

修士論文

平成 24 年度

隣接椎間障害発生メカニズムに関する  
生体力学的研究

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

米川 淳也

# 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 脊椎の安定要素 .....	6
2.3.1 脊椎の前方部分 .....	6
2.3.2 脊椎の後方部分 .....	7
2.3.3 脊椎の靭帯 .....	9
2.4 脊椎のバイオメカニクス .....	10
2.4.1 Right-hand orthogonal coordinate system .....	10
2.4.2 Coupled motion (Coupling motion) .....	11
2.4.3 Instantaneous axis of rotation (IAR: 瞬間回転中心) .....	11
2.4.4 Viscoelasticity (粘弾性) .....	11
2.4.5 Range of motion (可動域) .....	13
第3章 脊椎疾患および脊椎固定術	
3.1 脊椎の損傷 .....	14
3.1.1 脊椎疾患 .....	14
3.1.2 脊椎手術 .....	16
3.1.3 脊椎固定具 (spinal instrumentation) .....	17
3.2 脊椎固定術 .....	18
3.3 脊椎固定術における隣接椎間への影響 .....	20
第4章 実験装置および解析方法	
4.1 6軸材料試験機 .....	21
4.1.1 6自由度パラレルメカニズム .....	21
4.1.2 パラレルメカニズムの種類 .....	23
4.1.3 試験機の性能 .....	25
4.1.4 制御手法 .....	27
4.2 3次元動画計測システム .....	30

4.2.1	3次元動画計測ソフト	31
4.2.2	マーキング	31
4.2.3	動画撮影方法	32
4.3	精度試験	34
4.3.1	試験内容	34
4.3.2	試験結果	35
第5章 実験概要		
5.1	試験体の概要	36
5.2	座標軸の規定	37
5.3	実験準備	38
5.3.1	試験体の固定	38
5.3.2	試験体の固定位置	40
5.3.3	初期位置の決定	41
5.4	試験体モデル	41
5.5	実験内容	42
5.6	評価パラメータ	45
第6章 実験結果および考察		
6.1	多椎間における変形挙動	46
6.1.1	繰り返し負荷に対する変形挙動	46
6.1.2	トルク負荷における各モデルの変形挙動	48
6.2	各椎間における変形挙動の結果	50
6.2.1	トルク試験における各椎間のROM	50
6.2.2	角変位試験における各椎間のROM	55
6.2.3	角変位試験における最大トルク	60
6.3	トルク試験および角変位試験における考察	62
6.3.1	トルク試験における考察	62
6.3.2	角変位試験における考察	62
6.3.3	PSモデルおよびTadpoleモデルにおける隣接椎間への影響	62
第7章 結言		
		64
参考文献		
		66
謝辞		
		68

# 1 章 緒言

---

近年、工学的な知識や技術を医学に広く導入することにより、医療技術はめざましく発展している。例えば人工心肺装置や MRI, 人工透析に使用されるダイアライザーなど、多くの医療機器に工学技術が応用されており、臨床現場において深く関わっている。このことから、工学技術は現代医療を支える上で必要不可欠となっており、今後さらなる発展を遂げるためにも工学の貢献が重要である。

バイオメカニクスは工学的な立場から生体の機能や構造を力学的に解析し、得られた知見を医学の問題解決および新しい手法・技術に応用する分野である。人は身体全体、もしくはそれを構成する要素であるさまざまな器官や組織、細胞において、力学的環境下にあり、力学的法則の支配を受けている。すなわち、これらは力学的バランスのもとで機能しており、バランスが崩壊することにより、各種疾患や故障が生じることも多い。これを理解する上で力学的法則は無視できず、治療や回復にも力学的配慮が必要不可欠であることから、バイオメカニクスは重要とされている。

脊椎は生体の中でも複雑な構造をなし、非常に重要な役割を果たしている。脊椎の役割として体幹の支持、椎間関節や筋肉を介した運動の伝達および脊髄の保護が挙げられる。脊椎の機能障害には、外傷、変性、腫瘍などの疾患ばかりでなく、それらを治療するための手術手技により脊椎の安定性が崩壊されることで生じるものが存在する。治療による損傷は、手術の視野の妨げとなっている神経を取り巻く靭帯や、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といったものである。その後、正常な椎体を損傷させることで椎間に不安定性が生じることから、脊椎を固定するため一般的に脊椎固定具 (spinal instrumentation) が用いられる。

現在では spinal instrumentation が広く使われており、その歴史は 1891 年に Hadra<sup>[1]</sup> 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。また、1952 年に Wilson<sup>[2]</sup>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。その後 Harrington<sup>[3]</sup>らの distraction rod hook system や Luque<sup>[4]</sup>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。現在最も使用されている spinal instrumentation として pedicle screw and rod system (PS) が挙げられる。PS は様々な脊椎疾患の治療において良好な臨床結果が得られている。しかしながら、長期の臨床結果として固定した椎間 (責任椎間) に隣接する上下の椎間 (隣接椎間) の椎間板変性やすべり性などの症例が報告<sup>[5][6]</sup>されている。一方、手術手技が容易でありながら安定性を確保することが可能な Tadpole system (Tadpole) を用いた脊椎固定術では、臨床成績は良好であると報告<sup>[7][8]</sup>されており、PS とは異なり隣接椎間における症例はあまり報告<sup>[9]</sup>さ

れていない。隣接椎間障害については、脊椎固定具に関する生体力学的研究が主に機能的脊椎単位で行われており、多椎間の変形挙動について各椎間レベルで解析した報告がほとんどなされていないことから発生原因は十分に解明されておらず、現在のところ不明のままである。

これらの背景から、本研究では各々の **spinal instrumentation** が責任椎間および隣接椎間におよぼす影響を調査し、隣接椎間障害発生メカニズムについて解明することを目的とした。イノシシ屍体腰椎より得られた多椎間脊椎 (L2-L5) に対して、脊椎の力学試験用に当研究室にて開発された 6 軸材料試験機を用いて、純トルクを負荷した曲げ試験および回旋試験を行った。また、3 次元動画計測ソフトを用いて各椎間の変形挙動を評価することにより、隣接椎間障害発生メカニズムの解明を試みた。

## 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(Lumbar vertebra)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(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靭帯が存在し、脊椎の安定要素を構成している。

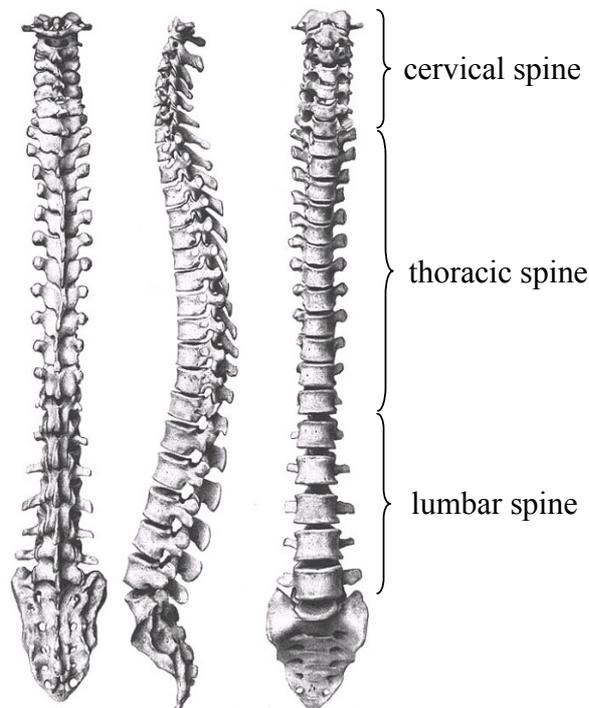
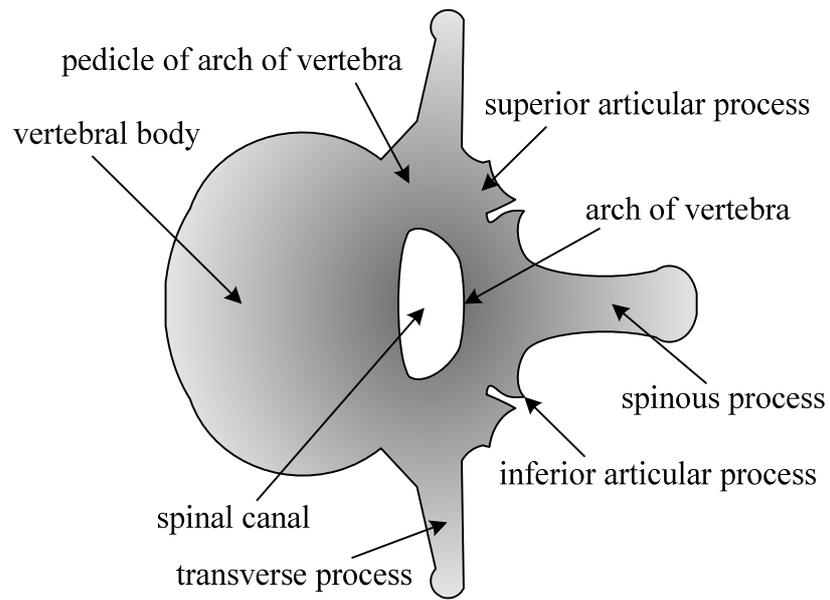
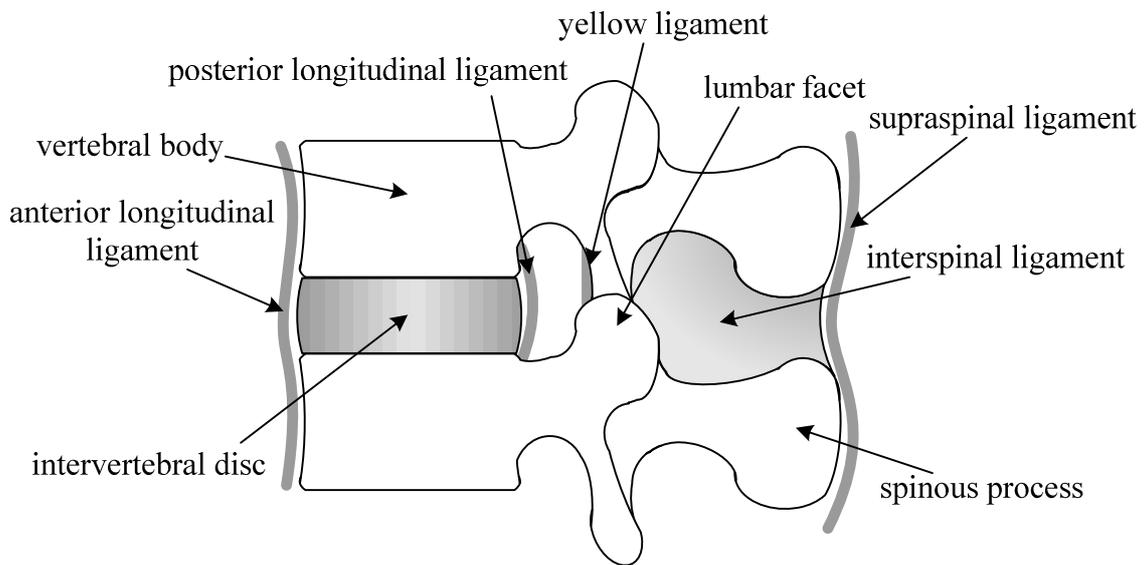


Fig.2.1 Schematic of spine



(a) cross section diagram



b) left lateral view

Fig.2.2 component of spine

## 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<sup>[10]</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%以上のひずみが加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>[11]</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>[12]</sup>

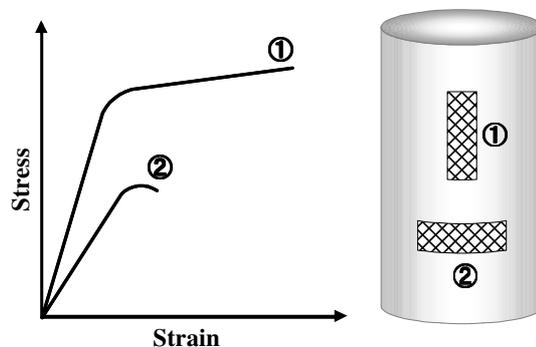


Fig.2.3 Stress-strain diagrams of each direction of longitudinal axis and abscissa axis in cortical bone (human femur)

## 2.3 脊椎の安定要素

### 2.3.1 脊椎の前方要素

前方要素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、同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>[13]</sup>。

椎間板は機械的に、また機能的に非常に重要であり、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>[14]</sup>、このような線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靭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。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。

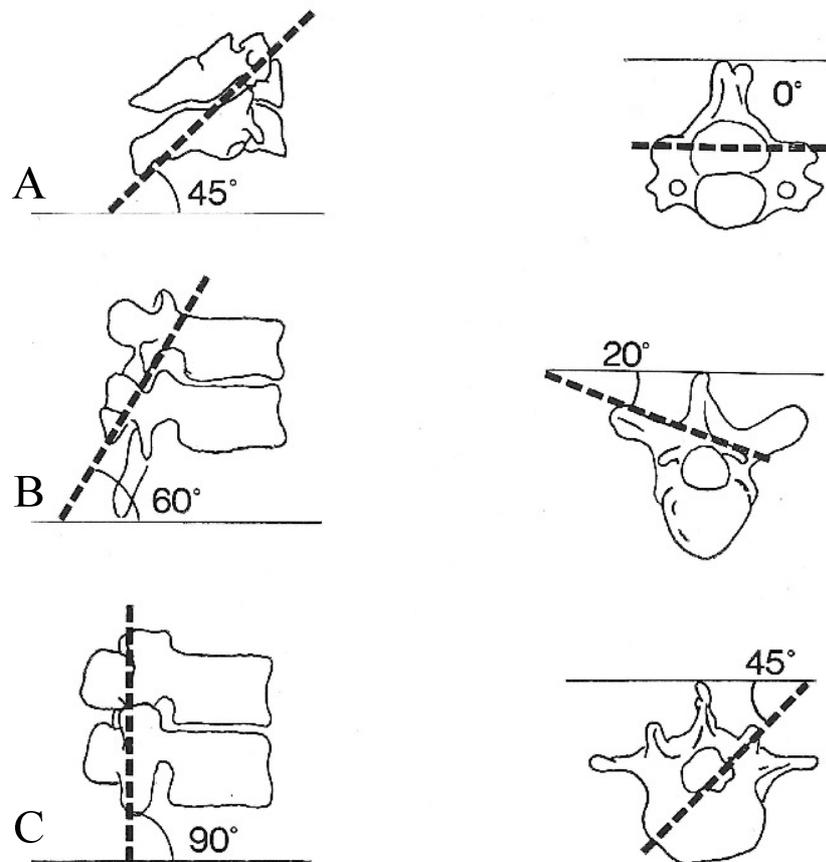
屍体における正常およびやや変性した腰椎髄核での椎間板内圧の測定は、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が  $10[\text{N}/\text{cm}^2]$ であることを示している<sup>[15]</sup>。椎間におけるこの圧力は靭帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりで外より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する繊維輪の引っ張り強さは、椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向へは 0.7～1.4MPa、水平方向へはその約 5 倍、さ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>[10]</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 脊椎の後方要素

脊椎の後方要素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、関節包と靭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、この運動の方向は、椎間関節の関節面の向きによって規定される(図 2.4)。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  $45^\circ$  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  $60^\circ$ 、前額面に対し  $20^\circ$  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  $45^\circ$  の傾きをもっている<sup>[17]</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>[18]</sup>。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<sup>[19]</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。



direction of joint surface is to a horizontal plane

direction of joint surface is to a frontal plane

A : cervical spine. Joint surface inclines at a horizontal plane by  $45^\circ$ , and is parallel to the frontal plane

B : thoracic spine. Joint surface inclines at a horizontal plane by  $60^\circ$ , and incline at the frontal plane by  $20^\circ$

C : lumbar spine. Joint surface inclines at a horizontal plane by  $90^\circ$ , and incline at the frontal plane by  $45^\circ$

Fig.2.4 Direction of joint surface of facet joint

### 2.3.3 脊椎の靭帯

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つの靭帯が存在する。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靭帯は、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。黄色靭帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靭帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靭帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靭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靭帯との間の距離は、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。

靭帯の効果としては、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<sup>120)</sup>などが挙げられる。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靭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-hand orthogonal coordinate system

Right-hand orthogonal coordinate system 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 Panjabi<sup>[21]</sup>らによって提唱，導入されたものである (図 2.5). 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.

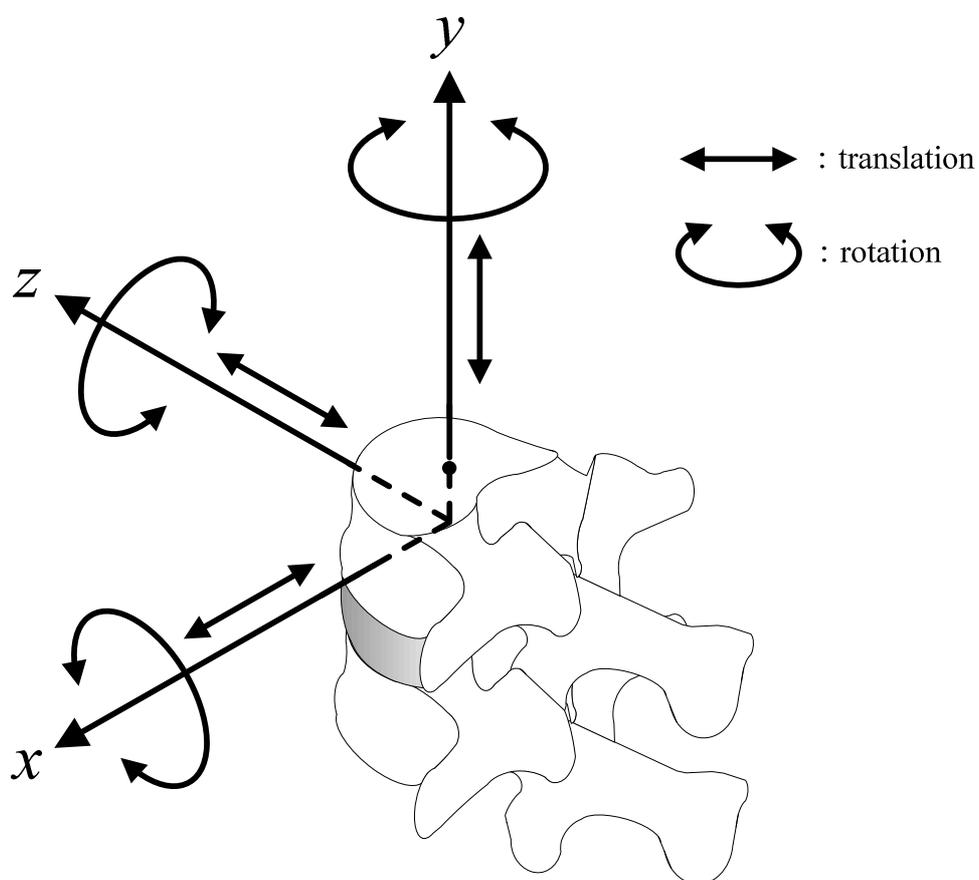


Fig.2.5 Right-handed orthogonal coordinate system

### 2.4.2 Coupled motion (Coupling motion)

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** と呼んでいる<sup>[22]</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>[23]</sup>。

### 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)

脊椎を構成する靭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, Relaxation, Hysteresis などの現象を示す。また、実験のために粘弾性組織を生体から摘出するような場合には、粘弾性の効果を考慮するために **preconditioning** の操作を講じる必要がある。

- ・ **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。
- ・ **Relaxation** : 変位の大きさを固定すると、次第に応力が低下するが、変化の速度は次第に減少する。
- ・ **Hysteresis** : 粘弾性を有する物質に負荷、および除荷を行うと、負荷時と除荷時とでは異なった負荷－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、脊椎を用いた圧縮試験による負荷－変位曲線である。なお、変位は圧縮方向を正とした。

