

修士論文

令和3年度

有限要素法を用いた  
脊椎固定術における  
脊椎変形挙動の力学的評価

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

池田 智道

# 目次

---

1 章	緒言	1
2 章	脊椎の構造・機能および力学特性	2
2.1	脊椎の構造	2
2.2	椎骨のバイオメカニクス	5
2.2.1	骨組織の構造	5
2.3	機能的脊椎単位と脊椎の安定要素	7
2.3.1	脊椎の前方要素	7
2.3.2	脊椎の後方要素	8
2.3.3	靭帯	10
2.4	脊椎のバイオメカニクス	11
2.4.1	Coupling motion	11
2.4.2	Viscoelasticity	11
2.4.3	椎間可動域 (Range of motion : ROM)	13
2.5	脊椎の損傷	14
2.5.1	安定要素の変性	14
2.5.2	脊椎疾患	15
2.6	脊椎手術	17
2.6.1	脊椎固定術および脊椎固定具	17
3 章	椎間板の非線形な変形挙動を考慮した解析モデルの構築	18
3.1	椎間板の変形特性の実験的調査	18
3.1.1	実験方法	18
3.1.1.1	試験体作製	18
3.1.1.2	初期位置の決定	19
3.1.1.2	単軸引張試験	19
3.1.1.2	前屈試験	20
3.1.2	実験結果	21
3.1.2.1	単軸引張試験	21

3.1.2.2	前屈試験	22
3.2	脊椎運動の数値解析	23
3.2.1	FSU の 3 次元形状モデルの構築	23
3.2.2	有限要素モデル	25
3.2.3	材料パラメータ	26
3.2.3.1	椎体と髄核の数理モデルの構築	26
3.2.3.2	線維輪の数理モデルの構築	26
3.2.4	拘束条件および荷重条件	28
3.2.5	トルク - 回転角度の関係の算出	29
3.3	解析結果と実験値の比較	30
4 章	脊椎固定術を対象とした解析	31
4.1	PS 固定モデルに対する圧縮解析	31
4.1.1	解析モデル	31
4.1.2	比較対象とする実験	33
4.1.3	解析結果と実験値の比較	34
4.2	片側および両側 PS 固定における固定性の評価	36
4.2.1	解析モデル	36
4.2.2	解析結果と実験値の比較	38
4.3	ロッドと椎体の距離が PS 固定に及ぼす影響	40
4.3.1	解析モデル	40
4.3.1	解析結果の比較	42
5 章	結言	44
	参考文献	46
	謝辞	48

# 第1章 緒言

---

脊椎は椎体や椎間板、靭帯など様々な安定要素から構成されている。その中でも特に椎間板は脊椎運動を司る重要な器官である。椎間板が引張や圧縮、回旋といった変形をすることで、脊椎運動が可能となっている。そのため、椎間板に疾患や変性、外傷が生じると、脊椎の運動機能は急激に低下してしまう。椎間板ヘルニアなど、椎間板に異常が生じた際の治療法には、薬物療法と外科的治療法がある。椎間板の異常が軽度の場合には薬物治療が行われるが、重度の異常がある場合には外科的治療が行われる。脊椎の異常に対して行われる外科的治療の際に、椎間関節などの安定要素の一部が取り除かれることがあり、その結果として脊椎は安定性を失ってしまう。そこで、失ってしまった安定性を確保するために脊椎固定具が用いられる。この脊椎固定具により脊椎は安定性を取り戻すことが出来る。

本研究室では脊椎の変形挙動を調査するために、6軸材料試験機を用いて実験的研究が数多く行われ、様々な知見が得られてきた<sup>[1]</sup>。その中で、脊椎固定具に関する研究も行われており、特に脊椎固定具として一般的な **Pedicle screw and rod system (PS)** を用いた実験的研究が多く行われてきた。ここでは、PS 固定を施した動物脊椎を用いて曲げ<sup>[2]</sup>や回旋<sup>[3]</sup>、圧縮試験<sup>[4]</sup>などが行われてきた。しかし、数多くの条件で実験を多数行うのは困難であった。

そこで本研究室では、脊椎運動の評価に対して数値解析の導入を試みてきた<sup>[5][6][7]</sup>。数値解析は、実験の困難な事象の解明に対して有用な手段である。近年では機械設計の分野のみならず、人体の機能などの生体力学的研究に関しても数値解析の導入が進んでいる<sup>[8]</sup>。本研究室においても、脊椎運動に対して数値解析のひとつである有限要素解析を用いた研究が行われてきた。しかし先行研究では脊椎形状と変形挙動のうち、片方のみの再現にとどまっていた。

そのため本研究では、数値解析のひとつである有限要素法を用いて脊椎運動を力学的に評価することを目的に、椎体の形状と変形挙動を再現した解析モデルを構築した。モデルの形状に関しては、シカ脊椎の椎体の形状を 3D スキャンすることによって再現し、脊椎の特殊な変形挙動に関しては、線維輪の力学的特性の表現に超弾性体のひずみエネルギー関数を導入することで再現した。また、構築したモデルを用いた曲げ解析を行い、同様の条件で行った実験結果と比較することで、このモデルの妥当性を評価した。

次に固定具を装着した解析モデルを構築し、モデルの妥当性と脊椎固定具の有用性について評価した。また片側のみの PS 固定時の固定性と椎体とスクリューの変形について評価した。加えて固定具の挿入量（脊椎とロッドの距離）を変えたときの脊椎運動と固定具に加わる負荷の違いを評価した。

## 2章 脊椎の構造・機能および力学特性

---

本章では、脊椎の解剖学的な構造および機能について述べる。次に、代表的な脊椎疾患および手術手技について概説する。

### 2.1 脊椎の構造

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>[9]</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、ショック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、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。

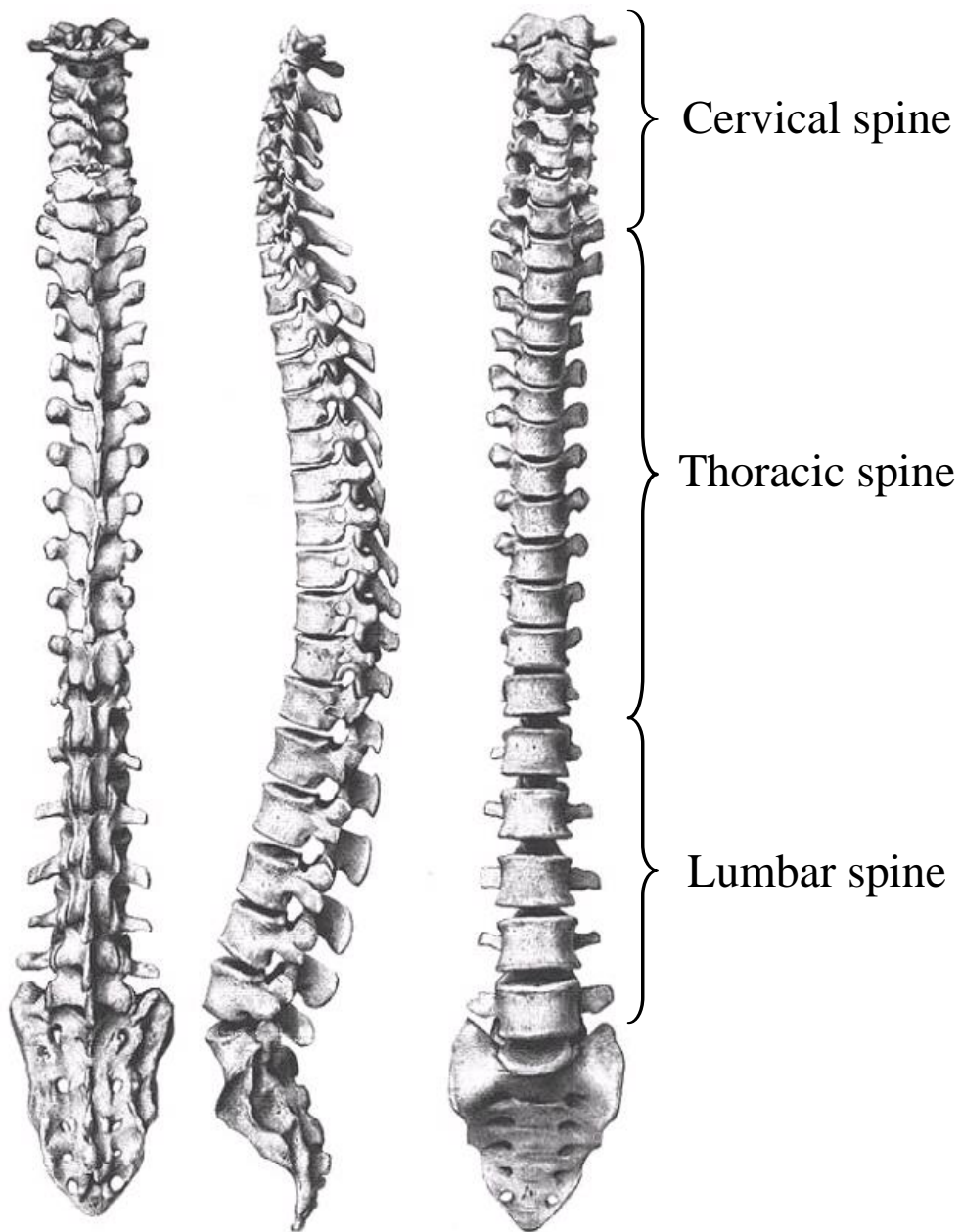
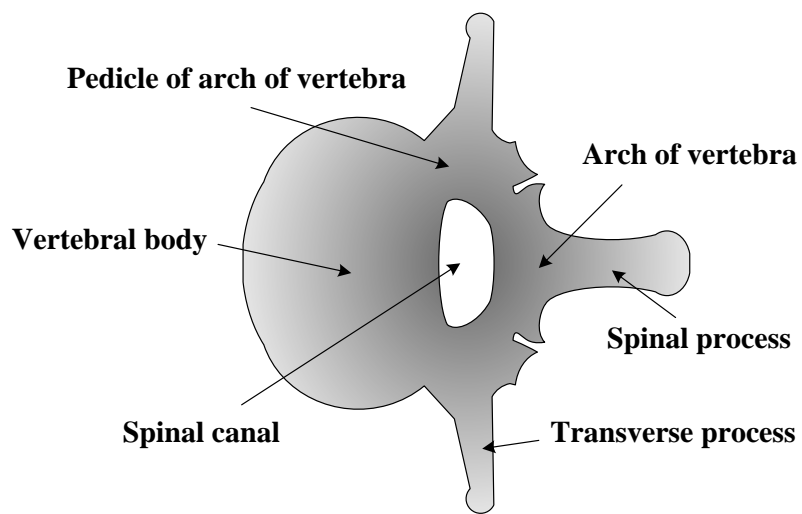
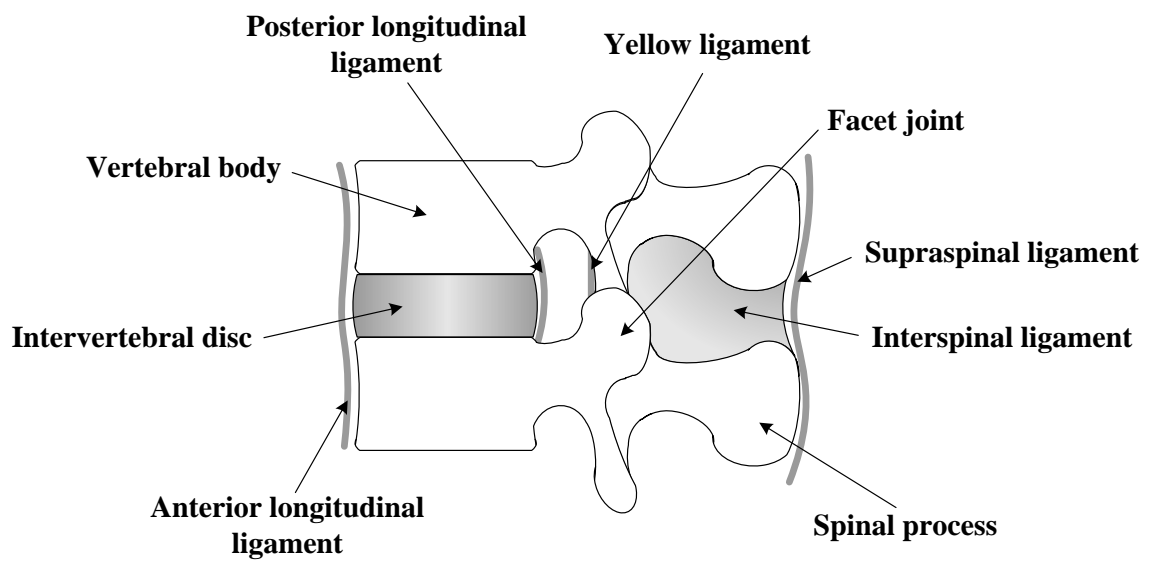


Fig. 2.1 Schematic of spine



(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>[10]</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>[10]</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>[10]</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。

