

修士論文

令和 5 年度

有限要素法を用いた  
隣接椎間障害を予防する  
新たな固定具の力学的評価

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

原田 倫太郎

# 目次

---

1 章 緒 言	1
2 章 脊椎の構造および機能	
2.1 脊椎の構成要素	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 機能的脊椎単位と安定要素	7
2.3.1 脊椎の前方部分	7
2.3.2 脊椎の後方部分	8
2.3.3 脊椎の靱帯	10
2.4 脊椎のバイオメカニクス	11
2.4.1 Coupled motion (Coupling)	11
2.4.2 Viscoelasticity (粘弾性)	11
2.4.3 椎間可動域 (Range of motion : ROM)	13
2.4.4 中立軸	14
2.5 脊椎の損傷	15
2.5.1 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	18
3 章 線維輪の変形特性を有するヒト腰椎解析モデルの構築	
3.1 脊椎運動の数値解析	20
3.1.1 FSU の 3 次元形状モデルの構築	20
3.1.2 有限要素モデル	22
3.1.3 材料パラメータ	23
3.1.3.1 椎体と髄核の数理モデルの構築	23
3.1.3.2 線維輪の数理モデル構築	23
3.1.4 拘束条件および荷重条件	26
3.1.5 トルク - 回転角度の関係の算出	27
3.2 解析結果と実験値の比較	28

4 章 隣接椎間障害を予防する脊椎固定具の力学的評価	
4.1 曲げ解析	29
4.1.1 解析モデル	29
4.1.2 材料パラメータ	34
4.1.3 拘束条件および荷重条件	35
4.1.4 トルク - 回転角度の関係の算出	36
4.1.5 中立軸の算出	36
4.2 解析結果および考察	38
4.2.1 トルク - 回転角度の関係	38
4.2.2 ROM	40
4.2.3 中立軸	43
4.2.4 椎間板内圧およびひずみ	45
4.2.5 ロッドに加わるミーゼス応力	48
4.2.6 スクリューに加わるミーゼス応力	53
4.2.7 考察	58
4.3 ヒト屍体腰椎を用いた力学試験	60
4.3.1 6 軸材料試験機	60
4.3.2 試験体の概要	61
4.3.2.1 試験体の作製	61
4.3.2.2 試験体の固定位置	62
4.3.2.3 初期位置の決定	63
4.3.2.4 腰椎の試験体モデル	63
4.3.3 バネ式固定具	65
4.3.4 曲げ試験	69
4.4 力学試験結果および考察	71
4.4.1 トルク - 回転角度の関係	71
4.4.2 ROM	73
4.4.3 考察	76
5 章 結 言	78
参考文献	80
謝辞	83

# 1 章 緒言

脊椎は椎骨、椎間関節、椎間板および各種靱帯などによって構成され、これらの安定要素により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果たしている生体器官である。

脊椎には多くの疾患があり、代表的な脊椎疾患として、すべり症や脊柱管狭窄症などが挙げられる。これらの脊椎疾患に対する治療法の 1 つである手術治療では、変性した脊椎が神経を圧迫している部分を切除する除圧術が行われる。その際に視野の妨げとなる椎間関節や靱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。そこで不安定となった脊椎に対して、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、脊椎固定術が行われる。特に **Pedicle screw and system**（以下、PS）による脊椎固定術が一般的に用いられている。PS 固定は後方から両側の椎弓根部にスクリューを挿入し、それらをロッドで連結する固定術である。PS 固定は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<sup>[1]</sup>。しかし、長期の臨床結果では隣接椎間障害の発症例が多く報告されている<sup>[2][3]</sup>。隣接椎間障害の発生する原因としては、脊椎固定具による過度な固定性が挙げられる<sup>[4]</sup>。このような背景から、本研究室では PS 固定術による過度な固定を解消し、適度な固定性を有する固定具の開発を目的に、低剛性ロッドの開発を行っている<sup>[5][6]</sup>。

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行われてきた<sup>[7]</sup>。その中でも、脊椎固定具に関する研究が多く行われ、より有用な脊椎疾患に対する手術手技の解明、脊椎固定具の開発が行われてきた。そこでは、動物脊椎を用いた曲げや回旋、圧縮試験などが行われてきた。しかし、数多くの異なる条件で実験を行うことは困難であった。数値解析は、実験では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、バイオメカニクス分野でも適用されている<sup>[8]</sup>。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。先行研究では動物脊椎形状を再現し、線維輪を超弾性体として扱うことで脊椎の非線形な変形挙動を再現した<sup>[9]</sup>。一方で、動物脊椎の形状と変形挙動の再現にとどまっていた。

そこで本研究では、バネの弾性特性を利用することで責任椎間に適度な可動域を付与し、隣接椎間障害を予防する新たな脊椎固定具の力学的評価を行った。線維輪の非線形な変形特性を持つヒト椎体 FSU（機能的脊椎単位 : **Functional Spinal Unit**, 以下 FSU）の有限要素解析モデルを作製した。このモデルを用いて適度な可動域をもつ脊椎固定具術を模擬した解析モデルを作製し、有限要素解析を用いて PS、開発した固定具の固定性、中立軸、椎間板内圧およびひずみ、脊椎固定具に加わる負荷を調査した。加えて、有限要素解析を用いて調査した新たな脊椎固定具を試作し、力学試験を用いて固定性の評価および解析結果と比較、検討した。

## 2 章 脊椎のバイオメカニクス

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述べる。

### 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 個の尾骨の合計 32～33 個の脊椎と、これらを連結する椎間板、靱帯より構成される<sup>[10]</sup>。図 2.1 に示すように、24 個の椎骨には大きく分けて頸骨、胸骨、腰椎の 3 部分がある。頸骨は 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。胸骨は 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* と表せられることから、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（身体を左右対称に切る面と、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靱帯が存在している。これら椎骨、椎間板、各種靱帯が脊椎の安定要素として構成されている。

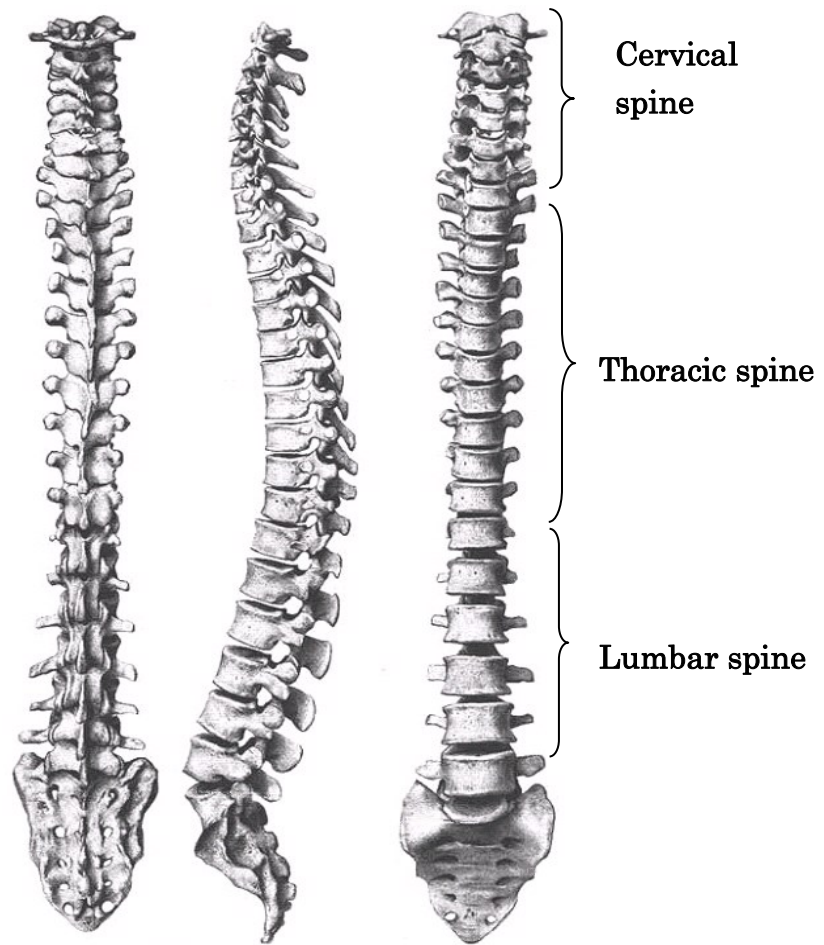


Fig. 2.1 Schematic of spine

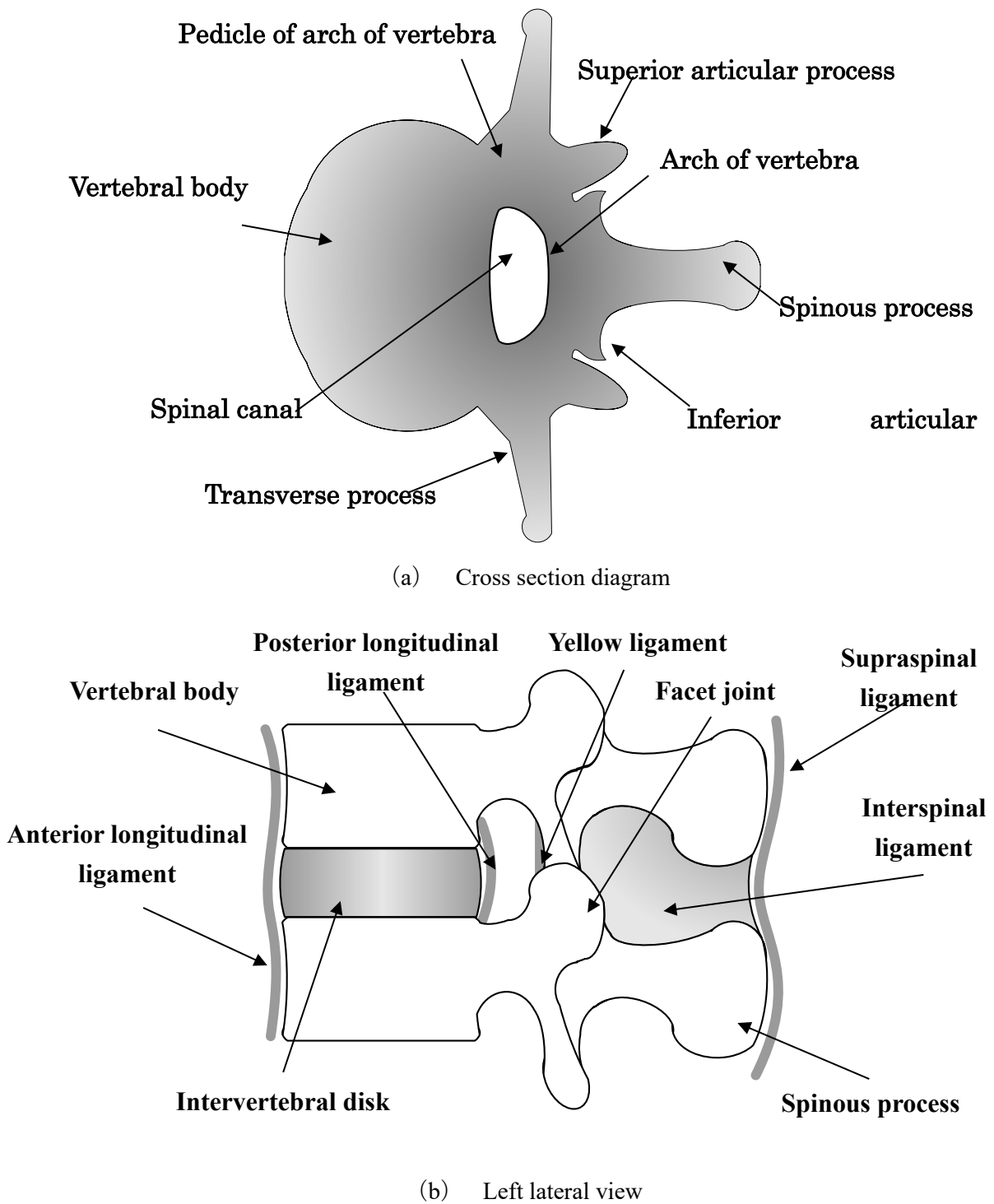


Fig. 2.2 Components of spine



## 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、骨には自己修復能力があり、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、長時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が確認されている。すなわち、骨は機械的要求に適合する能力を有していることがいえる。

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>[11]</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>[12]</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担っている。

椎骨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) <sup>[11]</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、さらにそれらの支柱は横方向の梁によって連結されている。椎体海綿骨の組織学的研究では、加齢によって比較的早期の変化として横方向の梁が消滅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、縁部では梁が消滅していくことも観察されている。このような梁の消滅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、海綿骨では 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、骨粗鬆症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。



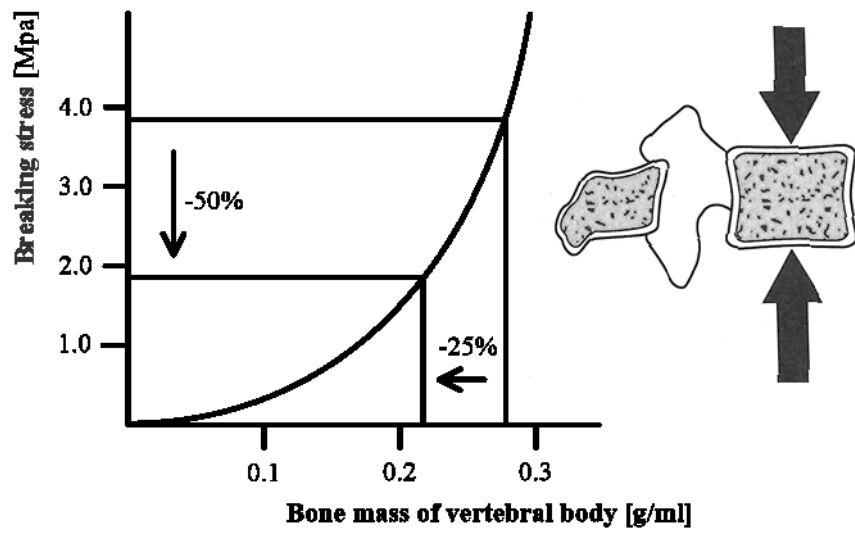


Fig. 2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body.

## 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、椎間板および縦走靱帯を前方安定要素、椎弓、椎間関節、横突起、棘突起および棘上・棘間靱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>[12]</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>[13]</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>[14]</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、輪状線維と縦走靱帯に引張を生じさせている。正常な髄核は静水压的に作用しており、負荷を受けている間でも圧力は均等に分布している<sup>[15]</sup>。それゆえ椎間板は、運動分節で静水压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。

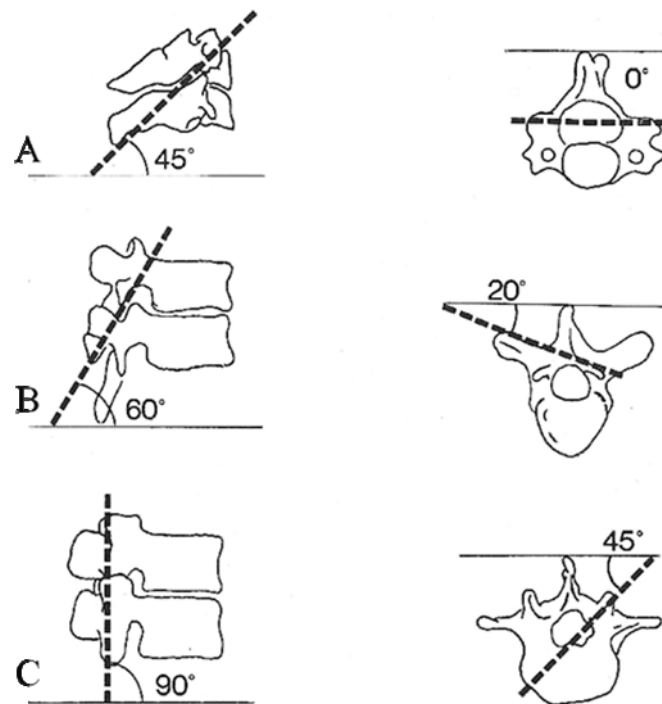
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が 10 [N/cm<sup>2</sup>]であることを示している<sup>[15]</sup>。椎間におけるこの圧力は靱帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する線維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くなるが、垂

直方向へは 0.7~1.4 [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>[16]</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). 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>[17]</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>[18]</sup>. ここで挙げられた値はおおよそのものであり, 関節面の向きは一個体の中でも個体間でも変化があることに注意しなければならない.

関節面は以前には, 運動分節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>[19]</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.



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 脊椎の靱帯

脊椎の周囲には、前縦、後縦、左横突起間、右横突起間、黄色、棘間および棘上の 7 つの靱帯が存在する。これらは脊椎の内因的安定性の一部を担っており、多くは主として同一方向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靱帯は、生体の中でも弾性線維を高率に含んでいる例外的なものである。黄色靱帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靱帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靱帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靱帯は常に一定の緊張を保っている。また、椎間板にある運動中心と黄色靱帯との間の距離は、椎間板に予め圧力を与えることになり、椎間板内圧を作り出す一因となっている。

靱帯の効果としては、脊椎の動きに順応して椎体間の関係を良好に保ち、筋のエネルギー消費を少なくすることや脊椎の運動を一定限度に制御することによって、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靱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>[21]</sup>．例えば，Miles と Sullivan は腰椎において，側屈運動には棘突起が側屈した方向に向かう回旋運動を伴うことを報告している<sup>[21]</sup>．

### 2.4.2 Viscoelasticity

脊椎を構成する靱帯や椎間板組織の多くは，コラーゲン線維と弾性線維からなり，粘弾性を有する．粘弾性を有する脊椎は，Creep, 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，負荷時と除荷時とでは異なった負荷－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．

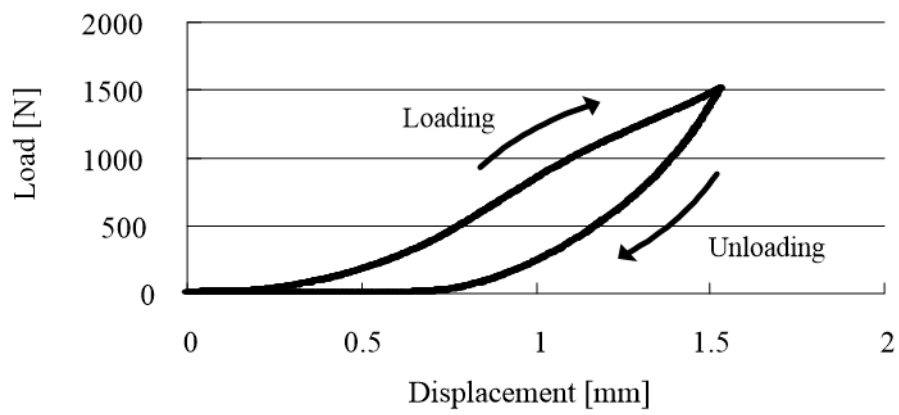


Fig. 2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis



### 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>[22]</sup>。NZ を始点として、負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入る (図 2.6)。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>[23][24]</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。

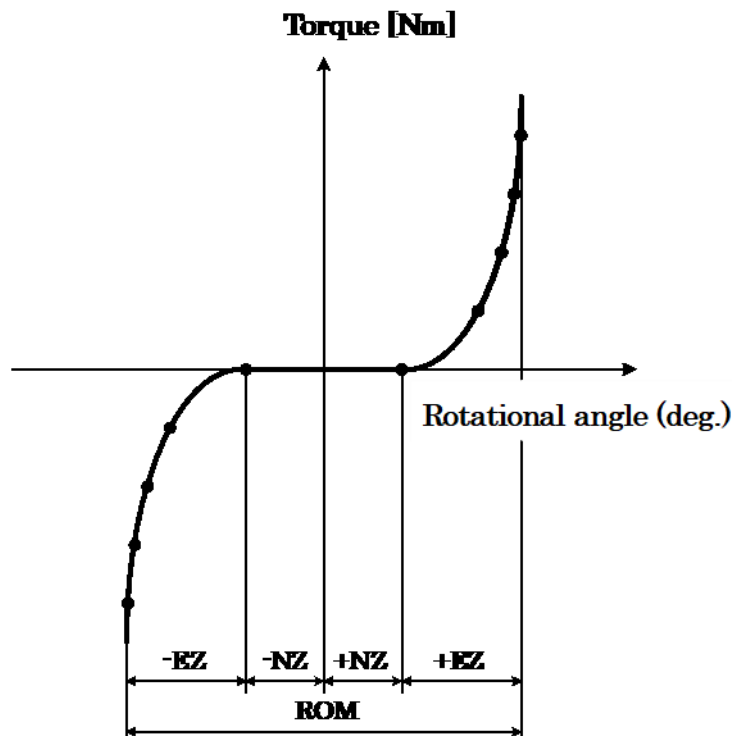


Fig. 2.6 Relationship between torque and rotational angle of spine

### 2.4.4 中立軸

図 2.7 のように、片持は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、貼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のしない層があり、これを中立面、また中立面と横断面との交線を中立軸と呼ぶ。

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、断面下面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>[25]</sup>。

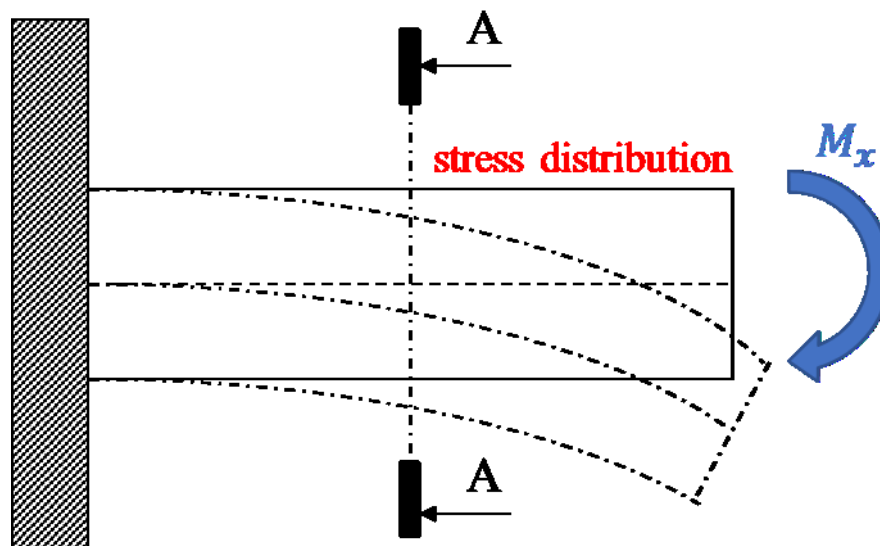


Fig. 2.7 The plane motion of rigid body

## 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、視野の妨げとなる靱帯や関節などの安定要素を、やむなく切除することによって生じる損傷である。

### 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、上下の椎体とその間にある椎間板の部分ですべりの現象を起こしている状態で、それに起因する同様の臨床症状がみられる疾患である<sup>[26] [27]</sup>。治療方法としては、症状の軽い場合であればコルセットや薬物療法が選択されるが、症状が重い場合は椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧を行うため、手術の行われた椎間に不安定性が生じる。

#### ・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、腫瘍ができた椎骨を摘出することで、神経除圧術を行う<sup>[28]</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.

