

修士論文

平成 30 年度

脊椎運動における椎間板内圧に  
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

浦口 雅隆

# 目次

---

1. 緒言	1
2. 脊椎のバイオメカニクス	2
2.1 脊椎の構成要素	2
2.2 椎骨のバイオメカニクス	4
2.2.1 骨組織の構造	5
2.3 機能的脊椎単位と脊椎の安定要素	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	9
2.4.1 Right-handed orthogonal coordinate system	9
2.4.2 カップリングモーション (Coupling motion)	10
2.4.3 粘弾性 (Viscoelasticity)	10
2.4.4 椎間可動域 (Range of motion : ROM)	11
2.4.5 瞬間回転軸 (Instantaneous axis of rotation : IAR)	12
3. 脊椎疾患および脊椎固定術	14
3.1 脊椎の損傷	14
3.1.1 安定要素の変性	14
3.1.1.1 椎間板変性	14
3.1.1.2 椎間関節変性	14
3.1.2 脊椎疾患	14
3.2 脊椎手術	16
3.3 脊椎固定具および脊椎固定術	16
3.3.1 Pedicle screw and rod system (PS)	17
3.3.2 椎体間 Cage	19
3.3.2.1 後方腰椎椎体間固定術	19
3.3.2.2 側方経路腰椎椎体間固定術	20

4.	実験概要および解析手法	21
4.1	実験概要	21
4.1.1	試験体	21
4.1.2	実験準備	22
4.1.2.1	試験体の治具への固定	22
4.1.2.2	試験体の試験機への設置	24
4.1.2.3	初期位置の決定	24
4.1.3	試験体モデル	24
4.1.4	試験機	27
4.1.5	実験方法	29
4.2	椎間板内圧の計測	30
4.2.1	圧力センサ	30
4.2.2	椎間板内圧の算出方法	31
4.3	椎間板ひずみの計測	31
4.3.1	動画解析による変位計測方法	31
4.3.2	椎間板ひずみの算出方法	33
5.	実験結果	34
5.1	トルクと回転角度	34
5.1.1	トルクと回転角度の関係	34
5.1.2	各モデルにおける ROM	35
5.2	椎間板内圧と椎間板ひずみ	36
5.2.1	椎間板内圧と椎間板ひずみの関係	36
5.2.2	椎間板内圧の最大値	37
5.2.3	椎間板ひずみの最大値	38
6.	考察	39
6.1	各モデルにおける脊椎の変形挙動	39
6.2	各モデルにおける椎間板内圧と椎間板ひずみの関係	39
6.3	各モデルにおける椎間板内圧	40
6.4	まとめ	40
7.	結言	42

参考文献 .....	43
謝辞 .....	46

## 第 1 章 緒言

---

近年、バイオメカニクス(Biomechanics)に関する研究は飛躍的な発展を遂げ、基礎医学だけでなく、臨床医学、リハビリテーション医学、医療機器開発などの分野に役立つ多くの成果を上げてきた。また、力学的環境下にある生体器官において、身体の柱となる脊椎の研究は需要が高く、さまざま研究がなされている。

脊椎の主な役割として、運動の伝達、体幹の支持および中枢神経である脊髄の保護などが挙げられる。脊椎は椎体、椎間板、椎間関節および各種靭帯などの安定要素から構成される。安定要素の中でも椎間板は負荷の影響を受けやすいため、変性や損傷が生じやすい。したがって椎間板を力学的に調査することは重要である。また脊椎に生じる疾患として椎間板ヘルニアや腰椎椎間板症などが挙げられ、これらの疾患は椎間板の変性により生じる疾患である。このような疾患の生じた脊椎に対しては手術による治療が行われる。手術において、変性した部位の切除に加え、術野確保のために安定要素を除去する場合がある。安定要素の除去により不安定になった脊椎に対し、即時安定性の獲得を目的として、脊椎固定具とよばれるインプラントを用いた固定術(脊椎固定術)が行われる。そのため、脊椎固定術が椎間板に及ぼす影響を調査することも重要である。

椎間板を力学的に調査する上で用いられている評価指標として椎間板内圧(Intradiscal pressure)がある。また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。Nachemson<sup>[1]</sup>らによって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への影響などが報告されている。また、小林ら<sup>[2]</sup>によって脊椎に圧縮荷重を負荷した際の椎間板内圧と椎間板の変形の関係<sup>[2]</sup>を調査している。一方、脊椎の主となる動きは曲げ運動であるため、脊椎の曲げ運動における椎間板内圧を調査することも重要である。しかし脊椎の曲げ運動における椎間板内圧についてはほとんど調査されていない。また椎間板の変形は脊椎の運動に大きく関わるため、椎間板内圧と椎間板のひずみの関係を調査することも重要である。椎間板内圧と椎間板のひずみの関係が明らかとなることで人工椎間板などの開発などに役立つと考えられる。

そこで本研究では脊椎の曲げ運動における椎間板の力学的負荷を明らかにすることを目的とした。当研究室で脊椎の力学試験用に開発された 6 軸材料試験機を用い、シカ屍体腰椎より摘出した機能的脊椎単位(Functional Spinal Unit : 以下 FSU)に対して正常、損傷および固定術を施した脊椎モデルを作製した。そのモデルに対し前屈方向の曲げ試験を行い、椎間板前方部分の椎間板内圧および椎間板ひずみを調査した。

## 第2章 脊椎のバイオメカニクス

---

### 2.1 脊椎の構成要素

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個の椎骨と、これらを連結する椎間板、靭帯より構成される<sup>[1]</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弯しており、胸椎部と仙椎部では後方に凸弯している。胸椎部での後弯は、椎体の前弯が後弯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、腰椎部の前弯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。

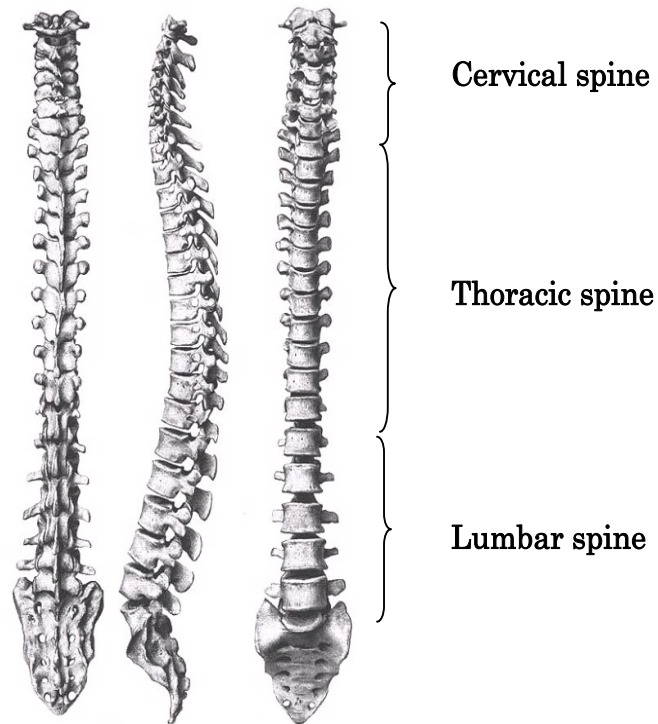
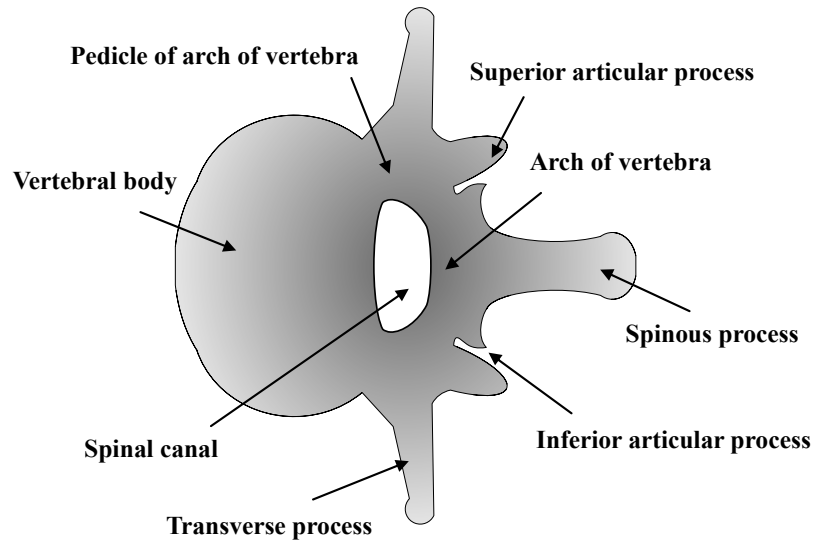
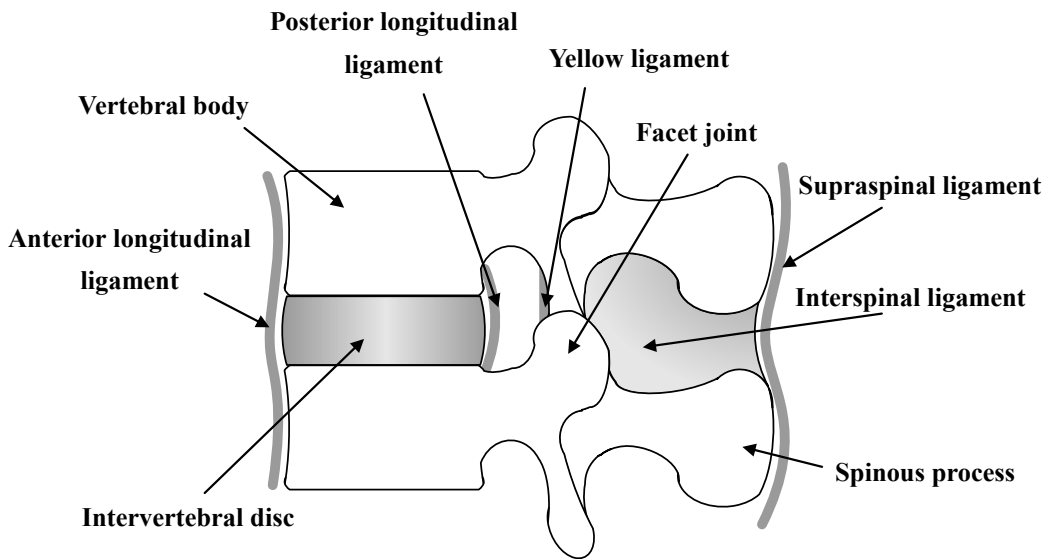


Fig.2.1 Schematic of spine

図 2.2 の(a), (b)はそれぞれ脊椎の断面図および側面図であり，そこに各種安定要素を示す．椎骨は椎体部分と椎弓部分の二つに大別され，主に椎体が身体の支持および運動の伝達の役割を，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．



(a) Cross section diagram



(b) Left lateral view

Fig.2.2 Component 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するといえる。

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6000~8000N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<sup>[4]</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4.7MPa程度にすぎない<sup>[4]</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>[4]</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において、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する<sup>[4]</sup>。