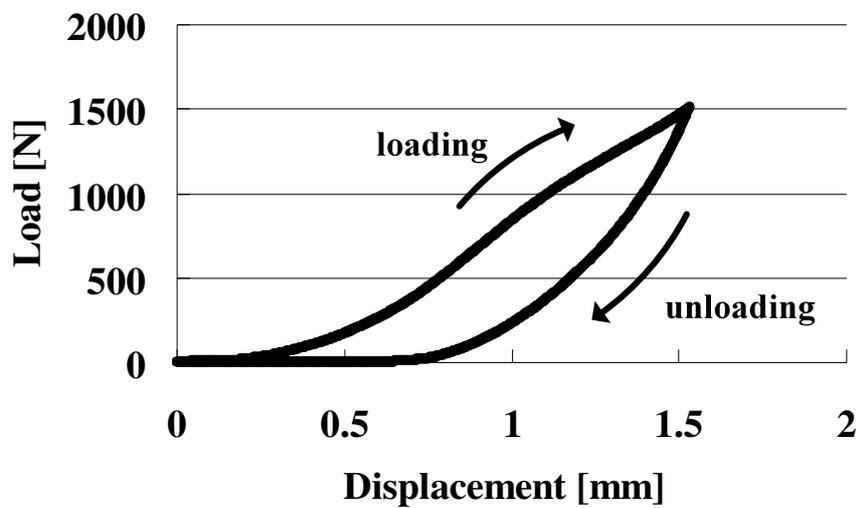


Fig.2.6 Load-displacement curve indicates Hysteresis

### 2.4.5 Range of motion (可動域)

脊椎における可動域 (ROM : Range of motion) は Neutral zone (NZ) と Elastic zone (EZ) を合わせたものである。NZ とは、微小負荷での変位の大きさを示し Panjabi<sup>[24]</sup>らによって提唱された。NZ を始点として、負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入る (図 2.7)。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>[25],[26]</sup>。一般に、安定要素に損傷を加えると、NZ および ROM が大きくなるといわれ、臨床においてそれら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、曲げトルクと変位の関係を表している。

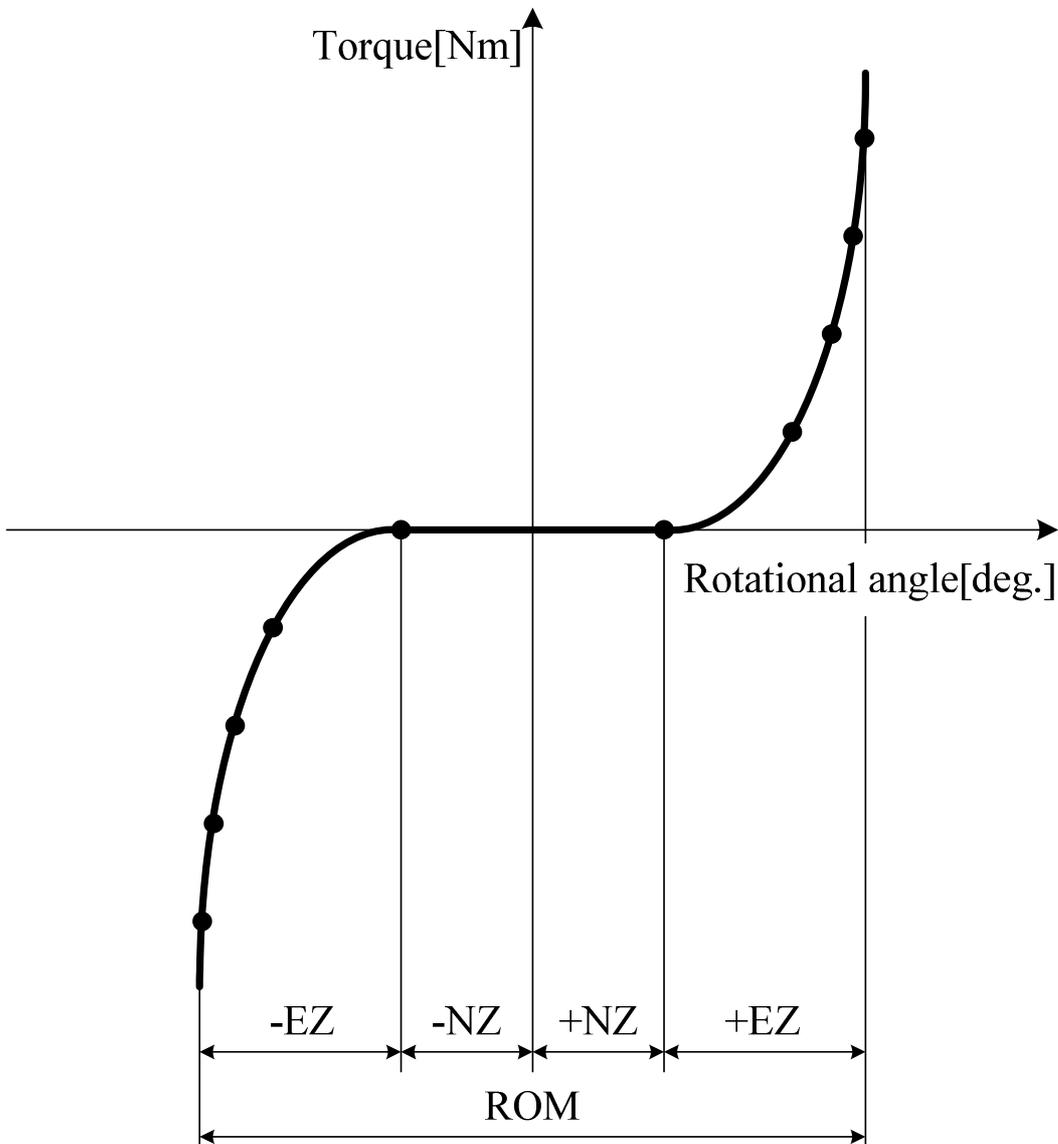


Fig.2.7 Relationship between torque and rotational angle of spine

## 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、視野の妨げとなる靭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。

##### (a) 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、上下の椎体がある間に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>[27][28]</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。

##### (b) 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。

Table.3.1 Typical disease of spine

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

### 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。

#### (a) 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。

#### (b) 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、その程度によって脊椎固定具 (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>[29]</sup>。本研究にて使用した spinal instrumentation は pedicle screw and rod system (以下 PS, 図 3.1 参照) および Tadpole system (以下 Tadpole, 図 3.2 参照) である。PS 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ものであり、Tadpole は後方から侵入して 棘突起の根本部分にフックをかけ、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。

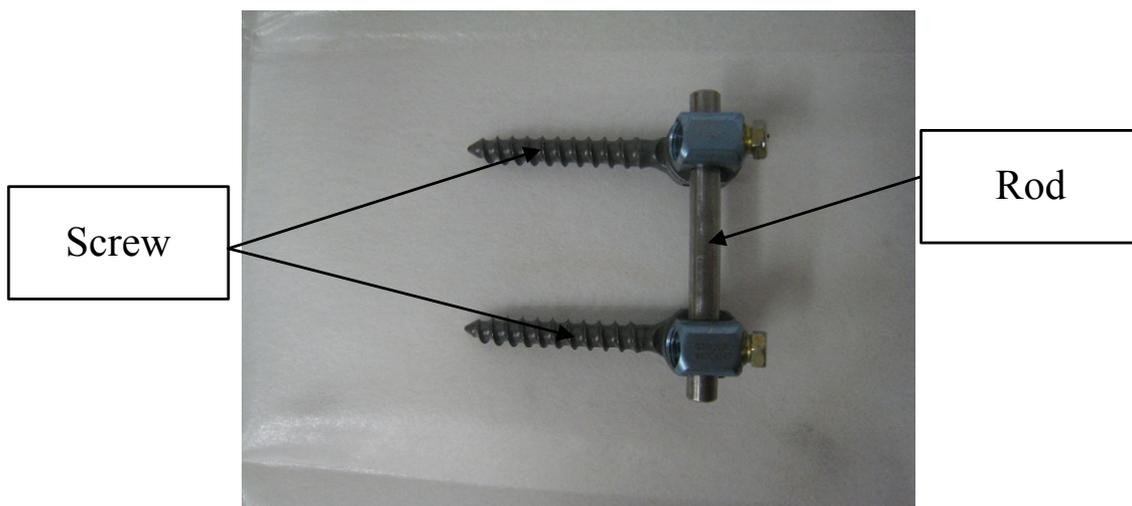


Fig.3.1 pedicle screw and rod system

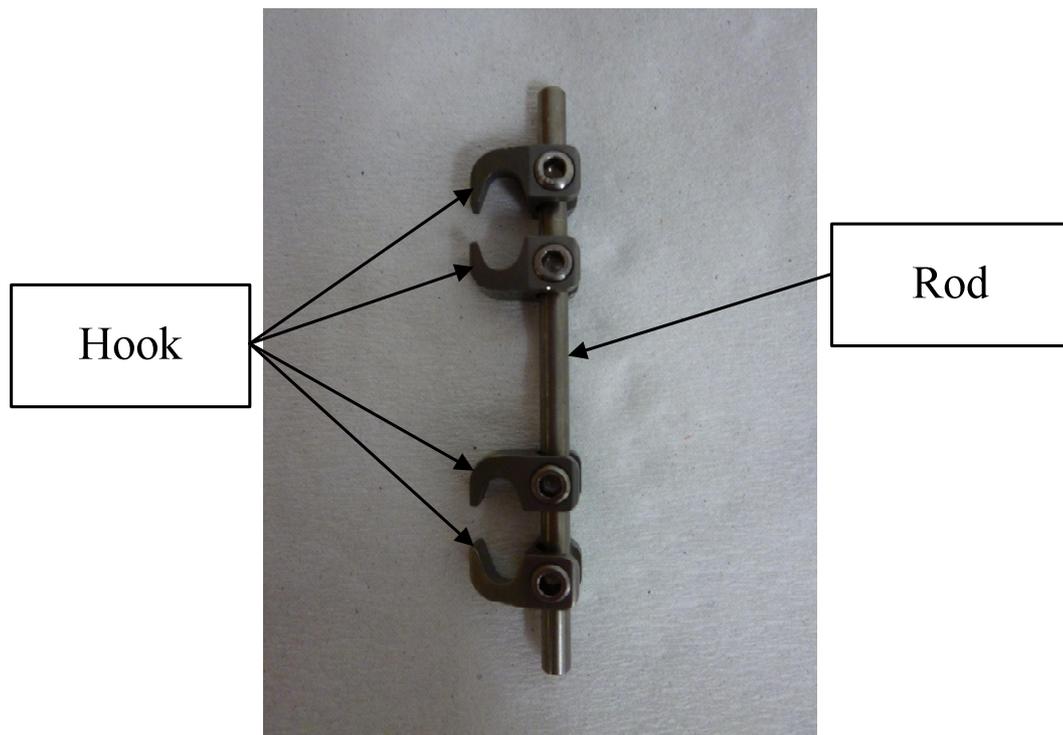


Fig.3.2 Tadpole system

### 3.2 脊椎固定術

本研究では、イノシシ屍体腰椎の多椎間脊椎を用い、損傷モデル、PSモデルおよびTadpole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およびTadpole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、spinal instrumentationを用い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・棘間靭帯や左右の椎間関節などの安定要素を取り除く。PSを用いる場合、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によって固定する。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。Tadpoleを用いる場合、除圧後、フック

ホルダーを用い頭尾側2箇所にはフックを設置する。それからロッドの中央部にあらかじめフックを装着しておき、先に装着したフックとロッドを連結し、頭尾側からコンプレッションをかけ、仮固定する。その後、最終締結し固定する。図3.4は、実際の臨床における術前およびTadpole固定した術後の様子を示す。

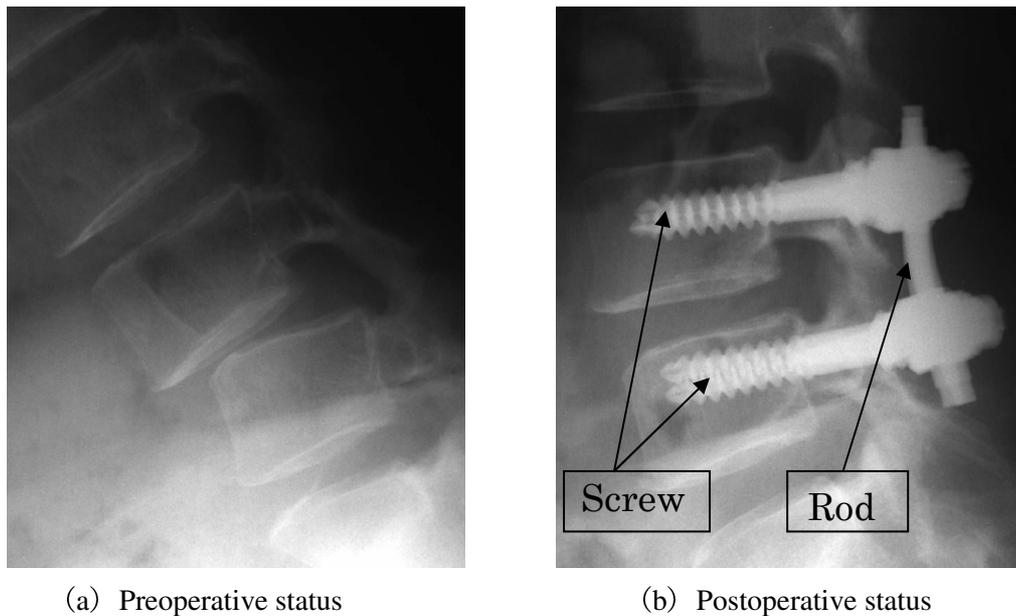


Fig.3.3 X-ray photograph of spinal fusion with pedicle screw and rod system

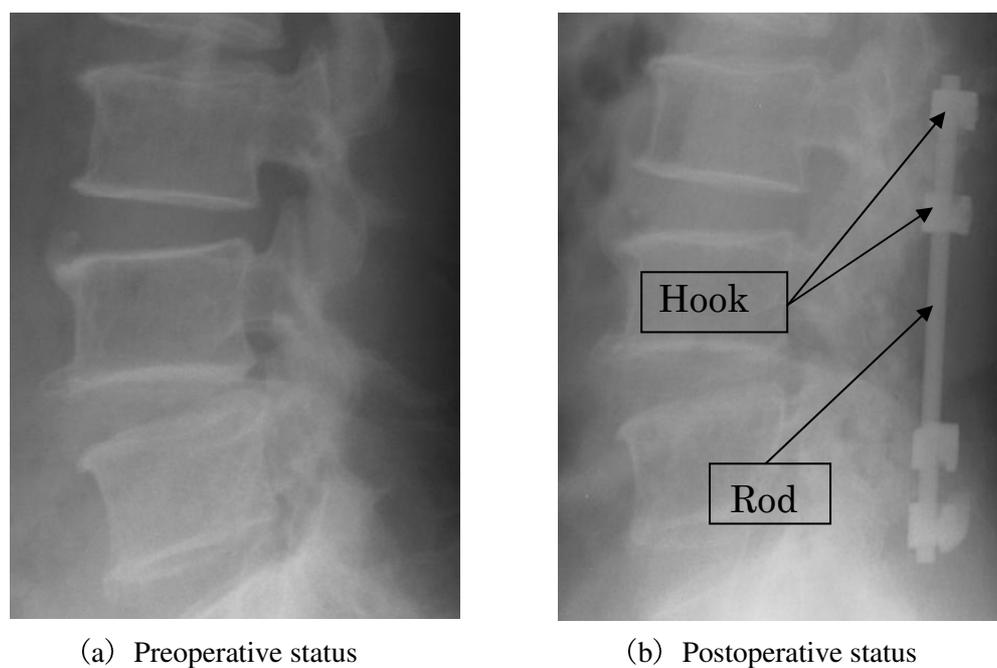


Fig.3.4 X-ray photograph of spinal fusion with Tadpole system

### 3.3 脊椎固定術における隣接椎間への影響

pedicle screw and rod system は、一般に短期の臨床成績は良好であるが、長期成績においては、隣接椎間の椎間板変性やすべり症など、術後の機能障害の発生が報告<sup>[5][6][30]</sup>されている。森らは、腰椎変性すべり症に対する pedicle screw 併用後側方固定術後 9 年以上経過し、直接検診した 31 例（男 10 例，女 21 例，平均年齢 59.8 歳）中、再手術を要したものが 6 例，再手術までには至らなかったものの固定隣接高位に関与した症状が発現したものが 7 例であったと報告している。これに対して，Tadpole system は隣接椎間の椎間板変性やすべり症など，術後の機能障害の発生は報告<sup>[9]</sup>されていない。

この隣接椎間障害は主に spinal instrumentation の過度な固定により誘発されていると考えられるが，その発生原因の詳細は未だ十分に解明されていない。

## 4 章 実験装置および解析方法

---

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、その運動特性を解析するためには 6 自由度すべての力／トルクおよび変位／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 6 軸材料試験機<sup>[31] [32] [33]</sup>が独自に開発された。また、本研究では多椎間脊椎の各椎間における変形挙動を詳細に調査するために 3 次元動画解析を行った。本章では、脊椎の力学的解析用に構築した 6 軸材料試験機の概要および 3 次元動画解析の方法を紹介する。

### 4.1 6 軸材料試験機

#### 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／角変位を計測するためには、多軸ロボットを用いる方法が考えられる。多軸ロボットには主にパラレルメカニズムとシリアルメカニズムがあり、それぞれの特徴を表 4.1 に示す。両機構の特徴は相対性を有している。このことは、どちらの機構が優れているということではなく、これらの特徴を踏まえて、使用条件に合わせて機構を選択することが重要である。

シリアルメカニズムとは多関節型ロボット機構のことをいい、これは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。パラレルメカニズムとは手先の等方性に優れ、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 自由度運動を生成することが可能である。

本試験機では、脊椎の力学的解析には精度が高くリンク誤差が少ないこと、手先の等方性に優れていること等が望まれる。このことから、本試験機（図 4.1 参照）では精度が高くリンク誤差の少ない、手先の等方性に優れたパラレルメカニズムを採用した。

Table 4.1 Comparison cereal mechanism with parallel mechanism

機構	シリアルメカニズム	パラレルメカニズム
アクチュエータ	直列	並列
精度	低い	高い
出力比	小さい	大きい
動作領域	大きい	小さい
順運動	容易	困難
逆運動	困難	容易
リンク誤差	累積	平均化
手先特性	異方的	等方的
部品の共通化	困難	容易

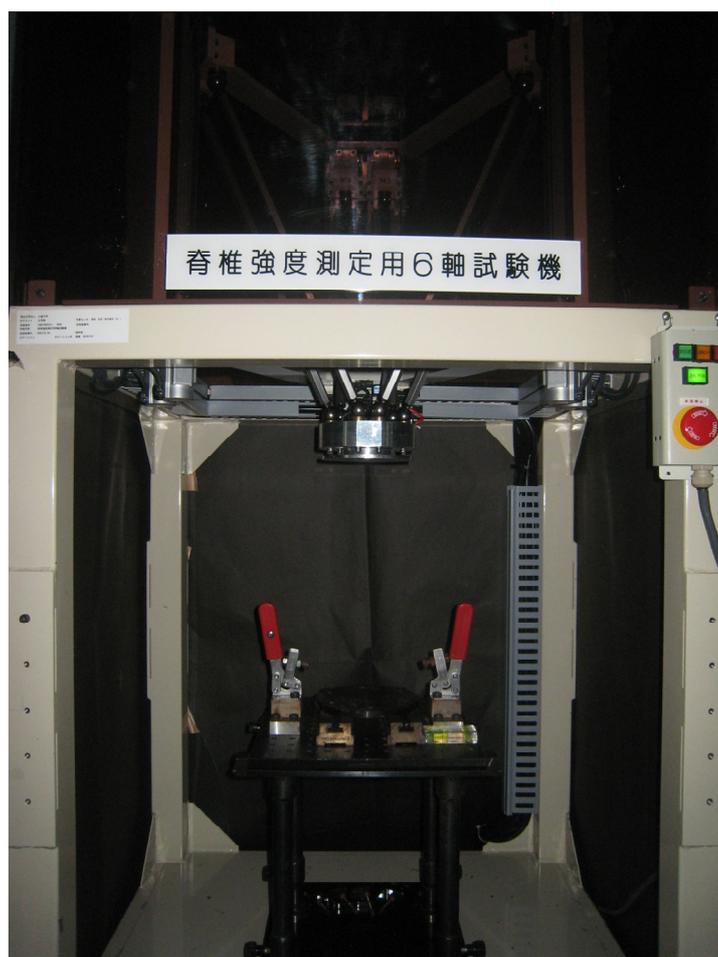


Fig.4.1 6-axis material tester

#### 4.1.2 パラレルメカニズムの種類

代表的な 6 自由度パラレルメカニズムには、大きく分けて伸縮型、回転型、直動型、ワイヤ駆動型の 4 種類が挙げられる。ワイヤ型以外の特徴を表 4.2 にまとめる。