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

## 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外科的治療である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。

### ・除圧手術

除圧術の主な目的は、圧迫された神経への圧力を取り除いて臨床症状を緩和することである。除圧の方法には、神経を圧迫している部分の骨を取り除く方法や、骨をずらして神経の通る空間を広げる方法などがある。また、脊椎や脊髄の腫瘍が圧迫の原因になっている場合は、可能な限りそれを取り除く。

### ・固定術

除圧だけでは症状が再発する可能性がある場合や、骨を取り除いたことで脊椎が不安定になってしまう場合は、除圧した後に、患者自身の骨盤などから骨をとって移植することにより、不安定な椎骨と椎骨を一塊に骨癒合する固定術を行う。固定の際、移植した骨が骨癒合するまで数ヶ月の月日が必要となるため、手術後の早期離床や早期の社会復帰を目的として、脊椎固定器具（Spinal instrumentation）を用い固定の補強を行う。また、これら除圧術と固定術は、併用して行われることがあり、その手術法を脊椎固定術と呼ぶ。脊椎固定術は前方法固定術と後方法固定術に大別される。前方固定術として、前方進入腰椎椎体間固定術（Anterior Lumbar Interbody Fusion ; ALIF）があり、後方法固定術としては、後側方腰椎固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion ; PLF）、後方進入腰椎椎体間固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion ; PLIF）、経椎間孔進入椎体間固定術（Transforaminal Lumbar Interbody Fusion ; TLIF）がある。適応される疾患については、各術者によって多少異なるが、術者はそれぞれの術式の利点、欠点を十分に理解したうえで選択している。

### 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>[29]</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**（以下 PS、図 2.8）が挙げられる。

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靱帯や左右の椎間関節などの安定要素を取りく。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。

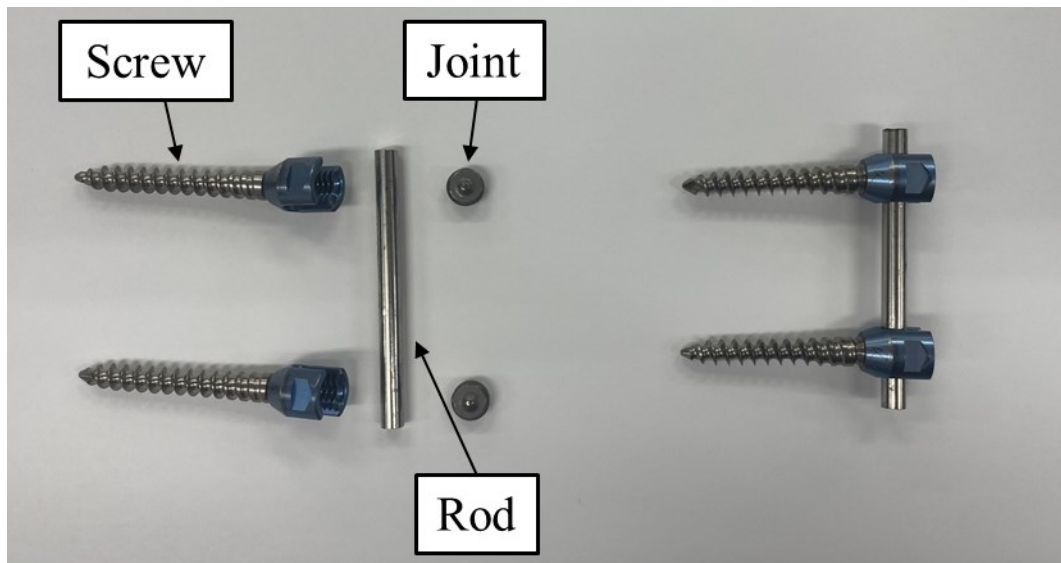


Fig. 2.8 Pedicle screw and rod system

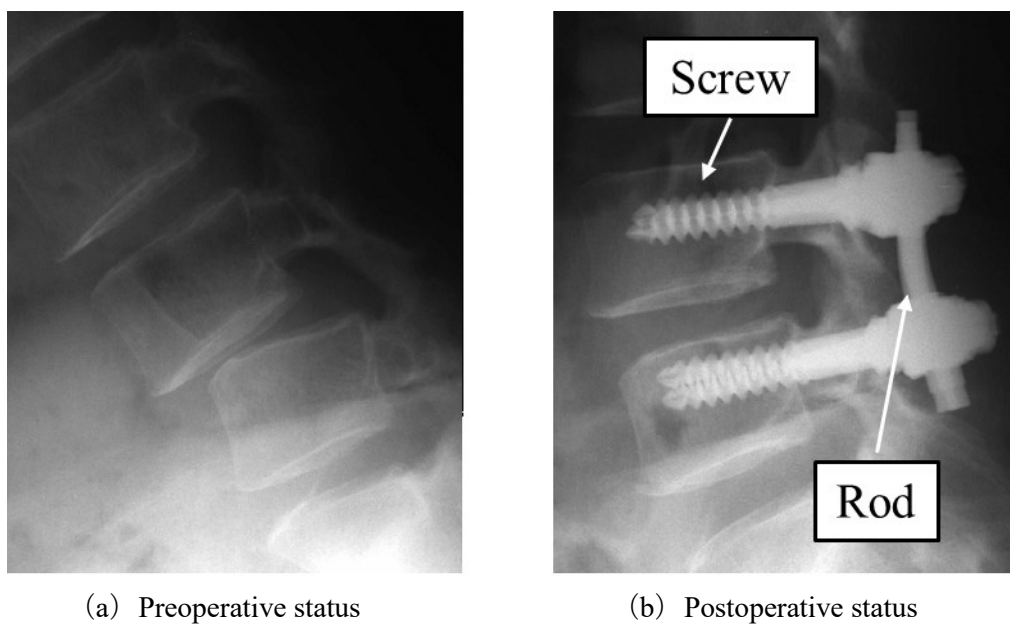


Fig. 2.9 X-ray photograph of spinal fusion with PS



## 3 章 線維輪の変形特性を有するヒト腰椎解析 モデルの構築

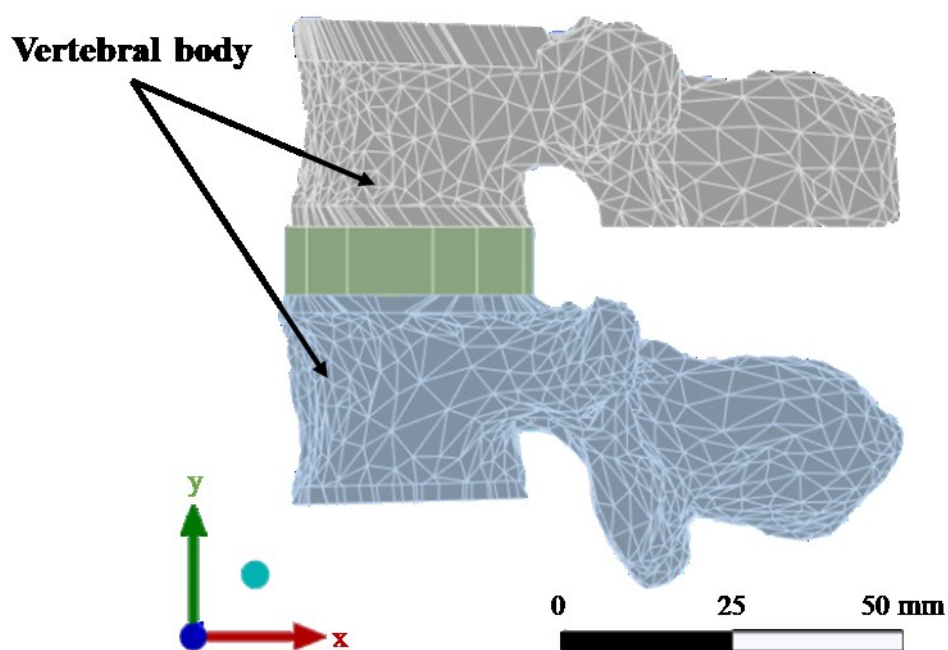
---

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．

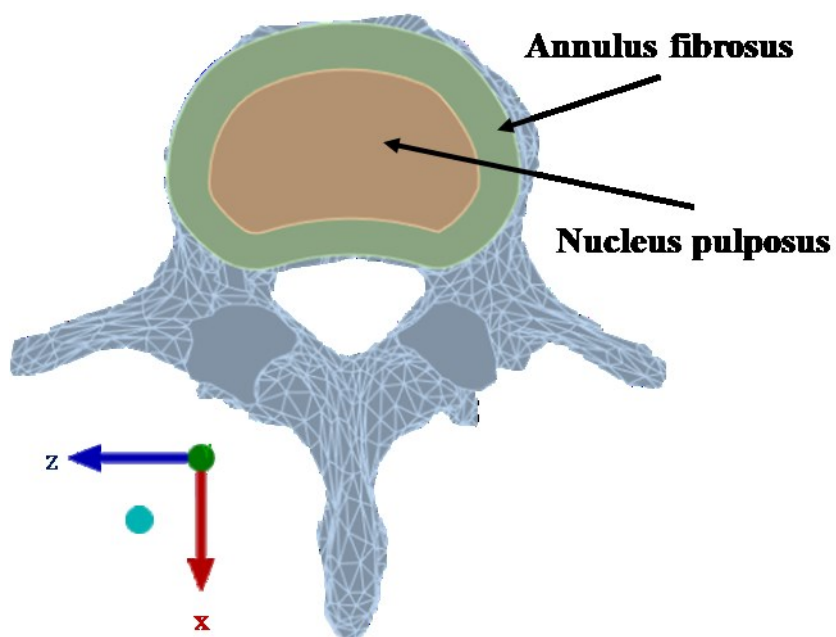
### 3.1 脊椎運動の数値解析

#### 3.1.1 FSU の 3 次元形状モデルの構築

解析対象とする FSU の有限要素モデルの形状は，ヒト腰椎 L3 と L4 の骨模型（3B Scientific 椎骨 24 個セット BONElikeTM）を 3D スキャナ（EinScan-SE/SP）で読み取り，3 次元データを取得した．線維輪と髄核は実際の椎間板形状と矛盾しないよう椎体の形状に合わせた 3D モデルとした．椎間板の断面形状は幅 51.4 mm，前後の長さ 33.8 mm とした．線維輪の円周方向の厚みは 6.8 mm とし，線維輪の内周に収まるように髄核を設定した．線維輪および髄核の高さは 10 mm とした．図 3.1 に作製した解析モデルを示し，このモデルを疾患や手術手技による損傷を想定した *injured model* とする．本解析には同図に示す座標系を用いた．



(a) Side view



(b) Sectional view

Fig. 3.1 injured model

### 3.1.2 有限要素モデル

図 3.2 に 3D 形状モデル（図 3.1 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 2023 R2）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うとき，採用した要素によって計算時間や計算速度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想される椎間板には，適当と思われる 3 次元ソリッド要素を用い，自動メッシュ機能により 1.0 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想されるため，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，195,567 節点，128,212 要素であった．

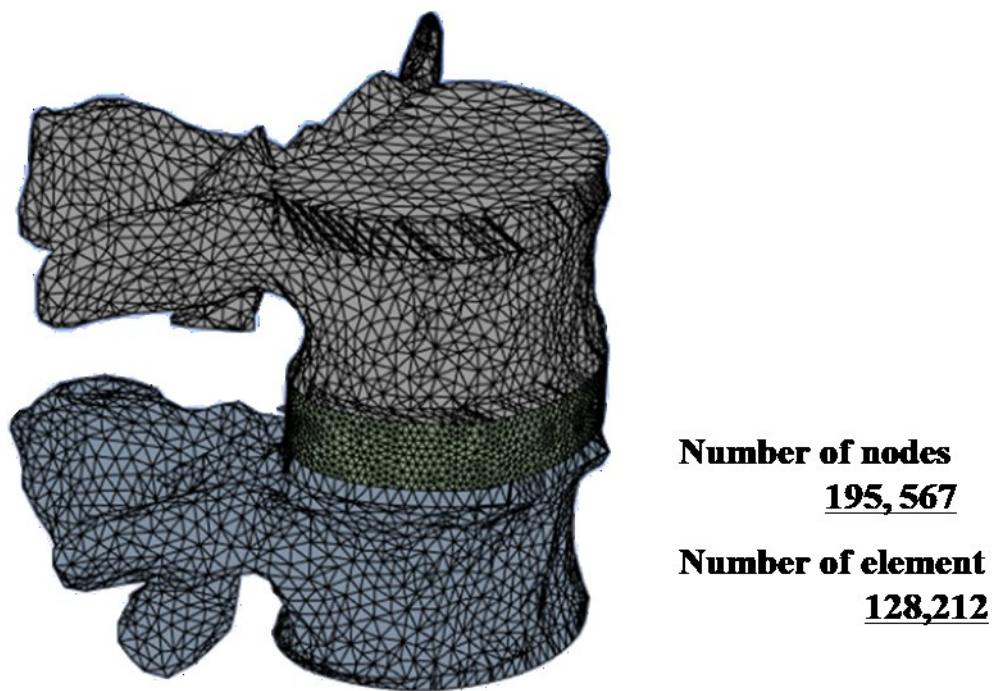


Fig. 3.2 Finite element model constructed based on analysis model

### 3.1.3 材料パラメータ

#### 3.1.3.1 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先行研究<sup>[29]</sup>に示された材料パラメータを参考に、ヤング率  $E = 1.2 \text{ GPa}$ 、ポアソン比  $\nu = 0.36$  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想されるため、本研究では材料パラメータをヤング率  $E = 1.0 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ 、ポアソン比  $\nu = 0.49$  の等方線形弾性体として定義した。

#### 3.1.3.2 線維輪の数理モデル構築

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>[30][31]</sup>により明らかになっている。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>[32]</sup>。先行研究<sup>[33]</sup>で行われ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 3.3 に先行研究で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。算出した応力-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係にフィッティングさせることにより材料パラメータを決定した。式 3.1 に Yeoh モデルのひずみエネルギー関数を示す<sup>[32]</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 3.4 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。

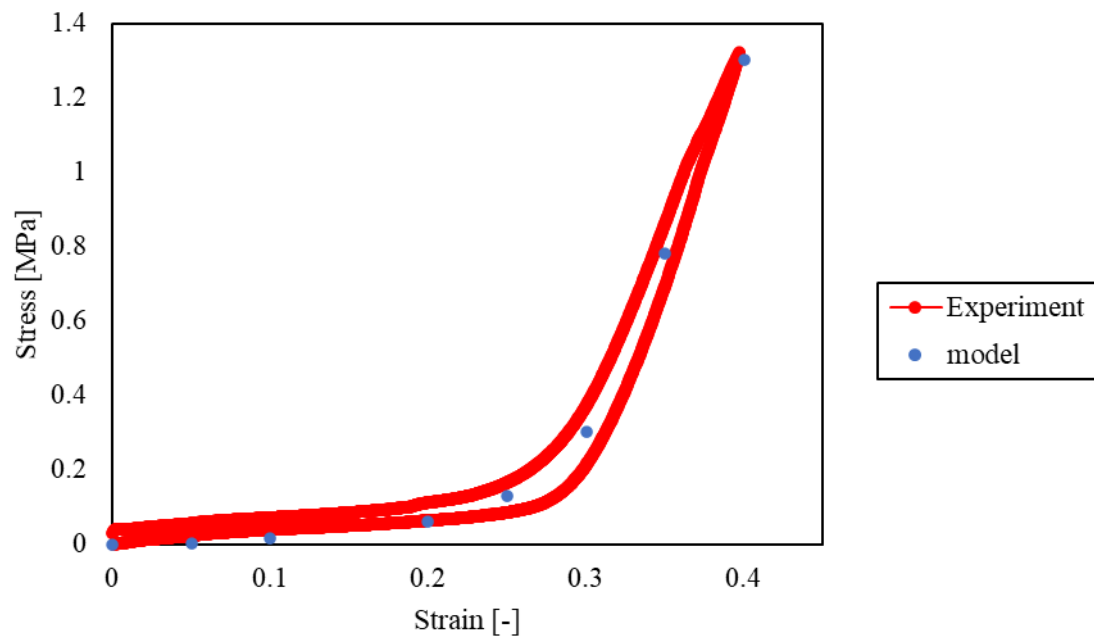


Fig. 3.3 The relationship between nominal stress and nominal strain obtained from uniaxial tensile test

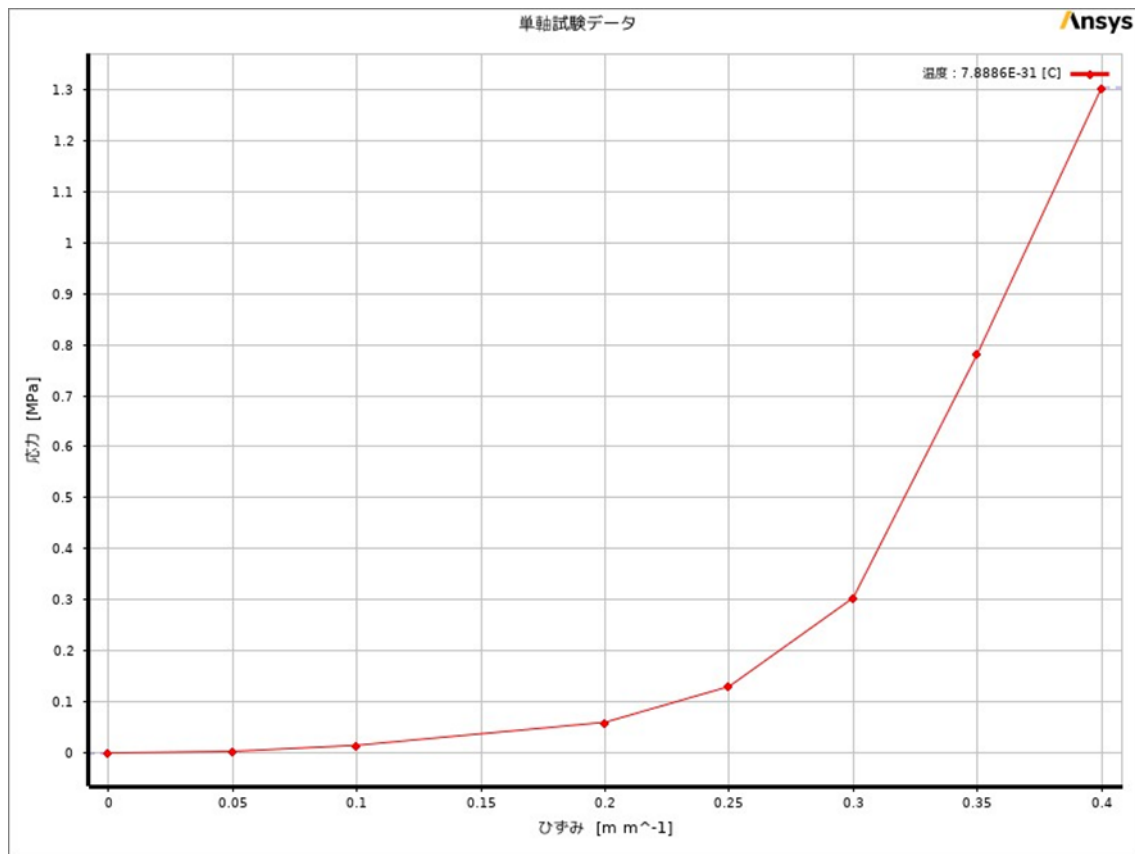


Fig. 3.4 The relationship between stress and strain used as mathematical model of annulus Fibrosus

Table 3.1 Material properties used for analysis

Material	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	Hyperelastic (Yeoh)	$C_{10} = 0.01 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $C_{20} = -0.05 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $C_{30} = 1.24 \times 10^{-3} \text{ GPa}$

