

修士論文

平成 21 年度

片側 pedicle screw system の脊椎固定性  
に関する実験的研究



三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程

機械工学専攻

生体システム工学研究室

渡邊 隆司

# 目 次

第1章 緒 言 .....	1
第2章 脊椎のバイオメカニクス .....	
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 FSU の前方部分 .....	6
2.3.2 FSU の後方部分 .....	7
2.3.3 脊椎の靱帯 .....	9
2.4 脊椎のバイオメカニクス .....	10
2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system .....	10
2.4.2 Coupled motion (Coupling) .....	10
2.4.3 Instantaneous axis of rotation (瞬間回転中心) .....	11
2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性) .....	11
2.4.5 Neutral zone (NZ) .....	12
第3章 脊椎疾患および脊椎固定術 .....	
3.1 脊椎の損傷 .....	13
3.1.1 脊椎疾患 .....	13
3.1.2 脊椎手術 .....	15
3.1.3 脊椎固定具 (Spinal instrumentation) .....	16
3.2 脊椎固定術 .....	17
3.2.1 経椎間孔進入椎体間固定術 (TLIF) .....	18
第4章 試験機の概要 .....	
4.1 試験機の機構 .....	20
4.1.1 6自由度パラレルメカニズム .....	20



4.1.2	パラレルメカニズムの種類	24
4.2	試験機の制御手法	25
4.2.1	ダンピング制御	25
4.2.2	パラレルメカニズムのハイブリッド制御	26
4.3	試験機の性能	29
4.3.1	6軸材料試験機の仕様	29
4.3.2	センサの仕様	29
第5章 片側 pedicle screw system 固定における脊椎変形挙動の力学的評価		
5.1	実験方法	30
5.1.1	試験体の概要	30
5.1.2	座標軸の設定	31
5.1.3	実験準備	33
5.1.4	試験体モデル	36
5.1.5	曲げ試験	39
5.2	実験結果と考察	41
5.2.1	繰り返し負荷に対する正常モデルの変形挙動	41
5.2.2	各モデルにおける変形挙動の力学的評価	43
第6章 片側 pedicle screw system による不均一固定発生要因の検討		
6.1	椎体とスクリューの挙動観察	48
6.1.1	実験方法	48
6.1.2	実験結果および考察	55
第7章 結 言		
63		
参考文献		
64		
謝辞		
67		

# 1 章 緒 言

今日、めざましい医療の発展には、多面にわたり工学的な知識や技術が大きく貢献している。例えば、計測診断に用いられる心電図や MRI、また治療に用いられる血液浄化装置や体外循環装置など、工学的技術が幅広く応用され、深く関わっていることが理解できる。このように、医療において工学的技術は欠くことのできない柱となっている。

工学的な立場から生体の“はたらき”や“しくみ”（機能）と“かたち”（形態・構造）を力学的に解析し、またその結果を医学・生物学や工学における種々の問題解決や、新しい手法・技術に応用する学問・研究分野をバイオメカニクス (biomechanics) という。生体は身体全体、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に支配されている。すなわち、身体全体や様々な器官、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故障が生じることが多い。それらを理解する上で力学的法則を無視することはできない。さらに、各種疾患や故障の治療や回復にも力学的配慮が不可欠であり、様々な分野にて応用できるバイオメカニクスが重要とされている。

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) が広く行われるようになってきた。従来の外科治療の手術の主とする目的は、切除することによって病変・疾患を取り除くことである。このためには、身体にある程度の負担や侵襲が加わり、正常な組織や臓器が犠牲になることはやむを得ない、という認識がある。一方で、MIS は皮膚切開をできるだけ最小に止め、生体内の筋肉や組織、臓器への侵襲を最小限にすることが重視される。これにより、術後の患者への肉体的負担を軽減し、術後リハビリの早期開始、早期退院、そして早期社会復帰を目指している。整形外科領域に含まれる脊椎外科においても、内視鏡を用いた小切開手術をはじめとした MIS が取り組まれている。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インストゥルメンテーションの pedicle screw system (以下 PS) を用いた脊椎固定術においても同様である。従来の手術法では、疾患治療の一環として、手術の視野の妨げとなっている神経を取り巻く靱帯や、左右両側にある椎間関節などの正常な組織を切除し、圧迫されている神経の除圧を行う。その後、治療行為の結果不安定になった脊椎の左右両側へ PS 用いて固定する術式が一般的である。これに対し、近年考案された MIS 的手技では、治療に際して脊椎に与える損傷を片側の椎間関節のみに抑え、圧迫されている神経の除圧を行い、その後損傷を与えた側のみ PS 固定を用いる。この片側のみに PS を用いる片側 PS 固定では、正常である軟部組織

や片側の椎間関節が温存されるため、従来の PS 固定を用いる両側 PS 固定に比べて、手術時間が短く、術中出血量が少ない<sup>[1][2]</sup>。このことから患者への肉体的負担が軽減できる。また、その短期臨床成績は、両側 PS 固定に劣らず良好であると報告されている<sup>[3]</sup>。しかしながら、片側 PS 固定術を力学的観点より調査したものは少ない<sup>[4]~[6]</sup>。それを明らかにすることは、MIS の観点による脊椎インストゥルメンテーションの改善・考案、また手術手技の選択の一助となり、さらなる医療の発展に有用であると考えられる。

そこで本研究では、片側 PS 固定した術式における脊椎の固定性を生体力学の観点から明らかにすることを目的とした。当研究室にて開発された脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用い<sup>[7][8]</sup>、損傷脊椎、片側固定をモデル化したヒト機能的脊椎単位 (functional spinal unit ; FSU) に対して、基本運動である前後屈、左右側屈に加え、さらに斜め方向への曲げ運動を想定した種々の曲げ試験を実施することにより、本術式の脊椎の固定性について実験的に調査した。さらには、脊椎の固定性を左右する主な因子に関して、イノシシ屍体腰椎 FSU を用いた曲げ試験を行い、調査した。

## 2 章 脊椎のバイオメカニクス

### 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（図 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。図 2.2 の(a), (b)はそれぞれ脊椎の断面図と左側面図を表し、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、主に椎体が身体の支持と運動の伝達および軸の役割を、椎弓が脊髄の保護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。

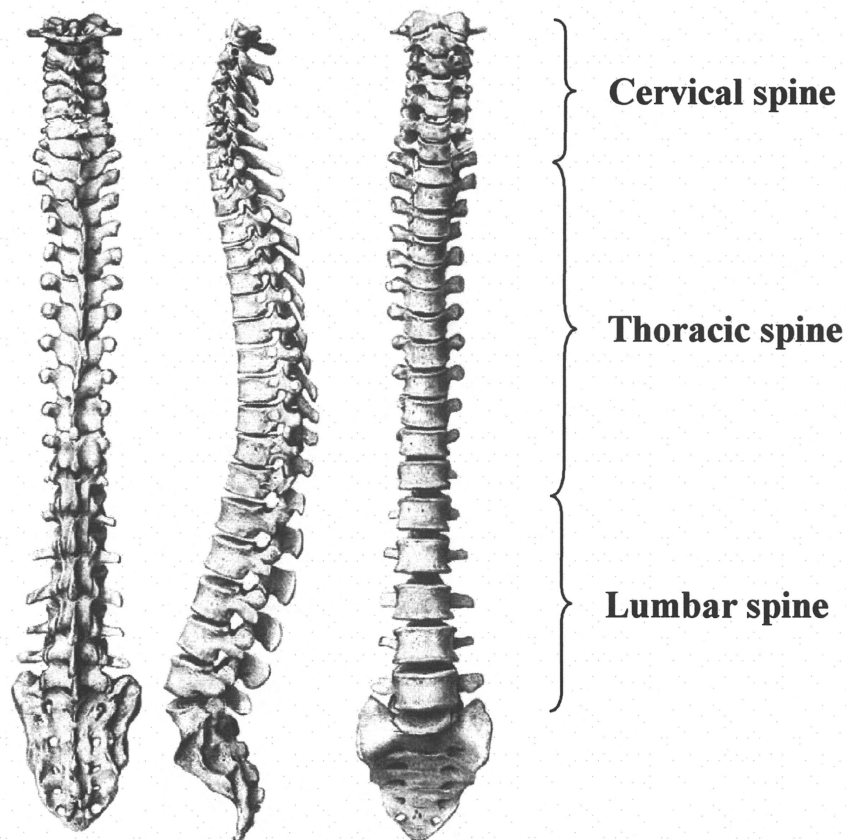
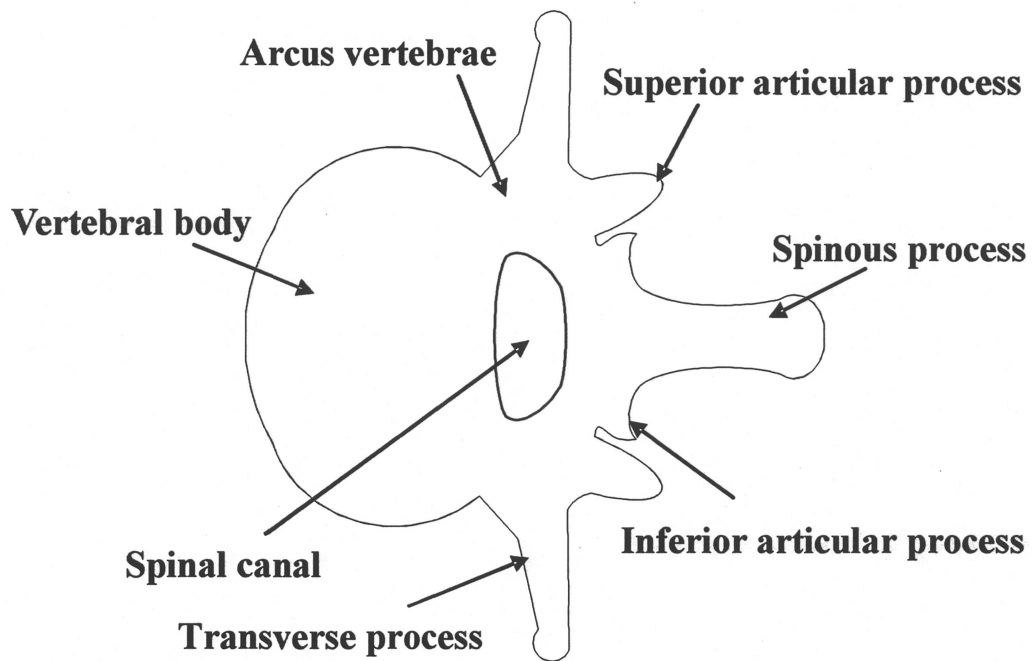
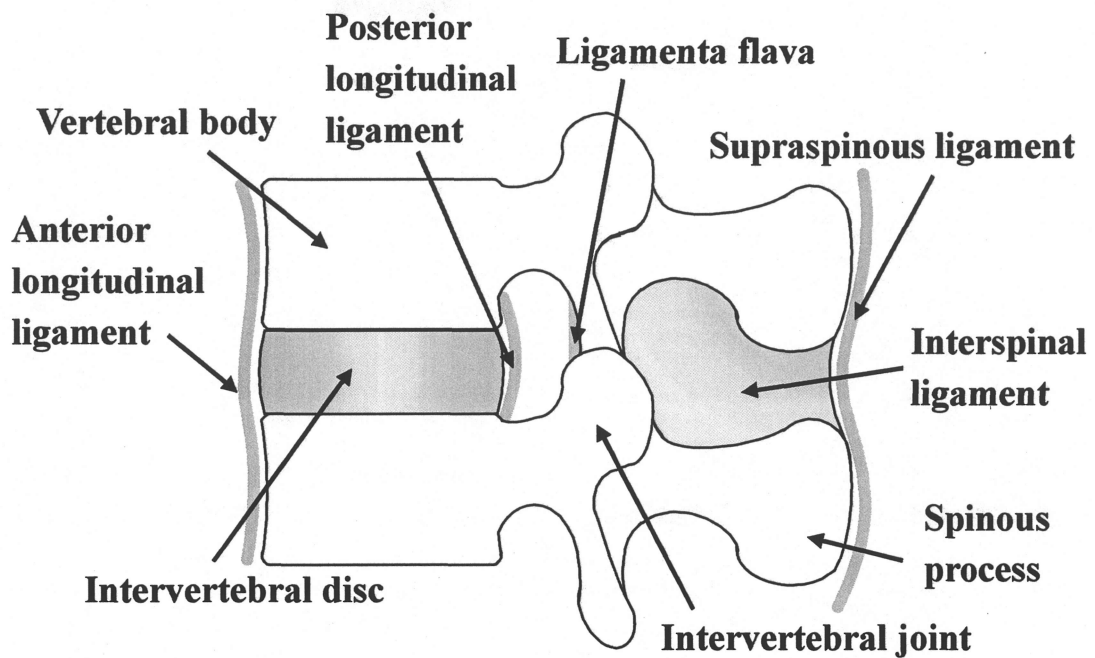


図 2.1 脊椎



(a) Cross-section



(b) Left lateral view

図 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。

### 2.1.1 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<sup>[9]</sup>。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を区別することは、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<sup>[10]</sup>。

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（図 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<sup>[11]</sup>。

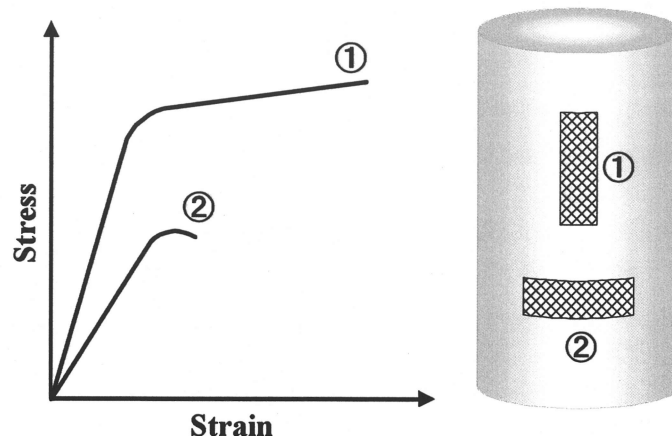


図 2.3 皮質骨（ヒト大腿骨）における縦軸方向と横軸方向の応力-ひずみ線図

### 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 FSU の前方部分

FSU の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<sup>[12]</sup>。

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<sup>[13]</sup>、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。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<sup>[14]</sup>、負荷を受けている間でも圧力は均等に分布している。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<sup>2</sup>であることを示している<sup>[14]</sup>。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 0.7～1.4MPa、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<sup>[15]</sup>。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。

### 2.3.2 FSU の後方部分

FSU の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。下部頸椎、胸椎、腰椎における椎間関節の関節面の方向を図 2.4 に示す。最上部の二つの頸椎を除いて、こ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（図 2.4(a)参照）。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（図 2.4(b)参照）。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（図 2.4(c)参照）<sup>[16]</sup>。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<sup>[17]</sup>。ここで挙げられた値はおおよそそのものであり、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。

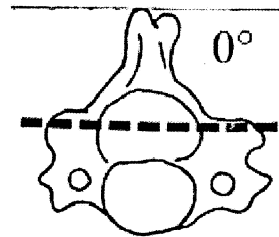
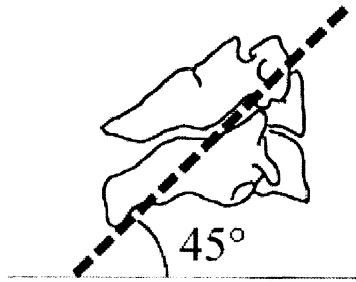
関節面は以前には、運動分節の運動のガイドに主な意味があり、負荷を支持する機能はわずかだと考えられていた。しかし、最近の研究では、それらの負荷支持機能はもっと複雑であることが示唆されてきた。脊椎の位置によって、関節面と椎間板との間の負荷分担は変化する。関節面の負荷支持は 0 から全負荷の約 30% である。関節面の負荷支持機能は脊椎が過伸展位にある時、特に明瞭である<sup>[18]</sup>。せん断力に抵抗するのに椎弓と椎間関節が重要であることは、脊椎分離症や関節欠損の状態では椎体が前方にずれる危険があることで具体的に示されている。

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。

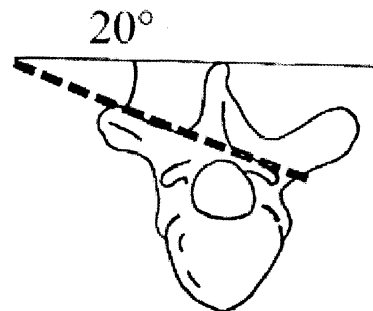
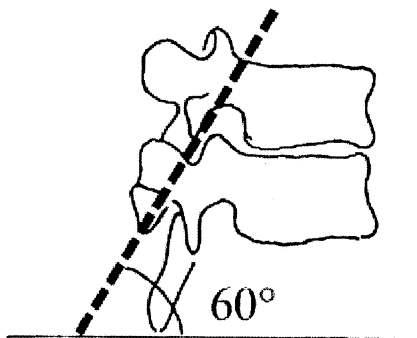


水平面に対する関節面の方向

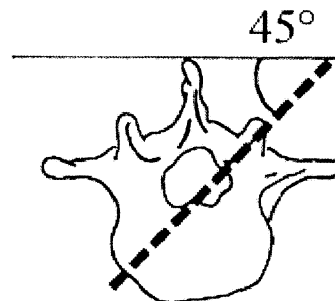
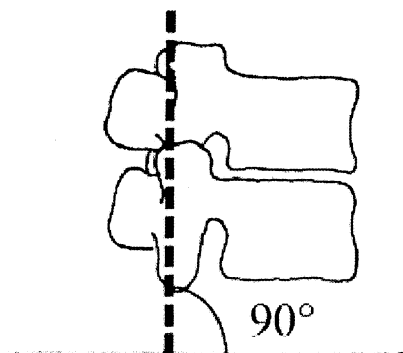
前額面に対する関節面の方向



(a) Lower cervical vertebra



(b) Thoracic spine



(c) Lumbar spine

図 2.4 椎間関節の関節面の方向

### 2.3.3 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、脊髄を保護すること、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<sup>[19]</sup>。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

Right-handed orthogonal coordinate system とは、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（図 2.5）<sup>[20]</sup>。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。

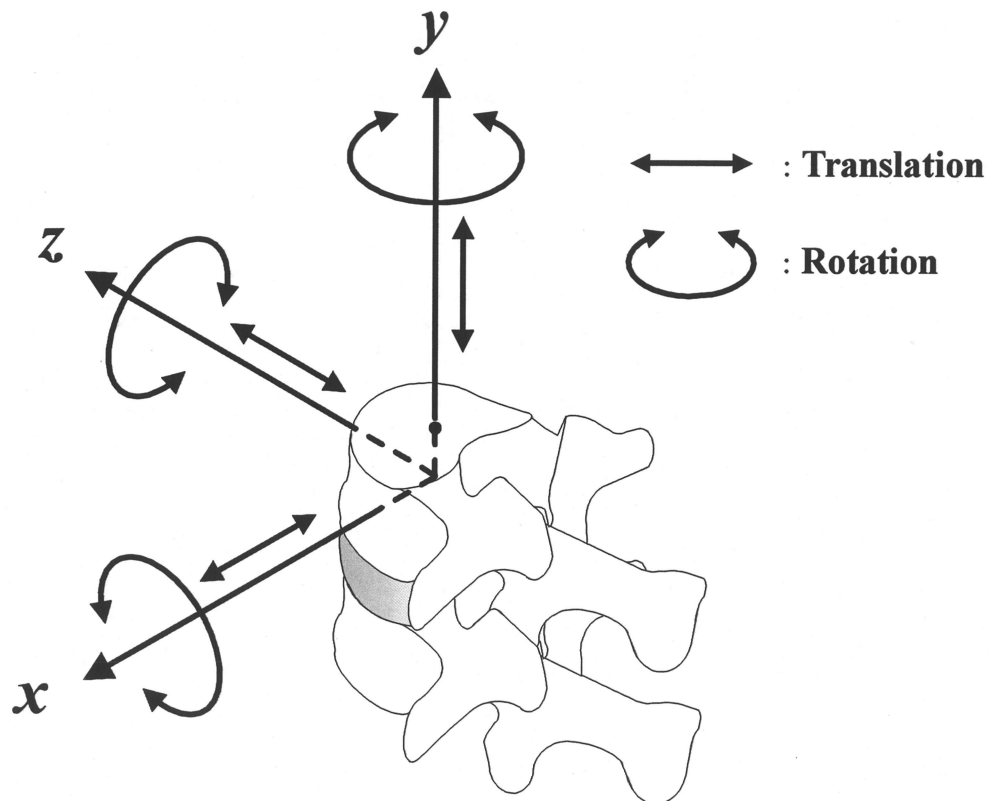


図 2.5 Right-handed orthogonal coordinate system

### 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<sup>[21]</sup>。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<sup>[22]</sup>。

### 2.4.3 Instantaneous axis of rotation (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 とよばれている。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。前後屈や回旋における IAR は主な損傷と反対方向、つまり温存されている脊椎要素の方向に移動すると考えられる。すなわち、IAR は前方損傷では後方に、後方損傷では前方に移動すると考えられる。

### 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。図 2.6 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。

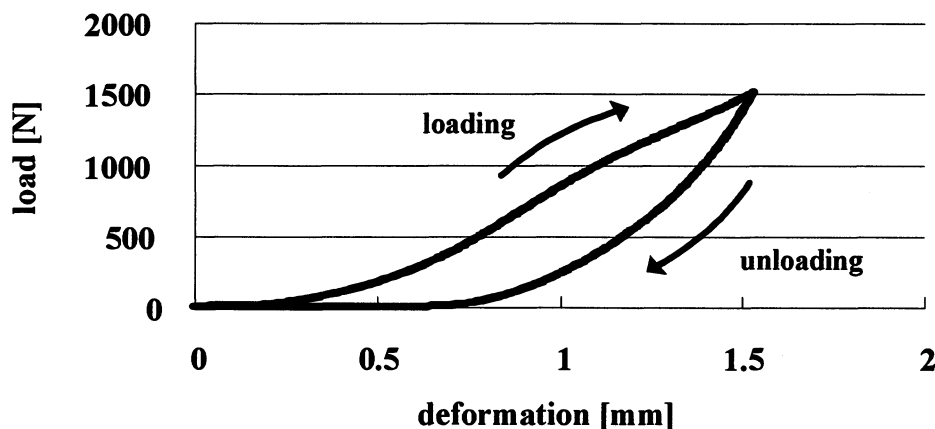


図 2.6 負荷－変位曲線

### 2.4.5 Neutral 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 (図 2.7) <sup>[23]</sup>. 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. 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 <sup>[24][25]</sup>. 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, 図 2.7 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.