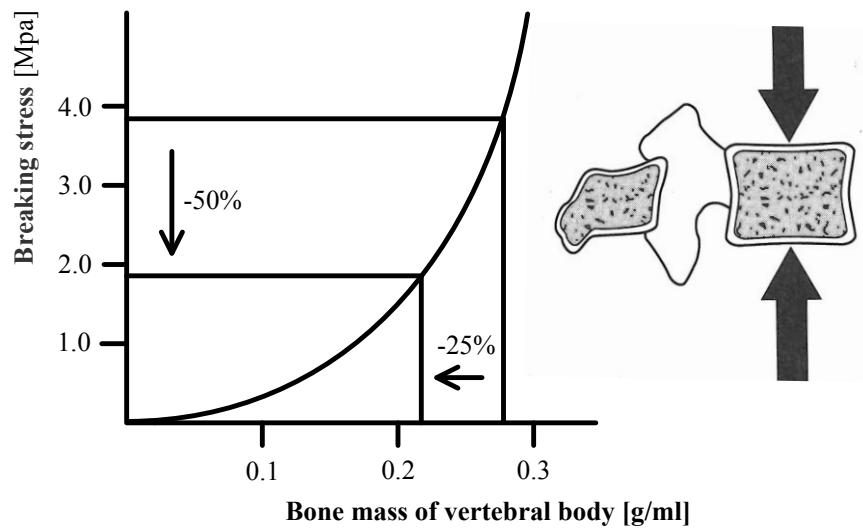


Fig.2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

## 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(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 脊椎の前方要素

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。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5.7kNといわれている<sup>[5]</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>[6]</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>[7]</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>[8]</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。

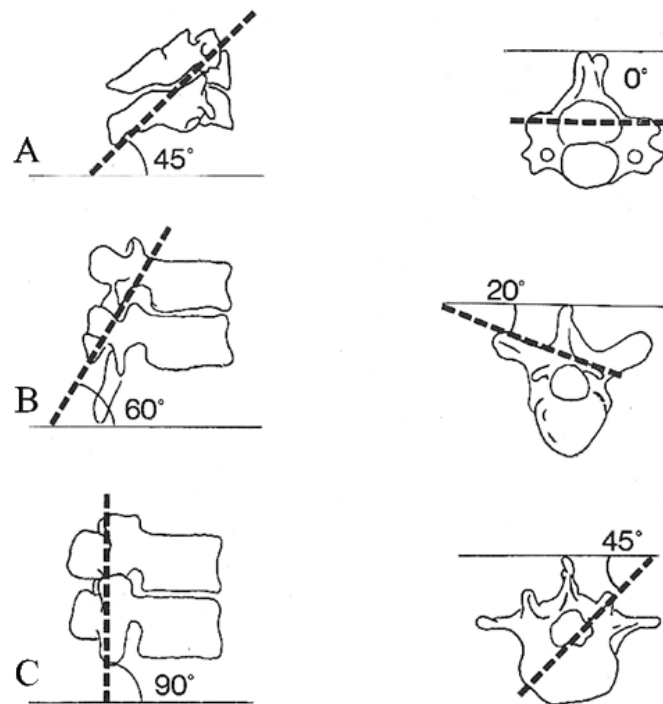
ヒト屍体からとりだした正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が  $10\text{N/cm}^2$  であることを示している<sup>[11]</sup>。椎間におけるこの圧力は靭帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する繊維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向へは  $0.7\sim 1.4\text{MPa}$ 、水平方向へはその約 5 倍、さらに繊維方向へは水平方向の約 3 倍の強度を持つとされている<sup>[9]</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 脊椎の後方要素

後方要素は運動分節の動きを導いている。この働きは椎間関節によるところが大きい。椎間関節は、一対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  $45^\circ$  傾き、前額面に対しては平行である(図 2.4)。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  $60^\circ$ 、前額面に対して  $20^\circ$  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(図 2.4 参照)。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  $45^\circ$  の傾きを持っている(図 2.4 参照)<sup>[10]</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しない。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>[11]</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。

関節面は以前では、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>[12]</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は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。

横突起および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横突起および棘突起の動きを開始させることにより、脊椎に対する外因的な安定性が寄与される。



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、前従、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。これらの多くは主として同一方向のコラーゲン繊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。

靭帯の機能としては、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>[13]</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 Right-handed orthogonal coordinate system

Right-handed orthogonal coordinate system とは、脊椎の運動を3次元的に考えるために White と Panjabi らによって提唱、導入されたものである（図 2.5 参照）<sup>[14]</sup>。同図のように、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。

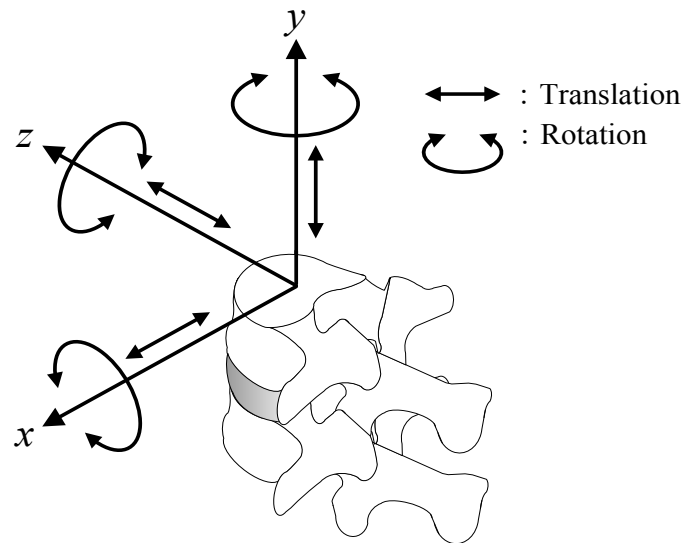


Fig.2.5 Right-handed orthogonal coordinate system

#### 2.4.2 カップリングモーション(Coupled 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の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、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>[15]</sup>。たとえば、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>[16]</sup>。

#### 2.4.3 粘弾性(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 2.6 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。

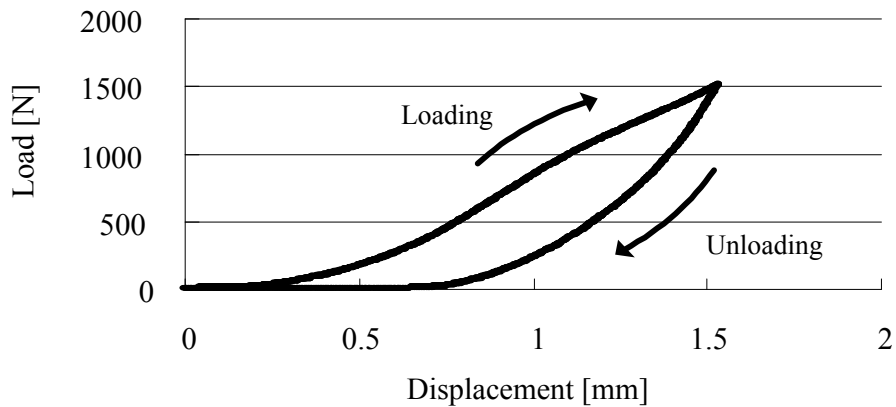


Fig.2.6 Load-displacement curve indicates Hysteresis

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

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であり、Panjabi<sup>[16]</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 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>[16,17]</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。

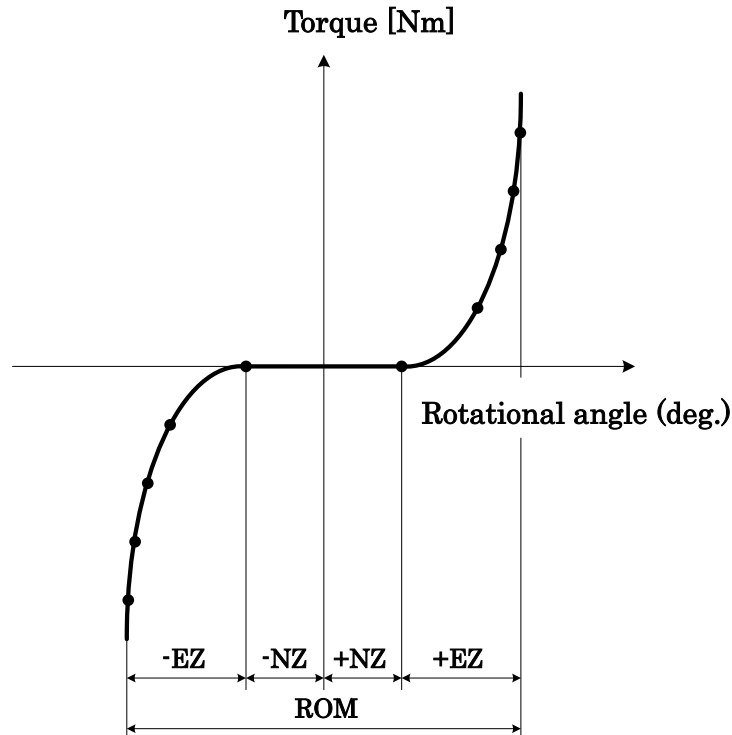


Fig.2.7 Relationship between torque and rotational angle of spine

#### 2.4.5 瞬間回転軸 (IAR : Instantaneous axis of rotation)

図 2.8 に示すように、剛体のあらゆる運動は回転運動と並進運動の合成で表すことができる。一方で、ある瞬間にはある点を中心として回転運動をしているものと見なすことができる<sup>[18]</sup>。この回転運動の中心は回転軸とよばれる。また、運動の変化に伴い回転軸も時々刻々と変化することから、ある瞬間における回転軸は瞬間回転軸とよばれる。これらの概念は機構学や運動学でよく用いられている。Frankel ら<sup>[19]</sup> は膝関節運動における IAR を、Grant ら<sup>[20]</sup> は顎関節運動における IAR を調査することにより、IAR の重要性を指摘している。このほか、人工関節の設計においても自然な動きの再現するために IAR の解析は必要不可欠であることがわかる。

脊椎分野においても、IAR に関する研究はなされている。Rolander<sup>[21]</sup> は腰椎前後屈運動時における IAR の存在領域を調査し、正常時の IAR は前屈時において椎間板前方部に、後屈時において椎間板後方部に位置すると報告している。White ら<sup>[22]</sup> は腰椎側屈運動時における IAR の存在領域を調査し、正常時の IAR は左側屈時において椎間板右側方部に、右側屈時において椎間板左側方部に位置すると報告している。また、腰椎回旋運動時において、正常時の IAR は椎間板中央に位置すると報告している。Cossette



ら<sup>[23]</sup> は腰椎回旋運動時における IAR の存在領域を調査し、正常時の IAR は椎間板後方に位置すると報告している。このように、見解は一様ではない。さらに、椎間板の変性などにより IAR が大きく変化すること<sup>[24-26]</sup>や、IAR は損傷した部位の反対方向へ移動すること<sup>[27,28,23]</sup> などの研究報告がなされている。また、脊椎の運動過程において変化する IAR の軌跡に着目した研究もなされている。Wachowski ら<sup>[29]</sup>は正常脊椎の前後屈、左右側屈および回旋運動における IAR の軌跡を調査し、曲げ運動における IAR は曲げ方向と同方向に移動することおよび回旋運動における IAR は脊柱管付近に存在することを報告している。

以上のことから、回転軸の位置は脊椎のバイオメカニクスと密接に関係することが分かる。IAR を考慮した運動特性を詳細に調査することは、脊椎不安定性の客観的評価法や新しい脊椎固定具の開発へつながる可能性がある<sup>[30,31]</sup>。また、ROM のほかにより多くの観点から総合的に脊椎の不安定性を判断することは、より客観的かつ定量的な手術手技の選択を行うにあたり重要であると考えられる。