### 3.1.4 拘束条件および荷重条件

図 3.5 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。

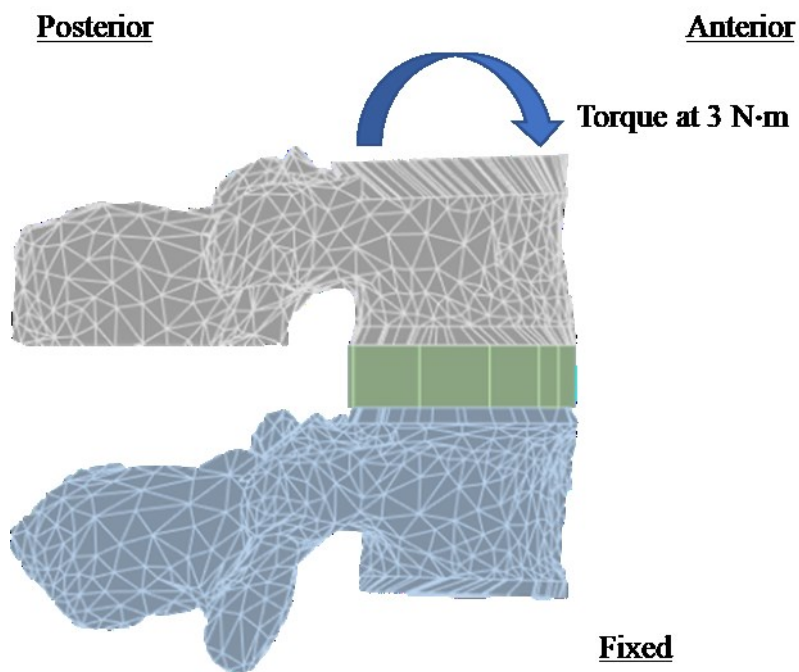


Fig. 3.5 Constraint and load conditions for an analysis simulating the spine flexion test



### 3.1.5 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 3.6 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。

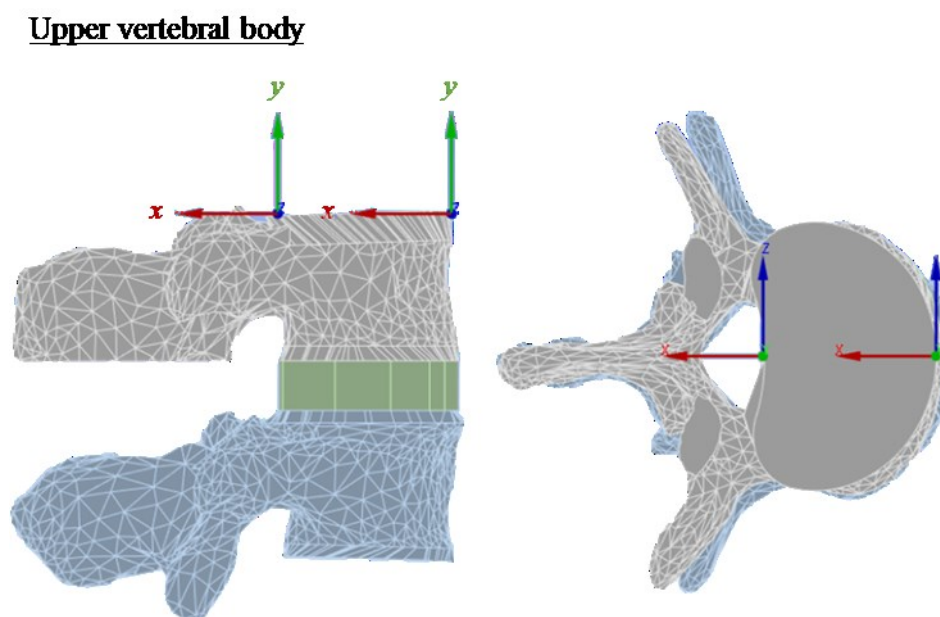


Fig. 3.6 Object point set to calculate rotation angle

### 3.2 解析結果と実験値の比較

図 3.7 に、FEM 解析および先行研究<sup>[34]</sup>のヒト屍体腰椎（L3/4）を用いた力学試験より得られた脊椎のトルク - 回転角度の関係を示す。縦軸にはトルク[N・m]，横軸は回転角度[deg.]である。図 3.7 より，解析においても，実験同様の脊椎の曲げ運動における NZ と EZ が認められた。

これらは，先行研究<sup>[33]</sup>で行われた動物椎間板の持つ非線形な変形挙動の再現と同様の結果を示し，ヒト線維輪においても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再現できることが示された。

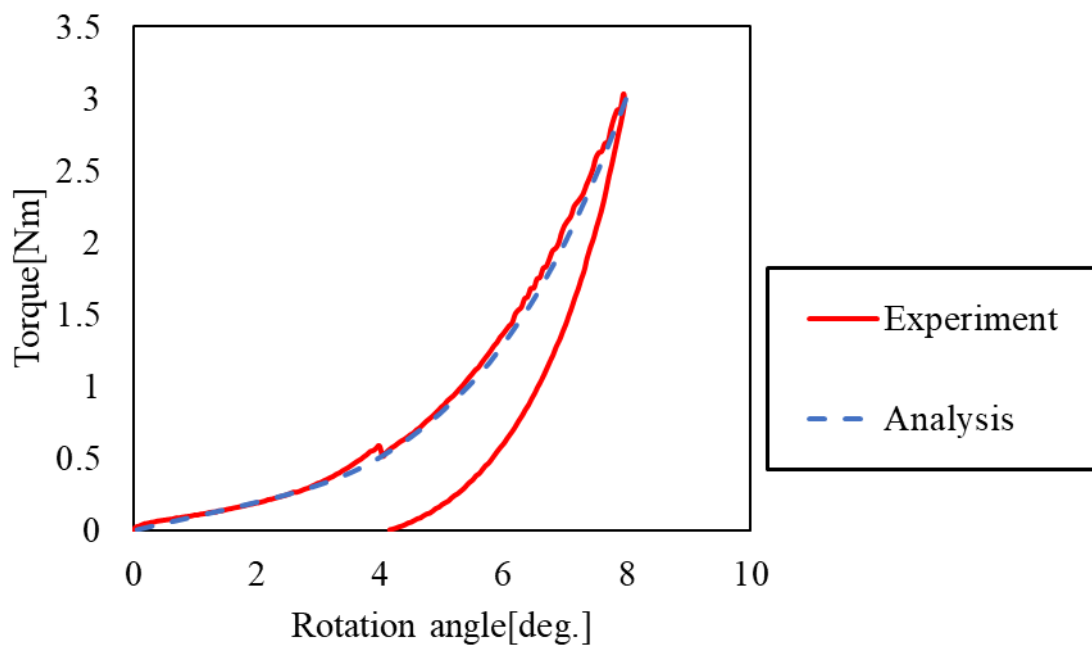


Fig. 3.7 The relationship between torque and rotation angle obtained from analysis and experiment

## 4 章 隣接椎間障害を予防する脊椎固定具の力学的評価

---

本章では、初めに隣接椎間障害の予防を目的とした PS にバネ機構を付与した脊椎固定具（以下、バネ式固定具）の 3D モデルを作製した。PS、バネ式固定具を用いた脊椎固定術を模擬した FEM 解析を行い、バネ式固定具の固定性の評価、脊椎や固定具に与える影響を調査した。加えて、3D プリンタを用いて設計したバネ式固定具を作製し、ヒト屍体腰椎を用いた力学試験で FEM 解析の妥当性の検討、バネ式固定具の固定性を評価した。

### 4.1 曲げ解析

#### 4.1.1 解析モデル

前章にて構築した injured model（図 3.1 参照）および injured model に PS 固定を施したモデルを PS model とした。また、injured model に対して PS の rod の一部をバネ機構に置き換えたバネ式固定具 1、バネ式固定具 2 を装着したモデルを Spring Fixture 1 model, Spring Fixture 2 model とした。なお、すべての脊椎固定具モデルにおいて、スクリューは椎体後方から左右の椎弓根に対して 30 mm 挿入した。スクリューと椎体は互いの節点を共有し、物体間の挙動は完全固定とした。以下に各モデルの詳細（図 4.1）とスクリュー形状（図 4.2）を示す。

**(a) injured model**

疾患や手術手技による損傷をした椎体，線維輪，髄核から構成されるモデル（図 4.1 (a)）。

**(b) PS model**

injured model に対して PS 固定を施したモデル（図 4.1 (b)）。

**(c) Spring Fixture 1 model**

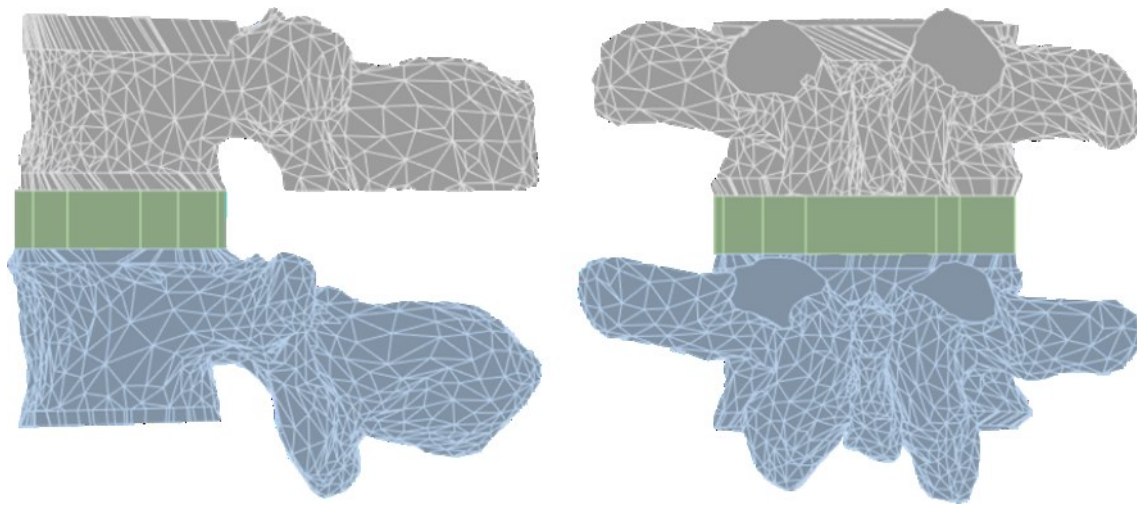
PS の rod の一部をバネ機構に置き換えたバネ式固定具 1（バネ定数：114 N/mm）を用いたモデル（図 4.1 (c)）。

バネ式固定具 1 は，バネ定数 114 N/mm 程度，コイル平均径 7.5 mm，バネ高さ 18 mm，有効巻き数 4，線形 2.5 mm とした。

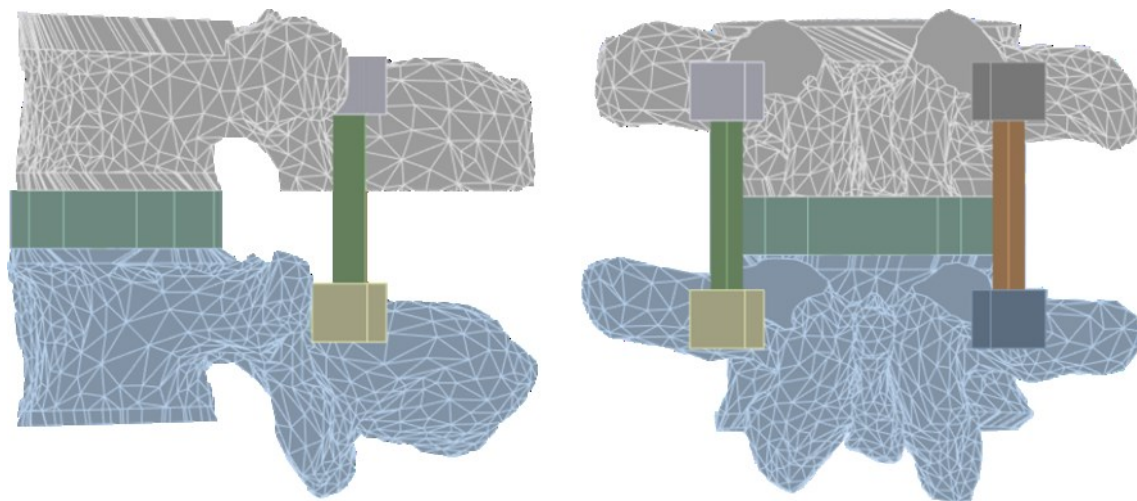
**(d) Spring Fixture 2 model**

PS の rod の一部をバネ機構に置き換えたバネ式固定具 2（バネ定数：293 N/mm）を用いたモデル（図 4.1 (d)）。

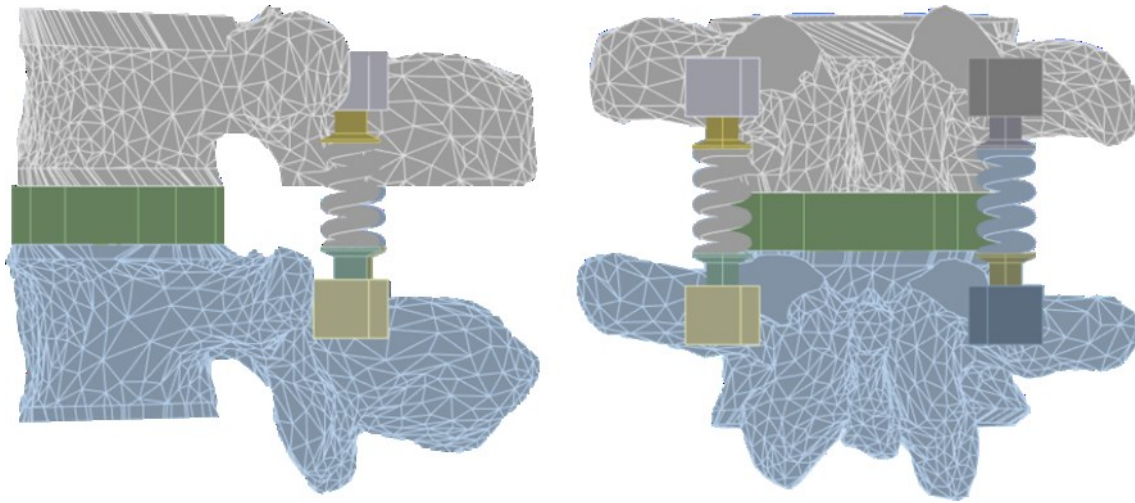
バネ式固定具 2 は，バネ定数 293 N/mm 程度，コイル平均径 7.0 mm，バネ高さ 18 mm，有効巻き数 4，線形 3.0 mm とした。



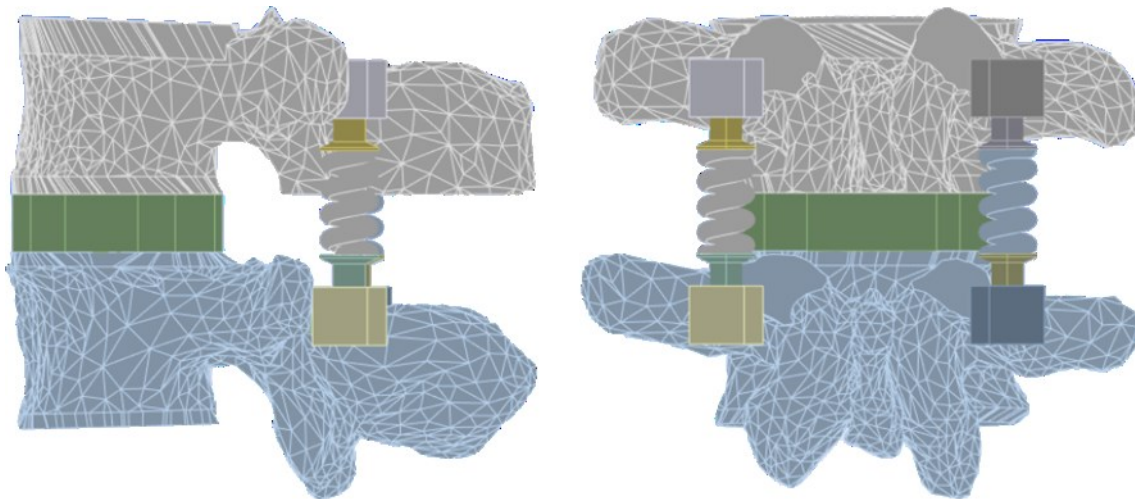
(a) injured model



(b) PS model



(c) Spring Fixture 1 model



(d) Spring Fixture 2 model

Fig. 4.2 4 finite elements of 4 models

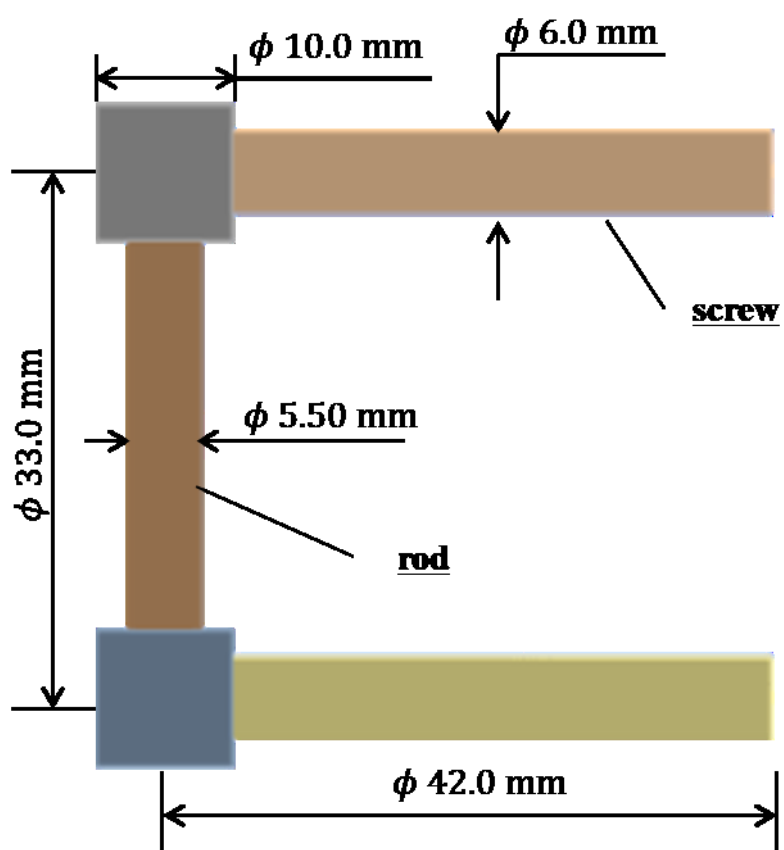


Fig. 4.2 Model of PS



### 4.1.2 材料パラメータ

脊椎モデルの椎体, 椎間板, 線維輪の材料パラメータは前章で用いた値 (表 3.1 参照) と同様とした.

固定具およびスクリューはチタン合金でありヤング率  $E = 96 \text{ GPa}$ , ポアソン比  $\nu = 0.36$  の等方線形弾性体として定義した. バネ式固定具はチタンでありヤング率  $E = 106.3 \text{ GPa}$ , ポアソン比  $\nu = 0.34$  の等方線形弾性体として定義した. 表 4.1 に本解析で使用した各構成要素の材料パラメータを示す.

Table 4.1 Material properties used for analysis

Material	Material model	Material parameter
Vertebral body	Linearly elastic	$E = 1.2 \text{ GPa}$ $\nu = 0.3$
Nucleus pulposus	Linearly elastic	$E = 0.001 \text{ GPa}$ $\nu = 0.49$
Ti - alloy	Linearly elastic	$E = 96 \text{ GPa}$ $\nu = 0.36$
Ti	Linearly elastic	$E = 106.3 \text{ GPa}$ $\nu = 0.34$
Annulus fibrosus	Hyperelastic (Yeoh)	$C_{10} = 0.01 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $C_{20} = -0.05 \times 10^{-3} \text{ GPa}$ $C_{30} = 1.24 \times 10^{-3} \text{ GPa}$

### 4.1.3 拘束条件および荷重条件

本解析は、前屈方向、左右方向およびその中間方向の曲げ試験を模擬した解析を実施した。数値解析には有限要素解析ソフト（ANSYS Workbench 2023 R2）を用いた。図 4.3 に解析の拘束条件および荷重条件を示す。作製した解析対象モデルの椎体下面を固定し、上位椎体上面に $\pm 5\text{N}\cdot\text{m}$ のトルクを負荷した。

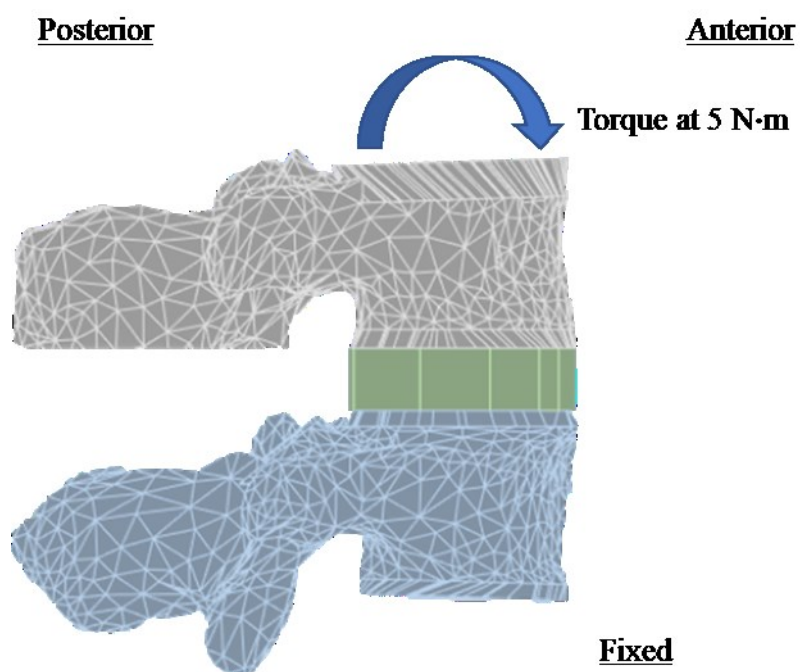


Fig. 4.3 Constraint and load conditions for an analysis simulating the spine bending test