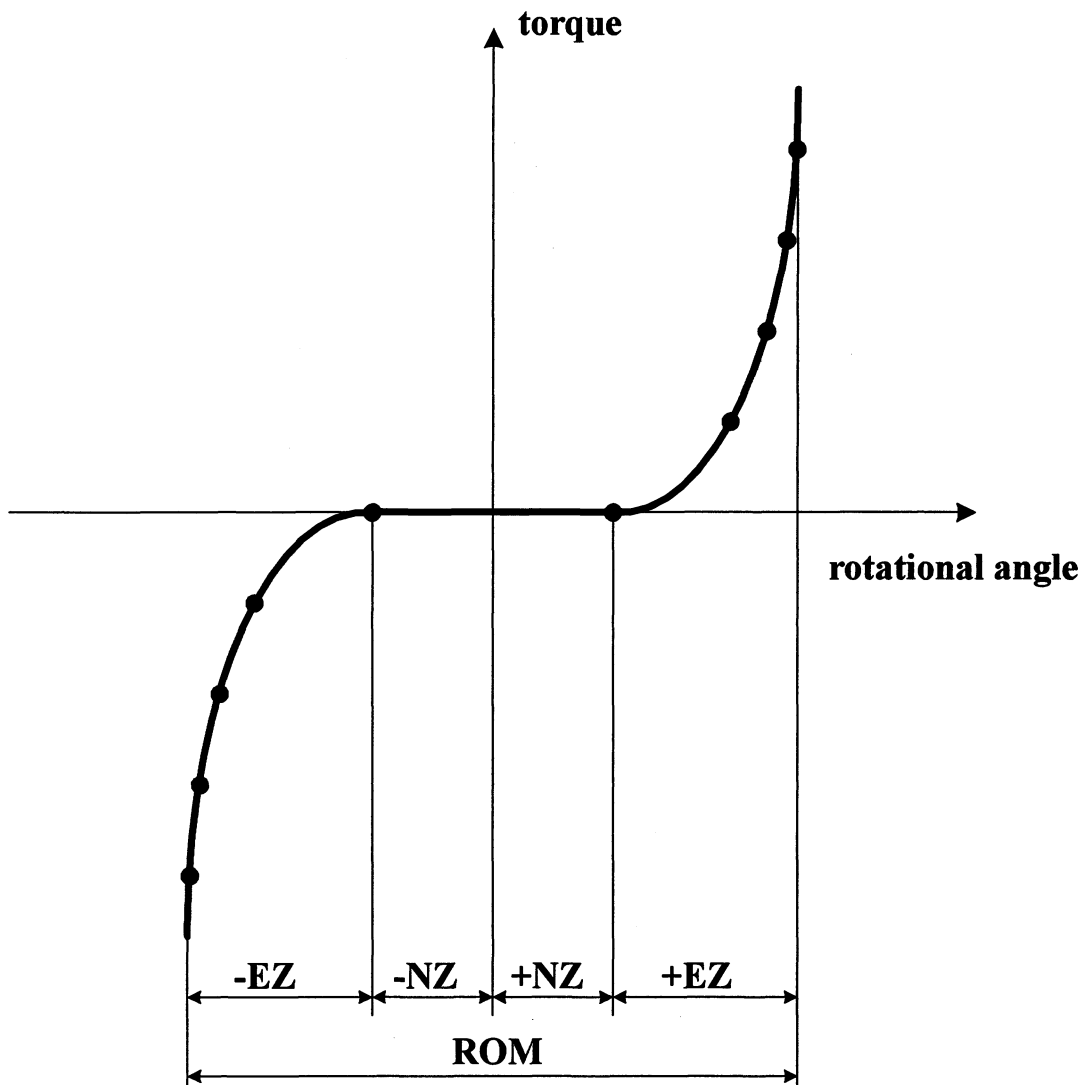


図 2.7 FSU における負荷-変位曲線

## 3 章 脊椎疾患および脊椎固定術

### 3.1 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二つに分類される。その一つは骨折や骨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、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。

#### 3.1.1 脊椎疾患

表 3.1 は、脊椎における代表的な疾患を成因的に分類し示している。前者に相当する代表的なものとして脊椎分離すべり症、後者に相当するものとして脊柱管狭窄症が挙げられる。その内容を以下で説明する。

##### ・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<sup>[26][27]</sup>。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。

##### ・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。

表 3.1 脊椎における代表的な疾患

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 脊髄腫瘍	心因性のため

### 3.1.2 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

手術の主な目的は、圧迫された神経への圧力を取り除いて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する固定術を行う。固定の際、移植した骨が一塊にな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、その手術法を脊椎除圧固定術、あるいは単に脊椎固定術と呼ぶ。



### 3.1.3 脊椎固定具 (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<sup>[28]</sup>。本研究にて使用した pedicle screw system (以下 PS, 図 3.2 参照) は, spinal instrumentation の中でも最も使用頻度が高く, 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ものである。

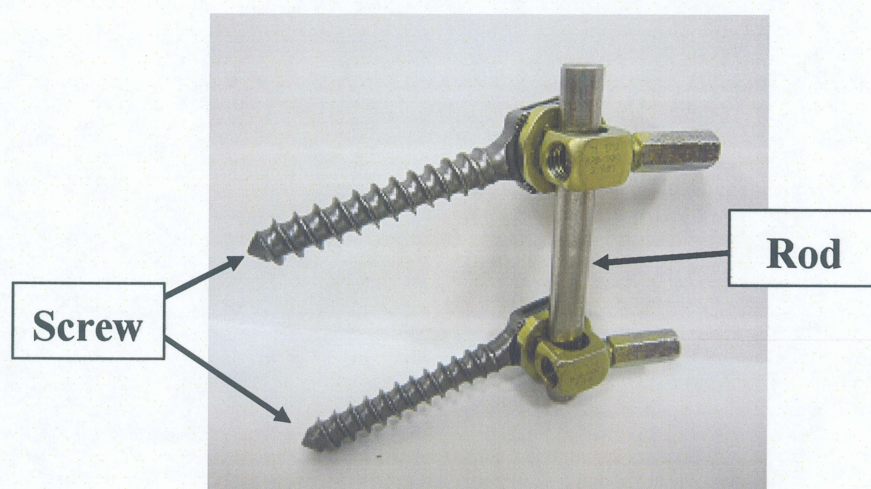


図 3.2 pedicle screw system

### 3.2 脊椎固定術

本研究では、ヒトおよびイノシシ屍体腰椎の FSU を用い、損傷モデル、近年考案された低侵襲な片側 PS 固定モデルおよび従来法の両側 PS 固定モデルを作製した。その際、臨床にて実際に行われている PS を用いた脊椎固定術を基にモデル化を行った。そこで、以下にこれらの脊椎固定術における実際の手術方法について簡単に説明する。

後方侵入腰椎椎体間固定術 (posterior lumbar interbody fusion) 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を行い、筋肉などの組織を展開し、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、また視野の確保のために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、それらスクリューとロッドの連結を行い、左右両側を PS (両側 PS) 固定する。図 3.3 は、実際の臨床における術前および両側 PS 固定した術後の様子を示す。また、疾患が多椎間にいたる場合は、それに応じて多椎間にわたりスクリューを挿入し、ロッドにて連結固定を行う。

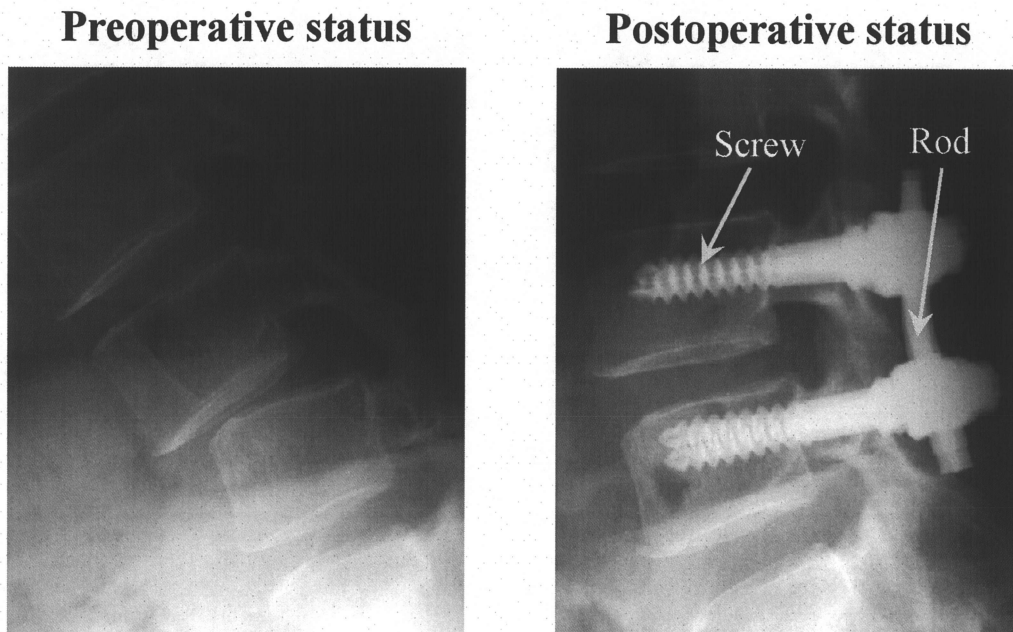


図 3.3 pedicle screw system による固定



### 3.2.1 経椎間孔進入椎体間固定術 (TLIF)

TLIF は、主に骨をずらすことで神経の通る空間を広げる除圧術が必要となる疾患に対して行われる。その際、脊椎を元の配列に矯正し、その状態を維持するため、後方からの PS による固定術が行われる。

実際の手術手順は、背中側から切開を行い、筋肉などの組織を展開し、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、片側の椎間関節を切除し、経椎間孔（図 3.4）と呼ばれる部分から進入し椎間板より摘出する。その後、椎間板の変性が著しい場合において、椎間板の代わりに cage を挿入する。除圧後、矯正された状態を維持するため、PS 固定を施す（図 3.5(a)参照）。さらに近年 MIS を意識した手術法では、除圧後、切除した片側のみに PS 固定する脊椎固定術（図 3.5(b)参照）が試みられている。つまり TLIF に、通常は両側に施す PS 固定を片側のみとする術式（片側 PS）が併用され、この TLIF に片側 PS を併用した固定術は、術中出血量や手術時間の点において低侵襲であり、その短期臨床侵襲成績は良好であると報告されている<sup>[3]</sup>。

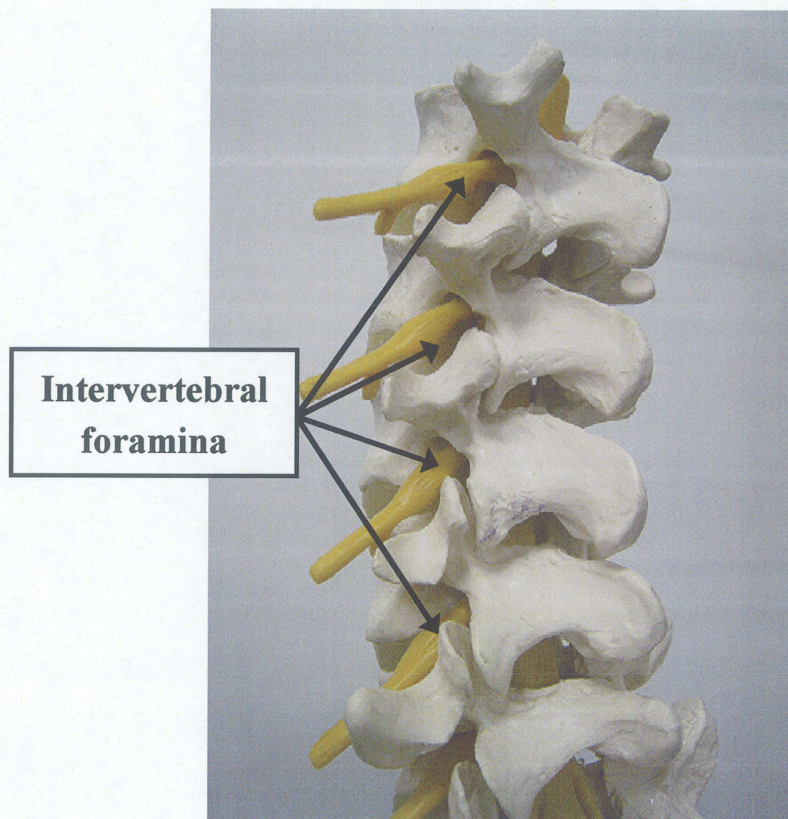


図 3.4 ヒト腰椎の模擬骨（左後からの写真）



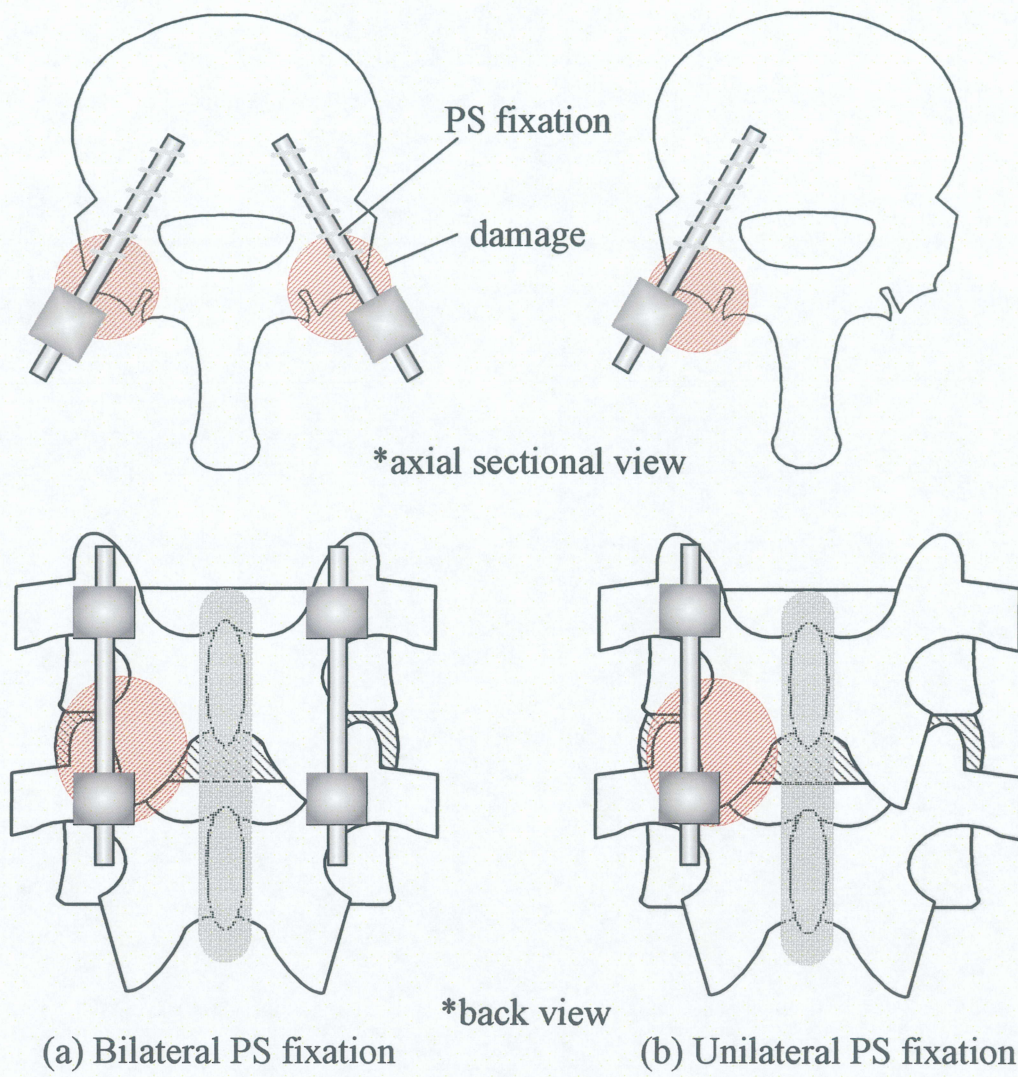


図 3.5 TLIF に両側 PS 固定および片側 PS 固定を併用した模式図

## 4 章 試験機の概要

2 章にて述べたように，脊椎は 3 つの軸における並進および回旋運動を有するため，自由度は 6 自由度であり，その変形挙動を解析するためには 6 自由度すべての力／モーメントおよび変位／角変位を計測・制御可能な試験機が必要不可欠である．そのため，当研究室において脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を独自に開発した．本章では，この試験機の機構や制御方法について簡単に紹介する．

### 4.1 試験機の機構

#### 4.1.1 6 自由度パラレルメカニズム

脊椎試料の 6 軸方向の力／トルクと変位／角変位を制御するためには，多軸ロボットを用いる方法が考えられ，その種類としては主にパラレルメカニズムとシリアルメカニズムが挙げられる．既に脊椎を対象としたアイデアはいくつか知られているが<sup>[29][30]</sup>，それらに採用されている多関節型ロボット機構であるシリアルメカニズムは，脊椎へ動きを与える手先における動作の等方性が悪く，6 自由度すべての方向に対する特性評価には必ずしも適した構造ではない．そこで，過去の研究にて開発された脊椎強度測定用 6 軸材料試験機（図 4.1 参照）では，手先の等方性に優れたパラレルメカニズムが採用された．これは，高精度高負荷作業に向けた多自由度ロボット機構の一種であり，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 自由度運動を可能にする．

そして，この機構を取り入れた本試験機には，2 本 1 組の直動型アクチュエータを 120° 対称に並行配置した垂直直動型パラレルメカニズムが用いられている<sup>[31]</sup>．これは，可動部が軽量なため運動特性が良く，垂直方向に広い動作領域を持ちながらも手先の等方性に優れた構造である．手先部には 6 軸力覚センサを備え， $x \cdot y \cdot z$  軸方向の力とそれぞれの軸回りのトルクを検出できる構造となっている（図 4.2，4.3 参照）．