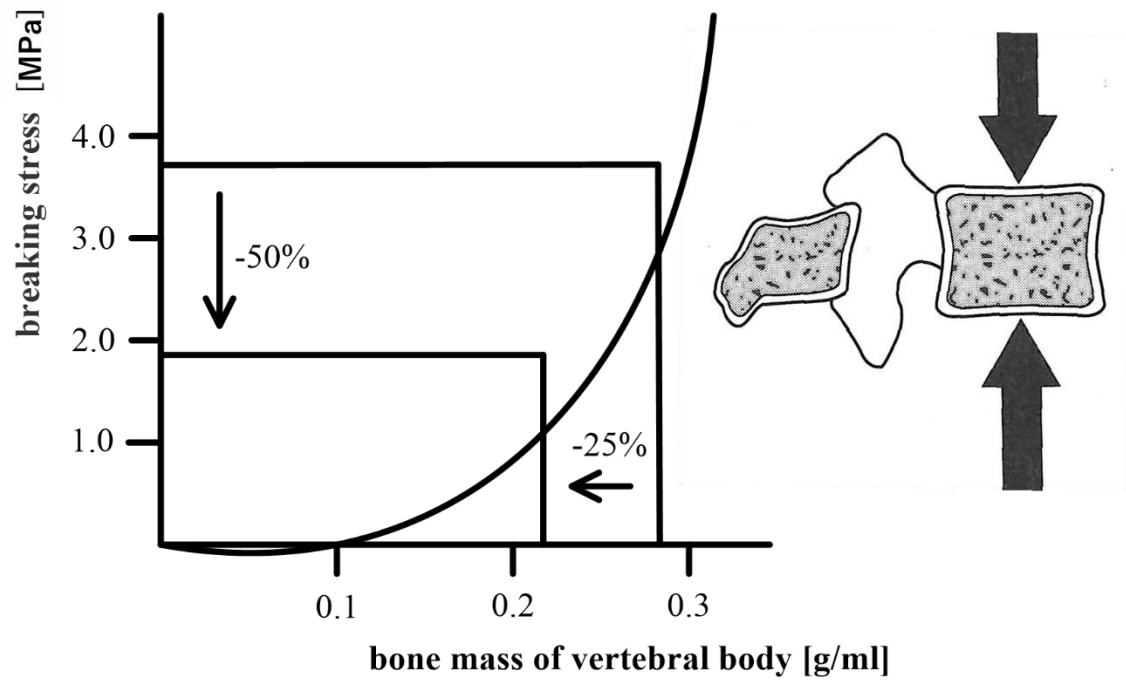


Fig. 2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

## 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>[11]</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>[12]</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。各層の線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>[13]</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>[14]</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。

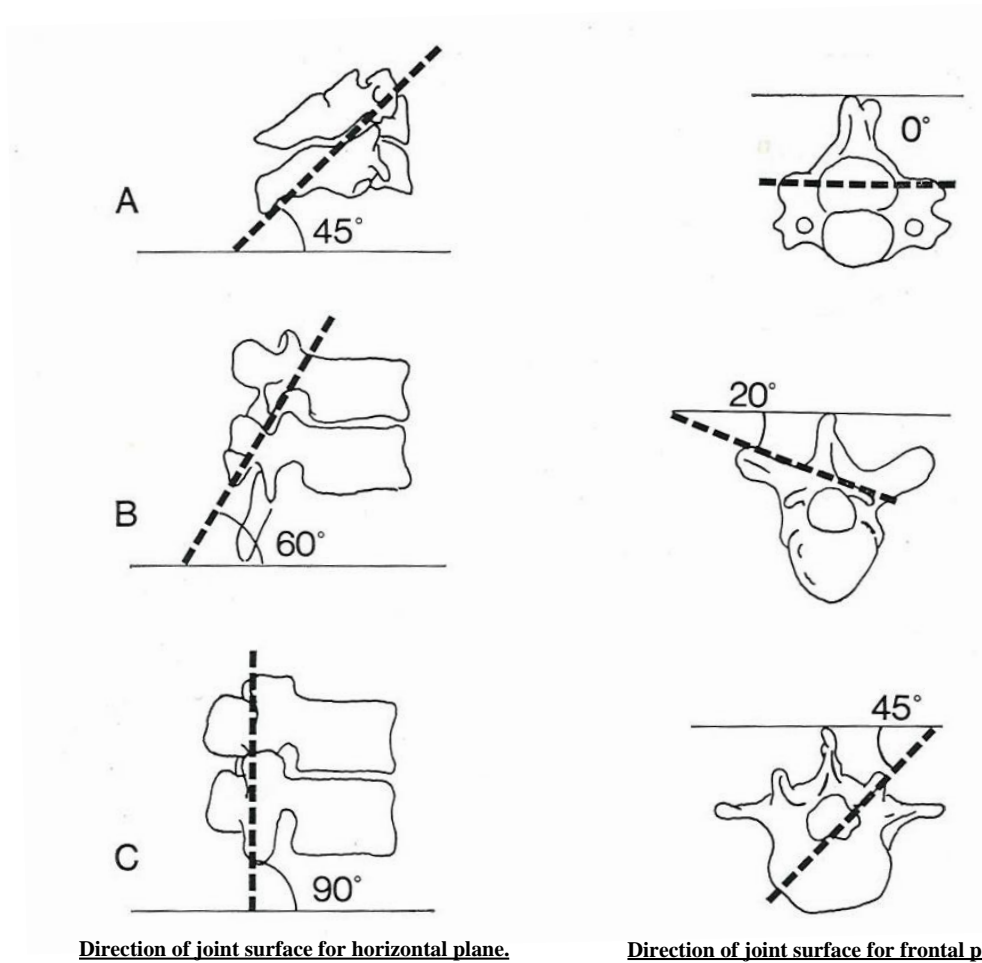
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では, 負荷を受けない椎間板での固有の圧力が10[N/cm<sup>2</sup>]であることを示している<sup>[14]</sup>。椎間におけるこの圧力は靭帯の力によるものである。また, 圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は, 単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約1.5倍であることが示されている。このようにして, 圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ, そして円周張力が輪状線維に加

えられる。これに対する線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0.7~1.4MPa、水平方向へはその約5倍、さらに線維方向へは水平方向の約3倍の強度を持つとされている<sup>[15]</sup>。しかし、変性した椎間板では、圧縮負荷が加わると上下方向の力が線維輪を通じて椎体終板に伝わるのみであり、このとき、線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°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>[16]</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>[17]</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>[18]</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 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、線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>[19]</sup>。また、引張負荷を一つの椎体から他の椎体へと伝達し、少ない抵抗でなされ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>[20]</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>[16]</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。

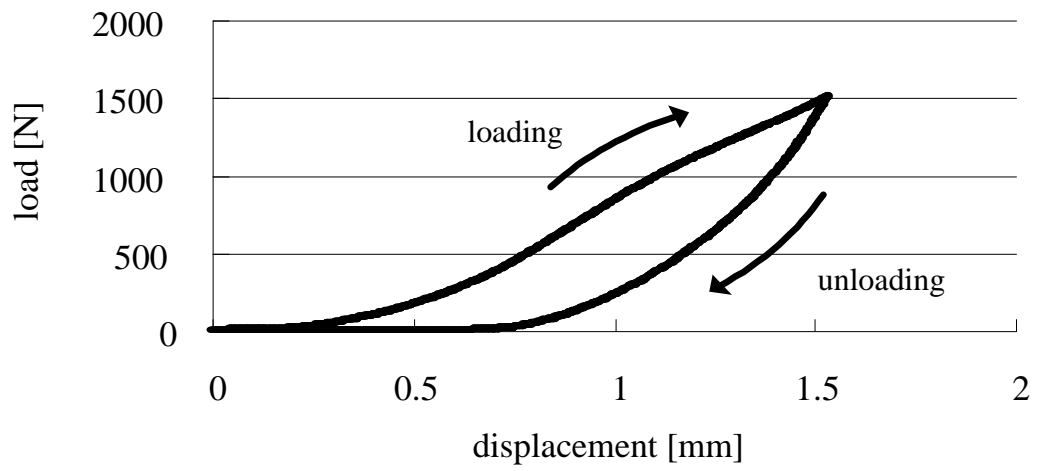


Fig. 2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis



### 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>[21]</sup>。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>[22][23]</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-回転角度曲線を表している。

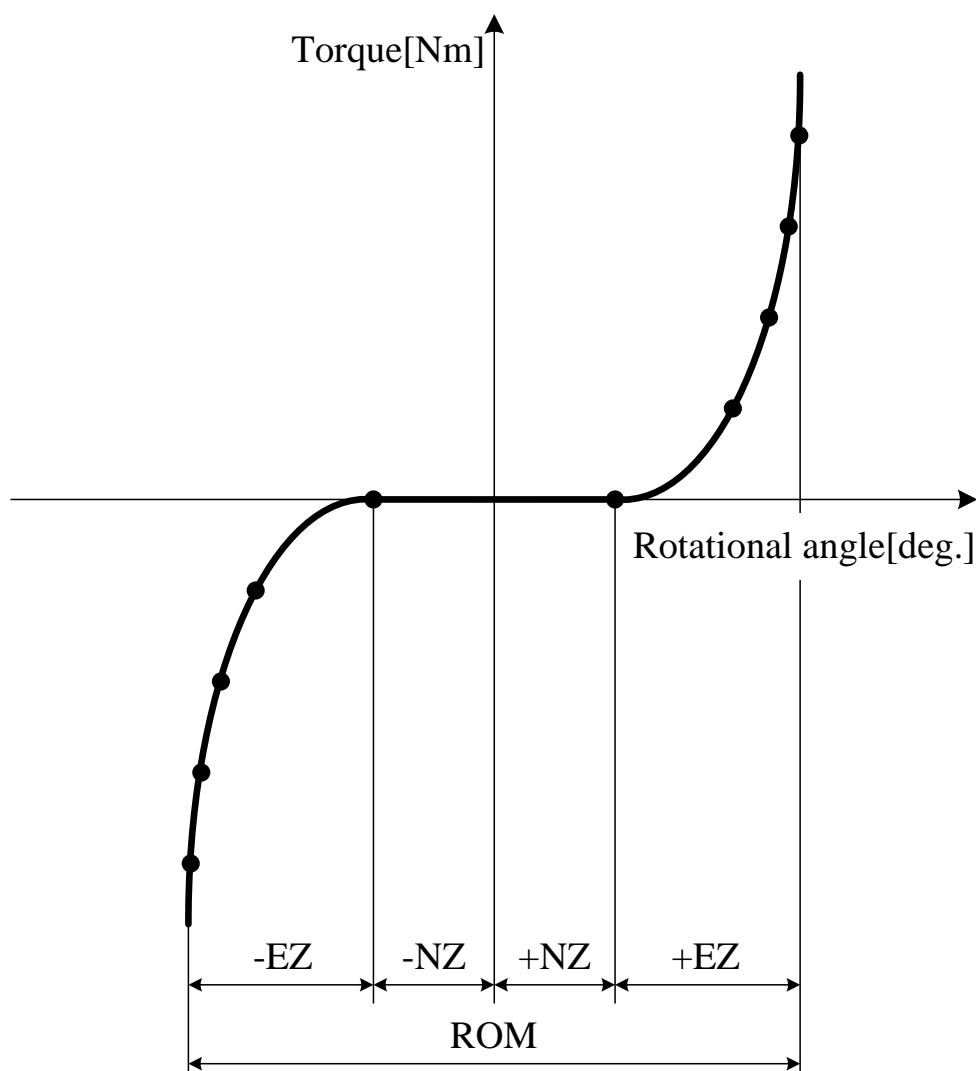


Fig. 2.6 Torque and rotational angle curve of spine

## 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 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。

#### 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持つ弾性が失われる。この状態を椎間板変性と呼ぶ。変性した椎間板には、椎間板高の減少や線維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>[24]</sup>。

#### 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>[25]</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>[26]</sup>。

## 2.5.2 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>[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>[29]</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。

Table 2.1 Typical disease of spine

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

## 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。

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呼ぶ。

### 2.6.1 脊椎固定術および脊椎固定具

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

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。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。

## 3 章 椎間板の非線形な変形挙動を考慮した 解析モデルの構築

---

本章では、数値解析に必要な有限要素モデルの構造や要素分割、各種パラメータおよび拘束条件の設定について述べる。次に、前屈曲げ試験を模擬した解析において実験値と比較した結果について示す。

### 3.1 椎間板の変形特性の実験的調査

2章で示したように、椎間板は非線形材料である。その非線形性を表すために、線維輪の数理モデルに超弾性体の Yeoh モデルを導入した。Yeoh モデルを用いて数理モデルを構築する際に単軸引張試験の結果が必要であるため、予備実験としてシカ屍体腰椎を用いた単軸引張試験を行った。また、後に示す解析結果と比較を行い、解析の妥当性を確かめた。

#### 3.1.1 実験方法

##### 3.1.1.1 試験体作製

実験には、シカ屍体腰椎（図 3.1 参照）の L3-L4 を用いた。椎間板のみの純粋な変形特性を得るために、試験体は椎体、線維輪および髄核以外の安定要素を取り除いたものを用いた。試験体の作製から試験機への取り付けまでを、以下の手順で行った。