#### 4.1.4 トルク - 回転角度の関係の算出

トルク - 回転角度の算出は 3.1.5 節と同様の方法で行った。

#### 4.1.5 中立軸の算出

本研究では椎間板の変形挙動をより詳細に調べるために中立軸を算出した。以下に中立軸の座標系および算出方法を示す。

##### (a) 中立軸の座標系

図 4.4 に示すように、中立軸の座標系は椎間板後方を原点とし、椎体前方方向を  $x$  軸とした。

##### (b) 中立軸の算出方法

図 4.5 に示すように、椎間板の前方、中央および後方の上下端に物体点を設定した。この物体点における  $x$  軸変位および  $y$  軸変位を用いて、各位置における無負荷時とトルク  $5 \text{ N} \cdot \text{m}$  負荷時の上下物体点の距離の差を求めた。(1) 式に示すように、得られた上下物体点の距離の差を椎間板高さで除することにより、各位置における椎間板ひずみを算出した。

$$\varepsilon = \frac{l' - l}{d} \quad (1)$$

(1) 式において、 $\varepsilon$  は椎間板ひずみ、 $d$  は椎間板高さ、 $l$  は無負荷時の上下物体点間の距離、 $l'$  はトルク  $5 \text{ N} \cdot \text{m}$  負荷時の上下物体点の距離をそれぞれ示す。A, B, C 点において (1) 式を用いてひずみを求め、得られた 3 点の値から最小二乗法にて近似式を求めひずみが 0 となる位置を中立軸と定義した。

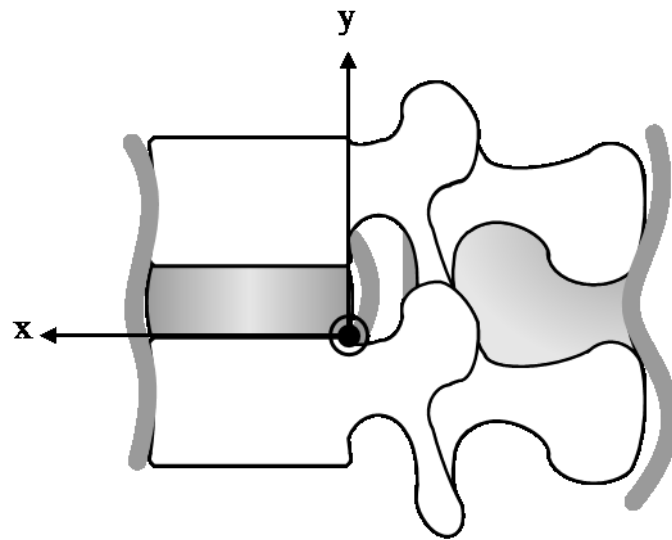


Fig. 4.4 Coordinate – system for neutral axis

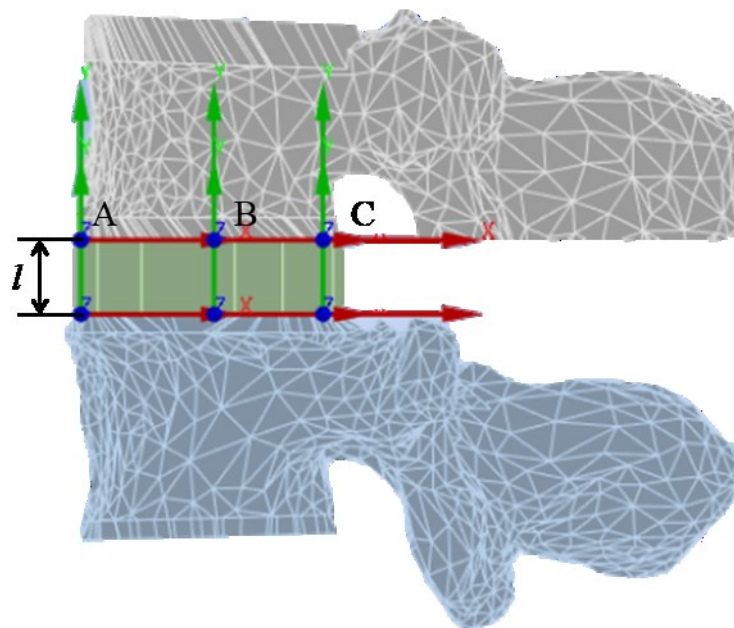


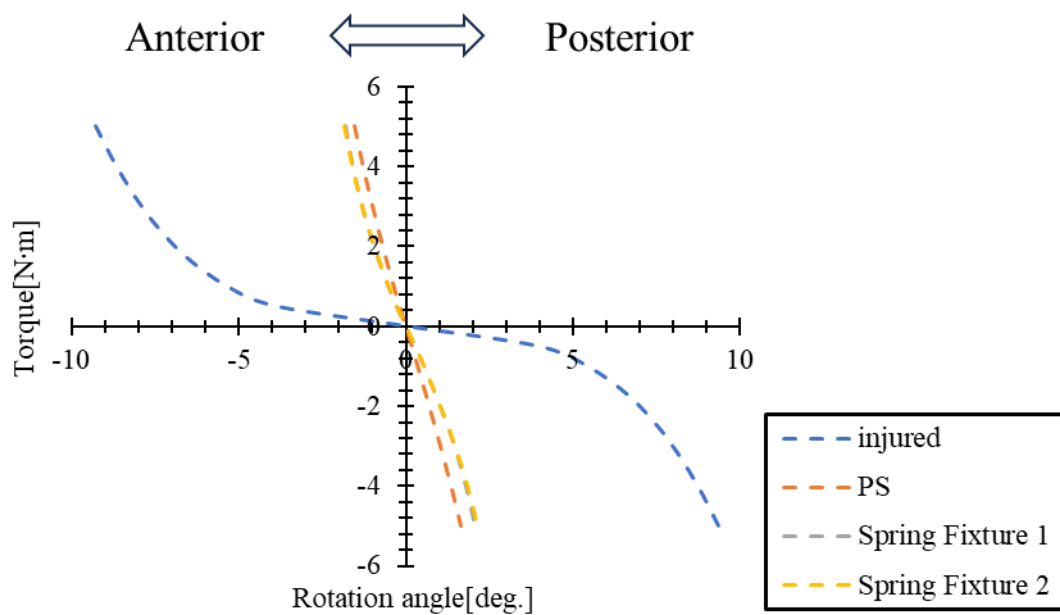
Fig. 4.5 Method of calculation for strain

## 4.2 解析結果および考察

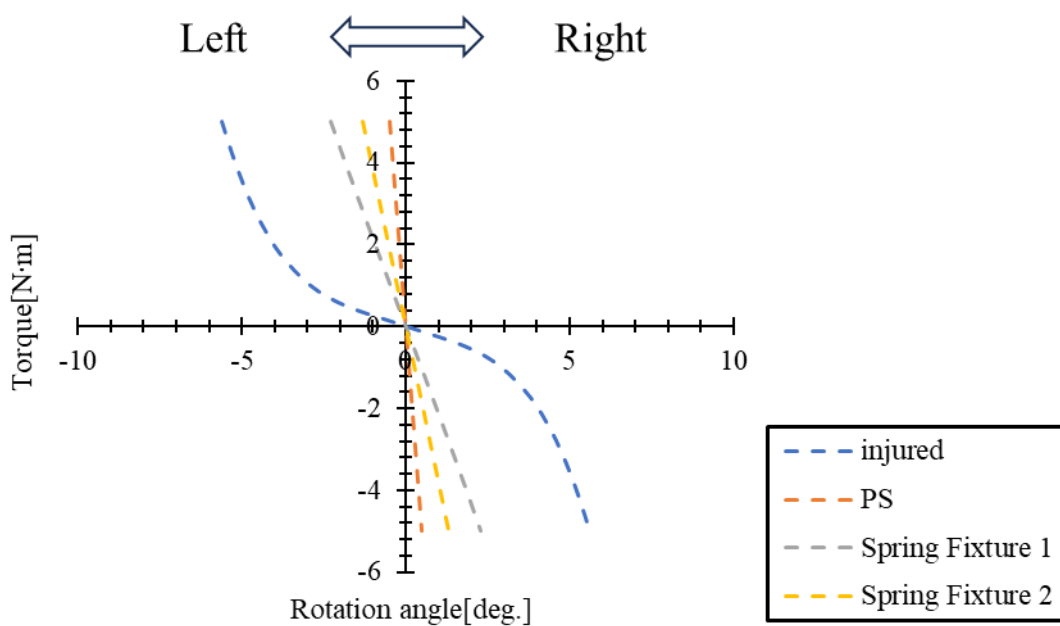
### 4.2.1 トルク - 回転角度の関係

図 4.6 に前後、左右方向の曲げ解析より得られた各モデルのトルク - 回転角度の関係を示す。横軸に回転角度[deg.], 縦軸にトルク[N・m]を示す。同図において青が injured, オレンジが PS, グレーが Spring Fixture 1, 黄が Spring Fixture 2 を示す。図 4.6 (a) は回転角度が負の場合は前屈, 正の場合は後屈を示す。図 4.6 (b) は回転角度が負の場合は左側屈, 正の場合は右側屈を示す。

図 4.6 (a), (b) より, 前後屈および左右側屈において, injured model で非線形な脊椎運動が示された。前後屈において PS model, Spring Fixture 1 model, Spring Fixture 2 model でわずかに非線形な脊椎運動が示された。一方で, 左右側屈においては線形的な脊椎運動が示された。



(a) Anterior - Posterior



(b) Left - Right

Fig. 4.6 Rotation between torque and angle

### 4.2.2 ROM

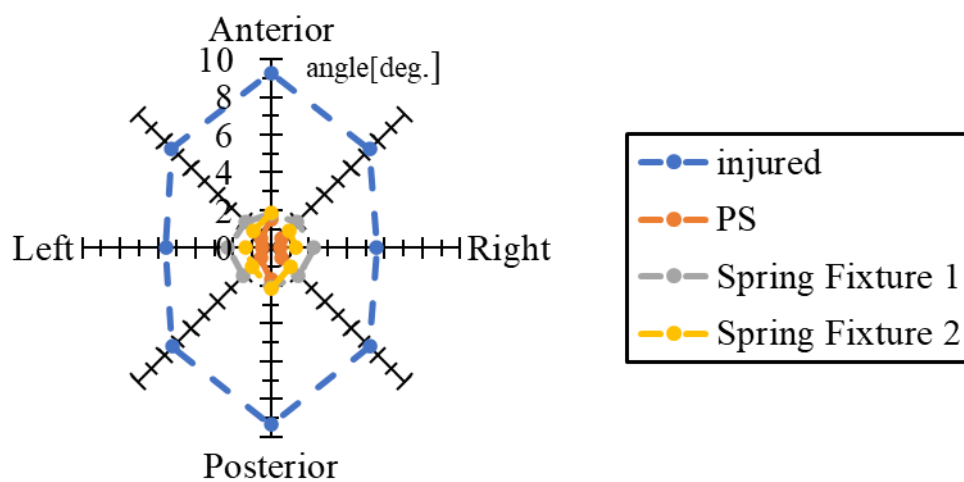
表 4.2 に曲げ解析より得られた各モデルにおける ROM を示す。図 4.7 は ROM を曲げ方向ごとに軸上プロットし、各々をモデル別に線で連結したものである。同図の各軸はいずれも下位椎体（L4）に対する上位椎体（L3）の回転角度[deg.]を示す。同図において青が injured, オレンジが PS, グレーが Spring Fixture 1, 黄が Spring Fixture 2 を示す。

図 4.7 に示すように、injured model の ROM は 5.6~9.4 deg. の範囲であった。PS model の ROM は 0.48~1.7 deg. の範囲であった。Spring Fixture 1 model の ROM は 1.9~2.3 deg. の範囲であった。Spring Fixture 2 の ROM は 1.3~2.2 deg. の範囲であった。Spring Fixture 1 model の ROM は injured model と比較して前屈方向で約 81%、後屈方向で約 78%、左側屈方向で約 59%、右側屈方向で約 59%、左前方向で約 74%、右前方向で約 74%、左後ろ方向で約 72%、右後ろ方向で約 72%減少した。一方で、PS model と比較して、前屈方向で約 17%、後屈方向で約 25%、左側屈方向で約 377%、右側屈方向で約 377%、左前方向で約 162%、右前方向で約 167%、左後ろ方向で約 174%、右後ろ方向で約 169%増加した。Spring Fixture 2 の ROM は injured model と比較して前屈方向で約 80%、後屈方向で約 77%、左側屈方向で約 76%、右側屈方向で約 76%、左前方向で約 82%、右前方向で約 82%、左後ろ方向で約 81%、右後ろ方向で約 81%減少した。一方で、PS model と比較して、前屈方向で約 21%、後屈方向で約 30%、左側屈方向で約 177%、右側屈方向で約 177%、左前方向で約 80%、右前方向で約 82%、左後ろ方向で約 86%、右後ろ方向で約 85%増加した。

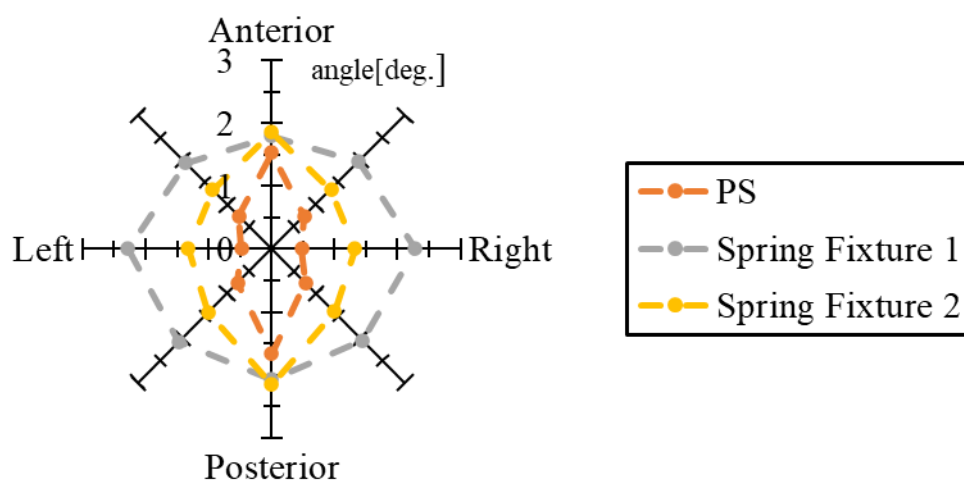
Table 4.2 ROM of each model obtained from bending test

	ROM [deg.]			
	injured (FEM)	PS (FEM)	Spring Fixture 1 (FEM)	Spring Fixture 2 (FEM)
Anterior	9.29	1.53	1.80	1.85
Right anterolateral	7.39	0.73	1.96	1.33
Right lateral	5.59	0.48	2.28	1.33
Right posterolateral	7.38	0.76	2.05	1.41
Posterior	9.36	1.66	2.08	2.16
Left posterolateral	7.39	0.76	2.09	1.42
Left lateral	5.59	0.48	2.28	1.33
Left anterolateral	7.47	0.73	1.93	1.32





(a) ROM of each model



(b) ROM of each model spinal fixation model

Fig. 4.7 ROM of each model obtained from bending test

### 4.2.3 中立軸

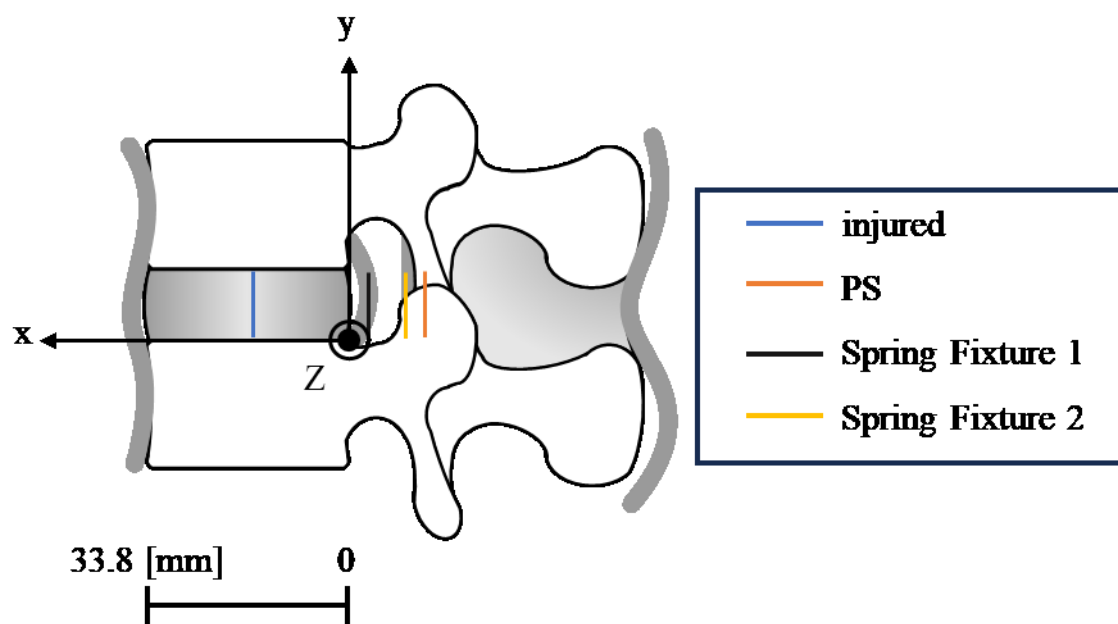
表 4.3 および図 4.8 に前後屈方向における曲げ解析より得られた各モデルの中立軸の位置を示す。図 4.8 において、横軸は椎間板後縁部を原点とし、椎体前方方向を正の向きとした。また、同図において青が PS、オレンジが injured、グレーが Spring Fixture 1、黄が Spring Fixture 2 を示す。

表 4.3 より、中立軸の位置は前屈において injured model では 16.1 mm、PS model では -12.9 mm、Spring Fixture 1 model では -2.8 mm、Spring Fixture 2 model では -2.8 mm、後屈では injured model では 13.6 mm、PS model では -13.6 mm、Spring Fixture 1 model では -4.7 mm、Spring Fixture 2 model では -10.9 mm を示した。

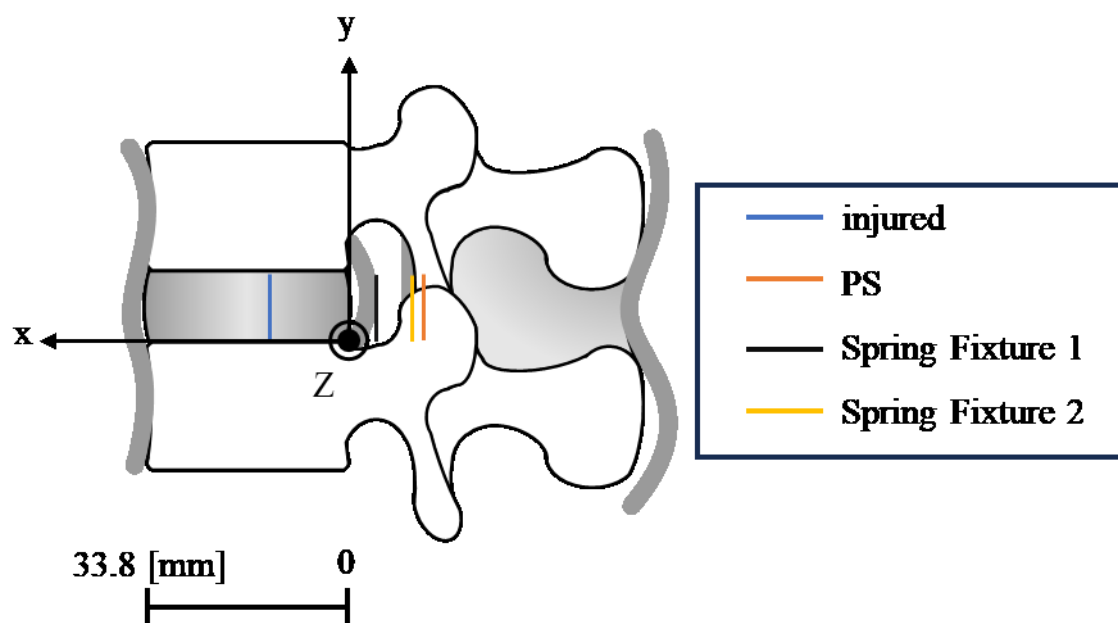
これらより、前後屈時ともに injured model の中立軸は椎間板の中央よりもやや後方に位置していた。PS model、Spring Fixture 1 model、Spring Fixture 2 model の中立軸は椎間板後方に位置した。

Table 4.3 Displacement of neutral axis of each model

model	Anterior Position of neutral axis [mm]	Posterior
injured	16.1	13.6
PS	-12.9	-13.6
Spring Fixture 1	-2.8	-4.7
Spring Fixture 2	-9.1	-10.9



(a) Position of neutral axis in flexion



(b) Position of neutral axis in extension

Fig. 4.8 Position of neutral axis

#### 4.2.4 椎間板内圧およびひずみ

前屈方向の曲げ解析から得られた各モデルの椎間板に加わる垂直応力（図 4.9）、椎間板ひずみ（図 4.10）を示す。図 4.9 において、正の値は引張応力、負の値は圧縮応力を示す。図 4.10 において正の値は引張方向、負の値は圧縮方向のひずみを示す。解析結果より、各モデルの椎間板前縁部表面における、椎間板内圧、圧縮方向における椎間板ひずみの平均値を算出した。なお、椎間板と椎体の接触面における値の発散を考慮し、椎間板内圧と椎間板ひずみの平均値の算出には、接触面と節点を共有する要素を除外した。算出した椎間板内圧は injured model では 0.289 MPa、PS model では 0.005 MPa、Spring Fixture 1 model では 0.012 MPa、Spring Fixture 2 model では 0.009 MPa であった。また、椎間板ひずみは injured model では 0.2 [-]、PS model では 0.036 [-]、Spring Fixture 1 model では 0.051 [-]、Spring Fixture 2 model では 0.043 [-] であった。

図 4.9 および図 4.10 より、injured は椎間板前方で圧縮応力、椎間板後方で引張応力を受けることが示された。脊椎固定具モデルは圧縮応力が支配的であり、椎間板の大部分は圧縮応力を受けることが示された。

