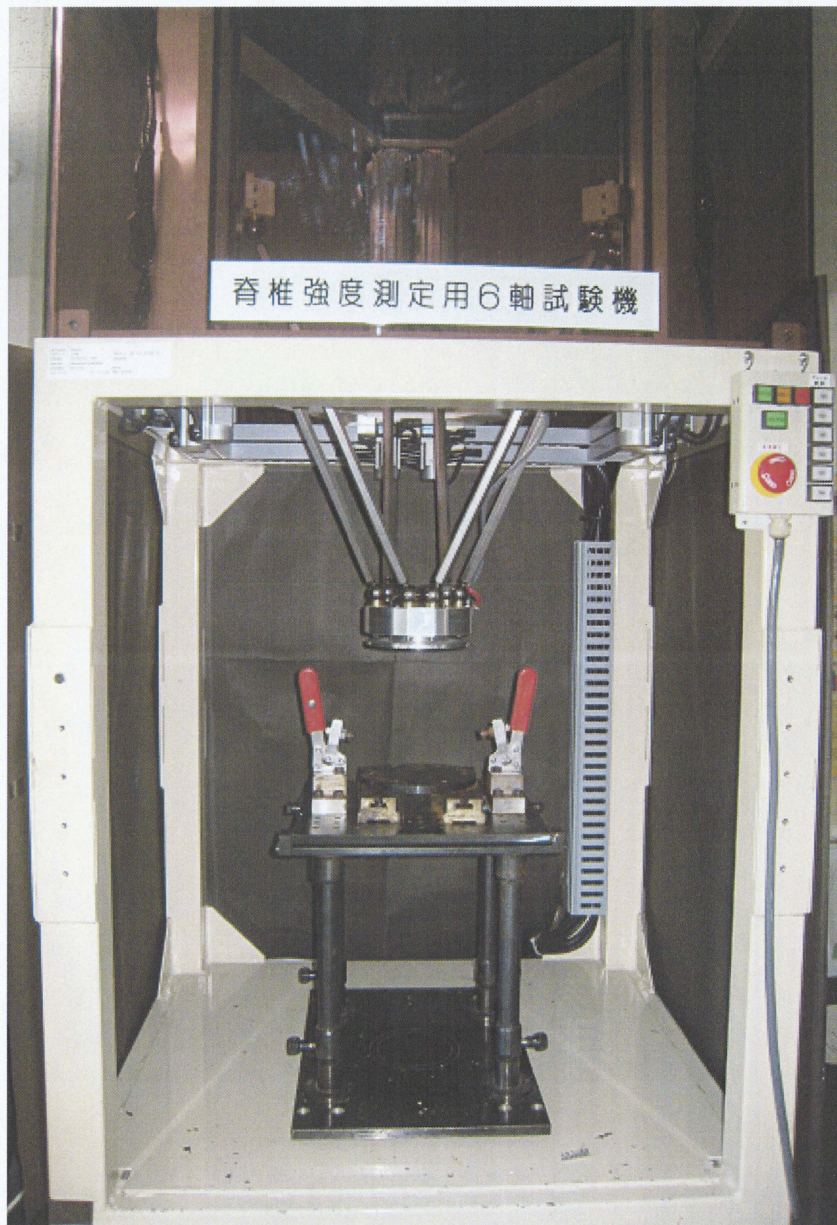


Fig.3-16 脊椎強度測定用 6 軸材料試験機

3.2.6 曲げ試験

本研究は上述した各モデルに対して、多方向への曲げ試験を行い、それぞれの負荷におけるそれらの変形挙動および最大回旋可動域（range of motion ; ROM）を比較することで、Ti-Ni 系形状記憶合金製棘突起間固定インプラントの固定性を生体力学的に調査した。以下に曲げ試験の詳細について述べる。

各試験体モデル（前節参照）に対して、Fig.3-17 に示す前後屈方向，左右側屈方向，およびその中間方向の計 8 方向へ， $-3\sim 3[\text{Nm}]$ のトルク負荷を角速度 $0.10[\text{deg./s}]$ で連続的に繰り返し3回加えた。ここで3自由度での曲げとは，例えば前後屈の場合において， x 軸まわりに指定速度で回旋させ， x 軸の並進運動と y, z 軸の回旋運動を拘束することによって生み出される $y-z$ 平面内の純粋な曲げのことである（See Fig.3-18）。その際の上位椎体の変位／角変位と各軸に発生する力／トルクを計測し，コンピュータに記録した（サンプリング周期 $1[\text{Hz}]$ ）。

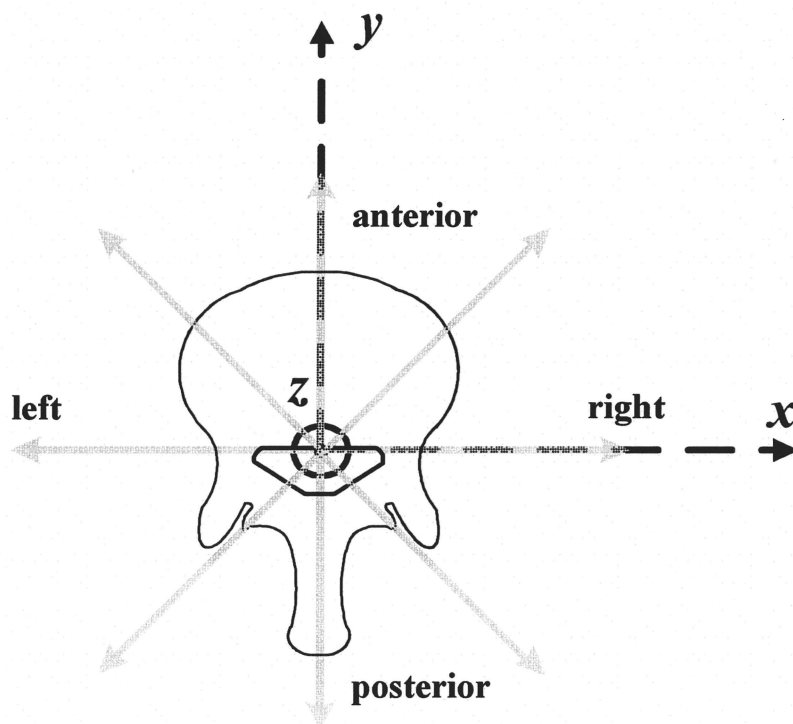


Fig.3-17 曲げ方向

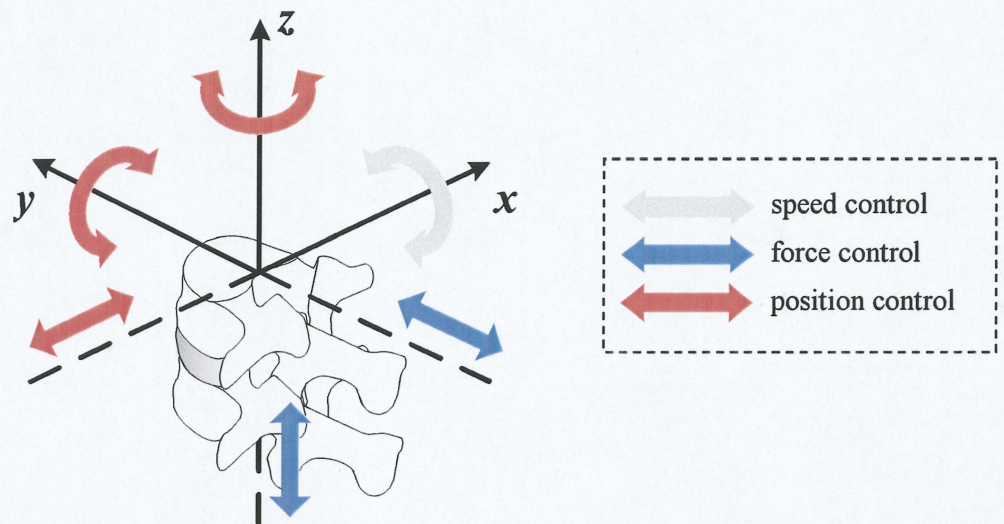


Fig. 3-18 曲げ3自由度

本研究では、上述した曲げ試験から得られるトルク－回転角度曲線（See Fig.3-19）より、それぞれの試験における最大トルク±3Nm 負荷時での回転角度（Range of motion ; ROM）を求め、それらを比較することで検討・評価を行った。