- (1)  $-30^{\circ}\text{C}$  で冷凍保存したシカ屍体腰椎を室温にて解凍し、余分な筋肉や脂肪および椎体と椎間板以外の安定要素を取り除いた（図 3.1 参照）。
- (2) 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）を用いるため、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。
- (3) 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。
- (4) 試験体を試験機に取り付ける。

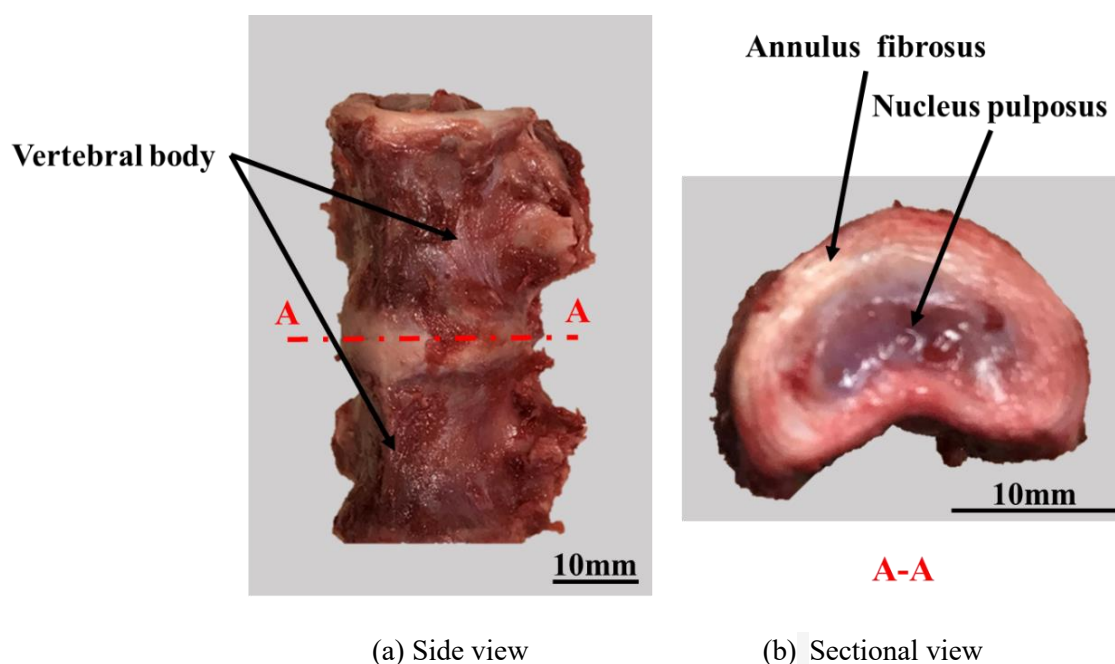


Fig. 3.1 Specimens used in experiments

### 3.1.1.2 初期位置の決定

本研究では、FSU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回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。

### 3.1.1.3 単軸引張試験

試験体に対して脊椎強度測定用6軸材料試験機を用い、単軸引張試験を行った。純粋な引張を行うために自由度は1自由度とした。図3.2にY軸正方向への引張試験における拘束条件を示す。単軸引張試験において、試験体に対して脊椎の粘弾性特性を考慮し、Y軸正方向（図3.2参照）へクロスヘッド速度0.005 mm/secにて2 mmの変位に達するまで連続的に2回負荷した。また、試験時の上位椎体の変位・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5 Hzにて記録した。



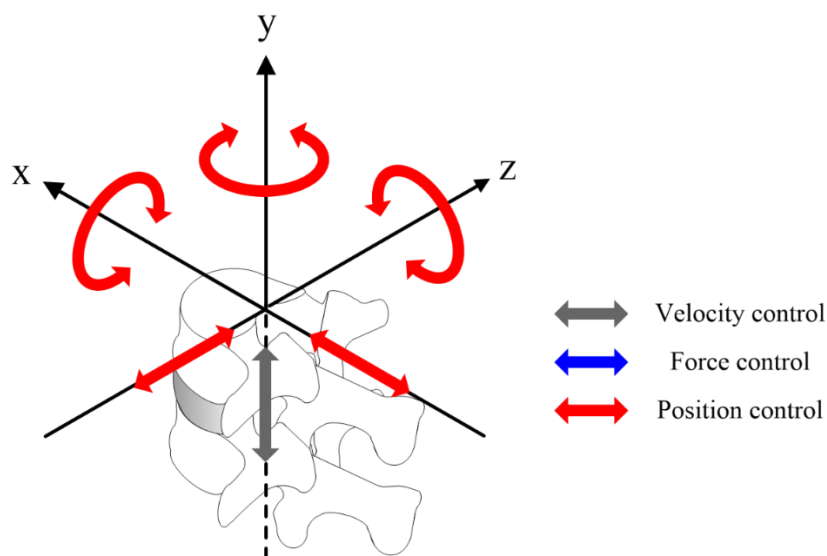


Fig. 3.2 Restraint condition in uniaxial tensile test

### 3.1.1.4 前屈試験

解析結果との比較を行うために、引張試験で用いたものと同様の試験体(図 3.1 参照)を用いて曲げ試験を行った。試験体に対して脊椎の粘弾性特性を考慮し、前屈方向へクロスヘッド角速度  $0.1 \text{ deg./sec}$  にて  $3 \text{ N} \cdot \text{m}$  のトルクを連続的に 2 回負荷した。また、試験時の上位椎体の変位・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  $5 \text{ Hz}$  にて記録した。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 3.3 に前後屈方向への曲げ試験における拘束条件を示す。

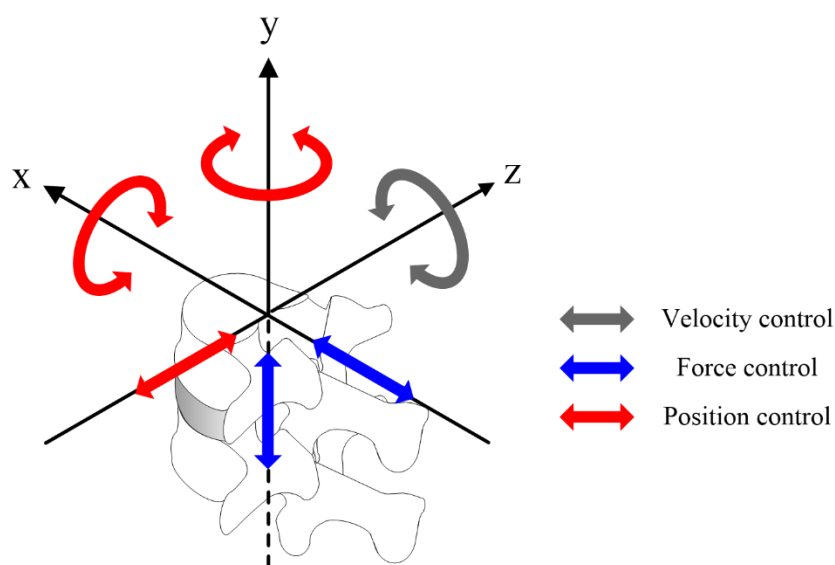


Fig. 3.3 Restraint conditions for flexion test

### 3.1.2 実験結果

#### 3.1.2.1 単軸引張試験

図 3.4 に単軸引張試験より得られた負荷 - 変位の関係を示す。縦軸は引張負荷[N]，横軸は変位[mm]である。本実験では，引張試験を 2 往復計測しているが，粘弾性の影響が少ないと考えられる 2 往復目の結果のみを記載した。同図に示すように，非線形な負荷 - 変位の関係が得られた。ここで，髄核はゲル状の物質であり，単軸引張負荷に対して抵抗力はほとんど示さないことが考えられる。そのため，同図に示す変形挙動は線維輪の力学的特性であると言える。

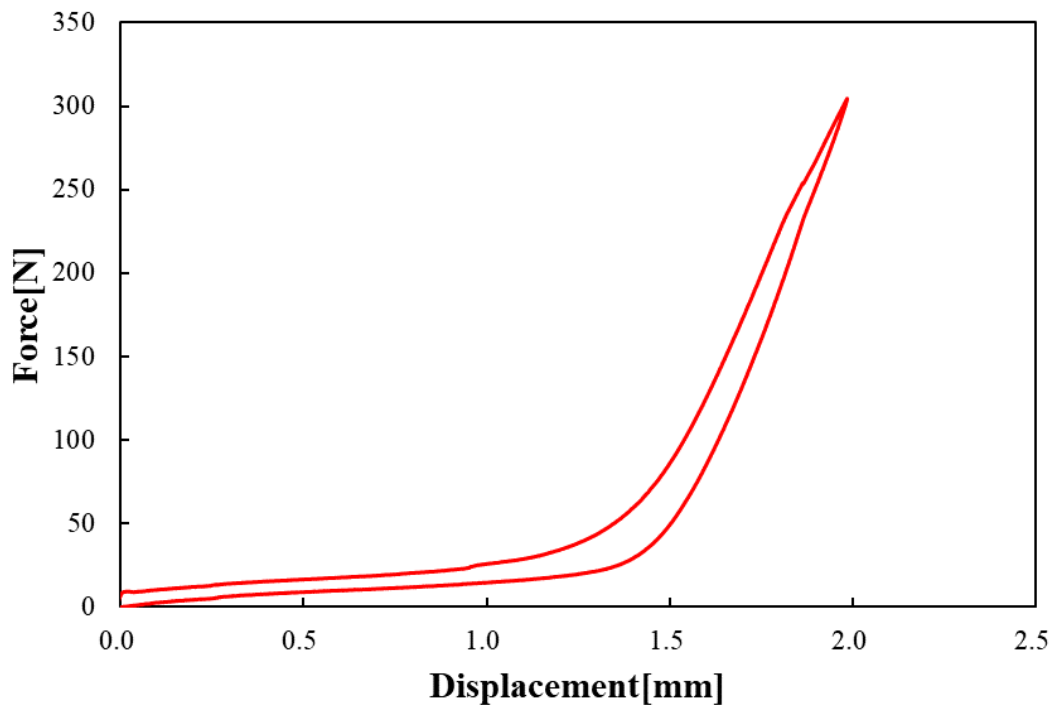


Fig. 3.4 The relationship between force and displacement obtained from uniaxial tensile test

### 3.1.2.2 前屈試験

図 3.5 に曲げ試験により得られたトルク-回転角度の関係を示す。縦軸は負荷トルク  $[\text{N} \cdot \text{m}]$ ，横軸は回転角度  $[\text{deg.}]$  である。本実験では，前屈試験を 2 往復計測しているが，粘弾性の影響が少ないと考えられる 2 往復目の結果のみを記載した。これより脊椎の前屈試験において，NZ と EZ が確認できた。

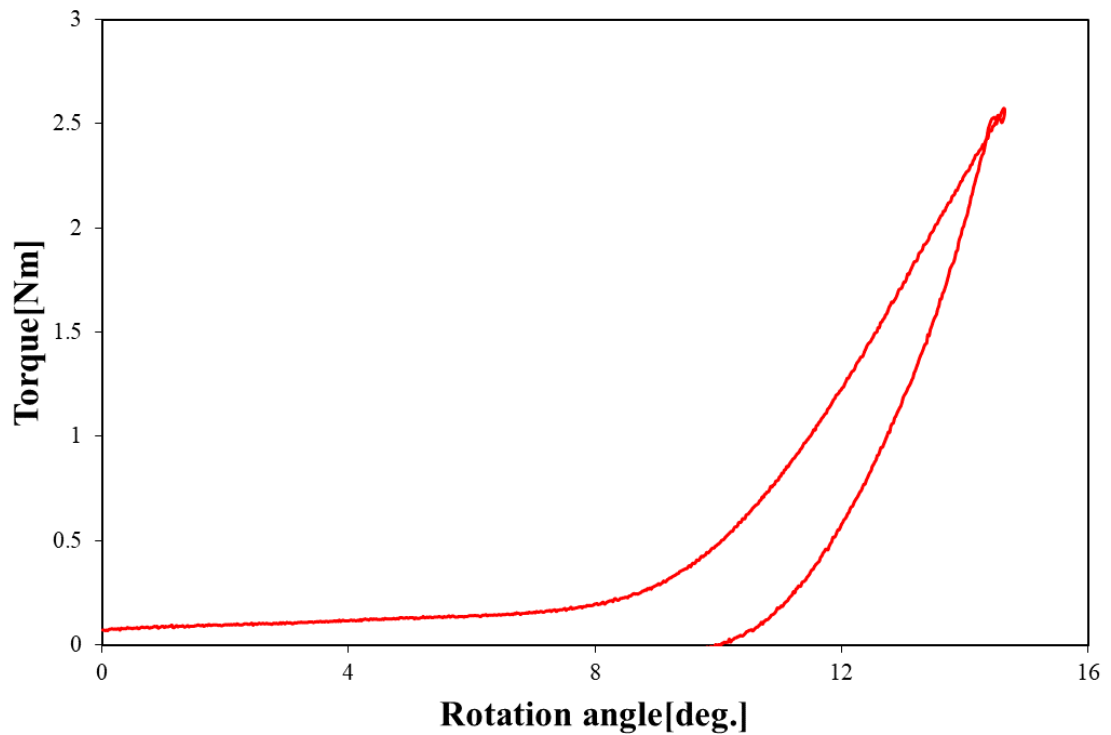


Fig. 3.5 The relationship between torque and rotation angle obtained from experiment