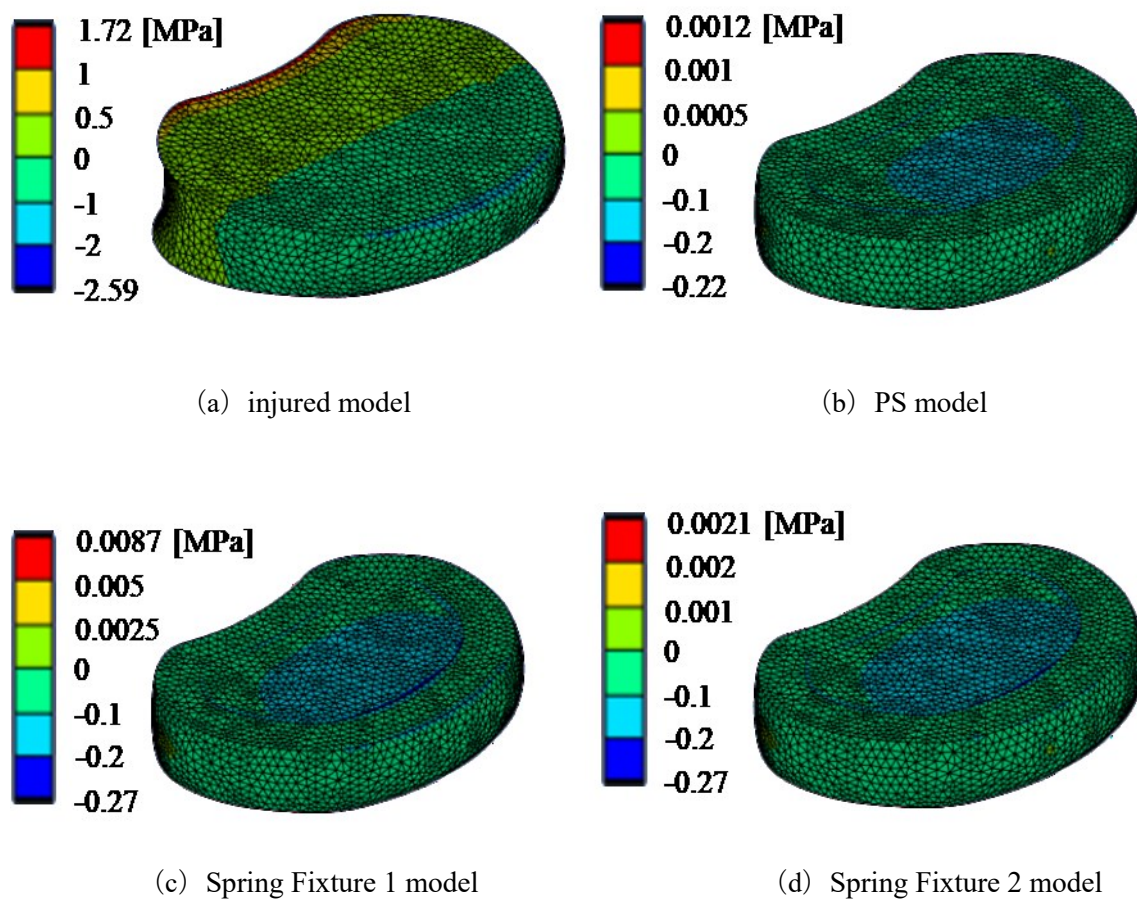


Fig. 4.9 Vertical stress applied to the intervertebral disc in each model.

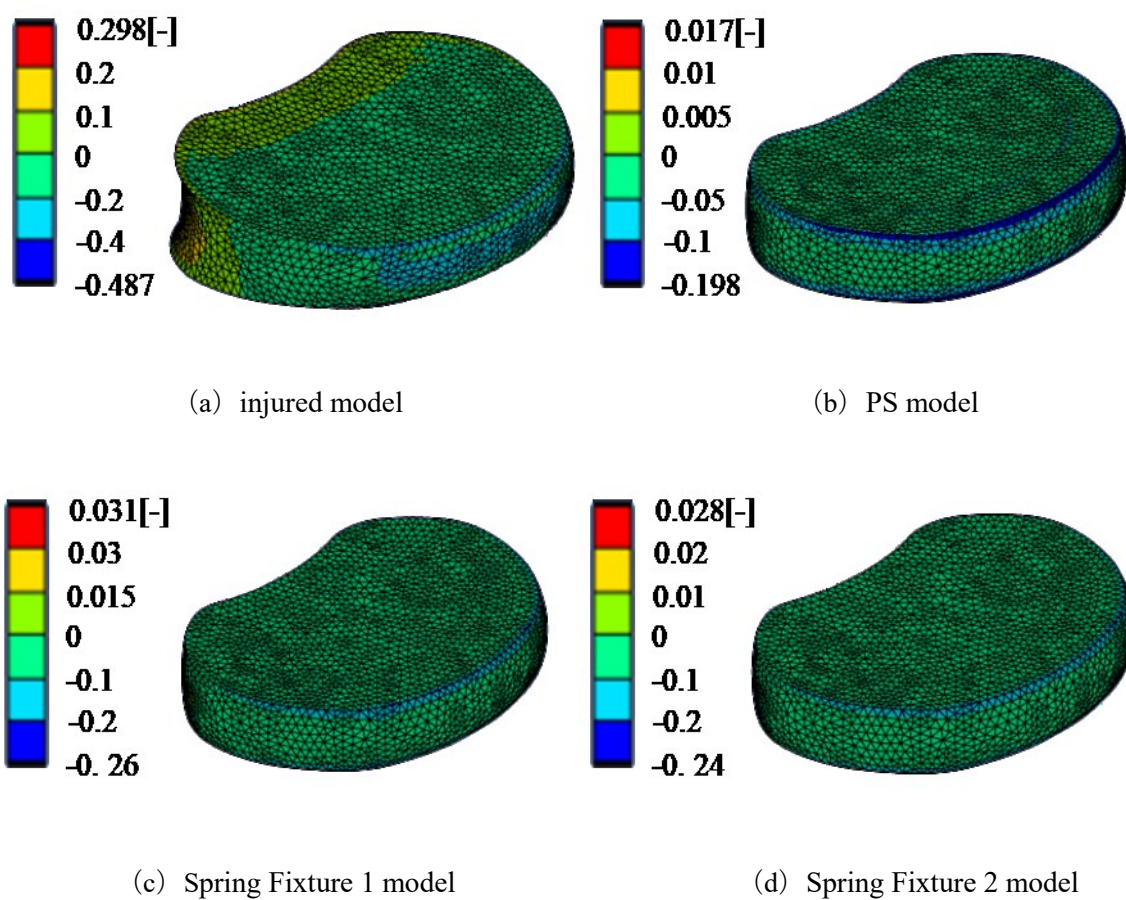


Fig. 4.10 Intervertebral disc strain in each model

Table 4.4 Intervertebral disc strain in each model

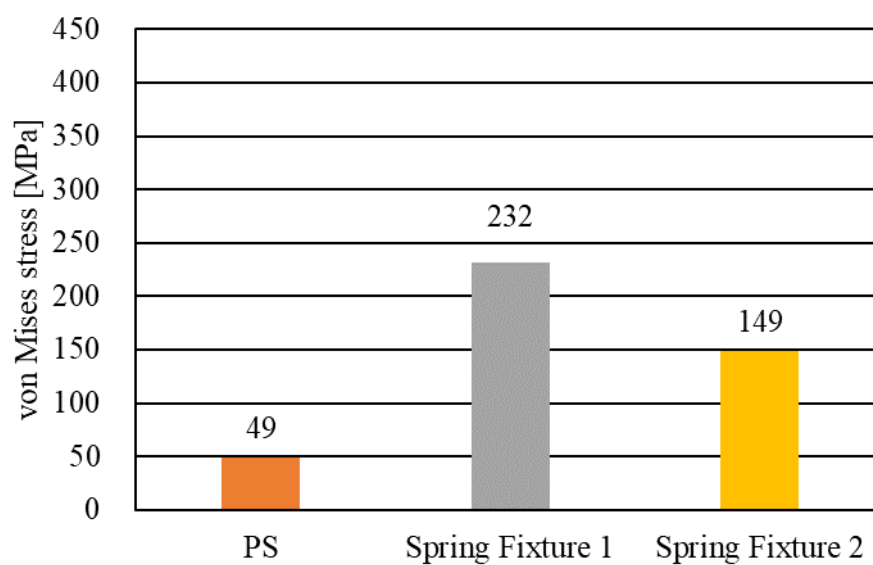
	injured	PS	Spring Fixture 1	Spring Fixture 2
internal pressure [MPa]	0.289	0.005	0.012	0.009
strain [ - ]	0.200	0.036	0.051	0.043

### 4.2.5 ロッドに加わるミーゼス応力

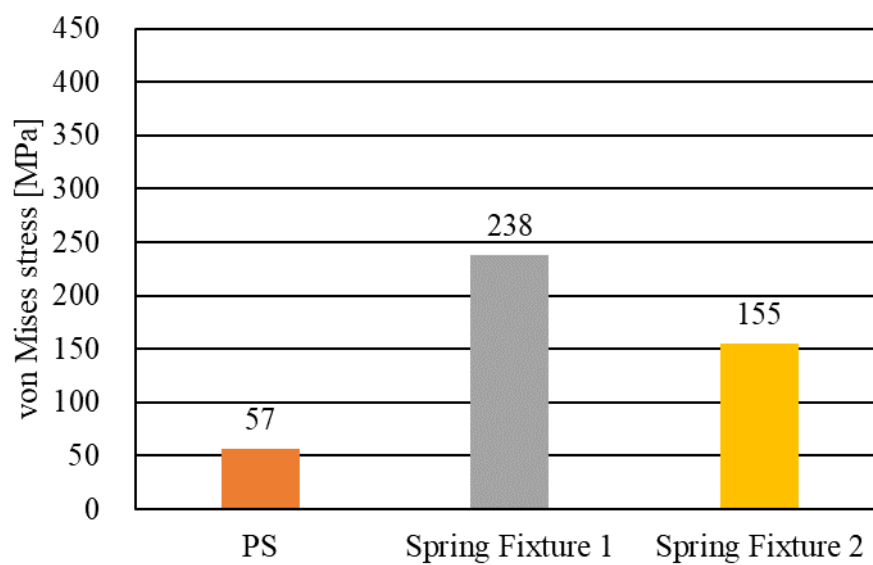
図 4.11 に 8 方向の曲げ解析より得られた各モデルのロッドに加わるミーゼス応力の最大値を示す。同図における縦軸はミーゼス応力[MPa]を示す。オレンジが PS, グレーが Spring Fixture 1, 黄が Spring Fixture 2 を示す。

図 4.11 より, PS は前屈方向で 49 MPa, 後屈方向で 57 MPa, 左側屈方向で 52 MPa, 右側屈方向で 52 MPa, 左前方向で 68 MPa, 右前方向で 68 MPa, 左後ろ方向で 73 MPa, 右後ろ方向で 73 MPa を示した。Spring Fixture 1 は前屈方向で 232 MPa, 後屈方向で 238 MPa, 左側屈方向で 363 MPa, 右側屈方向で 362 MPa, 左前方向で 393 MPa, 右前方向で 372 MPa, 左後ろ方向で 378 MPa, 右後ろ方向で 402 MPa を示した。Spring Fixture 2 は前屈方向で 149 MPa, 後屈方向で 155 MPa, 左側屈方向で 251 MPa, 右側屈方向で 251 MPa, 左前方向で 245 MPa, 右前方向で 256 MPa, 左後ろ方向で 259 MPa, 右後ろ方向で 248 MPa を示した。また, 8 方向の曲げ解析におけるミーゼス応力の最大値は PS で 73 MPa, Spring Fixture 1 で 402 MPa, Spring Fixture 2 で 259 MPa を示した。

これらより, ロッドに加わるミーゼス応力は, Spring Fixture 1 は PS と比較して前屈方向で約 372%, 後屈方向で約 320%, 左側屈方向で約 594%, 右側屈方向で約 592%, 左前方向で約 476%, 右前方向で約 444%, 左後ろ方向で約 420%, 右後ろ方向で約 592% 増加した。ロッドに加わるミーゼス応力は, Spring Fixture 2 は PS と比較して前屈方向で約 203%, 後屈方向で約 173%, 左側屈方向で約 381%, 右側屈方向で約 380%, 左前方向で約 258%, 右前方向で約 274%, 左後ろ方向で約 256%, 右後ろ方向で約 241% 増加した。

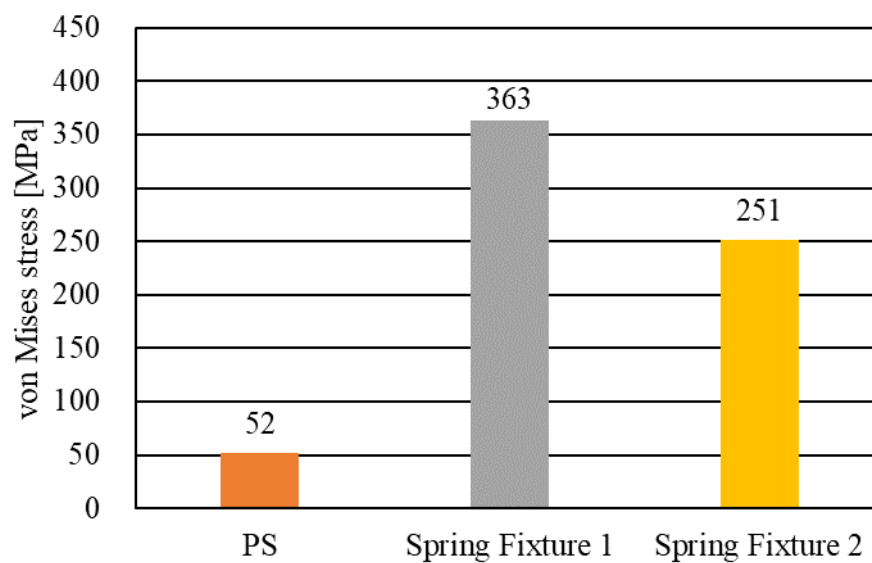


(a) Anterior

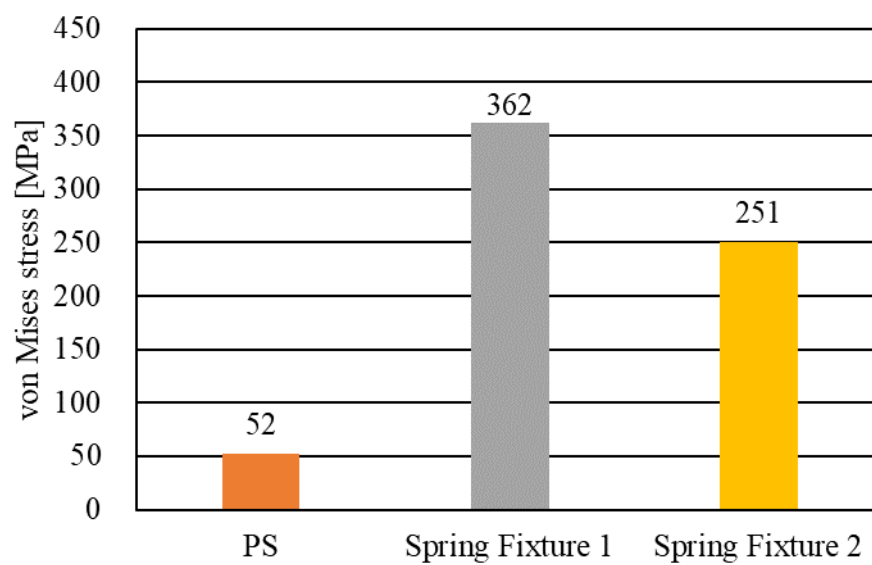


(b) Posterior

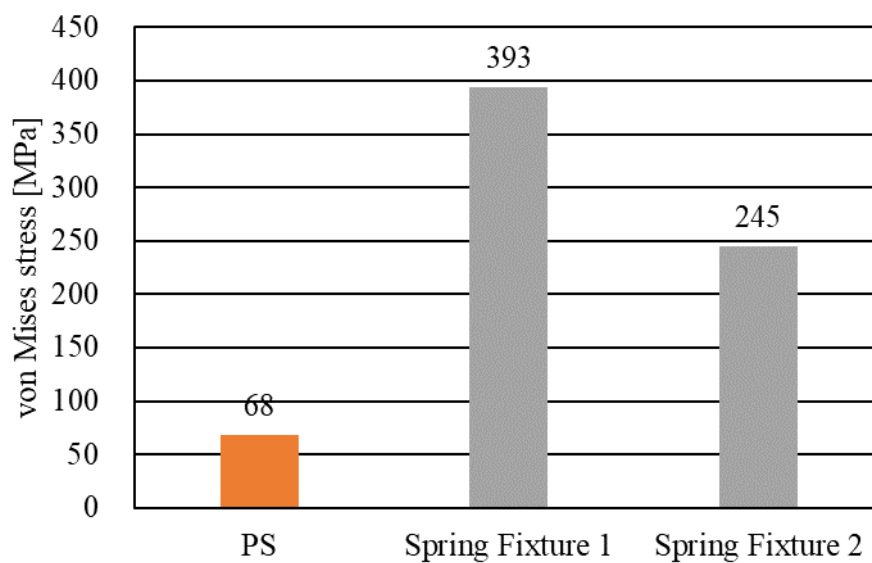




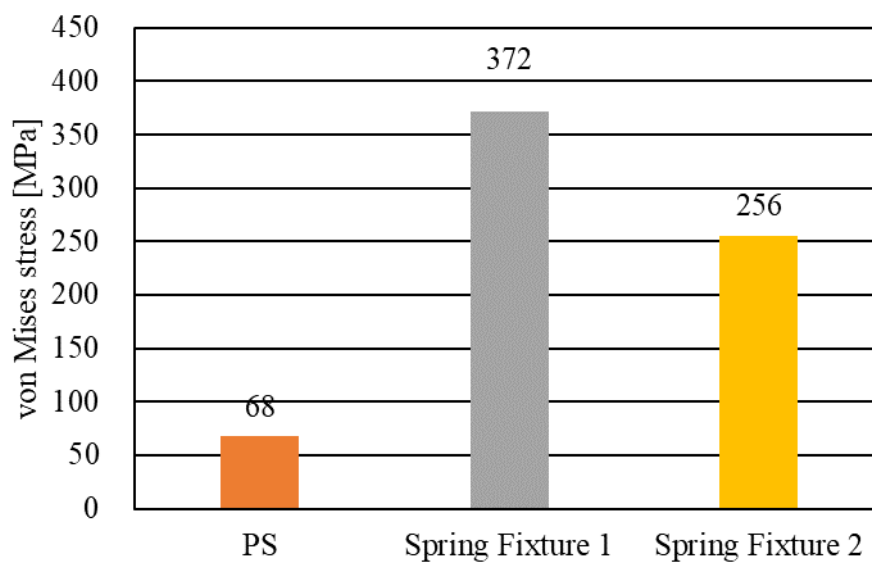
(c) Left lateral



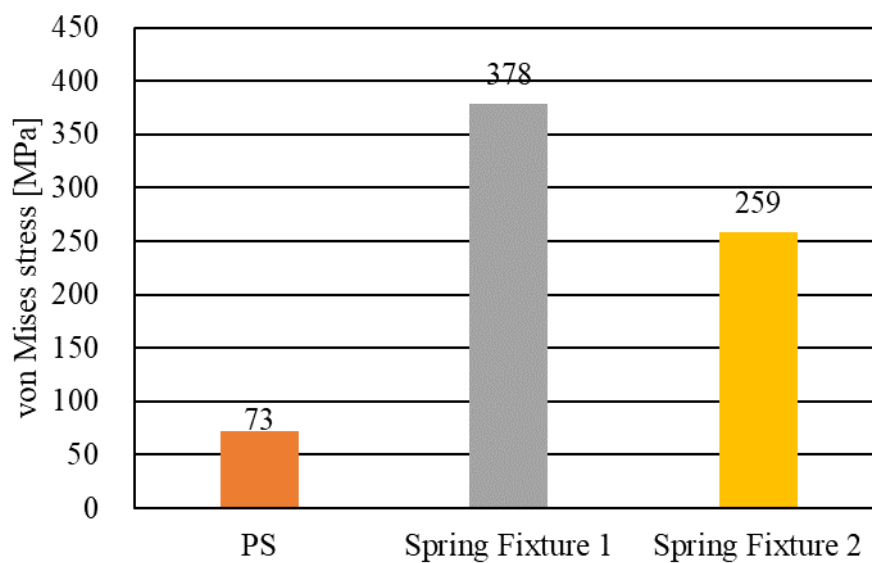
(d) Right lateral



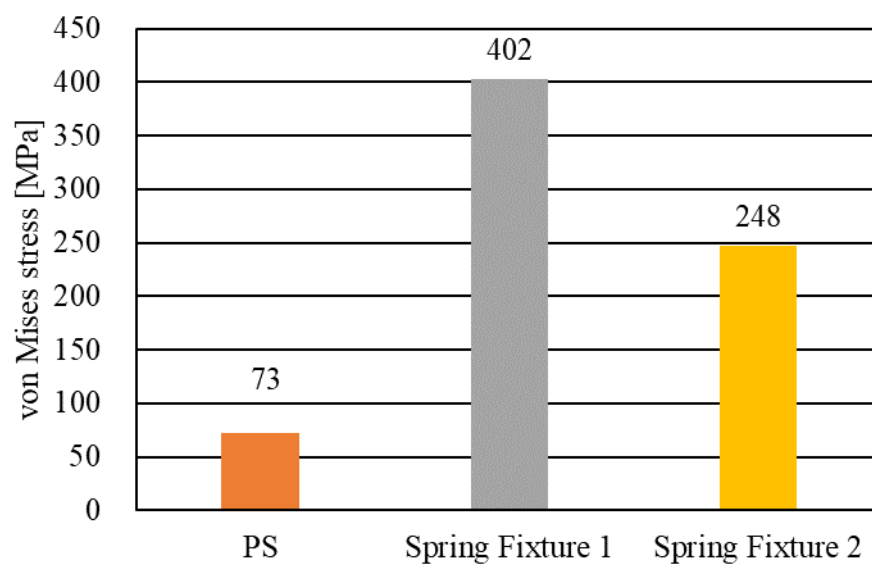
(e) Left anterolateral



(f) Right anterolateral



(g) Left posterolateral



(h) Right posterolateral

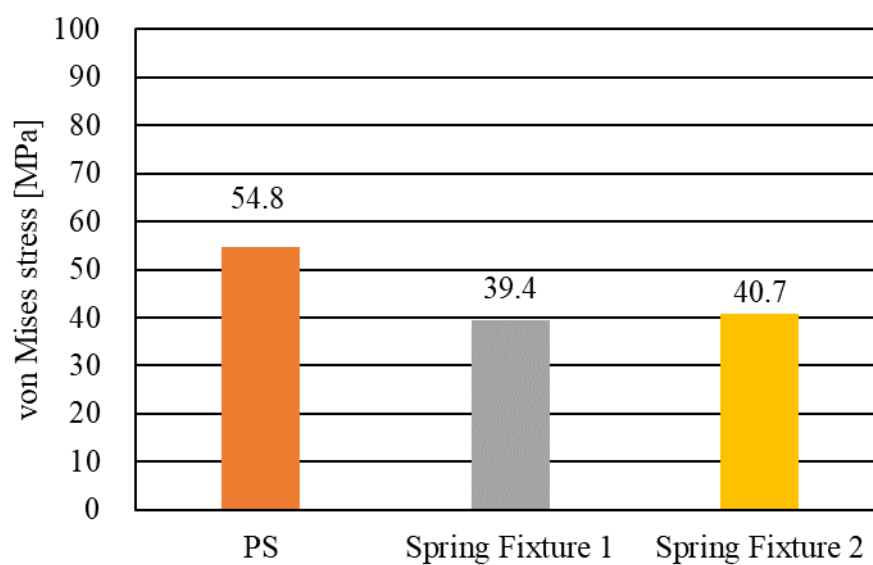
Fig. 4.11 Maximum value of von Mises stress applied to the rod in each model