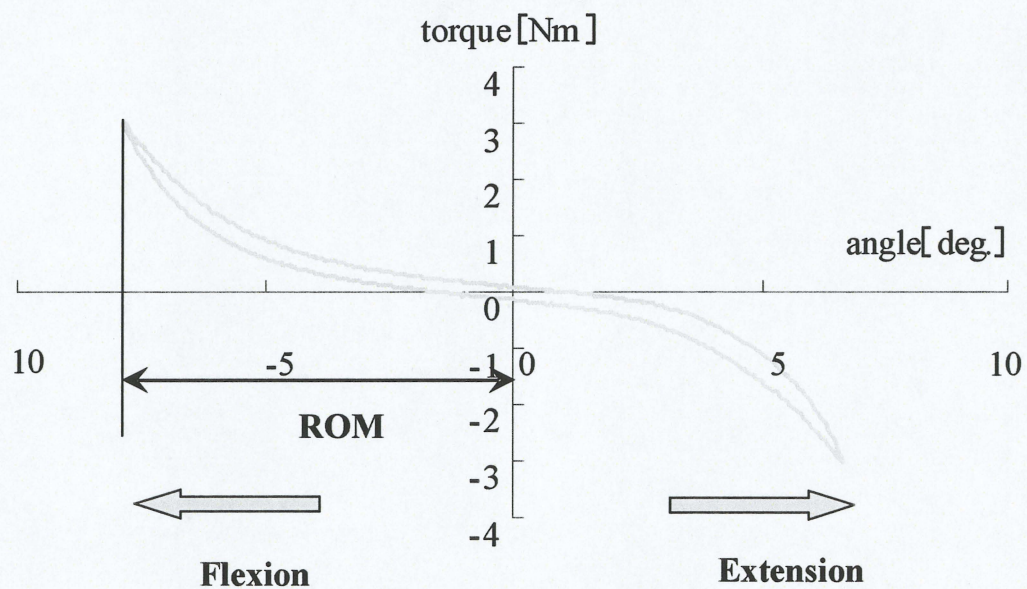


Fig.3-19 トルク－回転角度曲線

3.3 実験結果及び考察

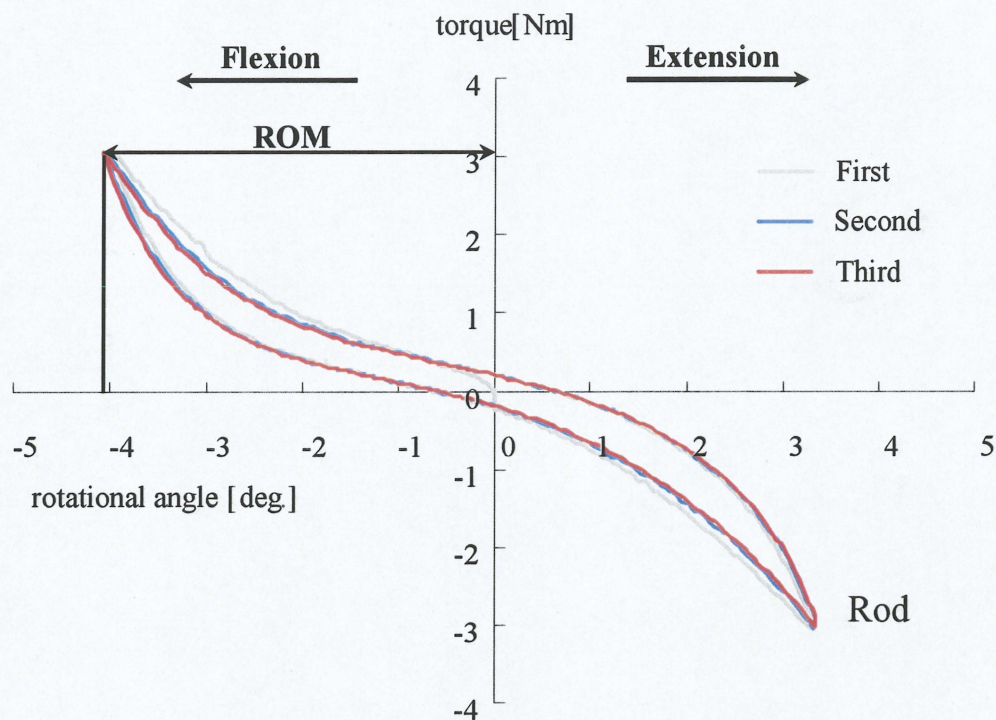
3.3.1 繰り返し負荷に対する変形挙動の差異について

Fig.3-20 (a), (b) は、正常における前後屈および左右側屈試験により得られたイノシシ屍体腰椎 FSU のトルク－回転角度関係の曲線である。同図の横軸は回転角度[deg.]を、また縦軸はトルク[Nm]を示す。イノシシ屍体腰椎 FSU (5 体中 1 体) における前後屈方向および左右側屈方向の曲げ試験結果を示す。灰色が 1 回目、青色が 2 回目、赤色が 3 回目のトルク負荷での試験結果を示している。

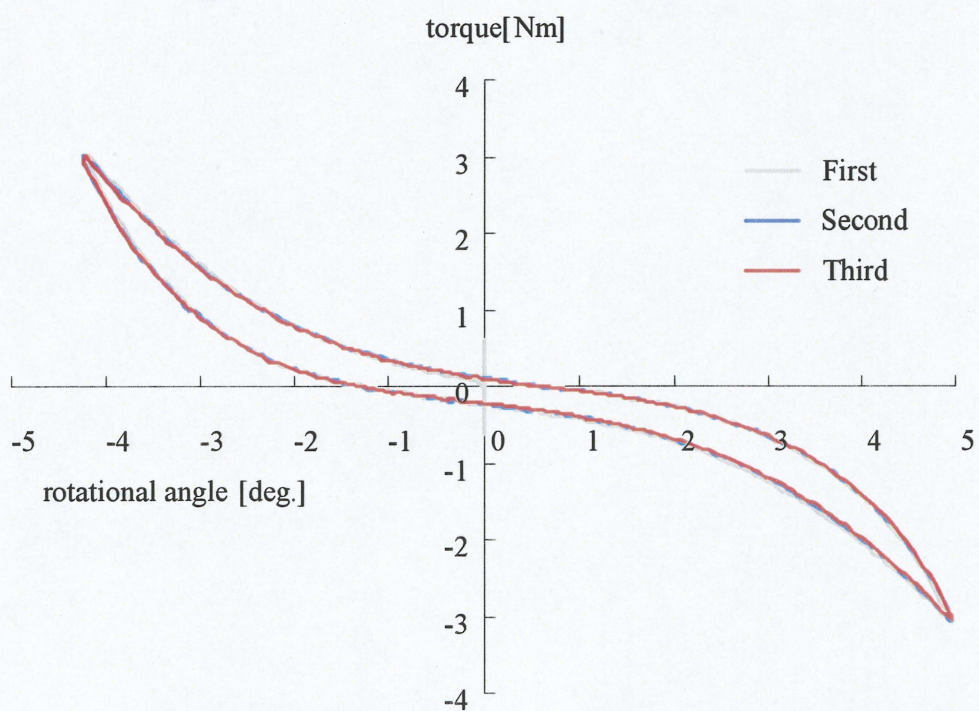
このグラフより、負荷時と除荷時において、両者の曲線が異なった経路を辿っていることが確認できる。これは、粘弾性特有の Hysteresis による結果であると考えられた。また、1～3 回目の結果を比較すると、それぞれにほとんど差意はみられなかった。

粘弾性を有する物体に対して力学的試験を行う際、試験の速度・回数の選択が得られる実験結果に大きく影響する。例えば、負荷－除荷を繰り返すことにより、いわゆる“なじみ”に相当する変化が生じることがある。これは、回数を重ねる毎にその変化も小さくなり、やがて一定値（最大変位）に達するが、より少ない回数で最大変位に達するためには、十分に遅い速度で試験することが望ましいとされている。ここで実験結果をみると、今回選択した (0.10[deg./s]) にて、イノシシ屍体腰椎 FSU の各力学試験における変形挙動は、1～2 回目の間に若干の変化はあるものの、2～3 回目の間にほとんど変化がなかった。したがって、この試験速度・繰り返す回数はイノシシ屍体腰椎 FSU の力学試験を行う上で、適した値であることが確認された。

さらに、すべてのグラフより、最大負荷時±3Nm に至るまでの変形挙動は、微小負荷時に変位が増加する Neutral zone を経て、その後、弾性域の Elastic zone に達していることがわかる。本研究では、これら Neutral zone および Elastic zone を合わせた最大トルク±3Nm における回転角度を ROM とし、それぞれの力学試験において、この ROM を用いて解析を行った。



(a) Bending test (flexion and extension)



(b) Bending test (Left lateral and right lateral)

