

修士論文

令和3年度

脊椎固定術における椎間板内圧と  
ロッド負荷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

石川 燦斗

# 目次

---

1 章	緒言	1
2 章	脊椎の解剖学的理論および疾患とその治療	3
2.1	脊柱の構成要素	4
2.2	椎骨のバイオメカニクス	6
2.2.1	骨組織の構造	6
2.3	機能的脊椎単位と脊椎の安定要素	8
2.3.1	脊椎の前方部分	8
2.3.2	脊椎の後方部分	9
2.3.3	脊椎の靭帯	11
2.4	脊椎のバイオメカニクス	12
2.4.1	Coupling motion	12
2.4.2	Viscoelasticity	12
2.4.3	椎間可動域 (Range of motion : ROM)	14
2.4.4	中立軸	15
2.5	脊椎の損傷	16
2.5.1	脊椎疾患	16
2.6	脊椎手術	18
2.6.1	脊椎固定術および脊椎固定具	19
3 章	圧縮負荷が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響	22
3.1	緒言	22
3.2	実験方法	22
3.2.1	試験体	22
3.2.2	圧縮試験	24
3.2.3	評価方法	26
3.3	実験結果	29
3.4	考察	33
3.5	結言	34
3.5	付録	35

4 章 前屈運動が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響 .....	36
4.1 緒言.....	36
4.2 実験概要.....	36
4.2.1 試験体.....	36
4.2.2 前屈試験.....	39
4.2.3 評価指標.....	47
4.3 実験結果.....	49
4.3.1 トルク規定試験.....	49
4.3.2 角変位規定試験.....	51
4.4 考察.....	54
4.5 結言.....	59
5 章 結言 .....	60
参考文献 .....	61
謝辞 .....	64

# 1 章 緒言

生体力学 (Biomechanics) とは、生体の構造や機能を力学的観点から解析することにより、得られた知見を医学における診断や治療だけでなく、工学における材料や構造の設計などに応用することを目的とした研究分野である。人体を構成する器官は、日常的に変形や運動を繰り返し機能している。このような器官の運動や構造を力学的に解析することにより得られた知見は疾患の原因解明や治療法の選択等において有用であることから、生体力学に関する研究は重要である。

脊椎は生体内において体幹の支持、椎間関節や筋肉を介した運動の伝達および中枢神経である脊髄の保護といった非常に重要な役割をもつ生体器官である。これらの役割は脊椎を構成する椎骨、椎間関節、椎間板および各種靭帯などの安定要素によって正常に果たされている。椎間板は椎体と椎体の間に存在する軟らかい組織であり、主に曲げやねじりなどの運動を担う生体部材である。軟部組織ゆえに変形が生じやすく、また含まれる水分量の減少によりその役割を果たせなくなるなど加齢によって力学的特性の変化が生じやすい。そのため、椎間板を力学的に調査することは重要である。

椎間板を力学的に調査するうえで用いられている評価指標として椎間板内圧 (intervertebral disc internal pressure) がある。椎間板内圧は脊椎にかかる負担とされているため、さまざまな研究が行われている。実験的研究としては半導体感圧素子による圧力センサを用いた測定が行われた研究が多数報告されている<sup>[1]~[5]</sup>。例えば、Nachemson<sup>[1]</sup>らは、姿勢の違いによる椎間板内圧の変化や荷重の取り扱いによる椎間板内圧の影響などを報告している。

椎間板由来の脊椎疾患に椎間板ヘルニアや脊柱管狭窄症などがある。これらの各種脊椎疾患に対する治療法のひとつである手術療法では、脊髄神経の圧迫を取り除く除圧術が行われ、手術の際に視野の妨げとなる椎間関節や靭帯などの安定要素の切除により、脊椎は不安定な状態になる。このとき、損傷脊椎の即時安定性の確保、変形の矯正および骨癒合の促進を目的とし、不安定な状態になった脊椎に対して脊椎固定具を用いた固定術が施される。この固定術の代表的術式に **Pedicle screw and rod system** と呼ばれる固定術 (以下 PS 固定術) がある。PS 固定術は、椎体後方から椎弓根へスクリューを挿入し、それらをチタン合金製の金属ロッドで連結する固定術である。

PS 固定術に関する研究は広く行われている。徳橋<sup>[6]</sup>らは PS 固定術がさまざまな疾患に対して高い固定性を有するため短期的には良好な臨床成績を示していると報告している。一方で、小泉<sup>[7]</sup>らや森<sup>[8]</sup>らは長期的には固定術を施した椎間 (責任椎間) に隣接する椎間 (隣接椎間) において発生する椎間板変性やすべり症などの隣接椎間障害の発生が報告している。隣接椎間障害が発生する原因としては、正岡<sup>[9]</sup>らによって強固な材料を用いた PS 固定による過度な固定により責任椎間の可動域が減り、その分隣接椎間の可動域およびトルクが増加するためであると報告されている。そのほかにも

Mohamed<sup>[10]</sup>らは術後 6 ヶ月以内に PS 固定具が破損するインプラント障害の存在を報告している。以上のように臨床的観点や PS 固定が生体器官に及ぼす影響はよく研究されている一方で、PS 固定具に生じる負荷と椎間板に生じる負荷を相互に調査した実験的研究は少ない。

当研究グループでは、直動型アクチュエータを用いた任意の 6 自由度運動を生成可能とする垂直直動型パラレルメカニズム方式の脊椎強度測定用 6 軸材料試験機<sup>[11]~[13]</sup>を独自に開発し、複雑な脊椎運動を再現することで脊椎に関するさまざまな知見を実験的に得てきた<sup>[14]~[16]</sup>。そこで本研究では、PS 固定具の装着による椎間板負荷の変化および PS 固定具に生じる力学的負荷を実験的に評価することを目的とした。損傷脊椎および PS 固定を施した脊椎をモデル化したヒト屍体腰椎に対して圧縮試験を、正常脊椎、損傷脊椎、PS 固定を施した脊椎をモデル化したシカ屍体腰椎に対して曲げ試験を行い、椎間板内圧およびロッドに発生するひずみ分布を評価した。これらのデータは、実験的研究を相互に補完することで脊椎の変形挙動をより詳細に明らかにできる数値解析の妥当性を評価する上で重要でもあると考えられる<sup>[17]~[19]</sup>。

本論文の構成は以下の通りである。第 2 章では、脊椎の解剖学的構造や生体力学的機能について紹介する。第 3 章では、ヒト屍体腰椎に対して万能材料試験機を用いた圧縮試験を行い、圧縮を加えた際に PS 固定具が脊椎に及ぼす生体力学的影響について実験的に検討する。第 4 章では、3 椎間のシカ屍体腰椎に対して 6 軸材料試験機を用いた曲げ試験を行い、曲げを加えた際に PS 固定具が脊椎に及ぼす生体力学的影響について実験的に検討する。第 5 章では、得られた研究成果を取りまとめ、本研究の総括を行う。

## 2 章 脊椎の解剖学的理論および 疾患とその治療

本章では、脊椎の解剖学的な理論および代表的な脊椎疾患とその治療法について述べる。

### 2.1 脊柱の構成要素

人体における脊椎の役割は主として3つに大別される。第1に、頭や手、胴体の重みを骨盤に伝える。第2に、頭や胴体、骨盤の間に十分な動きを作り出す。第3に、脳から続く重要な神経（中枢神経）である脊髄を取り囲み、外力によるダメージから保護する。脊柱は、24個の椎骨と5個の仙骨および3～4個の尾椎の合計32～33個の脊椎と、これらを連結する椎間板、靭帯より構成される<sup>[20]</sup>。図2.1に示すように、24個の椎骨には大きく分けて頸椎、胸椎、腰椎の3部分がある。頸椎は7個の椎骨より構成され、英語で **Cervical spine** と表されることから、その頭文字をとって頭側から C1, C2, ..., C7 と呼ばれる。胸椎は12個の椎骨より構成され、英語で **Thoracic spine** と表されることから、その頭文字をとって頭側から T1, T2, ..., T12 と呼ばれる。腰椎は5個の椎骨より構成され、英語で **Lumber spine** と表されることから、その頭文字をとって頭側から L1, L2, ..., L5 と呼ばれる。脊椎は前額面（身体を前後に切る面と、これに平行なすべての面）では左右対称となっており、矢状面（身体を左右対称に切る面と、これに平行なすべての面）では4つの湾曲が存在している。頸椎部と腰椎部では前方に凸湾しており、胸椎部と仙椎部では後方に凸湾している。胸椎部での後湾は、椎体の前湾が後湾と比較して低いという骨形態によって形成されている。頸椎部、腰椎部の前湾は椎体の形態ではなく、前方が厚く後方が薄いくさび型をした椎間板によって形成されている。これら矢状面での生理的湾曲は、屈曲/伸展において、力のスムーズな伝達や、衝撃の吸収などに対応するために存在している。

図2.2の(a)、(b)はそれぞれ脊椎の断面図と側面図を表し、各種構成要素を示す。椎骨は椎体部分と椎弓部分の2つに大きく分けられ、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。椎弓からは棘突起、横突起および上下関節突起などが突出しており、それらの間、また周囲には椎間板や各種靭帯が存在している。これら椎骨、椎間板、各種靭帯が脊椎の安定要素として構成されている。

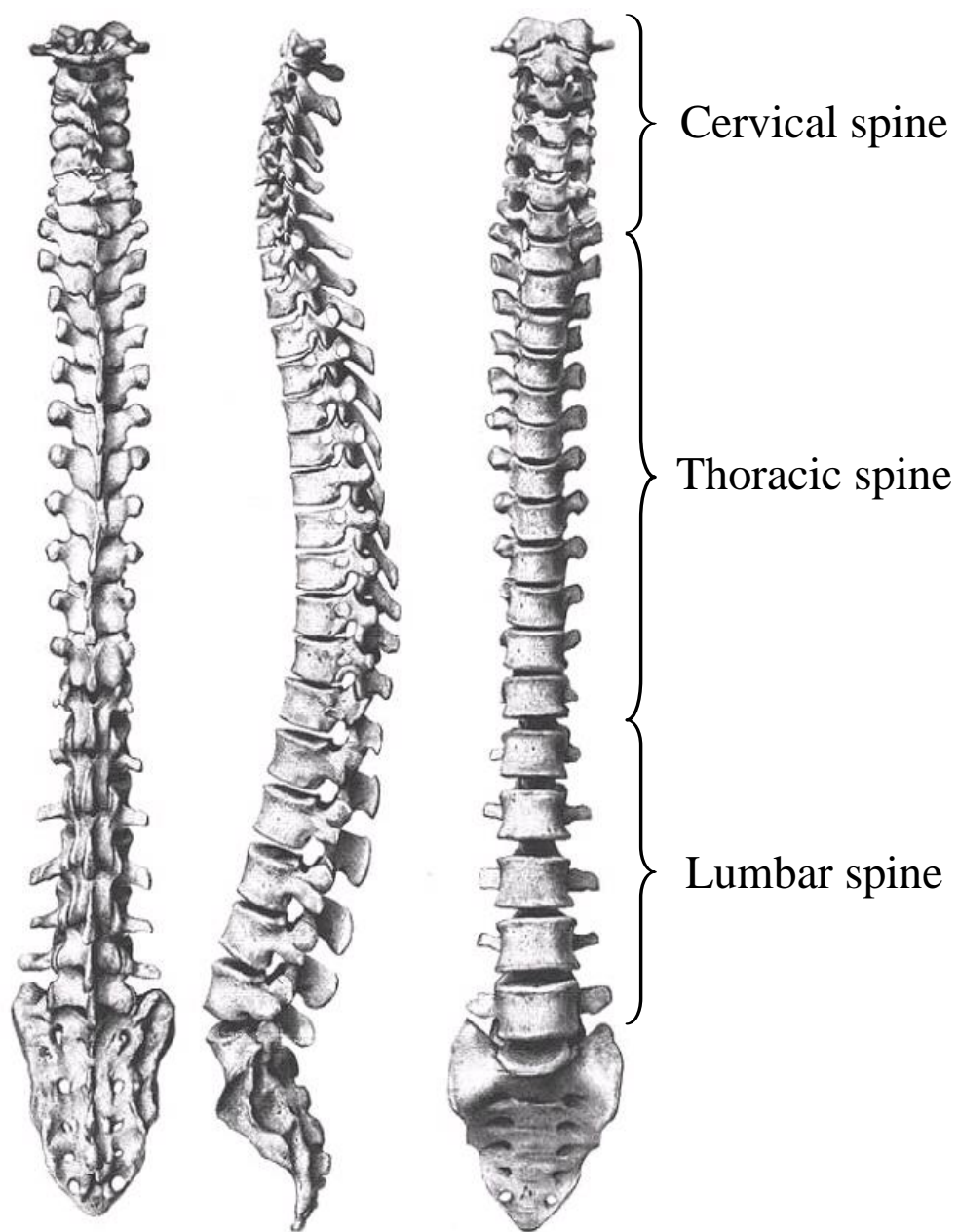
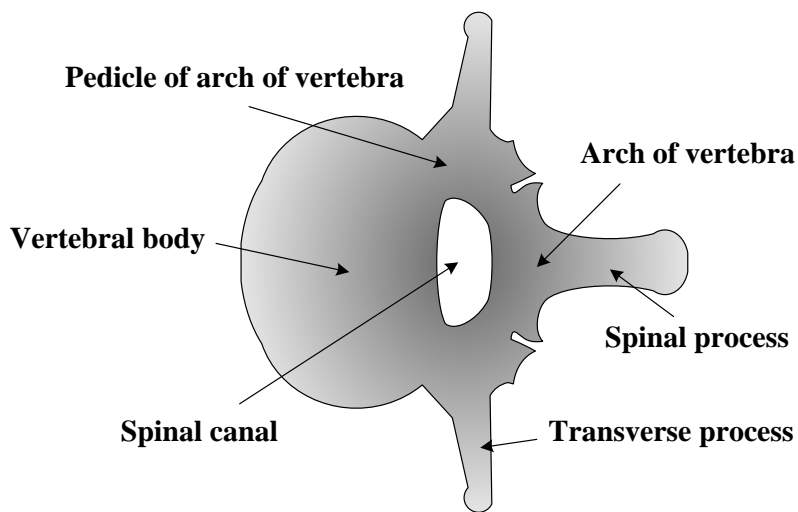
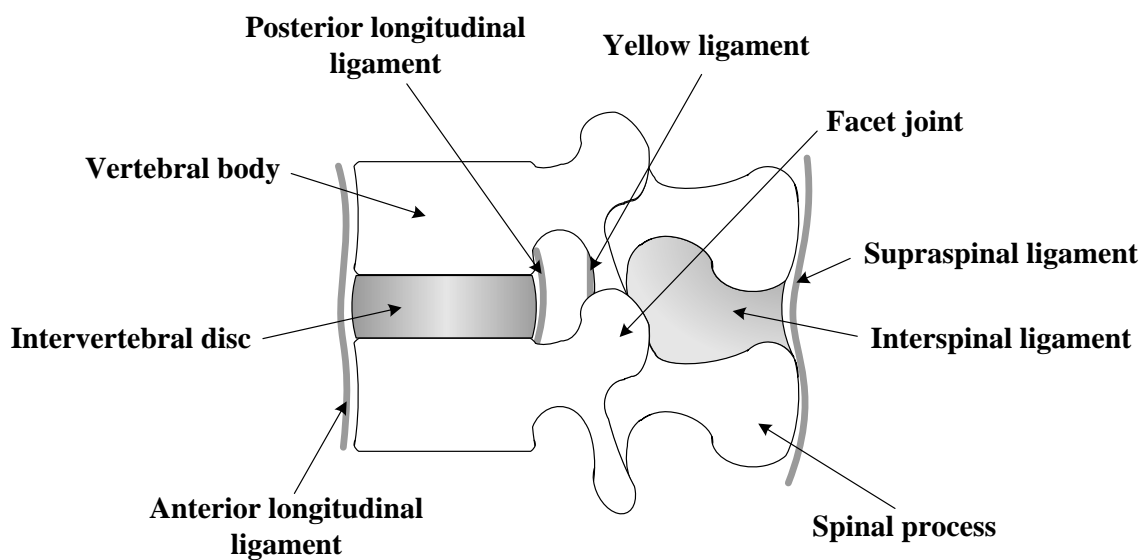


Fig.2.1 Schematic of spine



(a) Cross section diagram.



(b) Left lateral view.