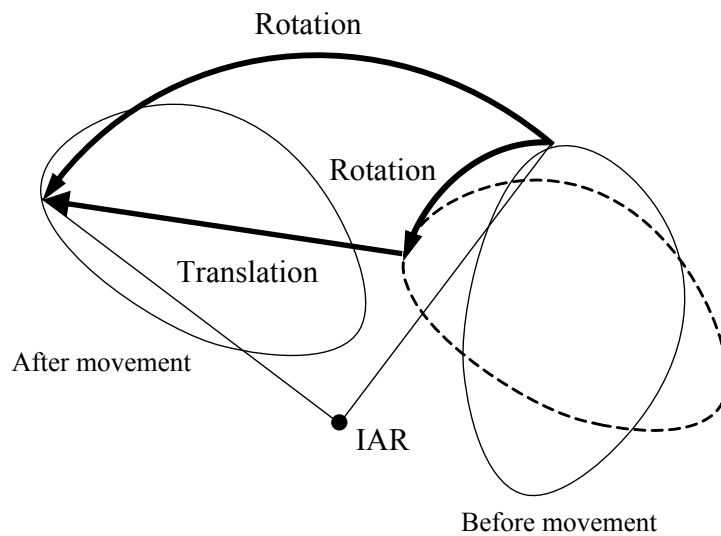


Fig.2.8 The plane motion of rigid body

## 第3章 脊椎疾患および脊椎固定術

---

### 3.1 脊椎の損傷

脊椎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、脊椎は不安定になり、機能不全に陥る。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。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、もう一つ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、後述する除圧術や術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 安定要素の変性

脊椎には体重による負荷や運動に伴う負荷が一生を通して加わり続けるため、脊椎を構成する安定要素に変性が生じる。以下に安定要素の変性について簡単に述べる。

##### 3.1.1.1 椎間板変性

椎間板は水分を多く含む軟骨組織であり、高い弾性を持つことから椎体間においてクッションの役割を担っている。椎間板に含まれる水分量は加齢とともに減少することが知られており、水分量の減少と共に椎間板のもつ弾性が失われる。この状態を椎間板変性とよぶ。変性した椎間板には、椎間板高の減少や線椎輪の損傷および髄核の突出などが生じやすく、椎間板ヘルニアやすべり症など様々な脊椎疾患の原因となる<sup>[32]</sup>。

##### 3.1.1.2 椎間関節変性

椎間関節は、脊椎に生じる全負荷の16%を支持し、残りの84%を椎体および椎間板が支持する<sup>[33]</sup>。一方、椎間板変性およびそれに起因する椎間板高の減少により、椎間板によって支持される負荷が減少し、椎間関節によって支持される負荷が増大する。この状態が長期間続き、椎間関節が異常な負荷にさらされ続けると、椎間関節に変性が生じ、疾患の原因となる<sup>[34]</sup>。

#### 3.1.2 脊椎疾患

脊椎の老化に伴う安定要素の変性や外傷などにより、様々な脊椎疾患が生じる。表3.1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。以下に、代表的な疾患とその治療法について簡単に述べる。

脊椎分離すべり症

脊椎分離症とは、椎骨の後方要素である椎弓部分の関節突起間部に骨欠損(分離)がある状態で、それに起因して腰痛や下肢痛が生じる疾患である。また、脊椎すべり症とは、上下の椎体がある椎間板の部分ですべりの現象を起こしている状態で、それに起因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>[35,36]</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.脊柱管内への老廃物の蓄積、3.黄色靭帯の肥厚やたるみなどが挙げられ、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。

Table.3.1 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	心因性のため

## 3.2 脊椎手術

一般的に、前節で述べたような疾患に対する治療として、薬物療法や理学療法などの保存的治療が行われる。ただし、それらの効果が十分でない場合には手術による治療が行われる場合がある。脊椎疾患に対する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る場合には、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が行われる。

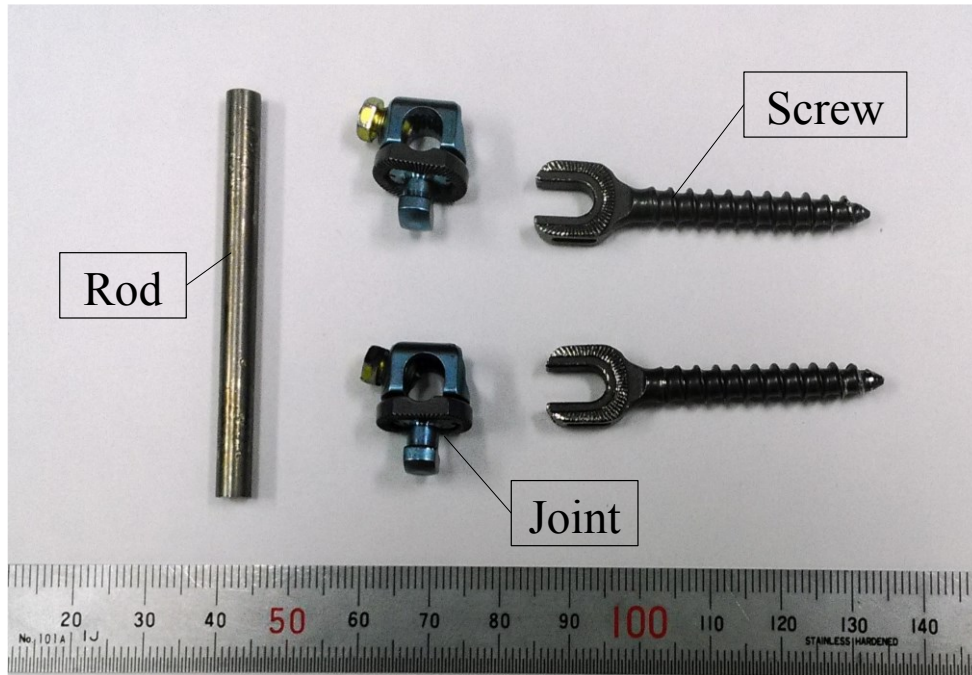
なお、これら除圧術と固定術は、しばしば併用して行われることがあり、その手術法を脊椎除圧固定術、あるいは単に脊椎固定術とよぶ。

## 3.3 脊椎固定具および脊椎固定術

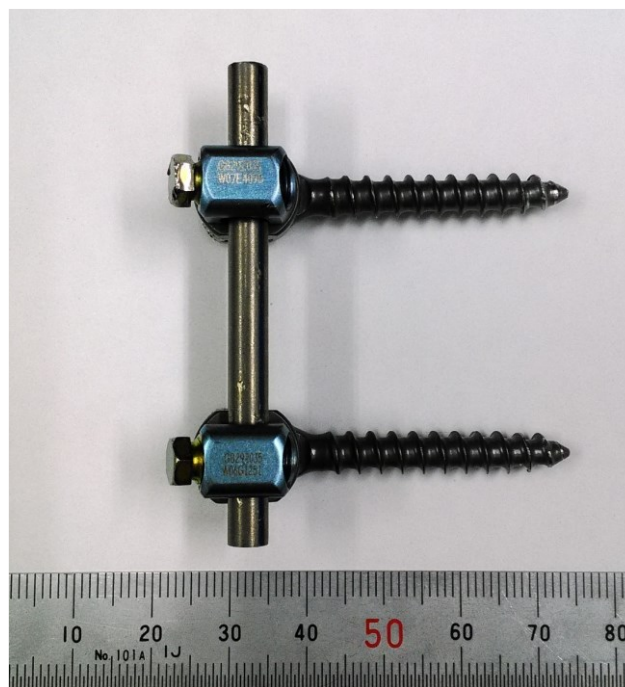
各種脊椎疾患や手術手技による安定要素の損傷などによって脊椎に不安定性が生じた場合、その程度によっては脊椎固定具を用いた脊椎固定術が施される。これは、安定性を失った脊椎に対して、配列の維持や変形の矯正を行うことで、早期に日常生活に復帰できるように力学的安定性を作り出し、骨融合が起こるまでの間、脊椎を保護することを目的としている。脊椎固定具にはプレート、ロッド、スクリュー、フックおよびワイヤなどが使用されており、現在ではさまざまな種類の脊椎固定具が存在する<sup>134)</sup>。脊椎の安定性獲得や配列の矯正を目的として用いられる代表的な脊椎固定具として、Pedicle screw and rod system および椎体間 Cage が挙げられる。以下に各固定具と、それらを用いた脊椎固定術について簡単に述べる。

### 3.3.1 Pedicle screw and rod system (PS)

PS は、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(図 3.1 参照)。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 3.2 は、実際の臨床における術前および PS 固定した術後の脊椎の様子を示す。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。図 3.2 に、実際に PS 固定術を施した脊椎の X 線画像を示す。



(a) Exploded view



(b) General view

Fig.3.1 Pedicle screw and rod system

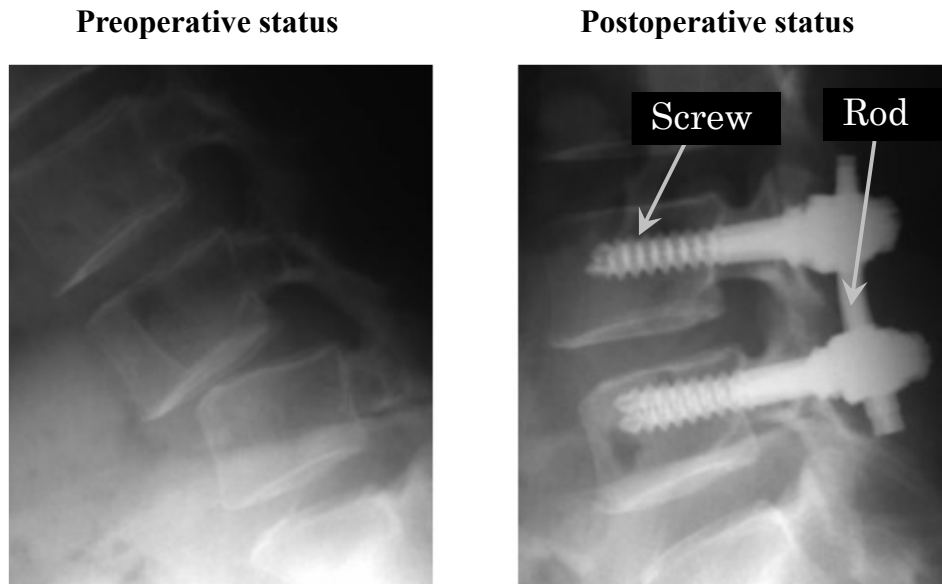


Fig.3.2 X-ray photograph of spinal fusion with PS

### 3.3.2 椎体間 Cage

椎体間 Cage とは、椎体間高の回復、脊柱アライメントの矯正などを目的として用いられるスペーサーである。主に樹脂や金属で作られており、大きさや形状の異なる様々な種類があり、対象とする疾患や術式に応じて使い分けられる。椎体間 Cage は、椎骨の異常配列や椎間板の変性などによって神経が圧迫され、痺れや疼痛などの症状を呈する脊椎疾患に対して用いられる。Cage を用いる主な脊椎疾患として、脊椎すべり症および脊椎側弯症などがある。疾患の生じた椎間の椎間板の一部または全部を摘出し、Cage を挿入することで脊椎のアライメントを矯正し、間接的に神経の除圧を行う。また、近年の Cage を用いた手術では、Cage の挿入と PS 固定術の併用が一般的である<sup>[37,38]</sup>。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。

#### 3.3.2.1 後方腰椎椎体間固定術

後方腰椎椎体間固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion : PLIF）は、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を図る。

### 3.3.2.2 側方経路腰椎椎体間固定術

側腹部から後腹膜経路で大腰筋間より椎間板へアプローチする側方経路腰椎椎体間固定術（Lateral Lumbar Interbody Fusion : LLIF）は、椎体幅とほぼ同じ幅の椎体間 Cage を椎体間に挿入する術式である。椎体間 Cage 挿入により椎間高が回復し、脊柱管および椎間孔の間接的な除圧が可能である。

