

修士論文

令和4年度

脊椎固定具ロッド部の剛性の違いによる
脊椎固定性に関する生体力学的研究

三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程

機械工学専攻

生体システム工学研究室

砂川 直雄

目次

1 章 緒言	1
2 章 脊椎の解剖学的理論および疾患とその治療	2
2.1 脊柱の構成要素	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 機能的脊椎単位と脊椎の安定要素	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
2.4.4 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 実験概要	20
3.1 試験機	23
3.2 試験体	23
3.2.1 試験体の作製	20
3.2.2 試験体の固定位置	25
3.2.3 初期位置の決定	26
3.3 試験体モデル	27
3.4 ワイヤ入りエラストマーロッド	30
3.5 実験内容	31

3.5.1	曲げ試験	31
3.5.2	変形挙動解析	33
3.5.3	椎間可動域	35
3.5.4	圧力センサ	36
3.5.5	椎間板内圧の算出方法	38
4章	実験概要および考察	39
4.1	各モデルにおける最大トルクの結果	39
4.1.1	下固定モデル	39
4.1.2	上固定モデル	44
4.2	各椎間における変形挙動の結果	49
4.2.1	下固定モデル	49
4.2.2	上固定モデル	54
4.3	各モデルにおける椎間板内圧の結果	59
4.3.1	上固定モデル	59
4.4	考察	61
5章	結言	62
	参考文献	63
	謝辞	65

1 章 緒言

脊椎は椎骨、椎間関節、椎間板および各種靭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。脊椎の安定要素に変性や疾患による損傷が生じることで、脊椎の機能が正常に果たされなくなり様々な脊椎疾患が引き起こされる。代表的な脊椎疾患として、上下の椎体がある間にある椎間板の部分ですべりを起こし腰痛や下肢痛が生じる脊椎すべり症や脊柱管が狭くなることにより神経が圧迫され、足や腰にしびれや痛みが生じる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つである手術療法では、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靭帯などの安定要素の切除により、脊椎は不安定な状態になる。そのため、脊椎の即時安定性の確保、変形の矯正および骨癒合の促進を目的とし、脊椎固定具を用いた脊椎固定術が行なわれる。この脊椎固定術にはチタンなどの金属製のインプラントが多く用いられ、特に **Pedicle screw and rod system**（以下、PS）による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 固定はさまざまな疾患に対して高い固定性を有するため短期的には良好な臨床成績を示している^[1]。しかし、長期的には隣接椎間障害の発生が報告されている^{[2][3]}。隣接椎間障害とは固定術を施した椎間（責任椎間）に隣接する椎間（隣接椎間）において発生する椎間板変性やすべり症のことである。隣接椎間障害が発生する原因としては、脊椎固定具の強固な固定性が挙げられる^[4]。

このような背景から当研究グループでは、PS 固定術のロッドの一部に剛性の低い材料を使用したロッドの開発を行っている。先行研究では開発したロッドを機能的脊椎単位 (**Functional Spinal Unit**, 以下、FSU) に装着し、曲げ試験を行った結果、正常脊椎に近い変形挙動が得られたと報告されている^[5]。この結果から脊椎固定具ロッド部の剛性を変化させて、適切な剛性を選択することにより責任椎間の変形挙動を正常脊椎に近づけられることが示唆された。

そこで本研究では、脊椎固定具ロッド部の剛性の違いが隣接椎間に及ぼす影響を調査することを目的とした。当研究室で開発された脊椎強度測定用 6 軸材料試験機^{[6][7][8]}を用い、正常脊椎、損傷脊椎、PS 固定を施した脊椎、開発した固定具を装着した脊椎をモデル化したシカ屍体 2 椎間腰椎に対して 4 方向への曲げ試験を行い、各椎間の変形挙動を調査した。また、各モデルに対して前屈方向への曲げ試験を行い、隣接椎間の椎間板方部分の椎間板内圧を調査した。