Fig.2.2 Components of spine



## 2.2 椎骨のバイオメカニクス

骨格は、生体の内部臓器を保護しており、筋肉の働きを介して生体の運動に関与している。それゆえ、骨はきわめて独特の機械的特質を有している。例えば、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可能である。一般に、骨の密度は、長期間使用されない場合や、使いすぎた場合に変化することが確認されている。また、骨折の治療後あるいは、ある種の骨折手術後に、骨の形状が変化することも確認されている。すなわち、骨は機械的要求に適合する能力を有しているといえる。

さて、椎骨は前方要素と後方要素の2つに大きく分けられる。前方の要素としては椎体、後方の要素としては椎弓や棘突起などが含まれる。体重の支持機構としての役割は主に前方要素である椎体が担っている。椎体のみで行った圧縮試験では 6000～8000 N の破壊荷重を示しており、体重を 10 倍した負荷にも抵抗することが可能であるといえる<sup>[21]</sup>。しかし、椎体の強度が年齢によって変化することはもちろんであり、特に 40 歳を超えるとその強度は減少してくる。

### 2.2.1 骨組織の構造

骨組織は、厚い緻密な層をなす皮質骨 (Cortical bone) と網状にほぐれた海綿骨 (Cancellous bone) に区別される。外側の皮質骨自体にそれほどの厚みはなく、上下方向からの圧力で簡単に破壊されてしまう。また、海綿骨自体の圧縮強度は 4.7 MPa 程度にすぎない<sup>[21]</sup>。しかし、この皮質骨の内側に海綿骨が充填されていることによって、骨組織の強度が増している。さらに、椎体内で骨梁間の空間は血液で満たされており、この血液も荷重負荷を伝達したり、力を吸収したりすることに役立っている。特に、高速での荷重負荷時には、ショックアブソーバーとしての役割を持っている。

椎体の骨量と破壊強度との間には強い相関関係があり、椎体の骨量が 25%減少すると強度は 50%以上の低下を示す (図 2.3 参照)<sup>[31]</sup>。この主な原因として、椎体の海綿骨が無造作な塊ではなく骨梁が柱状に配列していることが挙げられる。海綿骨梁は上下方向に配列し、さらにはそれらの支柱は横方向の梁によって連絡されている。椎体海綿骨の組織学的研究では、加齢による比較的早期の変化として横方向の梁が消失していくことが観察されている。また、この変化は椎体の中央部から始まり、縁部では梁が消失しにくいことも観察されている。このような梁の消失は骨粗鬆症の椎体中央部に陥没骨折が多く認められる事実と一致している。

椎体の荷重負荷能力を皮質骨と海綿骨とに分けると、これも年齢による違いが現れている。40 歳未満では皮質骨が圧縮負荷の 45%を、海綿骨が 55%を役割負担している。一方、40 歳以上では皮質骨が圧縮負荷の 65%を、海綿骨が 35%を役割負担しており、骨粗鬆化が進むにつれて海綿骨の力学的な役割は軽減していく傾向にある。

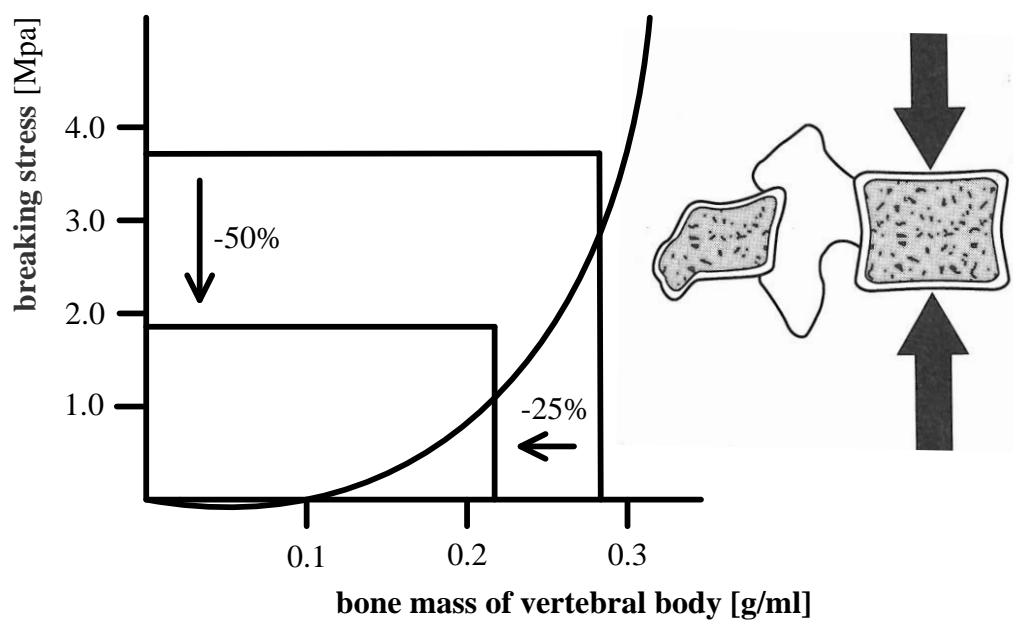


Fig.2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

## 2.3 機能的脊椎単位と脊椎の安定要素

脊椎のバイオメカニクスを考えるうえで2個の椎体およびその間に介在する軟部組織を一つの機能単位とした。これを機能的脊椎単位(Functional Spinal Unit, 以下, FSU)と呼ぶ。FSUを構成する要素のうち、椎体、椎間板および縦走靭帯を前方安定要素、椎弓、椎間関節、横突起、棘突起および棘上・棘間靭帯を後方安定要素と呼ぶ。

### 2.3.1 脊椎の前方部分

前方要素は脊椎における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、主に圧縮負荷を支持するように形作られ、上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる。つまり、腰椎における椎体は、頸椎や胸椎と比較してより高く、かつ、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、腰椎での強度は最下段に位置するL5において5.7 kNといわれている<sup>[22]</sup>。

椎間板は、機械的にまた機能的に非常に重要であり、髄核および線維輪の二つの構造物からなっている。髄核は内側部分に存在し、線維輪は外側部分に存在している。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%の水分量を含んでいる<sup>[23]</sup>。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。各層の繊維の方向は椎体終板に対して30°の傾斜を持っており、このような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<sup>[24]</sup>。椎間板の重要な部分である軟骨終板は、硝子軟骨からなり、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、曲げおよびねじりの組み合わせのような複雑な負荷を受けている。椎間板に切開を施した場合には、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するため、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<sup>[25]</sup>。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。

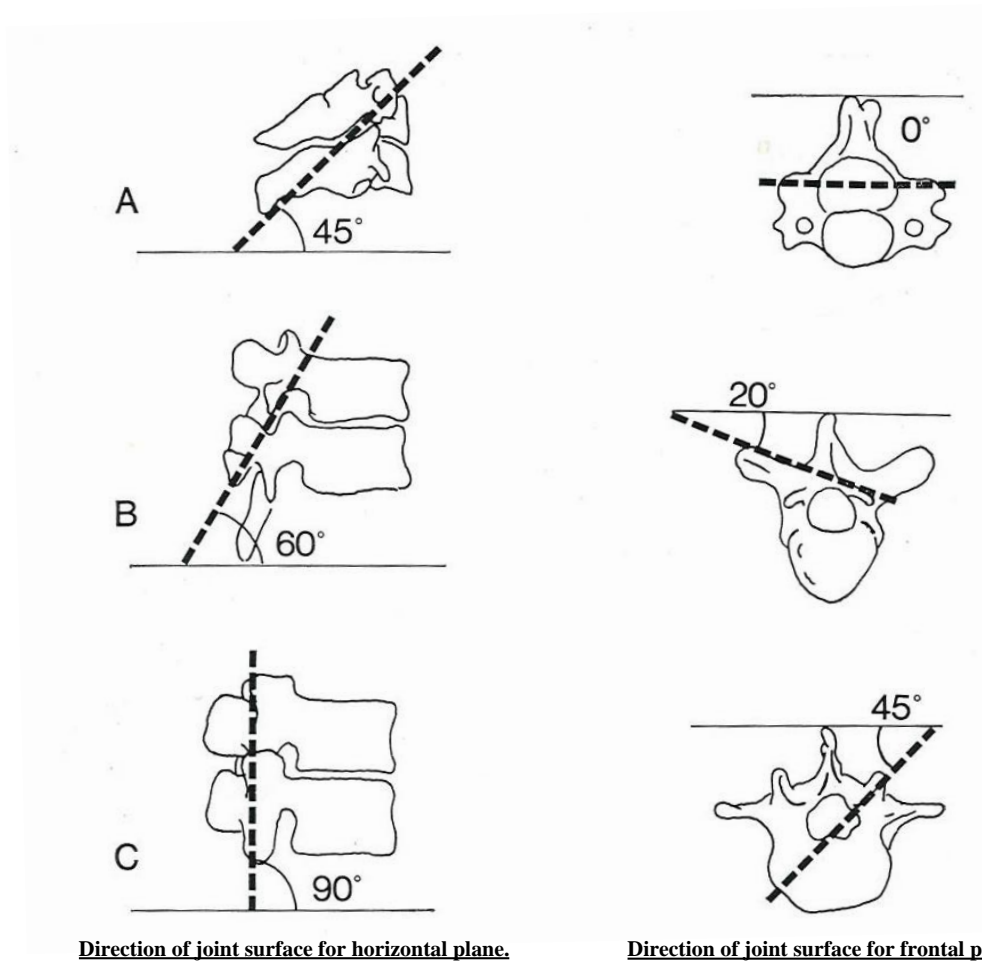
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が10 N/cm<sup>2</sup>であることを示している<sup>[25]</sup>。椎間におけるこの圧力は靭帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約1.5倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する繊維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向

へは 0.7~1.4 MPa, 水平方向へはその約 5 倍, さらに繊維方向へは水平方向の約 3 倍の強度を持つとされている<sup>[26]</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, ストレス集中によって一部が破壊されやすくなる.

### 2.3.2 脊椎の後方部分

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, 関節包と靭帯で囲まれた滑膜関節である. また, この突起の関節面は硝子様軟骨で覆われている. 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, この運動方向は椎間関節の関節面の向きに依存している (図 2.4 参照). この方向は脊椎全体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. 最上部にある二つの頸椎の関節は水平方向に向いているが, それら二つを除いた頸椎における椎間関節の関節面は水平面に対して 45°傾き, 前額面に対しては平行である. これらの頸椎椎間関節の配列は屈曲, 伸展, 側屈および回旋を許容している. 胸椎の椎間関節面は水平面に対して 60°, 前額面に対して 20°傾いている. この配列は側屈, 回旋, そしてある程度の屈曲および伸展を許容している. 腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角, 前額面に対して 45°の傾きを持っている<sup>[27]</sup>. この配列は屈曲, 伸展および側屈を許容するが, 回旋に関してはほとんど許容できない. 腰仙部の椎間関節は腰椎部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>[28]</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, 運動分節における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であると考えられていた. しかし, 近年の研究では, それらの負荷支持機能はさらに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. 中でも関節面の負荷支持は 0 から全負荷の約 30%であり, その負荷支持機能は脊椎が過伸展位にあるとき, 特に明瞭であることが示されている<sup>[29]</sup>. また, せん断力に抵抗するためには椎弓と椎間関節が重要であり, このことは脊椎分離症や関節欠損の状態で椎体が前方にずれる危険があることから具体的に示されている.



- A : Cervical spine. Joint surface inclines at horizontal plane by  $45^\circ$  , and is parallel to the frontal plane.  
 B : Thoracic spine. Joint surface inclines at horizontal plane by  $60^\circ$  , and incline at the frontal plane by  $20^\circ$  .  
 C : Lumbar spine. Joint surface inclines at horizontal plane by  $90^\circ$  , and incline at the surface 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、棘間および棘上の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に並ぶコラーゲン線維の束から構成されている。これらは、繊維方向と同じ方向への引張に対しては強い抵抗能力を持つが、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ている。一方で、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によって、脊髄を保護すること、さらに、急激な外力を吸収して、脊椎を護ることなどが挙げられる<sup>[30]</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なけれ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ことも靭帯が有する重要な機能の一つである。

## 2.4 脊椎のバイオメカニクス

### 2.4.1 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、引張および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、他軸に関する並進や回旋が生じる現象がCouplingであり、その動きをCoupling motionと呼んでいる<sup>[31]</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>[31]</sup>。

### 2.4.2 Viscoelasticity

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 および Hysteresis などの現象を示す。それゆえ、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 (条件付け) 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という特徴を有する。

- **Relaxation** : 変位の大きさを固定すると、次第に応力が低下する現象であり、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、負荷時と除荷時とは異なった負荷-変位曲線を示す。この現象は Hysteresis と呼ばれ、エネルギーの喪失を表す。図 2.5 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。

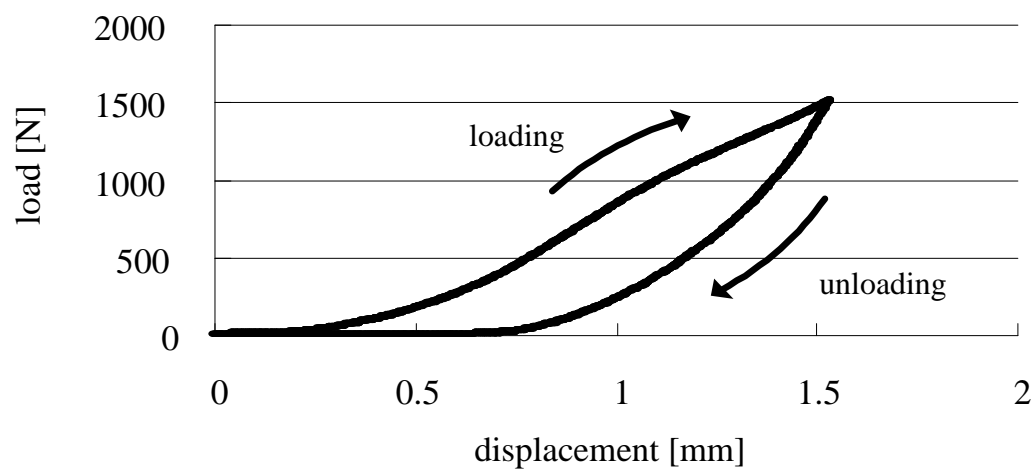


Fig.2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis



### 2.4.3 椎間可動域 (Range of motion : ROM)

脊椎における椎間可動域 (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 らによって提唱された<sup>[32]</sup>。NZ を始点として、負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入る (図 2.6 参照)。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 によって NZ および ROM は漸増する<sup>[33][34]</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 2.6 は脊椎に対して、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、つまり、トルク-角変位曲線を表している。

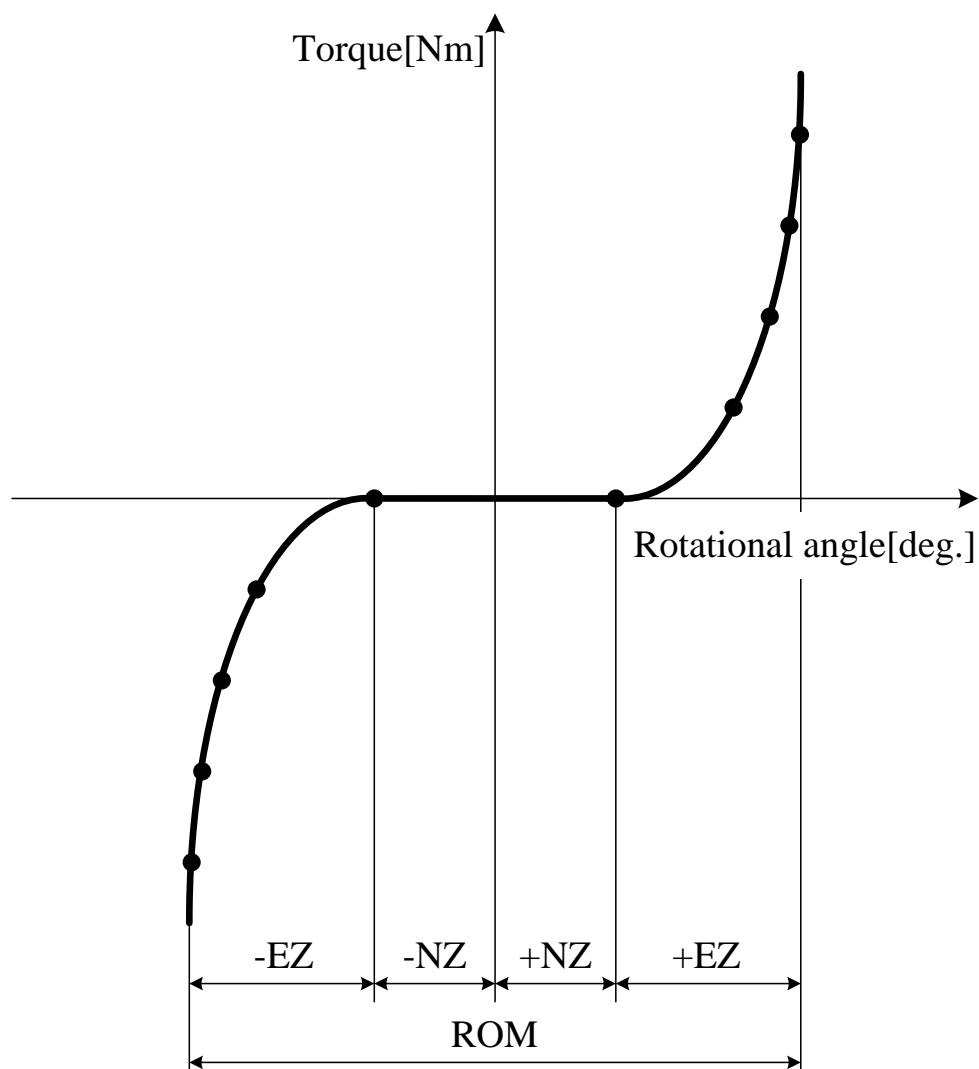


Fig.2.6 Torque and rotational angle curve of spine

#### 2.4.4 中立軸 (Neutral axis)

図 2.7 のように、片持りの自由端に曲げモーメント  $M_x$  を与え、同図の点線のようにたわみが生じている場合を考える。このとき、はりの上面は引張を生じ、下面は圧縮を生じるが、この境目には伸びも縮みもしない層があり、これを中立面、また中立面と横断面との交線を中立軸とよぶ。

このとき、断面 A-A において断面上端では最大引張応力が、断面下端では最大圧縮応力が生じる。したがってこの場合において、最も破壊しやすい部分は上端と下端であり、破壊しないように補強するのであれば、それらの部分に補強するのが最も効果的である。

体幹の運動は椎骨の変形によってではなく、脊椎の緩衝材としての椎間板が弾性的に変形することによって行われる。また椎間板は人がある姿勢を保持しているときや、活動しているときに常に大きな負荷を受けている。したがって、その機能は多様なものであり、相当な力とあらゆる方向の負荷に対応する。特に、腰椎の椎間板は体重、筋力および外力によって起こる大きな負荷を受けていることから障害の頻度も多い。したがって、椎間板の応力あるいはひずみ分布といった力学的特性を把握することは、腰椎の原因のひとつである椎間板障害の要因を究明する上で、あるいは臨床的にみられる疾患や手術手技の力学的考察に対し有効であると考えられる<sup>[35]</sup>。

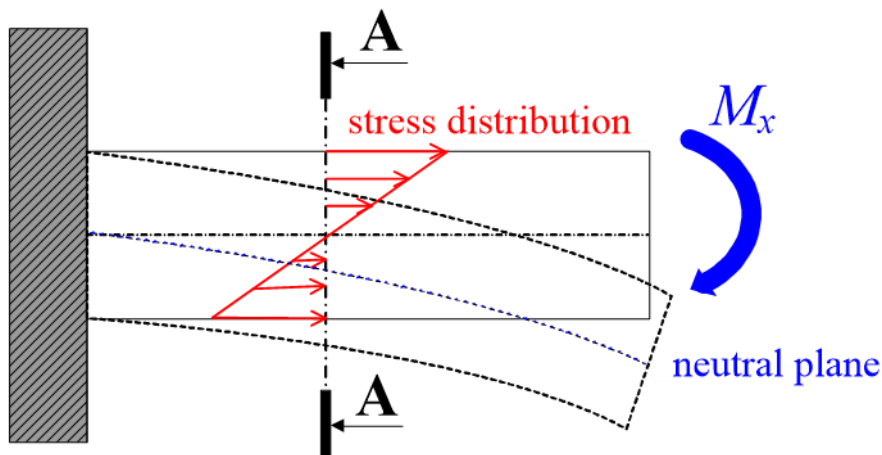


Fig.2.7 The plane motion of rigid body

## 2.5 脊椎の損傷

脊椎はそれを取り巻く安定要素に対して、変性や破壊などの損傷が加わると不安定になり機能障害を引き起こす。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。その一つは外傷、変性および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。