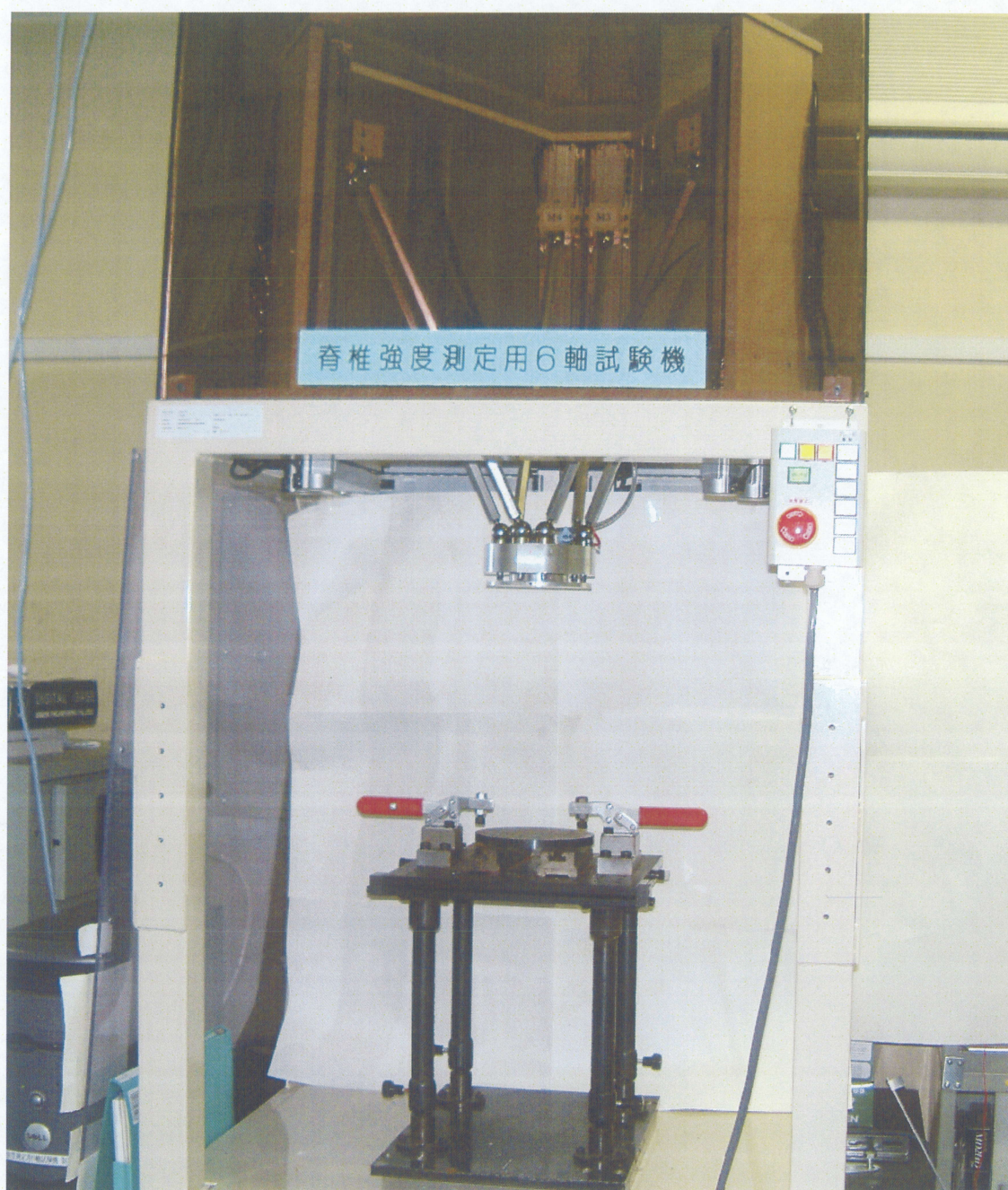
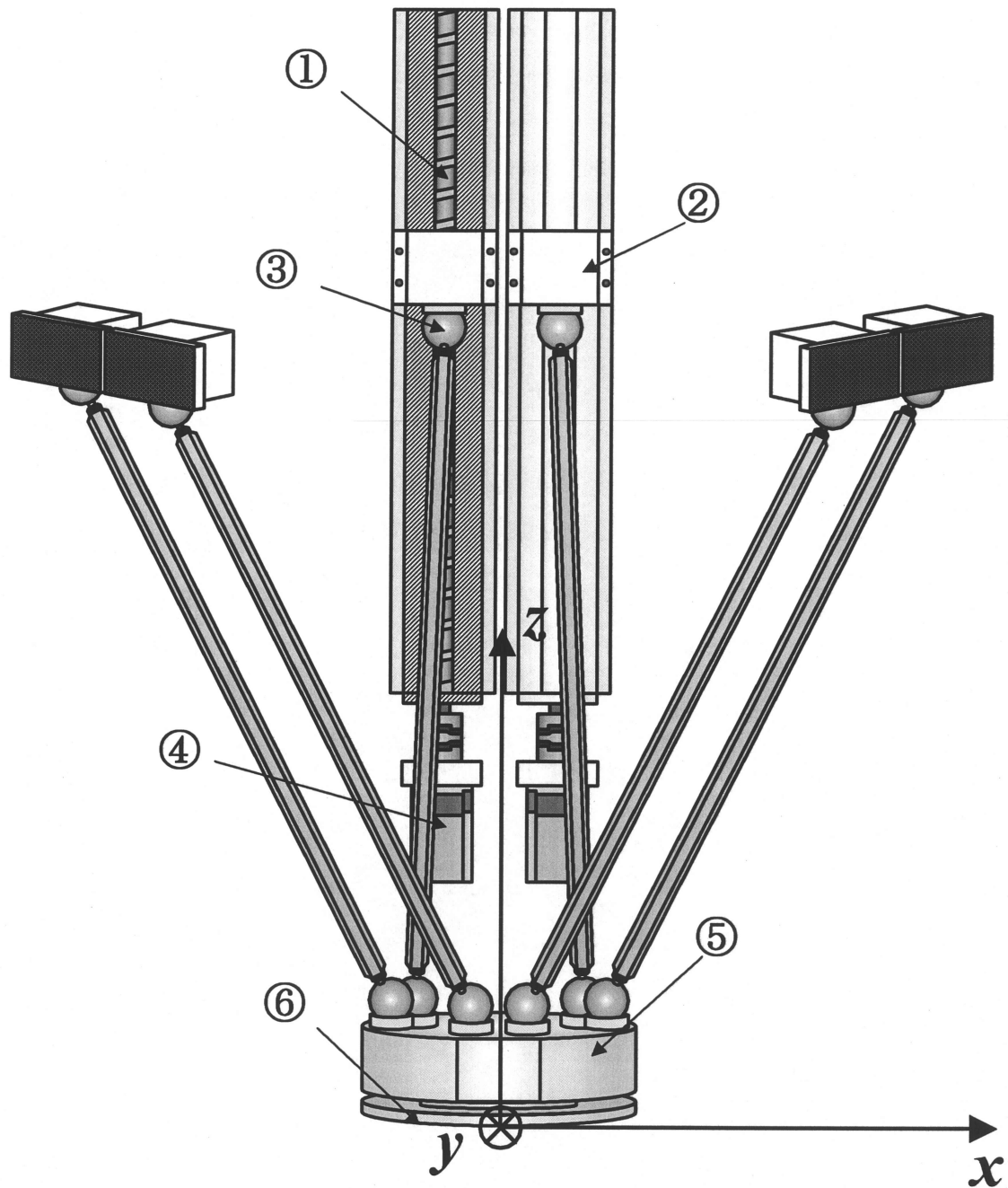


図 4.1 脊椎強度測定用 6 軸材料試験機





- ① Ball screw (inside)
- ② Direct acting type actuator
- ③ Magnet ball joint
- ④ Servomotor
- ⑤ 6-axis force sensor (built-in)
- ⑥ End effector

図 4.2 試験機可動部

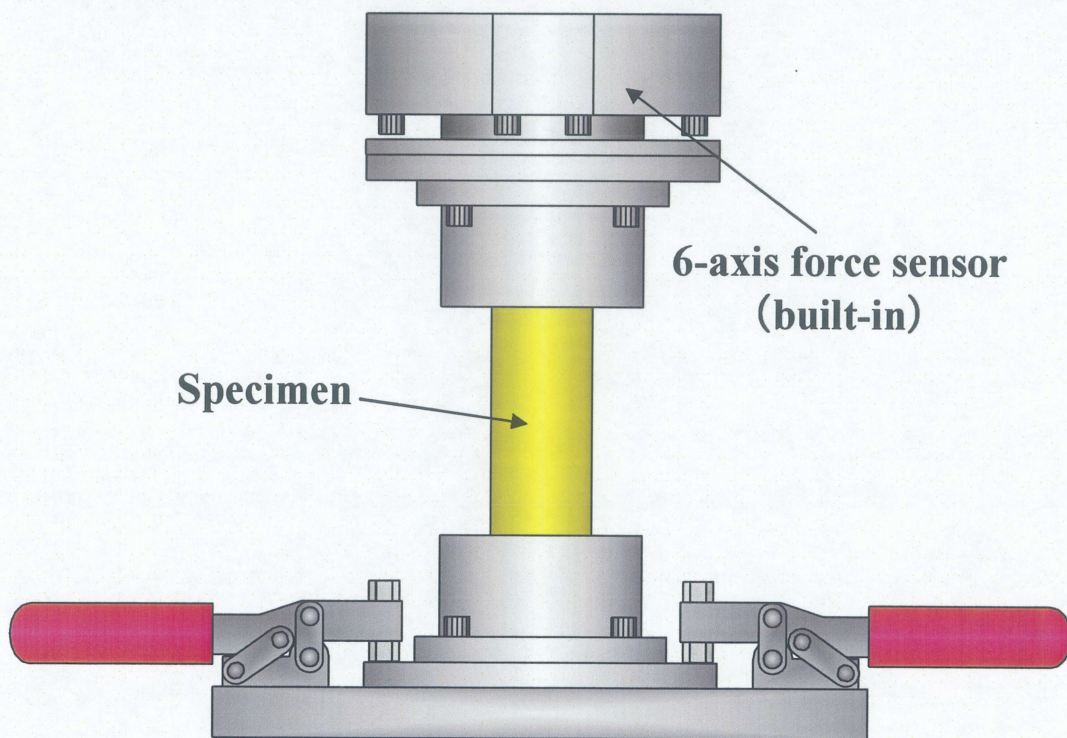
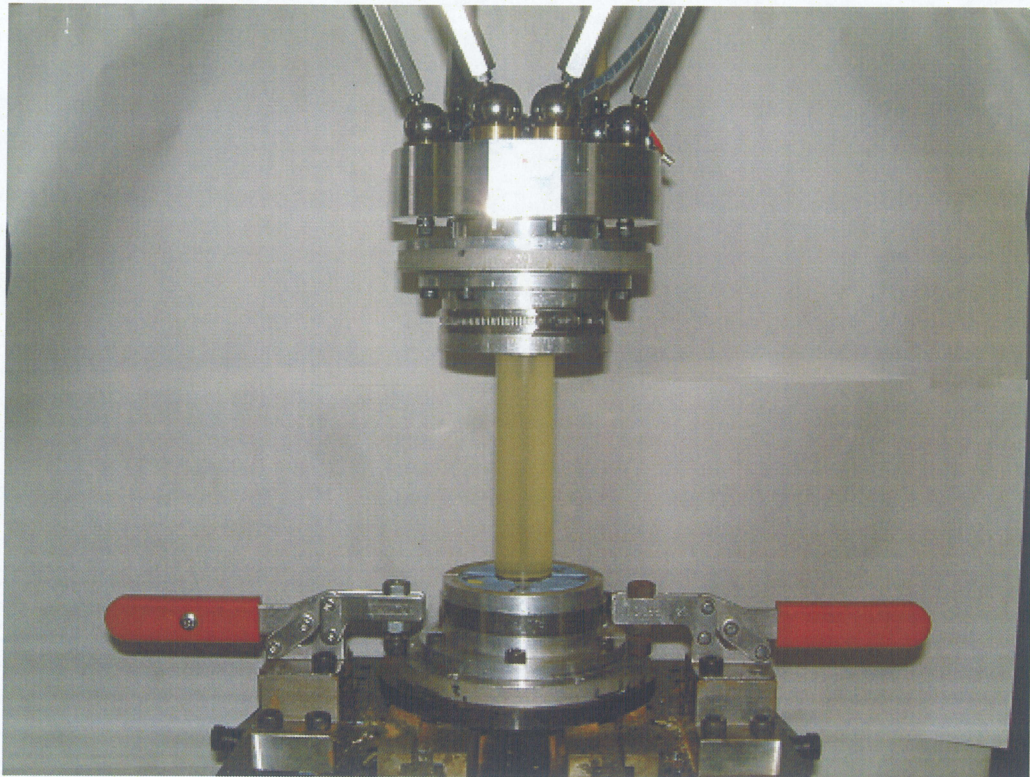


図 4.3 試験機チャック部



#### 4.1.2 パラレルメカニズムの種類

パラレルメカニズムには主に伸縮型、回転型、直動型の3種類がある。それぞれの特徴を表4.4に示す。

表 4.4 パラレルメカニズムの種類

種類	伸縮型	回転型	直動型
出力	大きい	小さい	大きい
駆動源	可動	固定	固定
可動部質量	大きい	小さい	小さい
速度	遅い	速い	速い
剛性	高い	低い	高い
精度	高い	低い	高い
可動領域	小さい	大きい	小さい
設置面積	小さい	小さい	大きい

伸縮型、回転型、直動型はそれぞれ以下のように動作することで並進3自由度と回転3自由度の合計6自由度の運動を得る機構である。

- ・ 伸縮型（図 4.5(a)参照）  
中間リンクがアクチュエータとなっており、それが伸縮することで運動する。
- ・ 回転型（図 4.5(b)参照）  
ベースプレートに固定されたモータが回転することにより運動する。
- ・ 直動型（図 4.5(c)参照）  
ベースプレートに固定された直動型アクチュエータが直線運動することにより運動する。

他の6軸試験機を用いた脊椎の研究では<sup>[32][33]</sup>、主に伸縮型を採用しているが、これは運動特性が悪く、中間リンクにアクチュエータを組み込むために、リンクの径を大きく取らざるを得ず、その結果機構干渉が発生しやすくなるため動作領域を確保することが困難である。また、回転型は、アクチュエータ側リンクに曲げトルクが発生する機構であるため、高剛性かつ高精度な機構を作ることが困難である。よって本研究では、高剛性でかつある程度の動作領域を確保できる直動型を採用することにした。

## 4.2 試験機の制御手法

脊椎のメカニズムを解明するためには、脊椎に対し任意に選択した自由度の運動を生じさせ、様々な力学的試験を行う必要があると考えられる。そこで、制御手法は、軸ごとに位置と力を選択できるハイブリッド制御が採用され、力制御には、接触／非接触の状態を連続的に扱うことができるダンピング制御法が用いられており、また、試験を一定速度という条件下で行うために、指定方向のみ速度制御が用いられている。

### 4.2.1 ダンピング制御

ダンピング制御とは抗力に応じて物体の速度を修正する制御方法である。具体的には次式で表される。

$$V = V_d + BF \quad (1)$$

$V$  : ロボットハンドの速度,

$V_d$  : ロボットハンドの目標速度,

$B$  : アドミッタンス

$F$  : ロボットハンドに作用する抗力 (力覚センサに検出される力)

$V_d$  と  $B$  はロボットの動作前に設定しておくが、いま  $V_d=30[\text{mm/s}]$  と  $B=1[\text{mm/s/N}]$  と設定した場合を考える。

ロボットハンドが外部の物体に接触していない場合、力覚センサに検出される力は  $F=0[\text{N}]$  であり、 $F=0$  を式(1)に代入すると、ロボットハンドの速度は  $V=V_d (=30[\text{mm/s}])$  となり、ロボットハンドは  $V_d$  の初期設定値  $30[\text{mm/s}]$  で自由空間を動く (図 4.6(a)参照)。ロボットハンドが外部の物体に接触した場合、力覚センサに検出される力  $F<0$  となる。 $F$  の絶対値が徐々に大きくなり、 $F=-30[\text{N}]$  となった場合を考える。 $F=-30[\text{N}]$  を式(1)に代入すると、ロボットハンドの速度は  $V=0[\text{mm/s}]$  となる。したがって、ロボットハンドは外部環境に  $-30[\text{N}]$  の力を与えながら静止する (図 4.6(b)参照)。

このように  $V_d$  と  $B$  を指定することにより、マニピュレータが空間中を運動するときの最高速度と、外部の物体に接触したときの接触力を指定することができる。ただし式(1)より、 $B$  の値が大きいときは、 $F$  の変化に対して  $V$  の変化が大きくなることがわかる。したがって、ロボットハンドが外部物体に接触したときに、 $F$  は短時間で目標値  $V_d/B$  に達するが、振動しやすくなる。逆に、 $B$  の値が小さいときは、 $F$  の変化に対して  $V$  の変化は小さくなる。したがって、ロボットハンドが外部の物体に接触したときに、振動しにくい  $F$  が目標値  $V_d/B$  に達するのに時間がかかる。



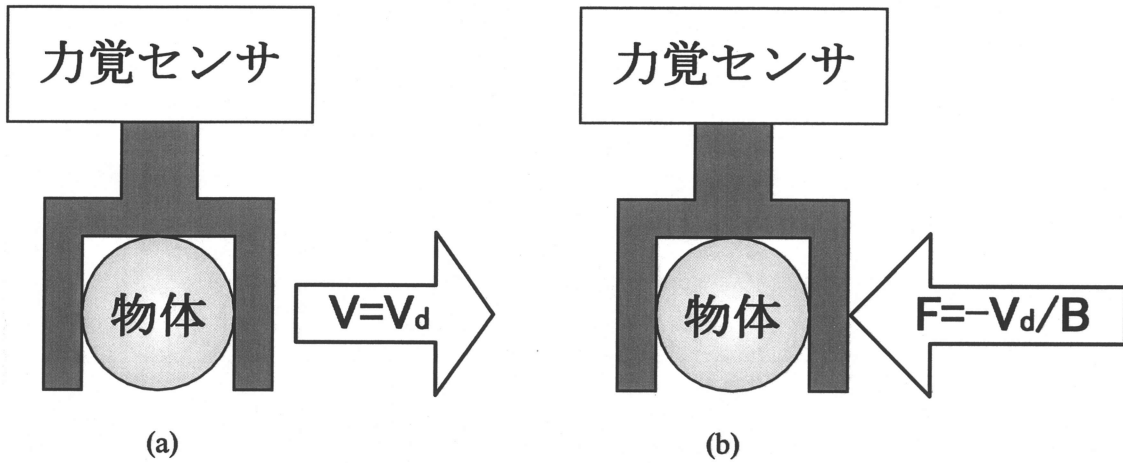


図 4.6 外部接触のない場合(a)とある場合(b)

#### 4.2.2 パラレルメカニズムのハイブリッド制御

ダンピング制御を多自由度系に拡張し，さらに位置／速度制御も考慮した，これらのハイブリッド制御系が構築されている．

パラレルメカニズムの各軸方向，各軸回りの速度ベクトル  $V=[V_x, V_y, V_z, R_x, R_y, R_z]^T$  について式(1)を適用して，次式のような制御系を考える．

$$\begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \\ R_x \\ R_y \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_{dx} \\ V_{dy} \\ V_{dz} \\ R_{dx} \\ R_{dy} \\ R_{dz} \end{bmatrix} + SB \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} \quad B = \text{diag} \begin{bmatrix} B_{fx} \\ B_{fy} \\ B_{fz} \\ B_{mx} \\ B_{my} \\ B_{mz} \end{bmatrix} \quad S = \text{diag} \begin{bmatrix} S_{fx} \\ S_{fy} \\ S_{fz} \\ S_{mx} \\ S_{my} \\ S_{mz} \end{bmatrix}$$

$F_x, F_y, F_z$  : ベース座標系の各軸方向の力

$M_x, M_y, M_z$  : ベース座標系の各軸回りのトルク

$V_x, V_y, V_z$  : ハンドの各軸方向の速度指令値 (ベース座標系)

$R_x, R_y, R_z$  : 各軸回りの速度指令値 (ベース座標系)

力制御を行う座標系を選択するために，Selection Matrix とよばれる対角行列  $S$  を導入した． $S$  の各要素  $S_i$  ( $i=f_x, \dots, m_z$ ) について対応する座標軸  $i$  が力制御を行う場合は  $S_i=1$ ，それ以外の場合 (位置／速度制御) は  $S_i=0$  とする．なお，エンドエフェクタの姿勢を変えると，ハンド座標系とベース座標系の軸方向が異なる．力覚センサで検出した各軸方向の力，各軸回りのトルクはハンド座標系のものであるので，これらをベース座標系の各軸方向の力，各軸回りのトルクに変換して用いられている．

このハイブリッド制御の利用方法について、脊椎の曲げ試験を例にとった簡単な説明を以下に述べる。

試験条件として、脊椎に対して前後屈方向への曲げトルクを負荷し、その際の自由度を3および6とした場合について考える（図4.7参照）。まず、3自由度においては、 $x$ 軸回りにトルク  $M_x$ を加え（速度制御； $S_{mx}=0$ ）， $x$ 軸に直交する二つの軸  $y, z$  軸方向に生じる力  $[F_y, F_z]$ を0にするように変位を許容（力制御； $S_{fy}=S_{fz}=1$ ）し、それ以外の方向への変位を拘束（位置制御； $S_{f\theta, m_y, m_z}=0$ ）する（図4.7(a)参照）。次に、6自由度では、3自由度同様、 $x$ 軸回りにトルク  $M_x$ を加え（速度制御； $S_{mx}=0$ ）， $M_x$ 以外のすべての方向に関する力・トルク  $[F_x, F_y, F_z, M_y, M_z]$ を0にするように変位を許容（力制御； $S_{f\theta, f_y, f_z, m_y, m_z}=1$ ）する（図4.7(b)参照）。前者においては、脊椎に強制的な曲げを加えることが可能であり、その際脊椎に発生した力／トルクを計測することや、強制的な曲げにおける脊椎の特性評価が可能となる。また後者では、脊椎に純粋なトルクを負荷することが可能であり、これにより脊椎の屈曲時における *coupled motion* を解析することが可能となる。このように、力制御と位置／速度制御を同時に行うことが可能である本試験機は、これまで測定が非常に困難であった脊椎特有の性質、挙動を解析、評価することができるものである。