2 章 脊椎の解剖学的理論および 疾患とその治療

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

2.1 脊柱の構成要素

人体における脊椎の役割は主として3つに大別される。第1に、頭や手、胴体の重みを骨盤に伝える。第2に、頭や胴体、骨盤の間に十分な動きを作り出す。第3に、脳から続く重要な神経（中枢神経）である脊髄を取り囲み、外力によるダメージから保護する。脊柱は、24個の椎骨と5個の仙骨および3～4個の尾椎の合計32～33個の脊椎と、これらを連結する椎間板、靭帯より構成される⁹⁾。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つの彎曲が存在している。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彎曲は、屈曲/伸展において、力のスムーズな伝達や、衝撃の吸収などに対応するために存在している。

図2.2の(a), (b)はそれぞれ脊椎の断面図と側面図を表し、各種構成要素を示す。椎骨は椎体部分と椎弓部分の2つに大きく分けられ、主に椎体が身体の支持と運動の伝達および軸の役割を、椎弓が脊髄の保護の役割を果たしている。椎弓からは棘突起、横突起および上下関節突起などが突出しており、それらの間、また周囲には椎間板や各種靭帯が存在している。これら椎骨、椎間板、各種靭帯が脊椎の安定要素として構成されている。

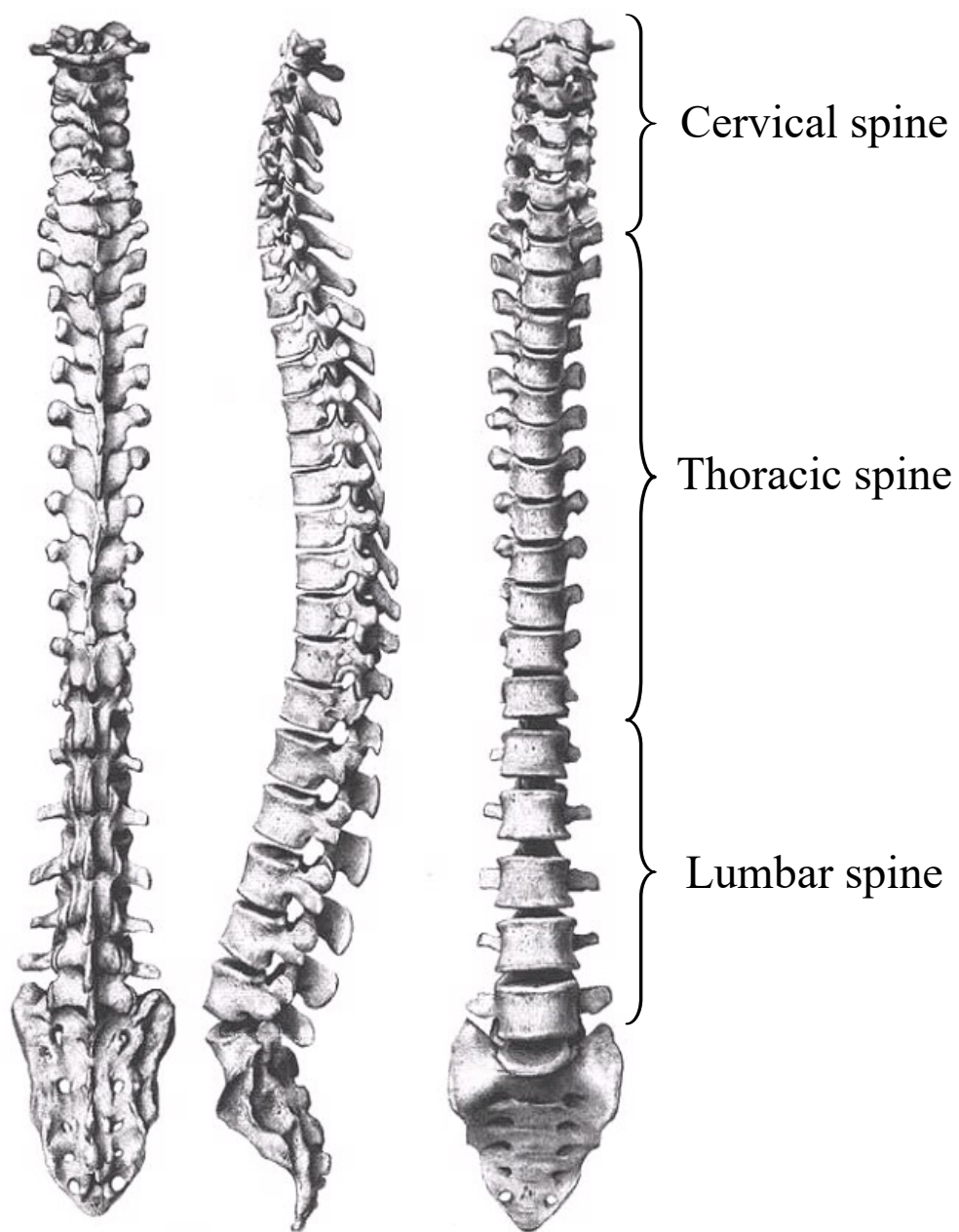
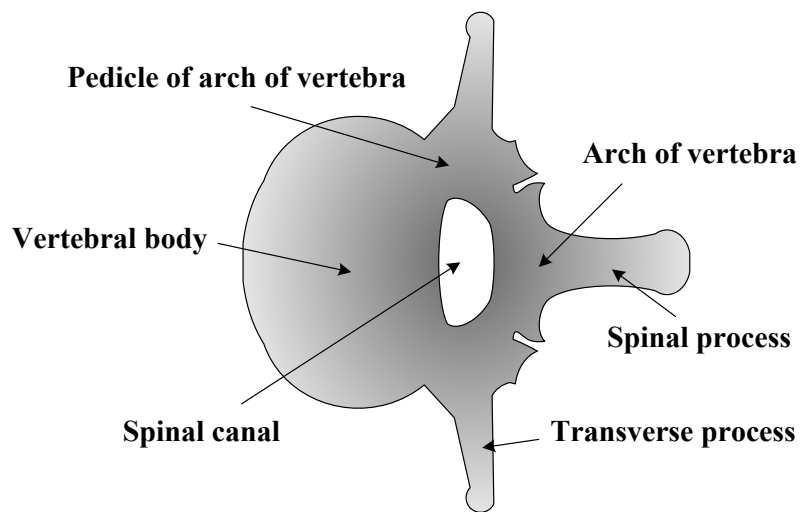
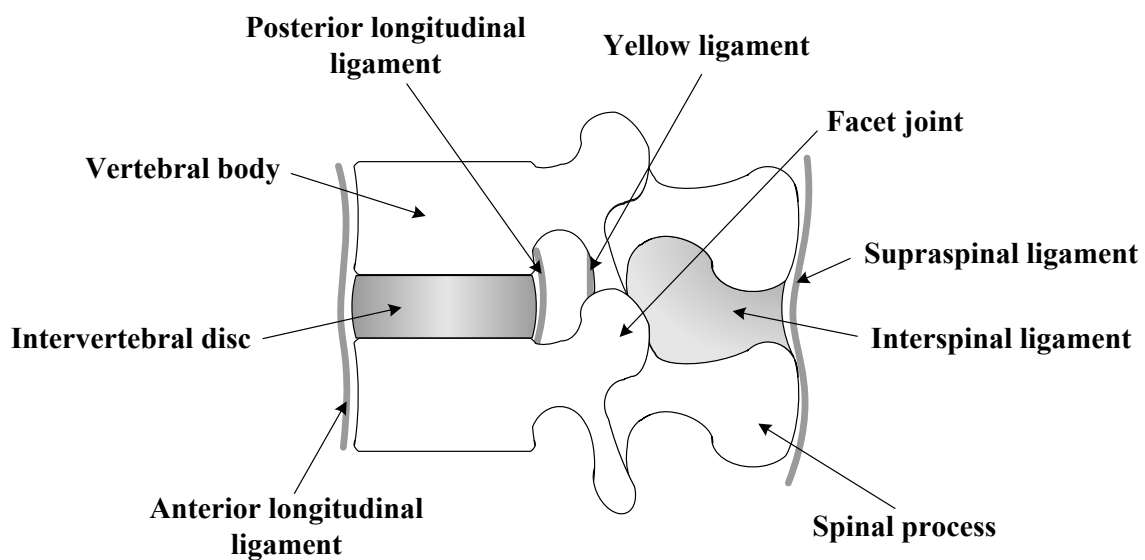


Fig.2.1 Schematic of spine



(a) Cross section diagram.



(b) Left lateral view.