### 2.5.1 脊椎疾患

表 2.1 は、脊椎における代表的な疾患を成因的に分類して示したものである。前者に相当する代表的な疾患として脊椎分離すべり症および脊椎腫瘍、後者に相当する疾患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、それに起因して脊椎分離症と同様の臨床症状がみられる疾患である<sup>[36][37]</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、症状が重い場合には椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧、いわゆる神経除圧術を行う。

#### ・脊椎腫瘍

脊椎腫瘍は原発性脊椎腫瘍と転移性脊椎腫瘍の二つに区別される。原発性脊椎腫瘍は病巣が脊椎自体から発生する疾患であり、転移性脊椎腫瘍は病巣が他の器官から脊椎に転移することによって発生する疾患である。脊椎腫瘍が脊髄を圧迫することによって疼痛や麻痺が生じる。治療方法としては、腫瘍となった椎骨を摘出することで、神経除圧術を行う<sup>[38]</sup>。

### ・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、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て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などが挙げられ、症状が軽い場合には薬物療法やコルセットの装着などの保存的治療を行うが、症状が重い場合には椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧をして、脊柱管を広げる手術的治療を行う。

Table2.1 Typical disease of spine

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 脊柱管狭窄症	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	心因性的のため

## 2.6 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（神経除圧術）

手術の主な目的は、いわゆる神経痛の原因となっている神経根を圧迫する種々の因子（椎間板、肥大した椎間関節、脊椎腫瘍など）を直接的に除去し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、可能な限りそれを摘出する。

### ・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、骨を取り除くことで脊椎が不安定になってしまう場合には、除圧した後に、患者自身の骨盤からの骨（自家骨）や人工骨を横突起付近に置くことによって骨癒合にさせ、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社会復帰を目的として、脊椎固定具（spinal instrumentation）を用いた固定の補強を行う。また、これら除圧術と固定術は、しばしば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。

### 2.6.1 脊椎固定術および脊椎固定具

各種脊椎疾患や手術手技による安定要素の損傷などによって脊椎に不安定性が生じた場合、その程度によっては脊椎固定具を用いた脊椎固定術が施される。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。脊椎固定具にはプレート、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、現在ではさまざまな種類の脊椎固定具が存在する<sup>[9]</sup>。脊椎の安定性獲得や配列の矯正を目的として用いられる代表的な脊椎固定具を以下に示す。

#### ● Pedicle screw and rod system (以下 PS, 図 2.8)

脊椎固定具の中でも最も使用頻度が高く、背中側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って安定性を確保するものである。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および棘間靭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 によって固定する。図 2.9 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、疾患が多椎間に至る場合は、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。

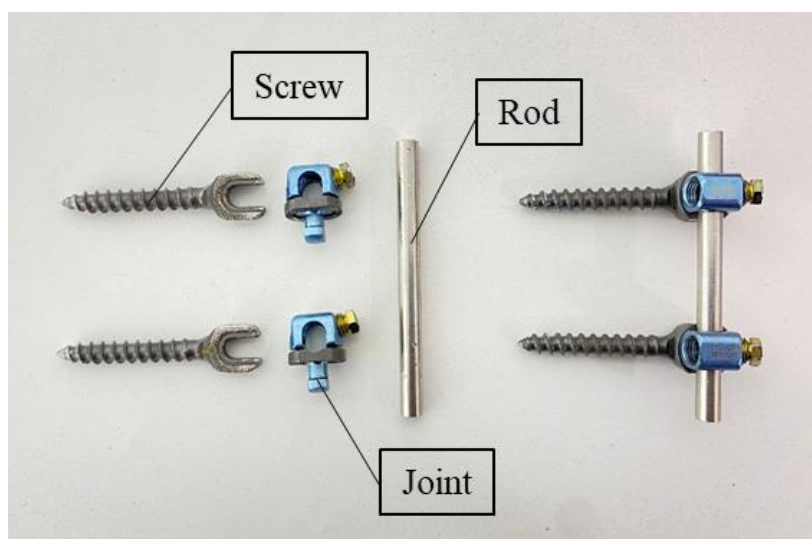
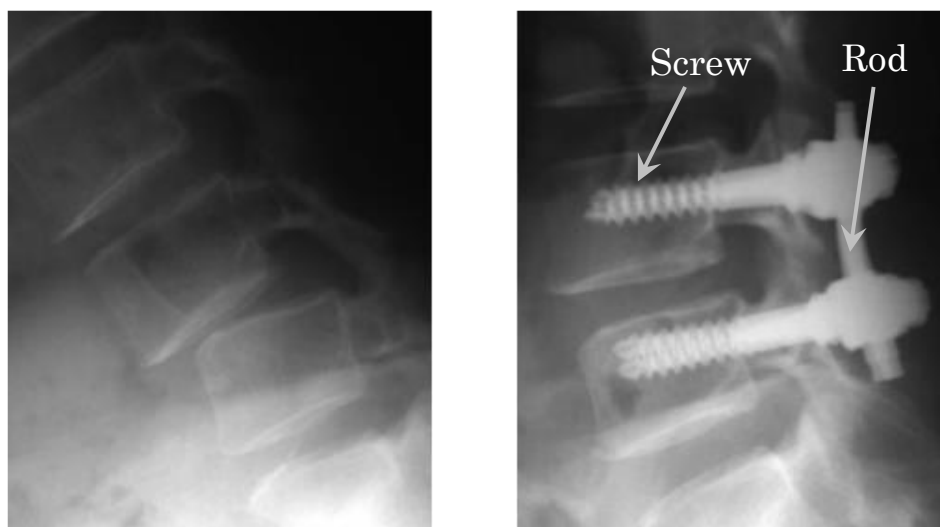


Fig.2.8 Pedicle screw and rod system.



(a) Preoperative status

(b) Postoperative status

Fig2.9 X-ray photograph of spinal fusion with PS

• **椎体間 cage**

椎体間 cage とは、椎体間高の回復やすべりの整復が必要となる、脊柱管狭窄症、脊椎すべり症、脊椎側弯症などの疾患に対して使用される、樹脂製や金属製のスペーサーのことである。このスペーサーを椎体間に挿入することにより、神経の間接的な除圧が期待できる。除圧が十分に行われなない場合は、神経を圧迫している部位を直接取り除く除圧術が施される。椎体間 cage を用いた固定術の代表例として、後方腰椎椎体間固定術や側方経路腰椎椎体間固定術がある。

• **後方腰椎椎体間固定術 (Posterior Lumbar Interbody Fusion : PLIF)**

脊柱管狭窄症により圧迫された神経の除圧および変性側弯症・後弯症の矯正を目的とした手術である。

実際の手術手順は、腹臥位の患者に対して腰部を 10～15cm 切開し、椎弓の一部を取り除き神経の除圧を行う。その後、変性した椎間板を取り除き、椎体間 cage を移植骨とともに挿入し、骨癒合させることで椎体の安定化を図る。椎体間 cage 挿入後、より高い安定性を脊椎に与えるために後方から PS 固定を施す。

• **片側進入腰椎椎体間固定術 (Transforaminal lumbar interbody fusion: TLIF)**

TLIF は PLIF と同様に、脊柱管狭窄症により圧迫された神経の除圧および変性側弯症・後弯症の矯正を目的とした手術である。

実際の手術手順は、背中側から切開を行い、疾患部の脊椎にアプローチし、圧迫されている神経を除圧するために、片側の椎間関節を切除する。その後、変性した椎間板を取り除き、椎体間 cage を移植骨とともに挿入し、骨癒合させることで椎体の安定化を図る。椎体間 cage 挿入後、より高い安定性を脊椎に与えるために後方から PS 固定を施す。その際、MIS t を意識した手術法では、切除した片側のみに PS 固定を施す脊椎固定術が試みられる。



## 3 章 圧縮負荷が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響

### 3.1 緒言

本章では、PS 固定を施した椎間を責任椎間とし、圧縮を加えた際に脊椎固定具が脊椎に及ぼす生体力学的影響を解明することを目的とした。方法としてはヒト屍体腰椎にて損傷脊椎および PS 固定を施した脊椎を模擬したモデルを作製し、万能材料試験機を用いて垂直下向き単軸圧縮試験を行った。

### 3.2 実験方法

#### 3.2.1 試験体

本実験は、タイ王国のコンケン大学整形外科教室で行われており、同大学の人体研究倫理委員会により承認されている（承認番号：HE611293）。試験体として、コンケン大学解剖学教室に献体された後に、コンケン大学の整形外科医によって切り出され、 $-30^{\circ}\text{C}$ で冷凍保存されたヒト屍体腰椎 L2-L5 を 4 体用いた。それらの死亡時の年齢は、65 歳、68 歳、81 歳、89 歳で、性別は男性 2 名、女性 2 名、死因は心疾患 2 名、老衰 2 名であった。まず、ヒト屍体腰椎を自然解凍し、軟部組織である筋肉や脂肪などを除去した後に、あらかじめ L3 と L4 に Pedicle screw and rod system (Suiren system, KiSCO Co.Ltd., 日本) のスクリューを挿入した (図 3.1)。これは試験機に取り付け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によるものである。この作業に関わらず本実験で加える負荷の範囲内において椎体は剛体とみなすことができるため、脊椎の変形挙動への影響はないと考えられる。

試験体として、標準モデル (Control)、PS モデル (PS) の計 2 モデルを作製した。まず L3/L4 間に椎間板ヘルニアや脊柱管狭窄症などの疾患およびそれに対する後方からの手術手技による損傷を想定し、両側の椎間関節、棘上靭帯および棘間靭帯を完全に切除して、さらに椎間板後方部に深さ約 5 mm 程度の切れ込みを入れた基準モデル (図 3.2(a)) を作製した。そして、その基準モデルに対し L3/L4 間にロッドを装着した PS モデルの 2 つのモデルを段階的に作製した (図 3.2(b))。なお、試験体 1 体に対して複数のモデルを作製し試験を行うため、同一試験体に対して段階的にモデルを作製した。

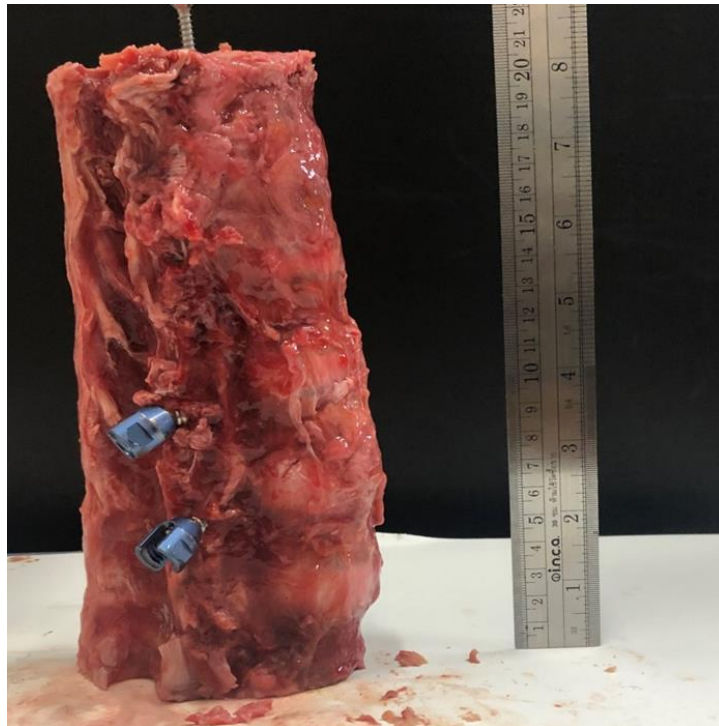


Fig.3.1 Picture of lumbar spine of human cadaver

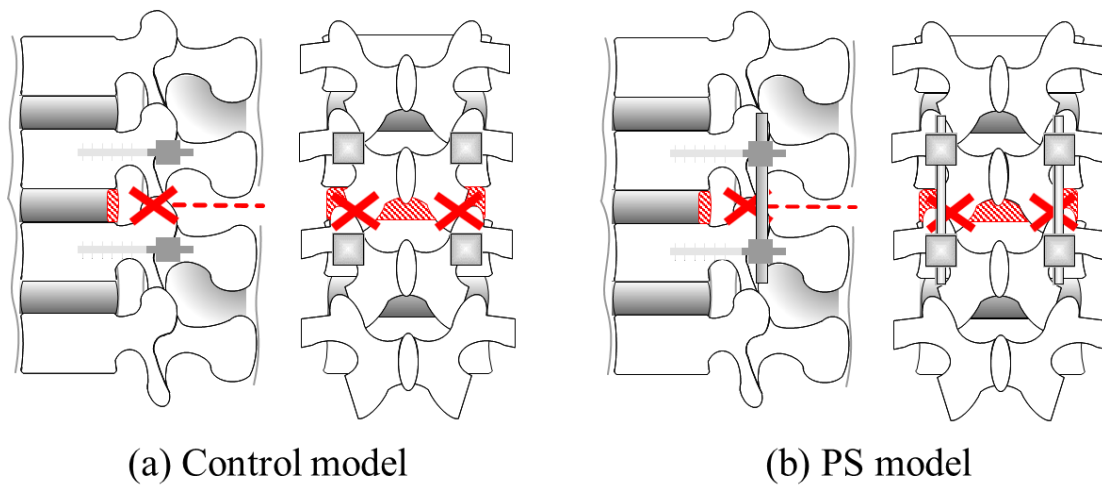


Fig.3.2 Schematic illustration of experimental models

### 3.2.2 圧縮試験

試験機には E10000 (Instron, Grove City, PA, USA) 万能試験機を使用した。試験体の両端 (L2 および L5) を専用のスクリー治具を用いて把持し、試験体を試験機に固定した (図 3.3)。

治具に試験体を固定するにあたり、固定位置を次のように定めた (図 3.4)。前後方向は脊柱管の前方部分を治具の中心線を合わせた。左右方向は椎体の正中矢状面を治具の中心線を合わせた。

本試験では、腰椎の無負荷時における姿勢を初期姿勢と定義し、その際の椎体の位置 (各軸における座標および角度) を実験開始位置とした。

以下の条件で各モデルに対して圧縮試験を行った。垂直下方向へ、荷重速度 50 N/sec. にて 700 N の荷重を連続的に 2 回負荷した。なお、荷重速度に関しては脊椎の粘弾性特性が現れないよう低速で実験を行うため、50 N/sec. とした。このとき 700 N の最大負荷時の L3/L4 の椎間板内圧および、ロッドに発生する変形量を調査した。この試験ではまず 700 N の垂直圧縮負荷を行い、一度除荷し、再度同じ条件で圧縮負荷した時の 2 度目の圧縮負荷時の値を実験値として採用した。

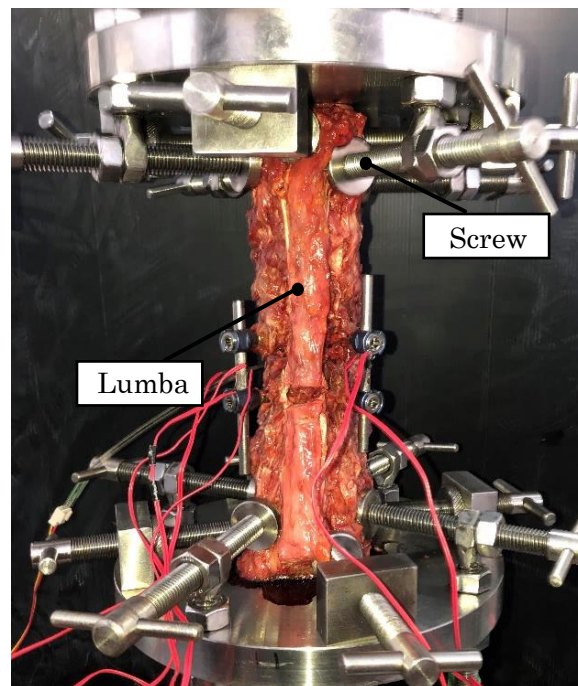


Fig.3.3 Picture of specimen fixed on tester

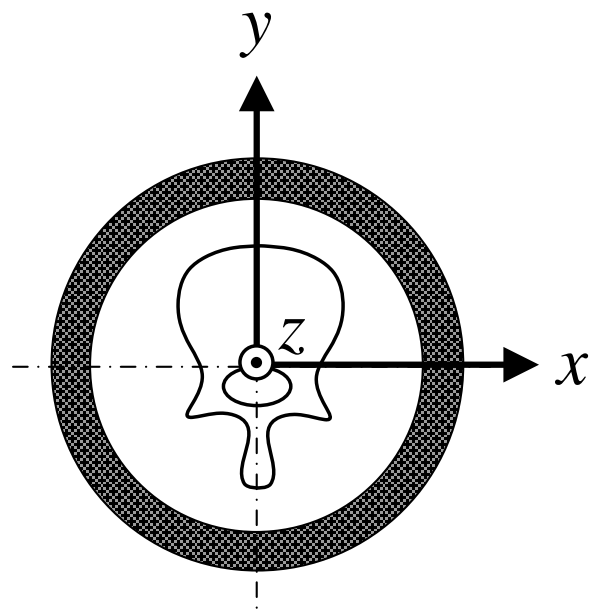


Fig.3.4 Schematic illustration of fixed position of specimen to jig

### 3.2.3 評価方法

椎間板内圧の計測には、圧力センサ（A205-25，ニッタ株式会社製）を用いた。圧力センサの寸法は幅 14 mm，長さ 205 mm，厚さ 0.208 mm および感圧部直径 9.5 mm である。これを責任椎間側方から繊維輪の位置まで挿入した（図 3.5）。椎間板内圧の算出方法について次のように行った。センサにより検出された荷重はアンプ（amp box，ニッタ株式会社製）で増幅した信号をセンサーインターフェース PCD-320A（共和電業製）を用いて A/D 変換した後，電子データとしてサンプリング周波数 10 Hz にて保存した。得られたデータを用いて式 (1) によって椎間板内圧  $\sigma$  を算出した。なお，式 (1) において  $W$  [N] は圧力センサにより得られた垂直荷重である。

$$\sigma = \frac{W}{0.0095^2 \pi / 4} \quad (1)$$

ロッドの変形の計測にはひずみゲージ（KFGS，共和電業株式会社製）を用い，左のロッドの前方ひずみ  $\varepsilon_{LA}$  および後方ひずみ  $\varepsilon_{LP}$ ，右ロッドの前方ひずみ  $\varepsilon_{RA}$  および後方ひずみ  $\varepsilon_{RP}$  の計 4 か所のひずみを計測した。なお前方後方については腹側面を前方と設定した。図 3.6 に椎体の側方と上方から見たひずみゲージの貼付位置を示す。図 3.7 に示すように，椎体に圧縮力が加わると PS のロッド部には圧縮と曲げの複合負荷が加わることが考えられる。一般に曲げモーメントが作用している部材では片側で引張のひずみが，もう片方で圧縮ひずみが付与されている<sup>[40]</sup>。このとき，ロッドに発生するひずみの値のうち，前方の圧縮ひずみ  $\varepsilon_A$  と後方の引張ひずみ  $\varepsilon_P$  の絶対値の差を 1/2 にしたものが，複合負荷のうち圧縮によるひずみ  $\varepsilon_{comp}$  であり，これを式 (2) で求める。

$$\varepsilon_{comp} = \frac{|\varepsilon_A| - |\varepsilon_P|}{2} \quad (2)$$

さらに，ロッドに加わる圧縮応力  $\sigma_{comp}$  は，式 (3) で与えられる<sup>[40]</sup>。

$$\sigma_{comp} = (\varepsilon_{comp})E \quad (3)$$

ここで， $E$  はロッドの材料である Ti-6Al-4V のヤング率であり，今回の実験の場合， $E = 110 \text{ GPa}$  ( $1.10 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$ ) であるため<sup>[41]</sup>， $\sigma_{comp}$  を求められる。