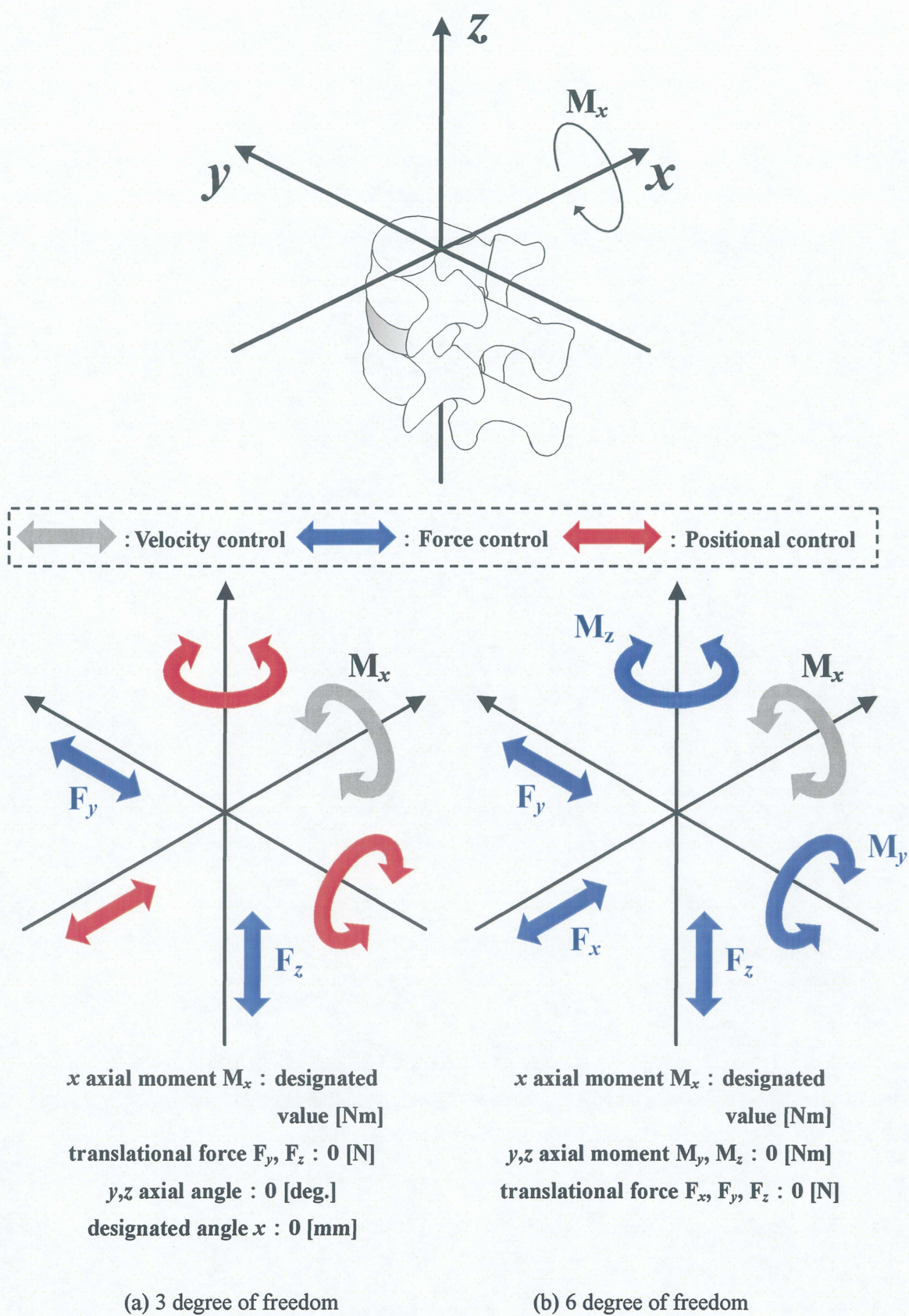


図 4.7 3 および 6 自由度におけるハイブリッド制御

### 4.3 試験機の性能

#### 4.3.1 6 軸材料試験機の仕様

本試験機の分解能と可動範囲について、それぞれ表 4.8、表 4.9 に示す。

表 4.8 試験機の分解能

サーボモータ	0.02°
ボールネジ	0.2 $\mu\text{m}$
手先	5 $\mu\text{m}$

表 4.9 試験機の可動範囲

x 軸方向	中心から 100mm 離れた位置で 35°
y 軸方向	
z 軸方向	250mm
z 軸回り	70°

#### 4.3.2 センサの仕様

本試験機に内蔵されている 6 軸力覚センサ (BL オートテック社 Gamma SI-65/5 (ATI 社 (米) 製造)) の仕様について、表 4.10 に示す。

表 4.10 6 軸力覚センサの仕様

定格値	$F_x, F_y$ [N]	$F_z$ [N]	トルク [N·m]
	65	130	5
分解能	0.05	0.10	0.003



## 5 章 片側 pedicle screw system 固定における 脊椎変形挙動の力学的評価

本章では、前章にて説明した 6 軸材料試験機を用い、損傷脊椎、片側および両側 PS 固定をモデル化したヒト屍体腰椎の FSU に対して曲げ試験を行った。それらの変形挙動の結果より、片側 PS 固定を力学的に評価した。

### 5.1 実験方法

#### 5.1.1 試験体の概要

本章の試験体には、ヒト FSU を 1 体用いた (図 5.1 参照)。筋肉、脂肪等を除去し、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正常モデルとした。

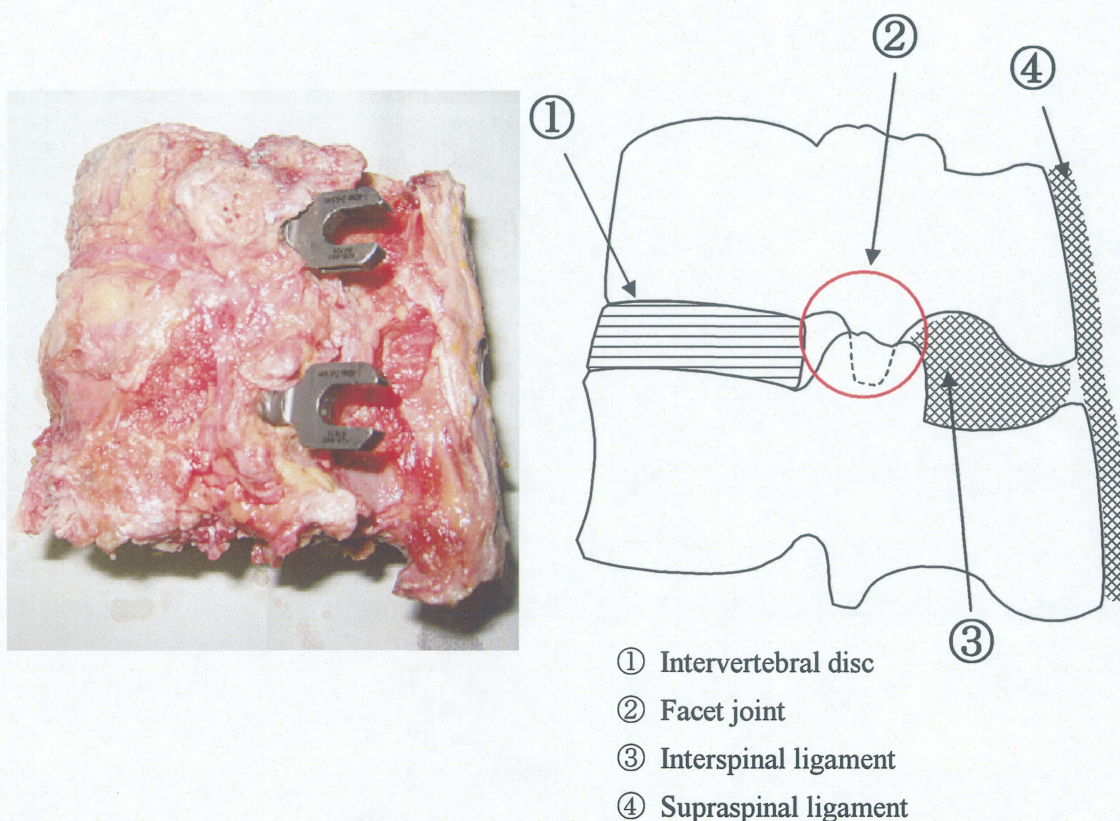


図 5.1 ヒト屍体腰椎 FSU



### 5.1.2 座標軸の設定

本研究における座標軸は，図 5.2 に示すように  $x$  軸回りの角度を Yaw， $y$  軸回りの角度を Pitch，および  $z$  軸回りの角度を Roll とした．また，その座標軸は， $x$  軸回りの回転が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なるように定めた．また各軸における正負は，右ねじの法則を採用した．例えば， $x$  軸回りの正の角度（Yaw，正）は，脊椎の後屈方向への角度を示し， $y$  軸回りの正の角度（Pitch，正）は，脊椎の右側屈方向への角度を示している．

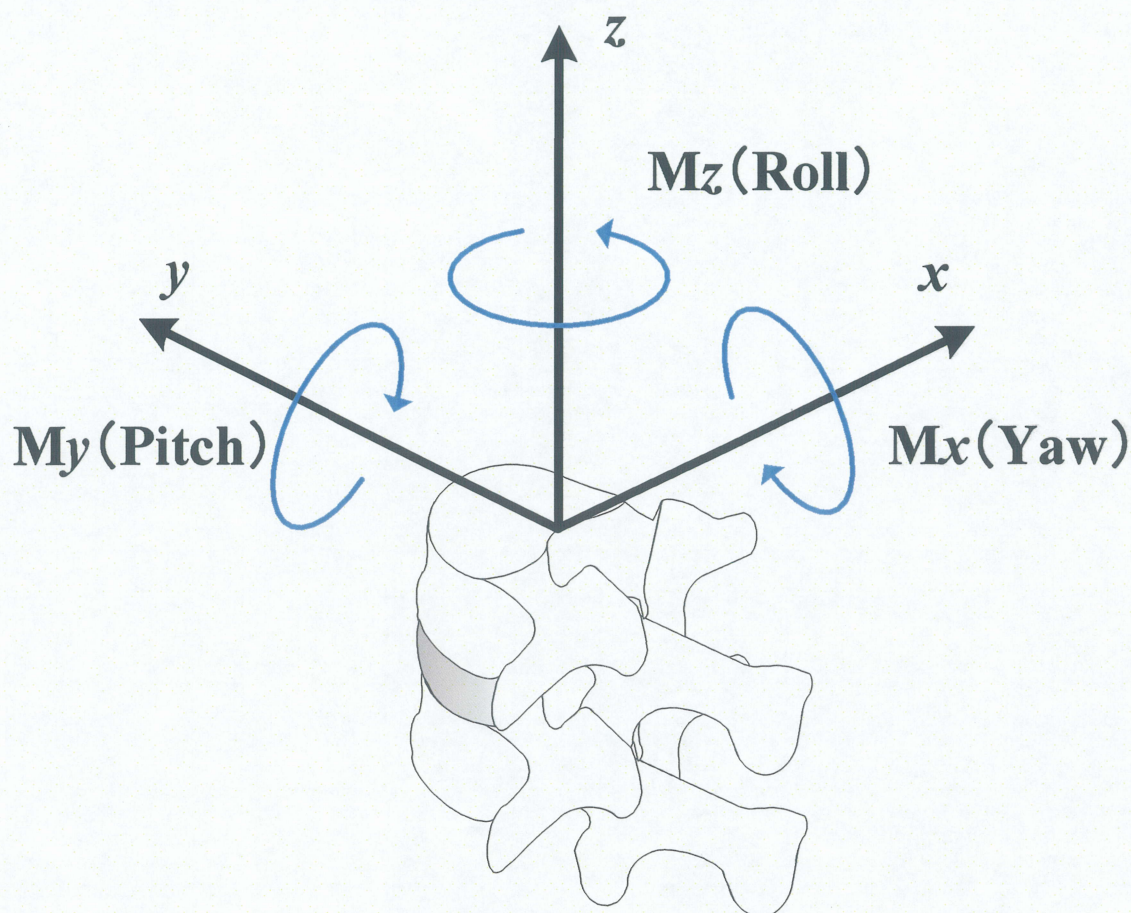


図 5.2 試験体に対する座標軸



### 5.1.3 実験準備

#### 1) 試験体の固定

- (1) -30℃で冷凍保存しておいたヒト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 (図 5.3 参照)。
- (2) 試験体とレジンのすべりやずれ、抜けを防止する目的で、上下椎体部分に対しネジを挿入する (図 5.4 参照)。
- (3) 治具に歯科用レジンを流し込み、試験体を固定し、室温にてレジンを固化させる (図 5.5 参照)。
- (4) 試験体を試験機に取り付ける (図 5.6 参照)。

なお、本研究で pedicle screw system を使用するにあたり、手順(1)の段階で予めスクリューを挿入した。これは、試験機に設置された状態の試験体にスクリューを挿入することが困難であることや、力学試験の際、レジンとロッドの干渉を生じないようにするためなどの理由によるものである。本実験では、スクリューを挿入した骨は剛体とみなすため、変形挙動への影響はないと考える。

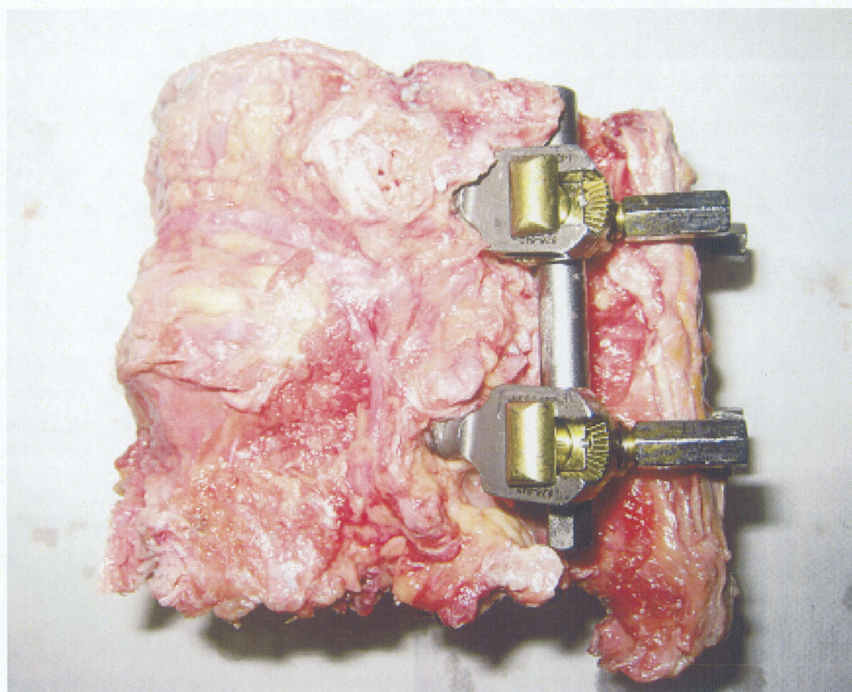


図 5.3 試験体 (ヒト FSU)



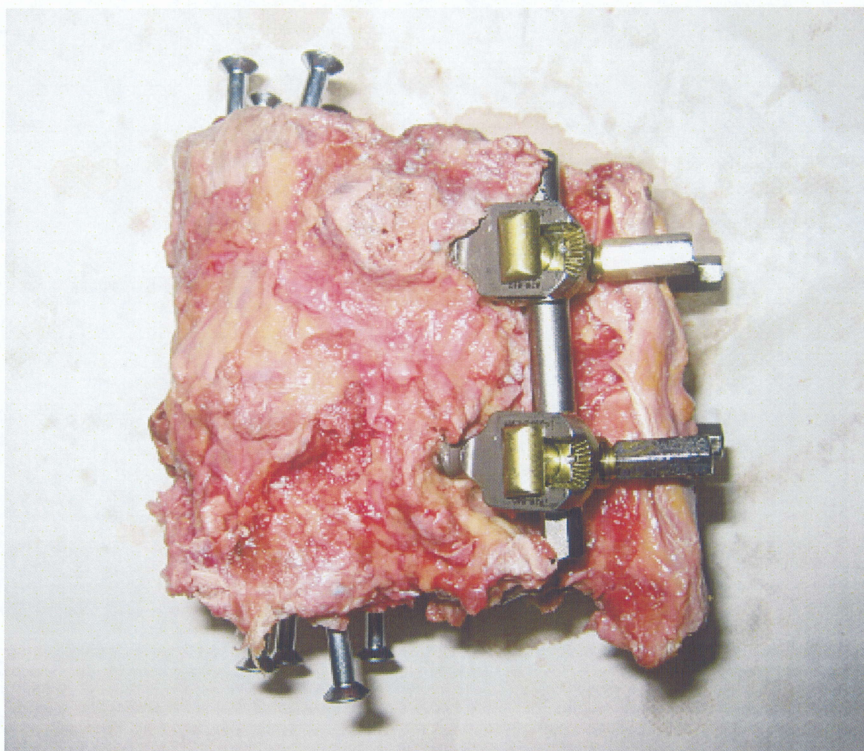


図 5.4 ネジ挿入後の試験体

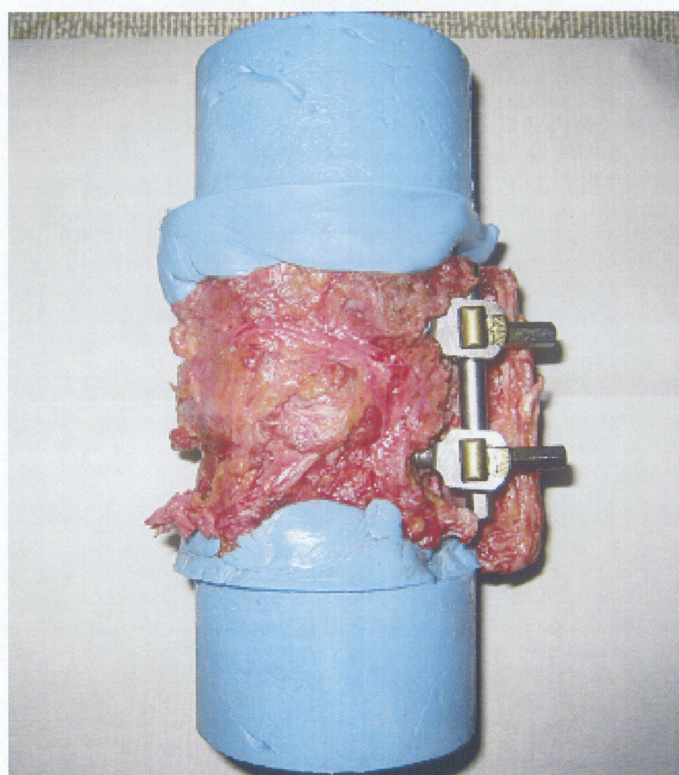


図 5.5 レジン固化後の試験体



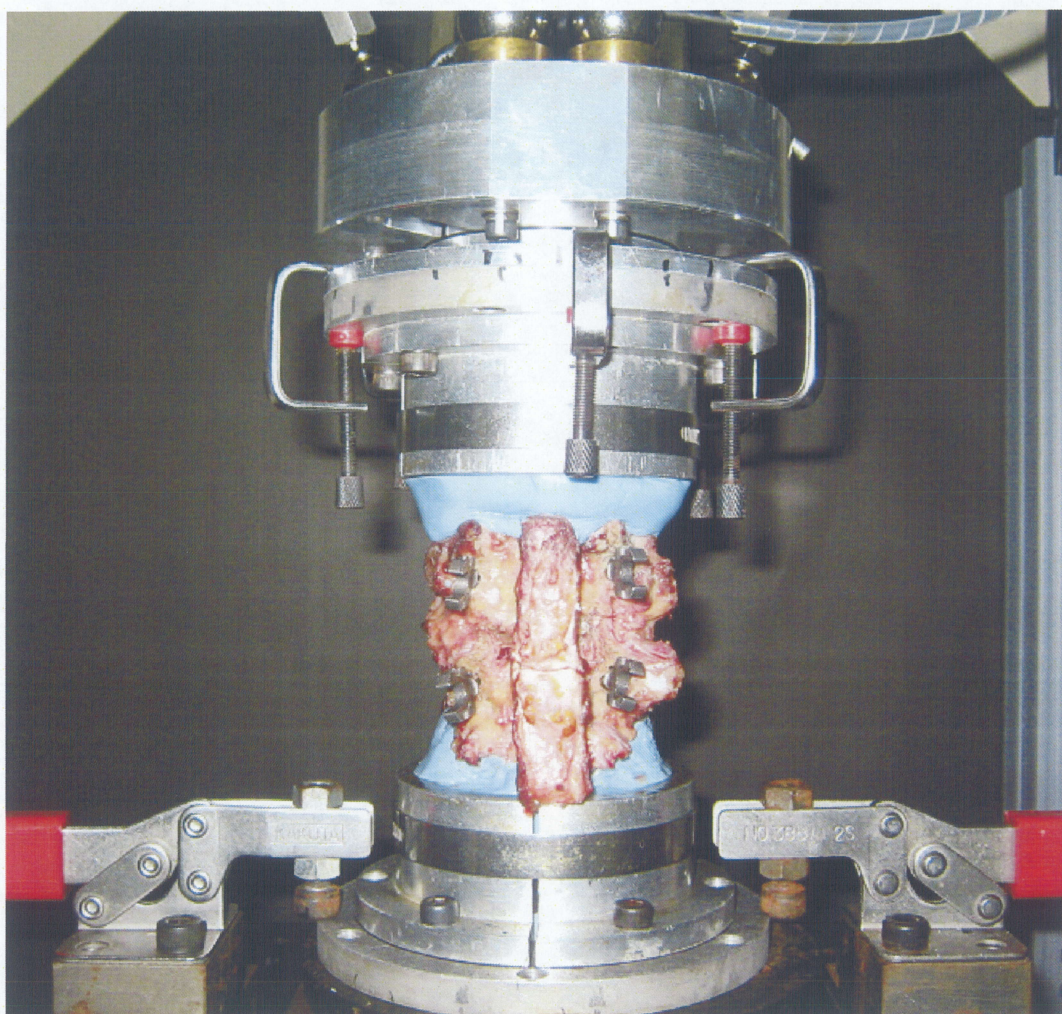


図 5.6 試験機に試験体を設置した様子

## 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（図 5.7 参照）。

- ・ 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：椎体の正中矢状面を治具の中心線（ $y$  軸）と合わせる。