Fig.2.2 Components of spine

2.2 椎骨のバイオメカニクス

骨格は、生体の内部臓器を保護しており、筋肉の働きを介して生体の運動に関与している。それゆえ、骨はきわめて独特の機械的特質を有している。例えば、骨には自己修復能があり、機械的要求に応じてその性状と形状を変化させることが可能である。一般に、骨の密度は、長期間使用されない場合や、使いすぎた場合に変わ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^[11]。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^[11]。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)^[10]。この主な原因として、椎体の海綿骨が無造作な塊ではなく骨梁が柱状に配列していることが挙げられる。海綿骨梁は上下方向に配列し、さらにはそれらの支柱は横方向の梁によって連絡されている。椎体海綿骨の組織学的研究では、加齢による比較的早期の変化として横方向の梁が消失していくことが観察されている。また、この変化は椎体の中央部から始まり、縁部では梁が消失しにくいことも観察されている。このような梁の消失は骨粗鬆症の椎体中央部に陥没骨折が多く認められる事実と一致している。

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

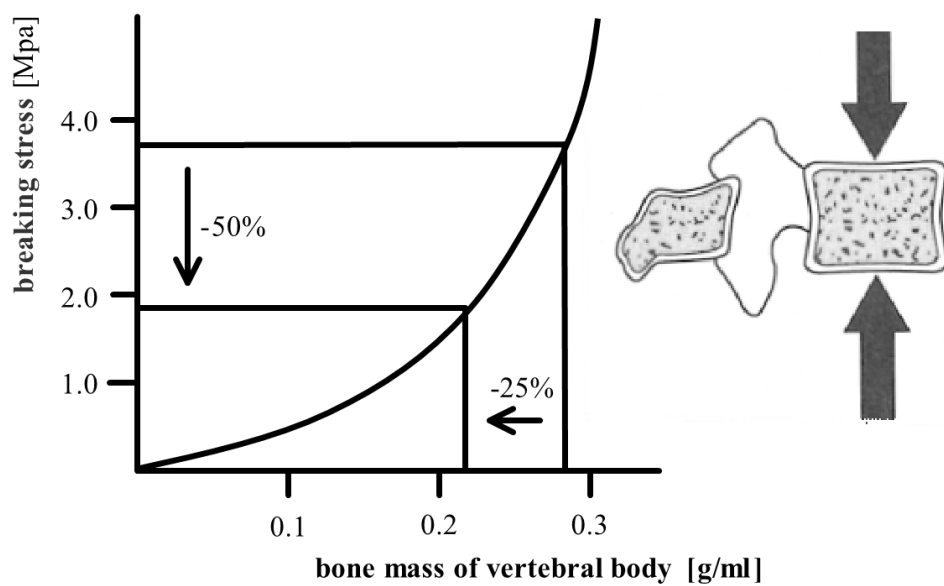


Fig.2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

2.3 機能的脊椎単位と脊椎の安定要素

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

2.3.1 脊椎の前方部分

前方要素は脊椎における静的支持機構の中心であり、圧縮負荷の大部分が椎体と椎間板によって支持される。椎体は、主に圧縮負荷を支持するように形作られ、上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる。つまり、腰椎における椎体は、頸椎や胸椎と比較してより高く、かつ、より大きな横断面を持つ。腰椎はこのようにサイズが大きいため、同部分が受けなければならないより大きな負荷を支持することが可能となる。よって、椎体の圧縮強度は頸椎から腰椎へと下方へ進むにつれて増加し、腰椎での強度は最下段に位置するL5において5.7 kNといわれている^[11]。

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^[12]。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^[13]。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^[14]。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。