実際の手術手順は、側臥位の患者に対して側腹部の切開を行い、ダイレータを用いて皮膚切開部から椎間板までの経路を確保する。その後、トライアルを用いて椎体間の段階的な開大、最終的なアライメントの確認と椎体間 Cage 設置位置およびサイズの確認を行い、選択したトライアルと同サイズの椎体間 Cage を選択し、移植骨とともに椎体間に挿入する。

椎体間 Cage は椎体の輪状骨端の端から端までを完全に横断する長さのものが使用される。これは短い椎体間 Cage を選択した場合、Cage が下位椎体に埋没するシンキングなどの原因となるためである。



## 第4章 実験方法および解析手法

---

### 4.1 実験概要

#### 4.1.1 試験体

試験体としてシカ屍体腰椎を使用した。-30°Cで冷凍保存されたシカ屍体腰椎 5 体を自然解凍し、FSU で切り取った。FSU から外的安定要素である筋肉、脂肪等をほぼ除去し、内的安定要素である椎間板、椎間関節、および棘上・棘間靭帯などを温存した状態を試験体とした。なお、本実験では脊椎固定具を使用するにあたり、あらかじめ椎体に PS のスクリーのみを挿入した(図 4.1 参照)。これは試験機に取り付けた状態の試験体にスクリーを挿入することが困難であることや、曲げ試験の際にレジンとスクリーの干渉を防ぐなどの理由によるものである。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。



Fig.4.1 Specimen after pedicle screw insertion

## 4.1.2 実験準備

### 4.1.2.1 試験体の治具への固定

試験体を治具に固定するために硬化性樹脂(常温重合レジン, オストロンⅡ, 株式会社ジーシー)を使用した. 試験体と硬化性樹脂との間に生じる転がりやすべりを防止するため, 試験体の上下椎体に2本ずつネジを挿入した(図 4.2 参照). この後, 治具に流し込んだ硬化性樹脂を室温にて固化させることにより, 試験体の上下を治具に固定した(図 4.3 参照). なお, 図 4.4 のように脊柱管の前縁面中央が治具の中心となるように固定した.



Fig.4.2 FSU with screw insertion to vertebral body



Fig.4.3 FSU with resin fixation

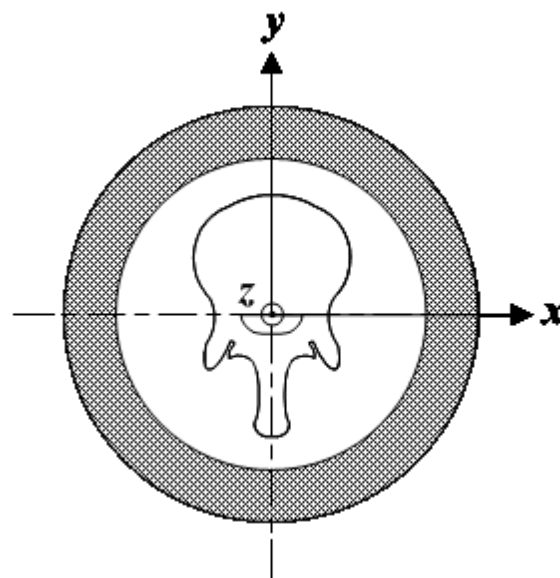


Fig. 4.4 Fixed position of specimen to jig

#### 4.1.2.2 試験体の試験機への設置

試験体を試験機へ取り付けの際，図 4.5 に示すように脊椎右側方方向，前方方向，および頭側方向がそれぞれ試験機の有する  $x$ ， $y$  および  $z$  軸方向となるように設置した。

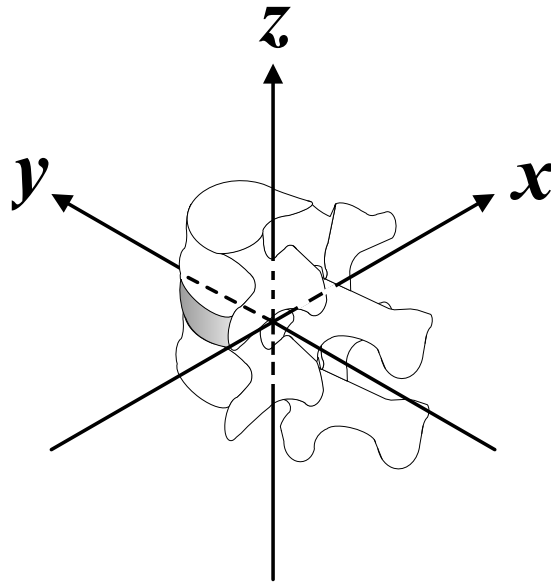


Fig. 4.5 Specimen fixed on tester

#### 4.1.2.3 初期位置の決定

試験体には，試験機への取り付け時において，自重や治具の重みなどによって負荷が加わる．それらは試験機手先部に備えられた力覚センサによって，力およびトルクとして検出される．それらの検出された値を制御系にフィードバックし，すべてが 0 となるように位置制御を行う．この操作により，試験体に対して全軸無負荷の状態を実現した．この姿勢を初期姿勢と定義した．

#### 4.1.3 試験体モデル

試験体モデルは，正常モデル(*Intact*，図 4.6 a 参照)，損傷モデル (*Injured*，図 4.6 b 参照)，固定具装着モデル(*Fixed spine*，図 4.6 c 参照)を作製した．このとき固定具装着モデルにおいて，ロッドに従来使用されているチタンのロッドを用いたモデルを PS モデル，ロッドの一部にバネを用いたモデルを Spring モデル(図 4.7 参照)，ロッドの一部に熱可塑性エラストマー (Thermoplastic Styrenic Elastomer, TPS) を用いたモデルを TPS1 モデルおよび TPS2 モデルの 4 種類のモデルを設定した．

(a) 正常モデル

試験体には何も操作を加えないモデル

(b) 損傷モデル

試験体に対し、両側の椎間関節をすべて切除し、棘上靭帯と棘間靭帯に切り込みを入れたモデル

(c) 固定具装着モデル

損傷モデルに対し PS 固定術を施したモデル

(i) PS モデル

PS のロッドに従来使用されているチタンのロッドを用いたモデル

(ii) Spring モデル

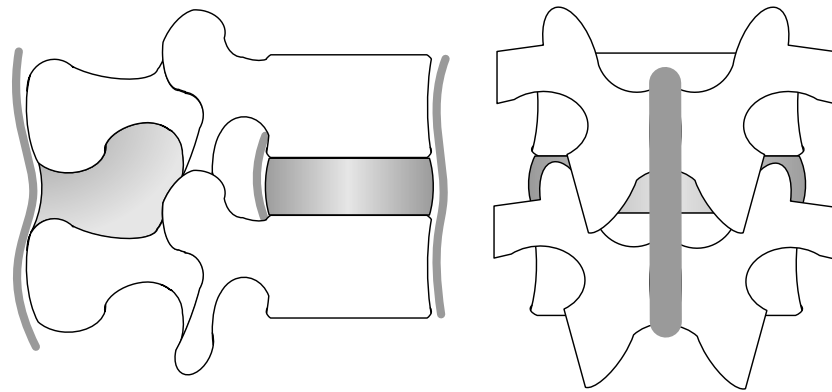
PS のロッドの一部にバネを用いたモデル

(iii) TPS1 モデル

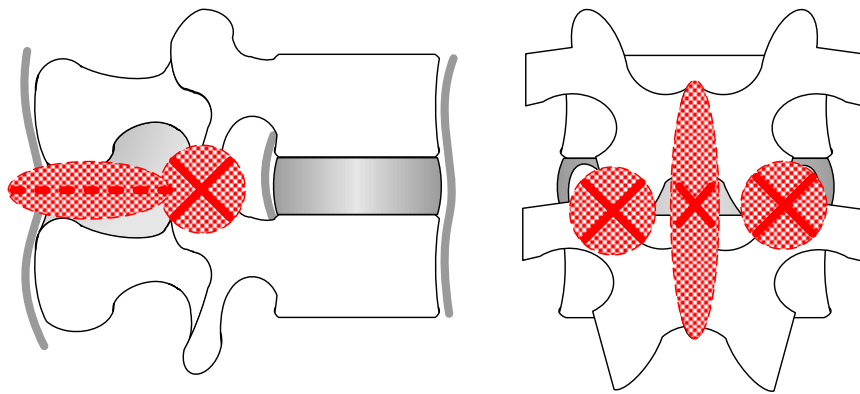
PS のロッドの一部に熱可塑性エラストマーを用いたモデル

(iv) TPS2 モデル

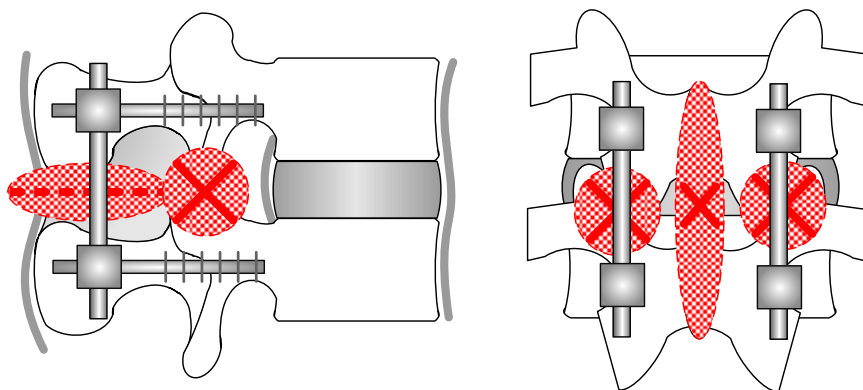
PS のロッドの一部に TPS1 モデルに用いた熱可塑性エラストマーより剛性の低い熱可塑性エラストマーを用いたモデル



(a) Intact model



(b) Injured model



(c) Fixed spine model

Fig.4.6 Experimental models

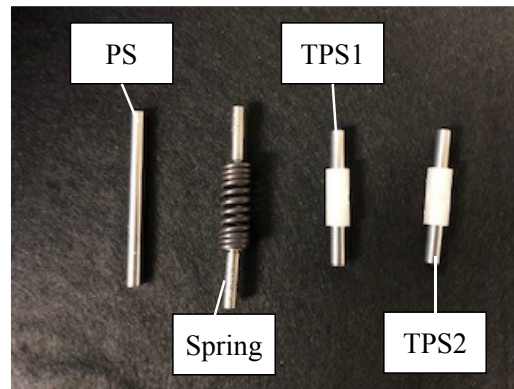


Fig.4.7 Rods for each model

#### 4.1.4 試験機<sup>[39]</sup>

試験機には、当研究室にて脊椎の力学的解析用に開発された 6 軸材料試験機を用いた(図 4.8 参照). 本試験機には、2 本 1 組の直動型アクチュエータが 120°間隔で並行に配置された、垂直直動型平行メカニズムが採用されている(図 4.9 参照). その 6 本の直動型アクチュエータをそれぞれ独立して制御することにより、空間中で任意の 6 自由度運動の生成が可能である. これにより生体のさまざまな動作の模擬が可能となる. また、試験機手先部に 6 軸力覚センサを備えているため、3 次元直交座標( $x$ ,  $y$ ,  $z$  軸)の各軸方向の力および各軸回りのトルクの検出が可能である. 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り、力/トルクによる制御も可能である.

本試験機の分解能と 3 次元直交座標の各軸に関する可動範囲について、それぞれ表 4.1, 4.2 に示す. また、力覚センサの仕様について表 4.3 に示す.