Table.4.2 Kind of parallel mechanism

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作動することで並進 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 4.2-(a))

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。

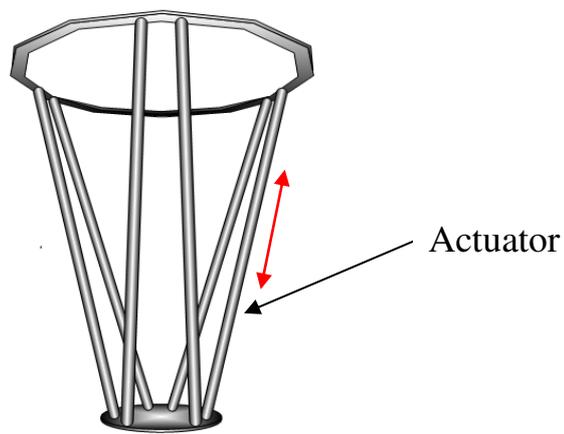
- ・回転型 (図 4.2-(b))

ベースプレートに固定されたアクチュエータが回転することで運動する。

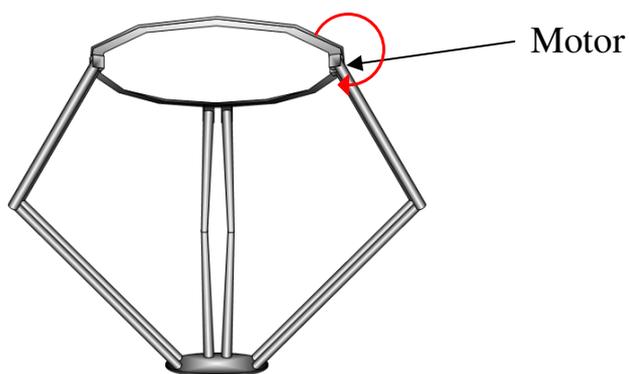
- ・直動型 (図 4.2-(c))

ベースに固定された直動アクチュエータが直線運動をすることで運動する。

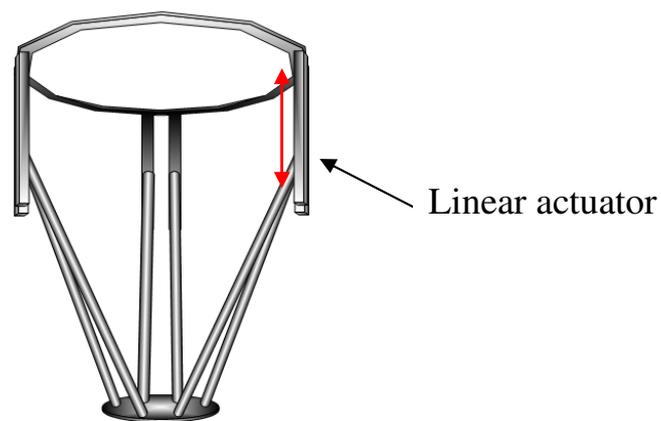
他の 6 軸試験機を用いた脊椎の研究では、主に伸縮型を採用しているが、これはアクチュエータ自体を動かす必要があるために、高速性などの運動特性が劣る。また、中間リンクにアクチュエータを組み込むことにより、リンクの径を大きく取らざるを得ず、その結果伸縮型には機構干渉が発生しやすく、動作領域を確保することが困難である。一方、回転型は、アクチュエータ側リンクに曲げトルクが発生する機構のため、高剛性でかつ高精度な機構を作ることが困難である。以上の理由から本試験機では、高剛性でかつある程度の動作領域を確保できる直動型を採用することにした (図 4.3)。



(a) Elastic type



(b) Rotation type



(c) Linear motion type

Fig.4.2 Kind of parallel mechanism

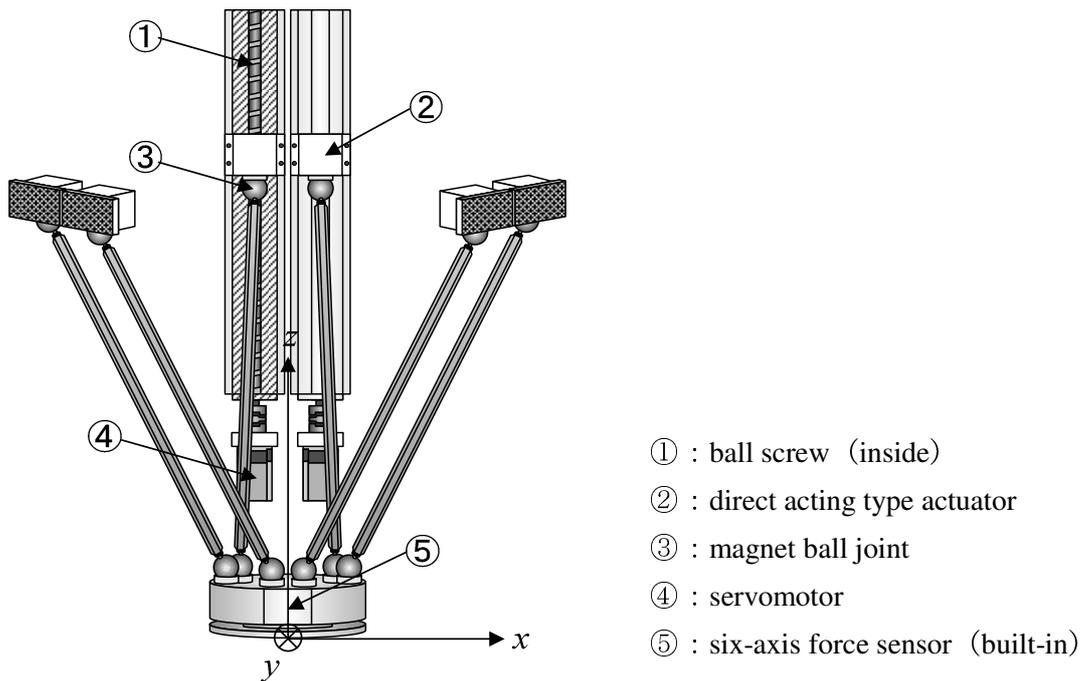


Fig.4.3 Moving part of tester

#### 4.1.3 試験機の性能

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平行メカニズム<sup>[34]</sup>が用いられている。これは、可動部が軽量なため運動特性がよく、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。また、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4.4)。

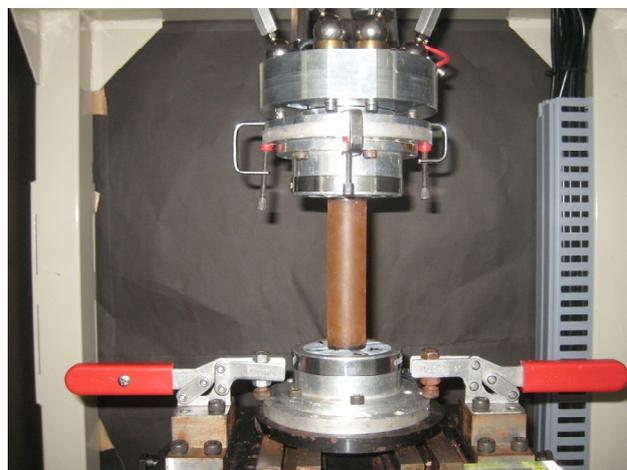


Fig.4.4 Chucking part of tester

**(a) 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、表 4.2 および表 4.3 に示す。

Table 4.2 Resolution of the tester

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

Table 4.3 Range of movement of the tester

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°

**(b) 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 4.4 に示す。

Table 4.4 Specifics of 6-axis force sensors

定格値	Fx, Fy [N]	Fz[N]	トルク [N·m]
	65	130	5
分解能	0.05	0.10	0.003

#### 4.1.4 制御手法

脊椎のメカニズムを解明するためには、任意の自由度を選択し、様々な条件下での力学的試験を行う必要があると考えられる。そのため、制御手法は、各軸に位置と力を選択できるハイブリッド制御を採用し、力制御には、ダンピング制御法を用いた。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を用いた。

##### (a) 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次式によって表される。

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

$V$  : 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。今、 $V_d=30$  [mm/s] と  $B=1$  [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  $F=0$  [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  $V=V_d$  ( $=30$  [mm/s]) となり、ロボットハンドは  $V_d$  の初期設定値  $30$  [mm/s] で自由空間を動く (図 4.5-(a))。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は  $F<0$  となる。 $F$  の値が徐々に大きくなり、 $F=-30$  [N] となった場合を考える。 $F=-30$  [N] を式 (1) に代入すると、ロボットハンドの速度は  $V=0$  [mm/s] となる。よって、ロボットハンドは外部環境に  $-30$  [N] の力を与えながら静止する (図 4.5-(b))。

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。

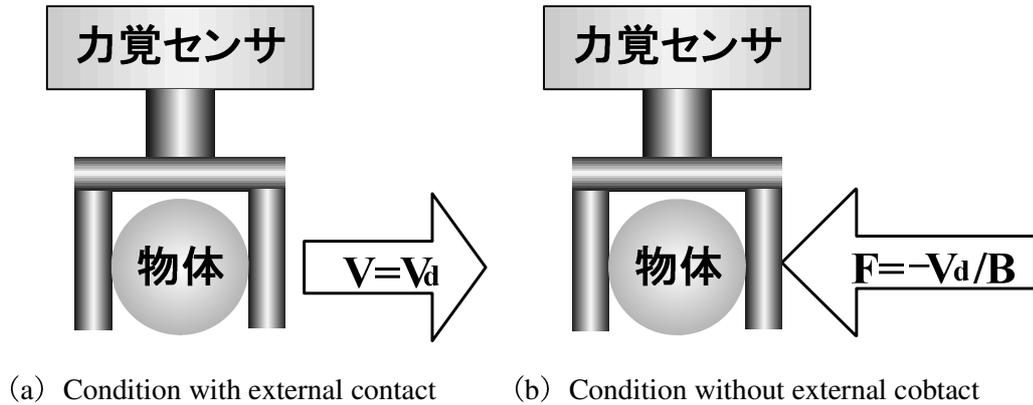


Fig.4.5 Mechanism of dumping control

**(b) 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を構築した。

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 を導入した。S の各要素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た。

以下にハイブリッド制御を用いて脊椎にトルク負荷を与えた場合の例を述べる。図

4.6 (a), (b) は、それぞれ 6 自由度および 3 自由度の条件において  $x$  軸回りのモーメント ( $M_x$ ) を負荷した例である。図 4.6 (a) は指定したモーメント ( $M_x$ ) 以外の力・トルク ( $F_x, F_y, F_z, M_y, M_z$ ) を 0 とするよう変位を許容し、脊椎に対して純粋なトルクを負荷した状態のことを示している。また、図 4.6 (b) は  $y$  軸方向の力 ( $F_y$ ) と  $z$  軸方向の力 ( $F_z$ ) を 0 とするよう変位を許容し、また、位置制御により  $x$  軸方向の変位と  $y$  軸回り、 $z$  軸回りの回旋を拘束することによって、脊椎に対して強制的な曲げを負荷した状態のことを示している。

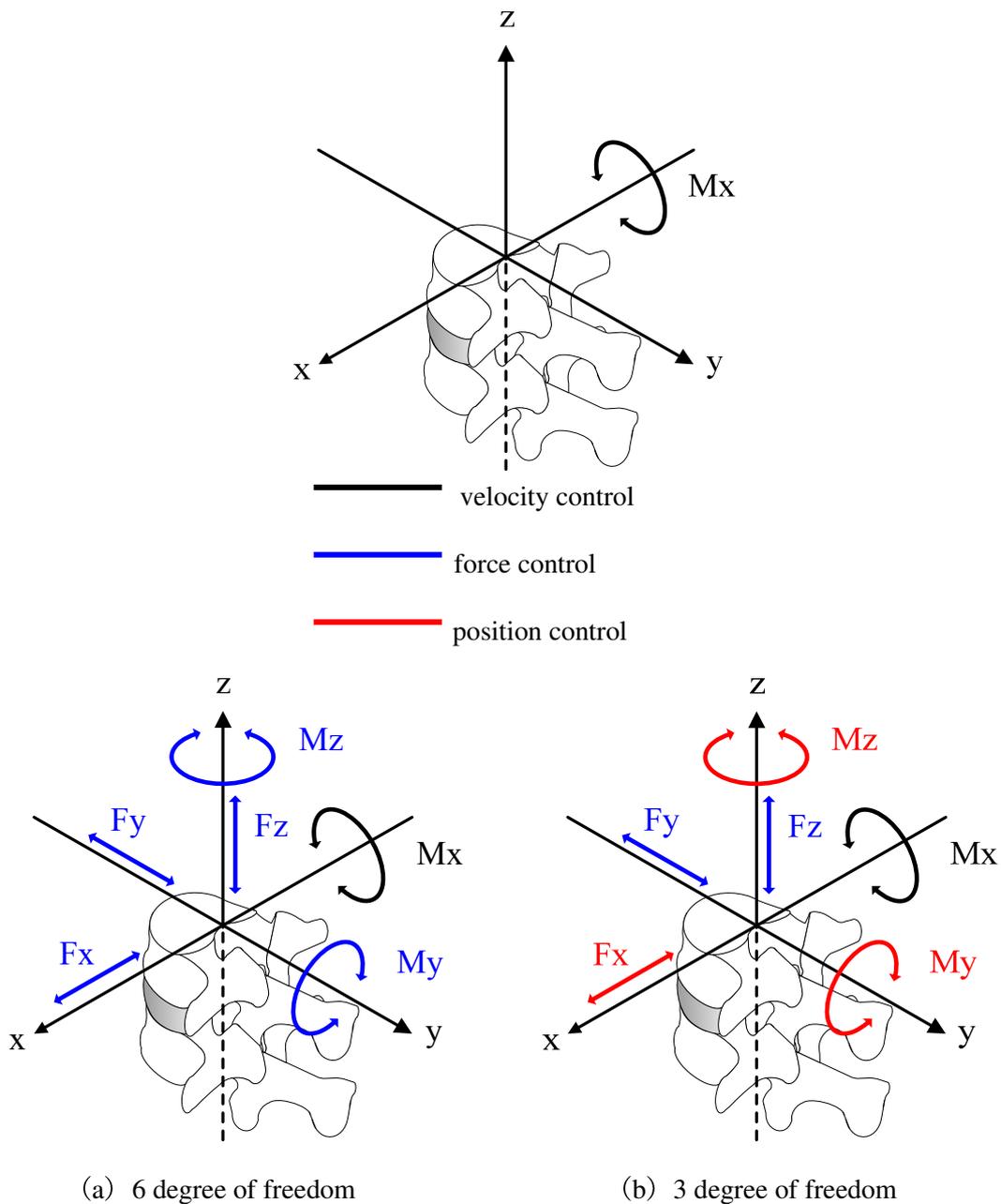


Fig.4.6 Schematic of degree of freedom

## 4.2 3次元動画計測システム

本研究では多椎間脊椎の各椎間における変形挙動を詳細に調査するため、3次元動画計測システムを用いた。本節は、この3次元動画計測システムの概要について記述する。なお、図4.7には3次元動画計測システムによる解析の手順を示す。

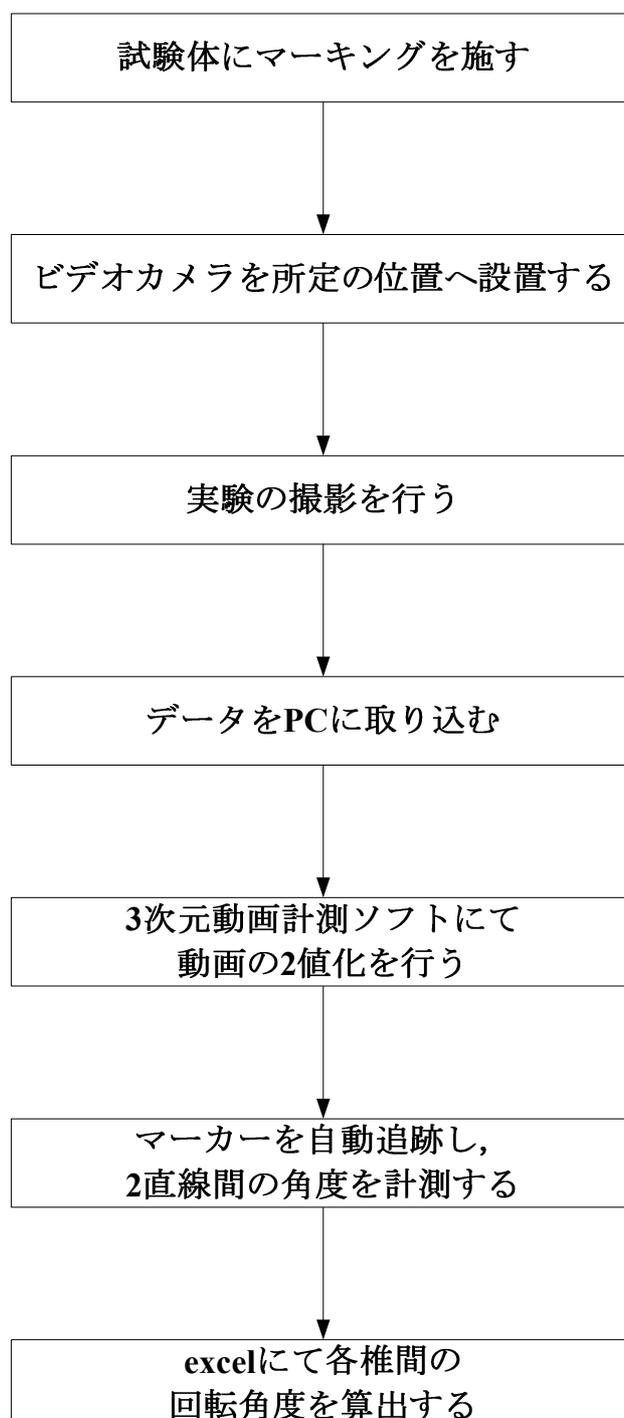


Fig.4.7 Analytical procedure

### 4.2.1 3次元動画計測ソフト

3次元動画計測ソフトには Move-tr/3D（ライブラリ社製）を用いた。このソフトは、一定の時間間隔で連続的に取り込まれた画像から、追跡したいターゲットを無制限に指定して対称物を自動認識し、対象物の面積重心を計測しながら自動追跡を行うことが可能である。画像はモノクロに変換され、256段階の明るさ（輝度）に対して一定のしきい値が選択される。本研究では、計測ターゲットである試験体に施したマーカとそれら以外の部分に対し、適当なしきい値を選択することで2値化させた（図4.8）。

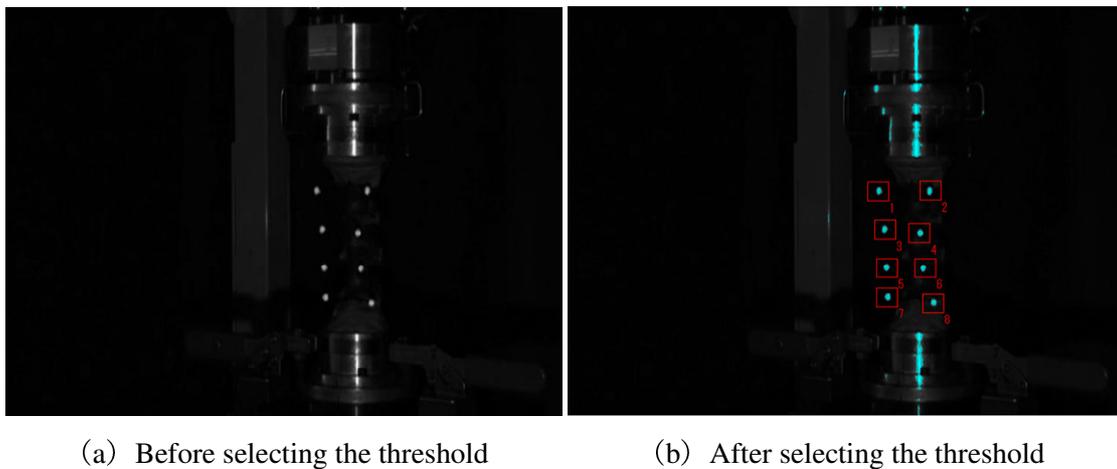


Fig.4.8 Select of suitable threshold

### 4.2.2 マーキング

図 4.9 (a), (b) に、試験体に施したマーキングの様子を示す。各椎体にそれぞれ 3箇所ずつ、計 12 箇所にマーキングを行った。マーキングには、針先に球体が付いたマーカー（マップピン）を用いた。マーカーの球体部分には、実験中にマーカーを際立たせるために反射テープを貼りつけた。