Fig.3-20 正常モデルにおけるトルク-回転角度

3.3.2 実験結果

Fig.3-21 のグラフは、8 方向全ての ROM をそれぞれの軸上にプロットし、モデルごとに線で連結したものであり、各軸はいずれも回転角度[deg.]を示す。このグラフから分かるように、正常モデルにおける ROM は全方向に対してほぼ一様に分布していた。また、正常モデルから損傷モデルへと椎間板に損傷を加えると、正常モデルに比べ、ROM はそれぞれの方向に増加した。これらのことより、安定要素があらゆる方向の運動に関与しており、これらに損傷を加えると、全方向に対して大きな影響を与えることがわかる。また、各種安定要素の損傷が脊椎の変形挙動に及ぼす影響については、茂木らが詳しく報告している^[15]。損傷モデルの ROM は、5.0～6.5 deg.であり、正常モデルと比べて前後屈方向に 20%、左右側屈方向に 40%、斜め方向に 22%増加した。PS を両側に使用した PS 固定モデルの ROM は 2.0～3.0 deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 58%、左右側屈方向に 58%、斜め方向に 53%と等方的に減少した。形状記憶合金製棘突起間固定インプラントを使用したインプラント固定モデルの ROM は 1.5～6.4deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 66%、左右側屈方向に 2%、斜め方向に 43%減少した。すなわち、前後屈、右前および左後方向、左前および右後方向の ROM は減少したが、左右側屈方向には ROM は減少しなかった。

3.3.3 考察

今回の曲げ試験の結果、インプラント固定モデルの ROM が、前後屈方向において PS 固定モデルと同程度損傷モデルから減少したことから、開発した棘突起間固定インプラントは前後屈方向に対して強固な固定性を有していることが分かった。これは、前屈時の椎体変形挙動を示す Fig.3-22(a)から、前後屈方向にトルクを負荷した際に、インプラントが棘突起を把持することで、棘突起の頭尾側方向への移動を制限できたためだと考えられる。一方、左右側屈方向においては ROM の減少がみられないこと、すなわち左右側屈方向の固定性がほとんどないことから、左側屈時の椎体変形挙動を示す Fig.3-22 (b)からインプラントは、上部棘突起の側屈方向への回転運動を制限できなかったと推測される。固定力不足の原因として、インプラントの形状記憶効果による変形量が不十分なことと棘突起の幅が一定でないことから、肉などの介在物により確認できなかったがインプラントの爪と棘突起の間にわずかな空隙が存在したと考えられた。

ここで、前後屈方向は固定され、左右側屈方向は固定されなかった要因について、回転軸の観点から考察する。曲げ運動する際の椎体の回転軸の位置を、Fig.3-23 に示すように前屈時は下位椎体中央の若干尾側寄り、左側屈時は下位椎体中央にあるとすると、棘突起の位置は前屈運動の回転軸からは離れており、側屈運動では近いところに存在している^[49]。回転中心から離れるほど角度に対する変位は大きくなることから、一定の ROM を与えたときの棘突起の変位は、前屈で大きく、側屈で小さくなる。また、前屈運動の場合、インプラントは棘突起の上下運動を制限することになるのに対し、側屈運

動では主に回転運動を制限することになる。ここで、インプラントの変形量が不十分で、かつ棘突起の形状が楕円であるため、インプラントの爪と棘突起の把持状態が、Fig.3-24に示すように各棘突起に1組の爪のみであったとすると、棘突起はインプラントに対し爪の圧着した点を中心として容易に回転運動を行うと考えられる。以上のことから、インプラントの変形量不足から生じた空隙は、左右側屈の固定性に大きく影響したと考えられる。前後屈方向には強固な固定性を有するが、左右側屈方向は十分な固定性が得られず、曲げ方向によって固定性の異なりがみられる傾向は過去の Tadpole の研究と同様であった。

以上のことから棘突起間固定は、前後屈方向には両側 PS 固定と同程度の強固な初期固定性を有するが、左右側屈方向には十分な固定性が得られないことが分かった。しかし、低侵襲や設置時間の短縮が期待できるため側屈方向の固定力を強くすることで高度の不安定性を有する脊椎にも使用できる有用な固定法となる可能性がある。