## 3.2 脊椎運動の数値解析

### 3.2.1 FSU の 3 次元形状モデルの構築

解析対象とする FSU の有限要素モデルは、シカ屍体腰椎 L3 と L4 の骨格標本の形状を 3D スキャナにて読み取ることで作製した。この際に用いたシカ屍体腰椎は、3.1 節の実験に使用した試験体（図 3.1 参照）と椎間板の形状に近いものを選んだ。椎体の骨格標本の 3D スキャンデータ取得までの手順を以下に示す。

- (1)  $-30^{\circ}\text{C}$  で冷凍保存したシカ屍体腰椎を室温にて解凍し、椎体の L3, L4 部分を切り出す。
- (2) 3 時間程熱湯にて煮沸した後に、余分な肉や靭帯を除去する。取り切れなかった肉は入れ歯洗浄剤に 1 日程度漬け込み除去する。
- (3) 肉を取り除いた椎体を 3D スキャナ（SHINING 3D 社製 EinScan-SP）で読み取り、形状データを作製する。

線維輪と髄核の形状に関しては、実際の椎間板の形状と矛盾が生じないよう椎体の形状に合わせて作製した。椎間板は、勾玉状の髄核を取り囲むように線維輪を配置することで構成し、2 つの椎体の間に配置した。椎間板の断面形状は、幅 25 mm、厚さ 18 mm とした。線維輪の円周方向の厚みは 3 mm とし、線維輪の内周に収まるように髄核の寸法を設定した。また、線維輪および髄核の高さは 5 mm とした。図 3.6 に作製した解析モデルを示し、このモデルを標準モデルとする。本解析には、同図に示す座標系を用いた。

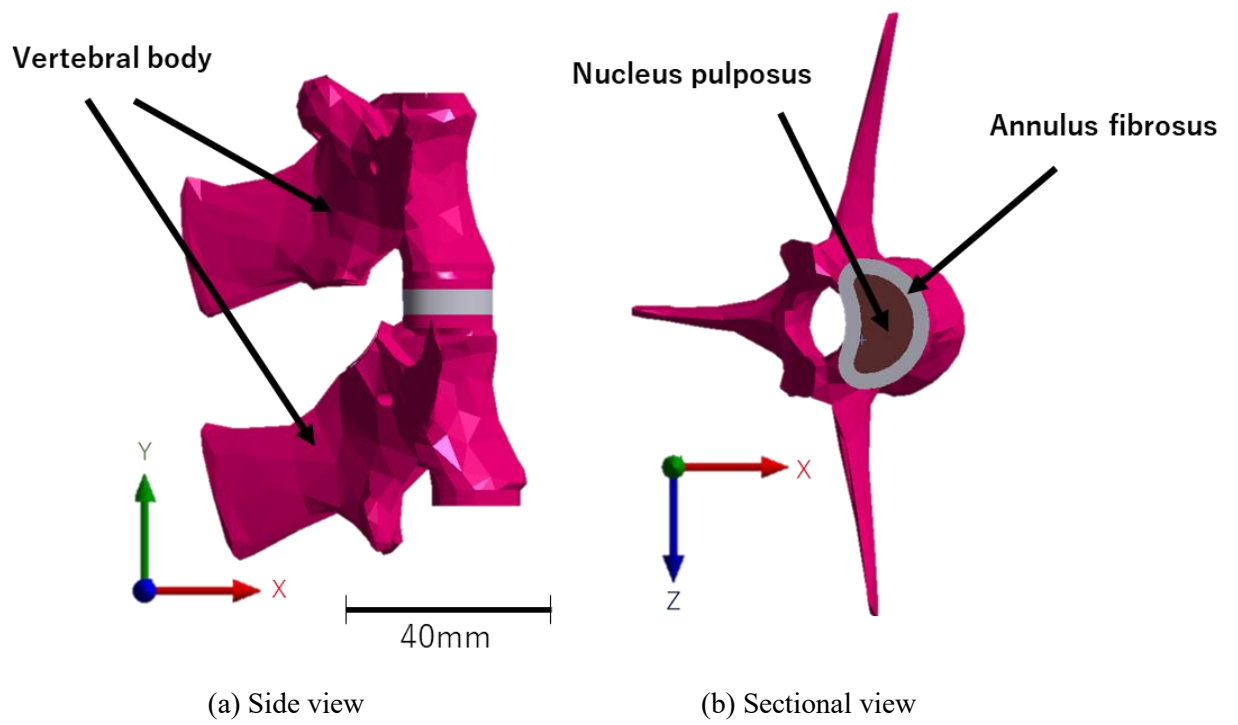


Fig. 3.6 Normal model

### 3.2.2 有限要素モデル

図 3.7 に 3D 形状モデル（図 3.6 参照）を基に要素分割した有限要素モデルを示す。本研究には、有限要素解析ソフト（ANSYS Workbench 2021 R1）を使用した。有限要素法とは、微分方程式であらわされる場の問題を解くための一つの手法であり、連続体を有限の要素に分割して扱う。有限要素法を用いてある種の解析を行なうとき、採用した要素によって計算時間や計算精度が左右されるため、要素の選択は極めて重要である。そこで本研究では、小さい範囲で応力の変化が大きくなると予測される椎間板には、適当と思われる 3 次元ソリッド要素（低次四面体要素，4 節点）を用い、自動メッシュ機能により 0.5 mm のサイズで解析対象を分割した。また、椎体はほとんど変形しないことが予測されるため、自動メッシュ機能により 3 mm のサイズで解析モデルを分割した。作製した有限要素モデルは、201,802 節点，140,451 要素であった。

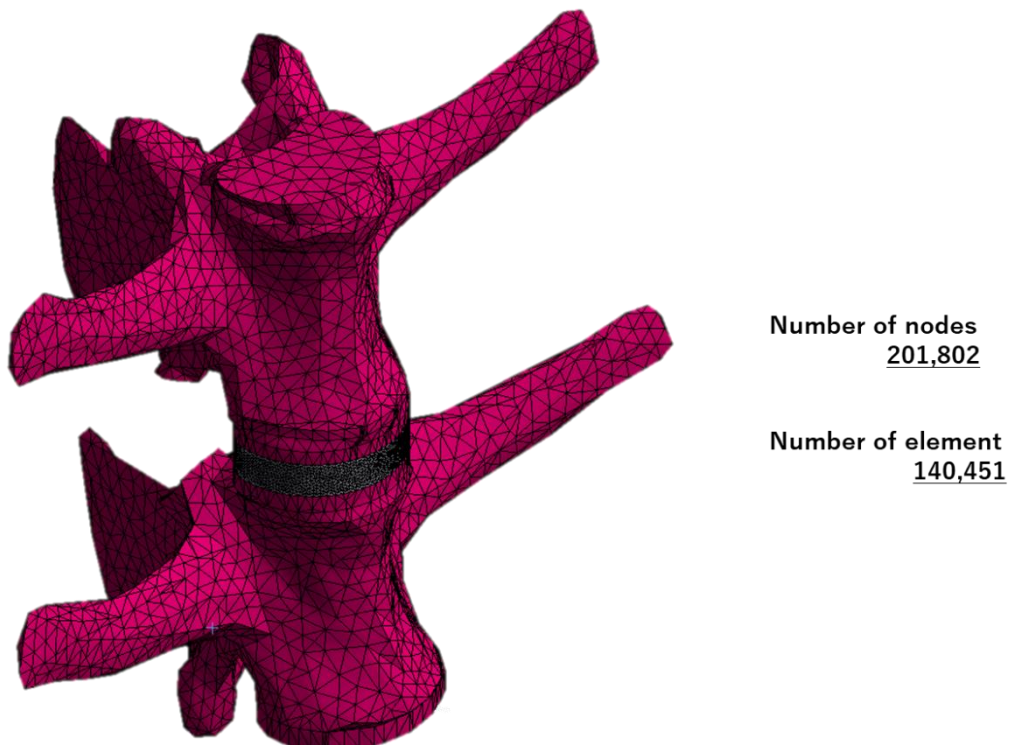


Fig. 3.7 Finite element model constructed based on analysis model

### 3.2.3 材料パラメータ

#### 3.2.3.1 椎体と髄核の数理モデルの構築

脊椎モデルの構成要素のうち、椎体に関しては過去の参考文献<sup>[8]</sup>に示された材料パラメータを参考に、ヤング率 1.20 GPa, ポアソン比 0.3 の等方線形弾性体として定義した。髄核はゲル状の非圧縮性物質であり、脊椎の変形挙動に対してほとんど影響を示さないことが予測されるため、本研究では材料パラメータを、ヤング率  $1.00 \times 10^{-3}$  GPa, ポアソン比 0.49 の等方線形弾性体として定義した。

#### 3.2.3.2 線維輪の数理モデルの構築

線維輪は高分子から構成されており、応力とひずみの関係が非線形となる非線形材料である。そのため、線形材料と定義して解析を行っても、実際の実験結果とは異なる変形挙動を示すことが先行研究<sup>[5][6]</sup>により明らかとなっている。そこで、線維輪の材料として超弾性体のひずみエネルギー関数のひとつである Yeoh モデルを導入することで数理モデル化を試みた<sup>[30]</sup>。3.1 節で行った単軸引張試験より得られた負荷 - 変位関係を基に応力 - ひずみ関係を算出し、Yeoh モデルを線維輪の材料として組み込むための単軸引張試験データとした。図 3.8 に算出された公称応力 - 公称ひずみの関係を示す。縦軸は公称応力 [MPa], 横軸は公称ひずみ [-] である。なお公称応力と交渉ひずみの算出には線維輪の断面積と高さが必要であったが、試験体 (図 3.1 参照) の椎間板断面形状より線維輪の厚さを 3 mm, 椎間板高さを 5 mm として計算を行った。また粘弾性の影響を考慮して低速度で実験を行ったが、若干のひずみ速度依存性が見られた。そこで、負荷時と除荷時の中間点をプロットし、応力 - ひずみ関係を線維輪の引張特性として用いた。この応力 - ひずみ関係を Yeoh モデルのひずみエネルギー関数にフィッティングさせることにより材料パラメータを同定した。式 3.1 に Yeoh モデルのひずみエネルギー関数を示す<sup>[30]</sup>。

$$W = \sum_{i=1}^3 C_{i0} (I_1 - 3)^i = C_{10} (I_1 - 3) + C_{20} (I_1 - 3)^2 + C_{30} (I_1 - 3)^3 \quad \text{Eq.3.1}$$

この関係式より構築した Yeoh モデルのひずみエネルギー関数に基づく線維輪の数理モデルとして用いた応力とひずみの関係を図 3.9 に示す。縦軸は公称応力 [MPa], 横軸は公称ひずみ [-] である。

表 3.1 に解析に用いた各構成要素の材料パラメータを示す。



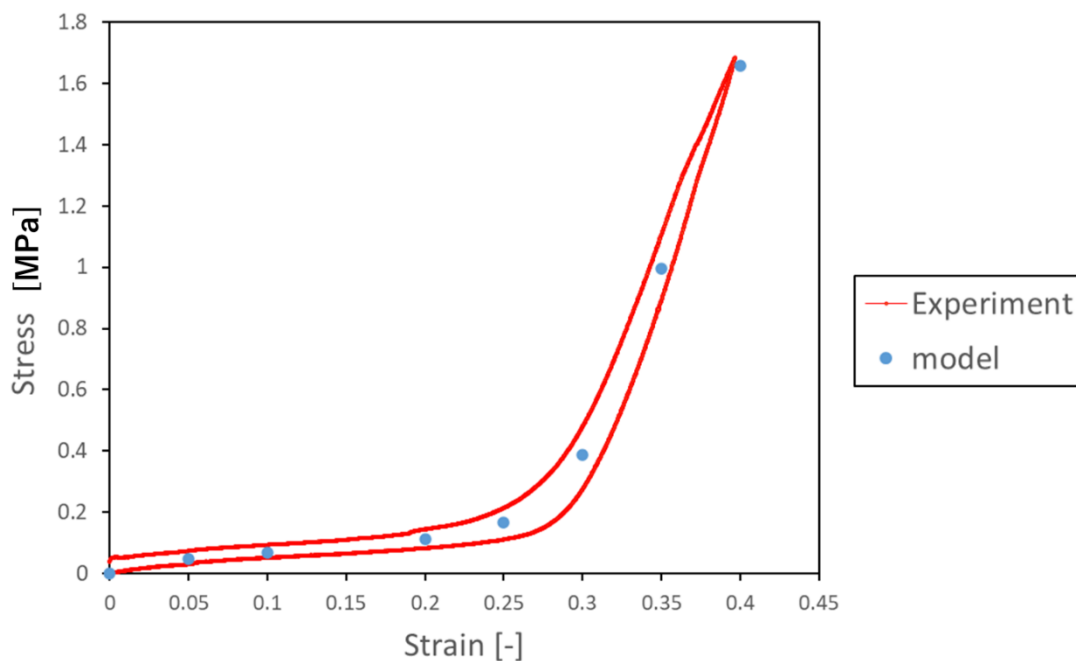


Fig. 3.8 The relationship between nominal stress and nominal strain obtained from uniaxial tensile test