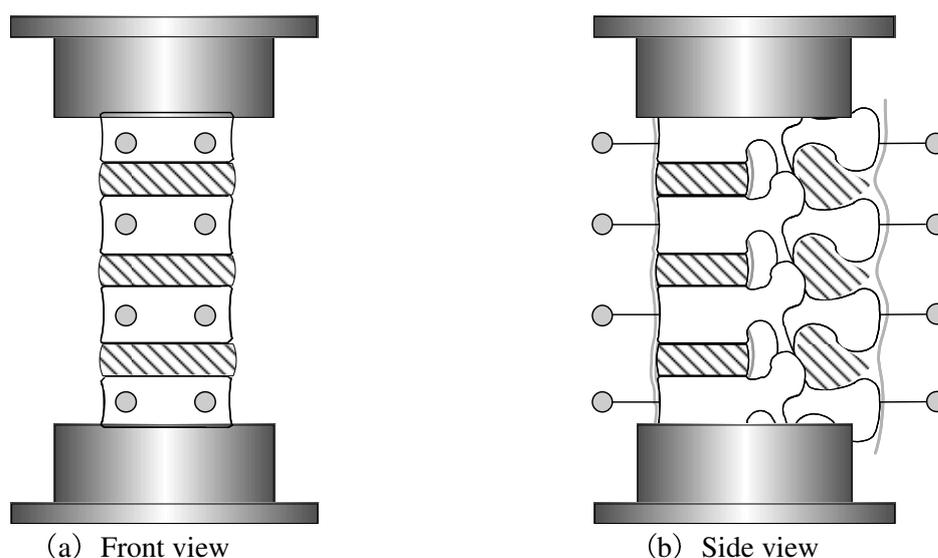


Fig.4.9 Marking for measurement of spinal deformation

### 4.2.3 動画撮影方法

動画撮影はデジタルビデオカメラ（HDR-XR350V, sony 製）を用い、記録方式 HDTV（1080/60i）、有効画素数約 265 万画素にて行った。デジタルビデオカメラを 6 軸材料試験機の前方に 2 台設置し、2 方向から撮影した。また、デジタルビデオカメラのレンズ付近より明かりを照らすことで、反射テープを貼り付けたマーカーを際立たせる環境を作り出した（図 4.10）。これにより、3 次元動画計測ソフトによる 2 値化においてマーカーの抽出を容易にし、計測精度の向上を図った。



Fig.4.10 Appearance of recording

### 4.3 精度試験

3次元動画計測システムの精度に対する信頼性を得る目的で、6軸材料試験機との比較実験を行った。

#### 4.3.1 試験内容

6軸材料試験機を用いて、図4.11に示すウレタンゴムに対して、1自由度の条件のもと-25[deg.]~25[deg.]まで曲げ試験を行った（クロスヘッド角速度 0.1[deg.]，サンプリング周期 1[Hz]）。マーキングは治具の上部および下部にそれぞれ2箇所、計4箇所にし、試験の様子をデジタルビデオカメラにて撮影した。その後、3次元動画計測ソフトにより上位治具部の二つのマーカを結ぶ直線と下位治具部の二つのマーカを結ぶ直線とがなす角度を計測した。これにより得られた回転角度の値と、6軸材料試験機にて計測される回転角度の値を比較検討することで精度を確認した。

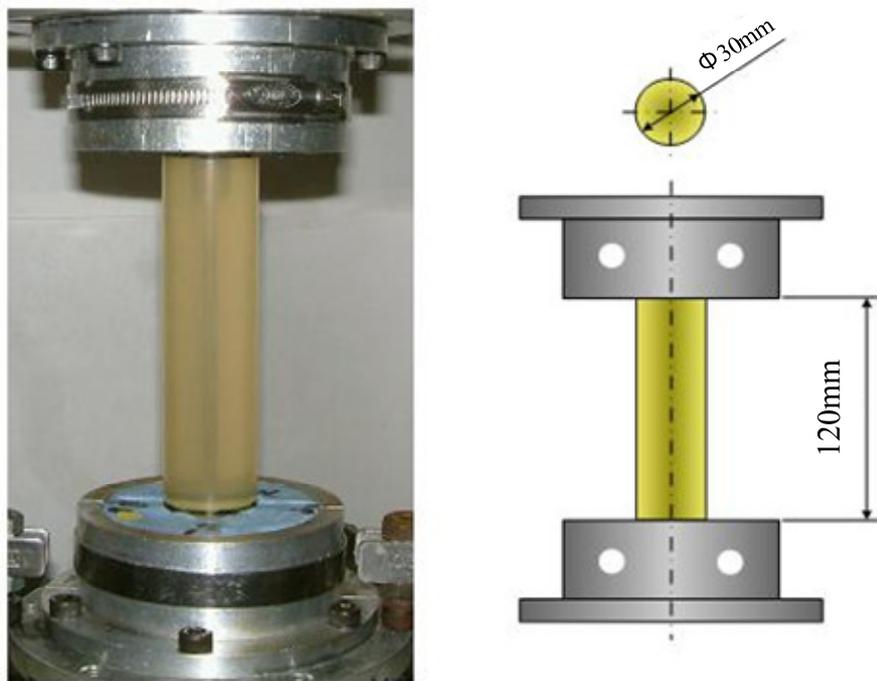


Fig.4.11 Polyurethane ester

### 4.3.2 試験結果

図 4.12 に 3 次元動画計測ソフトにより解析して得られた回転角度と 6 軸材料試験機により計測された回転角度を示す。縦軸に回転角度[deg.], 横軸に試験経過時間[s]を示し, 赤色が 3 次元動画計測ソフト, 青色が 6 軸材料試験機より得られた値を示している。これらのグラフを比較すると, 3 次元動画計測ソフトにより解析して得られた回転角度と 6 軸材料試験により計測された回転角度の値はほぼ等しく, 最大誤差は 0.2[deg.]であった。この結果から, 本研究で用いた 3 次元動画計測システムが多椎間脊椎の各椎間における変形挙動を解析する上で, 十分な精度を持つことが確認された。

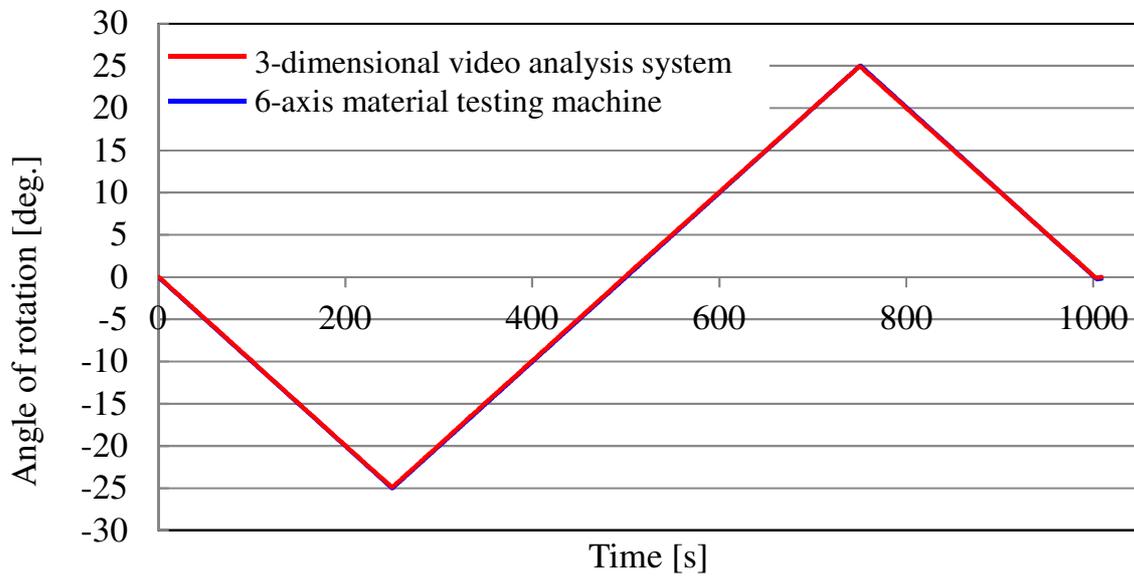


Fig.4.12 Result of accuracy test

## 5章 実験概要

第4章にて説明した6軸材料試験機を用い、イノシシ屍体腰椎の多椎間脊椎(L2-5)に対して前後屈および左右側屈方向への曲げ試験、左右回旋方向への回旋試験を行い、その各椎体の変形挙動について調査した。本章では、使用した試験体および実験内容の詳細を述べる。

### 5.1 試験体の概要

本研究において用いた試験体は、獣害対策として狩猟され、食肉に供されたイノシシ屍体腰椎の多椎間脊椎(L2-5)であった(図5.1)。それらの筋肉、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、棘上・棘間靭帯等を残した状態を正常状態とした。

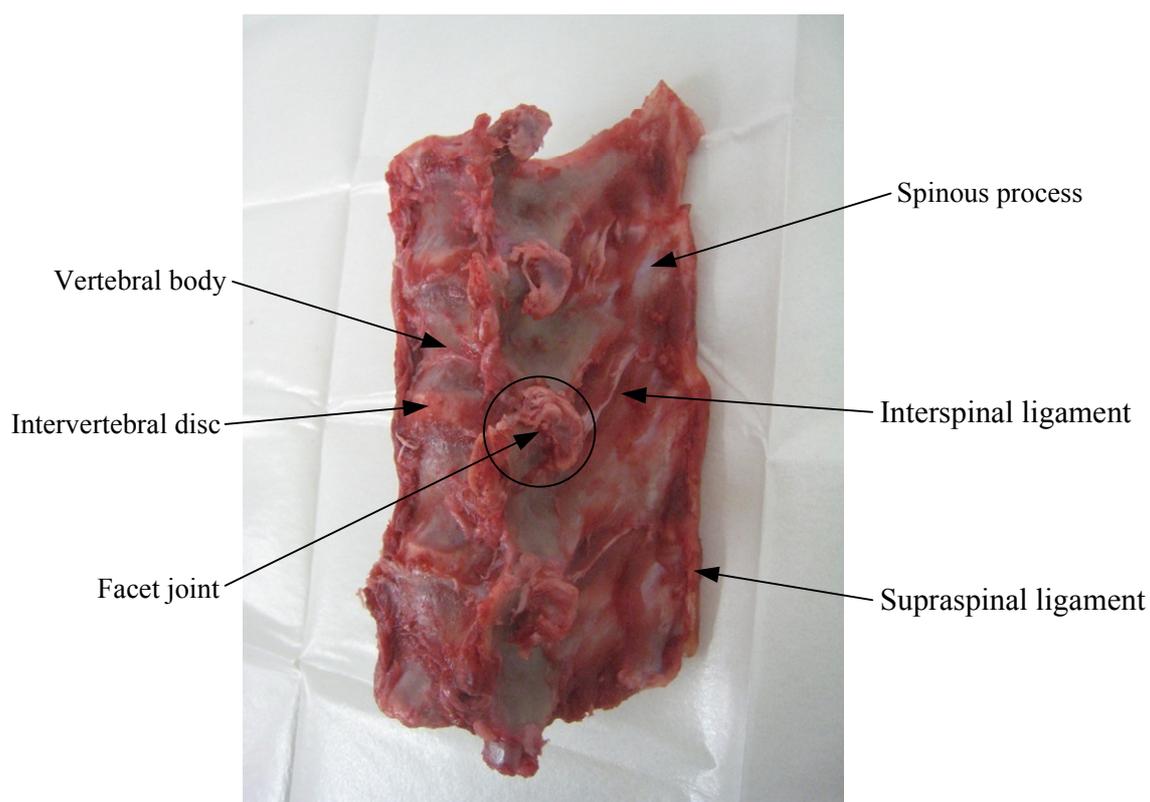


Fig.5.1 Lumbar spine (L2-5) of wild boar cadaver

## 5.2 座標軸の規定

本研究における座標軸は図 5.2 のようにとり、 $x$  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、 $x$  軸回りの回転は脊椎から見て前後屈方向に曲げる運動、 $y$  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、 $z$  軸回りの回転は脊椎から見て左右方向の回旋運動となるように座標軸を定めた。各軸における正負は、図 5.2 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、脊椎の前屈方向への角度を示し、 $y$  軸回りの正の角度は、脊椎の左側屈方向への角度を示し、 $z$  軸回りの正の角度は、脊椎の左回旋方向への角度を示している。

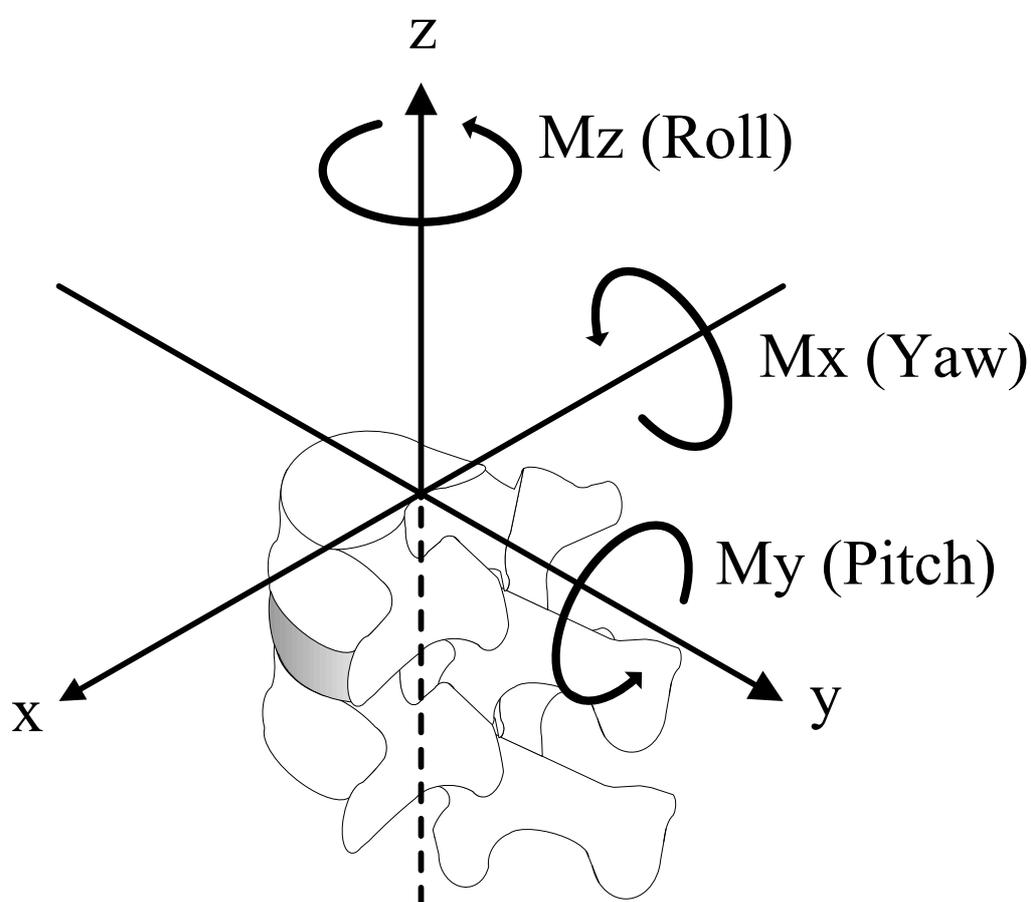


Fig.5.2 Coordinate axis for specimen

### 5.3 実験準備

#### 5.3.1 試験体の固定

- (1) -30℃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，L2 から L5 の多椎間脊椎を切り取る（図 5.3）.
- (2) 試験体と歯科用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（図 5.4）.
- (3) 治具に歯科用レジンを流し込み，試験体を固定，室温にて歯科用レジンを固化させる（図 5.5）.
- (4) 試験体を試験機に取り付ける（図 5.6）.

なお，本研究で PS 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などの理由によるもので，可動部分ではない椎弓根へスクリューを挿入するため，運動特性への影響はないと考えられる．

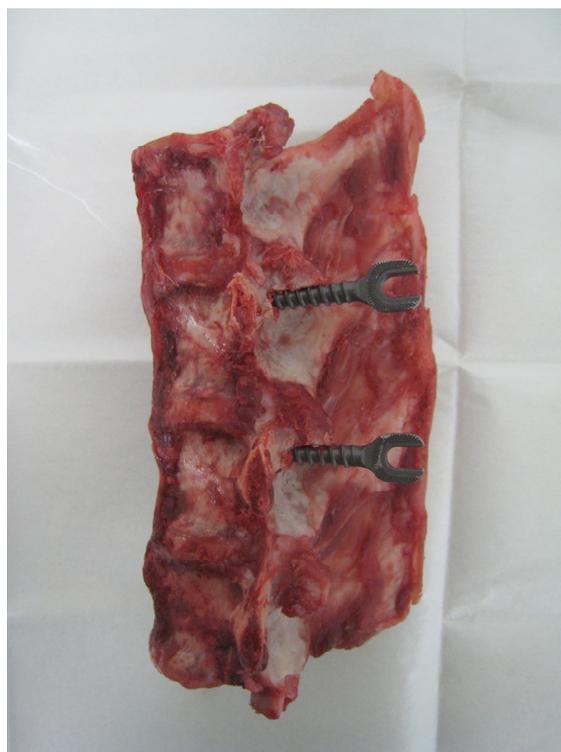


Fig.5.3 Specimen after the screw insertion

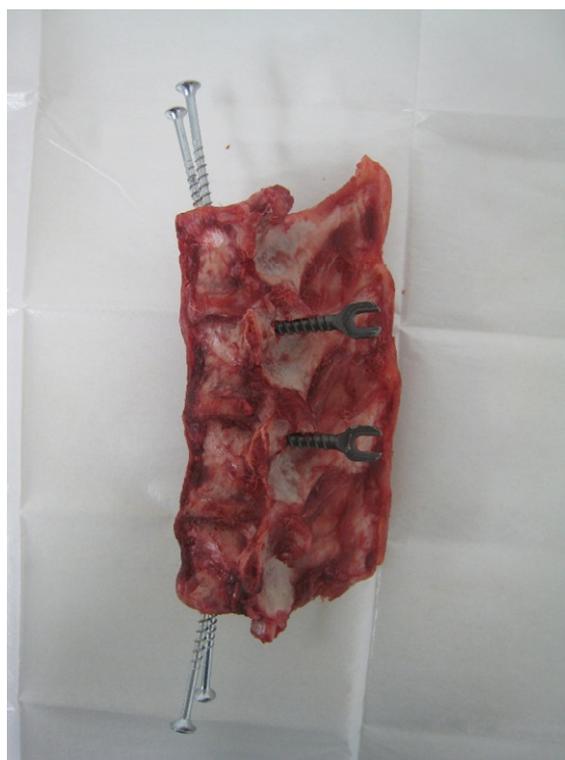


Fig.5.4 Specimen after screw insertion to vertebral body



Fig.5.5 Specimen after resin fixation

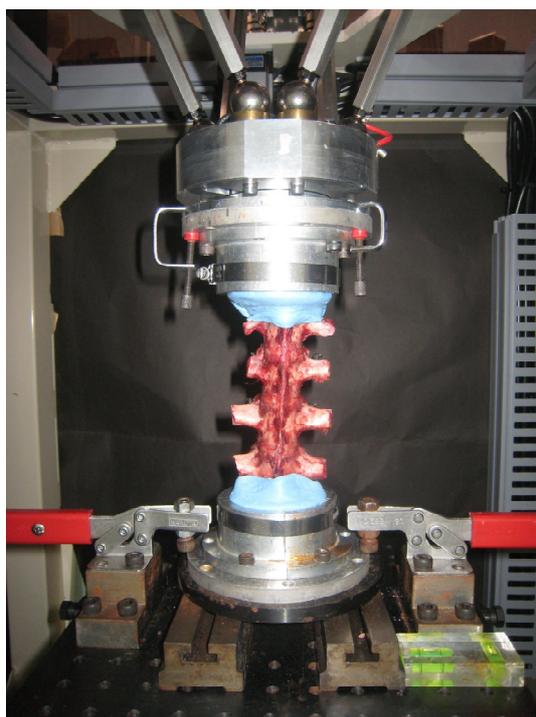


Fig.5.6 Specimen fixed on tester

### 5.3.2 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).

- ・ 前後方向：脊柱管の前方部分を治具の中心線と合わせる。
- ・ 左右方向：椎体の正中矢状面を治具の中心線と合わせる。

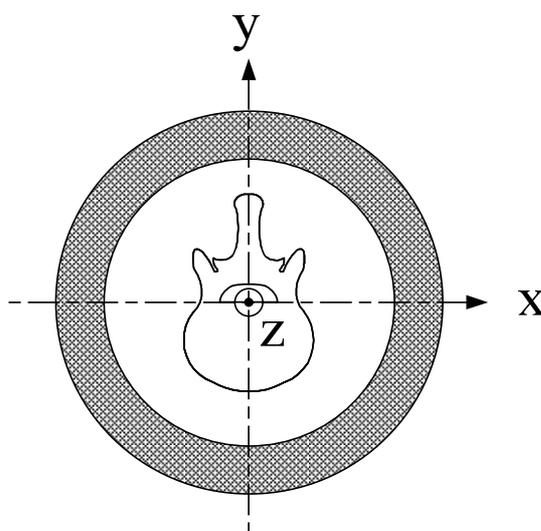


Fig.5.7 Fixed position of specimen to jig

### 5.3.3 初期位置の決定

試験体，あるいは各椎間により少なからず姿勢が異なる．その影響を考慮するため，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（各軸における座標と角度）を実験開始位置とした．