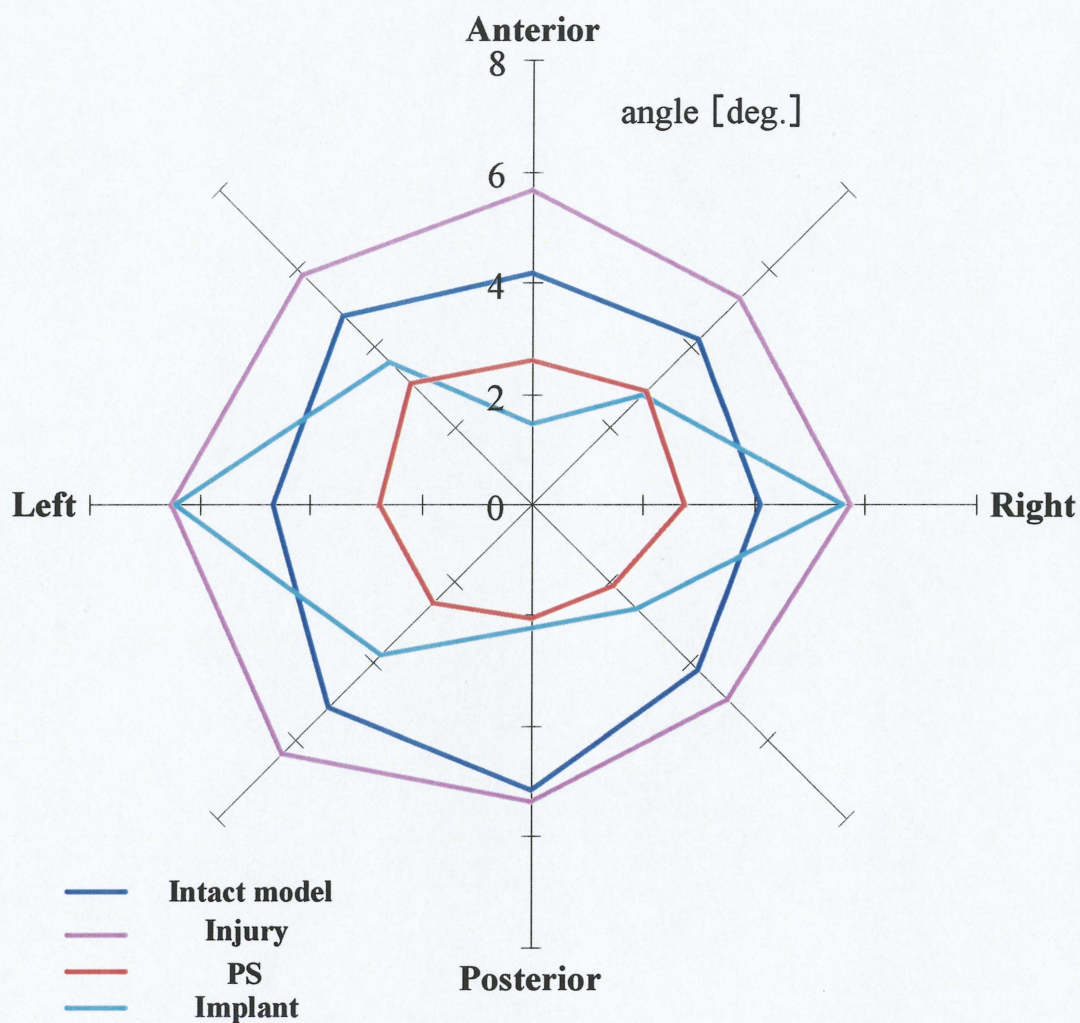


Fig.3-21 曲げ 8 方向における各モデルの ROM

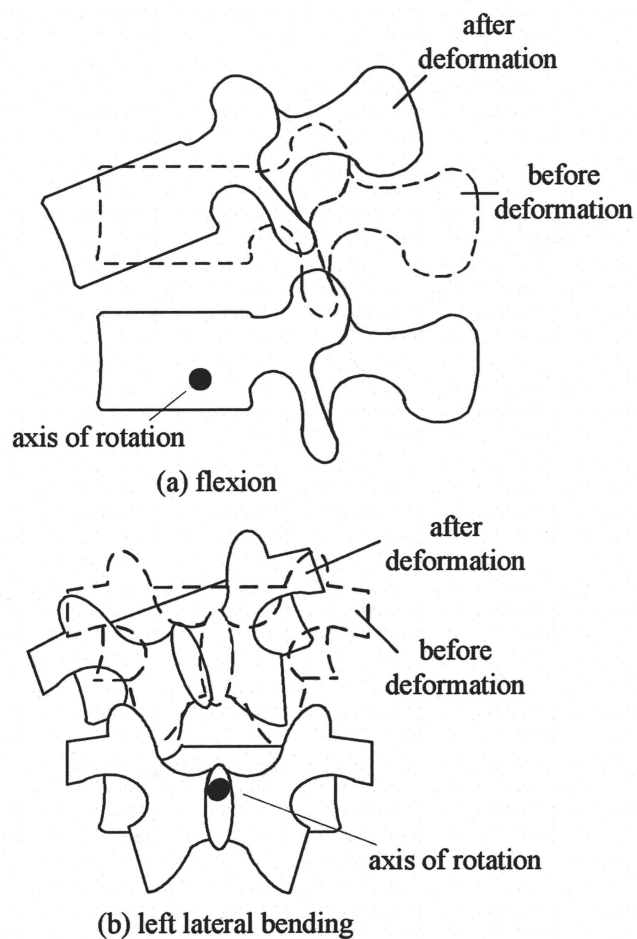


Fig.3-22 FSU の変形と回転軸の位置

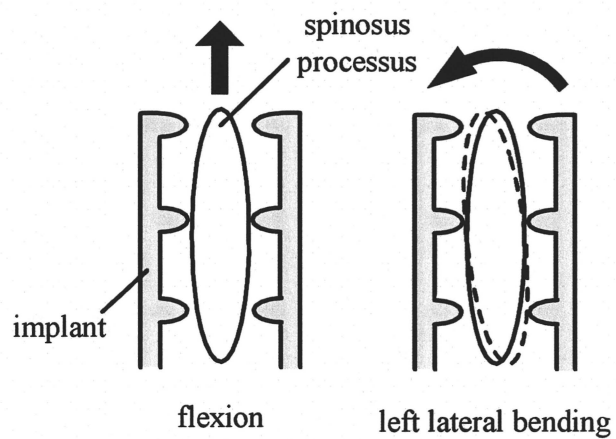


Fig.3-23 棘突起とインプラントの把持状態

4 章 強固な棘突起間固定法の調査

前章でイノシシ屍体 FSU を用いて、形状記憶合金製棘突起間固定インプラントを用いた術式の脊椎固定性を力学的に評価した結果、棘突起間固定は曲げ方向によって固定性の異なりがみられる不均一な固定術であることがわかった。そこで本章では、より強固な固定性を有する棘突起間固定法を提案することを目的とした。棘突起間固定で側屈方向にも十分な固定性を得ることができる固定方法を検討するために、イノシシ屍体腰椎 FSU を用いて種々の曲げ試験を実施し、新しい棘突起間固定を検討、評価を行った。

4.1 棘突起への固定方法の調査

棘突起間固定における不均一な固定性の要因は棘突起とインプラントの間に存在した空隙が側屈時の棘突起の回転運動を許してしまったためだと示唆された。そこで棘突起間固定で側屈方向の固定性を得ることができる設置位置を調査するために、歯科用レジンをを用いて棘突起の根元、端、全体を空隙なく固定した各モデルに前章と同様の曲げ試験を行った(See Fig.4-1)。

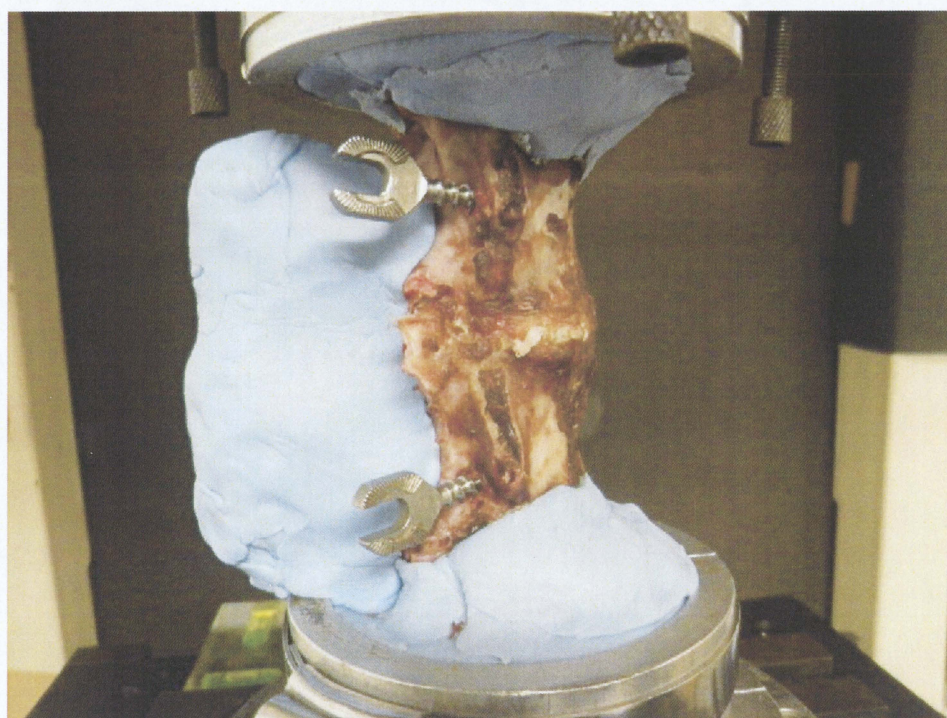


Fig.4-1 レジンを用いた棘突起間固定

4.1.1 実験概要

本研究の試験体には、イノシシ屍体腰椎 FSU を 2 体用いた。そして、脊椎の安定要素である椎間板や関節等を全て残した状態のものを正常モデル、脊椎疾患・損傷に対する手術を想定し、不安定性を有する脊椎をモデル化した損傷モデル、さらにそれら損傷モデルに対して両側 PS による固定と棘突起先端、根元、全体に歯科用レジンをを用いて固定するモデルを作製した。以下の (a) ～ (d) にその詳細を述べる。

(a) 損傷モデル

高度な不安定性の脊椎を再現するため、FSU に何も手を加えていない正常モデルに加え、正常モデルの椎間板に前方より $1/4 \cdot 1/2 \cdot 3/4$ の 3 カ所へ側方から 3mm のドリルで貫通した穴を開け、棘上・棘間靱帯および黄色靱帯を切断し、椎間関節を全切除した (See Fig.4-2)。

(b) 棘突起先端固定モデル

損傷モデルに対して棘突起先端を歯科用レジンで固定した (See Fig.4-2)。

(c) 棘突起根元固定モデル

損傷モデルに対して棘突起根元を歯科用レジンで固定した (See Fig.4-3)。

(d) 棘突起全体固定モデル

損傷モデルに対して棘突起全体を歯科用レジンで固定した (See Fig.4-4)。

以上のモデルにおいて、イノシシ屍体腰椎 FSU を 2 体用いて正常モデル→損傷モデル→棘突起先端固定モデル→棘突起全体固定モデルの試験と正常モデル→損傷モデル→棘突起根元固定モデル→棘突起全体固定モデルの試験を一回ずつ、計 5 種類のモデルで曲げ実験を行った。前章と同様に前後屈方向、左右側屈方向、およびその中間方向の計 8 方向へ、3 自由度の条件下でクロスヘッド角速度 $0.1[\text{deg./s}]$ にて、 $\pm 3[\text{Nm}]$ のトルクを連続的に繰り返し 3 回負荷し、それらの変形挙動および ROM を得た。変形挙動については、上位椎体の変位／角変位と各軸に発生する力／トルクを、サンプリング周期 $1[\text{Hz}]$ にてコンピュータに記録した。