そして，ロッドに加わる圧縮力  $F$  は，式 (4) で与えられる<sup>[40]</sup>。

$$F = (\sigma_{comp})A \quad (4)$$

ここで， $A$  はロッドの断面積であり， $A = 19.6 \text{ mm}^2$  ( $19.6 \times 10^{-6} \text{ m}^2$ ) であるため， $F$  を求められる。

次に，ロッドに加わる曲げ応力  $\sigma_{bend}$  について考える。まず，複合負荷のうち曲げにより生じる曲げひずみ  $\varepsilon_{bend}$  は，式 (5) で与えられる。

$$\varepsilon_{bend} = |\varepsilon_A| - \varepsilon_{comp} \quad (5)$$

さらに，ロッドに加わる曲げ応力  $\sigma_{bend}$  は，式 (6) で与えられる<sup>[40]</sup>。

$$\sigma_{bend} = (\varepsilon_{bend})E \quad (6)$$

ここで， $E$  は式 (3) と同様ロッド材料 Ti-6Al-4V のヤング率である。

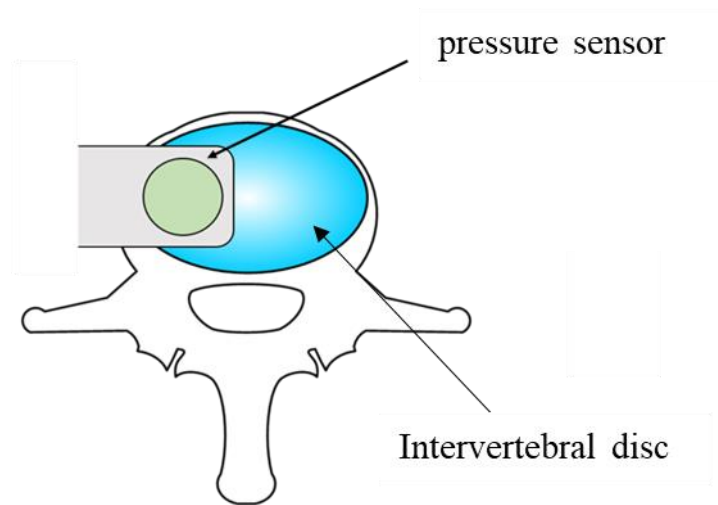


Fig.3.5 Schematic of position of pressure sensor

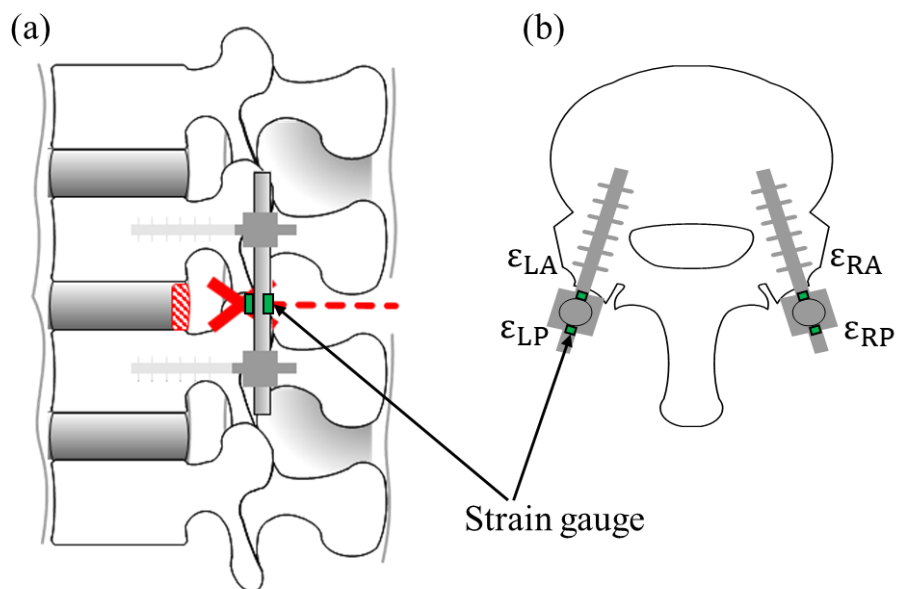


Fig.3.6 Schematic of position of strain gauge

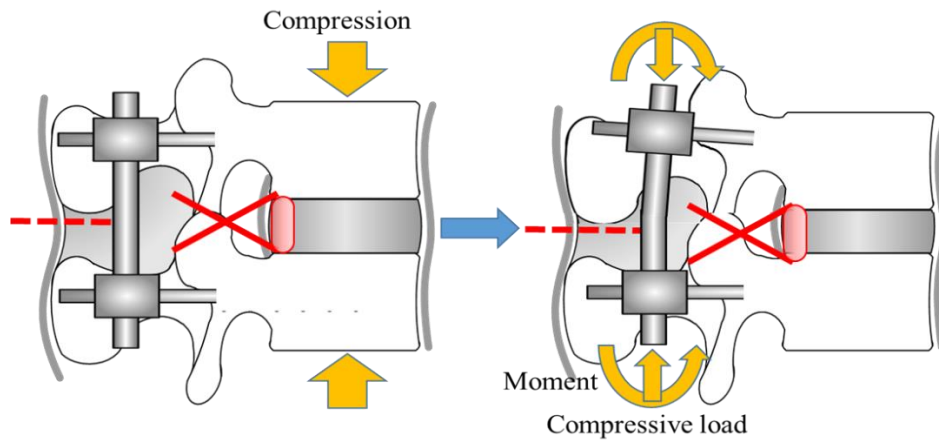


Fig.3.7 Schematic of combined load applied to the rod

### 3.3 実験結果

図 3.8 に、4 つの試験体における各モデルの 700 N 負荷時の責任椎間の椎間板内圧の値を示す。なお、グラフの値は 4 体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。基準モデルの平均椎間板内圧は  $0.93 \pm 0.16$  MPa であった。PS モデルの平均椎間板内圧は  $0.69 \pm 0.13$  MPa あり、基準モデルと比較して椎間板内圧は約 26%減少した。

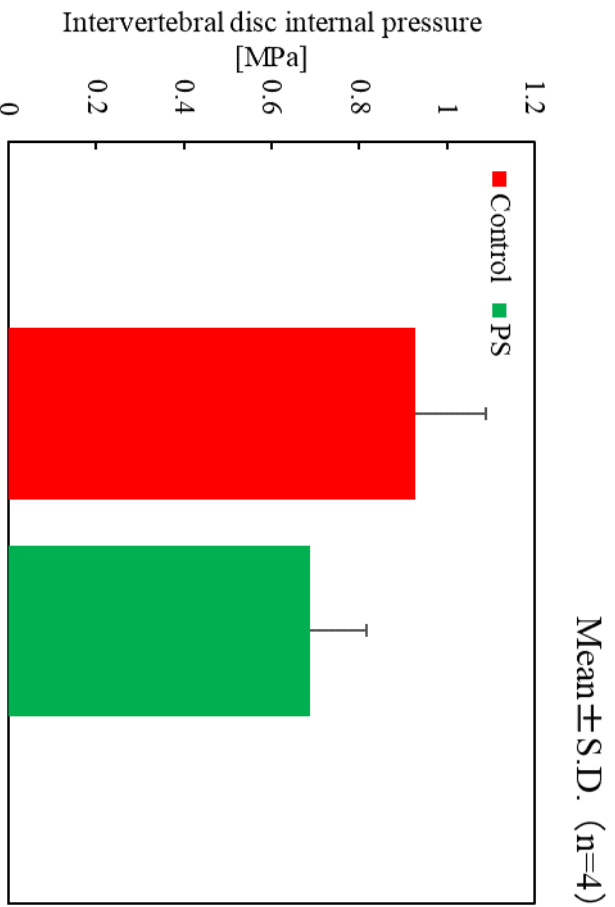


Fig.3.8 Intervertebral disc internal pressure of fixed segment in compression test



図 3.8 に 4 つの試験体の PS モデルの 700 N 負荷時におけるロッドのひずみの値を示す。なお、グラフの値は 4 体の平均値を示し、正の値を引張方向とする。左ロッドの前方のひずみは  $\epsilon_{LA} = -857 \pm 268 \mu\epsilon$ 、後方で  $\epsilon_{LP} = 794 \pm 246 \mu\epsilon$  であった。また、右ロッドの前方のひずみは  $\epsilon_{RA} = -948 \pm 216 \mu\epsilon$ 、後方で  $\epsilon_{RP} = 840 \pm 198 \mu\epsilon$  であった。PS モデルの左右のロッドとも前方に圧縮ひずみが、後方に引張ひずみが発生していた。また左右ロッドどちらについても、ひずみの絶対値は後方に比べて前方のものが大きかった。この結果は図 3.7 に示した予想と矛盾のないものであった。このことよりロッドには圧縮と曲げの両方が負荷されていた。

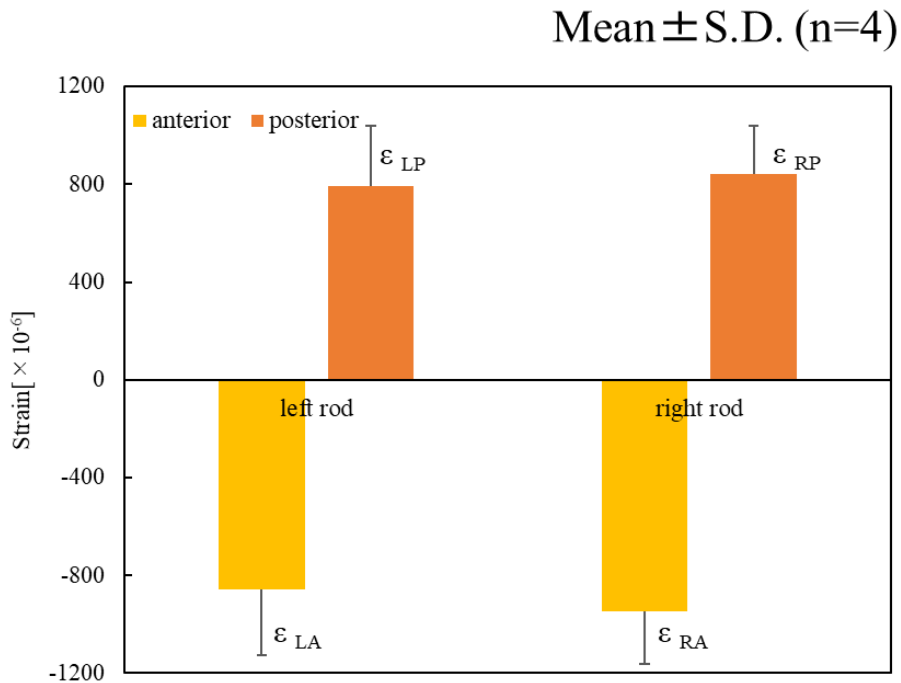


Fig.3.9 Strain at each position of the rods in compression test

ここで4つの試験体におけるロッドのひずみからロッドに加わる圧縮応力、曲げ応力を算出した結果を図 3.10 に示す。なお、グラフの値は4体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。左ロッドの圧縮応力は  $3.47 \pm 3.40$  MPa、曲げ応力は  $90.7 \pm 28.0$  MPa であった。右ロッドの圧縮応力は  $5.93 \pm 1.42$  MPa、曲げ応力は  $98.2 \pm 22.6$  MPa であった。この結果から脊椎固定具のロッドの変形は曲げ成分による影響が強く、圧縮成分の10倍以上であった。

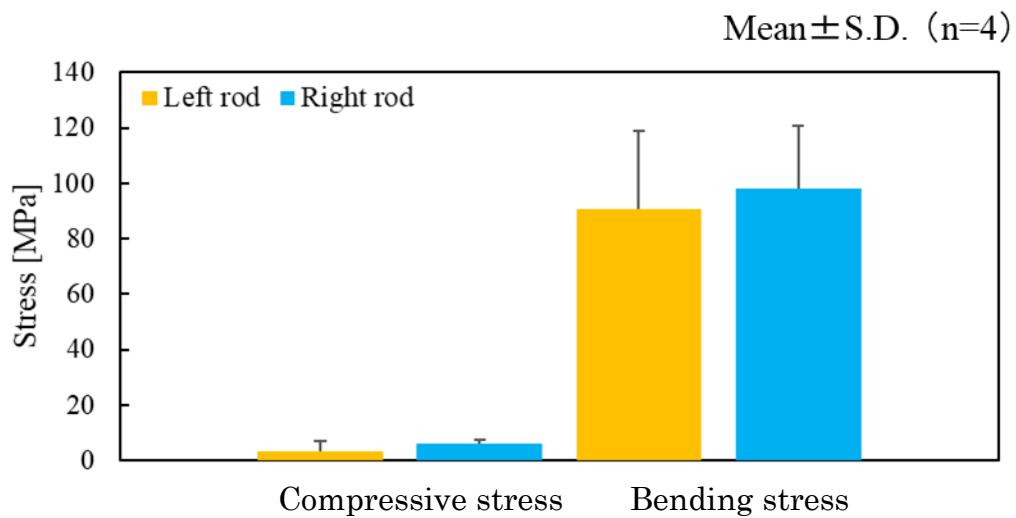


Fig.3.10 Compressive stress and bending stress at each rod in compression test

表 3.1 に 700N 負荷時における左右ロッドおよびその和, すなわち **Pedicle screw and rod system** 全体に加わる圧縮力を示す. この結果よりロッドに加わる圧縮力の左右差が大きかった. また, ロッドに加わる圧縮力の平均値は 184 N であった. これは PS モデルに加えた圧縮荷重 700 N のうち, 26.3 % であった.

Table.3.1 The sum of the compressive loads generated in the left and right rods at a load of 700 N

	Right rod	Left rod	Load(R+L)
Test body 1	178.2	102.5	280.7
Test body 2	64.8	164.1	228.9
Test body 3	13.0	104.8	117.8
Test body 4	16.2	94.0	110.2

### 3.4 考察

今回の実験結果から脊椎固定具を装着した脊椎を圧縮した際の椎間板とロッドへの影響を考察する。ヒト脊椎の両側の椎間関節切除されたような高度不安定な椎間に対して脊椎固定具をつけ圧縮を行うことで、ロッド部には圧縮と曲げの複合負荷が加わることが分かった。また圧縮負荷に比べて曲げ負荷のほうが大きく、これがロッドの損傷に影響を与えることが示唆された。このため前方に椎体間ケージを設置し曲げ負荷を低減することはロッドへの負荷を軽減させるために重要であることが考えられる。またロッドの圧縮負荷が均等に加わっていなかった。この原因としては、椎体の形状や脊椎のアライメントなどの試験体の個体差のほか、ネジの挿入角度が非対称であること、特に試験体の中心軸が非対称であるため試験機を中心に位置させることが困難であることなどが考えられる。このことから、脊椎固定具のロッドについて片方のみに荷重が加わっても破損しないような設計が必要である可能性が示唆された。

また、基準モデルと PS モデルの椎間板内圧の比較から基準モデルに固定具を装着することで椎間板内圧は 26%減少した。また脊椎固定具に加わる圧縮力の値から試験体に加えた荷重 700 N のうち脊椎固定具が全荷重のうち 26.3 %を支えていた。これと椎間板内圧に関する考察より、基準モデルと PS モデルの椎間板内圧を比較した際に減少した負荷を脊椎固定具が代替していると実験的に示された。このことより脊椎固定具のスクリー間に存在する椎骨は約 4 分の 1 の応力遮蔽が生じていることがわかった。またこのとき椎間板には脊椎固定具の取り付け後にも 4 分の 3 程度の負荷は依然として加わっているため、椎間板ヘルニアなどの椎間板変性を伴う脊椎疾患に対しても椎体間ケージを使用するなど前方要素の安定性を保つ必要があると示唆された。

### 3.5 結言

本章では、脊椎固定具を装着した脊椎を圧縮した際の椎間板とロッドへの影響について調査した。その結果、今回作製した不安定椎間に脊椎固定具を装着したモデルでは、損傷を模擬した基準モデルと比べて椎間板内圧が減少し、その分を固定具が代替していることがわかった。また、脊椎固定具による減少分は4分の1程度であったため、椎間板変性が伴う脊椎疾患に対して用いる場合は椎体間ケージを併用し椎体前方の安定性を高める必要があると推測された。

また圧縮を加えただけでも脊椎に装着した脊椎固定具には圧縮と曲げの両方の負荷が生じており、曲げ負荷の影響が大きいことがわかった。ここで脊椎運動では前後屈の際に生体内で脊椎には曲げモーメントが加わることも多く、その際にはより大きな曲げ負荷が加わることが予想できる。このことから圧縮時だけでなく、曲げを負荷した際の脊椎固定具負荷及び椎間板内圧への影響を調査する必要があると考えられた。