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．

### 5.4 試験体モデル

本研究の試験体には，イノシシ屍体腰椎の多椎間脊椎（L2-5）を用いた．曲げ試験および回旋試験において，損傷モデル→PS モデル→Tadpole モデルの順に計 3 モデルを同一試験体に対し段階的に作製した．以下に損傷モデル，PS モデルおよび Tadpole モデルの詳細を示す．

#### **損傷モデル，PS モデルおよび Tadpole モデル**

##### ・損傷モデル（図 5.8-(a)）

責任椎間である L3/4 の椎間板の前方・中央・後方に側方からドリルで 3mm の穴を 3 箇所開け，棘上・棘間靭帯にハサミで切りこみを入れ，両側の椎間関節を全切除したものの．

##### ・PS モデル（図 5.8-(b)）

損傷をさせた，責任椎間である L3/4 に pedicle screw and rod system を施したものの．

##### ・Tadpole モデル（図 5.8-(c)）

損傷をさせた，責任椎間である L3/4 に Tadpole system を施したものの．

これらの損傷モデル，PS モデルおよび Tadpole モデルは，疾患および実際の手術手技を想定したものである．例えば，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化をきたした状態であり，靭帯および椎間関節の損傷は，疾患に対して視野の拡大と椎間関節を切除することで神経の圧迫を回避する術式を想定した．

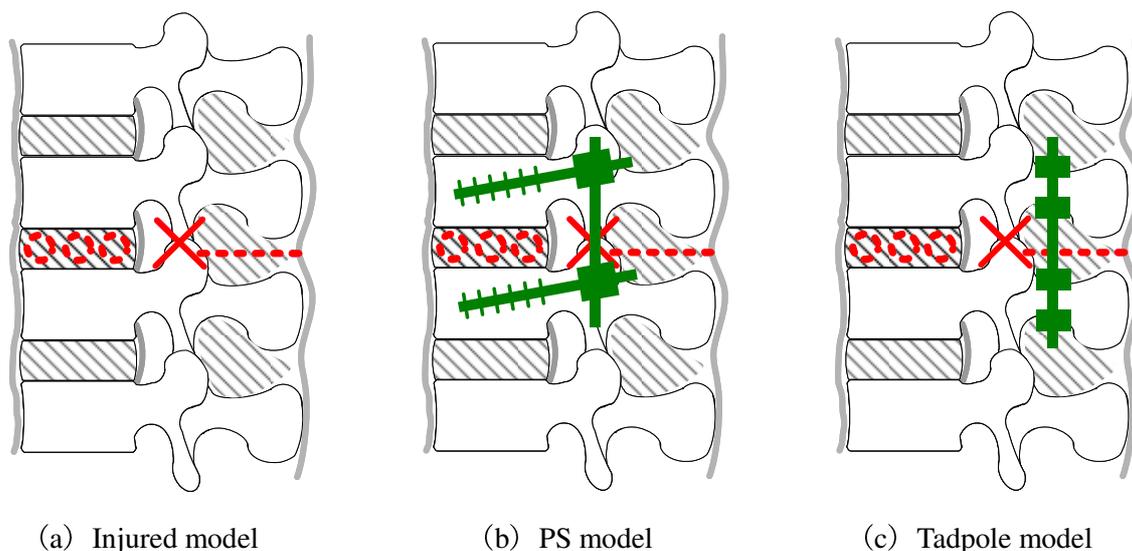


Fig.5.8 Schematic of models

### 5.5 実験内容

本研究は上述した各モデルに対して、曲げ試験および回旋試験を行い、それぞれにトルク負荷を与えた際の変形挙動および椎間可動域(Range of motion; ROM)を測定した。また、変形挙動については、各椎体の変位/角変位を3次元動画計測システム、各軸に発生する力/トルクを6軸材料試験機にて算出した。以下に曲げ試験および回旋試験の詳細について述べる。

#### 曲げ試験

各試験体モデル(前節参照)に対して、それぞれ図5.9に示す前後屈および左右側屈方向へ、3自由度(図5.10)の条件下で、クロスヘッド角速度 $0.1\text{deg./s}$ にて $\pm 2\text{Nm}$ のトルクを連続的に繰り返し3回負荷した試験(以下、トルク試験)を行った。その後、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 $\pm 13\text{deg.}$ の角変位を与えた試験(以下、角変位試験)を行った。これらはともにトルクを連続的に繰り返し3回負荷しており、つまり、前-後および左-右への曲げを組み合わせ、連続的に曲げたことを意味する。

また、トルク試験には3体の試験体、角変位試験には5体の試験体を用いた。

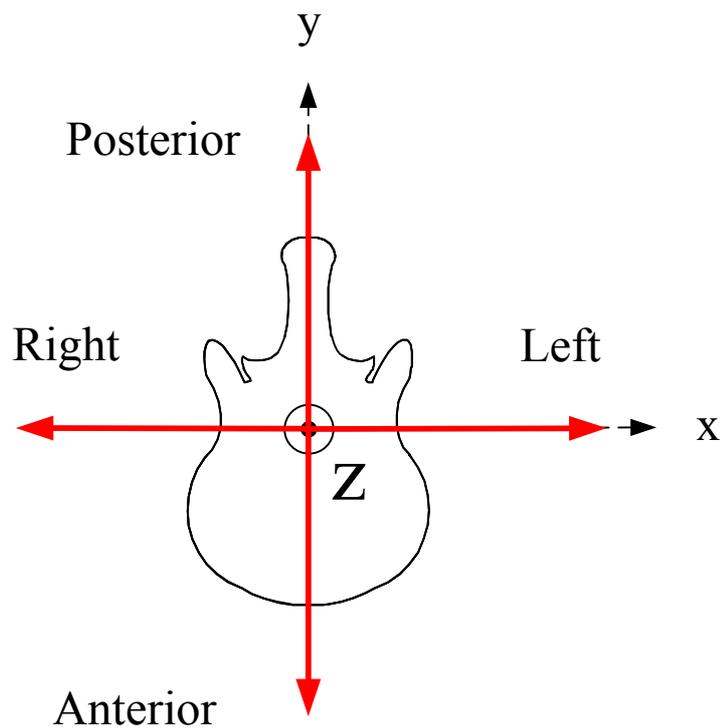


Fig.5.9 Schematic representation of bending direction

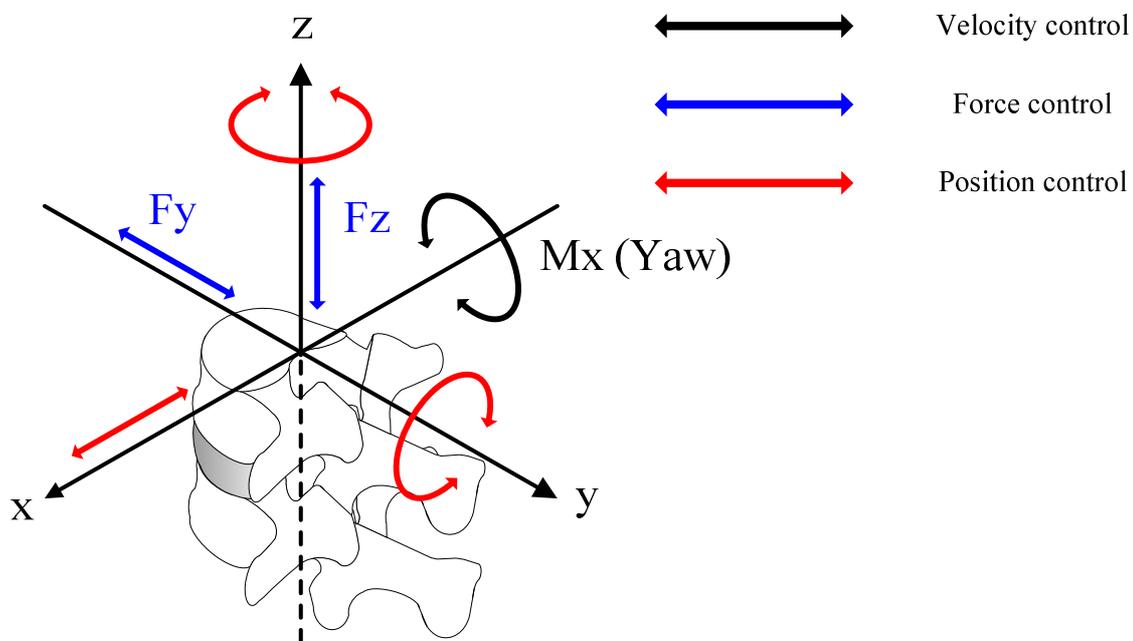


Fig.5.10 3 degree of freedom

### 回旋試験

各試験体モデル（前節参照）に対して、それぞれ図 5.11 に示す右および左回旋方向へ、4 自由度（図 5.12）の条件下で、クロスヘッド角速度  $0.1\text{deg./s}$  にて  $\pm 5\text{Nm}$  のトルクを連続的に繰り返し 3 回負荷したトルク試験を行った。その後、4 自由度の条件下で、クロスヘッド角速度  $0.1\text{deg./s}$  にて  $\pm 3\text{deg.}$  の角変位を与えた角変位試験を行った。これらはともにトルクを連続的に繰り返し 3 回負荷しており、つまり、左-右への回旋を組み合わせ、連続的に回旋させたことを意味する。

また、トルク試験には 3 体の試験体、角変位試験には 5 体の試験体を用いた。

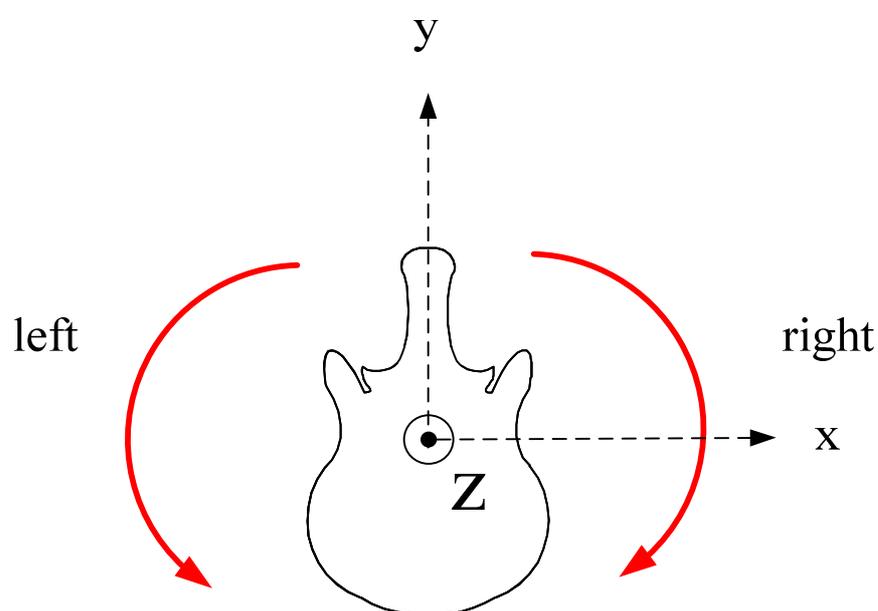


Fig.5.11 Schematic representation of rotational direction

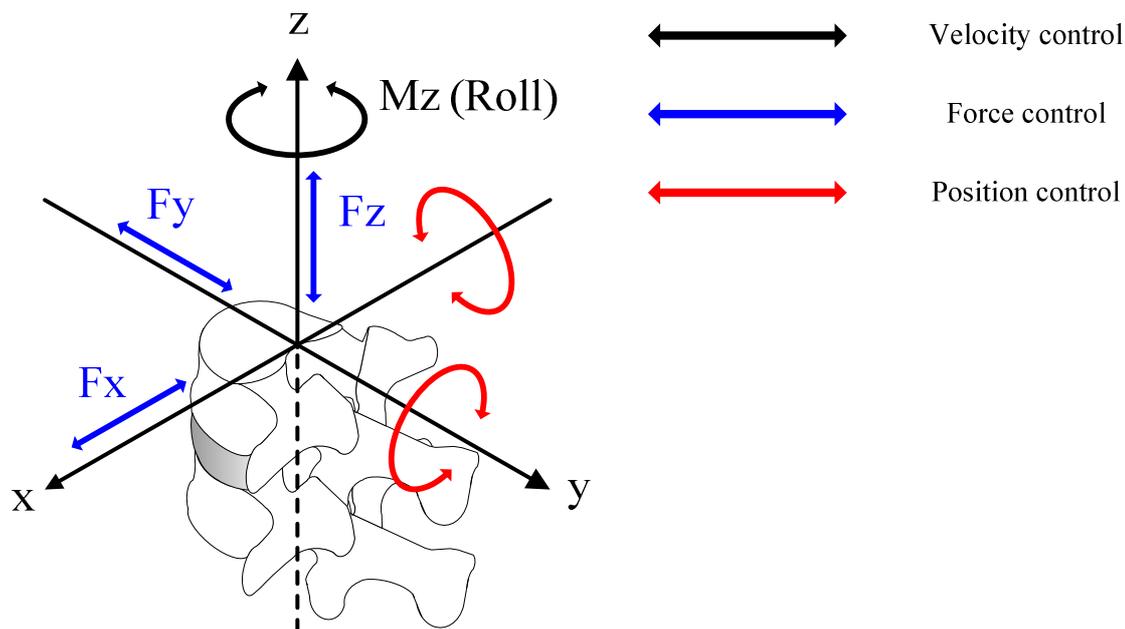


Fig.5.12 4 degree of freedom

### 5.6 評価パラメータ

多椎間脊椎の各椎間における変形挙動の評価を行うため、実験より得られたトルク-回転角度曲線より、椎間可動域 (ROM) を図 5.13 に示すように定義して、評価パラメータとした。さらに、損傷モデルにおける ROM を基準として、PS モデルおよび Tadpole モデルにおける ROM の変化率 (ROM 変化率) を算出した。損傷モデルに対して PS モデルおよび Tadpole モデルの ROM が増加した場合は正で、減少した場合は負の値で示した。また、角変位試験では、規定した角変位に到達した際のトルク (最大トルク) を計測して、評価パラメータとした。

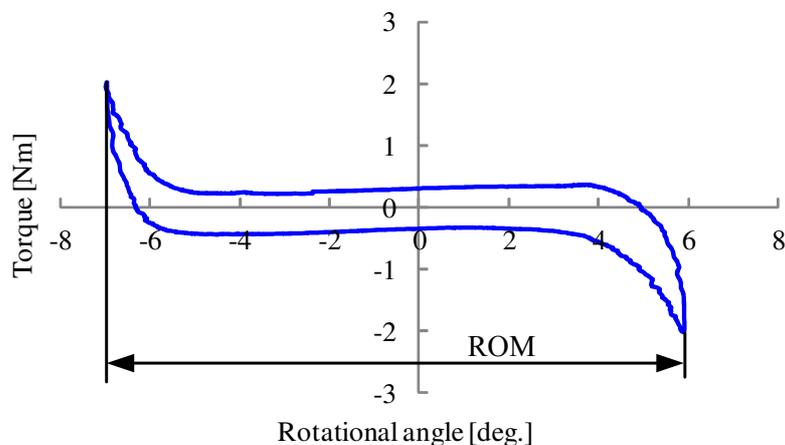


Fig.5.13 Prescript of ROM

## 6 章 実験結果および考察

本章では、5 章で説明した実験方法により得られたデータに対する実験結果、およびその考察を述べる。

### 6.1 多椎間における変形挙動

#### 6.1.1 繰り返し負荷に対する変形挙動

この項では、本試験において選択したトルクヘッド角速度 ( $0.1[\text{deg./s}]$ )、試験回数 (3 回)、トルク (曲げ試験  $\pm 2[\text{Nm}]$ 、回旋試験  $\pm 5[\text{Nm}]$ ) および角変位 (曲げ試験  $\pm 13[\text{deg.}]$ 、回旋試験  $\pm 3[\text{deg.}]$ ) の妥当性を確認する。

図 6.1 および図 6.2 は、前後屈方向の曲げ試験および回旋試験における損傷モデルのトルク-回転角度曲線であり、横軸は回転角度  $[\text{deg.}]$ 、縦軸はトルク  $[\text{Nm}]$  を示す。青色が 1 回目、赤色が 2 回目、緑色が 3 回目のトルク負荷時における試験結果を示している。なお、グラフは 3 体中 1 体の代表例であるが、他の試験体においても同様の傾向がみられた。また左右側屈方向の曲げ試験においても前後屈方向の試験結果と同様の傾向がみられた。

これらのグラフより、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。この Hysteresis を示す現象は、脊椎が有する粘弾性特有の結果によると考えられた。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は極めて微小であった。

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・回数選択が、得られる試験結果に大きく影響する。例えば、負荷が一定であっても、負荷-除荷を繰り返すと Creep により変位が増加する、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。今回選択した試験速度 ( $0.1[\text{deg./s}]$ ) にて、曲げ試験および回旋試験における変形挙動は、1~3 回目の結果にほとんど差意はみられない、あるいは、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。また、曲げ試験の結果から、トルク  $\pm 2[\text{Nm}]$  および角変位  $\pm 13[\text{deg.}]$  付近は Elastic zone であることが確認できた。回旋試験の結果から、トルク  $\pm 5[\text{Nm}]$  および角変位  $\pm 3[\text{deg.}]$  付近は曲げ試験と同様に Elastic zone であることが確認できた。したがって、今回選択した試験速度、試験回数、トルクおよび角変位はイノシシの力学的試験を行う上で適しており、粘弾性を考慮した適切な試験条件の元で行うことができたと考えられる。

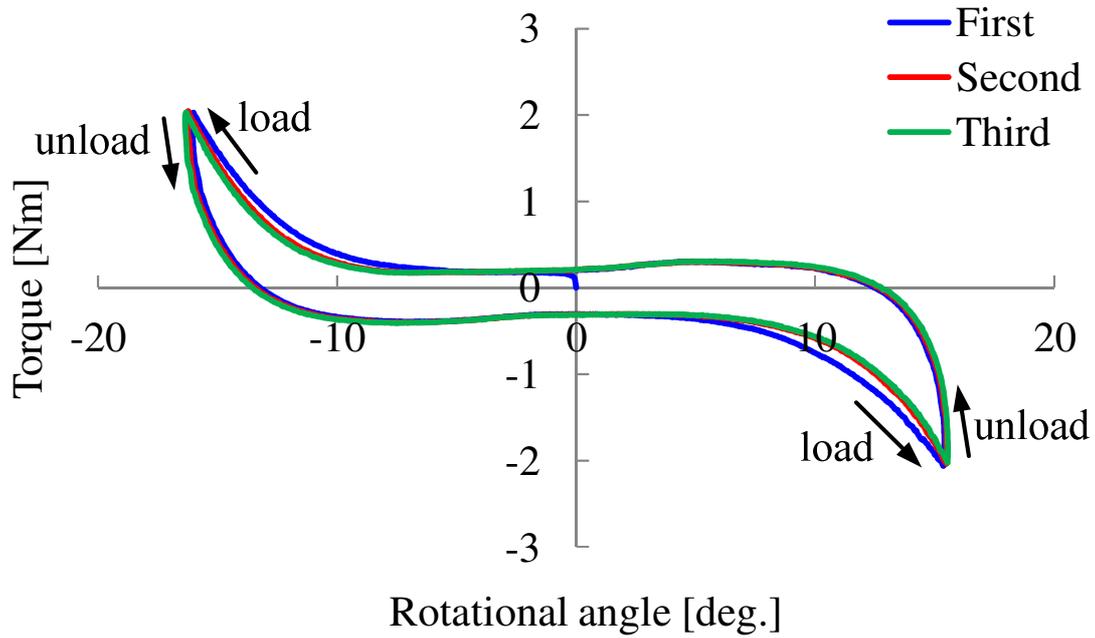


Fig.6.1 Relationship between torque and rotational angle over repeat to load in bending test