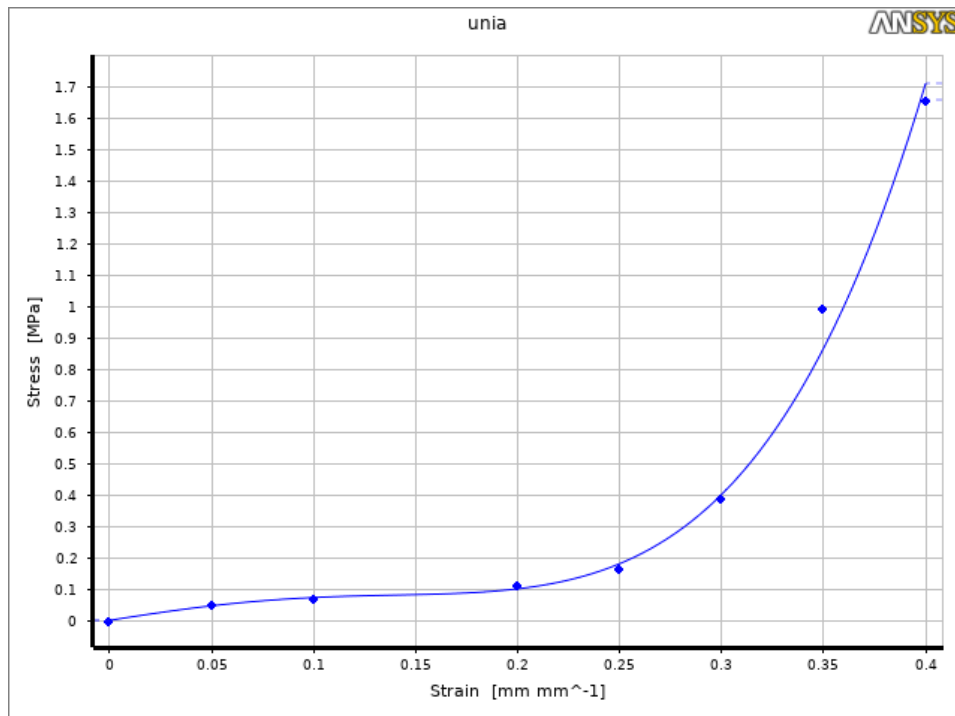


Fig. 3.9 The relationship between stress and strain used as mathematical model of annulus fibrosus

Table. 3.1 Material properties used for analysis

Component	Material model	Material parameter
Vertebral body	Linearly elastic	$E=1.2\text{GPa}$ $\nu=0.3$
Nucleus pulposus	Linearly elastic	$E=0.001\text{GPa}$ $\nu=0.49$
Annulus fibrosus	Hyper elastic (Yeoh)	$C_{10} = 0.17 \times 10^{-3}\text{GPa}$ $C_{20} = -0.87 \times 10^{-3}\text{GPa}$ $C_{30} = 3.22 \times 10^{-3}\text{GPa}$

### 3.2.4 拘束条件および荷重条件

図 3.10 に脊椎の前屈曲げ試験を模擬した解析の拘束条件および荷重条件を示す。脊椎の前屈曲げ試験を模擬した解析を行うために、作製した脊椎有限要素モデルの下面を固定し、上面に  $3\text{N}\cdot\text{m}$  のトルクを負荷した。



Fig. 3.10 Constraint and load conditions for an analysis simulating the spine pre flexion test

### 3.2.5 トルク - 回転角度の関係の算出

解析結果からトルク - 回転角度の関係を算出するために、図 3.11 に示すように脊椎有限要素モデル上面の前方および後方にそれぞれ物体点を設定した。この物体点における X 軸変位および Y 軸変位を用いて回転角度を算出し、トルク - 回転角度の関係を得た。

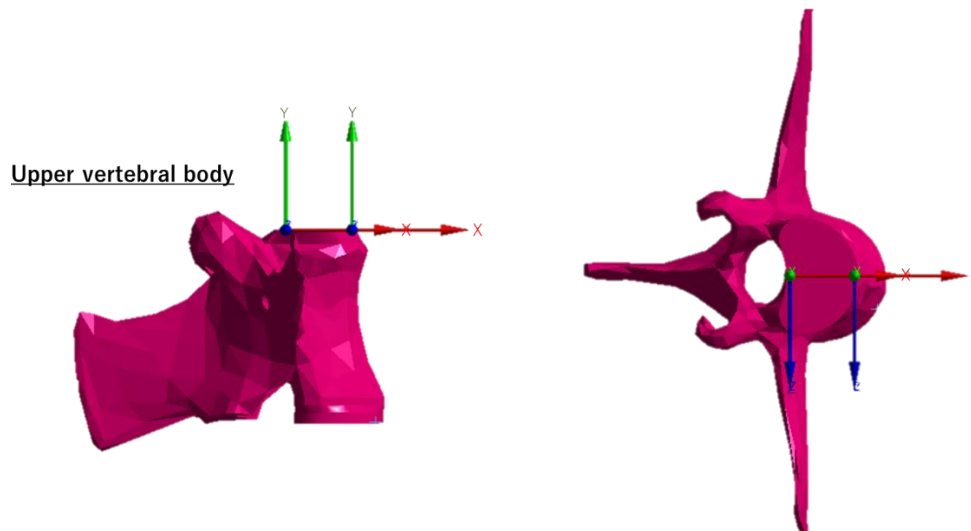


Fig. 3.11 Object point set to calculate rotation angle

### 3.3 解析結果と実験値の比較

図 3.12 に、解析および実験より得られた脊椎のトルク - 回転角度の関係を示す。縦軸はトルク [N・m]、横軸は回転角度 [deg.] である。この解析結果から曲げ解析において、実験結果と同様に NZ と EZ が確認できた。

これは、線維輪がコラーゲン線維束からなる高分子材料であり、同様の機械的性質を持つ超弾性体を用いることで、非線形な線維輪の特性を再現できたためであると考えられる<sup>[31]</sup>。

このことより、線維輪の数理モデルとして超弾性体を導入することで、椎間板の持つ非線形な変形挙動が表現できることが示された。

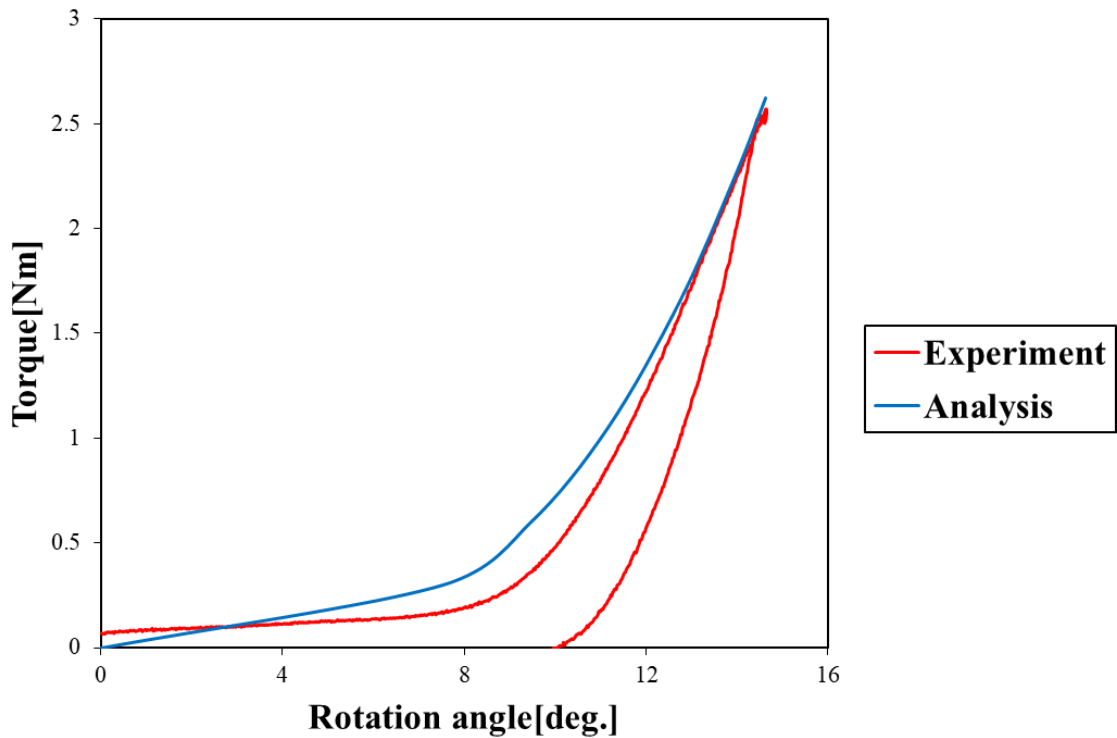


Fig. 3.12 The relationship between torque and rotation angle obtained from analysis and experiment

## 4章 脊椎固定術を対象とした解析

本章では，脊椎固定が脊椎の変形挙動と固定具に加わる負荷に与える影響を評価するために，脊椎固定術を模擬した解析を行った。

### 4.1 PS 固定モデルに対する圧縮解析

#### 4.1.1 解析モデル

前章にて構築した標準モデル（図 3.6 参照）と，標準モデルに PS 固定を施したモデルの圧縮に対する挙動を調査するための解析を行った。解析対象は，脊椎を模擬した標準モデルを基に，スクリューとロッドが一体となった固定具（図 4.1 参照）を，後方から 90 度の角度で左右の両側に約 10 mm 挿入した両側固定モデル（図 4.2 参照）である。なお，固定具と椎体は互いの節点を共有し，物体間の挙動は完全固着とした。固定具の材料には，ヤング率 96 GPa，ポアソン比 0.36 のチタン合金を使用した。以上より作製した脊椎モデルの椎体上面に対して，350 N の単軸圧縮荷重を負荷した解析を行った。本解析では，右側に挿入したロッド部の変形と椎間板前方部の圧縮応力を出力し，実験値との比較を行った。ロッド部の変形は，長手方向のひずみを評価した。ひずみの評価位置はロッドの円周上に 45° 間隔で 8 ヶ所設定した（図 4.3 参照）。得られたひずみは図 4.3 に示すように椎体側を 0 度として左回りに角度を設定した。