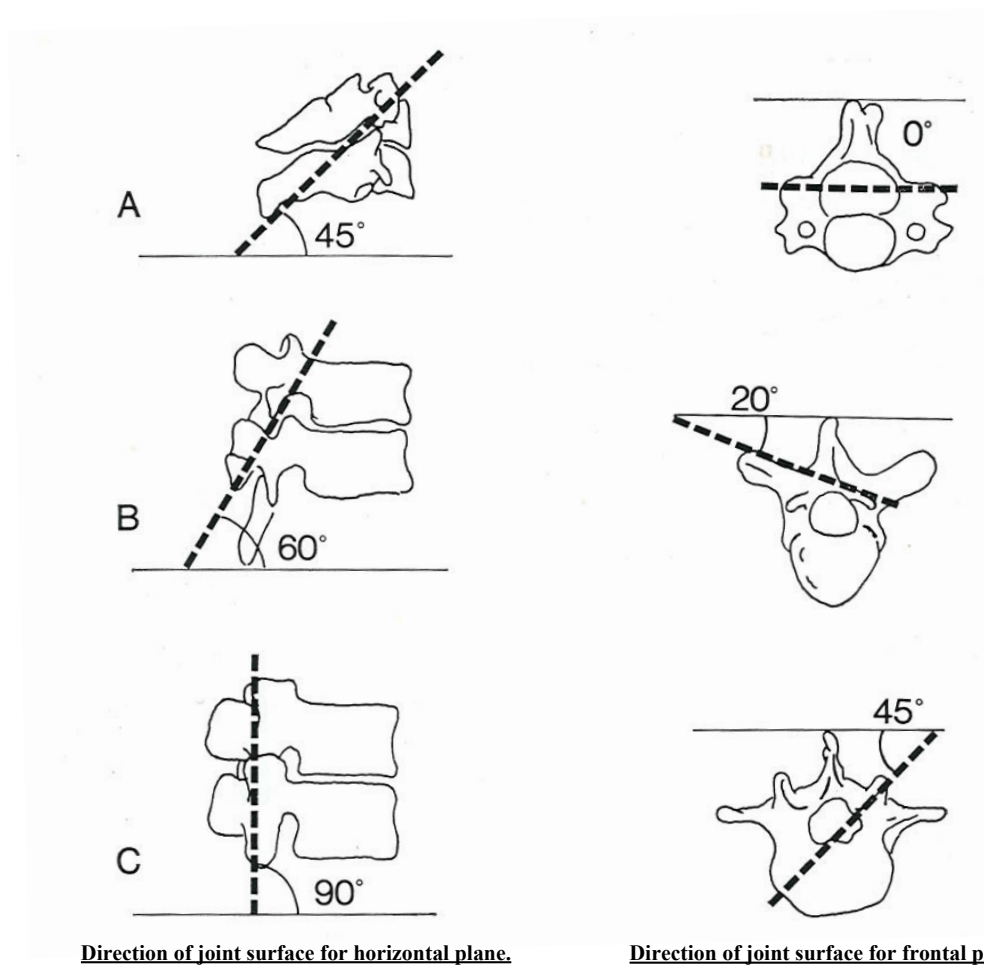
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では、負荷を受けない椎間板での固有の圧力が10 N/cm²であることを示している^[14]。椎間におけるこの圧力は靭帯の力によるものである。また、圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は、単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約1.5倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する繊維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くな

るが、垂直方向へは0.7~1.4 MPa、水平方向へはその約5倍、さらに繊維方向へは水平方向の約3倍の強度を持つとされている^[15]。しかし、変性した椎間板では、圧縮負荷が加わると上下方向の力が繊維輪を通じて椎体終板に伝わるのみであり、このとき、繊維輪には均等な力が加わらず、ストレス集中によって一部が破壊されやすくなる。

2.3.2 脊椎の後方部分

後方要素は運動分節の動きを導いており、椎間関節の働きによるところが大きい。椎間関節は、一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^[16]。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^[17]。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^[18]。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° , and is parallel to the frontal plane.
 B : Thoracic spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 60° , and incline at the frontal plane by 20° .
 C : Lumbar spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 90° , and incline at the surface plane by 45° .

Fig.2.4 Direction of joint surface of facet joint

2.3.3 脊椎の靭帯

脊椎の周囲には、前縦、後縦、左横突起間、右横突起間、黄色、棘間および棘上の7つの靭帯が存在する。これらは脊椎の内因的安定性の一部を担っており、多くは主として同一方向に並ぶコラーゲン線維の束から構成されている。これらは、繊維方向と同じ方向への引張に対しては強い抵抗能力を持つが、圧縮に対しては曲がってしわがよるため、その意味ではゴムバンドに似ているといわれている。一方で、椎弓を縦に連結する黄色靭帯は、生体の中でも弾性線維を高率に含んでいる例外的なものである。黄色靭帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靭帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靭帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靭帯は常に一定の緊張を保っている。また、椎間板にある運動中心と黄色靭帯との間の距離は、椎間板に予め圧力を与えることになり、椎間板内圧を作り出す一因となっている。