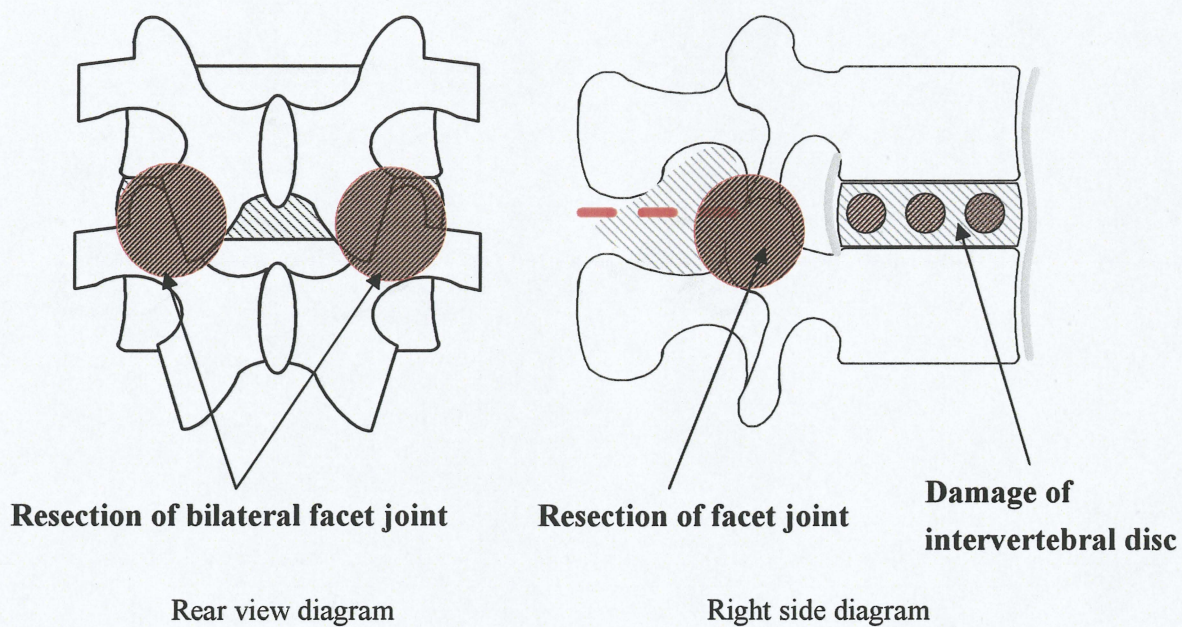


Fig.4-2 損傷モデル

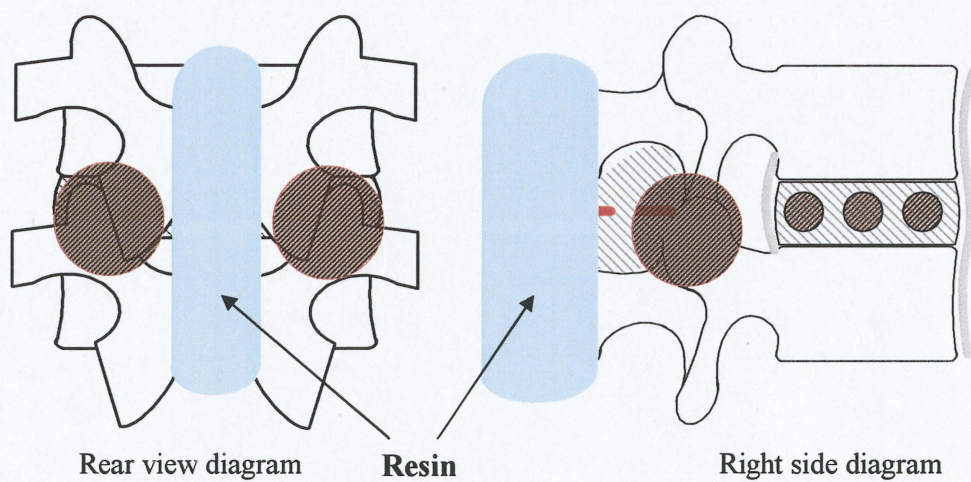


Fig.4-3 棘突起先端固定モデル

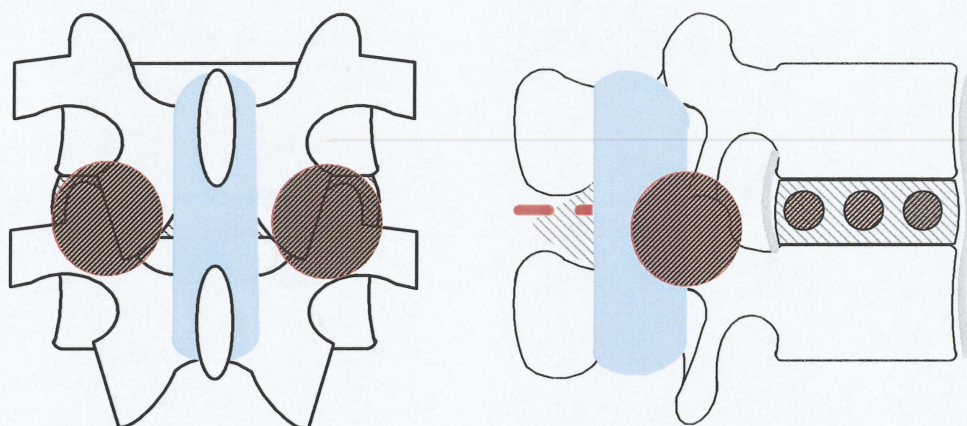


Fig.4-4 棘突起根元固定モデル

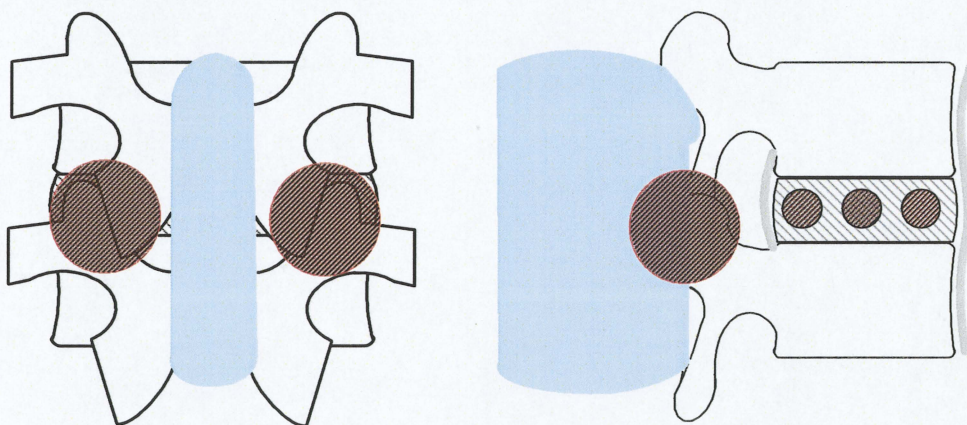


Fig.4-5 棘突起全体固定モデル

4.1.2 実験結果及び考察

1) 実験結果

Fig.4-6, Fig4-7 のグラフは、8 方向全ての ROM をそれぞれの軸上にプロットし、モデルごとに線で連結したものであり、各軸はいずれも回転角度[deg.]を示す。先端、全体固定の結果を Fig.4-6 に示す。損傷モデルの ROM は、6.8~12.4deg.であり、正常モデルと比べて前後屈方向に 32%、左右側屈方向に 28%、斜め方向に 28%増加した。レジンを使用して棘突起先端を固定した棘突起先端固定モデルの ROM は 2.4~10.0deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 62%、左右側屈方向に 16%、斜め方向に 50%減少した。すなわち、前後屈、右前および左後方向、左前および右後方向の ROM は減少したが、左右側屈方向の ROM はあまり減少しなかった。レジンを使用して棘突起全体を固定した棘突起全体固定モデルの ROM は 1.5~3.0deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 83%、左右側屈方向に 74%、斜め方向に 79%と等方的に減少した。

次に根元、全体固定の結果を Fig.4-7 に示す。損傷モデルの ROM は、6.2~7.8deg.であり、正常モデルと比べて前後屈方向に 23%、左右側屈方向に 38%、斜め方向に 26%増加した。レジンを使用して棘突起根元を固定した棘突起根元固定モデルの ROM は 1.1~3.4deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 77%、左右側屈方向に 50%、斜め方向に 72%とほぼ等方的に減少した。レジンを使用して棘突起全体を固定した棘突起全体固定モデルの ROM は 0.6~2.8deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 83%、左右側屈方向に 63%、斜め方向に 75%とほぼ等方的に減少した。

2) 考察

今回の曲げ試験の結果、レジンを使用して棘突起の先端を固定したモデルは空隙なく固定したにも関わらず、側屈方向の固定性が弱く、根元、全体を固定したモデルは、側屈方向にも強固な固定性が得られたことがわかった。このことから棘突起間固定において棘突起根元を空隙なく固定することで、高度の不安定性を有する脊椎にも使用できるが可能性があるとし唆された。