### 3.6 付録

本研究において 700N 負荷時の上下隣接椎間の椎間板内圧が 1 体分の計測できたので、図 3.11 に、1 つの試験体における各モデルの 700N 負荷時の責任椎間および上下椎間の椎間板内圧の値を示す。上方下方椎間とも椎間板内圧は脊椎固定具を装着する前後で変化がほとんどなかった。

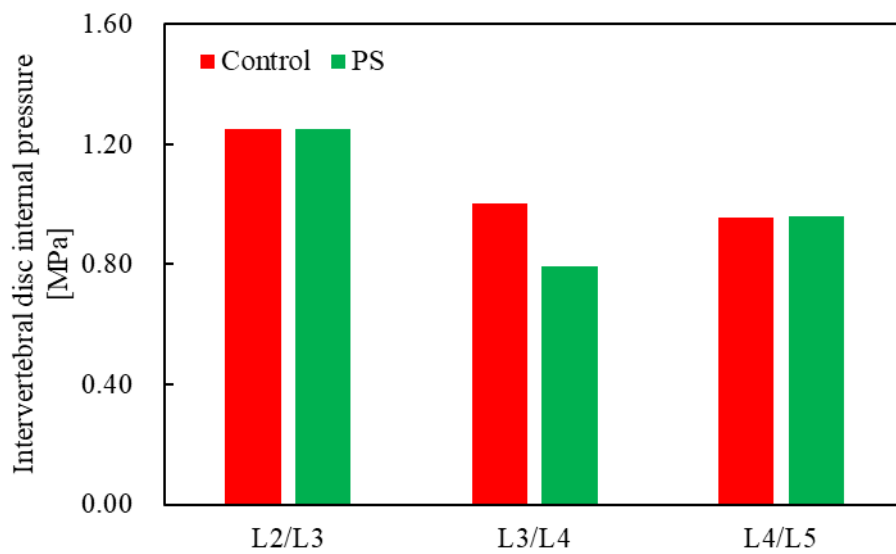


Fig.3.11 Intervertebral disc internal pressure of each segment in compression test

## 4 章 前屈運動が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響

### 4.1 緒言

第3章より、脊椎に装着した脊椎固定具には、圧縮時にも大きな曲げ負荷が加わることが示唆された。脊椎運動では前後屈の際に生体内で脊椎には曲げモーメントが加わることも多く、その際にはより大きな曲げ負荷が加わることが予想できる。そこで本章では、前屈運動が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響を調査するために、3椎間のシカ屍体腰椎に対して中央の椎間にPS固定を模擬したモデルを作製し、6軸材料試験機を用いて前屈方向へ曲げ試験を行った。

### 4.2 実験方法

#### 4.2.1 試験体

試験体には、獣害対策として狩猟され、食肉に供されたシカ屍体腰椎L3-L6を3体用いた(図4.1) -30℃で冷凍保存したシカ屍体腰椎を室温にて解凍し、内的安定要素以外の余分な筋肉や脂肪を取り除き、脊椎の安定要素である椎間板、椎間関節、棘上・棘間靭帯などを残した状態を正常状態とした。そして、あらかじめL4とL5にPedicle screw and rod systemのスクリューを挿入した。これは3章と同様の理由によるものである。

試験体として、正常モデル(Intact)、損傷モデル(Damage)、PSモデル(PS)の計3モデルを作製した。まず脊椎の内的安定要素である椎間関節や椎間板、棘上靭帯および棘間靭帯を全て残した正常モデルを作製した(図4.9(a))。そして、正常モデルに対して、L4/L5間の両椎間関節、棘上靭帯および棘間靭帯を切除した損傷モデルを作製した(図4.9(b))。その後、損傷モデルに対してL4/L5間にロッドを装着したPSモデルを作製した(図4.9(c))。なおPSモデルにおいて左右のロッドにおいて円周上の4ヶ所にひずみゲージを貼付した。また、試験体1体に対して複数のモデルを作製し試験を行うため、同一試験体に対して段階的にモデルを作製した。



Fig.4.1 Picture of lumbar spine of deer cadaver



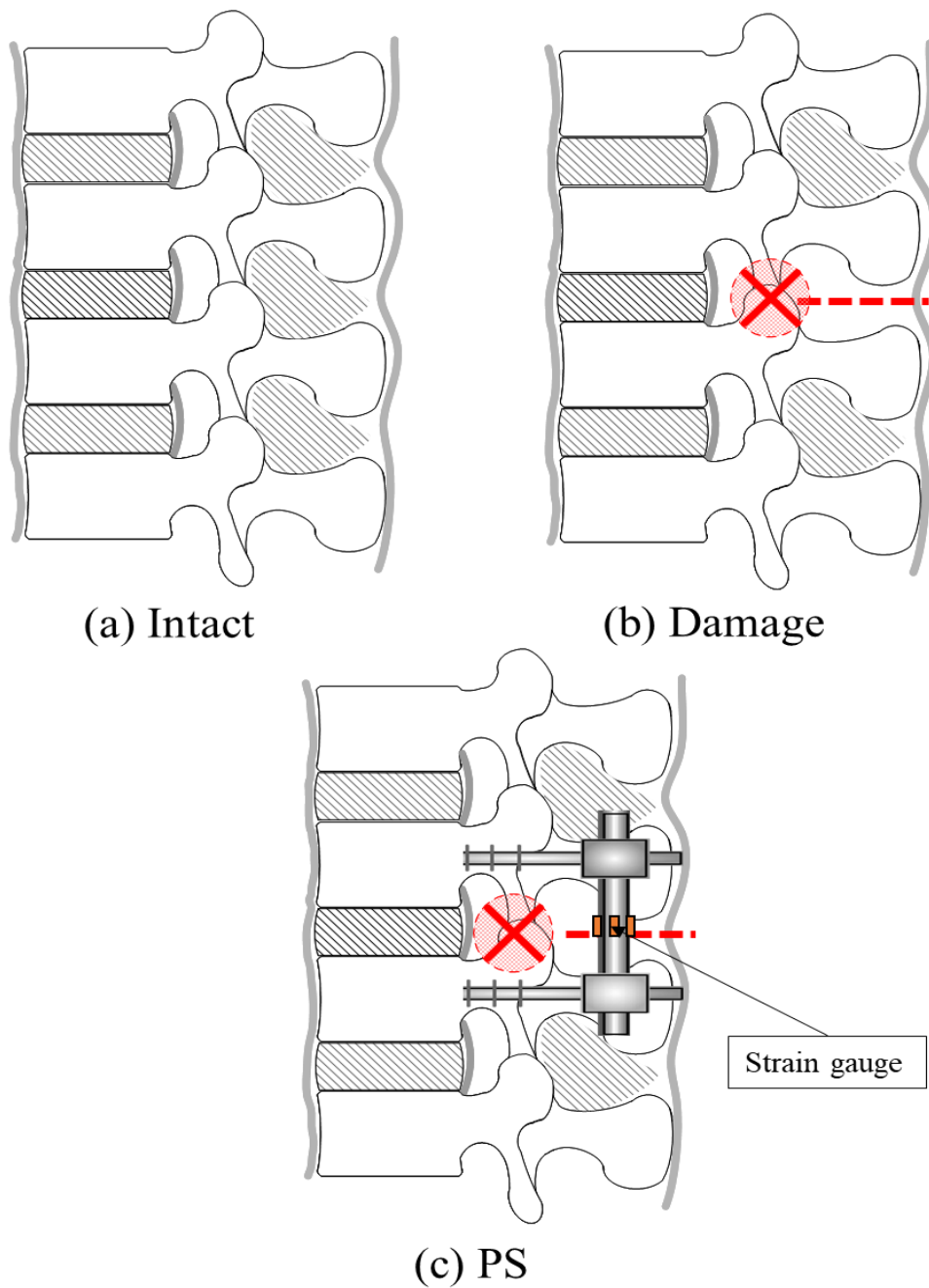


Fig.4.2 Schematic illustration of experimental models

## 4.2.2 前屈試験

試験機には、当研究室にて開発された脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を使用した (図 4.3)。本試験機の機構は、2 本 1 組の直動型アクチュエータを  $120^\circ$  対称に並列配置した垂直直動型パラレルメカニズムであり、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 自由度運動を実現することが出来る (図 4.4)。また、手先部には 6 軸力覚センサを備えているため、 $x$ ,  $y$ ,  $z$  軸方向の力と各軸周りのトルクの検出ができ、さらに検出した値を制御系にフィードバックすることによって力・トルクによる制御も可能である。

本試験機の分解能と可動範囲について、それぞれ表 4.1, 4.2 に示す。また、力覚センサの仕様を表 4.3 に示す。

図 4.5 に本研究における座標軸を示す。同図に示すように、 $x$  軸まわりの回転が前後屈方向への曲げ運動となり、 $y$  軸まわりの回転が左右側屈方向への曲げ運動となるように設定した。各軸の回転における正負は、同図に示すように右ねじの方向を正とした。例えば、 $x$  軸まわりの正の角度は脊椎の後屈方向への角度を示し、 $y$  軸まわりの正の角度は脊椎の右側屈方向への角度を示す。

試験体の試験機への取り付けまでは以下の手順で行った。作製した試験体を治具に取り付ける際に、硬化性樹脂 (歯科用レジン; オストロン II, 株式会社ジーシー社製) を用いる、そこでまず、試験体と硬化性樹脂との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 4.6 (a))。次に、治具に硬化性樹脂を流し込み、試験体を固定し、室温にて硬化性樹脂を固化させる (図 4.6 (b))。その後、その試験体を試験機に取り付ける (図 4.7)。

図 4.8 試験体の固定位置に関する模式図を示す。治具に試験体を固定するにあたり、固定位置を次のように定めた (図 4.8 参照)。前後方向は脊柱管の前方部分を治具の中心線を合わせた。左右方向は椎体の正中矢状面を治具の中心線を合わせる。

本力学試験では、多椎間脊椎の無負荷時における姿勢を初期姿勢と定義し、その際の椎体の位置 (各軸における座標および角度) を実験開始位置とした。試験体には試験機への取り付けの際に治具の重みなどにより負荷が加わる。そのため、それらを力センサによって各軸方向の力と各軸周りのトルクとして計測し、すべての力およびトルクが 0 になるように調整することで、試験体に対して全軸無負荷の状態を再現した。

以下試験条件を示す。正常、損傷モデルに対して前屈方向へ、クロスヘッド角速度  $0.1 \text{ deg./sec}$  にて  $1 \text{ Nm}$  のトルクを負荷する試験 (以下、トルク規定試験) を行った (図 4.11 参照)。その後、クロスヘッド角速度  $0.1 \text{ deg./sec}$  にて 3 椎間の角度の合計を規定した試験 (以下、角変位規定試験) を行った。なお、規定した角度は正常モデルにおいて  $1 \text{ Nm}$  に達した際の角度である。また、2 次元平面内の純粋な曲げを行うために自由度は 3 自由度とした (図 4.12 参照)。そして、規定のトルクおよび角変位に到達した際の各椎間