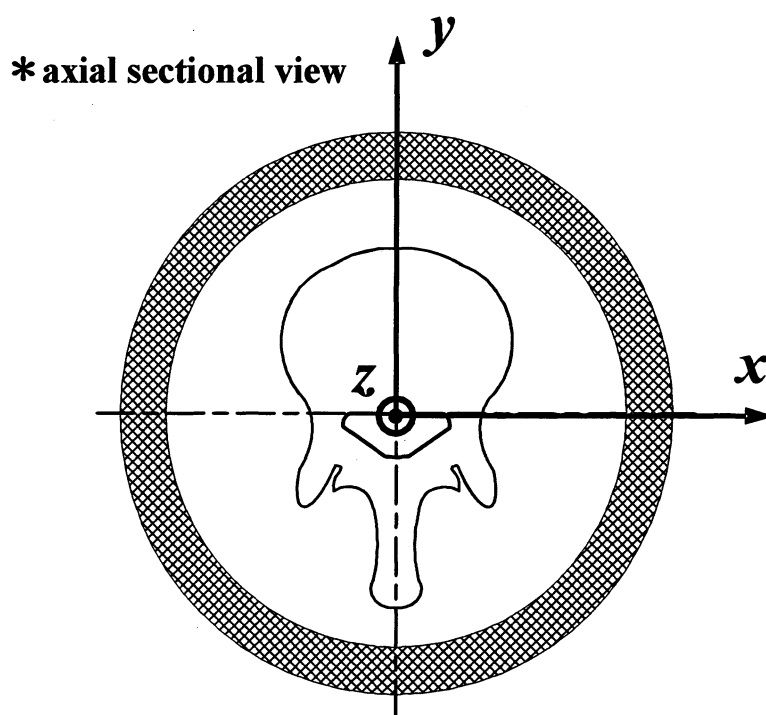


図 5.7 治具への試験体の固定位置

## 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、その際の試験機のヘッドの位置（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。それらは力覚センサによって、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。



#### 5.1.4 試験体モデル

5.1.1 に述べたように、脊椎の安定要素である椎間板や関節等をすべて残した状態の正常モデルとした。そのモデルに加え、3 章にて述べた実際に臨床にて行われている PS を用いた脊椎固定術を基に、4 つのモデルを作製した。まず、損傷モデルとして、椎間板の前方・中央・後方の 3 ヶ所に側方から 5mm のドリルで穴を開け、左側椎間関節を全切除したものを左側損傷モデル（図 5.8 参照）とし、左側損傷モデルに加えて棘上・棘間靱帯および黄色靱帯を切断し、右側椎間関節を全切除した両側損傷モデルとした（図 5.9 参照）。固定モデルとして、左側損傷モデルに対して左側に PS 固定を施したものの左側 PS モデル（図 5.10 参照）とし、両側損傷モデルに対して両側に PS 固定を施したものを両側 PS モデル（図 5.11 参照）とした。ここで左側 PS モデルが、今回本研究で対象とする実験モデルである。

以上のモデルにおいて、ヒト屍体腰椎 FSU（L3-4）を用い、正常モデル→左側損傷モデル→左側 PS モデル→両側損傷モデル→両側 PS モデルの順に実験を行った。

左側損傷モデルを作製するにあたって、椎間板に与えた損傷は、脊椎疾患によって椎間板全体が退行性変性をきたした状態を想定して行った<sup>[34]</sup>。また、固定モデルにおける PS には、Medtronic Sofamor Danek 社製 TSRHS-RPtype を使用した。

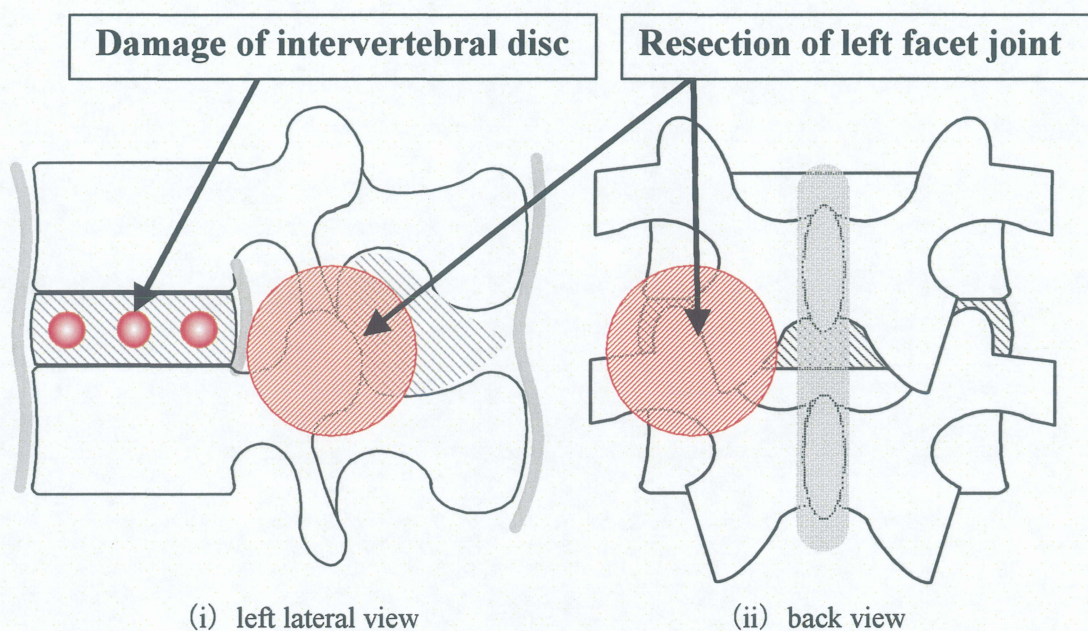


図 5.8 左側損傷モデル

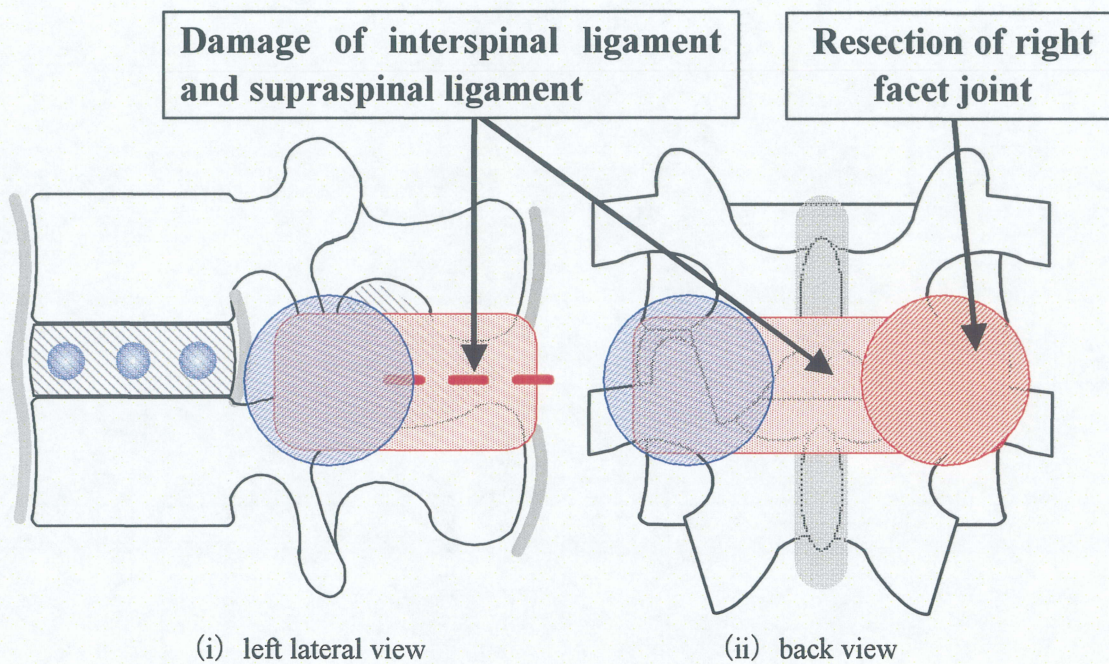


図 5.9 両側損傷モデル



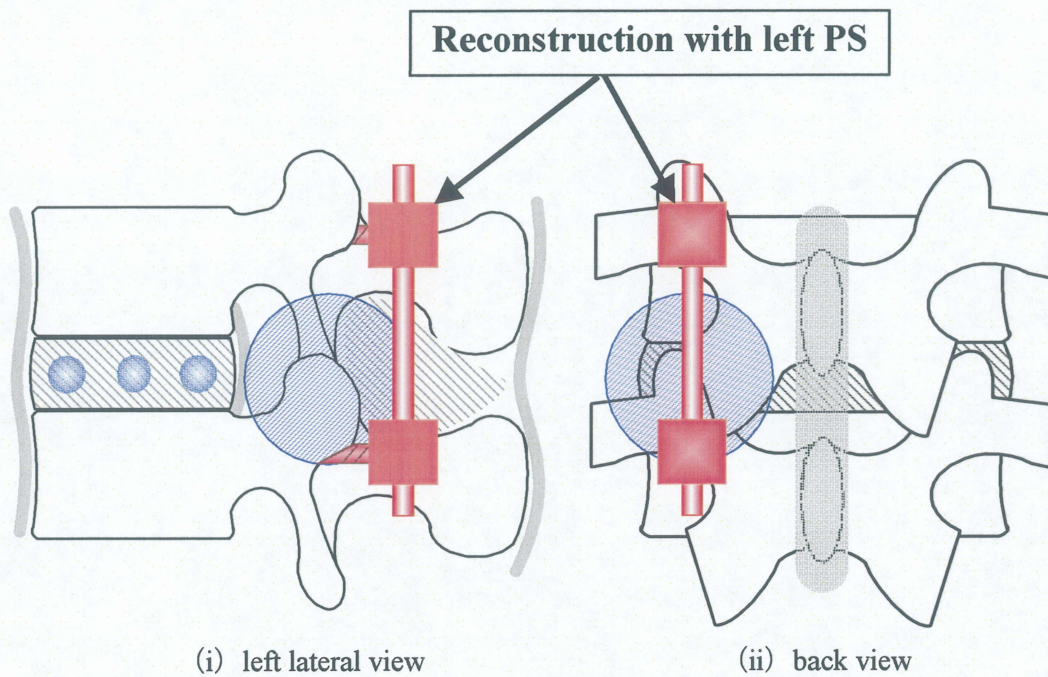


図 5.10 左側 PS モデル

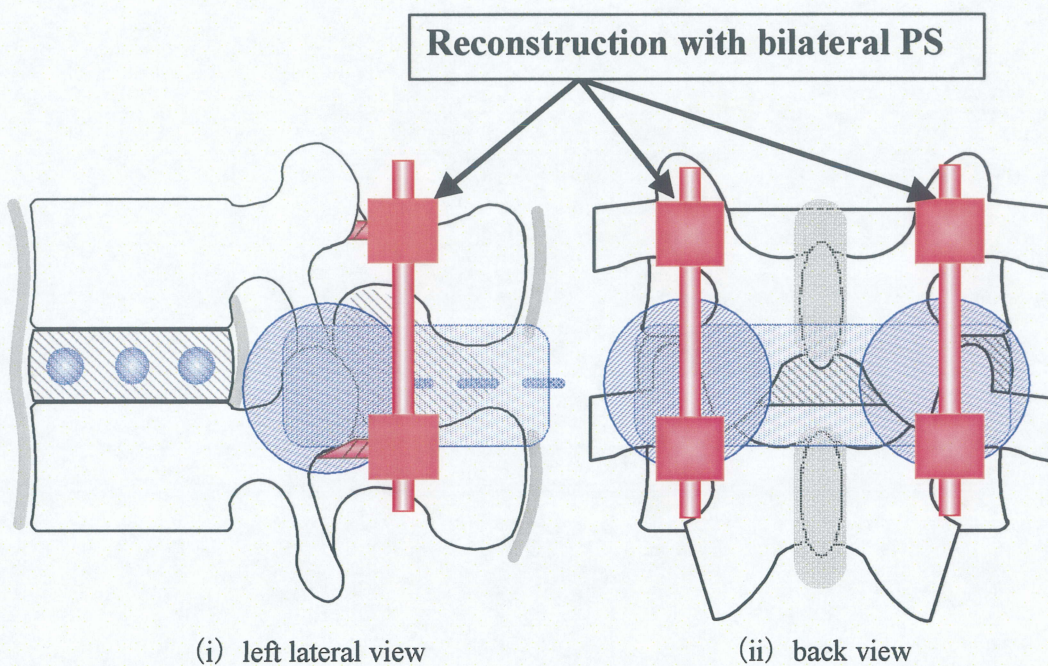


図 5.11 両側 PS モデル



### 5.1.5 曲げ試験

上述した各試験体モデルに対して、図 5.12 に示すように前後屈方向、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（図 5.13 参照）の条件下で、クロスヘッド角速度  $0.05[\text{deg./s}]$  にて  $\pm 3[\text{Nm}]$  のトルクを連続的に繰り返し 3 回負荷した。つまり、前－後、左－右、左前－右後、右前－左後への曲げの組み合わせを連続的行った。各方向に負荷を与えたときの変形挙動および最大回転角度（range of motion ; ROM）を得ることで、片側 PS 固定術の脊椎の固定性を力学的に評価した。また、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。

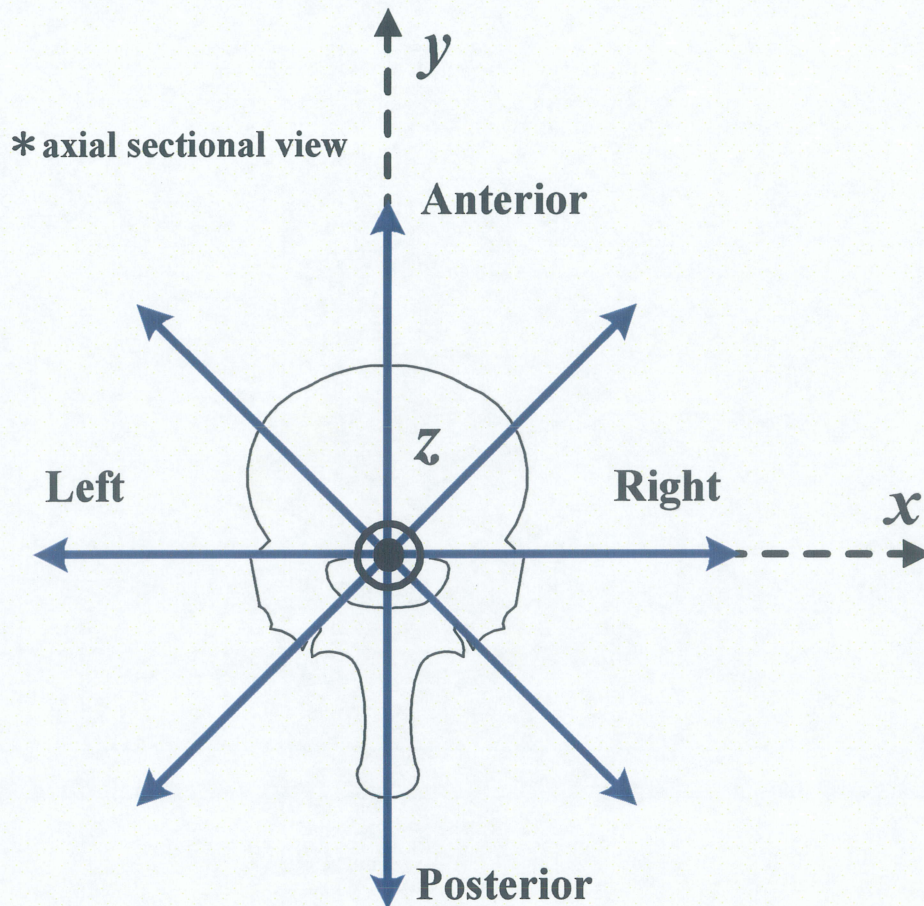


図 5.12 曲げ方向



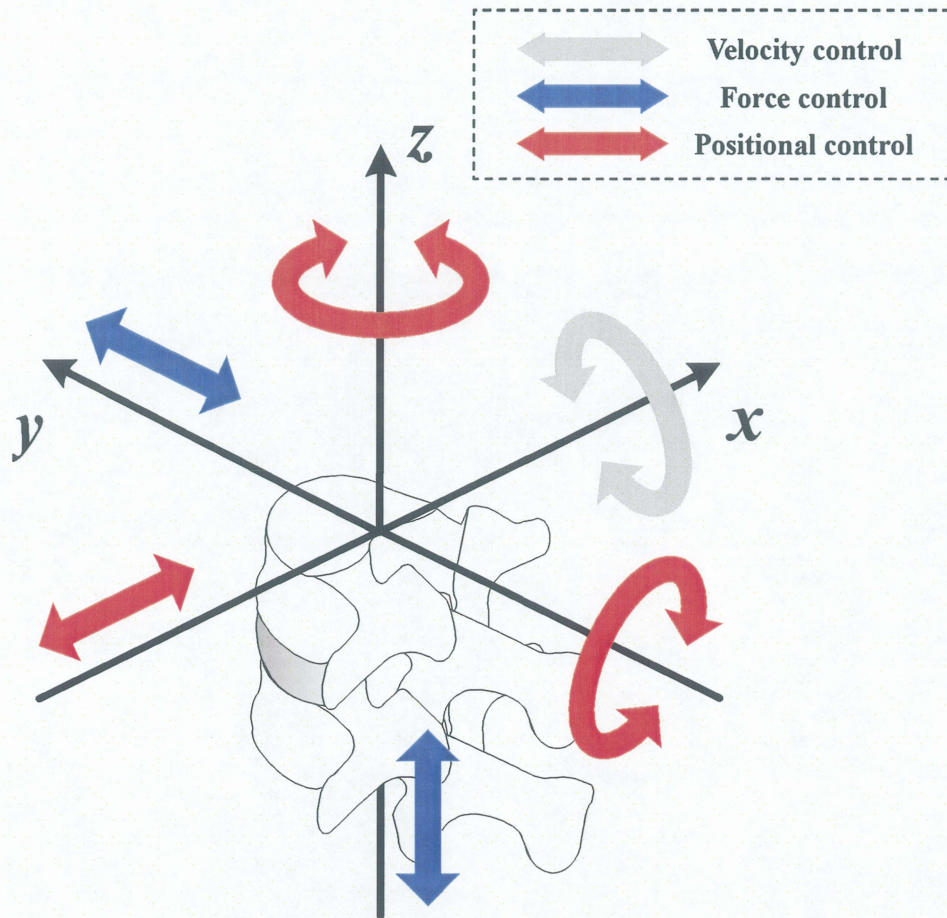


図 5.13 前後屈を例とした 3 自由度の条件

## 5.2 実験結果と考察

### 5.2.1 繰り返し負荷に対するヒト FSU の変形挙動

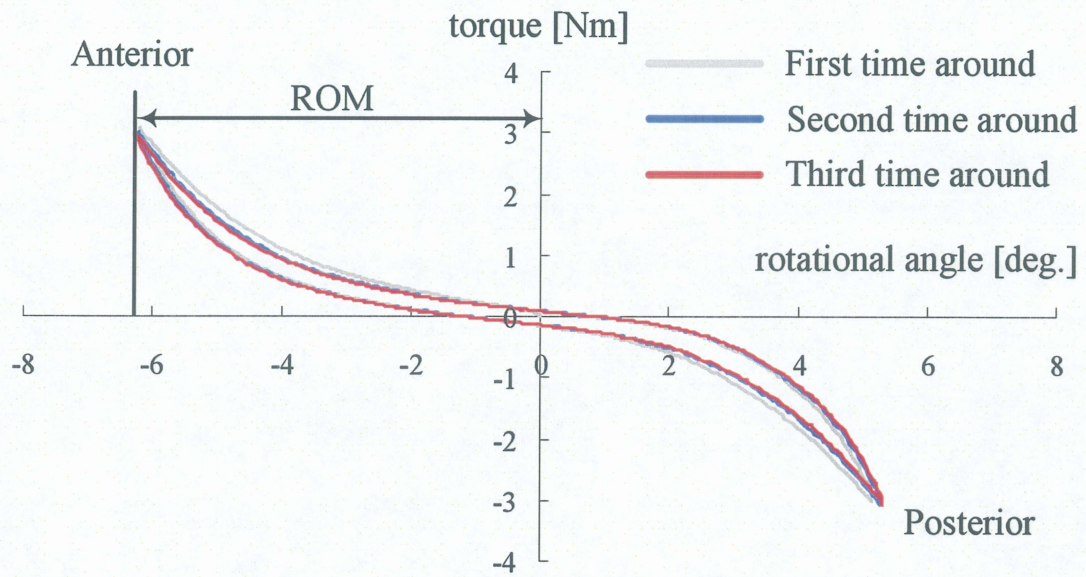
図 5.14 は、曲げ試験（前後屈方向）から得られたヒト FSU における正常モデルのトルク-回転角度曲線である。同図の横軸は回転角度[deg.]を、また縦軸はトルク[Nm]を示す。同図において、1 回目、2 回目、3 回目のトルク負荷での試験結果を示している。

同図より、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された。これは、粘弾性特有の hysteresis であると考えられた。1～3 回目の結果を比較すると、それぞれほとんど差意はみられず、繰り返し負荷に伴う回転角度の増加もみられなかった。また、これらの結果が他の曲げ方向においても同様にみられた。

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で変位が増加する、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、今回選択した試験速度 0.05[deg./s]にて、ヒト FSU の力学試験における変形挙動は、1～3 回目の間にほとんど変化がなかった。したがって、この試験速度は、ヒト FSU の力学的試験を行う上で、適した速度であるということが確認された。

さらに、最大負荷時±3[Nm]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±3[Nm]における回転角度を ROM（図 5.14 参照）とし、この ROM を用いて評価を行った。





Bending test (anterior-posterior direction)

図 5.14 ヒト FSU における正常モデルのトルク-回転角度曲線

### 5.2.2 各モデルにおける変形挙動の力学的評価

図 5.15(a)～(d)は、8 方向の曲げ試験にて得られたトルク－回転角度曲線であり、横軸は回転角度[deg.]を、また縦軸はトルク[Nm]を示す。なお、各図は 3 回目のトルク負荷における結果である。各図より、8 方向それぞれにおける各モデルの ROM を求めた。