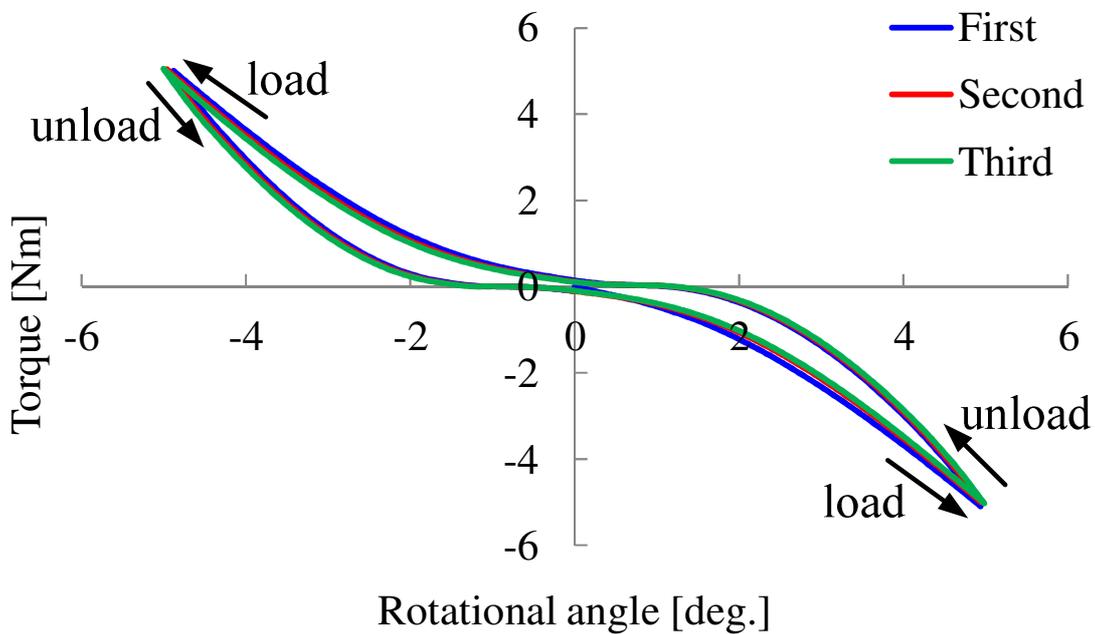


Fig.6.2 Relationship between torque and rotational angle over repeat to load in rotational test

### 6.1.2 トルク負荷における各モデルの変形挙動

図 6.3 および図 6.4 はそれぞれ、前後屈方向および左右側屈方向の曲げ試験におけるトルク—回転角度曲線であり、図 6.5 は回旋試験におけるトルク—回転角度曲線である。図 6.3～図 6.5 において、横軸は回転角度[deg.]、縦軸はトルク[Nm]を示す。赤色が損傷モデル、青色が PS モデル、緑色が Tadpole モデルを示している。なお、グラフは 3 体中 1 体の 3 回目トルク負荷時の結果であり、他の試験体についてもほぼ同様の傾向がみられた。

これらの図より、PS モデルの結果を損傷モデルと比較すると、全方向において NZ および ROM が減少していた。具体的には、PS モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比べ前後屈方向では 13.1[deg.]、左右側屈方向では 13.8[deg.]、左右回旋方向では 2.4[deg.] の減少がみられた。また、Tadpole モデルの結果を損傷モデルと比較すると、特に前後屈方向において NZ および ROM が減少していた。具体的には、Tadpole モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比べ前後屈方向では 12.7[deg.]、左右側屈方向では 2.8[deg.]、左右回旋方向では 0.8[deg.] の減少がみられた。したがって、PS は全方向で、Tadpole は特に前後屈方向で高い固定性を有すると考えられる。

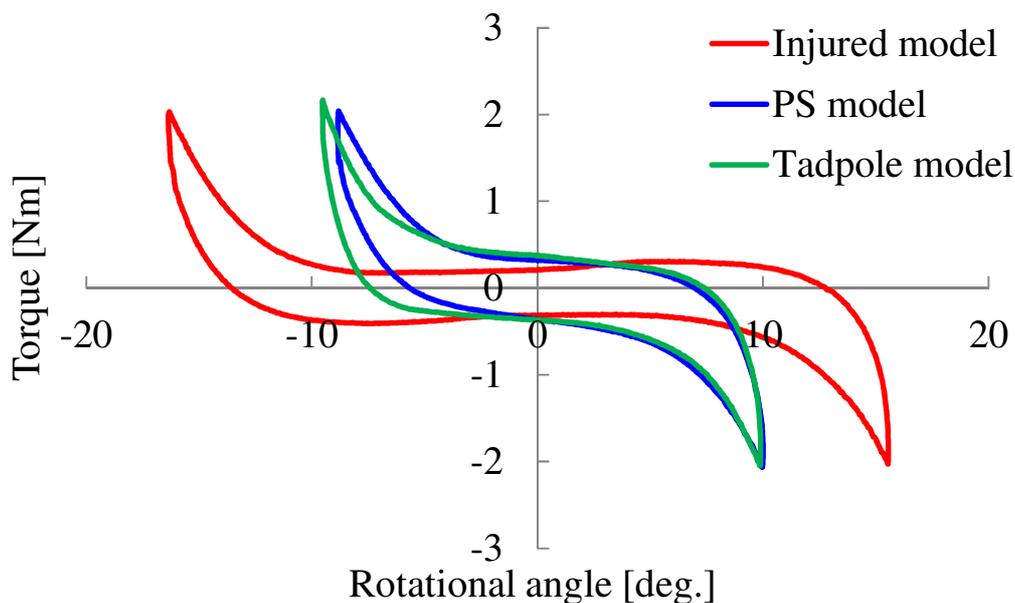


Fig.6.3 Torque—rotational angle curve of each models of flexion and extension directions

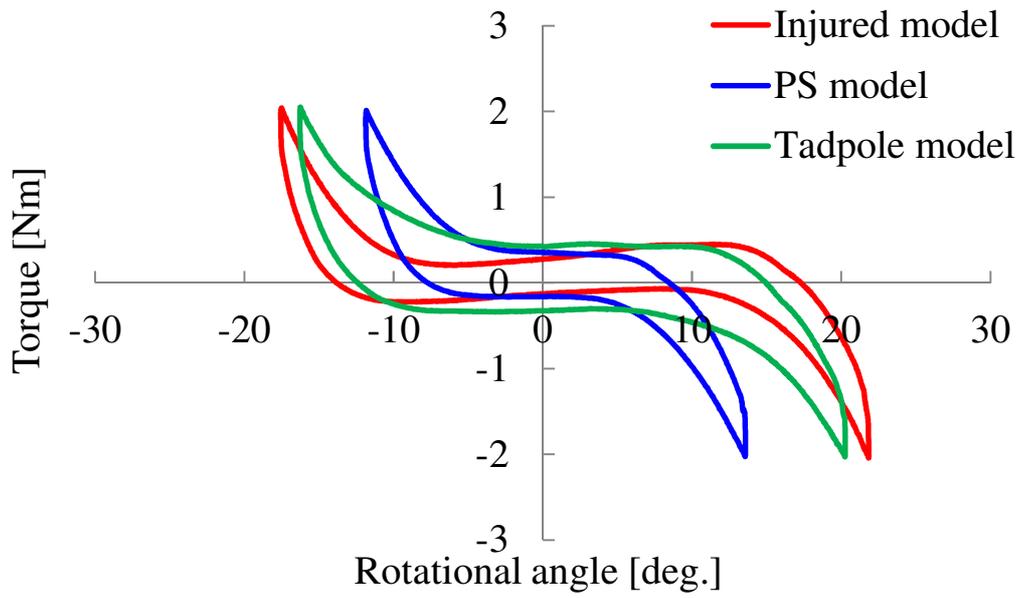


Fig.6.4 Torque—rotational angle curve of each models of right and left bending directions

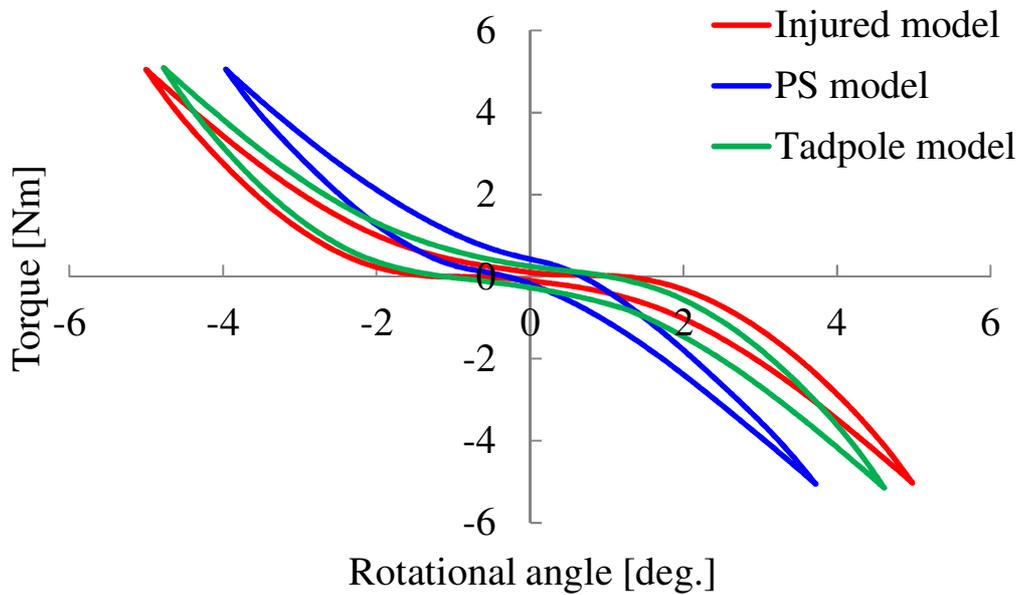


Fig.6.5 Torque—rotational angle curve of each models of right and left rotational directions

## 6.2 各椎間における変形挙動の結果

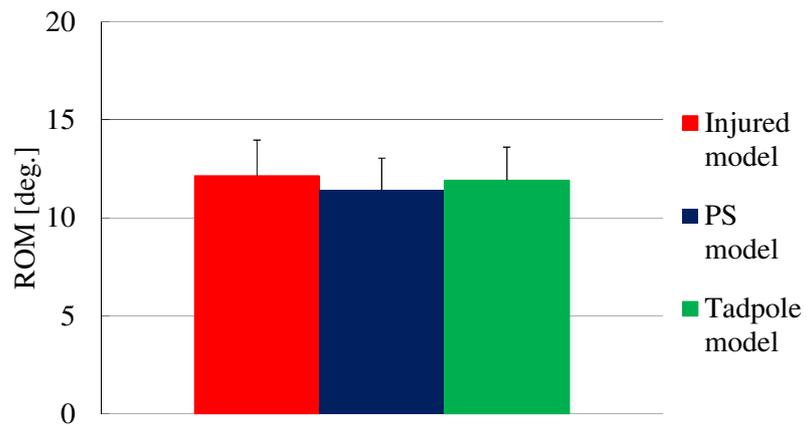
### 6.2.1 トルク試験における各椎間の ROM

図 6.6～図 6.8 にトルク試験より得られた各椎間における ROM を示す。図 6.6 は前後屈方向，図 6.7 は左右側屈方向，図 6.8 は左右回旋方向の結果である。これらのグラフの縦軸は ROM[deg.]，赤色が損傷モデル，青色が PS モデル，緑色が Tadpole モデルにおける結果を示している。グラフの値は 3 体の平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す。L2/3 および L4/5 が隣接椎間であり，L3/4 が責任椎間である。

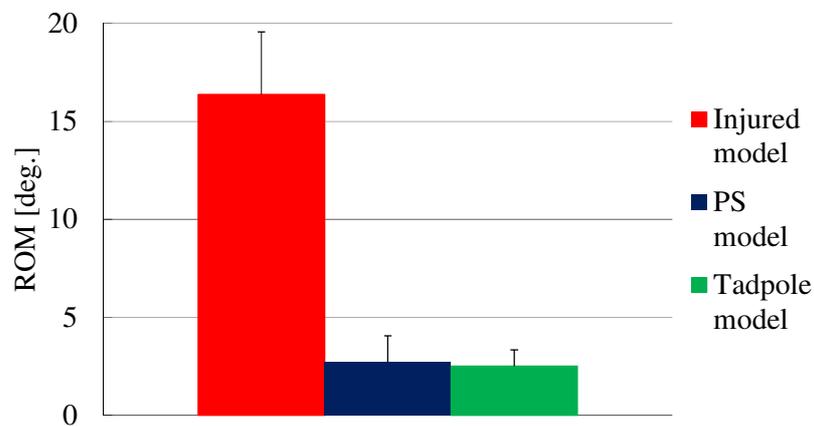
図 6.6～図 6.8 より，責任椎間である L3/4 の PS モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向においては 13.7[deg.]，左右側屈方向においては 12.6[deg.]，左右回旋方向においては 6.2[deg.]の減少がみられた。また，L3/4 の Tadpole モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向において 13.9[deg.]，左右側屈方向において 2.6[deg.]，左右回旋方向において 3.4[deg.]の減少がみられた。上位隣接椎間である L2/3 における各モデルの ROM は，前後屈，左右側屈および左右回旋方向ともにほぼ一定であった。下位隣接椎間である L4/5 についても L2/3 同様，各モデルの ROM は，前後屈，左右側屈および左右回旋方向ともにほぼ一定であった。

続いて，図 6.9 にトルク試験より得られた各椎間における ROM 変化率を示す。これらのグラフの縦軸は ROM 変化率[%]，青色が損傷モデルに対する PS モデルの ROM 変化率，緑色が損傷モデルに対する Tadpole モデルの ROM 変化率を示している。グラフの値は 3 体の平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す。

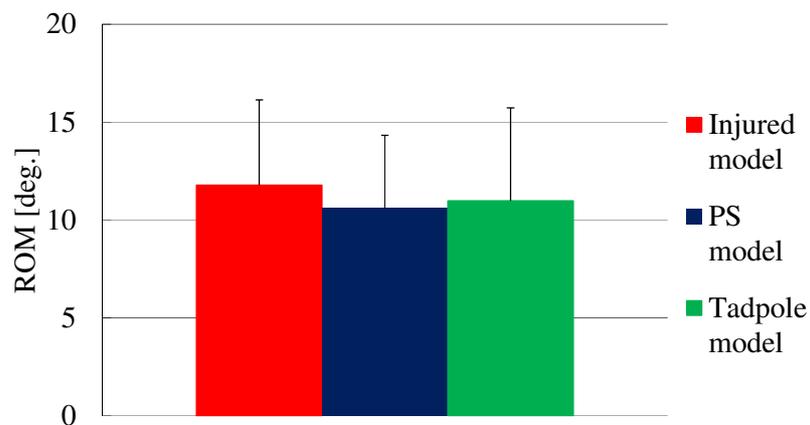
図 6.9 より，責任椎間である L3/4 の PS モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-83.7 \pm 6.7$ [%]，左右側屈方向において  $-82.4 \pm 9.8$ [%]，左右回旋方向において  $-54.7 \pm 13.8$ [%]であった。Tadpole モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-83.4 \pm 9.2$ [%]，左右側屈方向において  $-16.6 \pm 8.2$ [%]，左右回旋方向において  $-27.3 \pm 11.7$ [%]であった。また，上位隣接椎間である L2/3 の PS モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-5.9 \pm 0.7$ [%]，左右側屈方向において  $-0.2 \pm 6.5$ [%]，左右回旋方向において  $4.6 \pm 16.7$ [%]であった。Tadpole モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-1.7 \pm 0.8$ [%]，左右側屈方向において  $1.3 \pm 2.2$ [%]，左右回旋方向において  $5.5 \pm 14.8$ [%]であった。下位隣接椎間である L4/5 の PS モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-9.6 \pm 2.6$ [%]，左右側屈方向において  $-5.8 \pm 2.4$ [%]，左右回旋方向において  $-13.7 \pm 15.0$ [%]であった。Tadpole モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-8.7 \pm 11.6$ [%]，左右側屈方向において  $-3.6 \pm 2.3$ [%]，左右回旋方向において  $-13.0 \pm 13.8$ [%]であった。



(a) L2/3

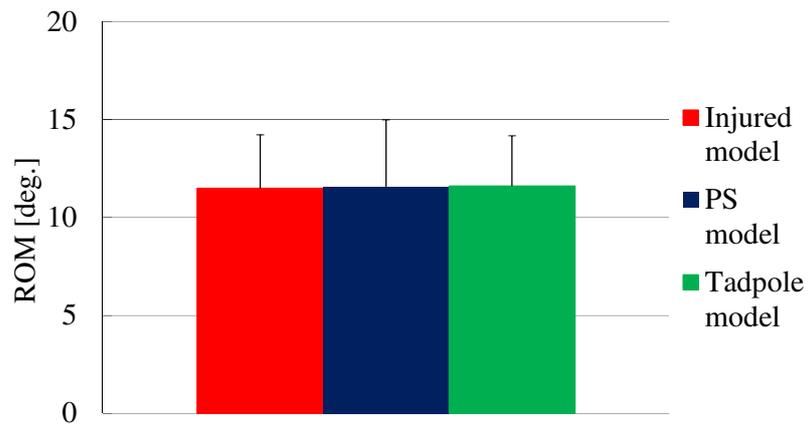


(b) L3/4

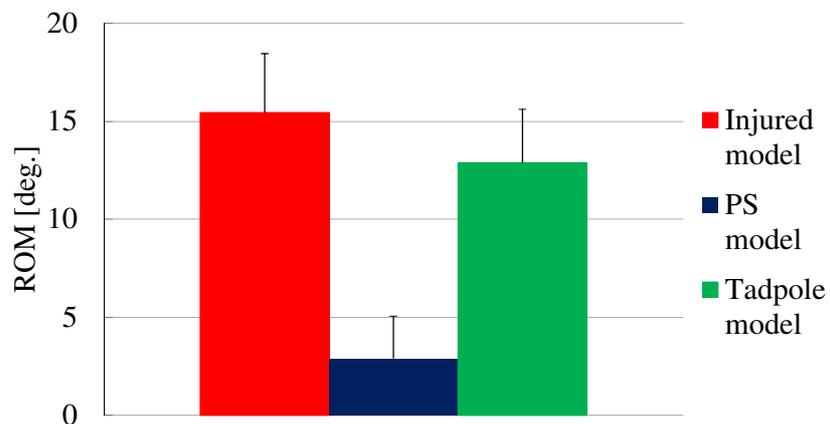


(c) L4/5

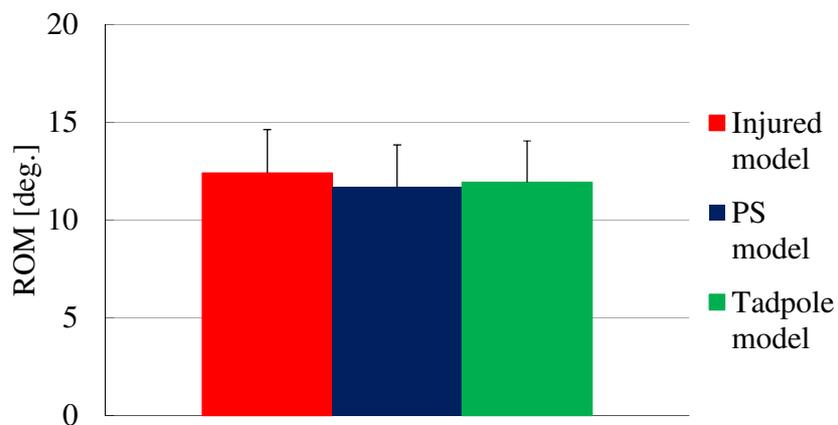
Fig.6.6 ROM of each interbody of flexion and extension directions in torque test