の椎間板内圧と，脊椎固定具ロッド部のひずみを調査した．なお，各試験において粘弾性を考慮したなじませ動作として 1 Nm のトルクを負荷した後行った．

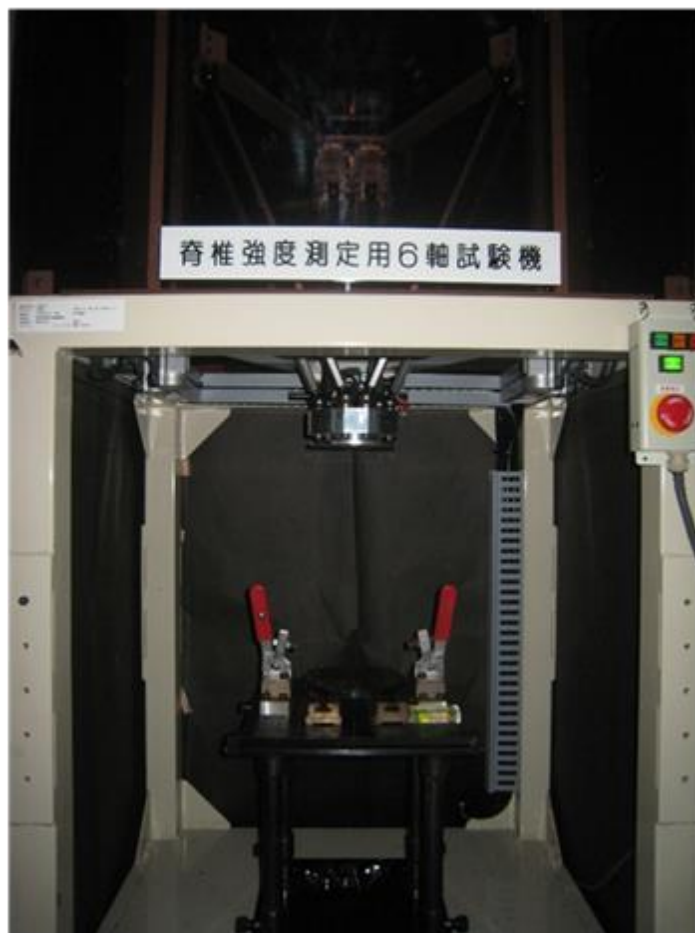


Fig.4.3 Picture of six-axis material testing machine

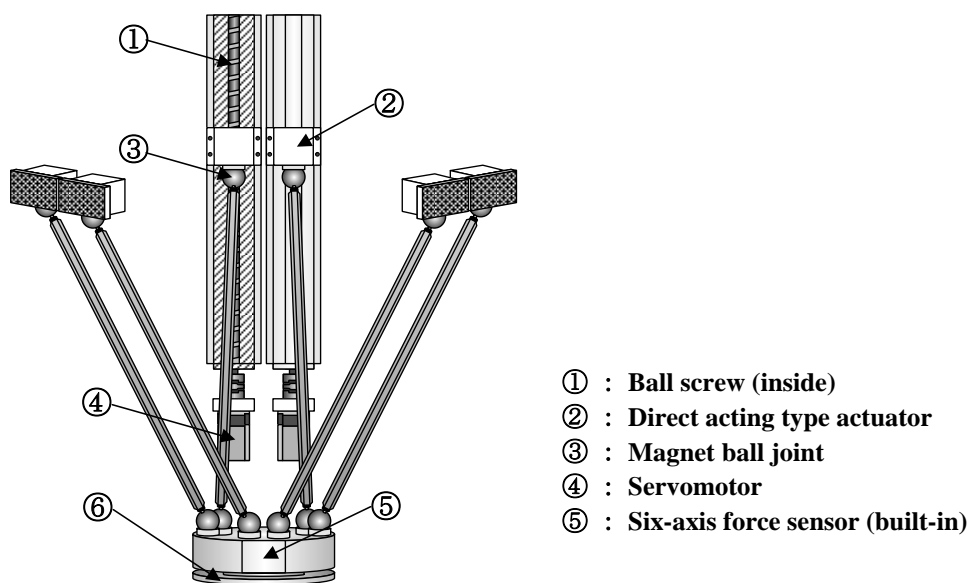


Fig.4.4 Schematic illustration of moving part of the testing machine

Table.4.1 Revolution of the tester

サーボモータ	0.02°
ボールネジ	0.2μm
手先	5μm

Table.4.2 Range of movement of the tester

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

Table.4.3 Specifics of six-axis force sensor

定格値	$F_x, F_y$ [N]	$F_z$ [N]	$M_x, M_y, M_z$ Nm
	65	130	5
分解能	0.05	0.10	0.003

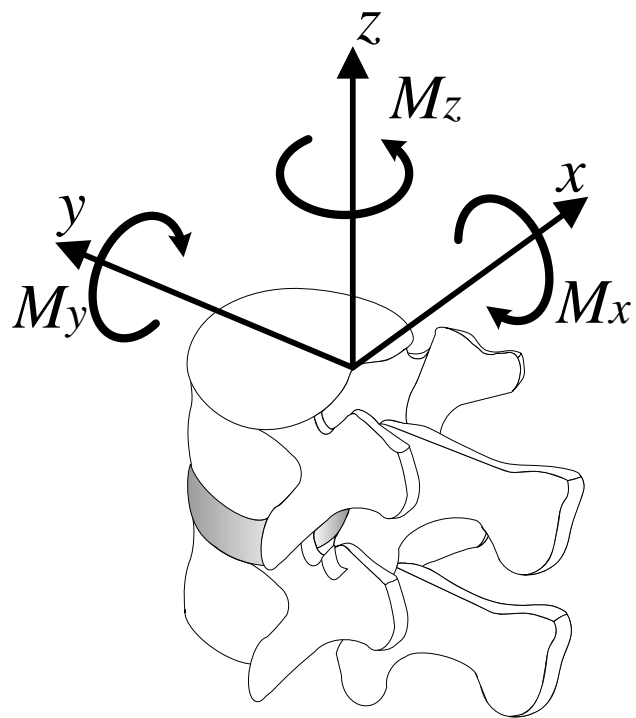


Fig.4.5 Coordinate axes for specimen

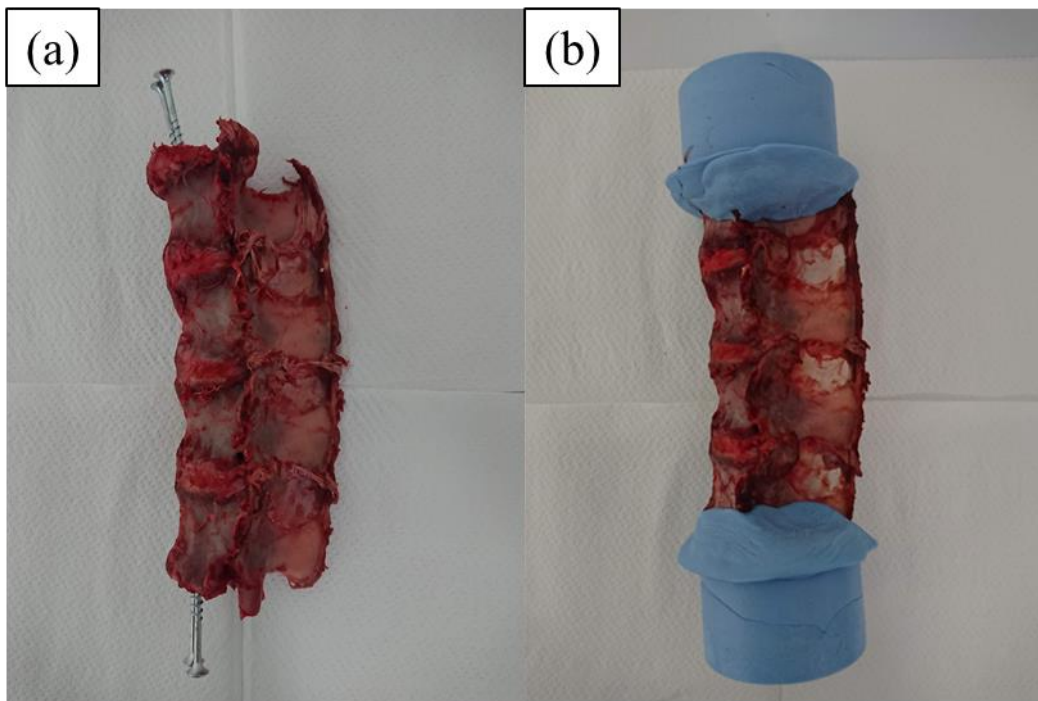


Fig.4.6 Picture of (a) specimen with screw, (b) specimen with resin fixation

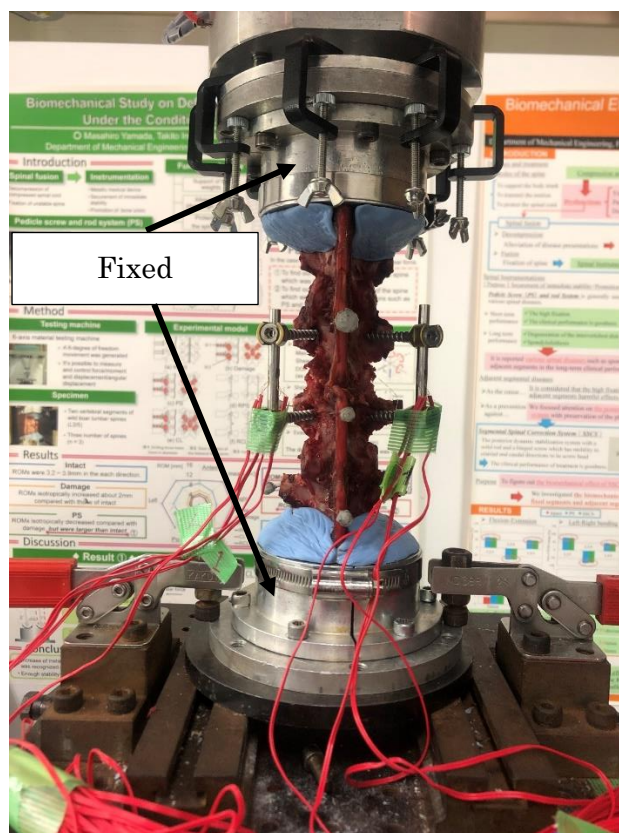


Fig.4.7 Picture of specimen fixed on tester

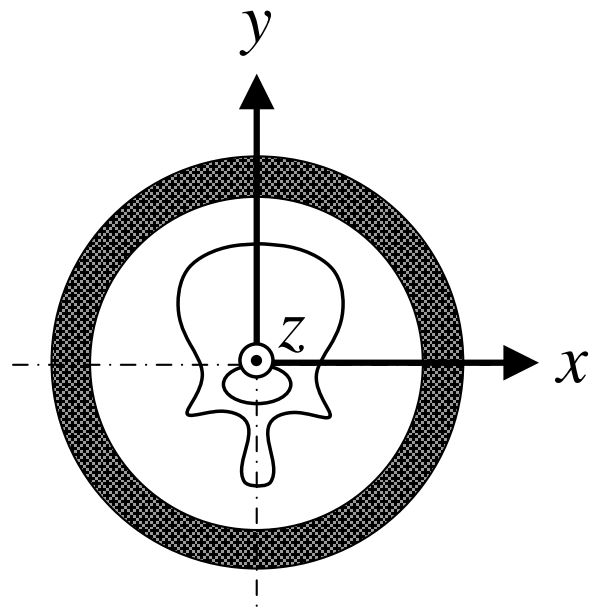


Fig.4.8 Fixed position of specimen to jig



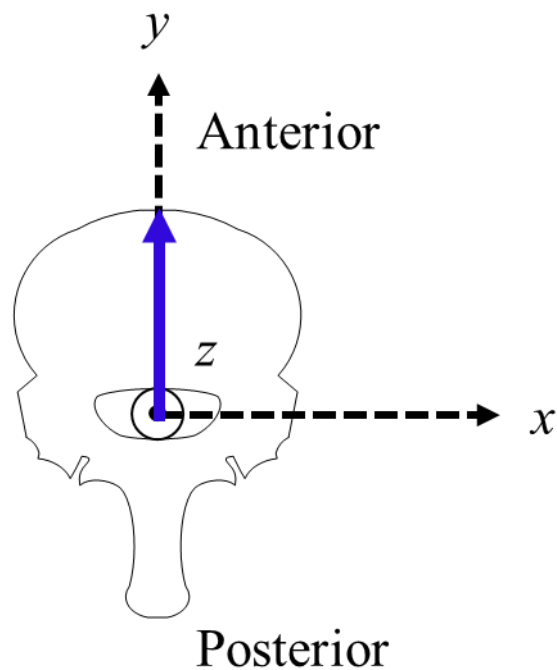


Fig.4.9 Schematic representation of bending direction

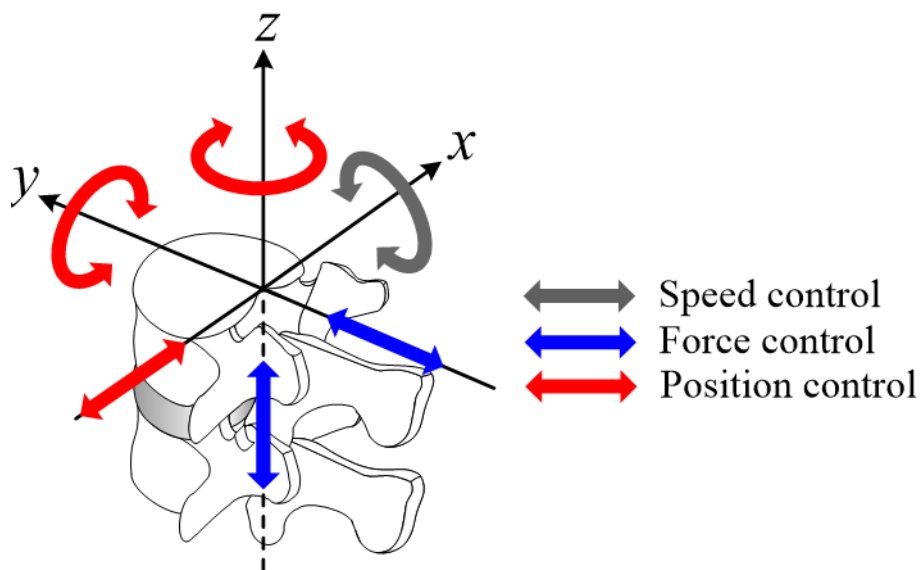


Fig.4.10 Condition of bending test for flexion and extension

### 4.2.3 評価指標

椎間板内圧の計測は第 3 章と同様の圧力センサを用い、責任椎間および上下椎間の 3 カ所に前方から繊維輪の位置まで挿入し行った。椎間板内圧の算出方法については第 3 章と同様に行った。

PS モデルのロッド部での変形の計測は第 3 章と同様のひずみゲージをロッドの円周上の 4 ヶ所に貼付して行った。なお、ロッドのひずみをより詳しく調査するために、条件 I および条件 II を設定した。条件 I は曲げを加える方向を基準とした計測位置を定めた条件 (図 4.11(a))、そして条件 II はロッドを 45 度回転させて計測位置を定めた条件 (図 4.11(b)) であり、これを用いて左右計 16 カ所のひずみを計測した。得られたひずみは図 4.11 に示すようにスクリュー挿入方向を 0 度として左ロッドでは右回り、右ロッドでは左回りにそれぞれの位置の角度を設定した

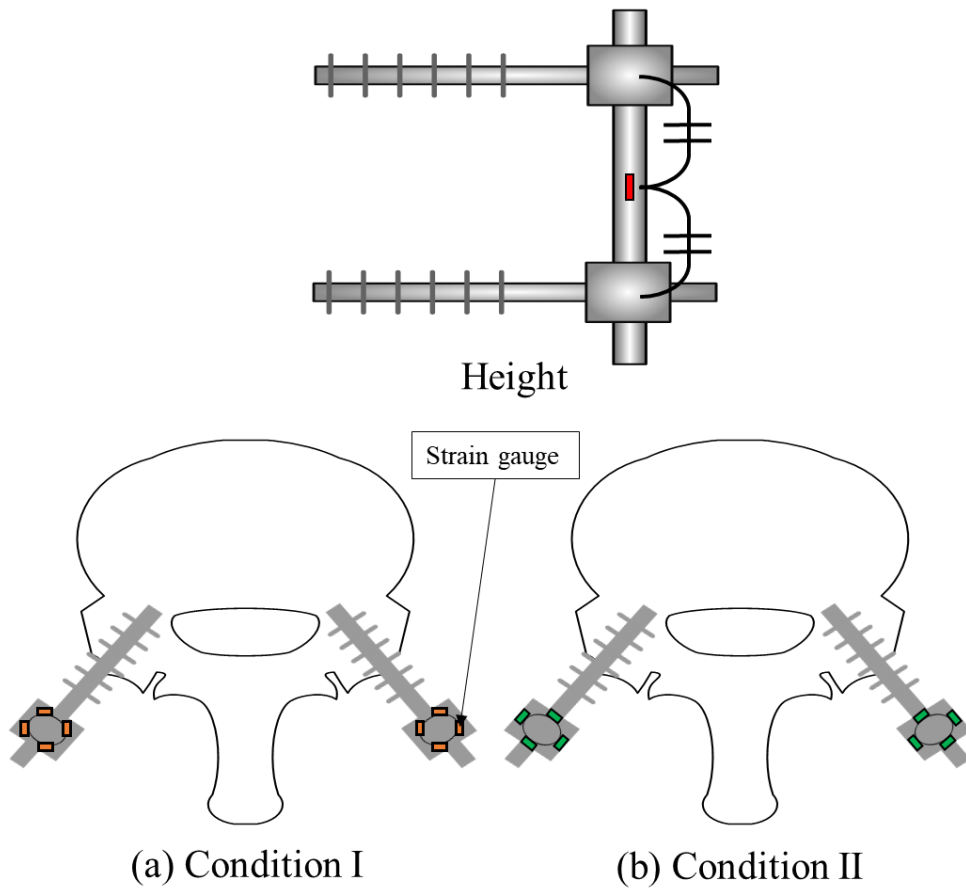


Fig.4.10 Schematic illustration of position of strain gauge

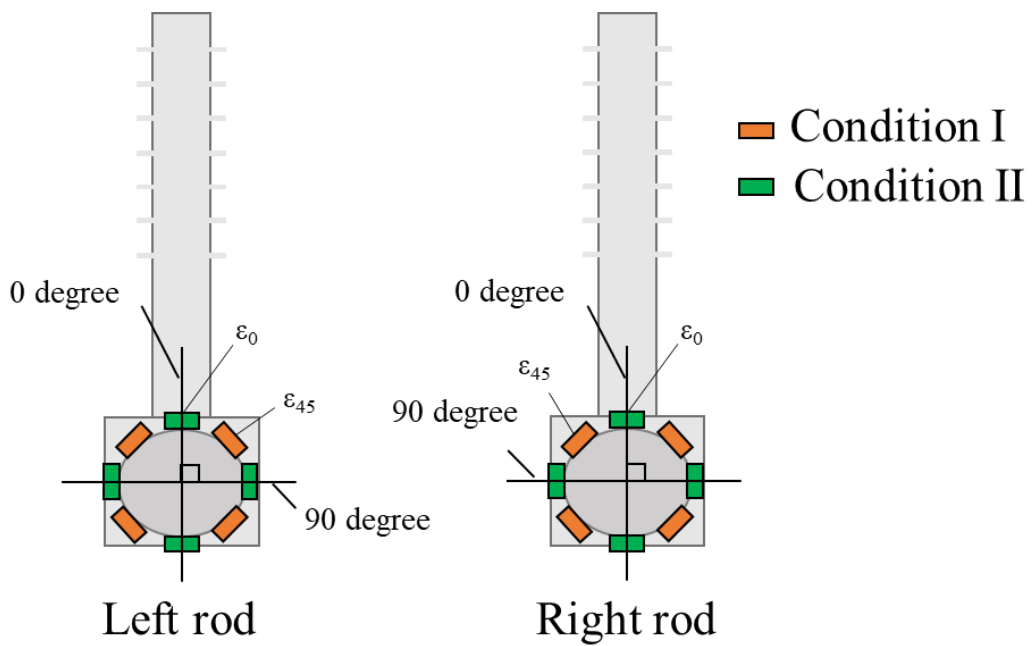


Fig.4.11 Schematic illustration of detail of strain measurement position

## 4.3 実験結果

### 4.3.1 トルク規定試験

まず、図 4.14 にトルク規定試験における規定トルク時の各椎間の椎間板内圧（平均値±標準偏差）をそれぞれ示す。なお、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。また、L3/L4 および L5/L6 が上位および下位隣接椎間であり、L4/L5 が責任椎間である。

この図より、責任椎間である L4/L5 の正常モデルの平均椎間板内圧は  $0.49 \pm 0.10$  MPa であった。損傷モデルの椎間板内圧は  $0.75 \pm 0.13$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は約 34%増加した。PS モデルの椎間板内圧は  $0.33 \pm 0.03$  MPa であり、損傷モデルと比較して椎間板内圧は約 56%減少した。

上位隣接椎間である L3/L4 の正常モデルの椎間板内圧は  $0.47 \pm 0.09$  MPa であった。損傷モデルの椎間板内圧は  $0.51 \pm 0.11$  MPa であり、正常モデルと比較して同程度の椎間板内圧を示した。PS モデルの椎間板内圧は  $0.44 \pm 0.10$  MPa であり、正常モデルと比較して同程度の椎間板内圧を示した。

下位隣接椎間である L5/L6 の正常モデルの椎間板内圧は  $0.56 \pm 0.06$  MPa であった。損傷モデルの椎間板内圧は  $0.60 \pm 0.06$  MPa であり、正常モデルと比較しても同程度の椎間板内圧を示した。PS モデルの椎間板内圧は  $0.45 \pm 0.10$  MPa であり、正常モデルと比較して同程度の椎間板内圧を示した。

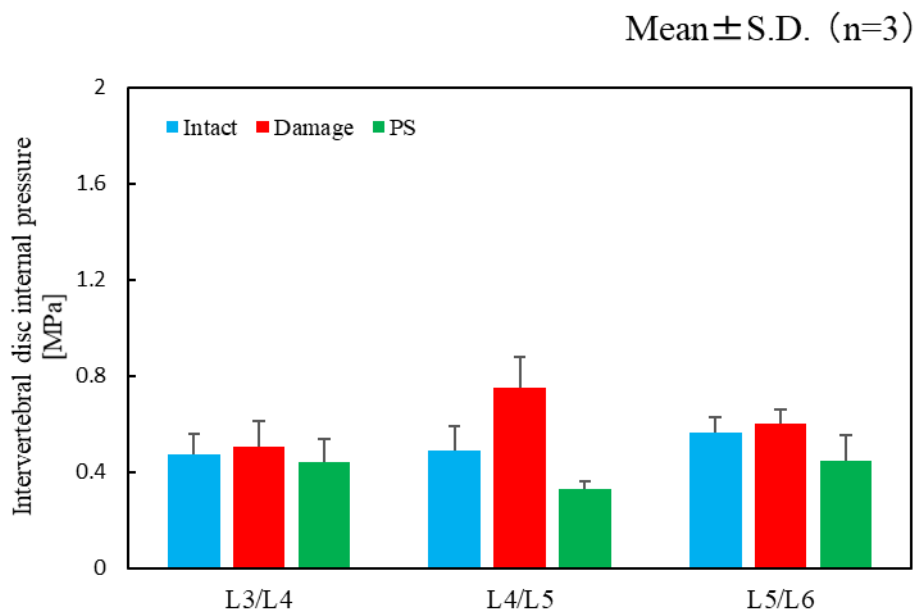


Fig.4.12 Intervertebral disc internal pressure of each segment in torque test

次に、図 4.15 および図 4.16 に PS モデルにおけるロッド部でのひずみ分布を示す。なお、グラフの値は 3 体の平均値である。なお 45 度、135 度、225 度、315 度の位置はひずみを図 4.10 (a) のひずみ計測位置で、0 度 (360 度)、90 度、180 度、270 度の位置は図 4.10 (b) のひずみ計測位置である。これらの図よりロッドの前方では引張ひずみが後方では圧縮ひずみが発生していた。また、左ロッドでの引張ひずみの最大値は 0 度の位置で  $151 \times 10^{-6}$  であり、チタン合金のヤング率を 110 GPa とすると最大引張応力は 16.6 MPa であった。圧縮ひずみの最大値は 135 度の位置で  $132 \times 10^{-6}$  であり、最大圧縮応力は 14.5 MPa であった。右ロッドにおいて、引張ひずみの最大値は 45 度の位置で  $136 \times 10^{-6}$  であり、最大引張応力は 15.0 MPa であった。圧縮ひずみの最大値は 225 度の位置で  $134 \times 10^{-6}$  であり、最大圧縮応力は 14.8 MPa であった。