#### 4.2.6 スクリューに加わるミーゼス応力

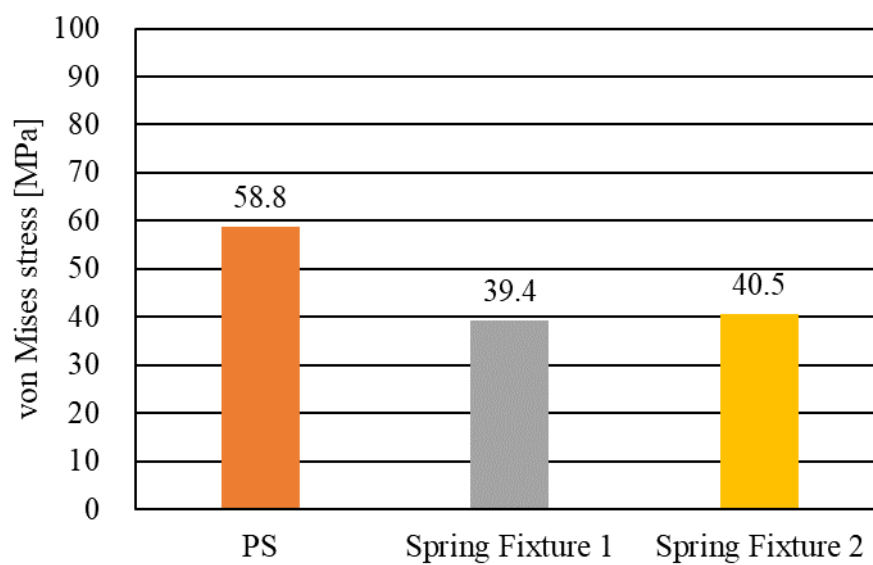
図 4.12 に 8 方向の曲げ解析より得られた各モデルのスクリューに加わるミーゼス応力の最大値を示す。同図における縦軸はミーゼス応力 MPa を示す。オレンジが PS、グレーが Spring Fixture 1、黄が Spring Fixture 2 を示す。

図 4.12 より、PS model は前屈方向で 54.8 MPa、後屈方向で 58.8 MPa、左側屈方向で 44.2 MPa、右側屈方向で 44.2 MPa、左前方向で 66.0 MPa、右前方向で 63.3 MPa、左後ろ方向で 64.3 MPa、右後ろ方向で 66.7 MPa を示した。Spring Fixture 1 model は前屈方向で 39.4 MPa、後屈方向で 39.4 MPa、左側屈方向で 55.2 MPa、右側屈方向で 54.8 MPa、左前方向で 64.9 MPa、右前方向で 61.8 MPa、左後ろ方向で 62.6 MPa、右後ろ方向で 65.5 MPa を示した。Spring Fixture 2 model は前屈方向で 40.7 MPa、後屈方向で 40.5 MPa、左側屈方向で 57.8 MPa、右側屈方向で 57.7 MPa、左前方向で 67.9 MPa、右前方向で 65.1 MPa、左後ろ方向で 65.9 MPa、右後ろ方向で 68.6 MPa を示した。

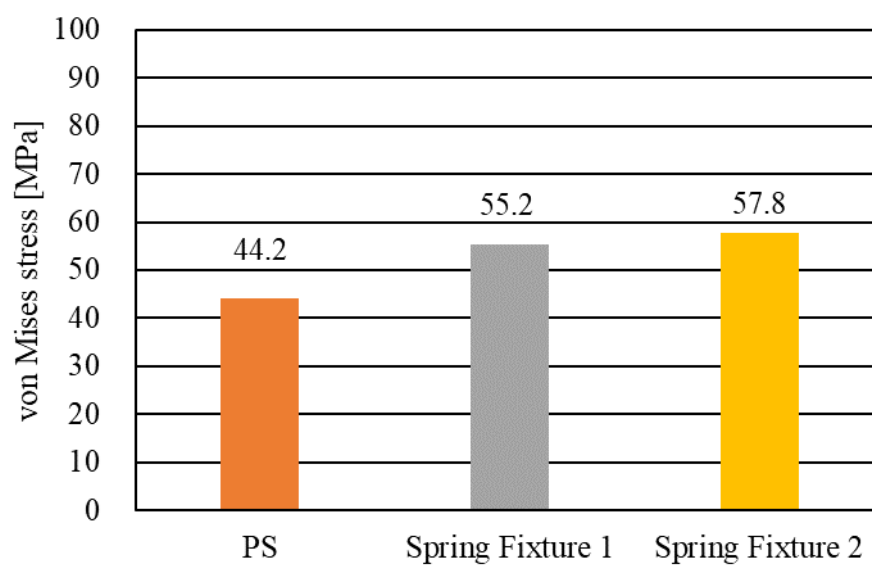
これらより、スクリューに加わるミーゼス応力は、Spring Fixture 1 model を PS model と比較して前屈方向で約 28%、後屈方向で約 33%、左前方向で約 2%、左後ろ方向で約 3%、右後ろ方向で約 2%減少し、左側屈方向で約 25%、右側屈方向で約 25%増加した。スクリューに加わるミーゼス応力は、Spring Fixture 2 model を PS model と比較して前屈方向約 26%、後屈方向で約 31%減少し、左側屈方向で約 31%、右側屈方向で約 31%、左前方向で約 3%、右前方向で約 3%、左後ろ方向で約 2%、右後ろ方向で約 3%増加した。また、8 方向の曲げ解析におけるミーゼス応力の最大値は PS model で 67 MPa、Spring Fixture 1 model で 65 MPa、Spring Fixture 2 model で 69 MPa を示した。



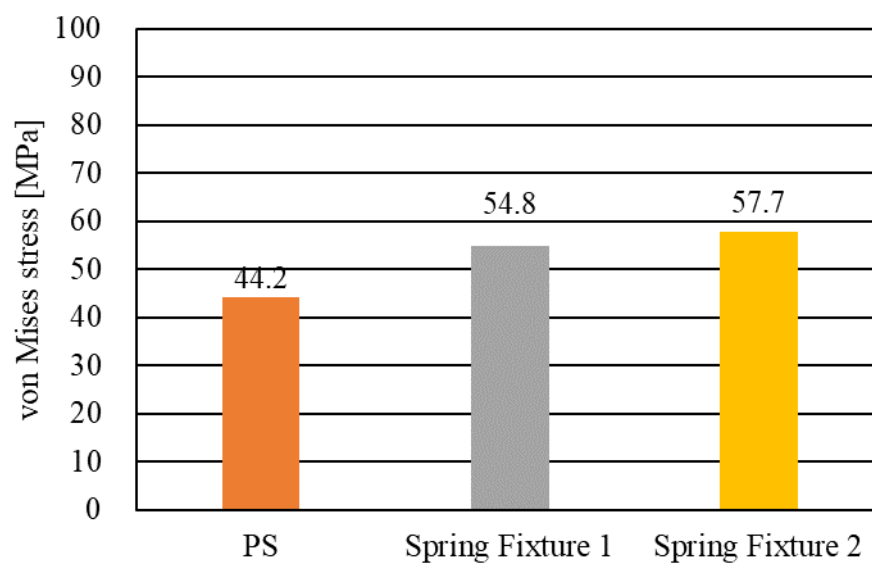
(a) Anterior



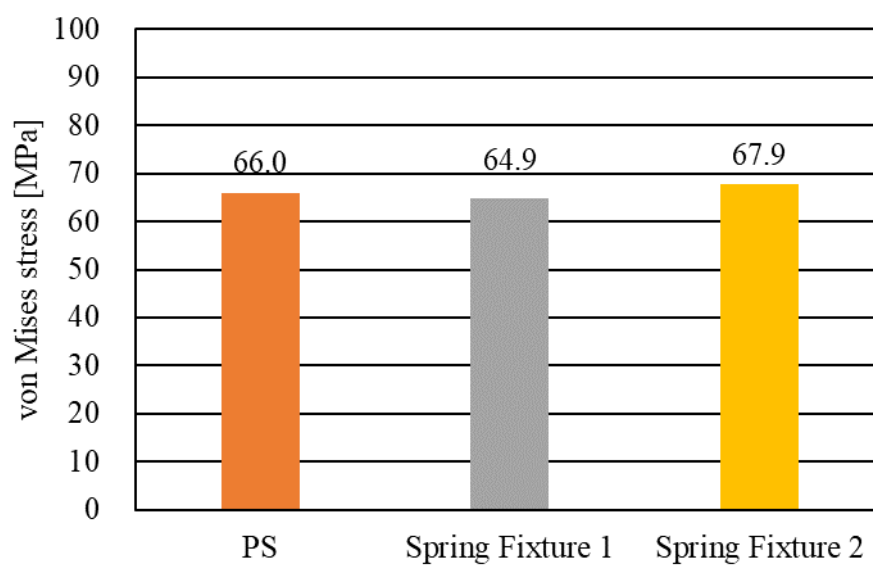
(b) Posterior



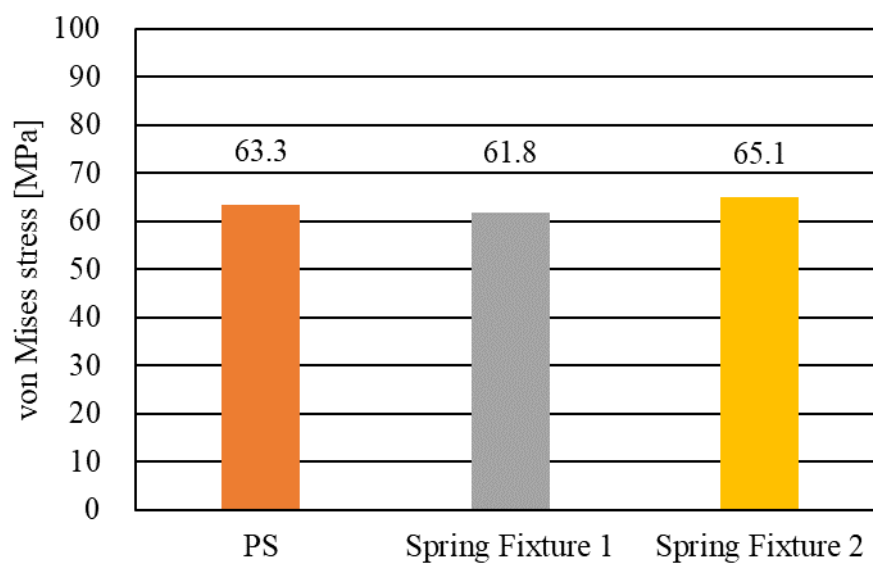
(c) Left lateral



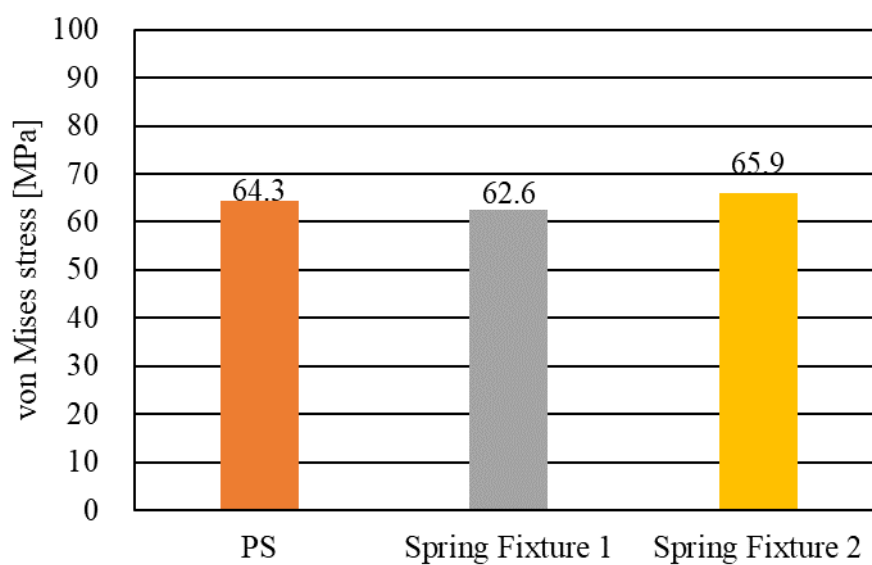
(d) Right lateral



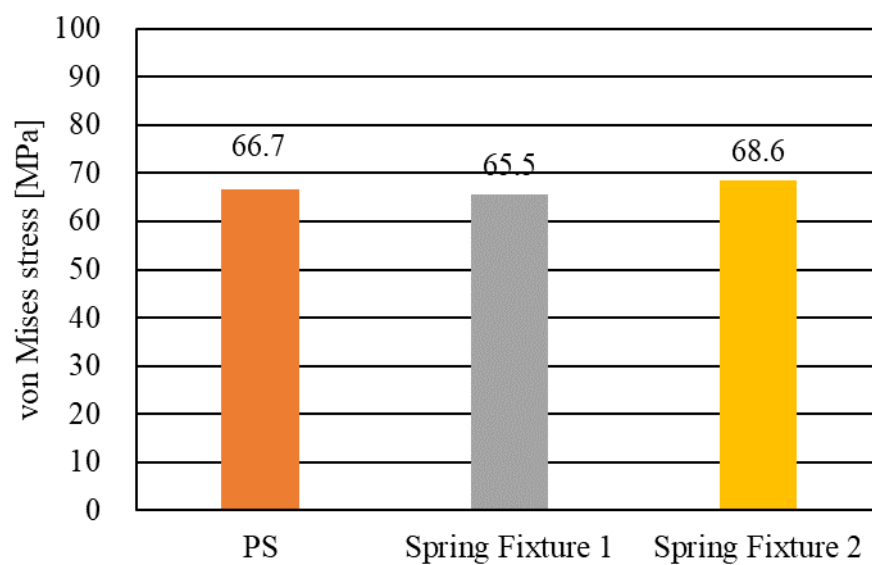
(e) Left anterolateral



(f) Right anterolateral



(g) Left posterolateral



(h) Right posterolateral

Fig. 4.12 Maximum value of von Mises stress applied to the screw in each model



#### 4.2.7 考察

解析結果より得られたトルク - 回転角度の関係より, 前後屈において PS model, Spring Fixture 1 model, Spring Fixture 2 model はわずかに非線形な脊椎運動を示した. 加えて, 左右側屈において線形的な脊椎運動を示した. これらから, 脊椎固定具の装着によって, 脊椎運動の多くを脊椎固定具が担い, 正常な脊椎が行う非線形な運動が失われることが明らかになった.

解析において, バネ式固定具は injured と比較して ROM を大きく減少させることが示された. 一方で, バネ式固定具は PS と比較して ROM を増加させることが示された. これはバネが脊椎運動に合わせて伸縮することで, PS 装着時と比べて椎間可動域が温存されたためだと考えられる. これらから, バネ式固定具を用いることで脊椎の過度な固定が解消され, 隣接椎間障害を予防する可能性が示された.

脊椎の中立軸の位置は, 脊椎固定具の装着によって椎体後方方向に移動することが示された. 一方で, バネ式固定具モデルの中立軸の位置は PS model と比較して椎体前方方向に移動することが示された. これらから, 脊椎固定具の装着によって中立軸の位置は椎体後方に移動し, ロッドの剛性は中立軸の位置へ影響を与えることが明らかになった. また, バネ式固定具モデルは PS model と比較して, 先行研究<sup>[35]</sup>で示された正常脊椎の中立軸の位置に近づくことが明らかになった.

injured model では前屈時に椎間板前方で圧縮応力, 椎間板後方で引張応力を受けることが示された. 一方で, 脊椎固定具モデルでは, 椎間板は前屈時に圧縮応力のみを受けることが示された. 加えて, 脊椎固定具の装着によって椎間板内圧および椎間板ひずみは大きく減少することが示された. 一方で, バネ式固定具モデルは PS model と比較して, 椎間板内圧および椎間板ひずみは増加した. これらから, 椎体, 椎間板と比較して脊椎固定具ロッド部の剛性は高いために応力遮蔽が発生し, 脊椎運動に大きな影響を与えると考えられる. しかし, 低剛性なロッド部を有するバネ式固定具を用いることで, PS と比較して応力遮蔽を緩和することが明らかになった. 加えて, 応力遮蔽の緩和によって, 椎間板, 椎体へ負荷が増加することは, 椎間板と椎体の健康と機能維持に有益であると考えられる<sup>[36]</sup>.

ロッドに加わるミーゼス応力の最大値は, 8 方向の曲げ解析において PS で 73 MPa, Spring Fixture 1 で 402 MPa, Spring Fixture 2 で 259 MPa を示した. すべての方向でバネ式固定具は PS と比較して増加することを示した. これらは, チタンおよびチタン合金 (JIS60 種) の降伏応力は 450 MPa, 825 MPa 程度<sup>[37]</sup>であることから, バネ式固定具に加わる負荷は降伏応力以下と考えられる. 一方で, PS model 比較しバネ式固定具に加わる負荷は大きく増加しており, 長期利用に伴う疲労破壊のリスクが増加することが考えられる.

8 方向の曲げ解析におけるスクリューに加わるミーゼス応力の最大値は, PS model, Spring Fixture 1 model, Spring Fixture 2 model において大きな差は示されなかった. 上記

に示すようにロッドに加わる負荷が差があり Spring Fixture 1, Spring Fixture 2, PS の順に高かった。同様に ROM も Spring Fixture 1 model, Spring Fixture 2 model, PS model の順に高かった。これらから、ROM 増加による負荷はロッド部が負担し、スクリューに影響を及ぼさないことが考えられる。

以上より得られた知見から、解析を行ったバネ式固定具は適度な固定性を有しており、固定具に加わる負荷は降伏応力以下であると考えられる。よって、このバネ式固定具は隣接椎間障害を予防する固定具として考えられる。これらより、得られた知見を基にバネ式固定具を試作し、力学試験も用いて検証を行った。

## 4.3 ヒト屍体腰椎を用いた力学試験

### 4.3.1 6 軸材料試験機

本章では試験装置として、当研究室にて開発されたシリアルメカニズムを有した 6 軸材料試験機（図 4.13）<sup>[38]</sup>を使用した。本試験機は、本体基礎部からロボット先端部まで複数のリンクで直列に結合されているシリアルメカニズムを採用しており、駆動域が連結していることから大きな可動域が再現できる。本試験機には、デンソーウェーブ社製のロボット（VS-087A4-A）を用い、ワコーテック社製（WEP-6A500-10-RCD-B）の力覚センサを用いた。



Fig. 4.13 6-axis testing machine with a serial mechanism

## 4.3.2 試験体の概要

### 4.3.2.1 試験体の作製

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、コンケン大学および日本から渡航した整形外科医によって切り出され、-30℃で冷凍保存されたヒト屍体腰椎 FSU（L3/4）を 1 体用いた。死亡時の年齢は 75 歳で、性別は男性、死因は心筋梗塞である。

まず、冷凍保存していたヒト屍体腰椎を自然解凍し、内的安定要素以外の余分な筋肉や脂肪を除去した。より正確にスクリューを椎弓に挿入するために、この段階であらかじめ L3、L4 にスクリューを挿入した。また、本研究で取り扱う負荷の範囲では椎体は剛体として取り扱うことが可能と考えられるため、この作業による試験体の運動特性への影響はないと考える。

次に、試験体を試験機に固定するために治具を用いて、試験体を試験機に取り付ける。（図 4.14）

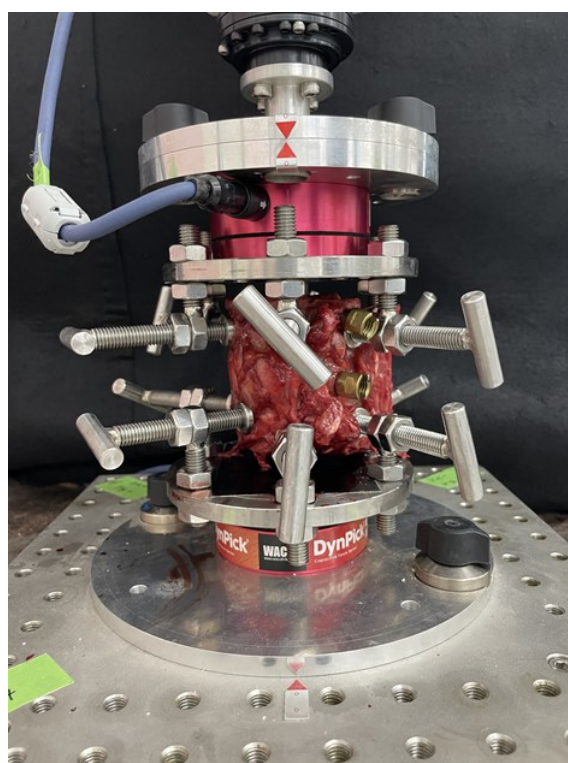


Fig. 4.14 Specimen fixed on testing machine

#### 4.3.2.2 試験体の固定位置

本研究では, 治具に試験体を固定する際の試験体の位置を次のように定めた (図 4.15).