(a) L2/3

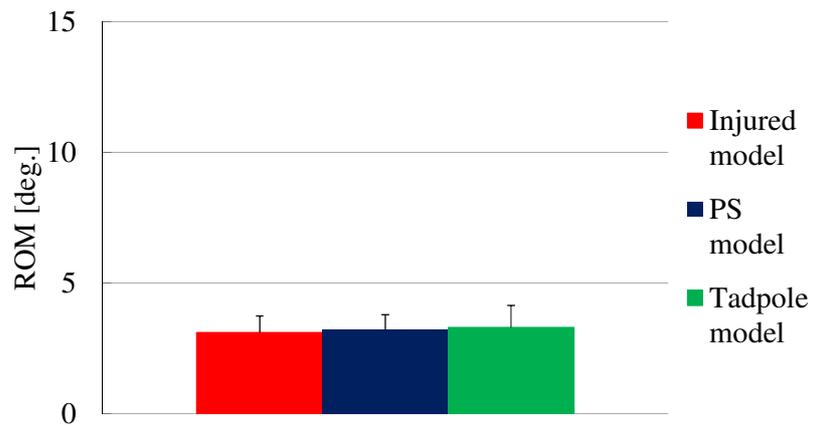


(b) L3/4

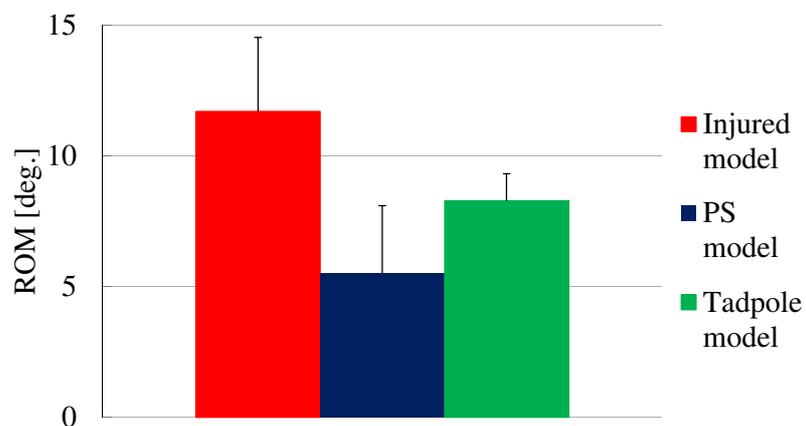


(c) L4/5

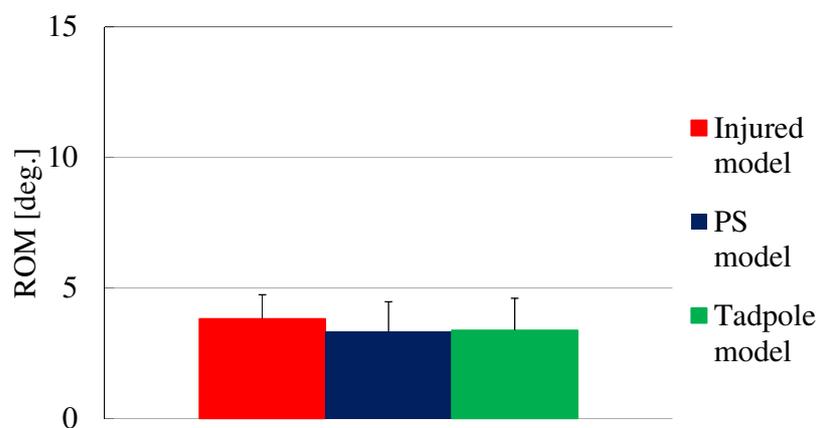
Fig.6.7 ROM of each interbody of right and left bending directions in torque test



(a) L2/3



(b) L3/4



(c) L4/5

Fig.6.8 ROM of each interbody of right and left rotational directions in torque test

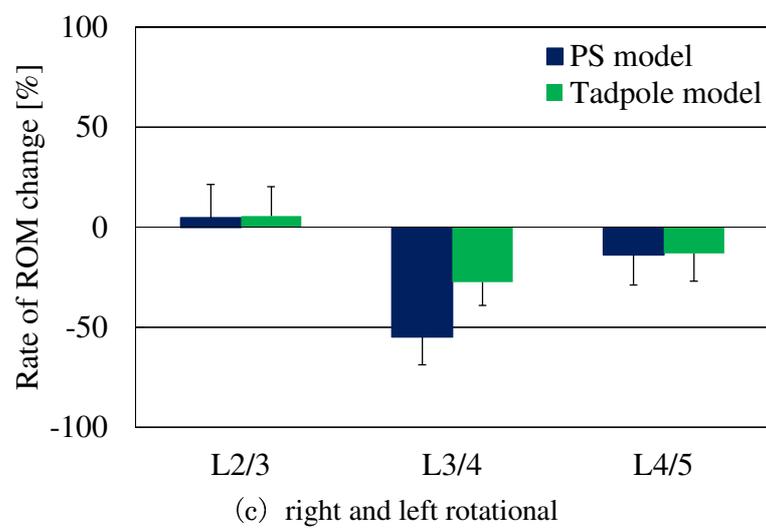
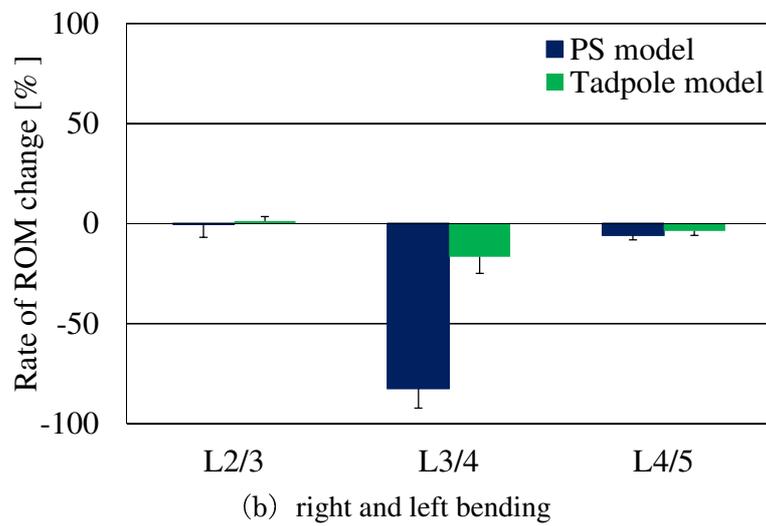
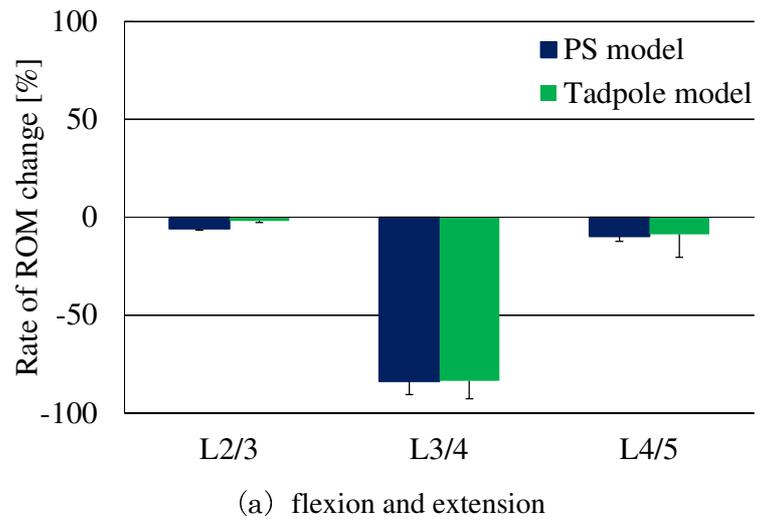


Fig.6.9 Rate of ROM change of each interbody in torque test

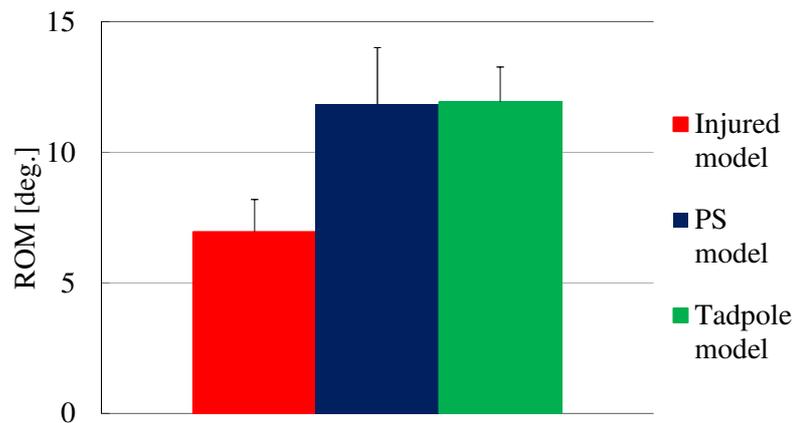
### 6.2.2 角変位試験における各椎間の ROM

図 6.10～図 6.12 に角変位試験より得られた各椎間における ROM を示す。図 6.10 は前後屈方向，図 6.11 は左右側屈方向，図 6.12 は左右回旋方向の結果である。これらのグラフの縦軸は ROM[deg.]，赤色が損傷モデル，青色が PS モデル，緑色が Tadpole モデルにおける結果を示している。グラフの値は 5 体の平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す。L2/3 および L4/5 が隣接椎間であり，L3/4 が責任椎間である。

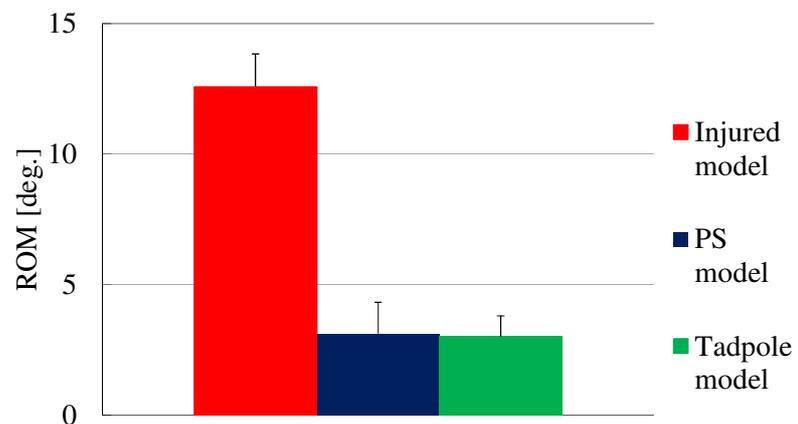
図 6.10～図 6.12 より，責任椎間である L3/4 の PS モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向においては 9.5[deg.]，左右側屈方向においては 9.2[deg.]，左右回旋方向においては 3.0[deg.]の減少がみられた。また，L3/4 の Tadpole モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向において 9.6[deg.]，左右側屈方向において 4.4[deg.]，左右回旋方向において 1.7[deg.]の減少がみられた。上位隣接椎間である L2/3 の PS モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向において 4.8[deg.]，左右側屈方向において 4.9[deg.]，左右回旋方向において 1.2[deg.]の増加がみられ，Tadpole モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向において 4.9[deg.]，左右側屈方向において 2.8[deg.]，左右回旋方向において 0.6[deg.]の増加がみられた。下位隣接椎間である L4/5 の PS モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向において 3.4[deg.]，左右側屈方向において 4.1[deg.]，左右回旋方向において 1.4[deg.]の増加がみられ，Tadpole モデルの ROM は損傷モデルの ROM と比較して，前後屈方向において 4.0[deg.]，左右側屈方向において 1.7[deg.]，左右回旋方向において 0.7[deg.]の増加がみられた。

続いて，図 6.13 に角変位試験より得られた各椎間における ROM 変化率を示す。これらのグラフの縦軸は ROM 変化率[%]，青色が損傷モデルに対する PS モデルの ROM 変化率，緑色が損傷モデルに対する Tadpole モデルの ROM 変化率を示している。グラフの値は 5 体の平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す。

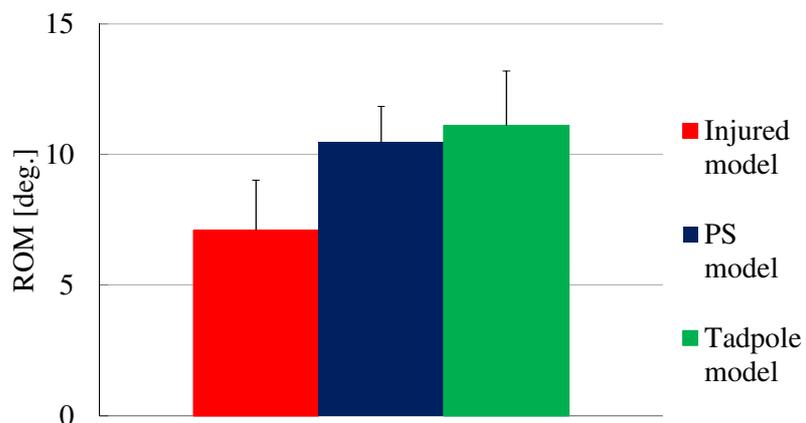
図 6.13 より，責任椎間である L3/4 の PS モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-74.9 \pm 10.6$ [%]，左右側屈方向において  $-73.8 \pm 15.7$ [%]，左右回旋方向において  $-55.7 \pm 12.7$ [%]であった。Tadpole モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $-76.1 \pm 5.4$ [%]，左右側屈方向において  $-35.3 \pm 17.8$ [%]，左右回旋方向において  $-31.5 \pm 20.3$ [%]であった。また，上位隣接椎間である L2/3 の PS モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $71.2 \pm 23.4$ [%]，左右側屈方向において  $76.3 \pm 31.4$ [%]，左右回旋方向において  $280.4 \pm 59.0$ [%]であった。Tadpole モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $73.9 \pm 22.6$ [%]，左右側屈方向において  $43.9 \pm 24.9$ [%]，左右回旋方向において  $160.3 \pm 90.4$ [%]であった。下位隣接椎間である L4/5 の PS モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $51.2 \pm 20.0$ [%]，左右側屈方向において  $54.1 \pm 17.0$ [%]，左右回旋方向において  $247.4 \pm 90.6$ [%]であった。Tadpole モデルの ROM 変化率は，前後屈方向において  $58.9 \pm 15.0$ [%]，左右側屈方向において  $21.9 \pm 11.6$ [%]，左右回旋方向において  $138.0 \pm 99.4$ [%]であった。



(a) L2/3

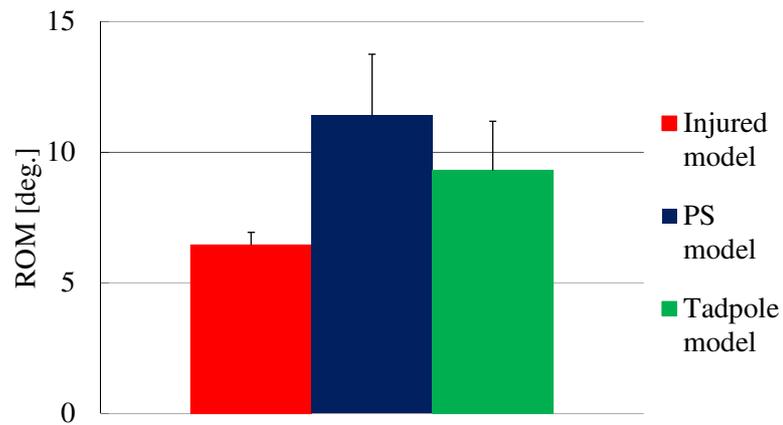


(b) L3/4

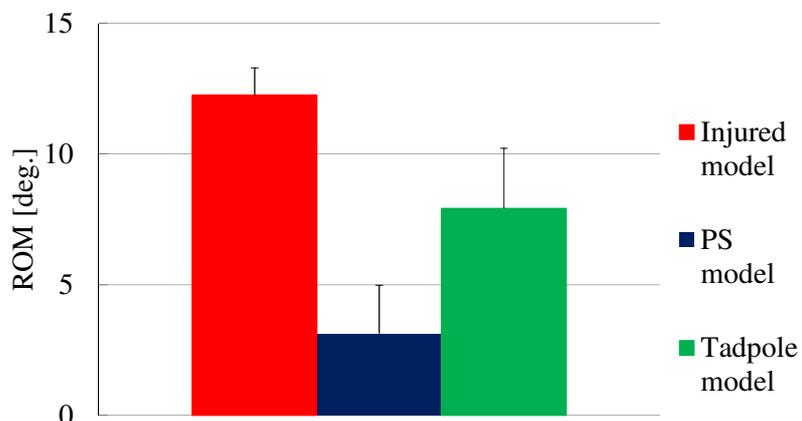


(c) L4/5

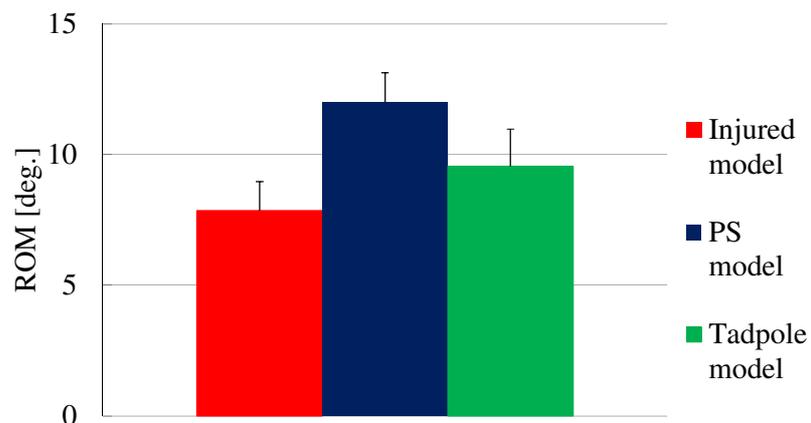
Fig.6.10 ROM of each interbody of flexion and extension directions in angle test



(a) L2/3

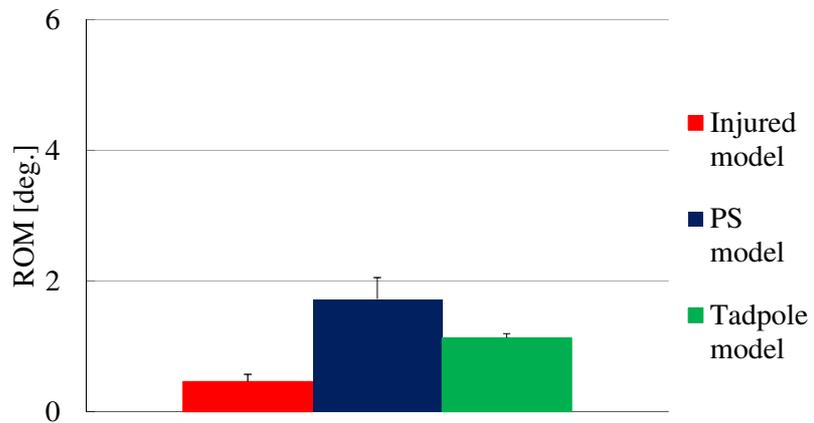


(b) L3/4

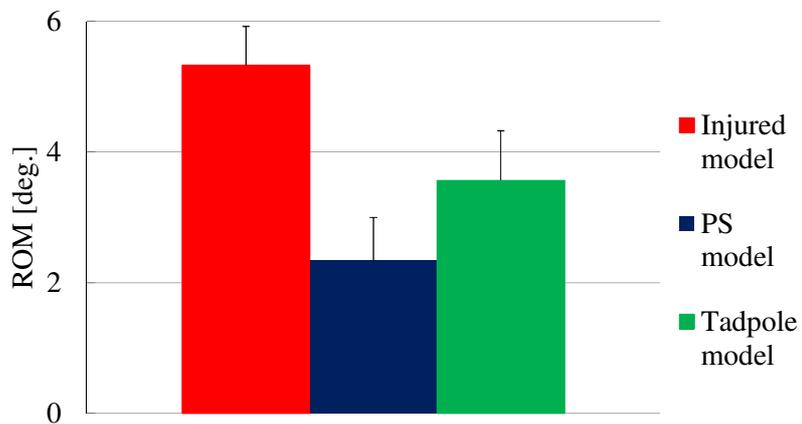


(c) L4/5

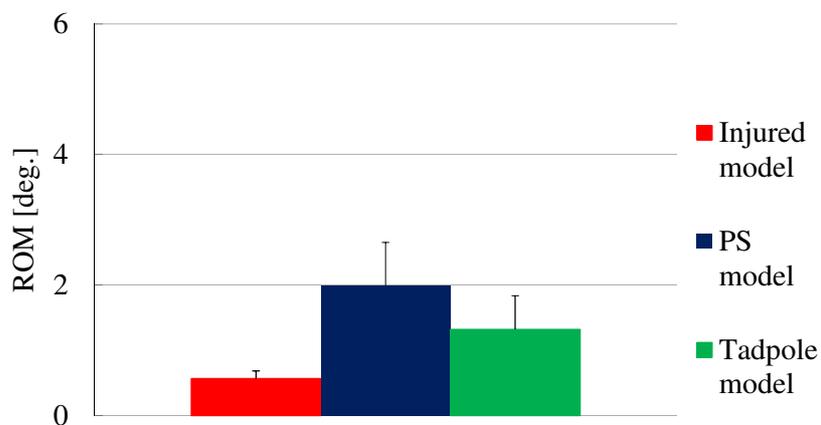
Fig.6.11 ROM of each interbody of right and left bending directions in angle test