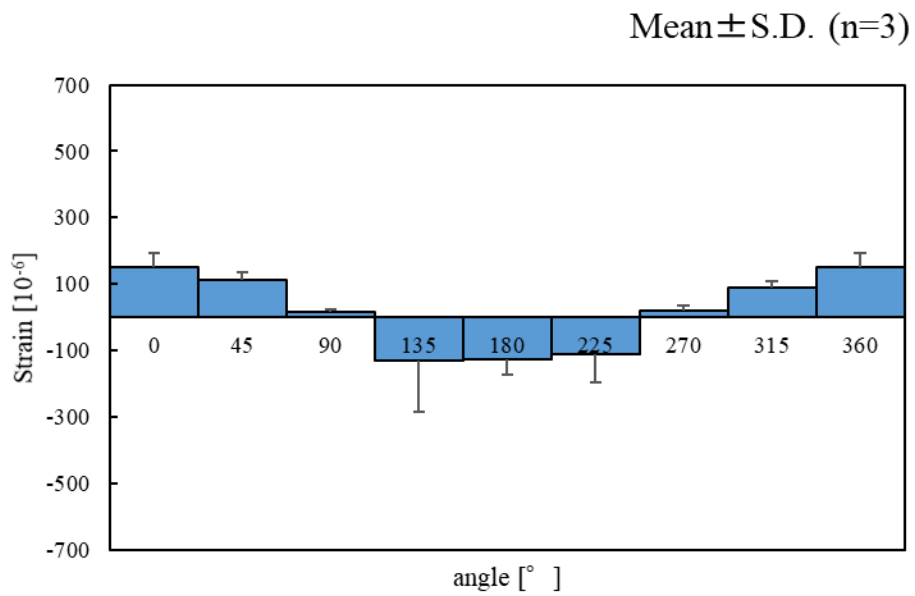


Fig.4.13 Strain at each position of the left rod in torque test

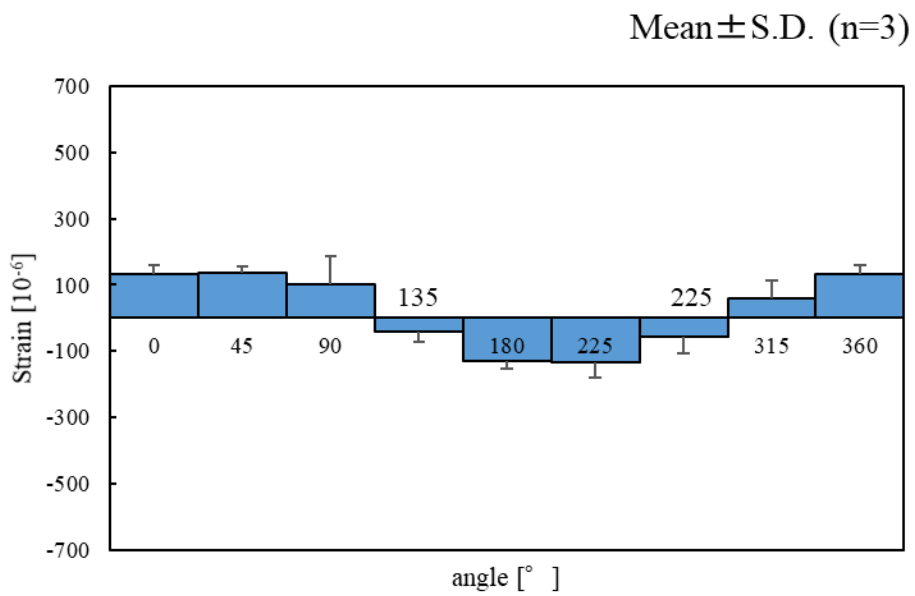


Fig.4.14 Strain at each position of the right rod in torque test

### 4.3.2 角変位規定試験

まず、図 4.17 に角変位規定試験より得られた各椎間の椎間板内圧をそれぞれ示す。なお、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。また、L3/L4 および L5/L6 が上位および下位隣接椎間であり、L4/L5 が責任椎間である。

この図より、責任椎間である L4/L5 の正常モデルの平均椎間板内圧は  $0.49 \pm 0.10$  MPa であった。損傷モデルの椎間板内圧は  $0.54 \pm 0.06$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は約 10%増加した。PS モデルの椎間板内圧は  $0.93 \pm 0.26$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は約 89%増加した。

上位隣接椎間である L3/L4 の正常モデルの椎間板内圧は  $0.47 \pm 0.09$  MPa であった。損傷モデルの椎間板内圧は  $0.42 \pm 0.08$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は約 10%減少した。PS モデルの椎間板内圧は  $1.27 \pm 0.45$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は約 171%増加した。

下位隣接椎間である L5/L6 の正常モデルの椎間板内圧は  $0.56 \pm 0.06$  MPa であった。損傷モデルの椎間板内圧は  $0.46 \pm 0.05$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は 20%減少した。PS モデルの椎間板内圧は  $1.22 \pm 0.52$  MPa であり、正常モデルと比較して椎間板内圧は約 117%増加した。

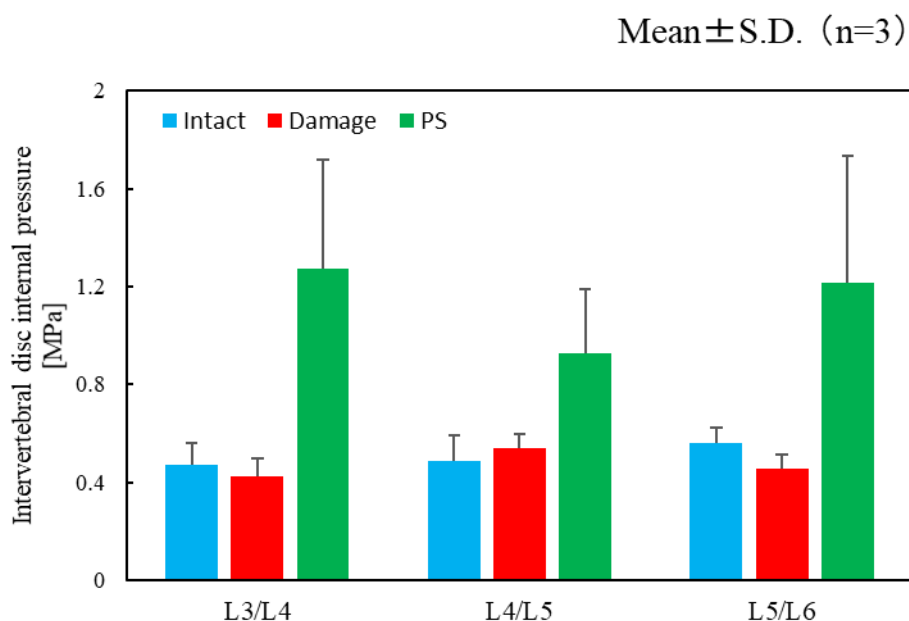


Fig.4.15 Intervertebral disc internal pressure of each segment in angle test

次に、図 4.18 および図 4.19 に PS モデルにおけるロッド部でのひずみ分布を示す。なお、グラフの値は 3 体の平均値である。これらの図よりロッドの前方では引張ひずみが後方では圧縮ひずみが発生していることがわかった。また、引張ひずみの最大値は 0 度の位置で  $365 \times 10^{-6}$  であり、最大引張応力は 40.2 MPa であった。圧縮ひずみの最大値は 180 度の位置で  $283 \times 10^{-6}$  であり、最大圧縮応力は 31.1 MPa であった。右ロッドでは、引張ひずみの最大値は 45 度の位置で  $431 \times 10^{-6}$  であり、最大引張応力は 47.4 MPa であった。圧縮ひずみの最大値は 225 度の位置で  $423 \times 10^{-6}$  であり、最大圧縮応力は 46.5 MPa であった。



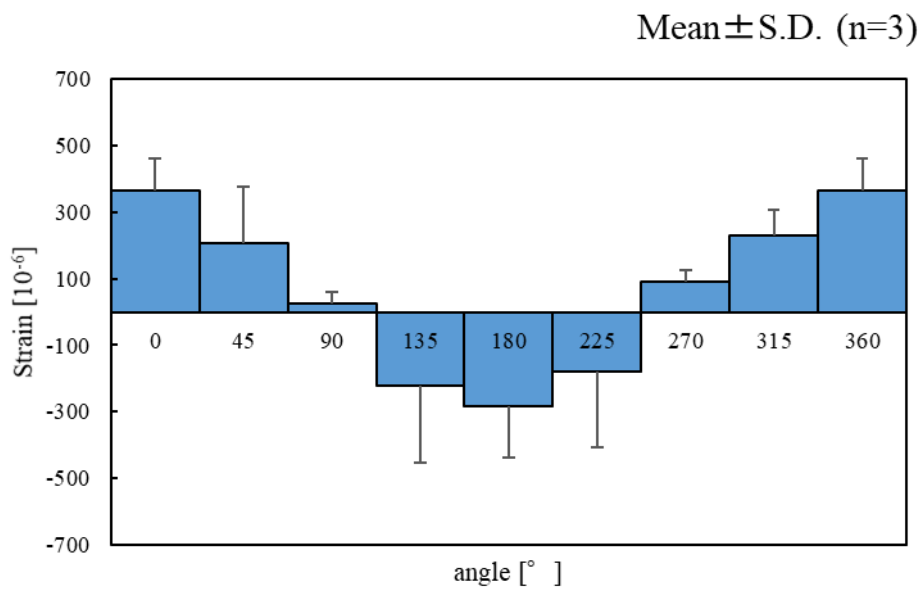


Fig.4.16 Strain at each position of the left rod in angle test

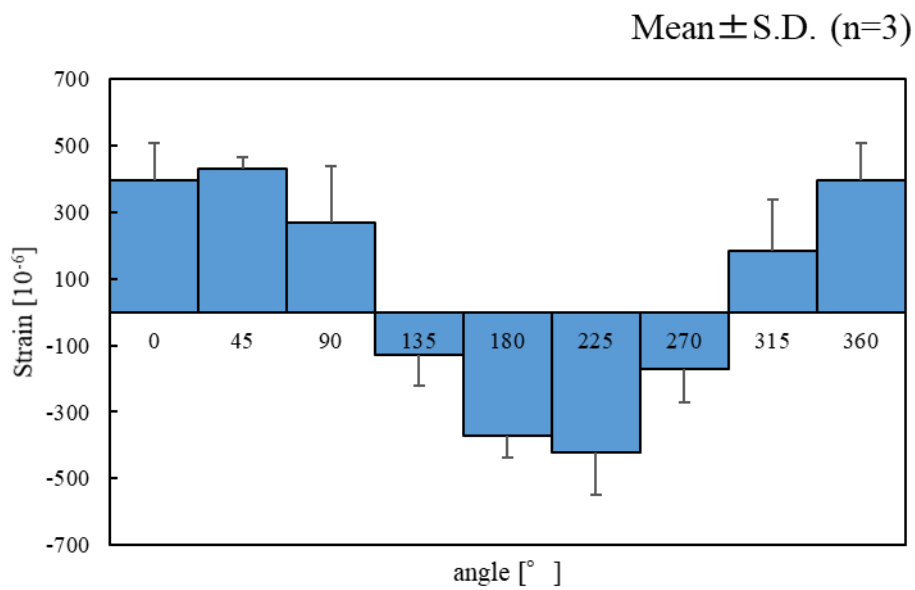


Fig.4.17 Strain at each position of the left rod in angle test

さらに、図 4.19 に角変位規定試験より得られた各モデルに作用した最大トルクを示す。なお、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。正常モデルにおける最大トルクは  $1.0 \pm 0.0 \text{ Nm}$  であった。損傷モデルにおける最大トルクは  $0.6 \pm 0.1 \text{ Nm}$  であり、正常モデルと比較して約 45%減少した。PS モデルにおける最大トルクは  $3.2 \pm 0.2 \text{ Nm}$  であり、正常モデルと比較して最大トルクは約 220%増加した。

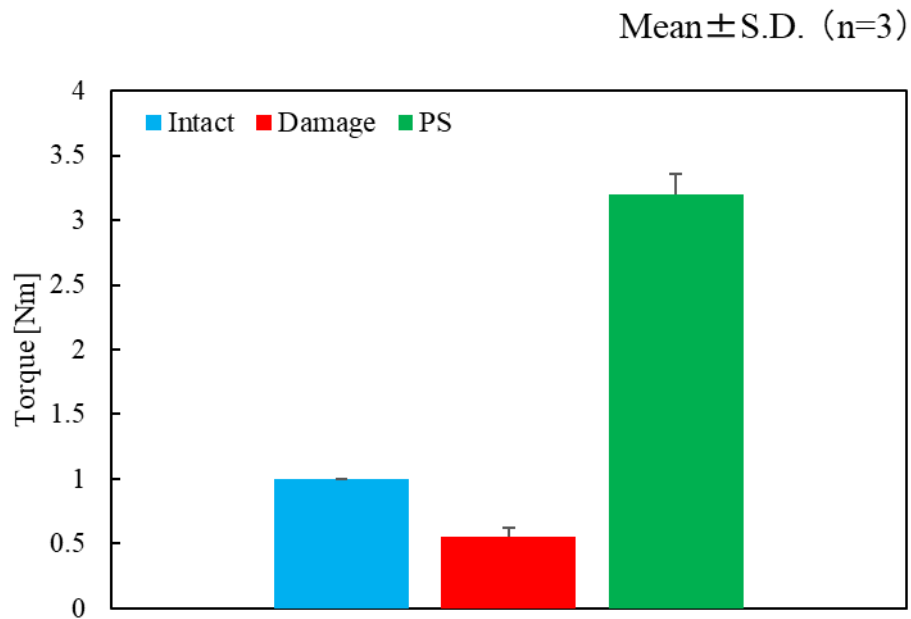


Fig.4.18 Maximum torque in angle test

## 4.4 考察

まず、トルク規定試験における椎間板内圧とロッドのひずみに関する実験結果について考察する。責任椎間において、正常モデルに対して損傷を加えると椎間板内圧は増加した。このことから安定要素を損傷すると椎間板内圧は高くなると考えられる。不安定になった脊椎の椎間板には多大な負担が加わり新たな脊椎疾患につながると考えられる。一方、損傷モデルに対して PS 固定を施すと椎間板内圧は減少した。またこのとき、固定具のロッド部にはひずみが発生していた。このことから固定具を装着することにより、負荷される荷重の一部を固定具のロッドが負担したため、椎間板に作用する負荷が減少したと考えられる。このことから、チタンのロッドを用いた PS 固定は椎間板内圧の増加により発生する疾患を防止するために有用であると考えられる。また、隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の PS モデルと損傷モデルの椎間板内圧は正常モデルと比較して同様の傾向を示した。この理由として、トルクは脊椎の状態に関係なく各椎間に均一に負荷されていることが考えられる。今回作製した損傷モデルおよび PS モデルでは、責任椎間のみ処理を施したため、隣接椎間の状態は正常モデルから変化していない。したがって、一定トルクを負荷するトルク規定試験では、隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の状態が変わっていないものに対して同じトルクが負荷されることから椎間板内圧に影響を及ぼさないと考えられた。

次に、角変位規定試験における椎間板内圧に関する実験結果について考察する。角変位規定試験では、隣接椎間である L3/L4 および L5/L6 の PS モデルの椎間板内圧はトルク規定試験とは異なる傾向を示し、大幅に増加した。また、この時 PS モデルに負荷されたトルクも損傷モデルと比較して増加していた。この理由としては、以下の通りであると考えられる。PS モデルを想定した責任椎間の剛性はチタン合金製の固定具により大きくなっている。したがって、多椎間脊椎において正常脊椎と同様の角変位を与えるためには大きなトルクが必要となる。このトルクは責任椎間だけでなく、全ての椎間において均一に負荷される。その結果、隣接椎間の椎間板内圧が増加したと考えられた。以上の結果より、PS 固定を施した脊椎が正常脊椎と同程度の前屈運動を行った場合、脊椎に正常脊椎よりも大きなトルクが負荷され、隣接椎間の安定要素に過度な負担が生じ、隣接椎間において椎間板変性など新たな脊椎疾患を生じる可能性が示唆された。

さらに、トルク規定試験と角度規定試験において得られた固定具ロッド部に生じるひずみの分布から、ロッドの前方で引張、後方で圧縮が加わっていた。このためロッドには脊椎に加えた曲げモーメントと逆方向の曲げが加わっていることがわかった。この理由としては以下の通りであると考えられる。脊椎に前屈方向の曲げを加えた際、脊椎前方では圧縮、後方では引張が加わっている。この時、脊椎後方に取り付けられた固定具のスクリー部の椎骨境界面には引張が加わる。これによりロッド部に

は、スクリュー部を曲げモーメントの腕として、脊椎にかけた曲げモーメントとは逆方向の曲げモーメントが加わる。このためロッドは負荷した曲げモーメントと逆に曲がったと考えられる (図 4.19)。

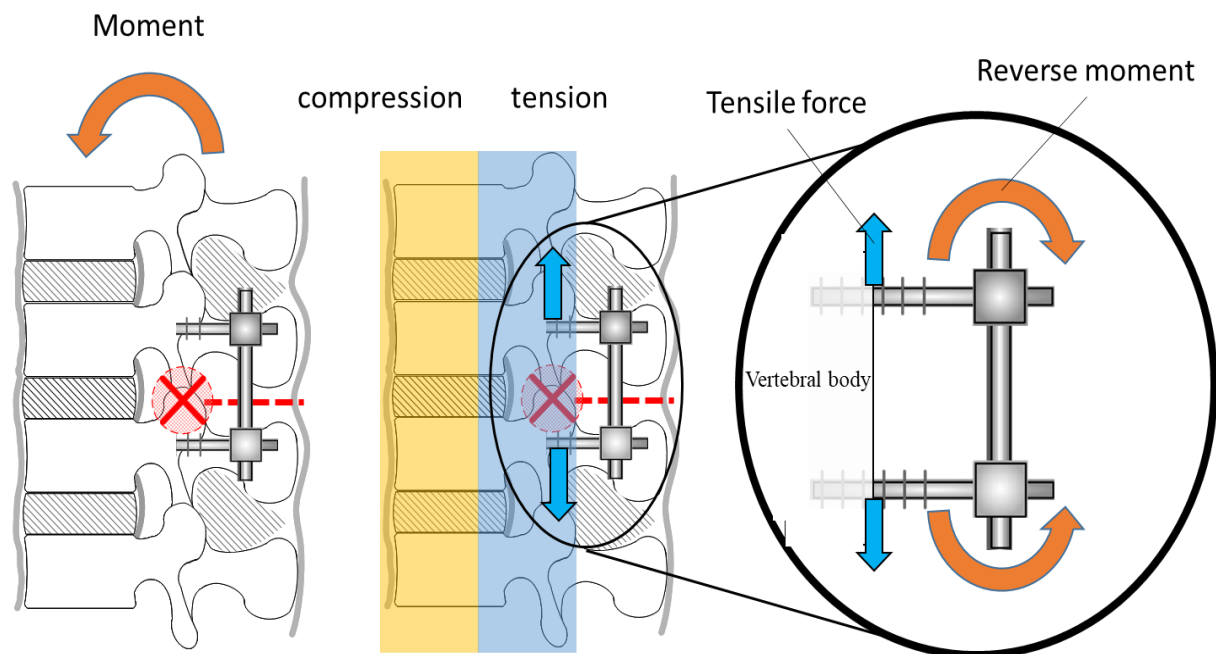


Fig.4.19 Schematic of mechanical loading conditions around the PS

以上のひずみ分布の考察について検討のために、2体のシカ屍体腰椎 L4-L5 を用い、本章の試験体モデルと同様の処理を行ったスクリー長さ異なる2種類のPSモデルを作製し、トルク規定試験を行った。スクリーの長さが本章曲げ試験で扱ったPSモデルと同じである基準モデル（図4.20 (a)）と、スクリーの長さを短くした短スクリーモデル（図4.20 (b)）を試験モデルとした。試験機には脊椎強度測定用6軸材料試験機を使用し、3 Nm までの前屈試験を行った。その際、ロッド部のひずみを本章と同様に16カ所計測した。図4.21 および図4.22 に基準モデルにおけるロッドのひずみ分布を示す。また、図4.23 および図4.24 に短スクリーモデルにおけるロッド部でのひずみ分布を示す。この結果からPSモデルにおいてPS固定具のスクリーの長さを変えることでひずみ分布が変化し、曲げ方向が変化していることがわかった。具体的には基準モデルにおいて前方で引張、後方で圧縮のひずみが発生しており、加えた曲げ方向とは逆の曲げが加わっていたが、短スクリーモデルにおいては前方で圧縮、後方で引張のひずみが発生しており、加えた曲げ方向に沿った曲げが加わっていたことがわかった。これはPS固定具をコの字型のばねとみなすことで考察できる。短スクリーモデルは基準モデルと比較するとスクリーの椎骨境界面からロッドまでの距離が短くなっているため、固定具のばね係数が大きくなると考えられる。これにより椎体後方の剛性が大きくなるため、中立軸の位置がより後方に移動する。中立軸の位置がスクリーの椎骨境界面よりロッド側に移動することによりロッド部の曲げが変化したと考えられる。以上の検討より、本章においてPS固定具のロッド部が脊椎全体に加えた曲げ方向とは逆に曲がったことは脊椎後方の引張の力に起因した曲げモーメントの発生が原因であることがより示唆された。またこの曲げモーメントによりロッド部のひずみは大きく変化するため、スクリーの長さを考慮した脊椎固定具負荷を調査することは重要であると示唆された。