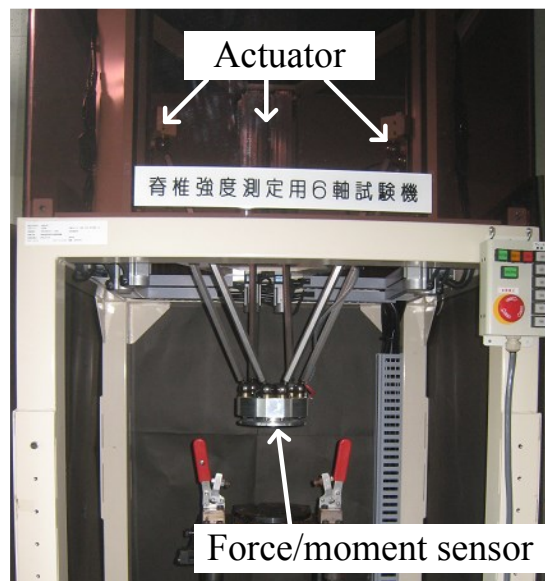


Fig. 4.8 The 6-axis material testing machine

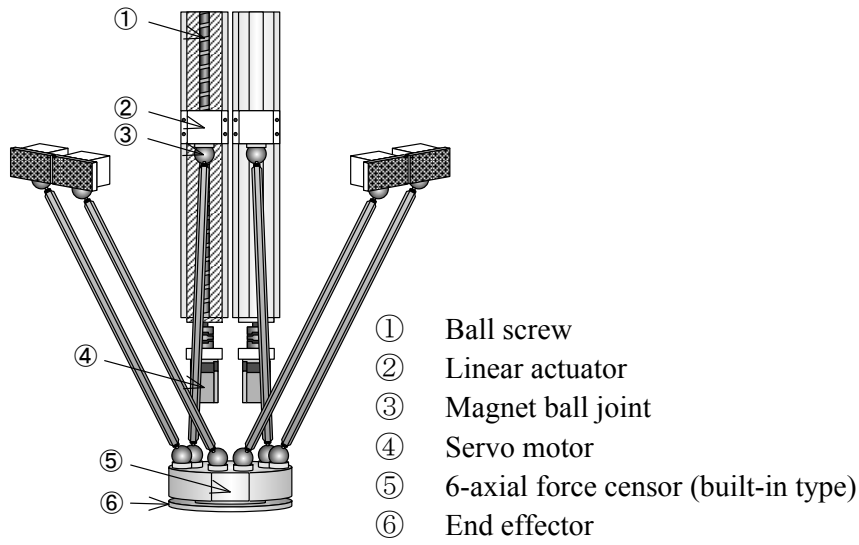


Fig. 4.9 Moving part of the tester

Table 4.1 Resolution of the testing machine

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 testing machine

$x$ 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 6-axis force sensors

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

#### 4.1.5 実験方法

各試験体モデルに対して、6軸材料試験機を用いて前屈方向への曲げ試験を行った。なお、すべての試験において試験機から得られる変位／角変位および各軸に発生する力／トルクを、サンプリング周期 10Hz にてコンピュータに記録した。図 4.10 に示すように  $x$  軸回りのトルクが 3 Nm に達するまで、クロスヘッド角速度 0.1 deg./s にて曲げ試験を繰り返し 2 回行った。これは、試験体に対して前屈方向に 2 回の曲げ試験を連続的に行ったことを意味する。なお、最大トルクの 3Nm に関しては、脊椎の曲げ運動において NZ から EZ に移行した挙動が十分に示されるトルクとして設定した。拘束条件は  $x$  軸回りの回転運動を制御し、 $y$ - $z$  平面の並進運動を許容し、その他の運動を拘束する 3 自由度とした。

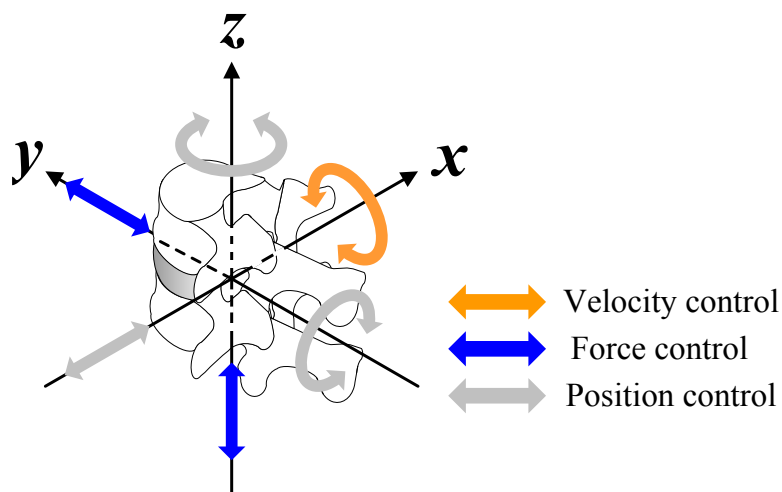


Fig. 4.10 Condition of bending test for flexion

## 4.2 椎間板内圧の計測

### 4.2.1 圧力センサ

本試験において椎間板に作用する荷重を測定するために圧力センサ（A205-25，ニッタ株式会社製，図 4.11 参照）を用いた。センサの寸法は幅 14mm，長さ 205mm，厚さ 0.208mm および感圧部直径 9.5mm である。このセンサは感圧部分にかかる荷重の平均値として検出される。また椎間板前方の椎間板内圧を調査するため，椎間板前方よりメスで切り込みを入れ圧力センサを挿入した(図 4.12 参照)。この切り込みを入れたことによる脊椎の変形挙動への無いものとする。

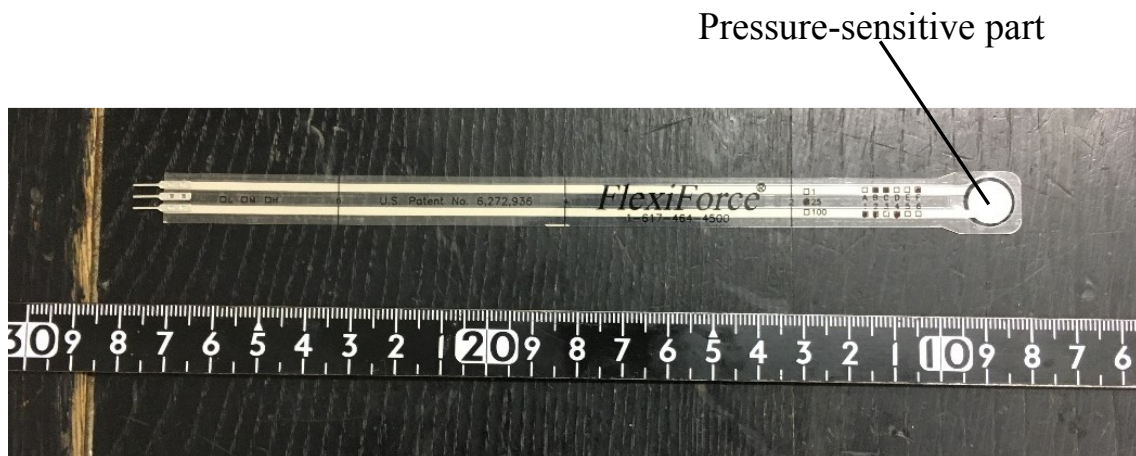


Fig. 4.11 Pressure sensor

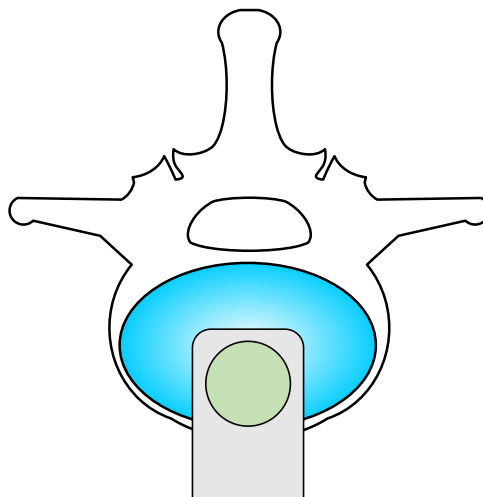


Fig.4.12 The pressure sensor insertion

#### 4.2.2 椎間板内圧の算出方法

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 10Hz 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に算出した。本研究において調査した椎間板内圧は感圧部に作用する内圧の平均値である。

$$\sigma = \frac{W}{9.5^2 \pi / 4} \quad (1)$$

(1)式において  $W[N]$  は圧力センサにより計測された垂直荷重である。

### 4.3 椎間板ひずみの計測

#### 4.3.1 動画解析による変位計測方法

本試験において前述のセンサの感圧部付近の位置における椎間板の変位を計測するために椎間板に挿入した圧力センサの感圧部付近の上下椎体に 2 箇所のマーキングを施した（図 4.13 参照）。なお、照明によってマーカを際立たせるため、マーキングにはマップピンに反射テープを貼り付けたものを使用した。図 4.13 に示すように、デジタルビデオカメラ（HDR-XR350, SONY 製）を撮影面が運動面と並行になるように設置し、有効画素 265 万画素にて動画撮影を行った。得られた動画における各マーカを 2 次元動画計測ソフトウェア（Move-tr/2D 7.0, ライブラリー製）を用いて自動追跡し、各マーカの挙動を測定した。

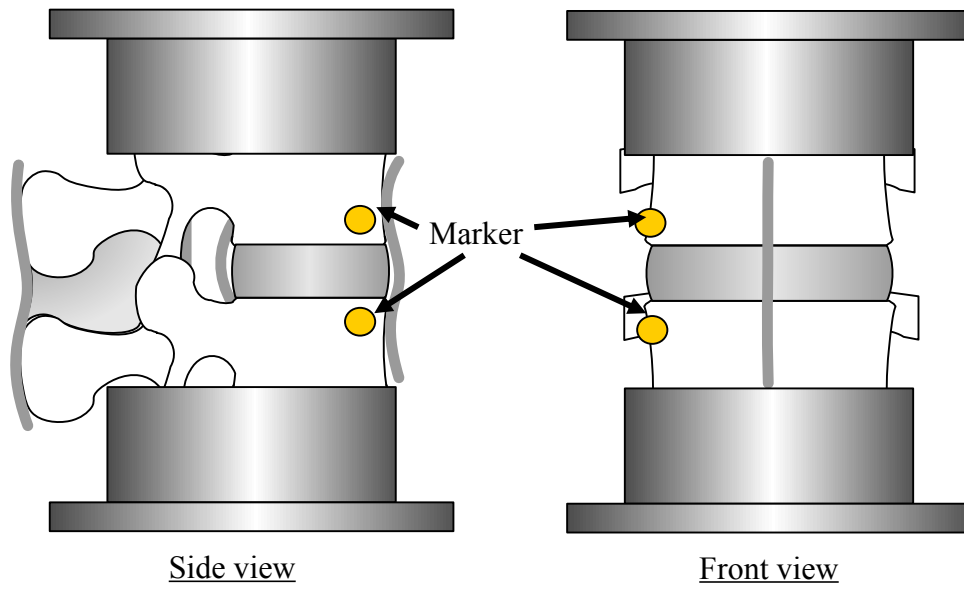


Fig.4.13 Position of makers for measurement of spinal deformation.