靭帯の効果としては、脊椎の動きに順応して椎体間の関係を良好に保ち、筋のエネルギー消費を少なくすることや脊椎の運動を一定限度に制御することによって、脊髄を保護すること、さらに、急激な外力を吸収して、脊椎を護ることなどが挙げられる^[9]。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^[20]。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^[20]。

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。

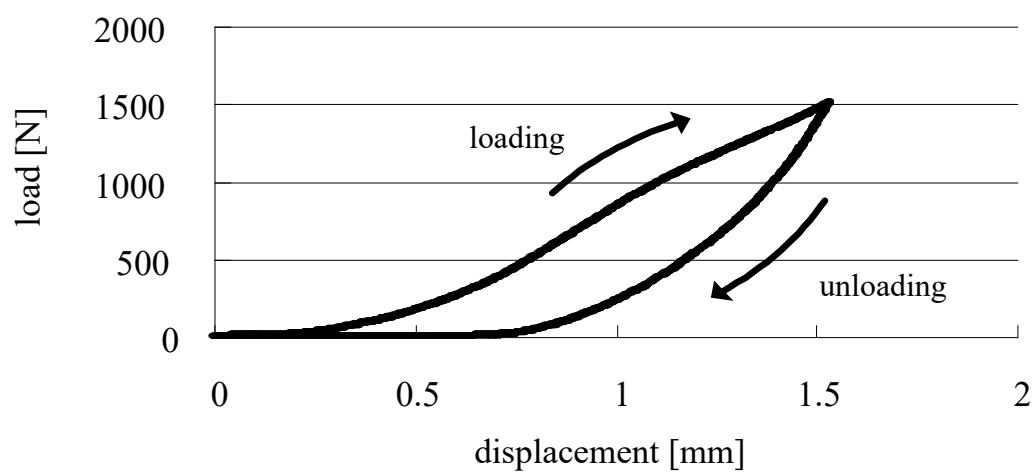


Fig.2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis

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^[21]。NZ を始点として、負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入る (図 2.6 参照)。NZ では椎間運動は小さい力で生じ、負荷と除荷を繰り返すと、Creep によって NZ および ROM は漸増する^{[22][23]}。一般に、安定要素に損傷を加えると、NZ および ROM が大きくなるといわれ、臨床においてそれらを把握することは極めて重要である。なお、図 2.6 は脊椎に対して、前屈方向の曲げトルクを負、後屈方向の曲げトルクを正とした場合における、曲げトルクと変位の関係、つまり、トルク-角変位曲線を表している。