図 5.16 は、上述した ROM をトルク負荷した軸上にプロットし、各々のモデルごとに線で連結したグラフである。同図において、各軸はいずれも回転角度[deg.]を示した。このグラフより、左側損傷モデルでは、正常モデルに比べ、全 8 方向において ROM が平均で 20%増加した。このモデルに対して左側のみ PS 固定した左側 PS モデルでは、左側損傷モデルに比べ、PS 挿入の直交（左前－右後）方向を除く 6 方向において ROM が約 70%減少したが、左前方向にて 8.6%、右後方向にて 22%の減少であった。一方両側損傷モデルでは、正常モデルに比べ、後 3 方向（左後、後、右後）を除く 5 方向にて ROM が約 26%増加し、後 3 方向は ROM が約 63%増加した。このモデルに対して両側に PS 固定した両側 PS モデルでは、両側損傷モデルに比べ、全 8 方向において ROM が約 84%減少した。

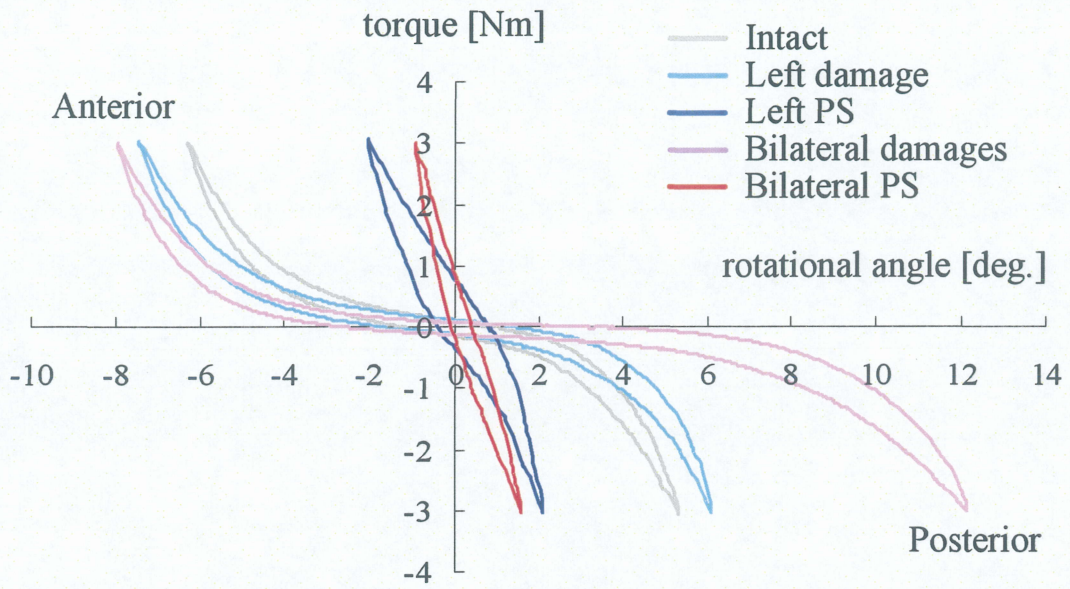
まず、脊椎疾患へのアプローチとして棘上・棘間靱帯および両椎間関節を切除し、除圧術後、左右両側に PS 固定を行う従来法を想定した両側損傷モデル→両側 PS モデルについて考察する。両側 PS モデルでは、両側損傷モデルに比べ、全 8 方向にて ROM の大幅な減少がみられ、その ROM の値は全 8 方向において同程度の約 1.2[deg.]と、正常モデルよりも小さかった。このことから、従来法である両側 PS 固定術は、曲げ方向に関わらず、全方向において正常時よりも強固に固定される固定法であるということがわかった。

次に、片側の椎間関節のみ切除し、除圧術後、椎間関節が切除された側のみに PS 固定を行う左側損傷モデル→左側 PS モデルについて考察する。左側 PS モデルでは、左側損傷モデルに比べ、全 8 方向において ROM の減少がみられた。しかしながら、PS 挿入の直交（左前－右後）方向を除く 6 方向において正常モデルよりも ROM が大幅に小さかったのに対し、PS 挿入の直交（左前－右後）方向において左側損傷モデルからほとんど ROM の減少はみられず、それらの値は正常モデルとほぼ同程度であった。このことから、MIS を想定した片側 PS 固定術は、曲げ方向によって固定性が異なる不均一な固定法であるということがわかった。特に PS 挿入と直交する方向において、十分な固定性が得られないことがわかった。

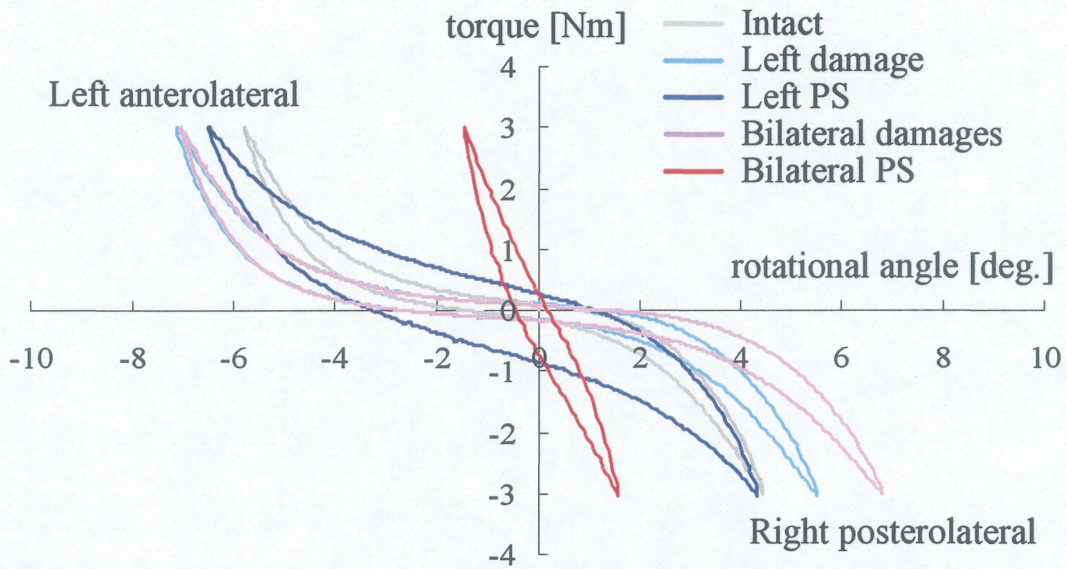
さて、片側 PS 固定術の臨床成績として、豊根らは、出血量や手術時間の点において低侵襲で、良好な短期成績が得られたと報告している<sup>[3]</sup>。また本術式の脊椎固定性に関する力学的検討として、Chen らは、正常な脊椎に比べて剛性は前屈および左右側屈方向においてほぼ同等であり、後屈ではやや大きいと述べている<sup>[4]</sup>。Harris らはヒト屍体腰椎を用いて曲げ試験を行った結果、正常な脊椎に比べて前後屈方向で大きく、側屈では左右側屈方向ではやや劣るものの有意差はなかったと述べている<sup>[5]</sup>。今回の結果では

前後屈，左右側屈方向に曲げにおいて十分な固定性を得られたことから，Chen らや Harris らの報告を支持するものとなった．しかし，今回新たに斜め方向への曲げ試験を行い，片側 PS 固定術は，曲げ方向において固定性が異なる不均一な固定法であることを明らかにした．



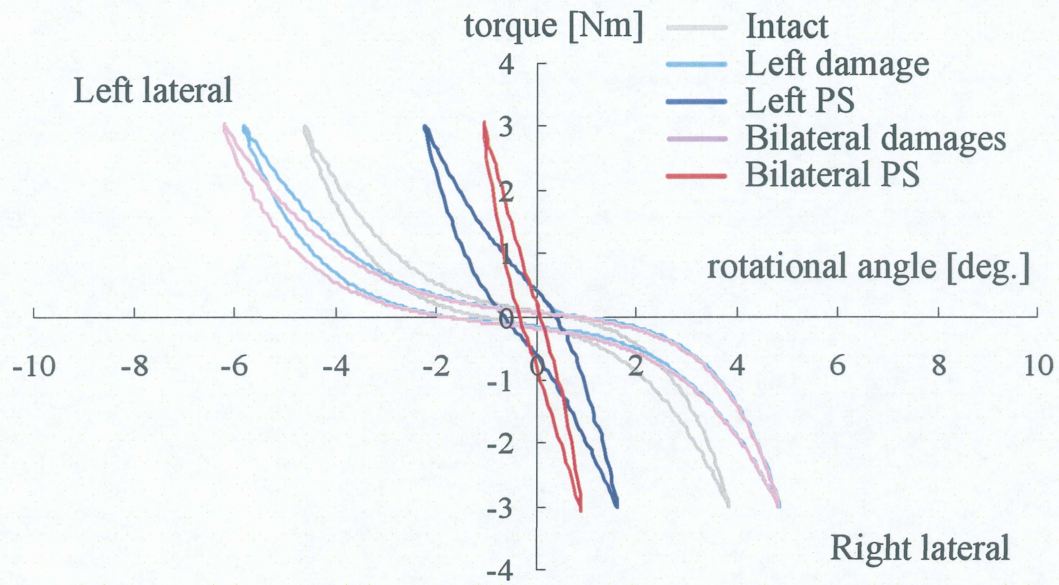


(a) Anterior - posterior direction

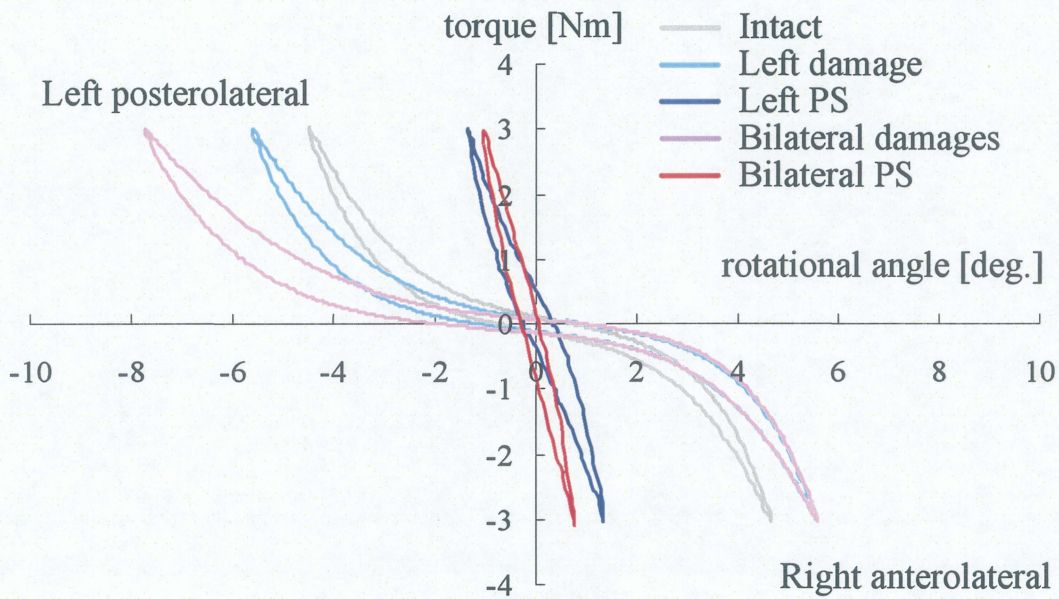


(b) Left anterior - right posterior direction





(c) Left - right direction



(d) Left posterior - right anterior direction

図 5.15 曲げ試験における各モデル（ヒト）のトルク－回転角度曲線



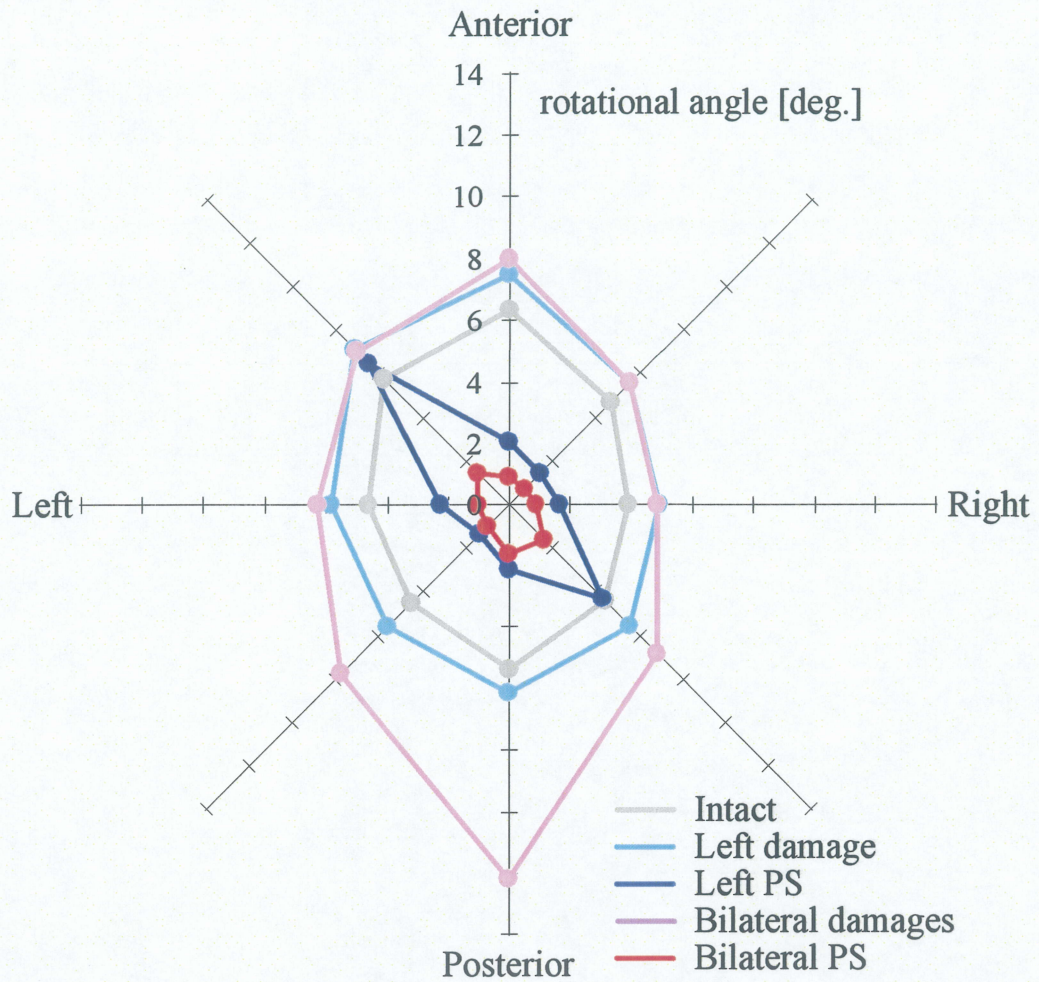


図 5.16 曲げ 8 方向における各モデル (ヒト) の ROM



## 6章 片側 pedicle screw system による

### 不均一固定発生要因の検討

前章でヒト屍体 FSU を用いて、片側 PS 固定を用いた術式の脊椎固定性を力学的に評価した結果、本術式は曲げ方向によって固定性が異なり、特に PS 挿入の直交する方向での固定性が得られないことを述べた。そこで本章では、片側 PS 固定の曲げ方向による不均一固定の発生要因の特定を目的とした。イノシシ屍体腰椎 FSU を用いて種々の曲げ試験を実施し、曲げ試験の際の椎体とスクリューの挙動を観察した。

#### 6.1 椎体とスクリューの挙動観察

片側 PS 固定術における不均一発生要因として、ロッドとスクリュー間の結合不具合、ロッドの曲げ剛性不足、椎体とスクリューの固定性が考えられた。本章では、椎体とスクリューの固定性に着目し、片側 PS 固定術の固定性が得られなかった PS 挿入と直交する方向において曲げ試験を実施した。また曲げ試験の様子を撮影し、椎体とスクリューそれぞれの挙動を観察した。

##### 6.1.1 実験方法

試験体は、イノシシ屍体腰椎 FSU を 5 体用いた。図 6.1 は、イノシシ屍体腰椎 FSU を示している。前章 5.1.4 にて述べたモデルを基にした本章の試験体モデルは、何も操作していない正常モデルに加え、椎間板の前方より  $1/4 \cdot 1/2 \cdot 3/4$  の 3 ヲ所に直径 3mm のドリルで貫通した穴を開け、その後に左椎間関節を全切除したものを左側損傷モデル、左側損傷モデルに対して左側のみに PS 固定を施した左側 PS モデルの計 3 モデルを作製した。なお、本章で用いた PS は、ヒト FSU にて使用した PS と同じデザインでサイズを小さくして、イノシシ用に作製されたもの（桑名精工製、図 6.2 参照）とした。前述した各試験モデルにおいて、正常モデル→右側損傷モデル→右側 PS モデルの順に、6 軸材料試験機を用いて曲げ試験を行った。図 6.3 に示すように、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。また、PS 挿入と直交する（左前－右後）方向への曲げ試験の際の様子を、PS 挿入（左後－右前）方向にデジタルビデオカメラ（HDR-SR1, sony 製）を設置（図 6.4 参照）し、記録

方式 AVCHD (1080/60i), 有効画素数約 143 万画素にて撮影を行った。図 6.5 は, 挙動観察における実験風景を示している。また, 椎体とスクリューの回転角度の計測を行うため, 上下それぞれのスクリューヘッド部に 4 ヶ所 (図 6.6(a)参照) および椎体・棘突起の 4 ヶ所 (同図(b)参照) の計 8 ヶ所にマーキングを施した。撮影より得られた動画の無負荷の直立時および最大トルク負荷時における画像から, 製図ソフト visio (microsoft 製) を用いて上下それぞれの椎体およびスクリューの回転角度を算出した。ここでは, スクリューが軸方向回りに回転した角度をスクリューの回転角度とした。図 6.7 は, 5 体中 1 体の回転角度の算出例を示している。なお, 無負荷の直立状態を基準とし, 反時計回りの回転を正の値, 時計回りの回転を負の値とした。