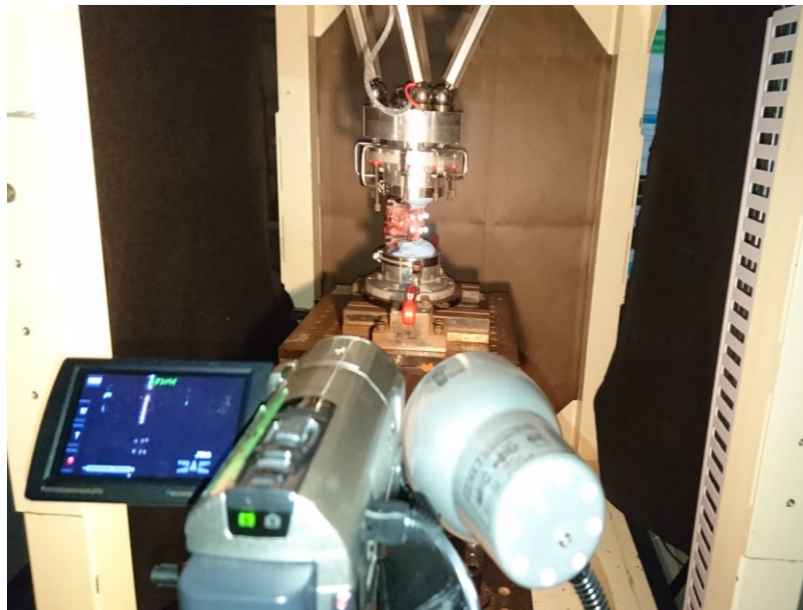


Fig.4.14 Conditions of recording.

## 4.3.2 椎間板ひずみの算出方法

椎間板ひずみの算出方法を記述する．図 4.15 に示すように椎体の上下マーカース間距離を 2 次元動画解析ソフトによりサンプリング周波数 10Hz にて計測した．(2)式に示すように，得られたマーカース間距離の差を椎間板高さ  $d$  で除することにより椎間板のひずみを算出した．

$$\varepsilon = \frac{h' - h}{d} \quad (2)$$

(1)式において， $h$  は変形前のマーカース間距離， $h'$  は変形後のマーカース間距離， $d$  は椎間板高さを示す．

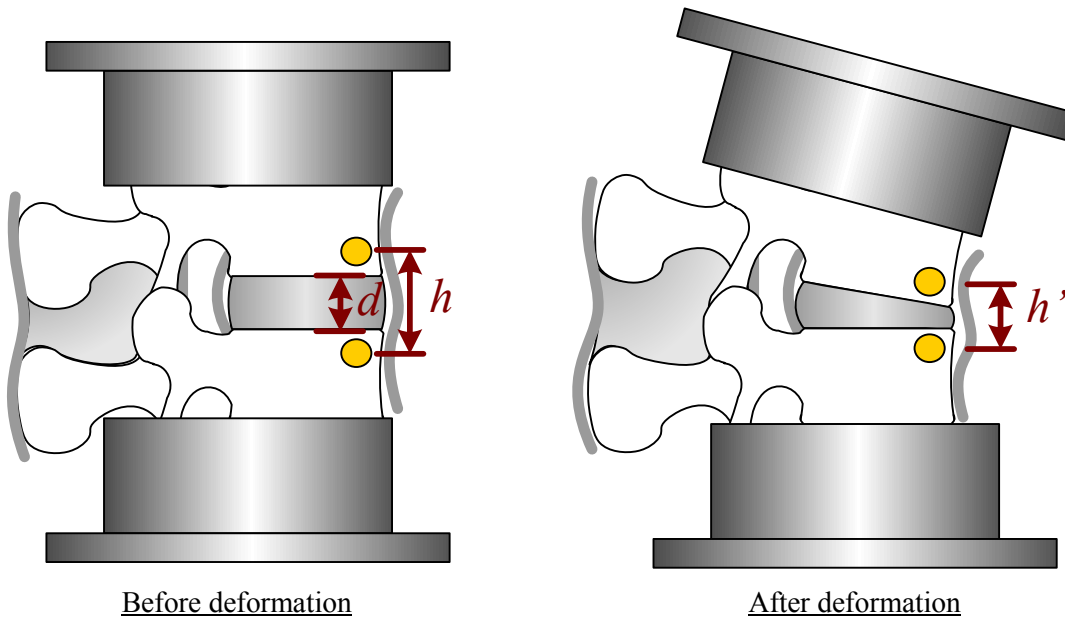


Fig.4.15 Method of calculation for strain of intervertebral disc

## 第5章 実験結果

### 5.1 トルクと回転角度

#### 5.1.1 トルクと回転角度の関係

図 5.1 に曲げ試験により得られた各モデルにおけるトルクと回転角度の関係を示す。同図において縦軸および横軸はそれぞれトルク [Nm] および下位椎体に対する上位椎体の回転角度 [deg.] を示し、5 体の試験体のうち代表して一体の試験体から得られたトルクと回転角度の関係を示す。また、ここで述べる結果は 5 体の試験結果に共通するものである。

図 5.1 における正常モデルおよび損傷モデルのトルクと回転角度の関係において、小さい負荷で大きく変形する NZ およびトルクが回転角度に対して線形的に増加する EZ が確認された。一方、PS モデル、Spring モデル、TPS1 モデルおよび TPS2 モデルのトルクと回転角度の関係においては、NZ が認められず、EZ のみが確認された。

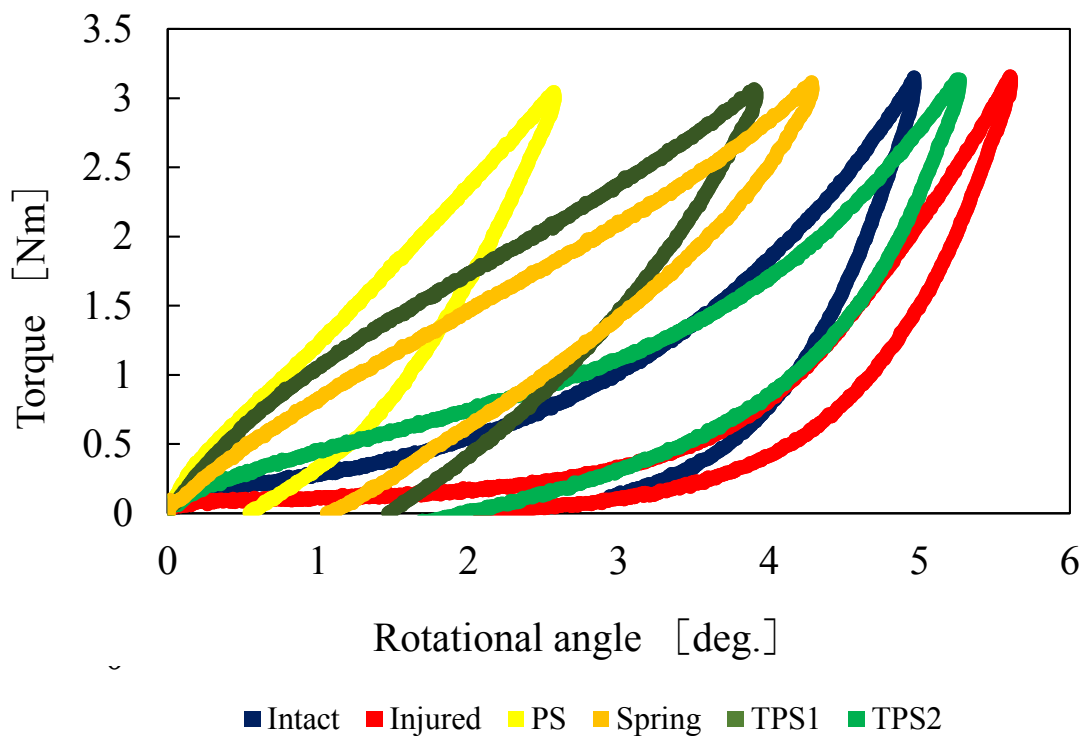


Fig.5.1 Relationship between torque and rotational angle

## 5.1.2 各モデルにおける ROM

図 5.2 にトルク 3[Nm]負荷時における各モデルの ROM の平均値を示す。同図において縦軸は ROM を示し、エラーバーは標準偏差を示す。

正常モデルにおける ROM は  $5.6 \pm 0.4$  [deg.] であった。損傷モデルにおける ROM は  $8.0 \pm 0.7$  [deg.] であり、正常モデルと比較して 2.4 [deg.] 増加した。一方、PS モデルにおける ROM は  $3.4 \pm 0.3$  [deg.] であり、損傷モデルと比較して 4.6 [deg.] 減少した。Spring モデルにおける ROM は  $4.9 \pm 0.4$  [deg.] であり、損傷モデルと比較して 3.1 [deg.] 減少した。TPS1 モデルにおける ROM は  $4.3 \pm 0.3$  [deg.] であり、損傷モデルと比較して 3.7 [deg.] 減少した。TPS2 モデルにおける ROM は  $6.9 \pm 0.6$  [deg.] であり、損傷モデルと比較して 1.1 [deg.] 減少した。

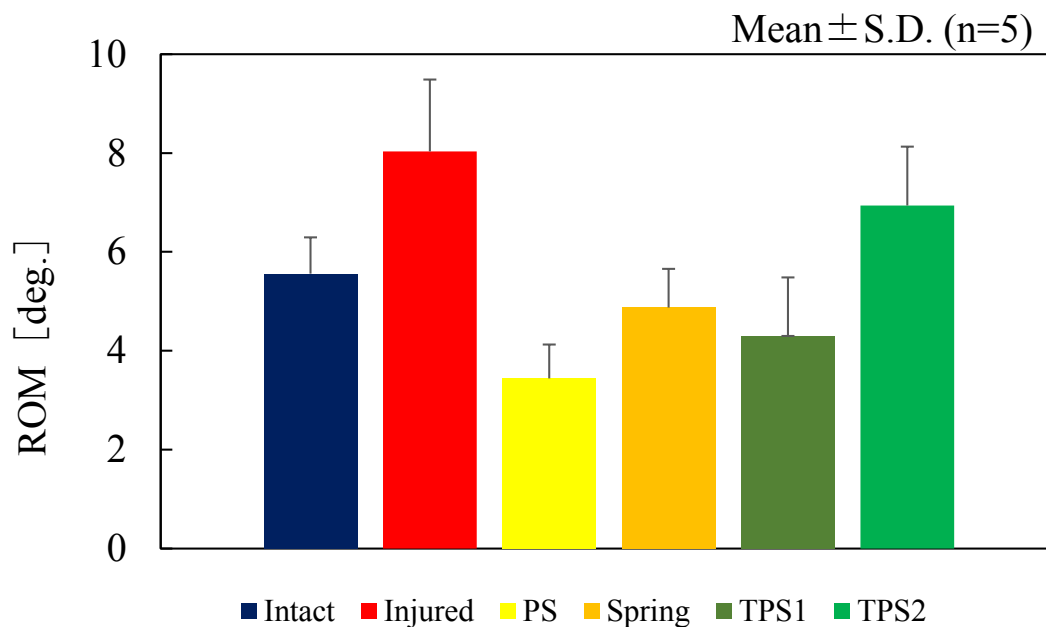


Fig.5.2 Mean ROMs of each model in flexion test

## 5.2 椎間板内圧と椎間板ひずみ

### 5.2.1 椎間板内圧と椎間板ひずみの関係

図 5.3 に曲げ試験により得られた各モデルにおける椎間板内圧と椎間板のひずみの関係を示す。同図において縦軸および横軸に椎間板内圧および椎間板ひずみを示す。なお、5体の試験体のうち代表して一体の試験体から得られた椎間板内圧と椎間板ひずみの関係を示す。ここで述べる結果は5体の試験結果に共通するものである。

正常モデル、損傷モデル、Springモデル、TPS1モデルおよびTPS2モデルの椎間板内圧と椎間板のひずみの関係において微小な負荷で変形が進行するNZおよび変形に伴って負荷が線形的に増加していくEZが確認された。一方、PSモデルの椎間板内圧と椎間板のひずみの関係においてはNZのみ確認された。