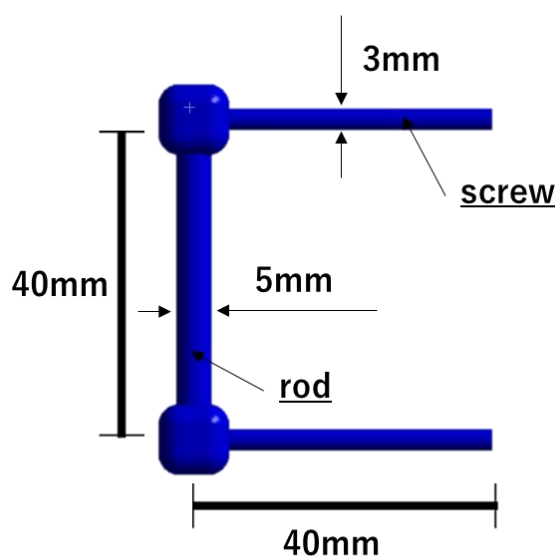


Fig. 4.1 Model of Pedicle screw and rod system

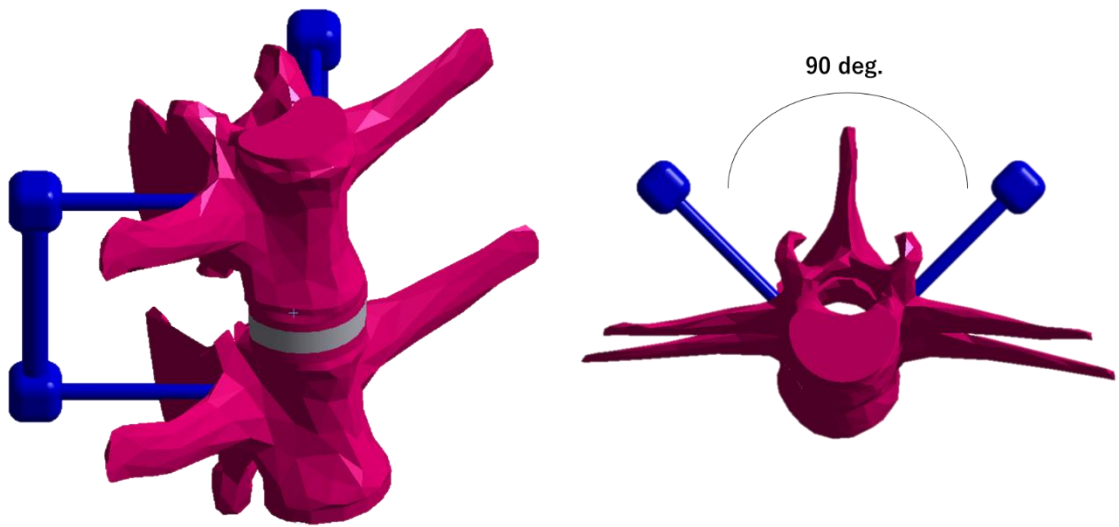


Fig. 4.2 Bilateral fixed model

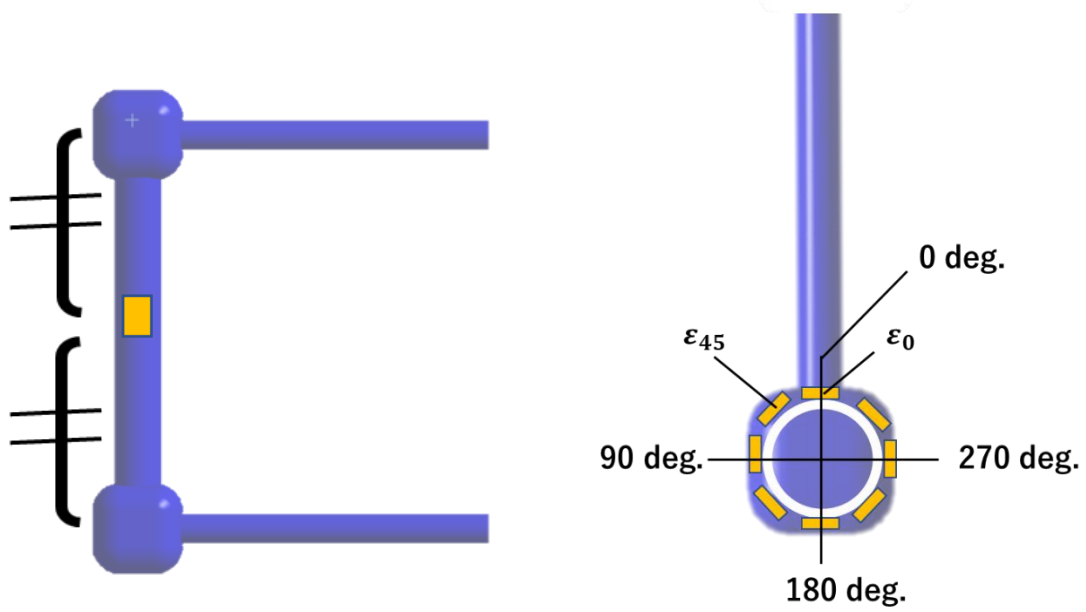


Fig. 4.3 Schematic illustration of detail of strain measurement position

### 4.1.2 比較対象とする実験

試験体には、シカ屍体腰椎 FSU の L3-L4 を用いた。試験体の選定時、3 章にて構築した脊椎の有限要素モデルと形状や大きさの近いものを選んだ。試験体は余分な筋肉および脂肪を取り除いたものに対して、疾患や手術手技による損傷を想定するために、棘上靭帯と棘間靭帯に切り込みを入れ、両側の椎間関節を全て切除した。

この試験体に対して 350 N の圧縮荷重を負荷した。その後 PS 固定を施し、同様の圧縮荷重を負荷した。なお、本実験で用いたスクリューのねじ部の長さは約 40 mm、外径は約 3 mm であった。また、ロッドの外径は約 5 mm であった。このとき、ロッドの椎体側から 45° の間隔で 8 方向に貼付したひずみゲージによりロッドのひずみを計測し、L3-L4 間の椎間板に前方部から挿入した圧力センサにより内圧の計測を行った。実験の様子を図 4.4 に示す。

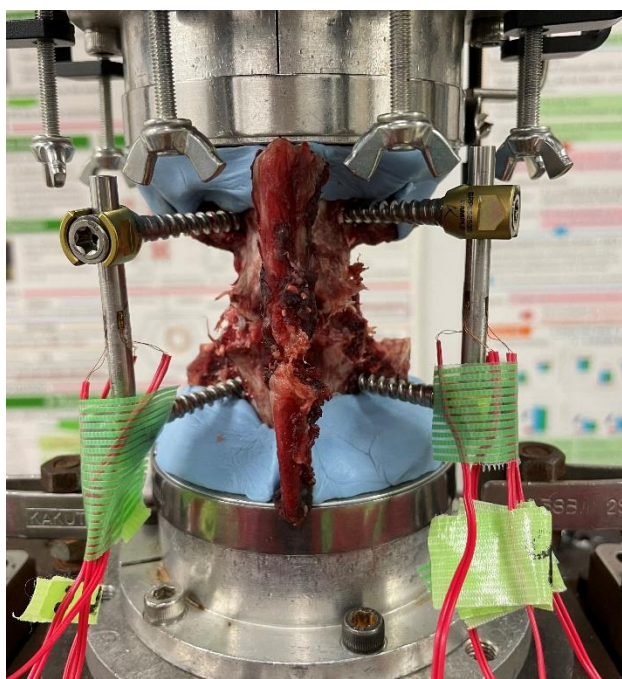


Fig. 4.4 Experiments using deer spine

### 4.1.3 解析結果と実験値の比較

表 4.1 に標準モデルと両側固定モデルの椎間板内圧をまとめた表を示す。解析から得た椎間板内圧は、実験で内圧を測定している圧力センサの感圧部付近の平均値を用いて算出し、実験値と比較した。この結果から、実験と解析のどちらも固定具を挿入したことによって椎間板に加わっていた応力が減少したことがわかる。よって、椎間板に加わっていた負荷の一部を固定具が代替しているといえる。このことから PS 固定は、椎間板に加わる負荷を軽減するための有用な手段であることが示された。

図 4.5 に圧縮時に右側のロッド周りに加わるひずみを示す。縦軸はひずみ $[\times 10^{-6}]$ 、横軸はひずみ計測位置[deg.]である。0 deg.から 180 deg.までは圧縮から引張へ、180 deg. から 360 deg.までは引張から圧縮へと連続的に変化していることが分かる。この結果は曲げを受ける部材においてみられるひずみの分布であり、脊椎に圧縮荷重を加えた際にはロッドは曲げ負荷を受けることが分かる。

この結果から実験結果と解析結果は、定性的にも定量的にも一致しているといえる。このことから今回作製した解析モデルは、圧縮負荷に関して正しい挙動を示すことが分かった。

Table 4.1 Stress on the intervertebral disc

	Stress on the intervertebral disc [MPa]	
	Normal	Bilateral fixed
Experiment	1.24	0.75
Analysis	1.04	0.68



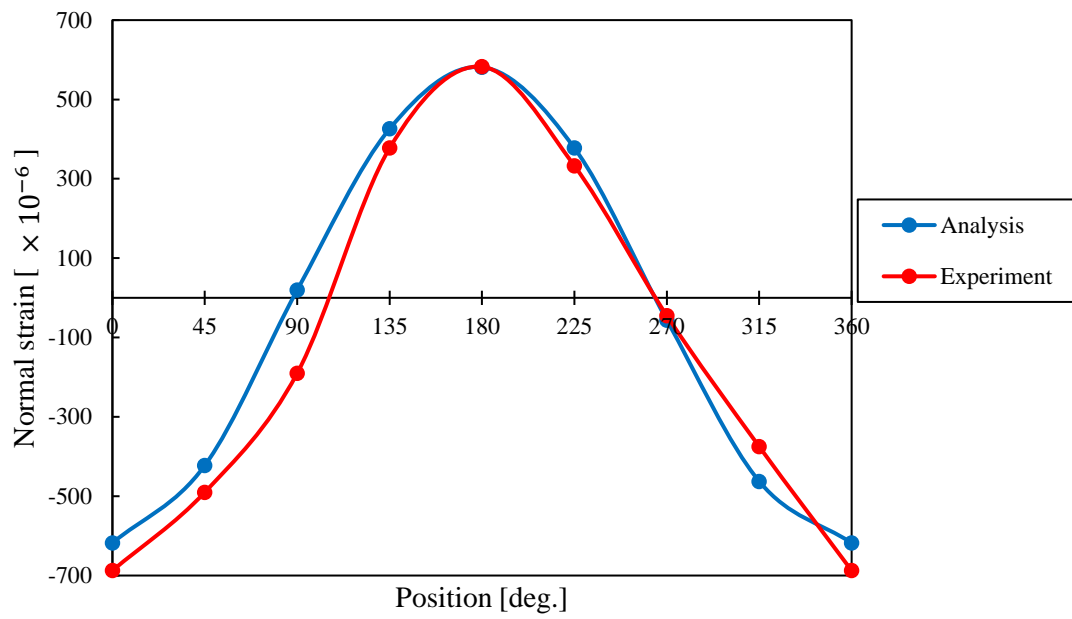


Fig. 4.5 Strain applied to the right rod

## 4.2 片側および両側 PS 固定における固定性の評価

### 4.2.1 解析モデル

一般的に PS 固定具は、2 対を挿入することで固定性を獲得するものである。これに対し近年、患者への負担を軽減するために片側のみの固定法が登場した。しかしそれに対する調査は不十分であったため、本研究では 1 対のみ固定した場合の固定性を評価した。解析対象は、脊椎を模擬した標準モデル（図 3.6 参照）を基に、スクリューとロッドが一体となった固定具を後方から左右の両側に挿入した両側固定モデル（図 4.2 参照）、右の片側のみ挿入した片側固定モデル（図 4.6 参照）をそれぞれ作製した。作製したモデルの椎体上面に対して、それぞれ  $3 \text{ N} \cdot \text{m}$  のトルクを前後屈方向、左右側屈方向およびその中間方向の計 8 方向に負荷した解析を行った。本解析では、脊椎全体の回転角度を算出した。

また片側固定時の椎体とスクリューの変形について調べるために、図 4.7、図 4.8 のように椎体とスクリュー上に物体点を設定し、その位置関係の変化から椎体とスクリューの変形を考えた。

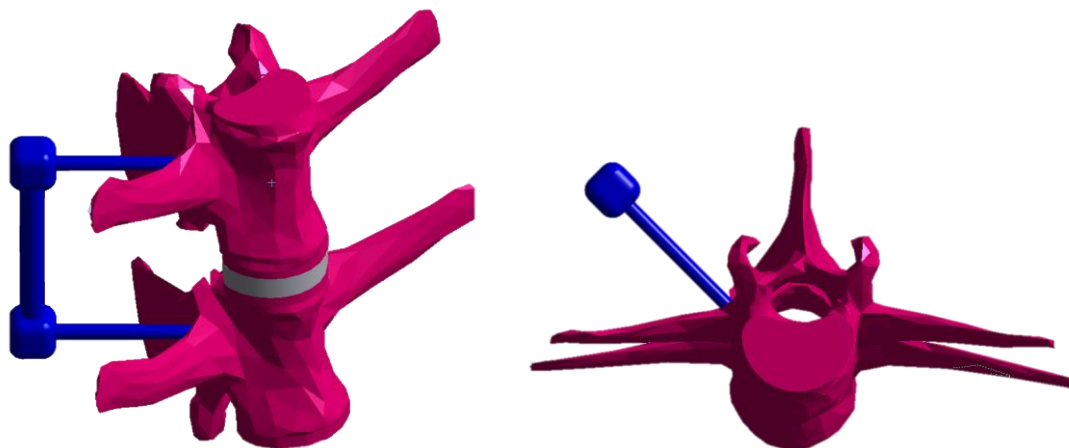


Fig. 4.6 Unilateral fixed model

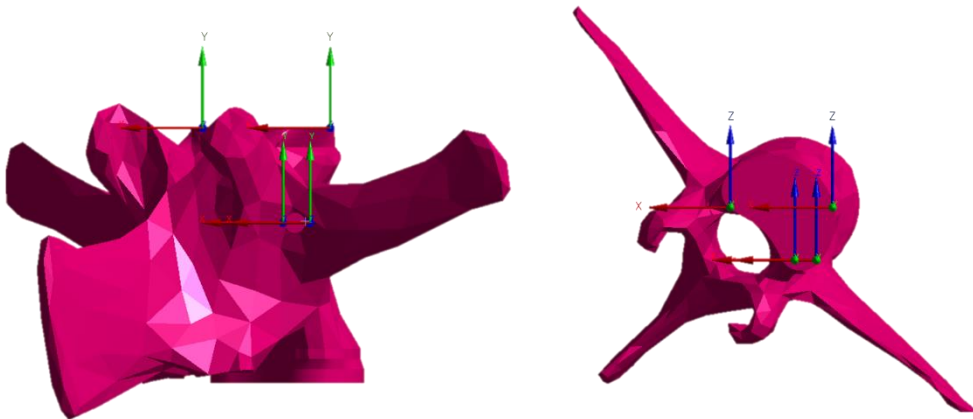


Fig. 4.7 Object points set on the vertebral body

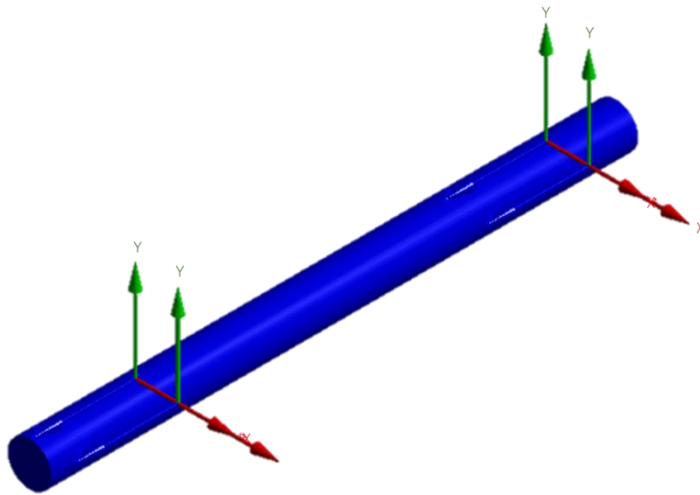


Fig. 4.8 Object points set on the rod

## 4.2.2 解析結果と実験値の比較

図 4.9 に解析より得られた ROM を示す。片側固定モデルにおいて、曲げ方向の違いにより脊椎全体の剛性に違いが見られた。通常モデルと比較して片側固定モデルは、固定具の挿入方向にトルクを負荷すると ROM が 60 % 減少したが、固定具の挿入方向に対して垂直な方向にトルクを負荷した場合には、ROM は 11 % 減少とほとんど変化しなかった。