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

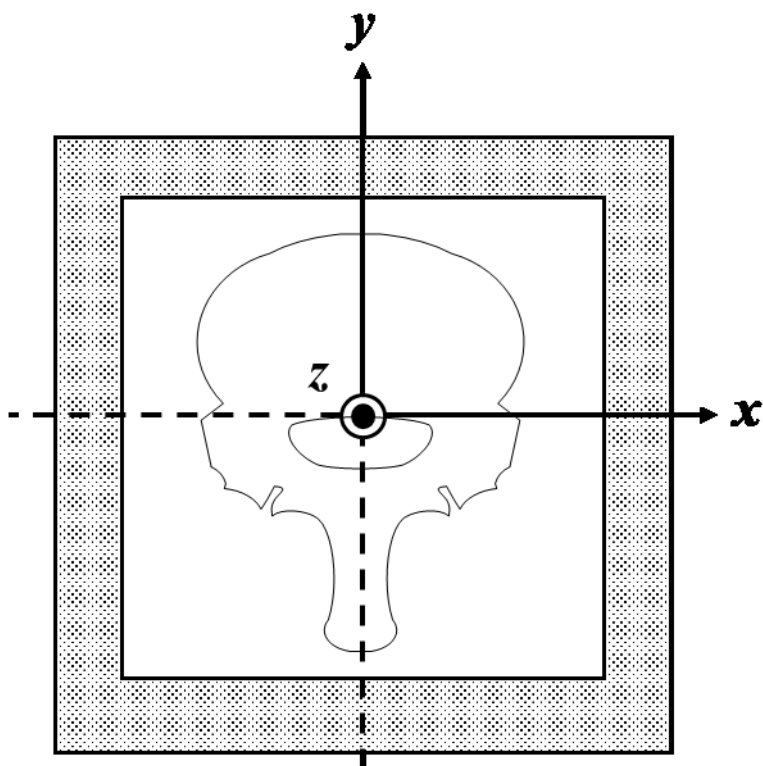


Fig. 4.15 Fixed position of specimen to jig

#### 4.3.2.3 初期位置の決定

本研究では、腰椎の無負荷時における姿勢を初期姿勢と定義し、その際の試験機ヘッド位置（各軸における座標と角度）を実験開始位置とした。試験体には、試験機への取り付け時に治具の重みや自重などによって負荷が加わる。それらを力覚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、制御系にフィードバックする。そして、力制御を用いてすべての力およびトルクが 0 になるように変位を許容することで、試験体に対して全軸無負荷の状態を再現した。

#### 4.3.2.4 腰椎の試験体モデル

本研究では、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に、同一試験体に対して段階的にモデルを作製した。図 4.16 に模式図を示す。

(a) Intact model (図 4.16 (a))

脊椎の安定要素である椎間板、椎間関節、棘上・棘間靱帯などを残したモデル。

(b) injured model (図 4.16 (b))

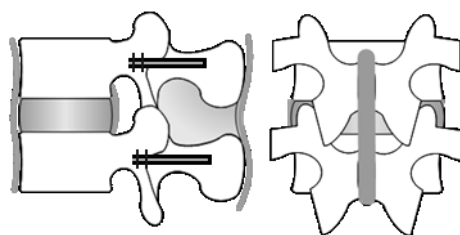
Intact model に対して後方侵入型の除圧術を想定し、両側の椎間関節をすべて切除、棘上靱帯と棘間靱帯に切り込み入れたモデル。

(c) PS model (図 4.16 (c))

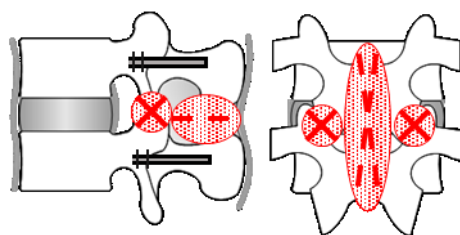
injured model に対して、PS 固定を行ったモデル。

(d) Spring Fixture model (図 4.16 (d))

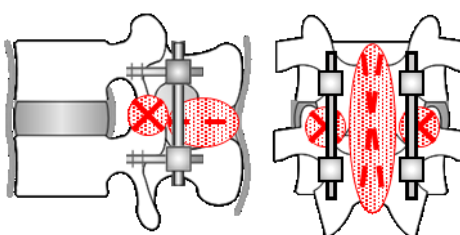
PS モデルのロッドの部をバネ式固定具に置き換えたモデル。



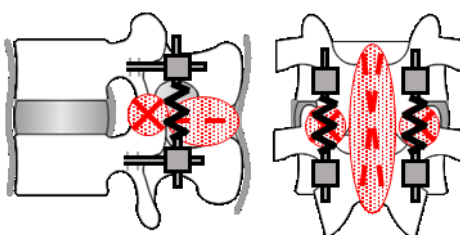
(a) Intact model



(b) injured model



(c) PS model



(d) Spring Fixture model

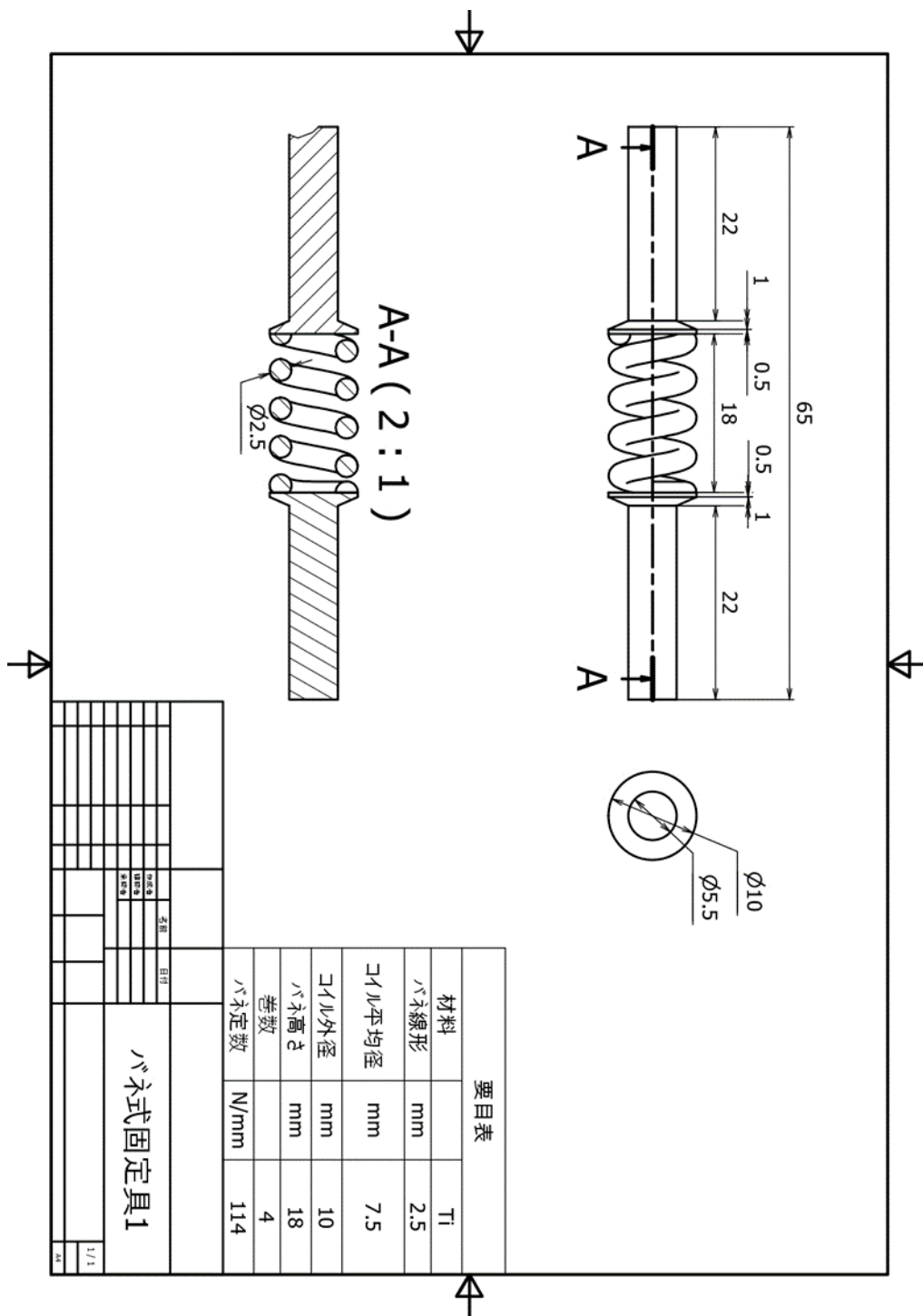
Fig. 4.16 Experimental models



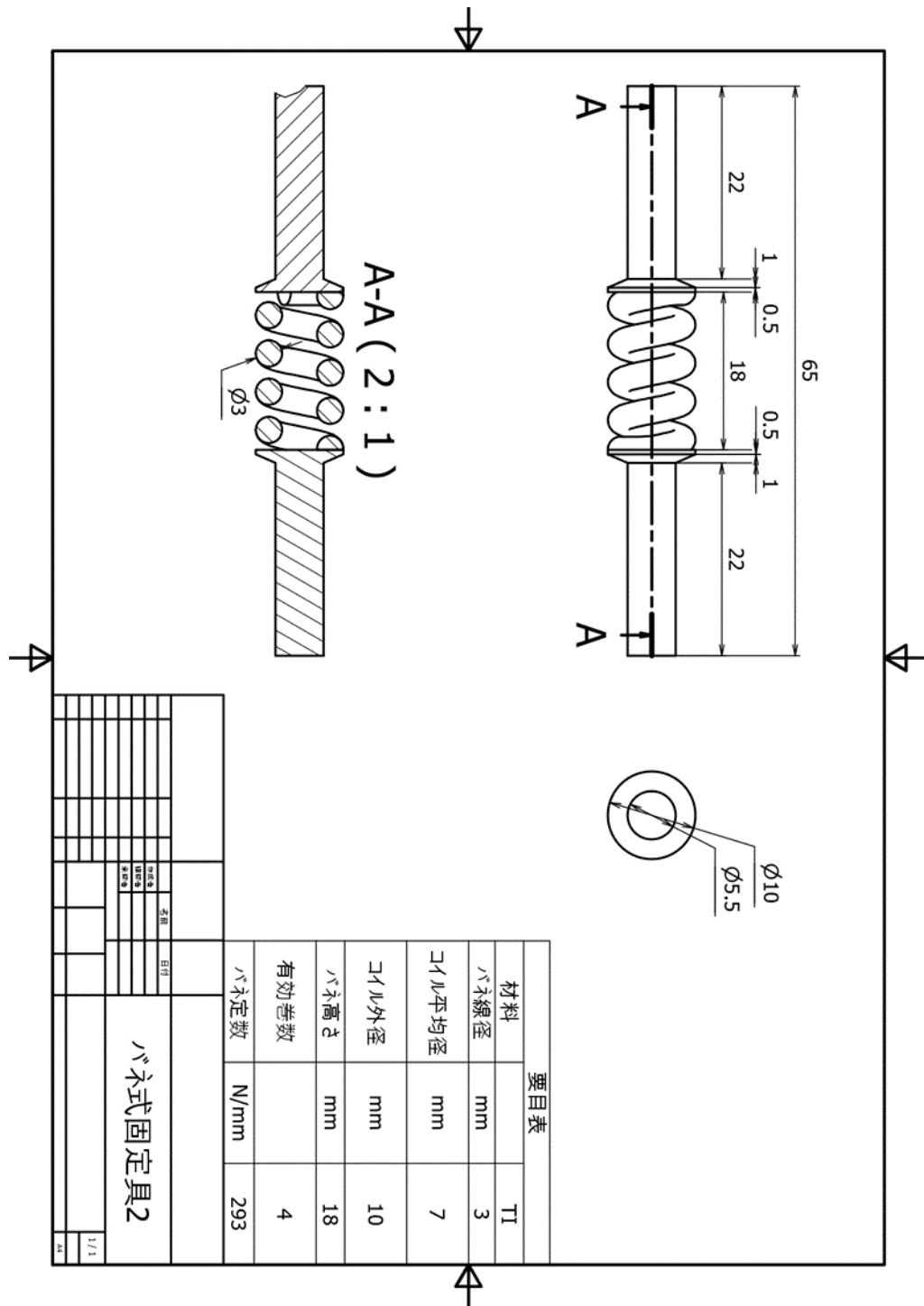
### 4.3.3 バネ式固定具

本研究で試作したバネ式固定具は従来のロッドの一部にバネ機構を付与したものである。寸法の異なる2種類のバネ式固定具を試作した。材料はチタンであり3Dプリンタを用いて作製した。バネ式固定具1は、バネ定数114 N/mm程度、コイル平均径7.5 mm、バネ高さ18 mm、有効巻き数4、線形2.5 mmとした。バネ式固定具2は、バネ定数293 N/mm程度、コイル平均径7.0 mm、バネ高さ18 mm、有効巻き数4、線形3.0 mmとした。バネ式固定具1、バネ式固定具2ともに全長65 mmであり、直径5.5 mmの円柱形状を両端から22 mm有しており従来のPS固定で用いられるスクリューに対して装着可能な形状となっている。以下に作製したバネ式固定具の図面(図4.17)および写真(図4.18)を示す。



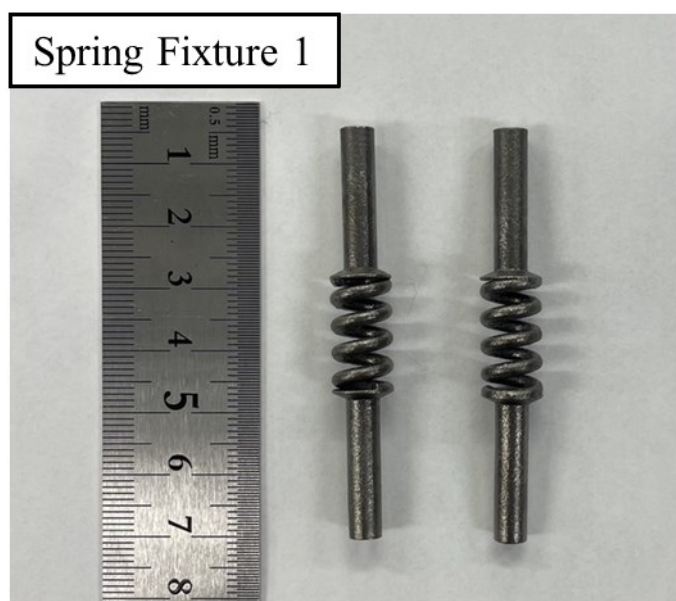


(a) Spring Fixture 1

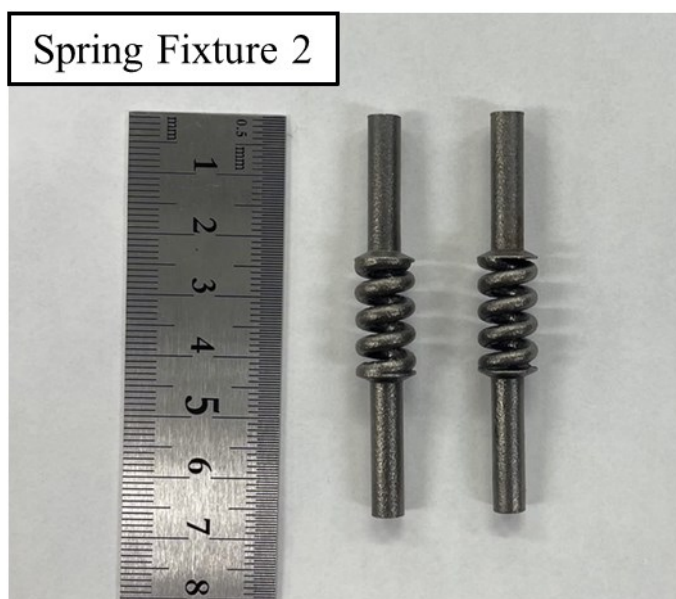


(b) Spring Fixture 2

Fig. 4.17 Drawing of Spring Fixture



(a) Spring Fixture 1



(b) Spring Fixture 2

Fig. 4.18 Picture of Spring Fixture

#### 4.3.4 曲げ試験

各モデルに対して図 4.19 に示すように前後、左右、その中間方向への曲げ試験を行った。なお、各モデルに対して一様平面での曲げ試験を行った。曲げ試験は、各モデルにおいて前後、左右、その中間方向の計 8 方向へ、3 自由度の条件下で、それぞれ $\pm 5 \text{ Nm}$ に達するまで、クロスヘッド各速度  $0.1 \text{ deg./s}$  にて曲げ試験を 2 回繰り返し行った。そして、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。なお、椎間板の粘弾性を考慮して 2 回目の曲げ試験データを採用した。また、図 4.20 に前後、左右、その中間方向の曲げ試験の内、一例として前後方向の曲げ試験における 3 自由度を示す。

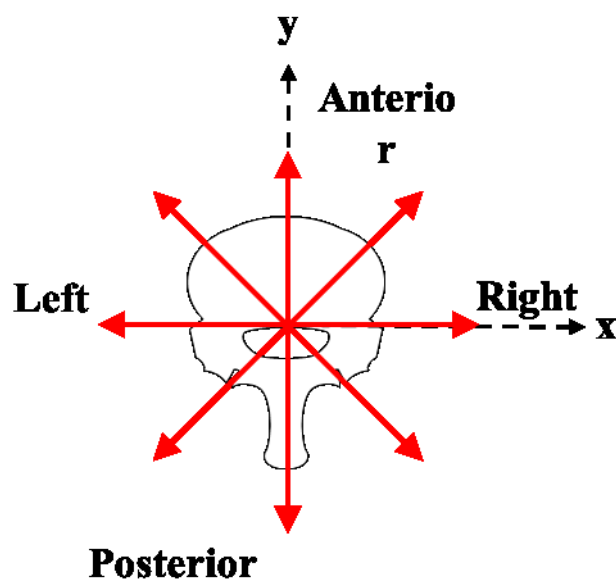


Fig. 4.19 bending direction in bending test

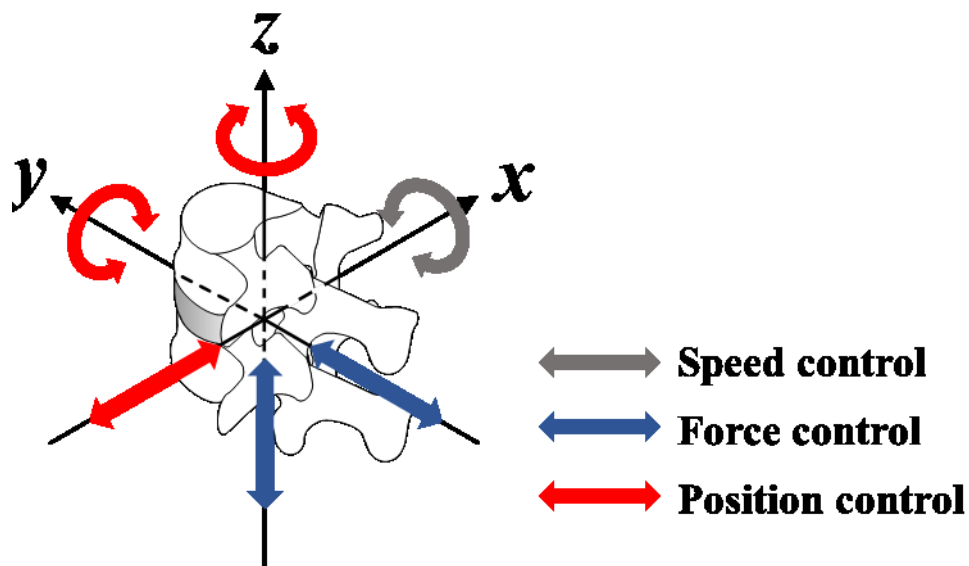


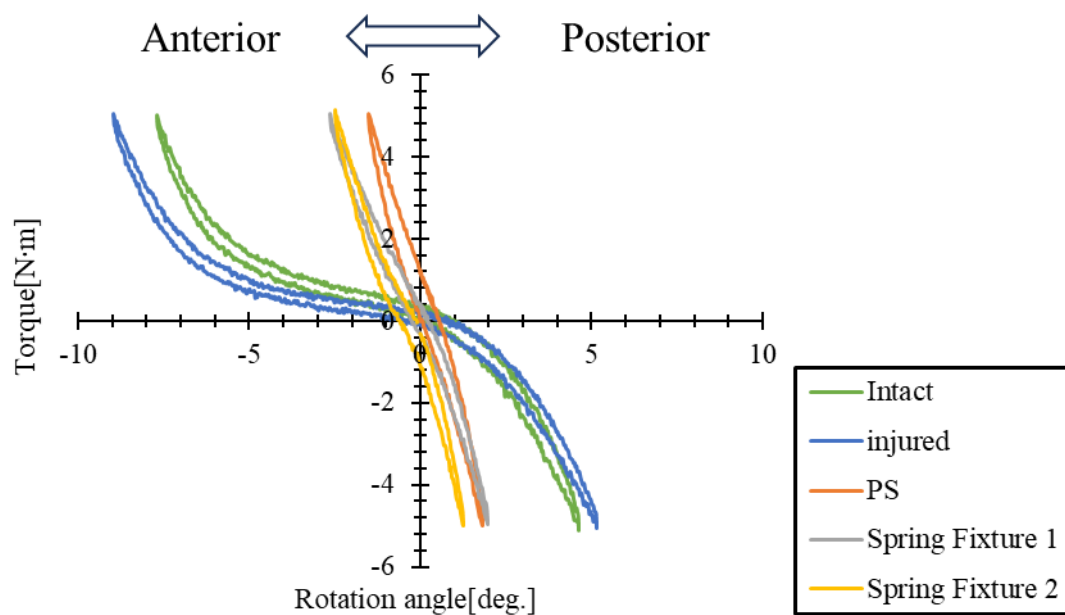
Fig. 4.20 3 degrees of freedom in anterior-posterior bending tests