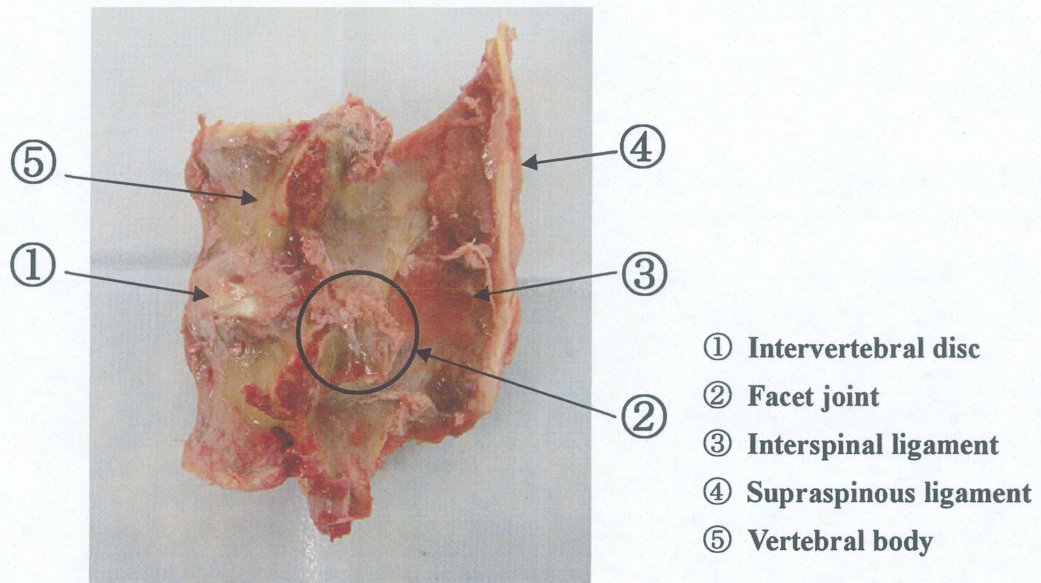


図 6.1 イノシシ屍体腰椎 FSU

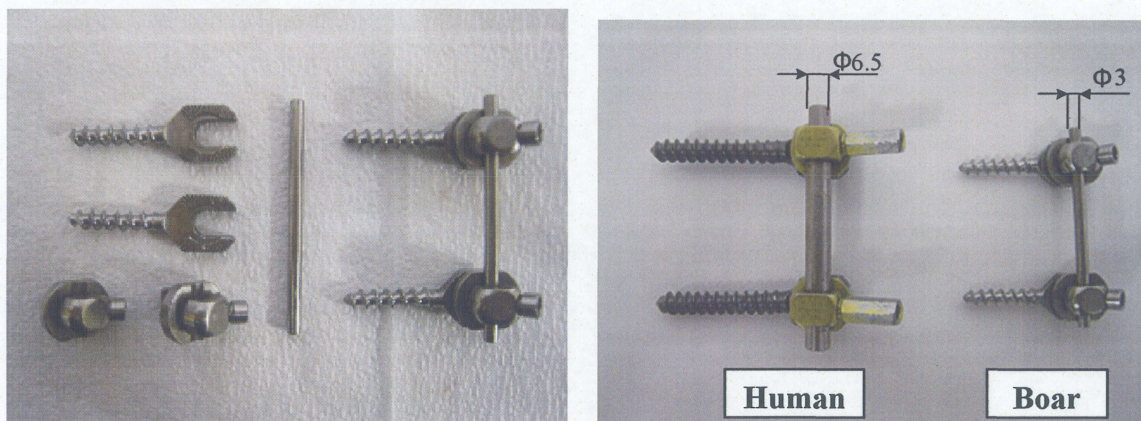


図 6.2 イノシシ FSU の固定モデルに対して使用した PS



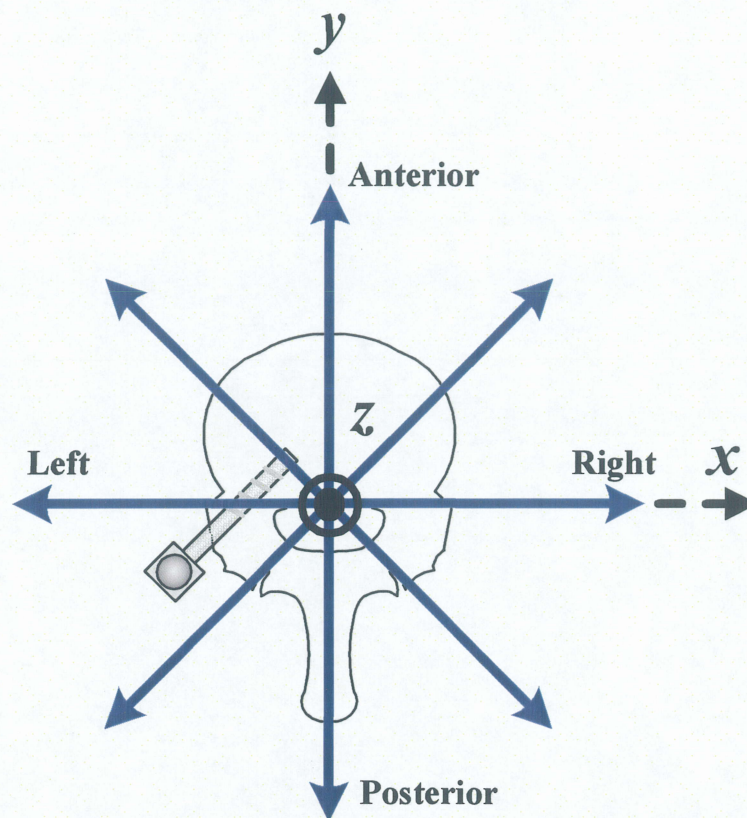


図 6.3 イノシシ FSU での曲げ方向

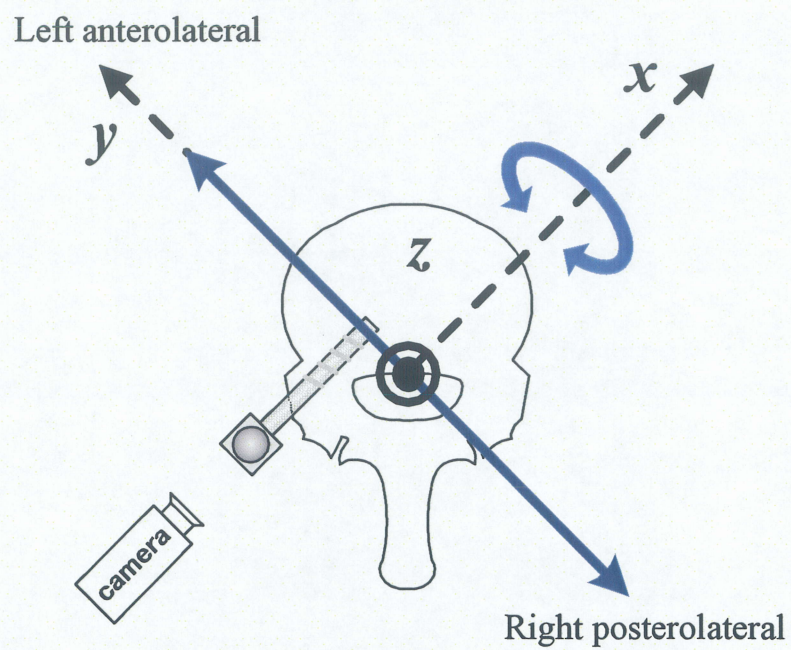


図 6.4 挙動観察実験の曲げ方向とカメラの撮影位置



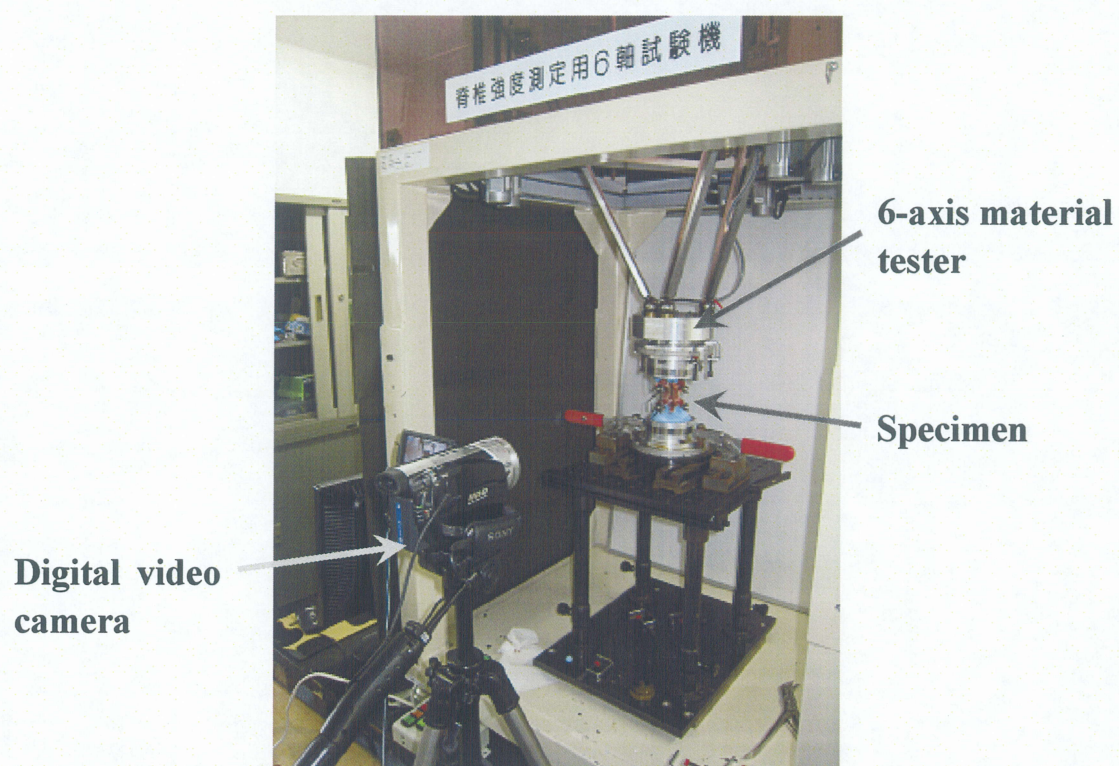


図 6.5 椎体とスクリューの挙動観察の実験風景



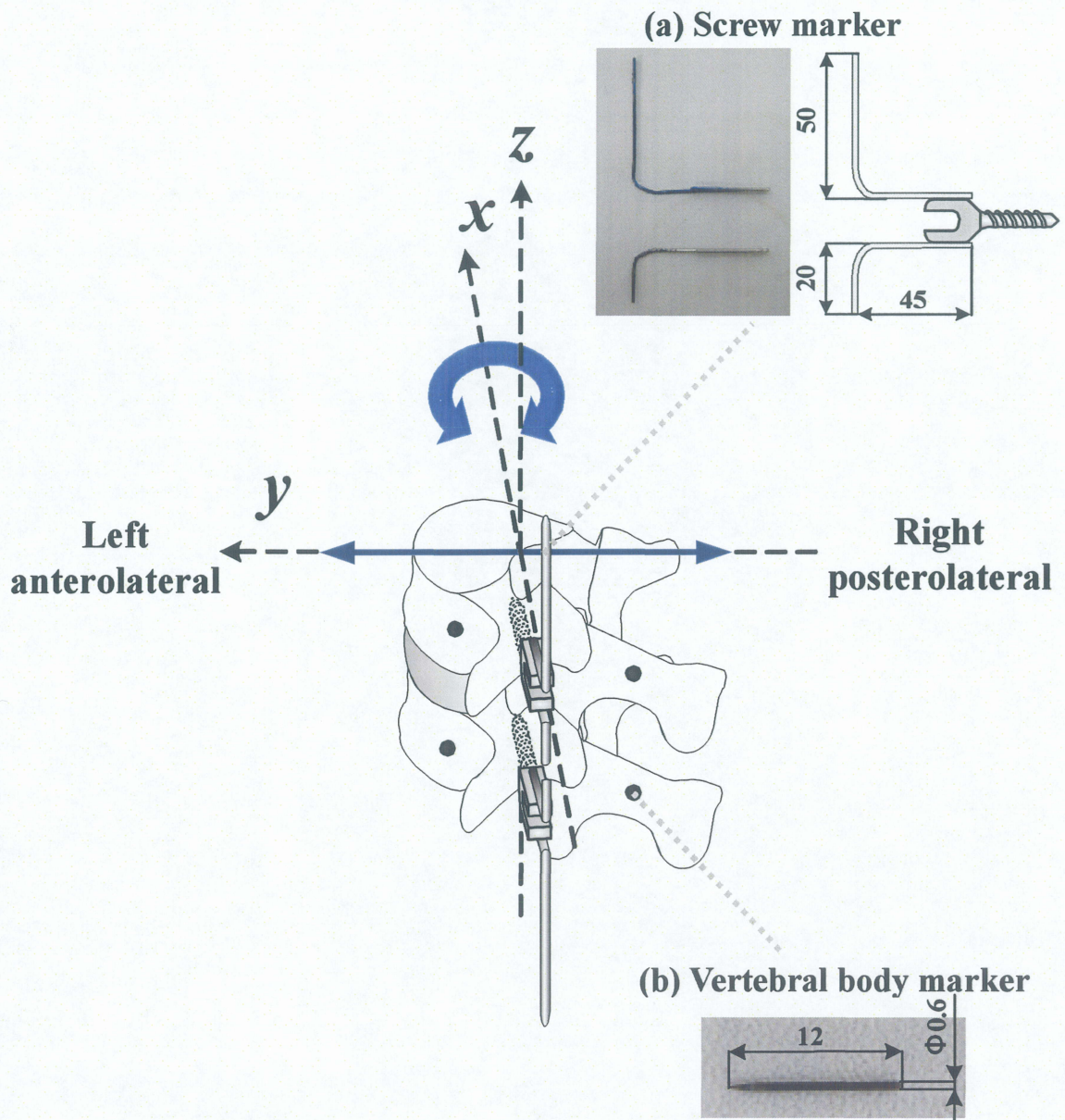


図 6.6 椎体とスクリューに施したマーカーの様子



6章 片側 pedicle screw system 固定による  
不均一固定発生要因の検討

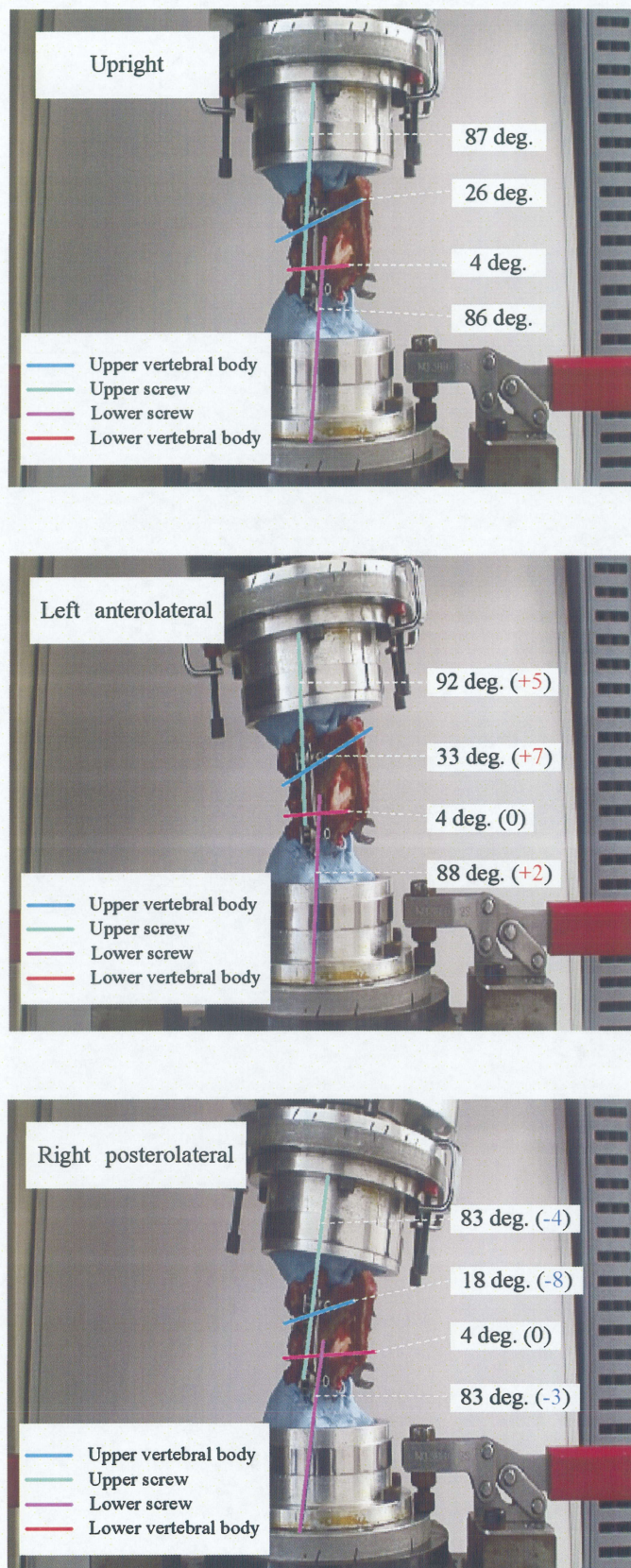


図 6.7 椎体とスクリューの回転角度算出例



### 6.1.2 実験結果および考察

#### 1) 繰り返し負荷に対するイノシシ FSU の変形挙動

図 6.8 には、イノシシ FSU の 5 体中 1 体の代表例として、曲げ試験（前後屈方向）から得られた正常モデルのトルク－回転角度曲線を示す。同図の横軸は回転角度[deg.]を、また縦軸はトルク[Nm]を示す。同図において、1 回目、2 回目、3 回目のトルク負荷での試験結果を示している。本節で用いたイノシシ FSU の繰り返し負荷に対する変形挙動は、前章 5.2.1 で述べたヒトの変形挙動と同様な傾向がみられた。選択した試験速度 0.1[deg./s]にて、イノシシ FSU の力学試験における変形挙動は、1～3 回目の間にほとんど変化がなかった。したがって、この試験速度はイノシシ FSU の力学的試験を行う上で、適した速度であるということが確認された。またヒト FSU の試験速度 0.05[deg./s]とは異なる試験速度であるが、実験結果に影響ないことが確認できた。

さらに、同図にみられる最大負荷時±3[Nm]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確認された。

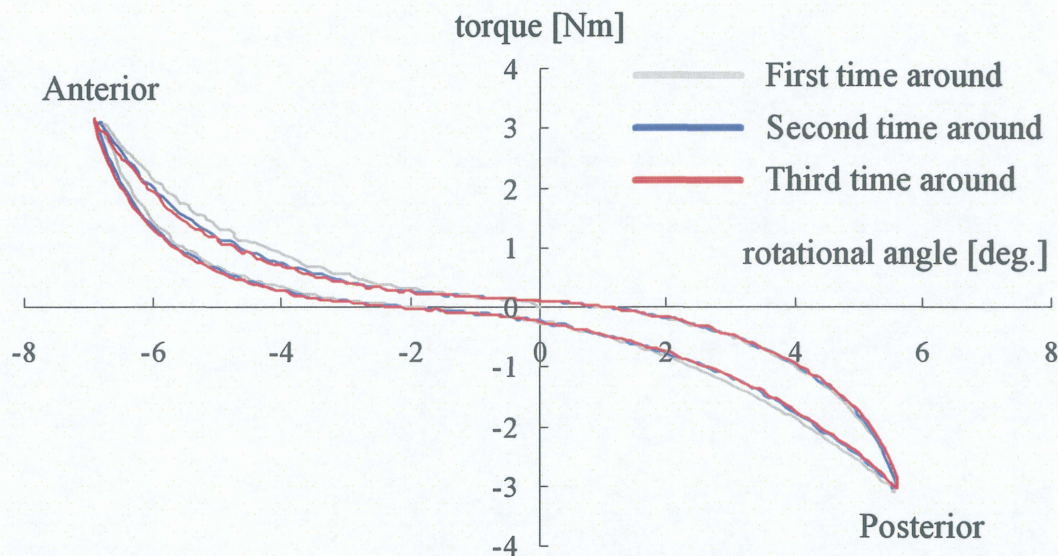
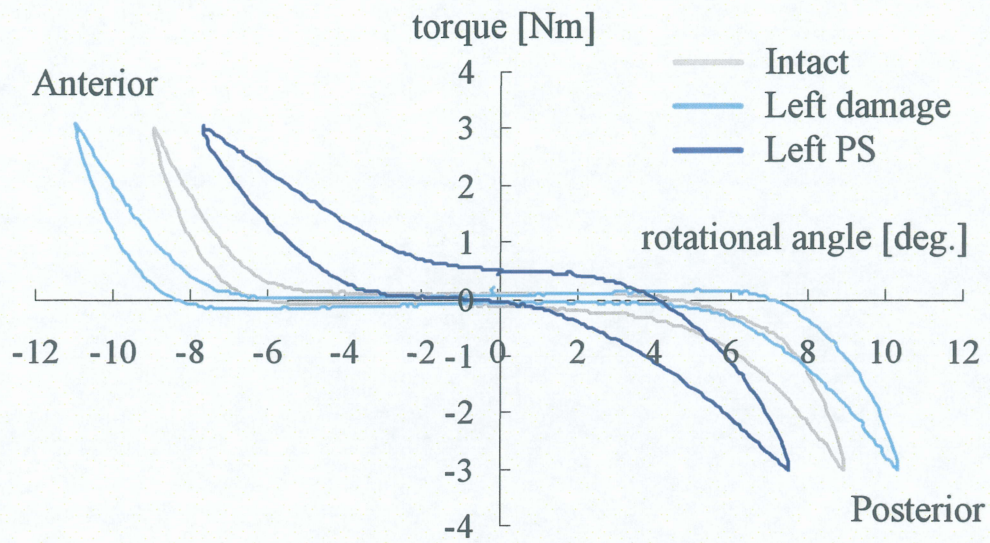


図 6.8 イノシシ FSU における正常モデルのトルク－回転角度曲線

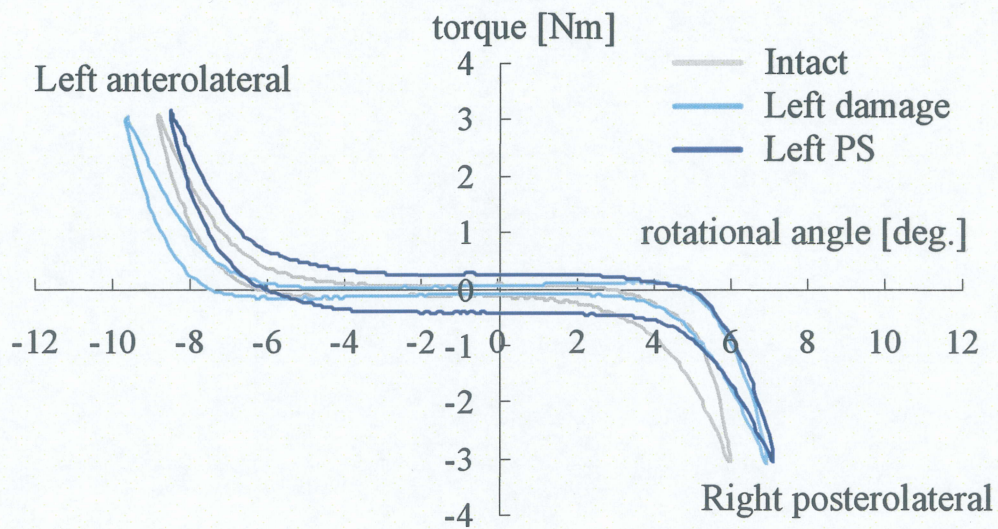
## 2) イノシシ FSU を用いた各モデルにおける変形挙動の力学的評価

図 6.9(a)～(d)は、5 体中 1 体に関する 8 方向の曲げ試験にて得られたトルク－回転角度曲線の代表例を示す。同図の横軸は回転角度[deg.]、縦軸はトルク[Nm]を示す。同図は、各モデルの変形挙動を示している。なお、同図は 3 回目のトルク負荷における結果であり、これらの得られた変形挙動より、8 方向それぞれにおける各モデルの ROM を求めた。さらに 5 体から得られたそれぞれの方向における各モデルの ROM の平均値を算出した、図 6.10 は、5 体から得られた ROM の平均値をトルク負荷した軸上にプロットし、これらを各々のモデルごとにて線で連結したグラフである。同図において、各軸はいずれも回転角度[deg.]を示す。前章 5.2.2 で述べたヒト FSU を用いた曲げ試験における結果と比較すると、ほぼ同様の傾向を示した。また、ヒト FSU を用いた左側のみ PS 固定した左側 PS モデルとイノシシ FSU を用いた同様の左側 PS モデルでは、特に左前－右後方向の PS 挿入と直交する方向における固定力が弱いことが確認された。