以上の点を踏まえて実際の脊椎手術に使用できる強固な固定性を有する棘突起間固定法を提案していく。

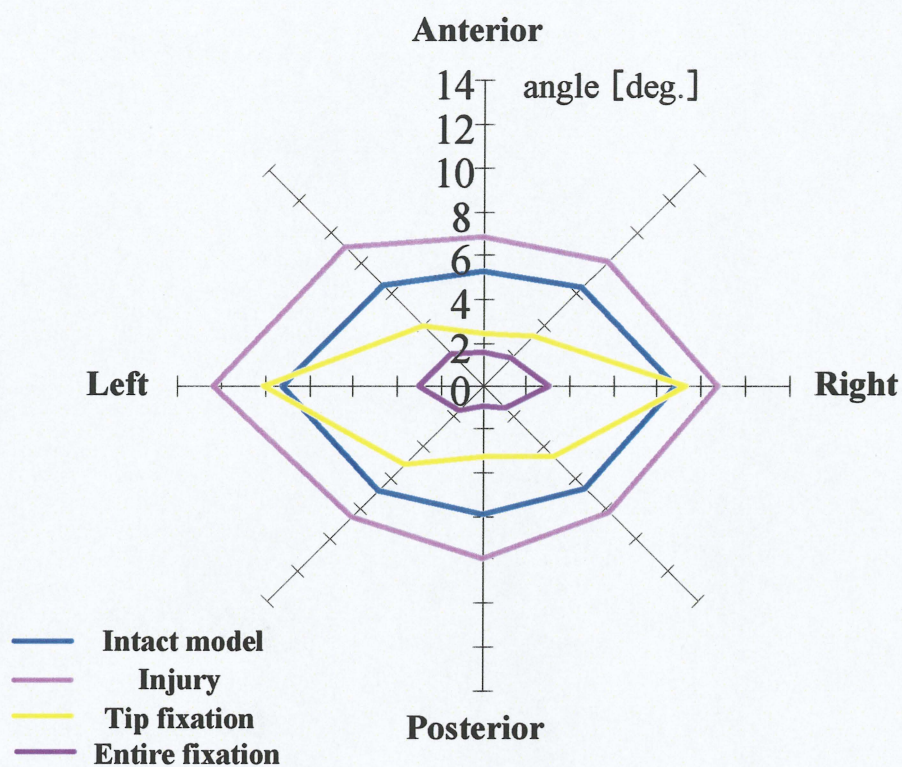


Fig.4-6 曲げ 8 方向における各モデルの ROM

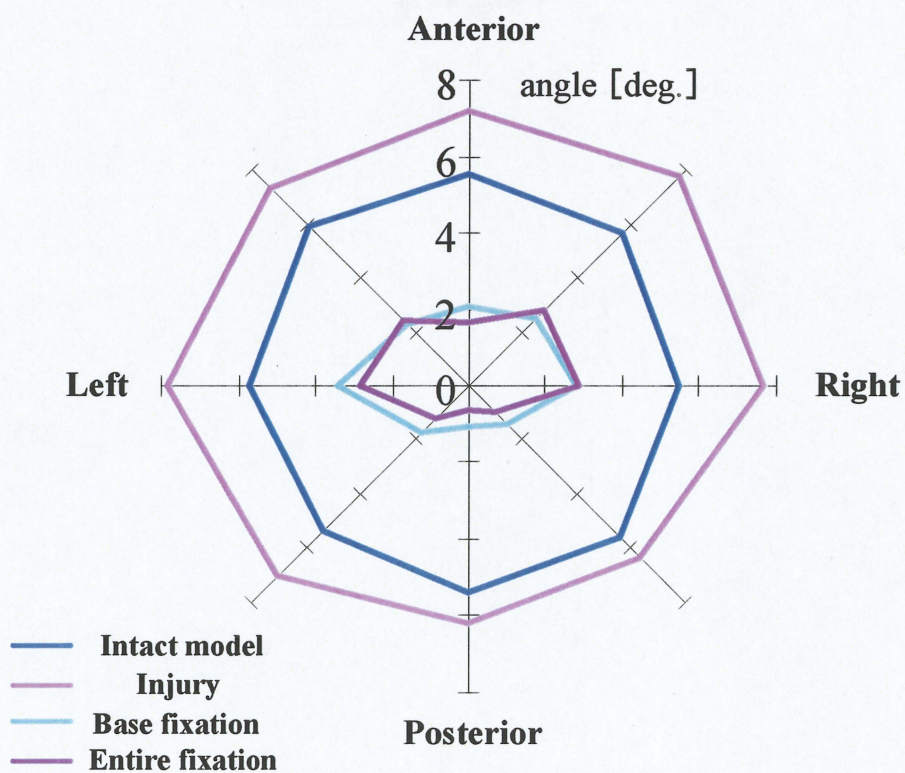


Fig.4-7 曲げ 8 方向における各モデルの ROM

4.2 新しい棘突起間固定法の提案

腰椎後側方固定術において、脊椎不安定性の判定によって様々な術式が行われている。高度な脊椎不安定性がみられる場合には強固な固定性が期待できる PS を両側に用いる両側 PS 固定術が広く用いられている。しかし、その手術手技は決して簡便なものではなく、スクリュー挿入による神経損傷などの合併症も少なからず報告されている。

手術侵襲の軽減を目的として棘突起間固定が試みられているが、本研究により棘突起間固定は前後方向には強固な固定性を得ることができるが、左右側屈方向には強固な固定性が得られない固定法であり、高度な不安定性を有する脊椎には不向きなことがわかった。そこでわれわれは上述の曲げ試験から得られた知見より、高度な不安定性を有する脊椎にも使用できる強固な棘突起間固定として、PS を使用して棘突起根元を両側から固定する方法を提案した。そこで、損傷、両側 PS 固定、両側 PS 棘突起固定をモデル化したイノシン屍体腰椎 FSU に対して、同様の曲げ試験を行うことで両側 PS 棘突起固定の固定性を生体力学的に調査した。

4.2.1 両側 PS 棘突起間固定法

今回、われわれが考案した新しい棘突起間固定法は、PS を使用して両側から棘突起の根元を固定する方法である (See Fig.4-8)。この固定法により、棘突起の根元を空隙なく固定することで側屈方向にも強固な固定性が得られると考えられる。Fig.4-9 に示すように一般的に使用されている両側 PS 固定術と違い、脊髄が通る椎孔に近い椎弓根にスクリューを挿入することがなく、脊髄を損傷させる可能性がない簡便な固定法となるため手術時間の短縮にもつながる。

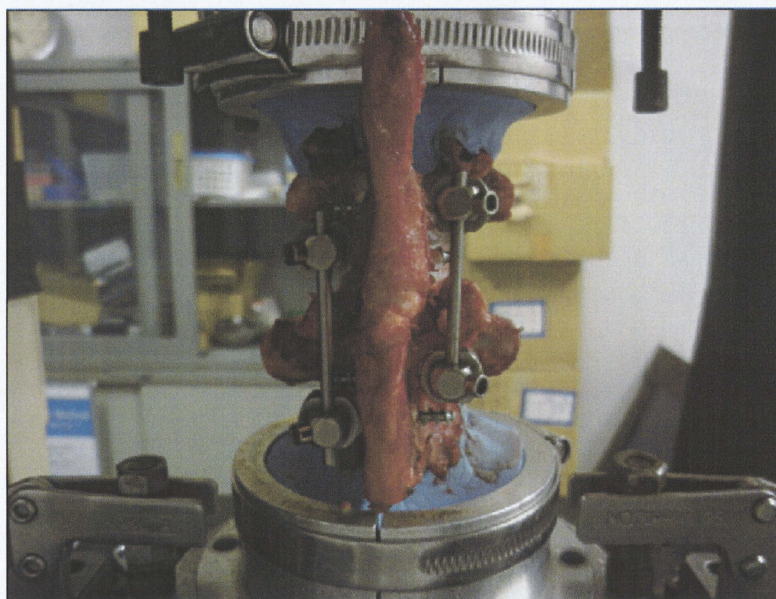
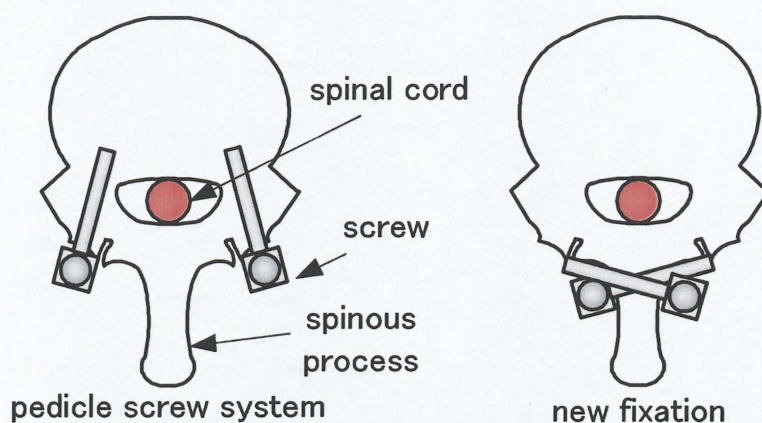


Fig.4-8 両側 PS 棘突起固定モデル



※ Cross section diagram

Fig.4-9 両側 PS 固定と両側 PS 棘突起固定

4.2.2 実験概要

本研究の試験体には、イノシシ屍体腰椎 FSU を 3 体用いた。そして、脊椎の安定要素である椎間板や関節等を全て残した状態のものを正常モデル、脊椎疾患・損傷に対する手術を想定し、不安定性を有する脊椎をモデル化した損傷モデル、さらにそれら損傷モデルに対して両側 PS による固定、また PS を使用して棘突起を固定した Spinous process pedicle screw（以下 SPPS）モデルを作製した。以下の (a) ～ (c) にその詳細を述べる。

(a) 損傷モデル

高度の不安定性の脊椎を再現するため、FSU に何も手を加えていない正常モデルに加え、正常モデルの椎間板に前方より 1/4・1/2・3/4 の 3 カ所へ側方から 3mm のドリルで貫通した穴を開け、棘上・棘間靱帯および黄色靱帯を切断し、椎間関節を全切除した。

(b) 両側 PS 固定モデル

損傷モデルに対して両側に PS 固定を施した。

(c) SPPS 固定モデル

損傷モデルに対して棘突起の両側に PS を用いて固定した (See Fig.4-10)。

以上のモデルにおいて、イノシシ屍体腰椎 FSU を 3 体用い、正常モデル→損傷モデル→両側 PS 固定モデル→SPPS 固定モデルの計 4 種類のモデルで曲げ実験を行った。前章と同様に前後屈方向、左右側屈方向、およびその中間方向の計 8 方向へ、3 自由度の条件下でクロスヘッド角速度 0.1[deg./s]にて、 ± 3 [Nm]のトルクを連続的に繰り返し 3 回負荷し、それらの変形挙動および ROM を得た。変形挙動については、上位椎体の変位／角変位と各軸に発生する力／トルクを、サンプリング周期 1[Hz]にてコンピュータに記録した。