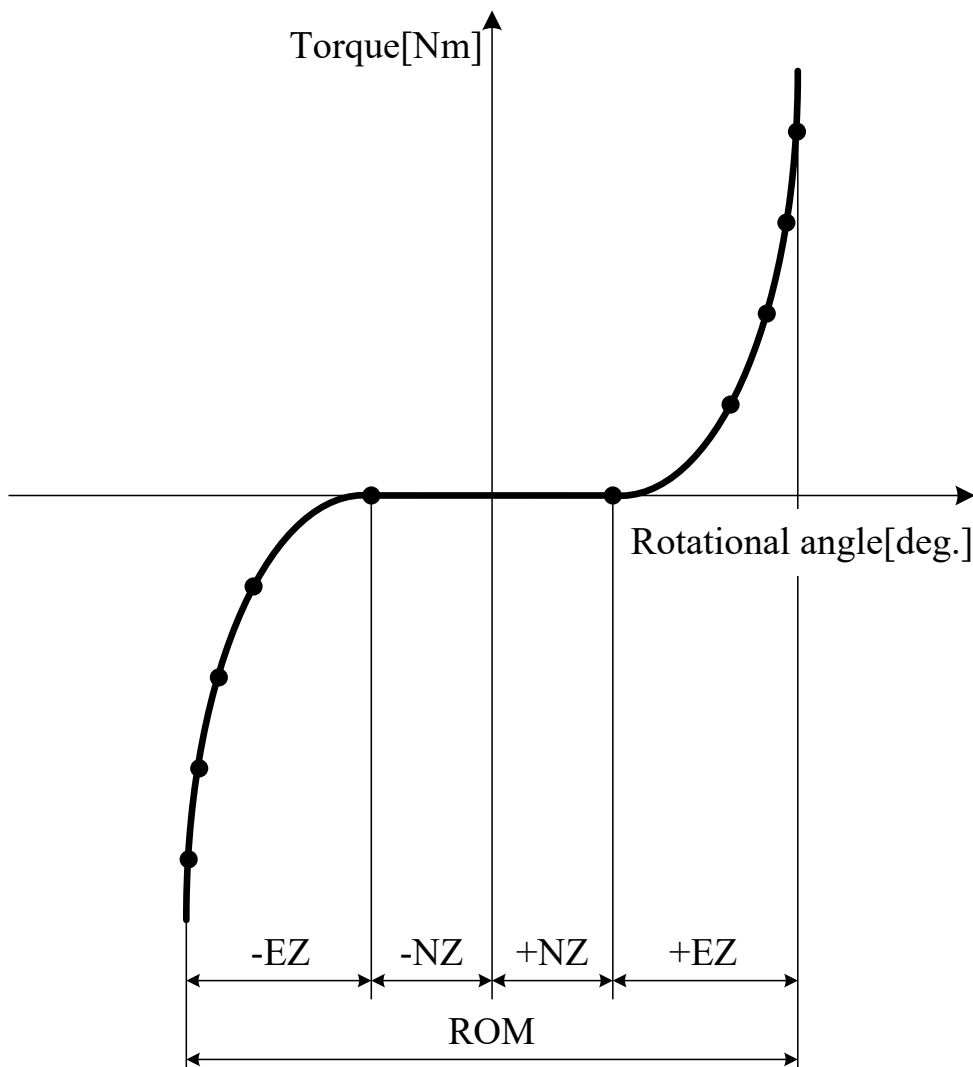


Fig.2.6 Torque and rotational angle curve of spine

2.4.4 中立軸 (Neutral axis)

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

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

体幹の運動は椎骨の変形によってではなく、脊椎の緩衝材としての椎間板が弾性的に変形することによって行われる。また椎間板は人がある姿勢を保持しているときや、活動しているときに常に大きな負荷を受けている。したがって、その機能は多様なものであり、相当な力とあらゆる方向の負荷に対応する。特に、腰椎の椎間板は体重、筋力および外力によって起こる大きな負荷を受けていることから障害の頻度も多い。したがって、椎間板の応力あるいはひずみ分布といった力学的特性を把握することは、腰椎の原因のひとつである椎間板障害の要因を究明する上で、あるいは臨床的にみられる疾患や手術手技の力学的考察に対し有効であると考えられる^[24]。

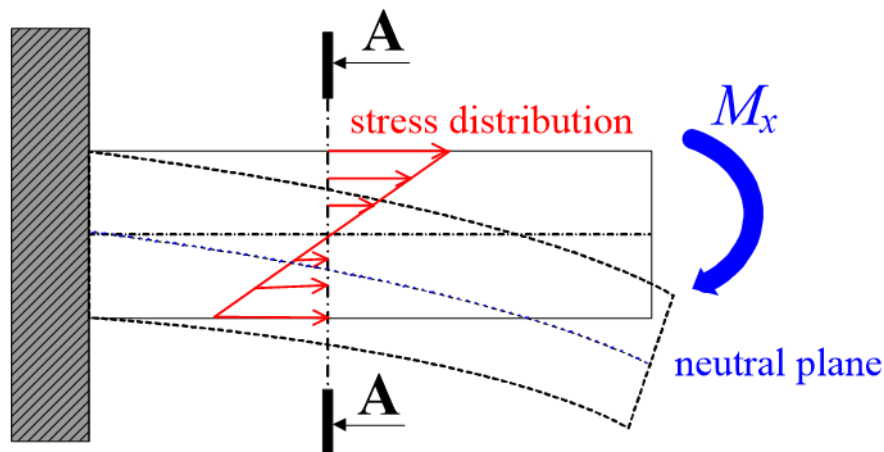


Fig.2.7 The plane motion of rigid body

2.5 脊椎の損傷

脊椎はそれを取り巻く安定要素に対して、変性や破壊などの損傷が加わると不安定になり機能障害を引き起こす。ここでは、不安定の原因となる脊椎の損傷について簡単に述べる。