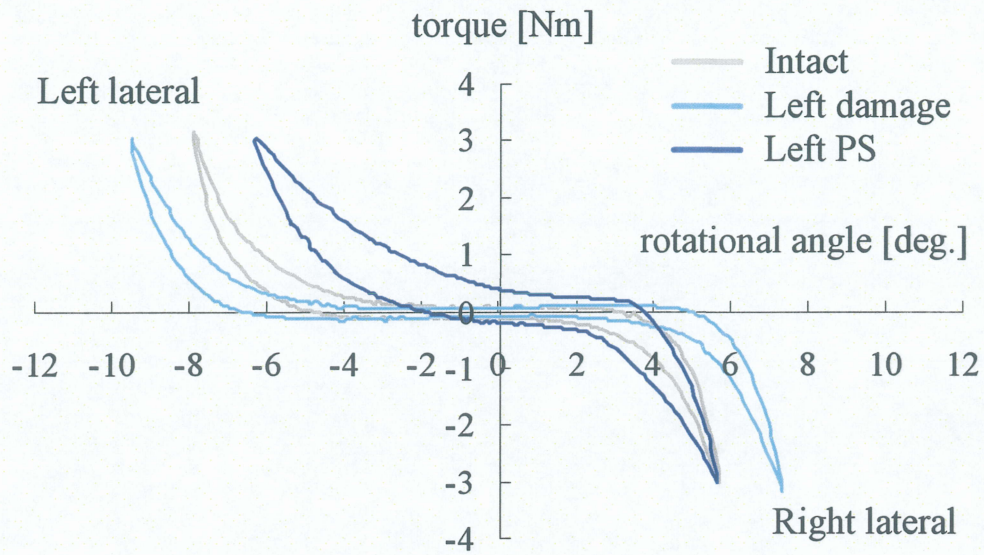


(a) Anterior - posterior direction

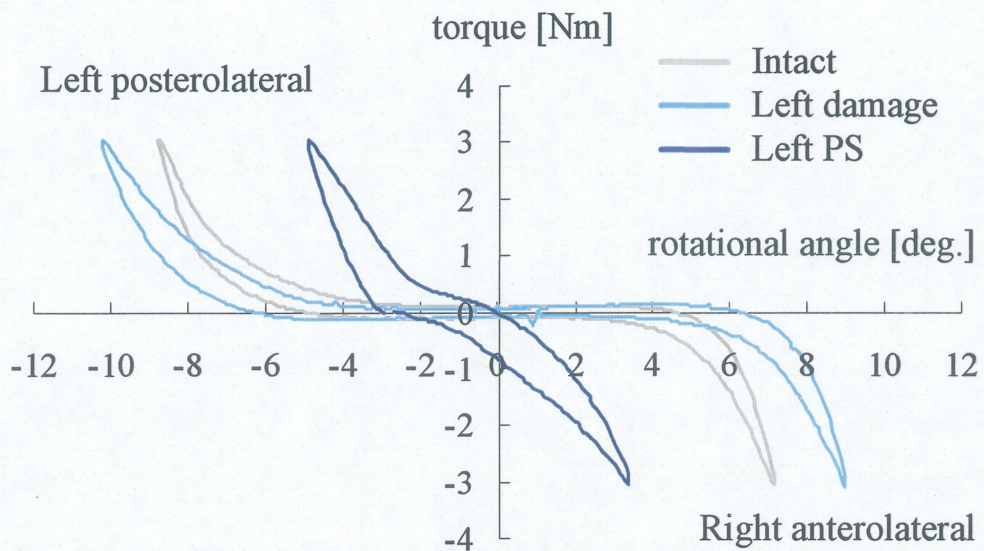


(b) Left anterior - right posterior direction





(c) Left - right direction



(d) Left posterior – right anterior direction

図 6.9 曲げ試験における各モデル（イノシシ）のトルク－回転角度曲線



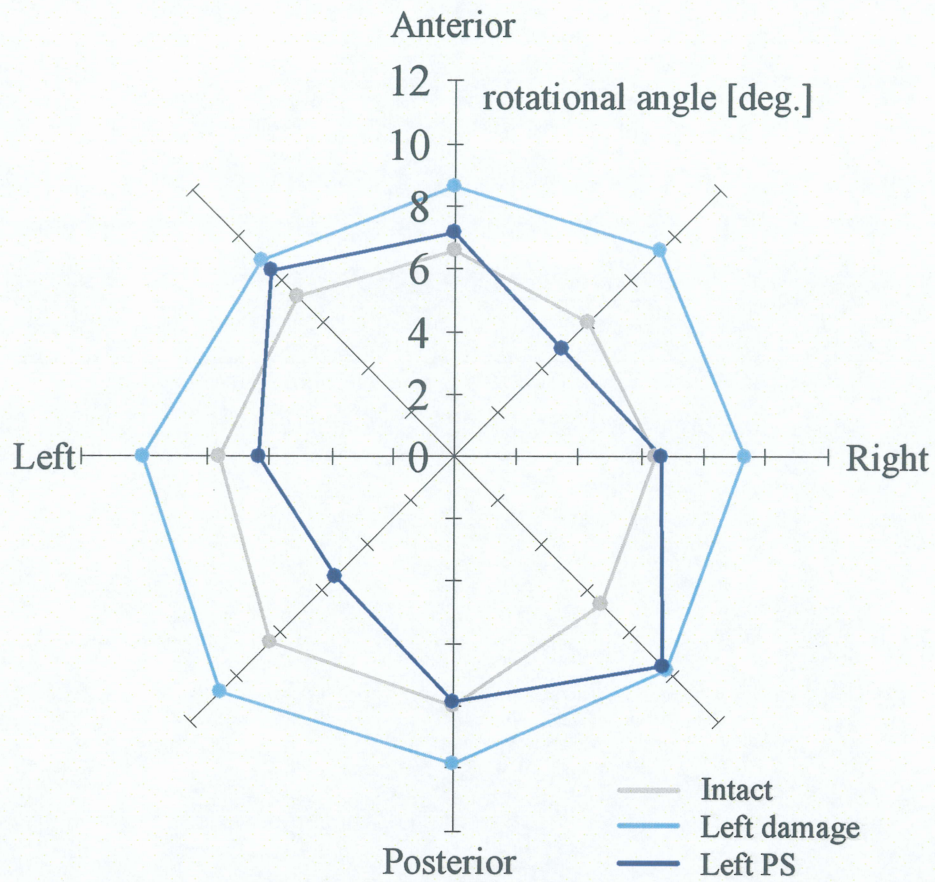


図 6.10 曲げ 8 方向における各モデル (イノシシ) の ROM



### 3) 椎体とスクリューの挙動観察結果および考察

図 6.11(a)および(b)に、左前および右後方向への最大トルク負荷時における上下各椎体およびスクリューの回転角度の平均値 $\pm$ 標準偏差を示す。今回の曲げ試験では下位椎体は固定端となるため、回転角度は 0[deg.]であった。図 6.11(a)に示すような左前方向への負荷時において、上位椎体は  $8.8\pm 1.5$ [deg.]回転し、上位椎体に挿入したスクリューは  $4.8\pm 1.1$ [deg.]回転したことから、両者の回転角度は異なっており、その差、すなわちスクリューの椎体に対する相対回転角度は -4[deg.]であった。そして下位椎体に挿入したスクリューでは  $4.6\pm 1.1$ [deg.]であり、下位椎体は 0[deg.]であることから、下位椎体においてもスクリューの椎体に対する相対回転角度が生じており、その大きさは 4.6[deg.]であった。さらに、上下各スクリューの相対回転角度の絶対値の和は 8.6[deg.]であり、この値はほぼ上位椎体の回転角度の  $8.8\pm 1.5$ [deg.]に相当した。したがって、上位椎体の回転角度の約 98%は、スクリューの椎体に対する相対回転であると考えられた。同様に、図 6.11(b)に示すような右後方向への負荷時においても、上位および下位いずれの部位でもスクリューの椎体に対する相対回転が生じていた。さらに上下各スクリューの相対回転角度の絶対値の和は 9.2[deg.]であり、この値はほぼ上位椎体の回転角度の  $10\pm 1.6$ [deg.]に相当した。これにより右後方向においても、上位椎体の回転角度の約 92%の回転角度は、スクリューの椎体に対する相対回転であると考えられた。

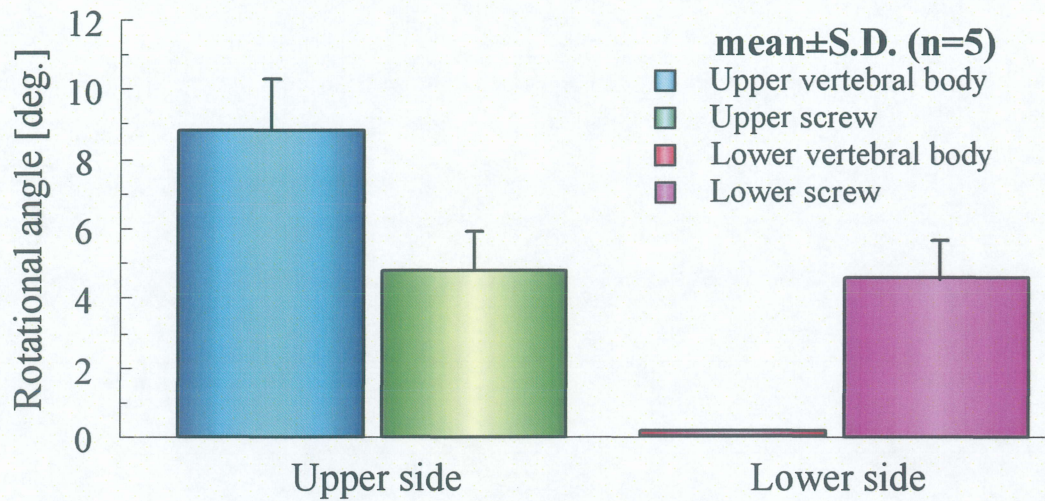
以上より、片側 PS 固定術を施したイノシシ FSU に対し、PS 挿入と直交する方向に曲げ負荷が作用した際には、上位椎体の回転角度に相当するスクリューの相対回転が生じることがわかった。したがって、PS 挿入直交方向への曲げ剛性に対して片側 PS 固定術がほとんど寄与していない要因は、ロッドの曲げ剛性不足やロッド-スクリュー間の結合不具合等によるものではなく、スクリューの椎体に対する相対回転であると考えられた。また相対回転は、左前および右後方向のそれぞれの負荷において、上位および下位のいずれの部位でも認められたことから、スクリューが右回り方向にも、また左回り方向にも空転すると考えられた。したがって、片側 PS 固定術において PS 挿入直交方向への曲げ剛性を高めるためには、スクリューの空転を止め、ロッドに負荷が伝わるようにすることが重要であると考えられた。これは、脊椎インストゥルメンテーションの改善・考案していく上で有用なデータの提示であると考えられる。

また、スクリューの椎体に対する相対回転を生じることで以下のことが考えられた。スクリューの相対回転は、右回りにも左回りにも発生し一意的ではない。スクリューは締結用途で使用され、スクリューを使用する以上、締まる方向、また緩まる方向において回転は生じる。本研究で用いた PS のスクリューも前述の締結用途に属するものである。スクリューの装着直後は、ねじ山に沿うように骨がしっかりとかみ込んでいると考えられるが、スクリューの相対回転が繰り返されることによって、ねじ山周囲にある骨が徐々に破壊され、微少な隙間 (clear zone) が生じることで、スクリュー挿入した穴 (screw hole) が広がり、スクリュー脱転になりうる可能性が考えられた。

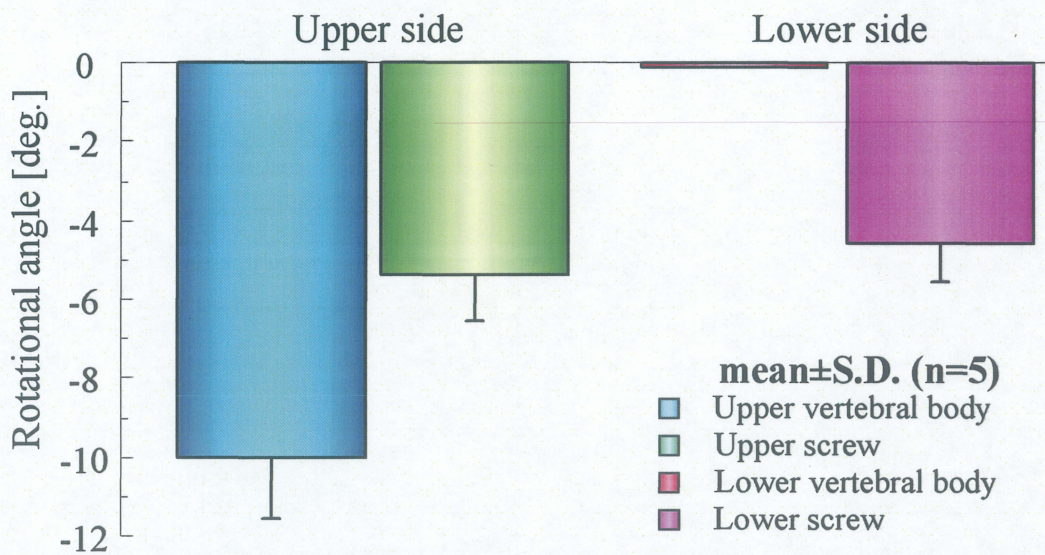
以上より、片側 PS 固定を用いた術式について考える。本来の脊椎固定術の目的は、疾患の治療や骨癒合が完了するまでの不安定になった脊椎を矯正し、脊椎配列を維持することであり、この重要な目的を果たすためには、できるだけ安全かつ確実な手術法を選択する必要がある。本研究にて片側 PS 固定は、ある曲げ方向（左側を PS 固定した場合は左前－右後方向、右側を PS 固定した場合は左後－右前方向）に対する固定性が十分得られないことが明らかになった。さらに、その不均一固定の発生要因は、椎体回転角度に相当するスクリューの相対回転であることを示した。これにより、臨床において本術式を用いた場合、PS 挿入と直交する方向における曲げ運動が繰り返されることで、椎体に対しスクリューの空転が繰り返され、スクリュー脱転（loosening）につながる可能性が示唆され、決して安全とはいえない手術法であると考えられた。片側 PS を用いた術式の臨床応用には、前に述べた PS 挿入と直交する方向の固定力が弱いことを把握した上で、患者の状態を見極め、慎重に検討する必要がある。

以上より、臨床において手術手技選択の一助となり得る有用な知見を得られた。ただし、今回の試験体は単椎間による FSU を用いた実験であった。実際に PS 固定が使用される設置環境は、多椎間のうちの一部であることから、片側 PS 固定術を施した多椎間を用い、不均一な固定が上下の隣接する椎間に及ぼす影響についてさらなる検討が必要であると考ええる。





(a) Left anterolateral direction



(b) Right posterolateral direction

図 6.11 椎体とスクリューの回転角度算出結果

## 7 章 結 言

本研究では、片側 PS 固定を用いた術式における脊椎の固定性を明らかにすることを目的とし、前述した術式をモデル化したヒトおよびイノシシ屍体腰椎の FSU に対して、6 軸材料試験機を用い、種々の曲げ試験を実施した。その結果、以下の知見が得られた。

### (1) ヒト屍体腰椎 FSU を用いた曲げ試験

片側 PS 固定モデルでは、損傷モデルに比べ全方向において ROM が減少したが、PS 挿入と直交する方向（左側を PS 固定した場合は左前－右後方向，右側を PS 固定した場合は左後－右前方向）における ROM が、それら以外の 6 方向に比べ大きかった。これにより、片側 PS 固定した術式における脊椎の固定性は、曲げ方向によって固定性が異なる不均一な固定法であり、特に PS 挿入と直交する方向での固定性が弱いことがわかった。

### (2) イノシシ屍体腰椎 FSU を用いた曲げ試験

本研究では、スクリューが軸回りに回転した角度をスクリューの回転角度とした。PS 挿入と直交する方向（左側を PS 固定した場合は左前－右後方向，右側を PS 固定した場合は左後－右前方向）における曲げ負荷が作用した時、椎体とその椎体に挿入したスクリューの両者の回転角度は異なり、椎体に対してスクリューが相対回転した。また、それは椎体の回転角度に相当するスクリューの相対回転であることが示された。これにより、片側 PS 固定術を施した FSU に対して、PS 挿入に直交する方向において固定性が弱い要因は、スクリューの椎体に対する相対回転であることがわかった。

以上より、片側 PS 固定を用いた術式における脊椎の固定性を生体力学な観点より明らかにした。これは、本術式を施した患者が PS 挿入と直交する方向に曲げ運動することによって、スクリューの椎体に対する相対回転が繰り返され、スクリュー脱転につながる可能性が示唆された。これより、本術式は決して安全とはいえない固定法である。得られた知見は、臨床において MIS の観点からの手術手技選択、脊椎インストゥルメンテーションの改善・考案の一助となり得る有用なデータの提示であると考えられる。



## 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 : 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 : 995-998, 2001.
3. 豊根知明: 不安定性を伴う腰椎変性すべり症に対する片側進入両側除圧術および片側固定術. 骨・関節・靱帯 20 : 533-538, 2007.
4. Chen HH, Cheung HH, et al. : Biomechanical analysis of unilateral fixation with interbody cages. Spine 30 : E92-96, 2005.
5. Harris BM, Hilibrand AS, et al. : Transforaminal lumbar interbody fusion: the effect of various instrumentation techniques on the flexibility of the lumbar spine. Spine, 29 : E65-70, 2004.
6. Slucky AV, Brodke DS, et al. : Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis. Spine J, 6 : 78-85, 2006.
7. 茂木万梨子, 稲葉忠司, 他: 6 軸材料試験機を用いた脊椎変形挙動の実験的解明 (第 1 報, 脊椎強度測定用試験機の開発). 日本機械学会論文集 A 編 74 : 621-627, 2008.
8. Fujiwara M, Masuda T, et al. : Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties. Journal of Robotics and Mechatronics 18 : 160-166, 2006.
9. Carter, D.R., and Hayes, W.C., Compact Bone fatigue damage, A microscopic examination. Clin. Orthop., 127, 265, 1977.
10. Carter, D.R., and Hayes, W.C., Bone compressive strength, The influence of density and strain rate. Science, 194, 1174, 1976.
11. Frankel, V. H., and Burstein, A. H., Orthopaedic Biomechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
12. White, A.A, and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
13. White, III .A.A. and Panjabi, M.M., Clinical Biomechanics of the Spine. 2<sup>nd</sup> edition, J.B.Lippincott, Philadelphia, pp.1-83, 1990.
14. Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43: 1-140, 1960.
15. 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.
16. White, A.A., and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, J.B. Lippincott Co., 1978.

17. 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.
18. King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am.*, 6: 19, 1975.
19. 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.
20. Panjabi, M.M., White, III.A.A., Brand, R.A.: A note on defining body parts configurations. *J.Biomech.*, 7: 385-387, 1974
21. 鑑 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 : 23-36, 1990.
22. Miles, M., Sullivan, W.E., Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints, *Anat. Rec.*, 139, pp.387-398, 1961.
23. Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K.: Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments; An in vitro biomechanical study. *Spine*, 7: 192-203, 1982.
24. Virgin, W.J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc.J, *Bone Joint Surg.*, 33-B: 607-611, 1951.
25. Twomey, L.T., Taylor J.R.: Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7: 116-122, 1982.
26. 大谷 清 : 骨折・外傷シリーズ3, 脊椎の外傷 その1, 南江堂, 1986.
27. 圓尾 宗司 : 腰椎分離・すべり症の後側方固定術. *MB Orthop*11 : 41-48, 1989.
28. 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.
29. Gilbertson, L.G., Doehring T.C., Livesay, G.A., Rudy, T.W., Kang, J.D. and Woo, S.L-Y., Improvement of Accuracy in a High-Capacity, Six Degree-of-freedom Load Cell: Application to Robotic Testing of Musculoskeletal Joints, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.27 , pp.839-843, 1999.
30. Doehring, T., Simulation and Control of a Robotic/UFS Testing System with Application to Lumbar Spine Biomechanics, *ASME BED*, Vol.51, pp.163-164, 2001.
31. 増田峰知, 藤原基芳, 新井健生, 垂直直動型パラレルメカニズムの運動学解析と試作, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.65, No.638 , pp.4076-4083, 1999.
32. Ian, A.S., Mack, G.M., et al.: Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix. *Journal of Biomechanics*, 35: 517-521, 2002.
33. Kevin, A.G., James, P.D.: Biomechanical Role of Lumbar Spine Ligaments in Flexion and Extension: Determination Using a Parallel Linkage Robot and a Porcine Model. *Spine*, 29: 2004.
34. 茂木万梨子, 稲葉忠司, 笠井裕一, 内田淳正, 正岡卓也, 加藤貴也, 徳田正孝, 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.

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり、終始その進むべき道をご教示していただき、幅広い分野からの多数のご助言を賜りました稲葉忠司教授には心より御礼申し上げます。学部4年、修士1年と2年間に亘って懇切丁寧にご指導いただいたこと御礼申し上げます。また、吉川高正助教には、他チームにありながら、研究における多数のご助言や、技術者とは何たるか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4年次から3年間に亘り、医学に対する知識が全くなかった私に対し、温かくそして丁寧にそれらの知識を一から教えていただき、また医学的側面から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。そして、生体システム工学研究室の大先輩であり、研究への助言およびその他色々な分野においてご指導を賜りました社会連携研究センターの加藤貴也助教には一方ならず厚く御礼申し上げます。3年間本当にありがとうございました。また、同じチームとして過ごした、M2の打田君、大井君、M1の上田君、4年生の犬飼君、宮地君に深く感謝いたします。長時間におよぶ実験やデータ整理など、皆さんの助けがあったからこそやり遂げることができました。チームは、いつも明るい雰囲気があり、上下のわけ隔てなくお互いの意見交わすことができました。本当にありがとうございました。

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、打田君、大井君、岡山君、桐生君、中谷君、羽立君、山下君という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。学生最後に最高の思い出をつくることができました。ありがとうございました。

渡邊 隆司