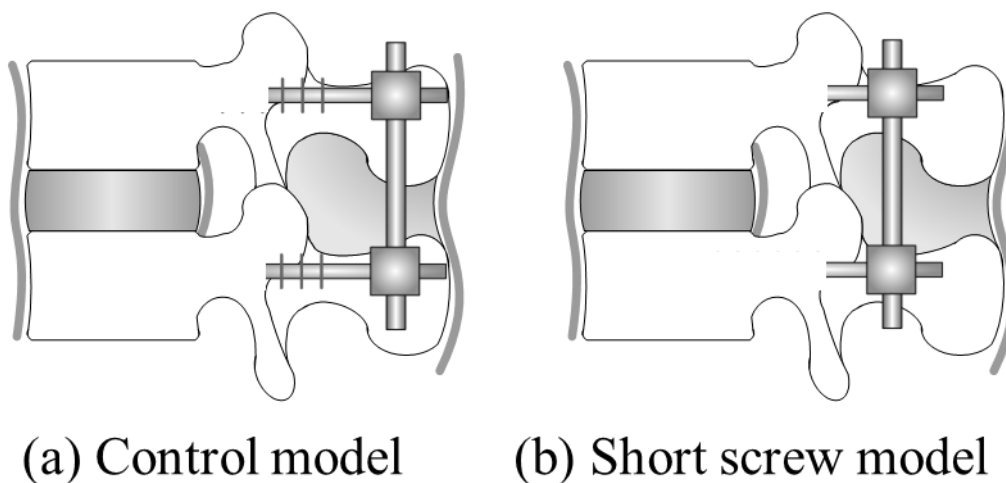


Fig.4.20 Schematic illustration of experimental models in additional test

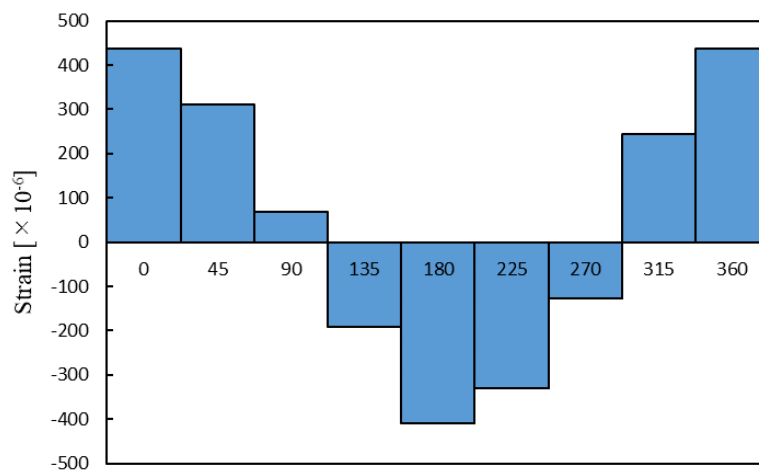


Fig.4.21 Strain at each position of the left rod in control model in additional test

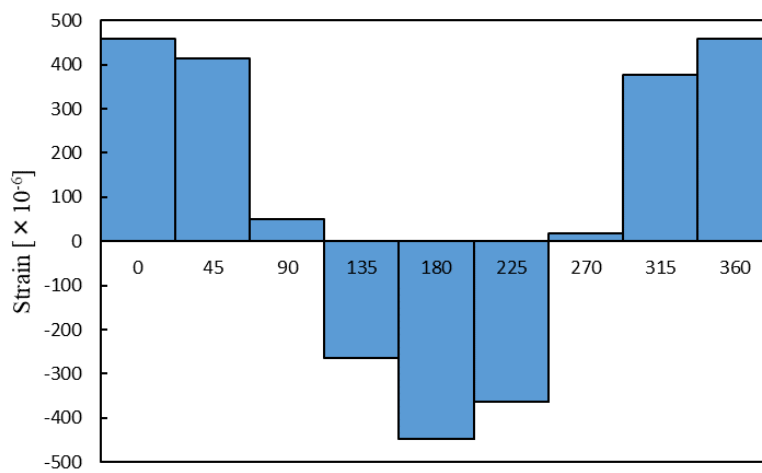


Fig.4.22 Strain at each position of the right in control model rod in additional test

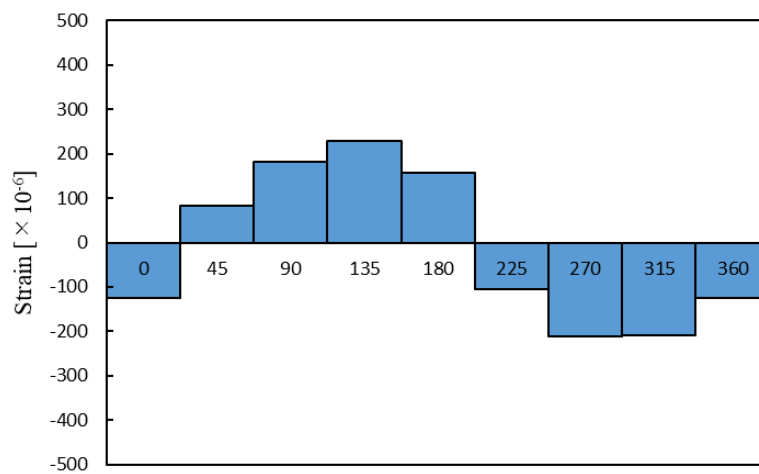


Fig.4.23 Strain at each position of the left rod in short screw model in additional test

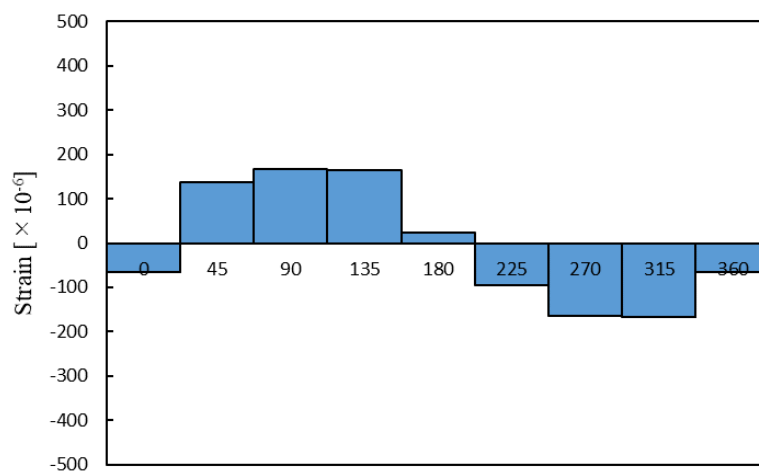


Fig.4.24 Strain at each position of the right rod in short screw model in additional test

## 4.5 結言

本章では曲げを加えた際の PS 固定が脊椎における各椎間にかかる負荷へ及ぼす影響について調査した。その結果、曲げ運動時の固定具負荷と椎間板内圧の関係が実験的に明らかとなった。今回作製した PS 固定を模擬したモデルでは、固定具装着により責任椎間だけでなく隣接する上下椎間に加わる負荷にも影響があることがわかった。PS 固定を施した責任椎間の剛性が高くなり同じ角変位を与えるために大きなトルクが負荷され、隣接椎間の椎間板内圧が大きくなることが明らかとなった。そして、ロッドの前屈運動時のひずみを計測することで固定具のロッド部には脊椎後方に負荷される引張の力が影響し、脊椎に加えたトルクとは逆方向に曲がることがわかった。



## 5章 結言

本研究では PS 固定具の装着による椎間板負荷の変化および脊椎固定具に生じる力学的負荷を実験的に評価することを目的とした。まず、試験機に万能材料試験機を用い、3 椎間のヒト屍体腰椎に対して圧縮試験を行った。次に、試験機に脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用い、3 椎間のシカ屍体腰椎に対して曲げ試験を行った。その結果、得られた知見を以下に述べる。

### 圧縮負荷が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響

損傷脊椎に PS 固定具を取り付けることで、椎間板内圧が減少することが明らかとなった。このときの減少分を固定具が代替しており、固定具には圧縮と曲げの複合負荷が加わることが明らかとなった。

### 前屈運動が脊椎固定具および椎間板負荷に及ぼす影響

一定のトルクを加える際、正常脊椎を損傷させると責任椎間の椎間板内圧が増加し、損傷脊椎に PS 固定を施すことで責任椎間の椎間板内圧が減少することが明らかとなった。また、一定の各角度を加えた際には、PS 固定を施すことで責任椎間および上下隣接椎間で椎間板内圧が大きく増加することがわかった。これは特に上下隣接椎間で顕著であった。そして、脊椎に装着した PS 固定具のロッド部には脊椎全体に与えたトルクとは逆向きの曲げモーメントが発生していることが明らかとなった。

本研究において得られた結果から、損傷脊椎に PS 固定具を装着した際の椎間板内圧の変化と、その際にどのような固定具負荷が加わるかが明らかとなった。固定脊椎を圧縮した場合、椎間板内圧の減少割合と固定具ロッド部に加わる曲げと圧縮の複合負荷の存在から、従来の PS 固定と椎体間ケージを併用し椎体前方の安定性を高める必要性が示唆された。また、固定脊椎が正常な脊椎と同程度の前屈運動を行った場合、PS 固定具装着により責任椎間の剛性が高まることで責任椎間の可動域が減少し、正常な脊椎よりも大きなトルクが負荷され、その結果隣接椎間の椎間板内圧が増加することが明らかとなった。したがって、隣接椎間に加わる負荷が増大し、隣接椎間において椎間板変性など新たな脊椎疾患を生じる可能性が示唆された。

## 参考文献

- 
- [1] Nachemson, A.: Intravital Dynamic Pressure Measurements in Lumbar Discs. Scand. J. Rehab. Med., Supple. No.1, 1970.
- [2] 小林孝光, 腰椎椎間板の力学的研究, 順天堂医学, 21 卷, 1 号, 42-52,, 1974.
- [3] 兼松弘, 椎間板内圧に関する実験的研究, 日整形会誌, 44 卷, 589-599, 1970
- [4] 杉浦皓, 超小型半導体圧力変換器による腰椎椎間板内圧の測定. 中部整災誌, 14 卷, 137-147, 1971.
- [5] 米沢卓実, 市村善宣 他: 椎間板内圧測定用圧力センサの開発とその臨床応用. 医用電子と生体工学, 35 卷, 248-253, 1997.
- [6] 徳橋泰明, 松崎浩巳 他: 腰椎変性疾患における pedicle screw 周囲の clear zone の推移意義. 脊椎脊髄 12(4): 271-278, 1999.
- [7] 小泉宗久, 重松英樹 他: 腰椎固定術後の隣接椎間変化. 中部日本整形外科災害外科学学会誌 56 卷 4 号: 991-992, 2013.
- [8] 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.
- [9] 正岡卓也, 稲葉忠司 他: Spinal instrumentation が隣接椎間に与える生体力学的影響. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.29, 305-310, 2008.
- [10] Mohamed M Mohi Eldin, and Abdel Mohsen Arafa Ali,: Lumbar Transpedicular Implant Failure: A Clinical and Surgical Challenge and Its Radiological Assessment. Asian Spine Journal, pp281-297, 2014
- [11] Fujiwara M, Masuda T et al.: Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties. Journal of Robotics and Mechatronics18:60-166, 2006.
- [12] 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.
- [13] 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.
- [14] 青木一真, 稲葉忠司 他: Kissing spine の変形挙動解析. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.40, 19-24, 2019.
- [15] 松岡勇貴矢, 稲葉忠司 他: 脊椎固定具ロッド部の剛性の違いが脊椎の変形挙動に及ぼす影響. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.41, 13-18, 2020.
- [16] 馬場創太郎, 稲葉忠司 他: 椎間板内圧の直接計測に基づいた前屈運動時の椎間板内圧に及ぼす脊椎固定具剛性の影響. 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.41, 19-24, 2020.

- [17] 田中 孝則：三次元有限要素法による脊椎構成要素の応力解析，三重大学大学院工学研究科修士論文（未公刊），2015.
- [18] 吉岡 勇徳：三次元有限要素法を用いた脊椎運動解析，三重大学大学院工学研究科修士論文（未公刊），2016.
- [19] 吉村 伸太郎：数値解析を用いた脊椎運動の力学的評価，三重大学大学院工学研究科修士論文（未公刊），2019.
- [20] 島津晃，浅田莞爾：バイオメカニクスよりみた整形外科．金原出版株式会社，60-69，1988.
- [21] 寺山和雄，片岡治：整形外科：痛みへのアプローチ 腰背部の痛み．南江堂，34-39，1999.
- [22] White, A.A, and Panjabi, M.M : Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
- [23] Slucky AV, Brodke DS, et al.: Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis. Spine J, 6, 30-33, 2006.
- [24] White, III.A.A, Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd edition, J.B.Lippincott, Philadelphia, 1-83, 1990.
- [25] Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43, 1-140, 1960.
- [26] 山本真，笹田直：整形外科バイオメカニクス入門．南江堂，225-228，1983.
- [27] Tokuhashi Y, Matsuzaki H et al.: Clinical Course Significance of the Clear Zone Around the Pedicle Screws in the Lumbar Degenerative Disease. Spine, Vol.33, No.8, 228-280, 2008.
- [28] 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.
- [29] King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. Orthop. Clin. North Am., 6-19, 1975.
- [30] 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.
- [31] Miles, M., Sullivan, W. E.: Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints. Anat. Rec., 139: 387-398, 1961
- [32] 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.
- [33] Virgin, W.J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. J, Bone Joint Surg., 33-B, 607-611, 1951.
- [34] Twomey, L.T., Taylor J.R.: Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. Spine, 7, 116-122, 1982.
- [35] 但野茂，石川博將，伊藤学，金田清志，：生体内椎間板矢状面に生じるひずみ分布。

- [36] 日本機会学会論文集 A 編, 57 巻, 1991-1995, 1990.
- [37] 大谷 清: 骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その 1. 南江堂, 1986.
- [38] 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.
- [39] Shikata, J., et al.: Posterior Instrumentation about Thoracic and Lumbar Growth. *Orthopedic Surgery MOOK Spinal Instrumentation*, No.60, 197-205, 1990.
- [40] Atsushi Fujiwara, Kazuya Tamai, Minoru Yamato, et al. The relationship between facet joint osteoarthritis and disc degeneration of the lumbar spine: an MRI study, *European spine journal* 8, pp.396-401, 1999.
- [41] 戸伏壽昭, 稲葉忠司 他: 材料力学 機械設計の基礎, コロナ社, 2014.
- [42] 駒井謙治郎 他: 機械材料学, 日本材料学会, 290-291, 1995.

## 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心より御礼申し上げます。また，本研究に関する数多くの有益なご教示，ご助言を賜りました吉川高正准教授，馬場創太郎助教にも深く御礼申し上げます。

この3年間，懇切丁寧に医学の知識を教えていただき，臨床学的観点から研究の指針と多数のご助言を賜り，実験でも協力いただいた石井病院 ASEAN 事業部の笠井裕一先生，聖隷浜松病院せぼね骨腫瘍科の水野哲太郎先生に多大なる感謝をいたします。そして，タイで実験するにあたり協力していただいた Khon Kaen 大学の Permsak Paholpak 先生，Kriengkrai Nabudda 先生にも深く感謝いたします。さらに，生体システム工学研究室の先輩である三重大学地域創生戦略企画室の加藤貴也准教授には，文武両道ともにご指導を賜り，厚く御礼申し上げます。

研究に限らず様々な面で私を支えてくださった脊椎チームの先輩である青木さん，吉村さん，中村さん，林さん，松岡さんに心から御礼申し上げます。

また，研究ミーティングなど，数多くの場面で支えあったバイオメカニクスチームの後輩である磯貝君，砂川君，濱口君に深く感謝いたします。

さらに，実験に嫌な顔せず協力していただいた学士の花田君，稲井君，中村君，原田君にも感謝いたします。

最後に共に研究に取り組んだ池田智道君，一尾魁人君，世古口瞬君，富永怜君，服部祥也君，牧野内裕君をはじめとする生体システム工学研究室のメンバーに心から感謝いたします。皆さんのおかげで充実した研究室生活を送ることができました。本当にありがとうございました。

令和4年3月吉日  
石川 燦斗