ヒト屍体腰椎とイノシシ屍体腰椎を用いて実験を行った先行研究<sup>[32]</sup>において、今回の解析と同様に片側のみの固定ではトルクを負荷する方向によって ROM の減少割合に違いがあることがわかっている。またこの原因として椎体とスクリューとの間に空転が生じていることが明らかになっている。一方で今回の解析モデルにおいて、椎体と固定具の間のすべりは考慮しておらず、完全固着として解析を行っている。そのため、椎体とスクリューの空転ではない原因において片側固定時の固定性が低下していると考えられる。

今回の解析で片側のみの固定の場合に固定性が低下した原因として、椎体やスクリューの変形を考えた。そこで、固定具の挿入方向に対して垂直にトルクを加えたときの椎体とスクリューの変形を調査した。その結果を表 4.2 に示す。表 4.2 より上椎体内で 0.65 deg.、下椎体内で 0.52 deg. のねじれが生じていることが分かった。また、スクリューに関しても上スクリュー内で 3.46 deg.、下スクリュー内で 4.28 deg. の軸方向のねじれが生じていることが分かった。この結果から、片側のみに PS 固定を施した脊椎に曲げを加えることによって、椎体やスクリューが変形する可能性があることが示された。よって、PS 固定具の改良によって片側のみに PS を挿入したときにスクリューの空転を抑えることができても、椎体やスクリューの変形によって強固な固定ができないことや、変形によって椎体やスクリューが破壊される可能性があることが示唆された。

このことから PS を用いた手術を行う際には、片側のみの固定では不十分であり、可能な限り両側固定を行うことが必要であると解析的にも示された。

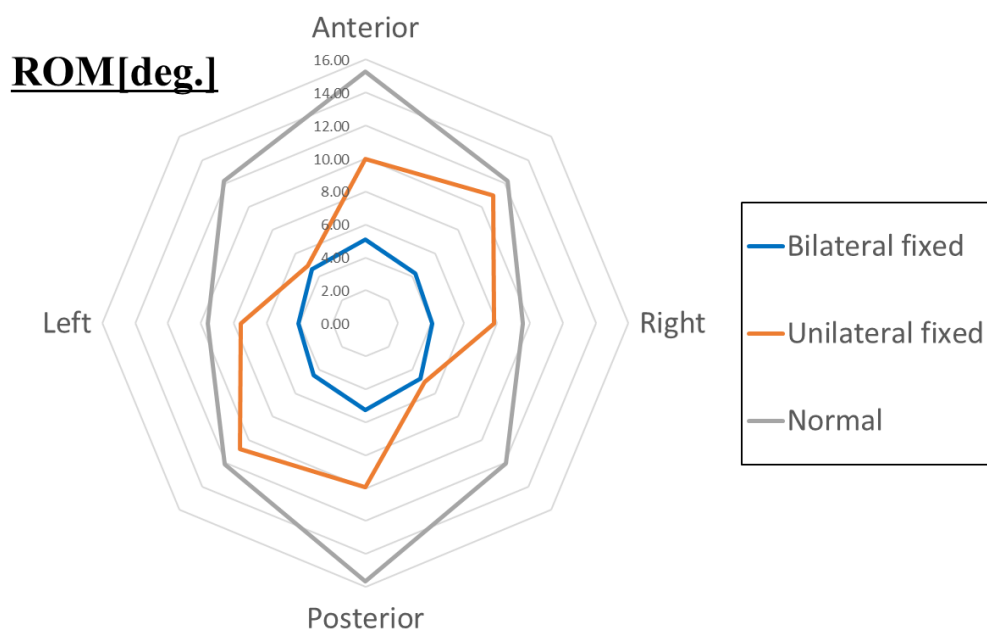


Fig. 4.9 Result of bending test in 8 directions

Table4.2 Torsion in moment direction

Torsion in moment load direction(deg.)	
Upper vertebral body	0.65
Lower vertebral body	0.52
Upper screw	3.46
Lower screw	4.28

## 4.3 ロッドと椎体の距離が PS 固定に及ぼす影響

### 4.3.1 解析モデル

図 4.10 にヒト脊椎を用いて PS 固定に加わる負荷を調査した際の様子を示す。実際の PS 固定具を用いた手術の際には、図 4.10 に示すようにスクリューのほぼすべてを挿入する。しかし今回の解析ではスクリューの大部分が椎体に挿入されていない。そこで、このスクリューの差し込み量の違い（脊椎とロッドの距離の違い）が脊椎や固定具に及ぼす影響について調査した。解析には 4.1 節で使用した両側固定モデルと、スクリュー部の長さを 25 mm にすることでロッドと脊椎の距離を短くした両側固定 2 モデル（図 4.11 参照）と、スクリュー部を 10 mm とさらに短くした両側固定 3 モデル（図 4.12 参照）を使用した。本解析では、前後屈方向、左右側屈方向およびその中間方向の計 8 方向の曲げ解析を行い、脊椎全体の ROM とロッドに加わる応力とひずみを調査した。

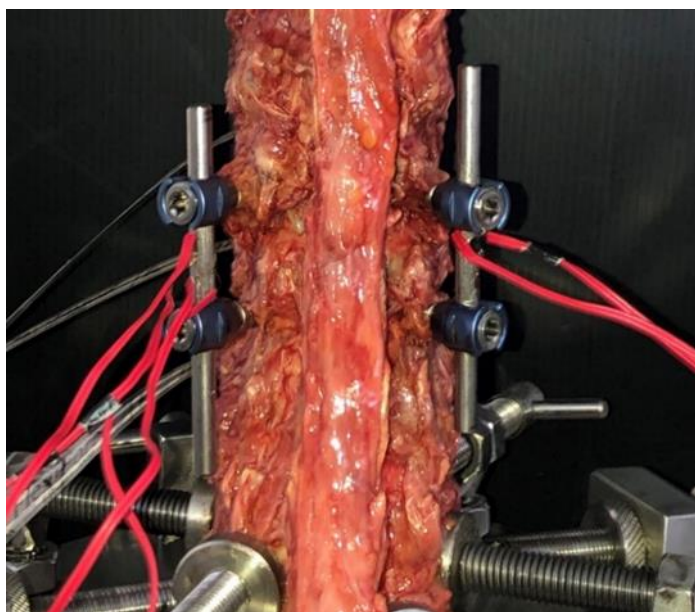


Fig. 4.10 Experiment using human spine

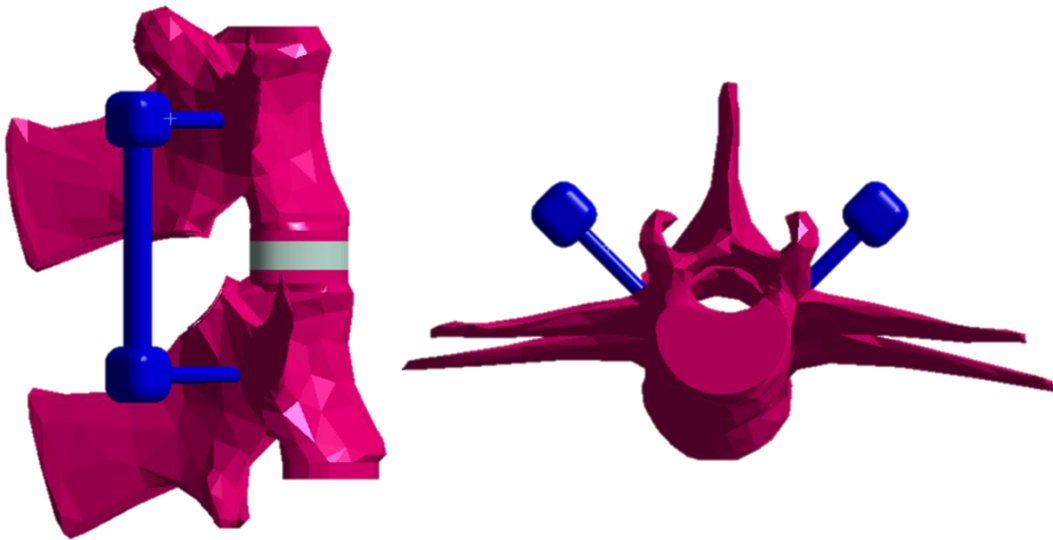


Fig4.11 Bilateral fixed 2 model

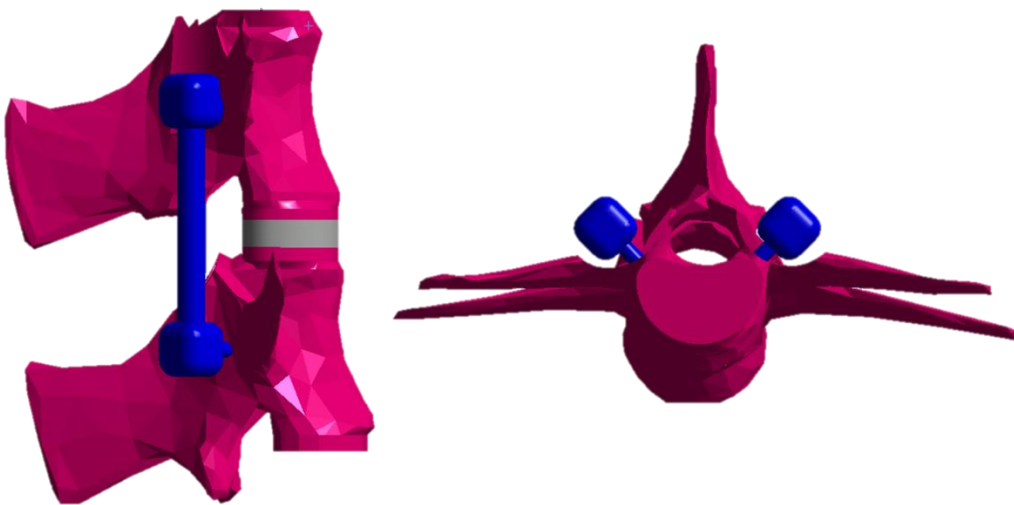


Fig4.12 Bilateral fixed 3 model

### 4.3.2 解析結果の比較

図 4.13 に 3 つの解析モデルを用いた前後屈方向，左右側屈方向およびその中間方向の計 8 方向に曲げ解析を行った際の ROM を示す．この結果より両側固定を施した際に脊椎とロッドの距離を短くすることで，固定性がより上昇することが分かった．

図 4.14 に 3 つのモデルを用いた前屈試験時の右側ロッドに加わる相当応力の最大値を示した．この結果からロッドと脊椎間の距離の短さに比例して，ロッドに加わる負荷が小さくなることが分かった．

図 4.15 に両側固定モデルと両側固定モデル 3 を用いた前屈試験時に，ロッドの円周上に加わる長手方向のひずみを示す．この結果より，曲げの方向に違いが見られることが分かる．このことから，この解析モデルを使用することでロッドに加わる曲げ方向や応力状態まで正確に再現し得ることが示された．

以上の結果より，実際の PS 固定術を行う際に，固定性の向上や固定具に加わるひずみを低減させるためには，可能な限り脊椎とロッドの距離を近づける必要があるといえる．またシカ屍体腰椎にて PS 固定を施した実験や解析を行う際には，可能な限りロッドと脊椎の距離を短くすることで，実際の PS 固定術を行った際の応力状態をより再現できるといえる．