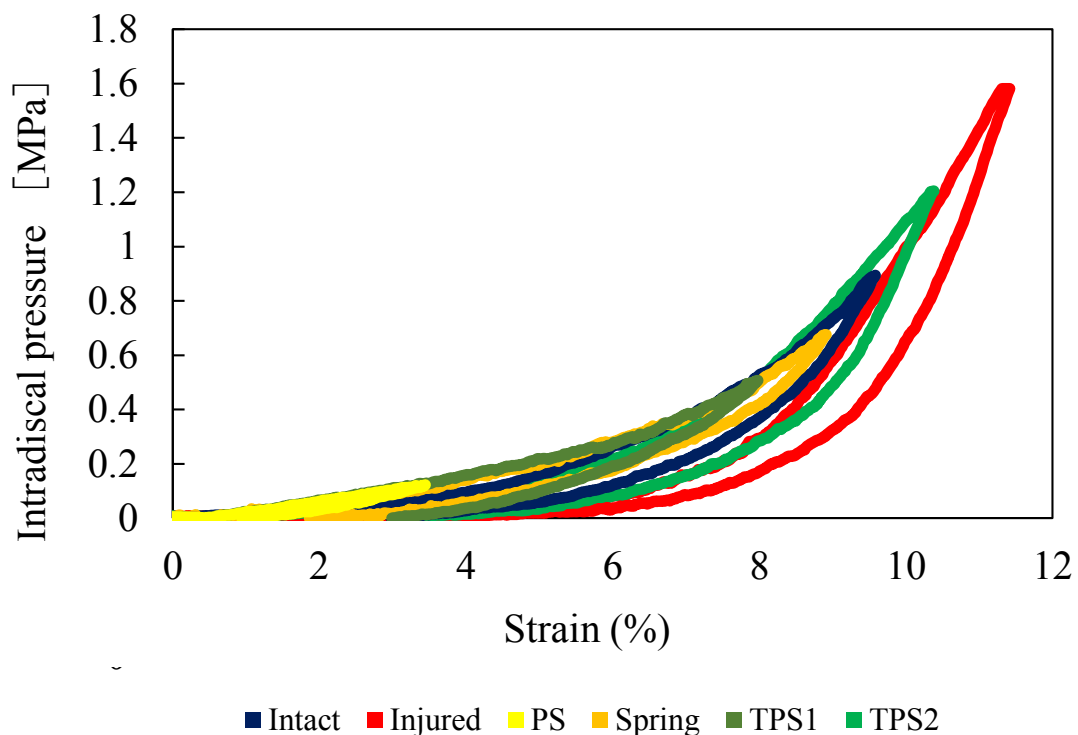


Fig.5.3 Relationship between intradiscal pressure and strain of intervertebral disc



## 5.2.2 椎間板内圧の最大値

図 5.4 にトルク 3[Nm]負荷時における各モデルの椎間板内圧の平均値を示す。同図において縦軸は椎間板内圧を示し、エラーバーは標準偏差を示す。

正常モデルにおける椎間板内圧は  $0.76 \pm 0.12$  [MPa] であった。損傷モデルにおける椎間板内圧は  $1.35 \pm 0.16$  [MPa] であり、正常モデルと比較して  $0.59$  [MPa] 増加した。一方、PS モデルにおける椎間板内圧は  $0.19 \pm 0.03$  [MPa] であり、損傷モデルと比較して  $1.16$  [MPa] 減少した。Spring モデルにおける椎間板内圧は  $0.53 \pm 0.07$  [MPa] であり、損傷モデルと比較して  $0.82$  [MPa] 減少した。TPS1 モデルにおける椎間板内圧は  $0.43 \pm 0.02$  [MPa] であり、損傷モデルと比較して  $0.92$  [MPa] 減少した。TPS2 モデルにおける椎間板内圧は  $1.01 \pm 0.14$  [MPa] であり、損傷モデルと比較して  $0.34$  [MPa] 減少した。

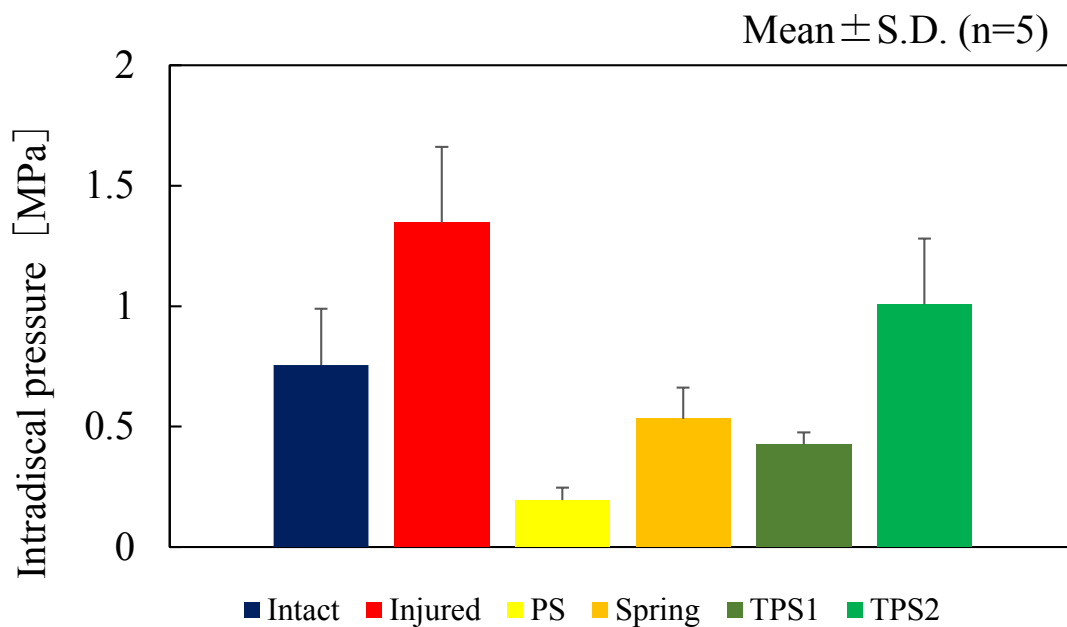


Fig.5.4 Maximum intradiscal pressure

## 5.2.3 椎間板ひずみの最大値

図 5.5 にトルク 3 [Nm] 負荷時における各モデルの椎間板ひずみの平均値を示す。同図において縦軸は椎間板内圧を示し、エラーバーは標準偏差を示す。

正常モデルにおける椎間板ひずみは  $9.9 \pm 0.41$  (%) であった。損傷モデルにおける椎間板ひずみは  $13.4 \pm 0.72$  (%) であり、正常モデルと比較して 3.5 (%) 増加した。一方、PS モデルにおける椎間板ひずみは  $3.9 \pm 0.36$  (%) であり、損傷モデルと比較して 9.5 (%) 減少した。Spring モデルにおける椎間板ひずみは  $8.9 \pm 0.22$  (%) であり、損傷モデルと比較して 4.5 (%) 減少した。TPS1 モデルにおける椎間板ひずみは  $7.9 \pm 0.38$  (%) であり、損傷モデルと比較して 5.5 (%) 減少した。TPS2 モデルにおける椎間板ひずみは  $11.5 \pm 0.50$  (%) であり、損傷モデルと比較して 1.9 (%) 減少した。

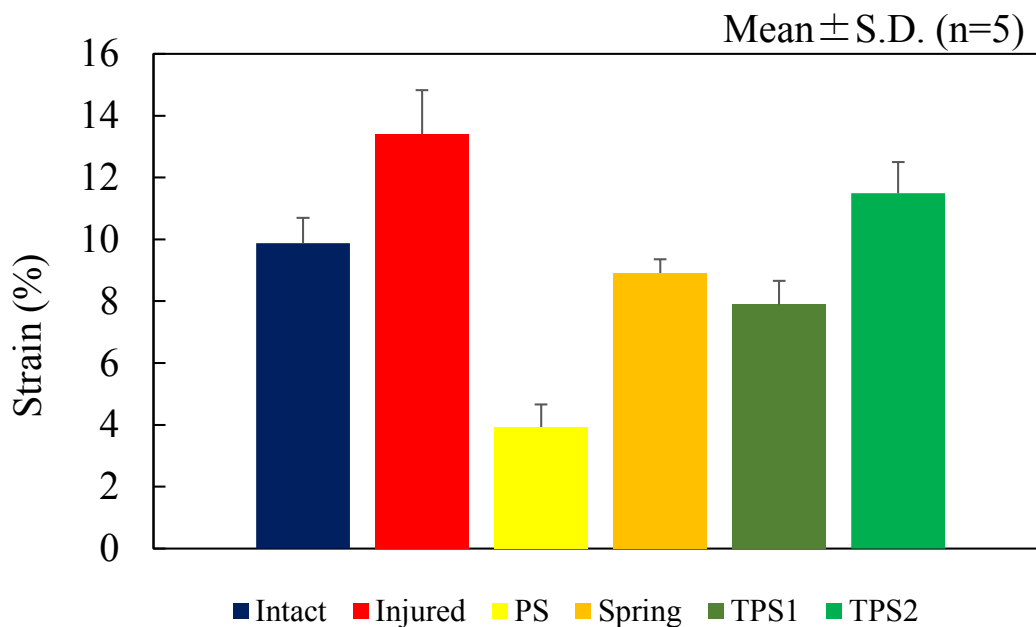


Fig.5.5 Maximum strain of intervertebral disc

## 第 6 章 考察

### 6.1 各モデルにおける脊椎の変形挙動

正常モデルに対して損傷を加えると ROM は増加した。脊椎に対して除圧術などの手術手技を想定したことによる脊椎の運動支持機能の低下が原因であると考えられる。したがって、脊椎に疾患や損傷による不安定性が生じた場合には、脊椎固定術を施し、脊椎に安定性を与える必要があることが示唆された。一方、損傷モデルに対して PS 固定を施すと ROM は減少した。また PS 固定に用いるロッドを変えると ROM は変化した。過去の研究により PS 固定を施した脊椎の前後屈時における瞬間回転中心(IAR)は PS のロッド部より前方に位置することが報告されている<sup>[40]</sup>。このことから IAR より後方にある PS のロッドは前屈時において引張方向の力を受けると推測される。したがって今回 PS のロッドを変えたことによる脊椎の ROM の変化は、ロッドの引張方向の剛性に依存すると考えられる。今回、用いた 4 種類のロッドの中で最も引張方向の剛性が高いと推測されるのはチタンのロッドである。そのため、PS モデルの ROM は最も小さい値を示したと考えられる。一方、PS 固定の本来の目的である即時安定性の獲得に対してチタンのロッドは有用であるが、その強固な固定がゆえに隣接椎間障害が生じる。隣接椎間障害とは固定術を施された椎間(責任椎間)に隣接する椎間において発生する疾患のことである。隣接椎間障害の問題を解決するために現在、開発段階であるのが Spring モデル、TPS1 モデルおよび TPS2 モデルに用いた剛性の異なる各種のロッドである。これらのロッドを用いた固定具装着モデル間の ROM を比較すると PS モデル、TPS1 モデル、Spring モデル、TPS2 モデルの順に大きくなった。このことより、各モデルに装着されているそれぞれのロッドの引張剛性は PS モデル、TPS1 モデル、Spring モデル、TPS2 モデルの順に低くなると考えられ、今回の 3 種類のロッドを用いたモデルにおいて Spring モデルが正常モデルに最も近い ROM を示した。また適度な可動性を有する固定具の開発をする上でロッドの剛性を検討することは有用であると考えられる。トルクと回転角度の関係において TPS2 モデル、Spring モデル、TPS1 モデル、PS モデルの順に装着するロッドの剛性を高くしていくと NZ が消失し、EZ が支配的となる変形挙動を示した。これらのことから剛性の高いロッドは、脊椎の曲げ運動時におけるトルクと回転角度の関係を EZ が支配的となる変形挙動に変化させると考えられる。