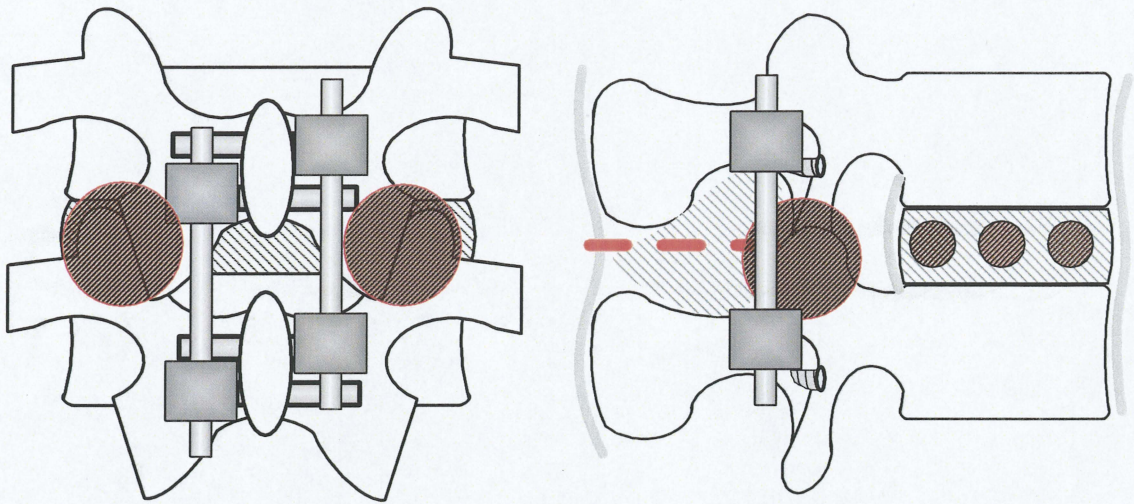


Fig.4-10 両側 PS 棘突起固定モデル

4.2.3 実験結果及び考察

1) 実験結果

Fig.4-11 のグラフは、イノシシ屍体腰椎 FSU 試験体 3 体の平均値を示しており、8 方向全ての ROM をそれぞれの軸上にプロットし、モデルごとに線で連結したものであり、各軸はいずれも回転角度[deg.]を示す。Fig.4-11 のグラフから分かるように、損傷モデルの ROM は、9.2～11.8deg.であり、正常モデルと比べて前後屈方向に 41%、左右側屈方向に 54%、斜め方向に 50%増加した。PS を両側に使用した両側 PS 固定モデルの ROM は 3.6～5.2deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 52%、左右側屈方向に 67%、斜め方向に 58%と等方的に減少した。両側に PS を用いて棘突起を固定した SPPS 固定モデルの ROM は 3.4～5.6deg.であり、損傷モデルに対して前後屈方向に 59%、左右側屈方向に 59%、斜め方向に 59%と等方的に減少した。

2) 考察

実験結果より、両側から PS で棘突起根元を固定する両側 PS 棘突起固定は両側 PS 固定と同程度の初期固定性が得られる棘突起間固定法であることがわかった。強固な固定性を得ることができたのは、スクリューを挿入することで空隙なく棘突起を固定したためだと考えられる。今回、われわれが提案した棘突起間固定法は従来の両側 PS 固定術と違い、脊髄が通る椎孔に近い椎弓根ではなく棘突起根元にスクリューを挿入する (See.Fig.4-12)。そのため脊髄を損傷させる可能性がなく、簡便な固定法となり、低侵で手術時間が短縮できることから有用な固定術になる可能性がある。今後、スクリューの脱転の危険性があるかを確認するための繰り返し試験を行うことや短い棘突起の幅でも止まるスクリューの開発を進めていくことが必要である。

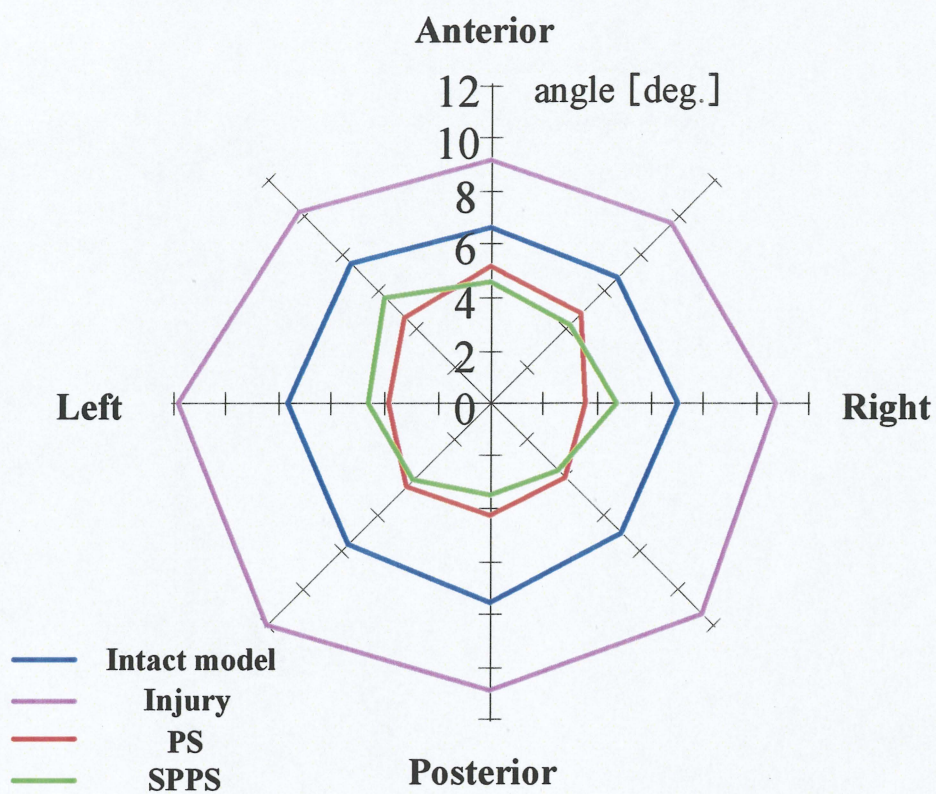


Fig.4-11 曲げ 8 方向における各モデルの ROM

5 章 結 言

最適な spinal instrumentation の開発には, spinal instrumentation の生体力学的特性を考究することが極めて重要であり, その理解は脊椎固定術の際の適用についても明確な基準を示す一助になると考えられる. 本研究では棘突起間固定による脊椎固定性を実験的に調査することで, より強固な固定性を有する棘突起間固定法を提案することを目的とした. 6 軸材料試験機を使用し, 棘突起間固定をモデル化したイノシシ屍体腰椎の FSU に対して各種の曲げ試験を行った. その結果, 以下の知見が得られた.

(1) 形状記憶合金製棘突起間固定インプラント

形状記憶合金製棘突起間固定インプラントは特性である形状記憶効果と超弾性によって棘突起に短時間で設置, 固定することができ, 非常に簡便な手技である. 曲げ試験の結果, 前後屈運動に関しては強固な固定性を有する一方, 左右側屈運動に関しては十分な固定性が得られなかった. これはインプラントの爪と棘突起の間に存在する空隙により固定性を得ることができなかったためと示唆された.

(2) 強固な棘突起間固定法の提案

棘突起間固定で側屈方向の固定性を得ることができる設置位置を検討するために, 歯科用レジンをを用いて棘突起の根元, 端, 全体を固定したモデルに曲げ試験を行った. その結果, Tadpole や形状記憶合金製インプラントのように棘突起の先端部ではなく, 根元を空隙が存在しないように固定することで側屈方向にも十分な固定性が得ることがわかった. そこで, より強固な棘突起間固定法として棘突起の根元に両側から PS を施す方法を考案した. この棘突起間固定法を曲げ試験をした結果, 従来の PS と同程度の初期固定性を有していることがわかった. これはスクリューを挿入することで空隙なく棘突起を固定できたためだと考えられる. この棘突起間固定法は脊髄を損傷させる可能性がなく, 簡便な固定法なので従来の PS 固定術と比べ低侵襲で手術時間が短縮できることから有用な固定術になる可能性がある.

以上により, 棘突起間固定の脊椎固定性を明らかにし, より強固な棘突起間固定法を提案することができた.