## 4.4 力学試験結果および考察

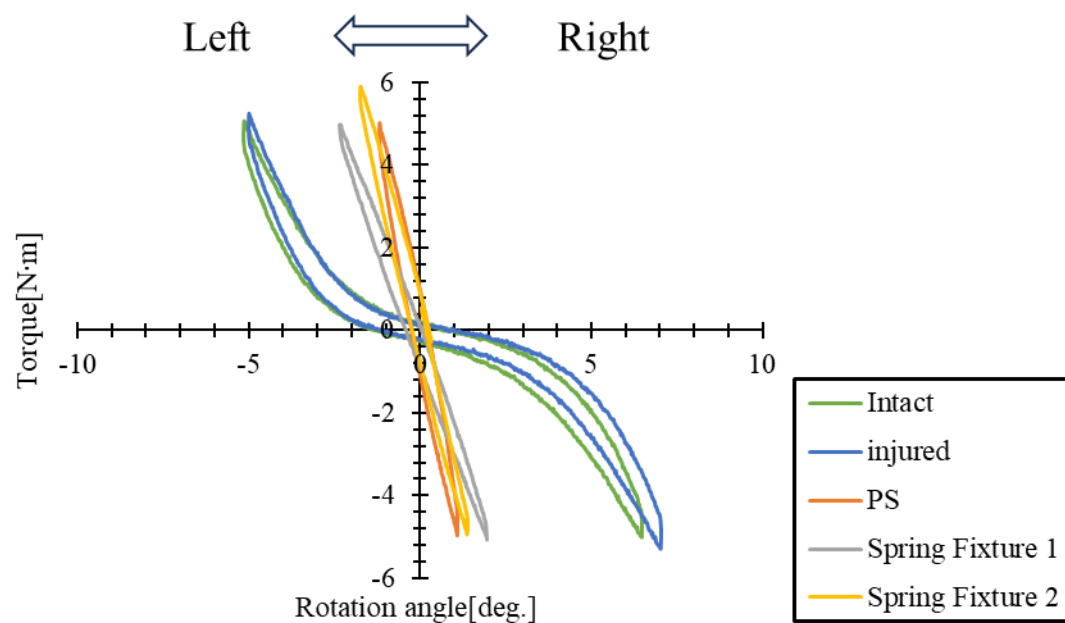
### 4.4.1 トルク - 回転角度の関係

図 4.21 に前後，左右方向の力学試験より得られた各モデルのトルク-回転角度の関係を示す．横軸に回転角度[deg.]，縦軸にトルク[N・m]を示す．同図において緑が Intact，青が injured，オレンジが PS，グレーが Spring Fixture 1，黄が Spring Fixture 2 を示す．図 4.21 (a) は回転角度が負の場合は前屈，正の場合は後屈を示す．図 4.21 (b) は回転角度が負の場合は左側屈，正の場合は右側屈を示す．

図 4.21 (a) , (b) より，前後屈および左右側屈において，Intact model, injured model で非線形な脊椎運動が示された．前後屈において PS model, Spring Fixture 1 model, Spring Fixture 2 model でわずかに非線形な脊椎運動が示された．一方で，左右側屈においては線形的な脊椎運動が示された．



(a) Anterior - Posterior



(b) Left - Right

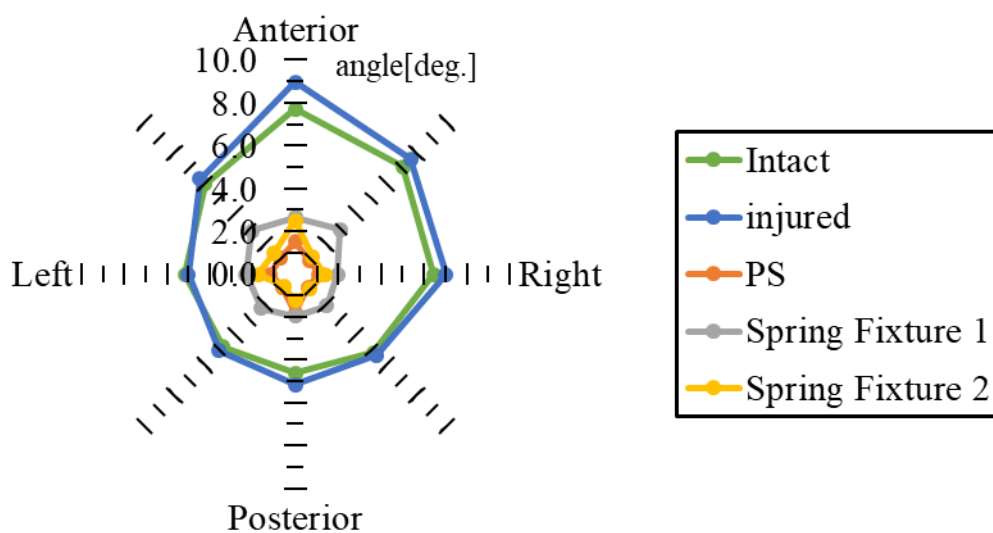
Fig. 4.21 Relation between torque and angle

#### 4.4.2 ROM

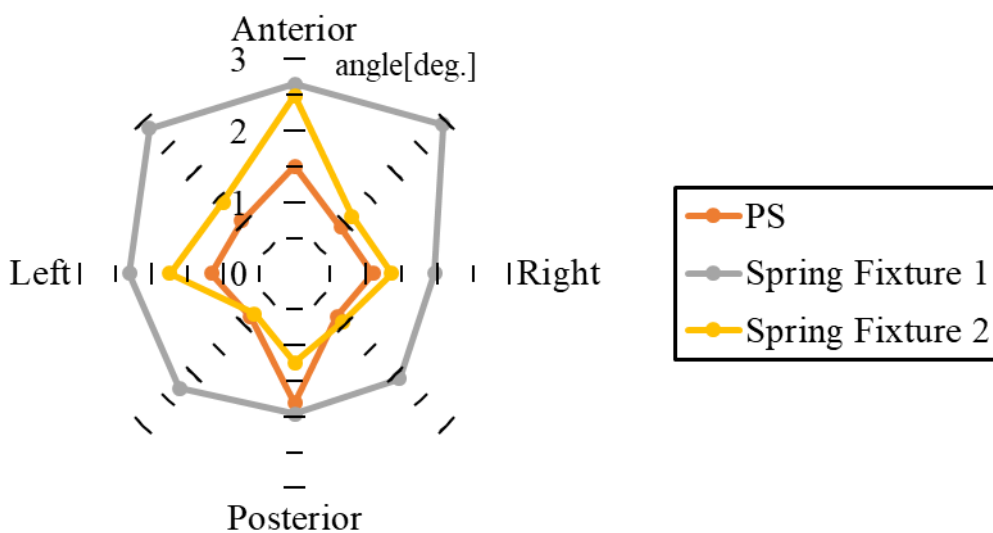
表 4.5 に曲げ試験より得られた各モデルにおける ROM を示す．図 4.22 は ROM を曲げ方向ごとに軸上プロットし，各々をモデル別に線で連結したものである．同図の各軸はいずれも下位椎体（L4）に対する上位椎体（L3）の回転角度[deg.]を示す．同図において緑が Intact, 青が injured, オレンジが PS, グレーが Spring fixture 1, 黄が Spring fixture 2 を示す．

図 4.22 に示すように，Intact model の ROM は 4.6~7.7 [deg.]であった．injured model の ROM は 5.0~9.0 [deg.]の範囲であった．PS model の ROM は 0.8~1.8 [deg.]の範囲であった．Spring Fixture 1 model の ROM は 2.0~2.9 [deg.]の範囲であった．Spring Fixture 2 model の ROM は 0.8~2.5 [deg.]の範囲であった．Spring Fixture 1 model の ROM は injured model と比較して前屈方向で約 70%，後屈方向で約 62%，左側屈方向で約 54%，右側屈方向で約 72%，左前方向で約 54%，右前方向で約 61%，左後ろ方向で約 55%，右後ろ方向で約 61%減少した．一方で，PS model と比較して，前屈方向で約 77%，後屈方向で約 8%，左側屈方向で約 99%，右側屈方向で約 79%，左前方向で約 174%，右前方向で約 221%，左後ろ方向で約 163%，右後ろ方向で 145%増加した．Spring Fixture 2 model の ROM は injured model と比較して前屈方向で約 72%，後屈方向で約 76%，左側屈方向で約 65%，右側屈方向で約 81%，左前方向で約 78%，右前方向で約 85%，左後ろ方向で約 84%，右後ろ方向で約 82%減少した．一方で，PS model と比較して，前屈方向で約 66%，左側屈方向で約 50%，右側屈方向で約 24%，左前方向で約 35%，右前方向で約 23%，，右後ろ方向で約 13%増加，後ろ方向で約 31%，左後ろ方向で約 8%減少した．





(a) Radar diagram of rotation angle for each model



(b) Radar diagram of rotation angle in spinal fixation model

Fig. 4.22 ROM of each model obtained from bending test

Table 4.5 ROM of each model obtained from bending test

	ROM [deg.]			
	injured	PS	Spring Fixture 1	Spring Fixture 2
Anterior	9.29	1.53	1.80	1.85
Right anterolateral	7.39	0.73	1.96	1.33
Right lateral	5.59	0.48	2.28	1.33
Right posterolateral	7.38	0.76	2.05	1.41
Posterior	9.36	1.66	2.08	2.16
Left posterolateral	7.39	0.76	2.09	1.42
Left lateral	5.59	0.48	2.28	1.33
Left anterolateral	7.47	0.73	1.93	1.32

### 4.4.3 考察

図 4.23 に解析における injured model と力学試験における injured model を比較した，トルク - 回転角度の関係を示す．横軸に回転角度[deg.]，縦軸にトルク[N・m]を示す．同図において赤の実線が力学試験における injured model，青の破線が解析における injured model を示す．解析において実験同様に非線形な脊椎運動を示した．加えて，力学試験結果と解析結果を比較すると，トルク最大負荷時における回転角度は近い値を示した．これらから，解析における injured model は脊椎の損傷状態の脊椎運動を十分に再現しており，解析結果の妥当性が検証された．

力学試験および解析より得られたトルク - 回転角度の関係を各モデル間で比較する．上記に述べたように，力学試験結果は解析結果と同様に injured model では前後屈，左右側屈で非線形な脊椎運動が示された．脊椎固定具モデルでも前後屈においてわずかに非線形な脊椎運動を示し，左右側屈において非線形な運動が示された．加えて，力学試験および解析より得られた ROM を比較すると，実験結果は解析結果と近い値を示し，同様な傾向を示した．よって，解析は力学試験を十分に再現できており，解析結果の妥当性が検証された．

以上より，中立軸に加え，力学試験では獲得困難な椎間板内圧およびひずみ，脊椎固定具の負荷の解析結果は妥当であると考えられる．

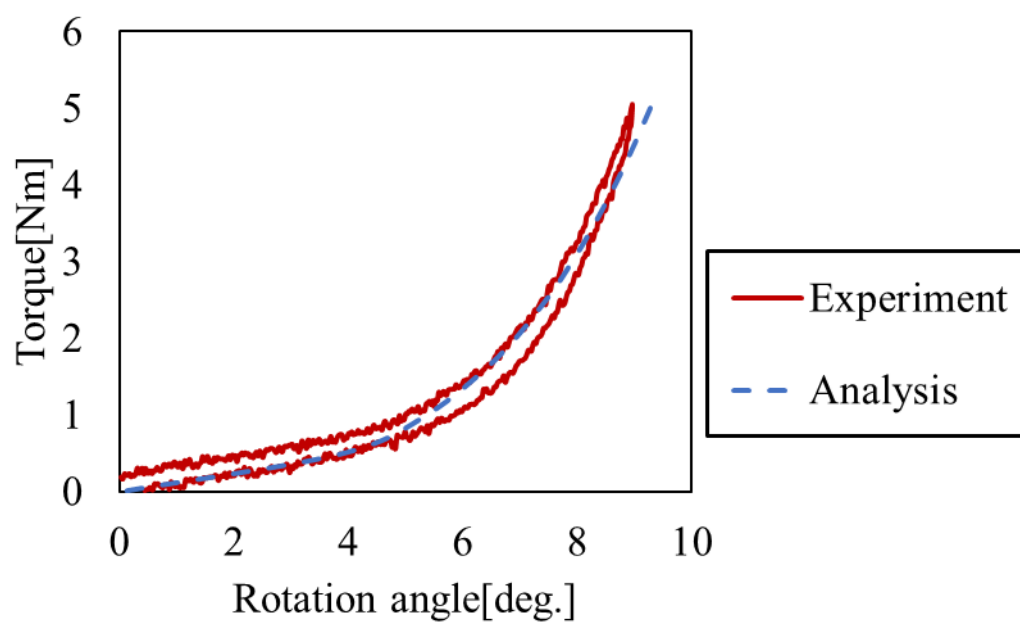


Fig. 4.23 The relationship between torque and rotation angle obtain from analysis and experiment

## 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隣接椎間障害を予防する新たな脊椎固定具の力学的評価を目的に、線維輪の非線形な変形特性を有したヒト腰椎 FSU モデルの構築を試みた。さらに、PS およびバネ式固定具による脊椎固定術を模擬した解析を行うことで、バネ式固定具による脊椎および固定具への影響を調査した。加えて、ヒト屍体腰椎を用いた力学試験を行い、解析の妥当性の検討、バネ式固定具の固定性評価を行った。以下に得られた知見を示す。

### ヒト腰椎 FSU モデルの妥当性の検討

ヒト椎体 (L3/4) の骨模型を基に作製した椎体、線維輪と髄核から構成される、3 次元 FSU モデルを構築した。作製したモデルに対して前屈曲げ試験を模擬した解析を行った。その結果、実験同様の 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、脊椎の構成要素を再現し、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。

### ヒト腰椎 FSU モデルの有用性の検討

解析および力学試験のトルク - 回転角度の関係、ROM を比較すると同様な結果を示した。これらから、解析結果の妥当性は検証され、作製したヒト椎体 FSU モデルは新たな脊椎固定術の開発、力学試験では獲得困難な脊椎の構成要素や脊椎固定具に加わる応力や変形の調査に活用できることが示された。

### バネ式固定具の固定性評価

バネ式固定具の固定性を評価した結果、ROM は PS と比較して増加した。これらの結果から、PS による過度な固定が解消され隣接椎間障害の発生を軽減する可能性が示唆された。

### バネ式固定具が脊椎へおよぼす影響

ロッドの剛性は中立軸の位置に影響を与え、バネ式固定具を用いることで、PS と比較して、先行研究<sup>[36]</sup>で示された正常な脊椎の中立軸の位置に近づくことが明らかになった。バネ式固定具は PS 同様応力遮蔽を発生させる。一方で、応力遮蔽の程度は PS と比較して小さくなることが明らかになった。

### バネ式固定具が固定具負荷に及ぼす影響

バネ式固定具のロッド部に加わる負荷は使用した材料の降伏応力以下であったが、PS と比較して大きく増加した。また、バネ式固定具を用いた際のスクリューに加わる負荷は PS と比較して大きな差はなかった。これらから、脊椎運動の多くをロッド部が担い、負荷の多くを受けることが明らかになった。また、バネ式固定具は長期利用に伴う疲労破壊のリスクが考えられる。よって、バネ式固定具の疲労および耐久性についてより調査する必要性が示唆された。

以上の結果より、バネ式固定具は隣接椎間障害を予防する可能性が示唆された。また、バネ式固定具を用いることで、PS と比較して脊椎に対して良好な影響を与えることが明らかになった。一方で、ロッド部に加わる負荷は増大するため、破壊や耐久性について十分に検討が必要である。

## 参考文献

---

- [1] 徳橋泰明, 松崎博巳, 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.
- [2] 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 巻 4 号: 991-992, 2013.
- [3] 森英治, 芝啓一郎, 他: 腰椎すべり症に対する pedicle screw 併用後側方固定術の長期成績. 臨整外 40: 791-798, 2005.
- [4] 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, Vol29, 205-310, 2008.
- [5] 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 41: 13-18, 2020.
- [6] 馬場創太郎, 水野哲太郎, 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 41: 19-23, 2020.
- [7] 富永怜, 稲葉忠司, 他: シリアルメカニズムを有した 6 軸力学試験機を用いた上下隣接椎間の変形挙動に関する実験的研究. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 43: 277-283, 2022.
- [8] 馬場創太郎, 稲葉忠司, 他: 数値解析に基づく脊椎固定ロッドのひずみ分布に及ぼすスクリュー突出し長の影響. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 44: 19-17, 2020.
- [9] 濱口航大, 馬場創太郎, 他: 繊維輪の変形特性を考慮した脊椎の有限要素解析. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 43: 285-290, 2022.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] White, A.A, and Panjabi, M.M: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B.Lippincott, 22,1978.
- [13] 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.
- [14] White,III.A.A, Panjabi, M.M. : Clinical Biomechanics of the Spine.2nd edition, J.B.Lippincott, philadelphia, 1-83, 1990.
- [15] Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43, 1-140, 1960.
- [16] 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.

- [17] 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.
- [18] Lumsden, R. M., and Morris, J. M. : An in vivo study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint. *L, Bone Joint Surg.*, 50A: 1591, 1968.
- [19] King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am.*, 6-19, 1975.
- [20] Nachemson. A., Lewin, T., Maroudas, A., Freeman, M. A. R.: In vitro diffusion of dye through the endplates and the annulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs, *Acta Orthop. Scand.*, Vol.41, pp.589-608, 1970.
- [21] Miles, M., Sullivan, W. E. : Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints. *Anat. Rec.*, 139: 387-398, 1961
- [22] 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.
- [23] Virgin, W.J. : Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J, Bone Joint Surg.*, 33-B, 607-611, 1951.
- [24] Twomey, L.T., Taylor J.R. : Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7, 116-122, 1982.
- [25] 但野茂, 石川博将, 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. *日本機学会論文集 A 編*, 57 巻, 1991-1995, 1990.
- [26] 大谷清: 骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その 1. 南江堂, 1986.
- [27] 圓尾 宗司: 腰椎分離・すべり症の後側方固定術. *MB Orthop*11, 41-48, 1989.
- [28] Shikata, J., et al. : Posterior Instrumentation about Thoracic and Lumbar Growth. *Orthopedic Surgery MOOK Spinal Instrumentation*, No.60, 197-205, 1990.
- [29] 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会誌* 56 巻 4 号 : 991-992, 2013.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] 池田智道: 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修士論文 (未公刊), 2022.
- [34] 茂木万梨子: 6 軸材料試験を用いたヒト脊椎変形挙動の実験的評価, 三重大学大学院工学研究科修士論文 (未公刊), 2008.



- [35] 青木一真：Kissing spine を伴う脊椎の生体力学的評価，三重大学大学院工学研究科修士論文（未公刊），2019.
- [36] Samantha C. W. Chan, Stephen J. Ferguson & Benjamin Gamtenbein – Ritter：The effects of dynamic loading on the intervertebral disc. European Spine Journal, Vo 20, 1796-1812, 2011.
- [37] 一般社団法人日本チタン協会，「主なチタン及びチタン合金」，一般社団法人日本チタン協会ホームページ，（2024/1/31 取得，<http://www.titan-japan.com/technology/titanium.html>）
- [38] 富永怜，稲葉忠司，他：シリアルメカニズムを有した 6 軸力学試験機を用いた上下隣接椎間の変形挙動に関する実験的研究. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 43：277-283, 2022.

## 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、馬場創太郎助教授にも心より御礼申し上げます。

この3年間、懇切丁寧に医学の知識を教えていただき、また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石井病院 ASEAN 事業部の笠井裕一医師、聖隷浜松病院の水野哲太郎医師に多大なる感謝を致します。また、本研究で用いた6軸材料試験機の導入から実験のサポートまで多大なる支援をしていただいた、三重県工業研究所の藤原基芳さんに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。

脊椎に関する知識に加え、研究に限らず様々な面で私を支えてくださったバイオメカニクスチームの先輩である磯貝さん、砂川さん、濱口さんに心から御礼申し上げます。

そして、研究ミーティングや実験など、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今井君、奥田さん、平野君に深く感謝いたします。

最後に、共に研究に取り組んだ稲井君、浦西君、中西君、中村君、花田君をはじめとする生体システム工学研究室的メンバーに心から感謝いたします。

充実した研究室生活を過ごせたと思います。心より感謝します。

原田 倫太朗