### 6.2 各モデルにおける椎間板内圧と椎間板ひずみの関係

正常モデルにおける椎間板内圧と椎間板ひずみの関係では NZ および EZ が存在する非線形性を示した。正常モデルのトルクと回転角度の関係においても同様の非線形性を示した。また損傷モデルにおける椎間板内圧と椎間板ひずみの関係およびトルクと回転角度の関係についても正常モデルと同様の傾向が確認された。これらのことより、多くの

脊椎の曲げ試験においてみられる特性は、椎間板の変形特性を反映したものであると考えられる。全てのモデルにおいて負荷時における椎間板内圧と椎間板ひずみの関係は同一の関係を示すことが確認された。このことから椎間関節や棘上・棘間靭帯を損傷させることや脊椎固定具を装着することなど椎間板以外の部分に変化が生じたとしても、当然のことながら椎間板の力学特性は変化しないことが確認された。

### 6.3 各モデルにおける椎間板内圧

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。また損傷モデルにおける椎間板ひずみは、正常モデルにおける椎間板ひずみに比べ約 1.4 倍であったのに対して、損傷モデルの椎間板内圧は正常モデルの椎間板内圧と比べ約 1.8 倍の値を示した。これら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。また椎間板内圧と椎間板ひずみの関係は非線形であるため、椎間板ひずみの増加率に対する椎間板内圧の増加率が大きい。したがって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。この理由としては PS を装着することにより、負荷される荷重を PS 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。また PS モデルの椎間板内圧は他のモデルの椎間板内圧よりも低い値を示した。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。また固定具装着モデル間の椎間板内圧を比較すると、PS モデル、TPS1 モデル、Spring モデル、TPS2 モデルの順に大きかった。各モデルのロッドにおける引張剛性は PS モデル、TPS1 モデル、Spring モデル、TPS2 モデルの順に低くなることから、固定具装着モデル間における椎間板内圧は装着した固定具のロッドにおける引張剛性に依存すると考えられる。

### 6.4 まとめ

本研究ではこれまでほとんど報告のなかった曲げ運動時における椎間板内圧と椎間板ひずみを調査した。本研究により得られた椎間板内圧と椎間板ひずみの関係は NZ および EZ が確認される非線形性を示すことなどが分かった。脊椎に対して安定要素の損傷や脊椎固定術を施したことで、トルクと回転角度の関係において挙動が変化したとしても、椎間板内圧と椎間板ひずみの関係には影響を及ぼさないことが確認された。これらの結果より、例えば、現在、応用に向けて研究されている人工椎間板の開発のための基礎的知見となると考えられる。

なお、本実験では椎間板前方部分の内圧を計測するため椎間板前方に圧力センサ挿入用の切り込みを入れた。この操作による椎間板の力学特性への影響が懸念される。しか

し本実験では椎間板内圧を計測した椎間板前方部分は前屈方向の曲げ運動時において圧縮の力を受けている。また本実験で使用した圧力センサは厚さ 0.208mm と非常に薄いものとなっている。したがって本実験における椎間板へ行った操作は椎間板に影響を及ぼさないと考えられる。

## 第7章 結言

---

本研究では脊椎の曲げ運動における椎間板の力学的負荷を明らかにすることを目的とした。具体的には正常脊椎，安定要素の損傷をした脊椎および剛性の異なるロッドを用いた固定術を施した脊椎に対して前屈方向の曲げ試験を行い，椎間板内圧および椎間板のひずみを調査した。本章では試験により得られた知見をまとめる。

### (1)椎間板内圧と椎間板のひずみの関係

正常脊椎および損傷脊椎における椎間板内圧と椎間板ひずみの関係は，それぞれにおけるトルクと回転角度の関係と同様の非線形性を示した。このことから正常脊椎および損傷脊椎の変形挙動は，椎間板の変形特性を反映しているものと考えられた。全てのモデルにおいて負荷時における椎間板内圧と椎間板ひずみの関係は同一の関係を示すことが確認された。このことから椎間関節や棘上・棘間靭帯を損傷させることや脊椎固定具を装着することなど椎間板以外の部分に変化が生じたとしても，椎間板の力学特性は変化しないことが確認された。

### (2)椎間板内圧

椎間板が非線形性を有するため，椎間板のひずみの増加率に対する椎間板内圧の増加率が大きいことが確認された。したがって損傷した脊椎の椎間板には多大な負担がかかることが推測された。一方，固定具を装着した脊椎においては固定具の剛性が低くなるとともに椎間板内圧が増加する傾向を示した。適度な可動性を有する固定具の開発をすの上でロッドの剛性を検討することは有用であると考えられた。しかし隣接椎間障害の防止を目的としてPSのロッドの剛性を低くしすぎると椎間板内圧が増加するため，ロッドの剛性の過度な低下は新たな脊椎疾患につながることを示唆された。

以上の結果より，椎間板以外の安定要素の損傷や脊椎固定具の剛性により椎間板の負荷である椎間板内圧の最大値は変化するが，椎間板内圧と椎間板ひずみの関係は変化しないことが明らかとなった。

## 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，pp42-52,, 1974.
- [3] 藤田恒夫：入門人体解剖学，南江堂，p.39, 1988.
- [4] 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，pp.34-47, 1999.
- [5] White, A.A, and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
- [6] 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.
- [7] White, III .A.A. and Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine.2nd edition, J.B.Lippincott, Philadelphia, pp.1-83, 1990.
- [8] Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43, pp.1-140, 1960.
- [9] 山本真，笹田直：整形外科バイオメカニクス入門. 南江堂，pp.225-228, 1983.
- [10] Tokunashi 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, pp.228-280, 2008.
- [11] 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.
- [12] King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. Orthop. Clin. North Am., pp.6-19, 1975.
- [13] 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.
- [14] Panjabi, M.M., White, III .A.A., Brand, R.A.:. A note on defining body parts configurations. *J. Biomechanics*, 7, pp.385-387, 1974.
- [15] Miles, M., Sullivan, W. E.: Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints. Anat. Rec., 139: pp.387-398, 1961.
- [16] Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K.: Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments, An in vitro biomechanical study. Spine, 7, pp.192-203, 1982.
- [17] Virgin, W.J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. J, Bone Joint Surg., 33-B, pp.607-611, 1951.

- [18] 高行男, 機構学入門, 東京電機大学出版局, p.14, 2008.
- [19] V. H. Frankel, A. H. Burnstein, and D. B. Brooks: Biomechanics of internal derangement of the knee, *J. Bone and Joint Surg.*, 53-A, pp.945-962. 1971.
- [20] P. G. Grant: Biomechanical significance of the instantaneous center of rotation: the human temporomandibular joint, *J. Biomechanics.*, 6, pp.109-113, 1973.
- [21] Rolander, S. D.: Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. *Acta Orthop. Scand*, 90: pp.74-76, 1966.
- [22] White, A.A., Panjabi, M., *Clinical Biomechanics of the Spine*. J.B. Lippincott Company, Philadelphia, pp.109-112. ISBN 0-397-50720-8, 1990.
- [23] Cossette, J.W., Farfan, H.F., Robertson, G.H., Wells, R.V., The instantaneous center of rotation of the third lumbar intervertebral joint. *J. Biomechanics*. 4, pp.149-153, 1971.
- [24] Reichmann, S., Berglund, E., Lundgren, K., Das bewegungszentrum in der endenwirbelsäule bei flexion und extension. *Z. Anat. Entwickl.* 138, pp. 283-287. 1972.
- [25] Gertzbein, S.D., Seligman, J., Holtby, R., Chan, K.H., Kapasouri, A., Tile, M., Cruickshank, B., Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. *Spine* 10, pp.257-261, 1985.
- [26] Seligman, J. V., Gertzbein, S. D., Tile, M., et al.: Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease. *Spine*, 10: pp. 257-261, 1985.
- [27] Panjabi, M.M., White, III A.A., Brand, R.A., et al.: A biomechanical study of the ligamentous stability of the thoracic spine in man. *Acta Orthop. Scand.*, 52: pp.315-326, 1981.
- [28] Posner, I., White, III. A. A., Edward, W. T., et al: A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine*, 7: pp.374-389, 1982.
- [29] Wachowski MM, Mansour M, Lee C, Et al. ,How do spinal segments move?, *J Biomechanics* 42(14):2286-93, 2009.
- [30] Posner I, White A. A., Edwards W. T., Hayaes W. C., Biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine, *Spine*, vol. 7, pp.374-389, 1982.
- [31] Broc G. G., Crawford N. R., Sonntag V. K. H., and Dickman F. C. A.: Biomechanical effect of transthoracic microdiscectomy. *Spine*, vol. 22, pp.605-612, 1997.
- [32] 伊丹康人, 西尾篤人, 腰部脊柱管狭窄症 整形外科 MOOK No.41, 金原出版, pp.52-54, 1985.
- [33] Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the role of the apophyseal joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg.* 62B: 358-362, 1980.
- [34] 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.



- [35] 大谷 清：骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その 1. 南江堂, 1986.
- [36] 圓尾 宗司：腰椎分離・すべり症の後側方固定術. MB Orthop11, pp.41-48, 1989.
- [37] 中井定明, 吉沢英造, 志津直行, 腰椎変性すべり症に対する後方進入腰椎椎体間固定 (PLIF) の成績, 臨床整形外科 Vol.38 No.3, pp.287-292, 2003.
- [38] 大森大二郎, 山口智, 大隣辰哉, 関俊隆, 高橋敏行, 脊柱管狭窄症, 椎間孔狭窄を合併し, 下肢痛を呈する症例の治療方針, 日本脊髄外科学会機関紙 Vol.29(1), pp.32-41, 2015.
- [39] 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, pp.621-627, 2008.
- [40] 井上将隆, 瞬間回転軸の軌跡を用いた脊椎運動の評価, 三重大学大学院工学研究科修士論文, pp41-56, 2016.

## 謝辞

---

本研究を遂行するにあたり、ご指導して頂いた稲葉忠司教授、吉川高正教授、馬場創太郎助教に心から感謝すると共に、ここに敬意を示します。研究を通じ、実験のノウハウやモノの考え方から論理的文章の構築方法まで、様々なことを丁寧にかつ熱心にご指導して頂きました。深く感謝しております。

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なる多数のご助言を賜りました ASEAN 事業部の笠井裕一教授、日本赤十字社伊勢赤十字病院の榊原紀彦先生、三重大学大学院医学系研究科脊椎外科医用工学講座の水野哲太郎さんに多大なる感謝を致します。さらに生体システム工学研究室の先輩である地域創生戦略企画室の加藤貴也助教には、文武両道ともにご指導を賜り、厚く御礼申し上げます。

修士論文発表会にて副査を引き受けて下さった河村貴宏助教にも心より御礼申し上げます。非常に拙い論文にも関わらず、ご丁寧にご指導して頂いたことで修士論文の執筆を終えることが出来ました。

研究室の先輩方、後輩たちには研究のアドバイスや励ましなど様々な角度から支えられてきました。特に脊椎チームの先輩である井上将隆先輩、成瀬貴野先輩には度々の助言を頂き、本当に感謝しております。また同チームの後輩である青木一真君、中村亮太郎君、吉村伸太郎君は、研究ミーティングや実験など数多くの場面で協力していただきました。ありがとうございました。さらに研究室の同期である飯田亜子さん、大西優希君、栗田詢也君、藤本貴大君は苦楽を共にし、様々な感情を共有し合った仲です。ここに感謝の意を表します。これから先もお互いがんばって行きましょう。

最後に、あらゆる面から支え、応援してくれた家族に深く感謝いたします。

平成三十一年弥生吉日  
浦口 雅隆