参考文献

1. 豊根知明, 和田佑一, 他 : 不安定性を呈する腰椎変性すべり症に対する片側進入両側除圧, 片側後方経路腰椎椎体間固定術, 片側椎弓根スクリュー固定術. 別冊整形外科 50, pp.213-217, 2006.
2. 柴田直子, 吉田伍一, 他 : 腰椎片側固定術の術後成績. 整形外科と災害外科 50, pp.995-998, 2001.
3. 奥野仁, 稲葉忠司, 他 : 片側 pedicle screw system 固定に関する生体力学的研究. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, vol.29, pp.299-304, 2008.
4. 打田圭佑, 稲葉忠司, 他 : 経椎間孔進入椎体間固定術 (TLIF) に片側 pedicle screw system を併用した際の固定性に関する生体力学的研究. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, vol.30, pp.147-153, 2009.
5. Esses SI, Sachs BL, et al. : Complication associated with the technique of pedicle screw fixation. Spine 18, pp.2231-2238, 1993.
6. Jutte PC, Castelein RM. : Complications of pedicle screws in lumbar and lumbosacral fusion in 105 consecutive primary operations. Eur Spine J 11, pp.594-598, 2002.
7. 古賀久伸, 大石豪 : 腰椎変性すべり症に対する片側後方腰椎椎間固定および棘突起間固定術. Spinal Surgery Vol.21 No.1, pp.19-26, 2007.
8. Kasai Y, Inaba T et al. : Tadpole system as new lumbar spinal instrumentation. Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2008, 3 : 41, 2008.
9. Yoshikawa T, Oi S, et al. : Biomechanical Study of Lumbar Spine using Unilateral Pedicle Screw with Tadpole Fixation System. Journal of Biomechanical Science and Engineering Vol6, pp.391-398, 2011.
10. Fujiwara M, Masuda T, et al. : Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties. Journal of Robotics and Mechatronics 18, pp.160-166, 2006.
11. Carter, D.R, and Hayes, W.C. : Compact Bone fatigue damage, A microscopic examination. Clin. Orthop 127, p.265, 1977.
12. Carter, D.R, and Hayes, W.C. : Bone compressive strength, The influence of density and strain rate. Science 194, p.1174, 1976.
13. Frankel, V. H., and Burstein, A. H. : Orthopaedic Biomechanics, Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
14. Panjabi M.M., et al. : A biomechanical study of the ligamentous stability of the thoracic spine in man. Acta Orthop. Scand., 52, pp.315-326, 1981.
15. Ponsner I., et al. : A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. Spine, 7, pp.374-389, 1982.

16. 茂木万梨子, 稲葉忠司, 他 : 脊椎の各安定要素の損傷が機能的脊椎単位に及ぼす影響. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, vol.28, pp.139-144, 2007.
17. Denis F. : The three column spine and significance in the classification of acute thocolumbar spinal injuries. *Spine*, 27-9, pp.817-831, 1983.
18. White, A.A, and Panjabi, M.M. : *Clinical Biomechanics of the Spine*. J.B.Lippincott, 22, 1978.
19. White, III .A.A. and Panjabi, M.M. : *Clinical Biomechanics of the Spine*.2nd edition, J.B.Lippincott, Philadelphia, pp.1-83, 1990.
20. Nachemson, A. : Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop. Scand.*,Suppl. 43, pp.1-140, 1960.
21. 寺山和雄, 片岡治 : 腰背部の痛み, 整形外科 : 痛みへのアプローチ シリーズ 6, 南江堂, 1999.
22. White, A.A., and Panjabi, M.M. : *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 1978.
23. Lumsden, R. M., and Morris, J. M. : An *in vivo* study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint. *L. Bone Joint Surg.*, 50A: 1591, 1968.
24. King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L. : Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am.*, 6: 19, 1975.
25. Nachemson. A., Lewin, T., Maroudas, A., Freeman, M.A.R. : In vitro diffusion of dye through the endplates and the annulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs, *Acta Orthop. Scand.*, Vol.41, pp.589-608, 1970.
26. Panjabi, M.M., White, III .A.A., Brand, R.A. : A note on defining body parts configurations. *J.Biomech.*, 7: 385-387, 1974.
27. 鏡 邦芳, Panjabi, M.M. : *Spinal Instrumentationのための解剖とバイオメカニクスー胸腰椎～腰仙椎ー*. 整形外科MOOK No.60, pp.23-36, 1990.
28. Miles, M., Sullivan, W.E. : Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints, *Anat. Rec.*, 139, pp.387-398, 1961.
29. Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K. : Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments; An in vitro biomechanical study. *Spine*, 7, pp.192-203, 1982.
30. Virgin, W.J. : Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc.J, *Bone Joint Surg.*, 33-B, pp.607-611, 1951.
31. Twomey, L.T., Taylor J.R. : Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7, pp.116-122, 1982.
32. 大谷 清 : 骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その1, 南江堂, 1986.
33. 圓尾 宗司 : 腰椎分離・すべり症の後側方固定術. *MB Orthop*11, pp.41-48, 1989.
34. Michael. G., et al. : *AO 整形外科マニュアル*, シュプリンガーフェアラーク東京, 2002.

35. Hadra, B. E. : Wiring of the vertebrae as a means of immobilisation in fracture and Pott's disease. The times and Register, Medical Press, Philadelphia, pp.1-8, 1891.
36. Wilson, P. D., Straub, L. R. : American Academy of Orthopaedic Surgeons instructional course lecture. 9, Ann Arbor, 1952.
37. Harrington, P. R. : Treatment of scoliosis ; correction and internal fixation by spinal instrumentation. J. Bone Joint Surg., 44A, pp.591-610, 1962.
38. Luque ER. : Segmental spinal instrumentation for the correction of scoliosis. Clin Orthop Trans, 1982.
39. Hackenberg L, Halm H et al. : Transforaminal lumbar interbody fusion : a safe technique with satisfactory three to five year results. Eur Spine J 14, pp.551-558, 2005.
40. Khoo LT, Palmer S et al. : Minimally invasive percutaneous posterior lumbar interbody fusion. Neurosurgery 51, pp.161-166, 2002.
41. Schizas C, Michel J et al. : Computer tomography assessment of pedicle screw insertion in percutaneous posterior transpedicular stabilization. Eur Spine J, 2006.
42. Shin H, Yi S et al. : Posterior lumbar interbody fusion via a unilateral approach. Yonsei Med J 47, pp.319-325, 2006.
43. Taneichi H, Suda K et al. : Unilateral transforaminal lumbar interbody fusion and bilateral anteriorcolumn fixation with two Brantigan I/F cages per level : clinical outcomes during a minimum 2-year follow-up period. J Neurosurg 4, pp.198-205, 2006.
44. 豊根知明, 和田佑一 他 : 不安定性を呈する腰椎変性すべり症に対する片側進入両側除圧, 片側後方経路腰椎椎体間固定術, 片側椎弓根スクリュー固定術. 別冊整形外科 50, pp.213-217, 2006.
45. Heller KD, Prescher A, et al. : Stability of different wiring techniques in segmental spinal instrumentation, An experimental study. Arch Orthop Trauma Surg, pp.96-99, 1998.
46. Coe JD, Warden KE, et al. : Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. Spine 15, pp902-907, 1990.
47. Fuji T, Hosono N et al. : The lumbar alligator spinal system-A simple and less invasive device for posterior lumbar fixation. In: Kai-Uwe Lewandrowski, eds. Spinal reconstruction. Clinical examples of applied basic science, biomechanics and engineering. New York, London ; Informa, pp.81-90 2007.
48. Wang JC, Haid RW, et al. : Comparison of CD HORIZON SPIRE spinous process plate stabilization and pedicle screw fixation after anterior lumbar interbody fusion. J Neurosurg Spine 4, pp.132-136, 2006.
49. 打田圭佑, 稲葉忠司 他 : 機能的脊椎単位の回転軸に関する実験的研究. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 31, pp103-110, 2010.

謝辞

本研究を遂行するにあたり、多くの知識とご助言を下さり、学部、修士の3年間に亘ってご指導いただいた稲葉忠司教授には心より御礼申し上げます。また、吉川高正助教には、他チームではありましたが金属に関する知識、研究における取り組み方、技術者としての考え方を熱心にご指導いただいたこと御礼申し上げます。

本研究は、工学と医学の境界分野に属し、多数の先生や研究者の方々に協力していただきました。学部から修士の3年間に亘り、工学部であった私に対して、その豊かな経験から医学の知識や医療の現状や問題を丁寧に教えていただき、研究の指針となる多数のご助言を賜りました三重大学医学部整形外科の笠井裕一先生に多大なる感謝を致します。また、研究データや学会発表に対し、ご助言を賜りました三重大学医学部整形外科の榊原紀彦先生、王卓先生に多大なる感謝を致します。そして、生体システム工学研究室の先輩であり、研究への助言および様々な分野でご協力いただいた社会連携研究センターの加藤貴也助教には厚く御礼申し上げます。同じ研究チームとして共に過ごしたM2の犬飼君、M1の中上君、山田君、米川君、4年生の石倉君、渡部君に深く感謝いたします。多くの分野、知識をゼロから学ばねばならなかったこの研究をやり遂げることができたのはチームの協力あってこそでした。心から感謝を申し上げます。

私自身、その未熟さから問題を数多く起こしつつも研究室生活を楽しく過ごし、充実した時間を過ごすことができたのは、先生方、先輩方、研究室の皆さん、そして、伊藤君、犬飼君、大井君、成澤君、矢頭君、横尾君、というM2の同胞達がいたからであり、お互いに切磋琢磨し合えたと思います。三重大学に編入してきて本当に良かったです。ありがとうございました。

宮地 佑輔