(a) L2/3



(b) L3/4



(c) L4/5

Fig.6.12 ROM of each interbody of right and left rotational directions in angle test

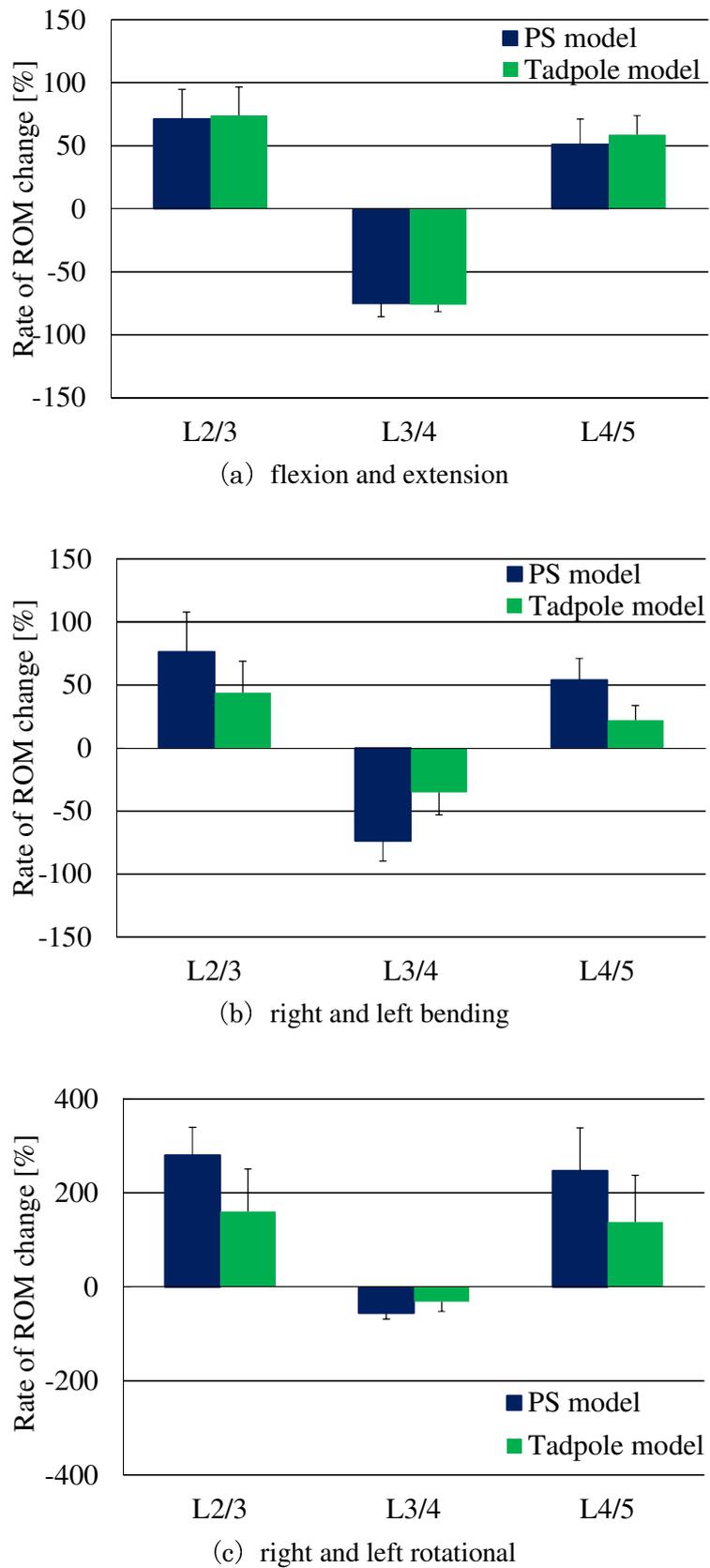


Fig.6.13 Rate of ROM change of each interbody in angle test

### 6.2.3 角変位試験における最大トルク

図 6.14 に角変位試験において各モデルに作用した最大トルクを示す。これらのグラフの縦軸はトルク[Nm]，赤色が損傷モデル，青色が PS モデル，緑色が Tadpole モデルにおける結果を示している。グラフの値は 5 体の平均値であり，エラーバーは標準偏差を示す。

これらのグラフより，PS モデルにおける最大トルクは損傷モデルにおける最大トルクと比較して前屈方向では 5.4 倍，後屈方向では 4.0 倍，右側屈方向では 6.7 倍，左側屈方向では 6.0 倍，右回旋方向では 3.3 倍，左回旋方向では 4.0 倍の値であった。Tadpole モデルにおける最大トルクは損傷モデルにおける最大トルクと比較して前屈方向では 5.8 倍，後屈方向では 4.6 倍，右側屈方向では 1.7 倍，左側屈方向では 2.7 倍，右回旋方向では 2.0 倍，左回旋方向では 1.8 倍の値であった。

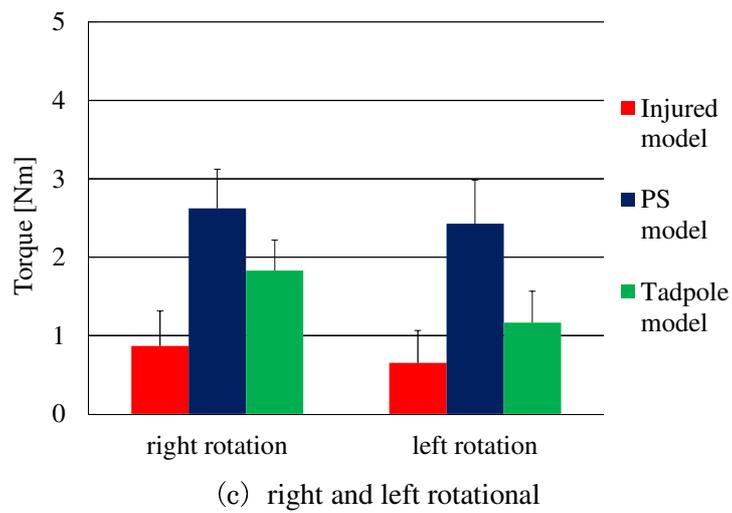
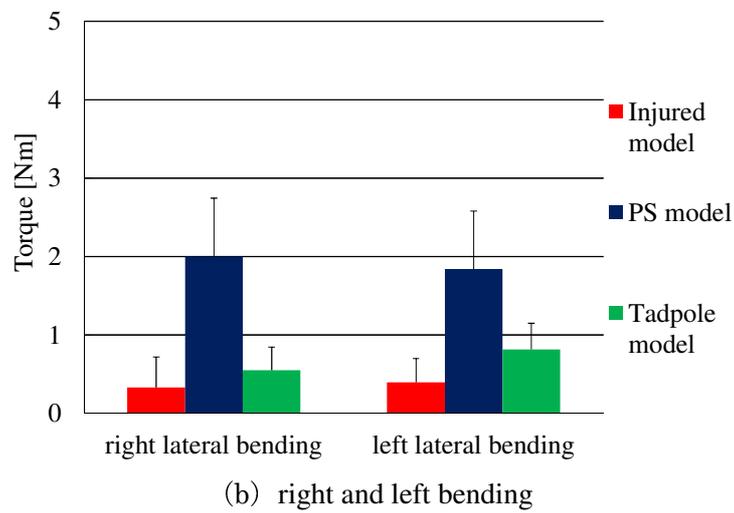
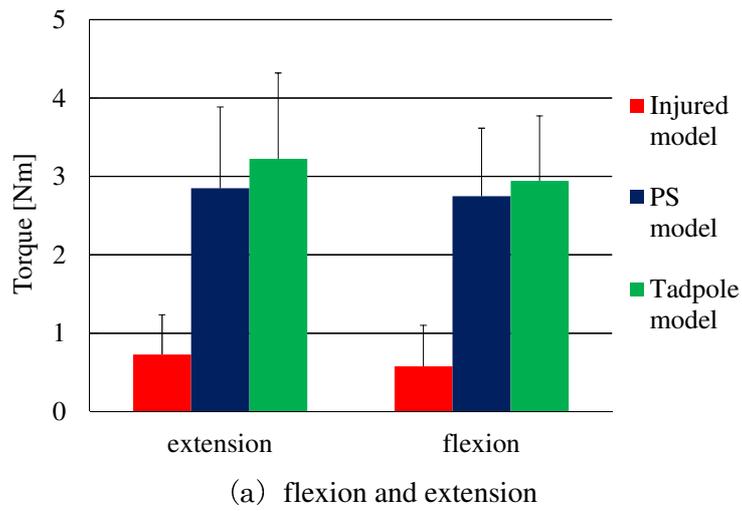


Fig.6.14 Maximum torque in angle test

### 6.3 トルク試験および角変位試験における考察

#### 6.3.1 トルク試験における考察

トルク試験の結果より、一定のトルクが負荷される条件において、責任椎間である L3/4 の ROM が変化しても、隣接椎間である L2/3 および L3/4 の ROM に変化がみられなかった。この理由として、責任椎間の状態に関係なく全てのモデルにおいてトルクは各椎間に均一に負荷され、かつ、隣接椎間では脊椎の状態が正常モデルから変化していなかったため、隣接椎間である L2/3 および L4/5 の各モデルの変形挙動は一定となり、ROM の差異が認められなかったと考えられる。つまり、一定トルクの負荷は隣接椎間に影響をおよぼさないと示唆された。

また、責任椎間の結果から、PS は全方向で、Tadpole は特に前後屈方向で高い固定性を有することが示された。6.1.2 の項で述べた多椎間における ROM の変化は責任椎間における ROM の変化と対応しており、隣接椎間には影響をおよぼさない。このことから一定のトルクを負荷した場合における多椎間の変形挙動は、責任椎間の変形挙動の変化によるものであると考えられる。

#### 6.3.2 角変位試験における考察

角変位試験の結果より、一定の角変位が与えられる条件において、責任椎間である L3/4 の ROM に関してはトルク試験と同様の傾向がみられ、隣接椎間である L2/3 および L4/5 に関しては、一定のトルクが負荷される条件と異なり、損傷モデルと比較して、PS モデルおよび Tadpole モデルの ROM は増加していた。このとき、最大トルクに関しても、損傷モデルと比較して、PS モデルおよび Tadpole モデルでは増加していた。この理由として、一定の角変位を与えるには、固定具の使用によって責任椎間の ROM が減少した分を補うための大きなトルクが必要とされ、その結果、隣接椎間の ROM が大きくなったと考えられる。つまり、一定の角変位を与えると隣接椎間に影響をおよぼすことが示唆された。

#### 6.3.3 PS モデルおよび Tadpole モデルにおける隣接椎間への影響

隣接椎間に関して、損傷モデルと比較して、PS モデルの ROM および最大トルクは全方向で増加し、Tadpole モデルの ROM および最大トルクは前後屈方向を除き PS モデルほど増加していなかった。これは、PS モデルでは全方向において責任椎間の ROM が減少したことにより、隣接椎間がその動きを補おうとするため ROM および最大トルクが増加したと考えられる。また、Tadpole モデルでは前後屈方向を除き、責任椎間の ROM が PS モデルほど減少していないため、隣接椎間の ROM および最大トルクは PS モデルほど増加しなかったと考えられる。

以上の結果より、PS を用いた脊椎固定術を施した際には、PS 固定により失われた責任椎間の ROM を補うために、全方向において大きなトルクが必要とされ、隣接椎間の

ROMが大きくなり、そのため隣接椎間の椎間板変性やすべりが進行し、機能障害が生じるのではないかと考えられる。これに対して、Tadpoleを用いた脊椎固定術を施した際には、大きなトルクが必要とされ隣接椎間のROMが大きくなるのは前後屈方向のみであるため、PSよりも隣接椎間障害が生じにくいのではないかと示唆された。

## 7 章 結言

---

本研究では 6 軸材料試験機を用いてイノシシ屍体腰椎より得られた多椎間脊椎 (L2-L5) の損傷モデル, PS モデル, Tadpole モデルのそれぞれに対して前後屈, 左右側屈, 左右回旋方向へ純トルクを負荷し, トルク試験および角変位試験を行った. この試験により脊椎固定術後の多椎間, 責任椎間および隣接椎間における変形挙動を調査し, 脊椎固定具が隣接椎間へおよぼす影響を生体力学的に検討し, 以下の知見が得られた.

### **多椎間脊椎の変形挙動**

各モデルより得られたトルク-回転角度曲線から, 粘弾性特有の Hysteresis および Creep が確認できた. また, 多椎間脊椎 (L2-L5) における PS モデルでは損傷モデルと比較すると前後屈, 左右側屈方向および左右回旋方向において, ROM が減少した. Tadpole モデルでは損傷モデルと比較すると前後屈方向では ROM が減少しており, 左右側屈方向および左右回旋方向における ROM は PS モデルほど減少していなかった. 以上のことから, 本研究で用いた PS は全方向において, 高い固定性を有することが考えられる. これに対して, Tadpole は特に前後屈方向で高い固定性を有することが考えられる.

### **責任椎間の変形挙動**

トルク試験および角変位試験において, PS は全方向で, Tadpole は特に前後屈方向で高い固定性を有することが示された. これにより, 一定のトルクを負荷した際の多椎間における ROM の変化は, 責任椎間における ROM の変化と対応していることが考えられる.

### **隣接椎間の変形挙動**

トルク試験における上位隣接椎間である L2/3, 下位隣接椎間である L4/5 の ROM は前後屈, 左右側屈, 左右回旋方向とも, 損傷モデル, PS モデル, Tadpole モデルの各モデル間でほぼ一定であった.

一方, 角変位試験における上位隣接椎間である L2/3, 下位隣接椎間である L4/5 の ROM は損傷モデルと比較して PS モデルでは全方向で増加していた. これに対して, Tadpole モデルの ROM は, 前後屈方向を除き PS モデルほど増加していなかった. また, 最大トルクは, 損傷モデルと比較して PS モデルでは全方向において増加していたのに対し, Tadpole モデルでは前後屈方向を除き, PS モデルほど増加していなかった.

脊椎固定具を用いた際の隣接椎間障害は、一定のトルクを負荷した場合ではなく、一定の角変位が与えられた場合に発生すると示唆された。一定のトルクを負荷した場合、責任椎間の状態に関係なく全てのモデルにおいてトルクは各椎間に均一に負荷され、かつ、隣接椎間では脊椎の状態が正常モデルから変化していなかったため、隣接椎間である L2/3 および L4/5 の各モデルの変形挙動は一定となり、影響をおよぼさないと示唆された。一方で、一定の角変位を与えた場合、PS を用いた脊椎固定術を施した際には、PS 固定により失われた責任椎間の ROM を補うために、全方向において大きなトルクが必要とされ、隣接椎間の ROM が大きくなり、そのため隣接椎間の椎間板変性やすべりが進行し、機能障害が生じるのではないかと考えられる。これに対して、Tadpole を用いた脊椎固定術を施した際には、大きなトルクが必要とされ隣接椎間の ROM が大きくなるのは前後屈方向のみであるため、PS よりも隣接椎間障害が生じにくいのではないかと示唆された。

## 参考文献

---

- [1] 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.
- [2] Wilson, P. D., Straub, L. R. : American Academy of Orthopaedic Surgeons instructional course lecture. 9, Ann Arbor, 1952.
- [3] Harrington, P. R. : Treatment of scoliosis ; correction and internal fixation by spinal instrumentation. J. Bone Joint Surg., 44A, pp.591-610, 1962.
- [4] Luque ER. : Segmental spinal instrumentation for the correction of scoliosis. Clin Orthop Trans, 1982.
- [5] Gary Ghiselli, Jeffrey C.Wang, et al. : Adjacent Segment Degeneration in the Lumbar Spine. J Bone Joint Surg 86 : 1497-1503, 2004.
- [6] 徳橋泰明, 西村太一, 他 : 腰椎変性すべり症に対する pedicle screw fixation を併用した後側方固定術後 10 年以上の臨床成績. 脊椎脊髄 17 : 185-192, 2004
- [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] Wang Z, Kasai Y et al : Surgical outcomes on tadpole system for lumbar spinal fusion. 日本整形外科学会誌 Vol.85 No.3, S387, 2011
- [10] Carter, D.R., and Hayes, W.C., Compact Bone fatigue damage, A microscopic examination. Clin. Orthop., 127, 265,1977.
- [11] Carter, D.R., and Hayes, W.C., Bone compressive strength, The influence of density and strain rate. Science, 194, 1174, 1976.
- [12] Frankel, V. H., and Burstein, A. H., Orthopaedic Biomechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
- [13] White, A.A, and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
- [14] 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.
- [15] Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43: 1-140, 1960.
- [16] 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.
- [17] 山本真, 笹田直 : 整形外科バイオメカニクス入門. 南江堂 : 228-230, 1983.

- [18] 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.
- [19] King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am.*, 6: 19, 1975.
- [20] 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.
- [21] Panjabi, M.M., White, III.A.A., Brand, R.A.: A note on defining body parts configurations. *J.Biomech.*, 7: 385-387, 1974
- [22] 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.
- [23] Miles, M., Sullivan, W.E., Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints, *Anat. Rec.*, 139, pp.387-398, 1961.
- [24] 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.
- [25] Virgin, W.J. : Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc.J, *Bone Joint Surg.*, 33-B, 607-611, 1951.
- [26] Twomey, L.T., Taylor J.R. : Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7, 116-122, 1982.
- [27] 大谷 清 : 骨折・外傷シリーズ3, 脊椎の外傷 その1, 南江堂, 1986.
- [28] 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.
- [29] 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.
- [30] 森英治, 芝啓一郎, 他 : 腰椎変性すべり症に対する pedicle screw 併用後側方固定術の長期成績. *臨整外* 40 : 791-798, 2005.
- [31] 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.
- [32] 増田峰知, 藤原基芳 : 脊椎の力学的特性を測定するための 6 軸材料試験機の開発. 平成 16 年度三重県科学技術振興センター工業研究部研究報告 29 : 41-46, 2005.
- [33] 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.
- [34] Ian, A.S., Mack, G.M., et al. : Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix. *Journal of Biomechanics*, 35, pp.517-521, 2002.

## 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、吉川高正助教には心より御礼申し上げます。

学部4年次から修士の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、懇切丁寧に医学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教授、榊原紀彦助教、王卓先生には多大なる感謝を致します。また、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れ以外での様々なご指導を賜りました三重大学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。

また、同じ脊椎チームとして切磋琢磨し合い、上下のわけ隔てなくお互いの考えを語り合い過ごした、M2の中上君、山田君、M1の石倉君、岡久君、渡部君、4年生の土井君、福田君に深く感謝いたします。

そして、鎌田君、坂口君、出口君、中上君、前田君、山田君というM2の同胞達がいいたからこそ、充実した研究室生活を送ることができました。みなさん本当にありがとうございました。

米川 淳也