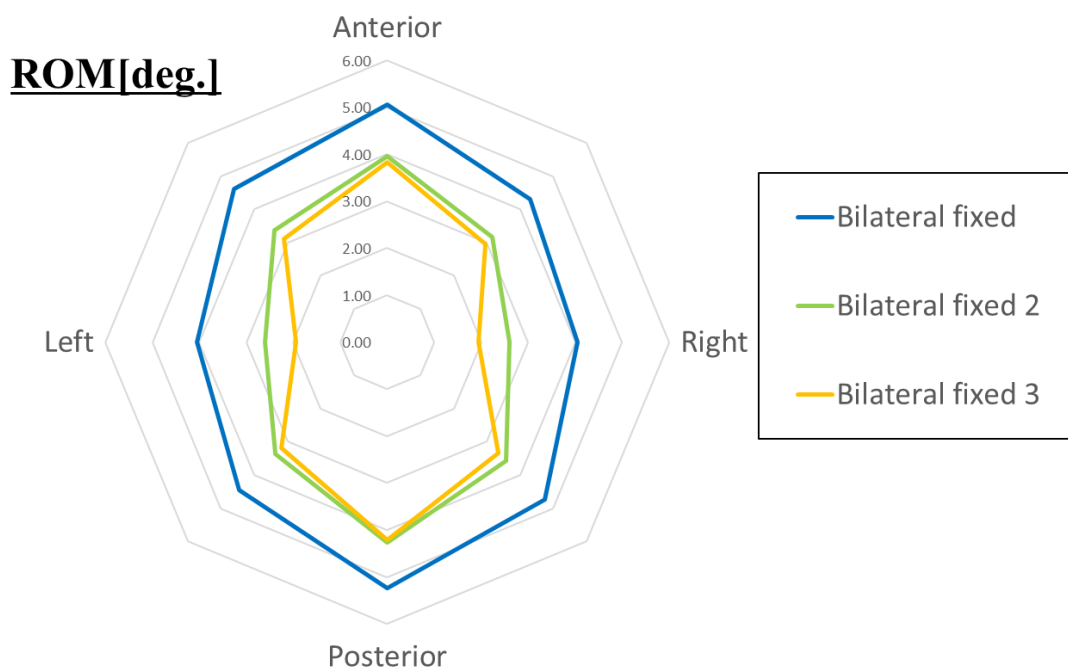


Fig4.13 ROM obtained from bending test in 8 directions



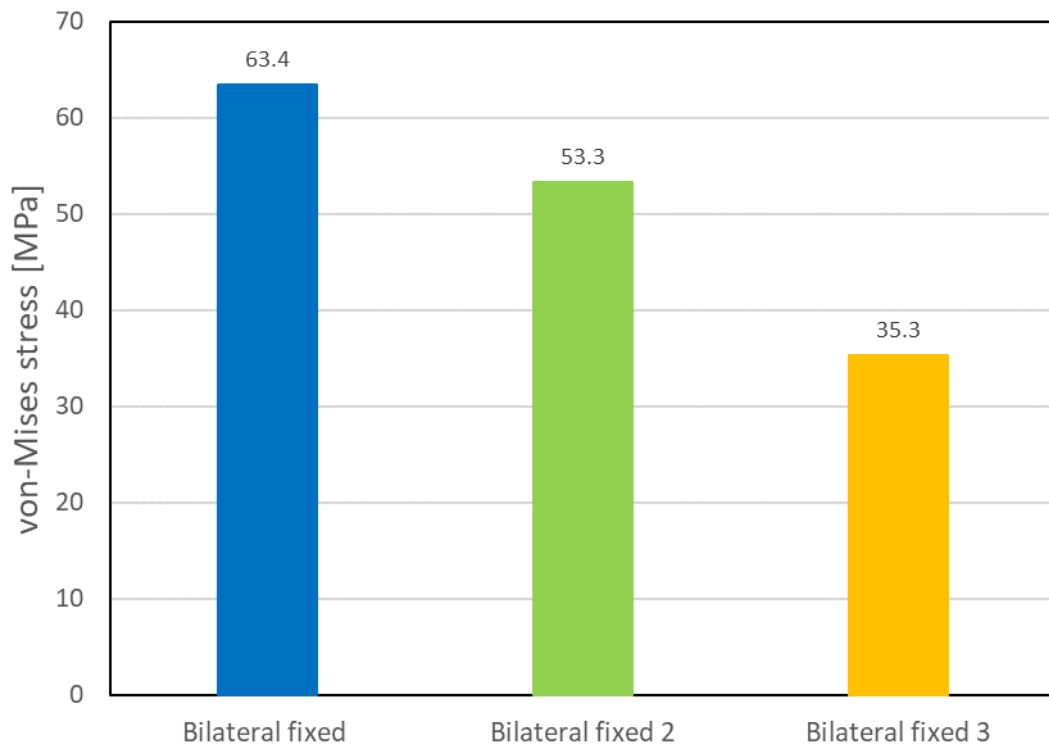


Fig4.14 Comparison of bending stress and Mises stress on the rod

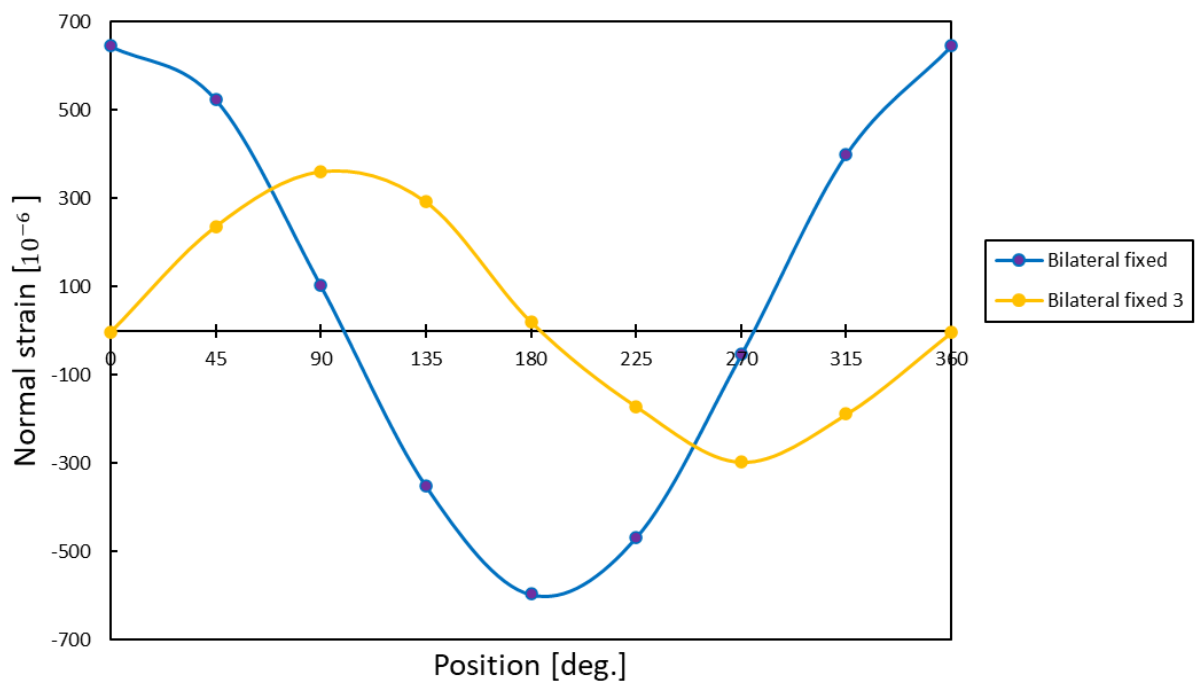


Fig4.15 Normal strain applied to the right rod obtained from analysis

## 5章 結言

---

本研究では、数値解析のひとつである有限要素法を用いて脊椎運動を力学的に評価することを目的に、実験結果から得られた荷重-変位の関係を基に線維輪の数理モデル構築を試みた。さらに、脊椎固定術を模擬した解析を行うことで、構築した数理モデルの有用性を検討した。以下に得られた知見を示す。

### 3 解析モデルの妥当性の検討

シカ屍体腰椎の骨格標本の3次元形状データを基に椎体、線維輪および髄核より構成した有限要素モデルに対して前屈試験を模擬した解析を行い、対応する実験結果と比較した。線維輪の非線形な負荷と変形の間関係をモデル化するために、線維輪と同様の機械的特性を有する超弾性体を導入した。超弾性体を用いるためには単軸引張試験データが必要なため、同様の試験体に対して単軸引張試験を行い、線維輪の数理モデルを構築した。その結果、NZとEZを有する非線形なトルク-回転角度の関係が得られた。したがって、椎体の特殊な形状を再現したうえで、線維輪の材料として超弾性体を用いることで、非線形な脊椎運動を再現し得ることが示された。

### 4 PS固定を対象とした解析

#### 4.1 PS固定モデルに対する圧縮解析

構築した脊椎の数理モデルの妥当性と脊椎固定術の有用性を検討するために、PS固定術を模擬した解析を行い、脊椎運動を評価した。

圧縮を負荷した際の椎間板前方部の圧縮荷重は、PS固定具の装着により低減し得ることが分かった。またロッドのひずみに注目すると、脊椎の圧縮時ロッドは曲げを受けることが分かった。この結果は、定性的にも定量的にも実験値と同じ傾向を示した。

#### 4.2 片側および両側PS固定における固定性の評価

片側のみPS固定を施した際の脊椎の変形挙動を調査した結果、固定性が低下するような方向があることが確認できた。その原因として脊椎や固定具に生じる変形を調査した結果、どちらにも大きな変形が生じていることが分かった。このことから実際の脊椎固定術を行う際にも、片側固定の場合には椎体や固定具の変形や破壊が起こる可能性が示唆された。

### 4.3 ロッドと椎体の距離が PS 固定に及ぼす影響

脊椎とロッドの距離が脊椎運動に与える影響を調査した結果、脊椎とロッドの距離を短くすることで固定性が上昇し、ロッドに加わる負荷が小さくなることが分かった。また、脊椎とロッドの距離によってロッドに加わる曲げの方向に違いが見られることが分かった。このことから実際の PS 固定術を行う際に固定性向上と固定具に加わる負荷を低減させるためには、可能な限り脊椎とロッドの距離を近づける必要があるといえる。また、シカ屍体腰椎に PS 固定を施した試験体を用いて実験や解析を行う際には、可能な限りロッドと脊椎の距離を短くすることで、実際の PS 固定術を行った際の応力状態をより再現できるといえる。

このように、今回作製した解析モデルを用いることで、脊椎の変形挙動だけではなく、応力やひずみの解析が行えることが示された。

## 参考文献

- 
- [1] 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.
- [2] 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.
- [3] 奥野 仁: 片側 pedicle screw and rod system 固定における脊椎変形挙動の力学的評価, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2009.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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), 2020.
- [8] 鳥取部 光司, 田島 直也他: 三次元有限要素法による腰椎の応力解析, 整形外科と災害 190 外科 43, (1)142-145, 1994.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] White, A.A, and Panjabi, M.M: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22, 1978.
- [12] 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.
- [13] White, III.A.A, Panjabi, M.M.: Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd edition, J.B.Lippincott, Philadelphia, 1-83, 1990.
- [14] Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43, 1-140, 1960.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] Lumsden, R. M., and Morris, J. M. : An *in vivo* study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint. L, Bone Joint Surg., 50A: 1591, 1968.

- [18] King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am.*, 6-19, 1975.
- [19] Nachemson. A., Lewin, T., Maroudas, A., Freeman, M. A. R.: In vitro diffusion of dye through the endplates and the annulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs, *Acta Orthop. Scand.*, Vol.41, pp.589-608, 1970.
- [20] Miles, M., Sullivan, W. E.: Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints. *Anat. Rec.*, 139: 387-398, 1961
- [21] 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.
- [22] Virgin, W.J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J. Bone Joint Surg.*, 33-B, 607-611, 1951.
- [23] Twomey, L.T., Taylor J.R.: Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7, 116-122, 1982.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] 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.
- [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] Shikata, J., et al.: Posterior Instrumentation about Thoracic and Lumbar Growth. *Orthopedic Surgery MOOK Spinal Instrumentation*, No.60, 197-205, 1990.
- [30] 石川 覚志：ゴムの有限要素法の学び方！超弾性体の基礎理論と実践, 日刊工業新聞社, 2015.
- [31] 深堀 美英：設計のための高分子力学, 技報堂出版, 2000.
- [32] 渡邊 隆司：片側 pedicle screw system の脊椎固定性に関する実験的研究, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2010.

## 謝辞

---

本研究を遂行するにあたり、稲葉忠司教授には、本質的理解の助けとなるご指導・ご助言を何度もいただきました。吉川高正准教授には、厳しくも親心を感じさせるご指導を賜りました。馬場創太郎助教授には、学生と先生方の橋渡しのような、親身な助言を頂きました。本当に感謝しております。

また、生体システム工学研究室の先輩である地域社会連携センターの加藤貴也助教授には、文武両道ともにご指導を賜り、厚く御礼申し上げます。3年間本当にありがとうございました。

また、先代の脊椎チームの先輩である吉村さんには多くの指導と研究の基礎を教えていただきました。心よりお礼申し上げます。また、失敗を繰り返しての実験や学会発表等を共に乗り越えてきた脊椎チームの仲間たちである磯貝君、砂川君、濱口君、古田さんに感謝いたします。

最後に、同期として3年間を共に過ごした、石川君、一尾君、世古口君、富永君、服部君、牧野内君に心から感謝いたします。みなさんのおかげで充実した研究室生活を過ごせたと思います。

以上で謝辞とさせていただきます。

池田 智道