脊椎の損傷は大きく二つに分類される。その一つは外傷、変性および腫瘍などの疾患によるものであり、もう一方はそれを治療するための手術手技によるものである。後者は手術をする際、視野の妨げとなる靭帯や関節などの安定要素を、やむなく切除することによって生じる損傷である。

2.5.1 脊椎疾患

表 2.1 は、脊椎における代表的な疾患を成因的に分類して示したものである。前者に相当する代表的な疾患として脊椎分離すべり症および脊椎腫瘍、後者に相当する疾患として脊柱管狭窄症が挙げられる。その内容を以下で説明する。

・脊椎分離すべり症

脊椎分離症とは、椎骨の後方要素である椎弓部分の関節突起間部に骨欠損（分離）がある状態で、それに起因して腰痛や下肢痛が生じる疾患である。また、脊椎すべり症とは、上下の椎体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^{[25][26]}。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^[27]。

・**脊柱管狭窄症**

脊椎の中心にある脊柱管は、トンネルのような管になっており、脊髄や腰部の神経を保護している。脊柱管狭窄症とは、この脊柱管が狭くなることにより、中にある神経が圧迫されて足や腰にしびれや痛み、麻痺が生じる疾患である。原因として、1.先天的なもの、2.脊椎すべり症などの病気に伴うもの、3.椎間板などの老化により起こるものなどが挙げられ、症状が軽い場合には薬物療法やコルセットの装着などの保存的治療を行うが、症状が重い場合には椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧をして、脊柱管を広げる手術的治療を行う。

Table2.1 Typical disease of spine

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

2.6 脊椎手術

前項で述べたような疾患に対して、一般的には薬物療法や理学療法などの保存的治療を十分に行う。しかし、それらの効果がみられない場合は手術を行うことになる。その手術法として以下の方法が挙げられる。

・除圧術（神経除圧術）

手術の主な目的は、いわゆる神経痛の原因となっている神経根を圧迫する種々の因子（椎間板、肥大した椎間関節、脊椎腫瘍など）を直接的に除去して症状を緩和することである。除圧の方法には、神経を圧迫している部分の骨を取り除く方法や、骨をずらして神経の通る空間を広げる方法などがある。また、脊椎や脊髄の腫瘍が圧迫の原因になっている場合は、可能な限りそれを摘出する。

・固定術

除圧だけでは症状が再発する可能性がある場合や、骨を取り除くことで脊椎が不安定になってしまう場合には、除圧した後に、患者自身の骨盤からの骨（自家骨）や人工骨を横突起付近に置くことによって骨癒合にさせ、不安定な椎骨と椎骨を一塊にする固定術を行う。固定の際、移植した骨が一塊になるまで数ヶ月の月日が必要となるため、手術後の早期離床や早期社会復帰を目的として、脊椎固定具（spinal instrumentation）を用いた固定の補強を行う。また、これら除圧術と固定術は、しばしば併用して行われることがあり、その手術法を脊椎除圧固定術、あるいは単に脊椎固定術と呼ぶ。

2.6.1 脊椎固定術および脊椎固定具

各種脊椎疾患や手術手技による安定要素の損傷などによって脊椎に不安定性が生じた場合、その程度によっては脊椎固定具を用いた脊椎固定術が施される。これは、安定性を失った脊椎に対して、配列の維持や変形の矯正を行うことで、早期に日常生活に復帰できるように力学的安定性を作り出し、骨融合が起こるまでの間、脊椎を保護することを目的としている。脊椎固定具にはプレート、ロッド、スクリュー、フックおよびワイヤなどが使用されており、現在ではさまざまな種類の脊椎固定具が存在する^[28]。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靭帯や左右の椎間関節などの安定要素を取り除く。除圧後、不安定になった椎間の上下椎弓に対して、後方から左右2本ずつの計4本のスクリューを挿入し、それらスクリューとロッドの連結を行い、左右両側をPSによって固定する。図2.9は、実際の臨床における術前および両側PS固定した術後の様子を示す。また、疾患が多椎間に至る場合は、それに応じて多椎間にわたりスクリューを挿入し、ロッドにて連結固定を行う。

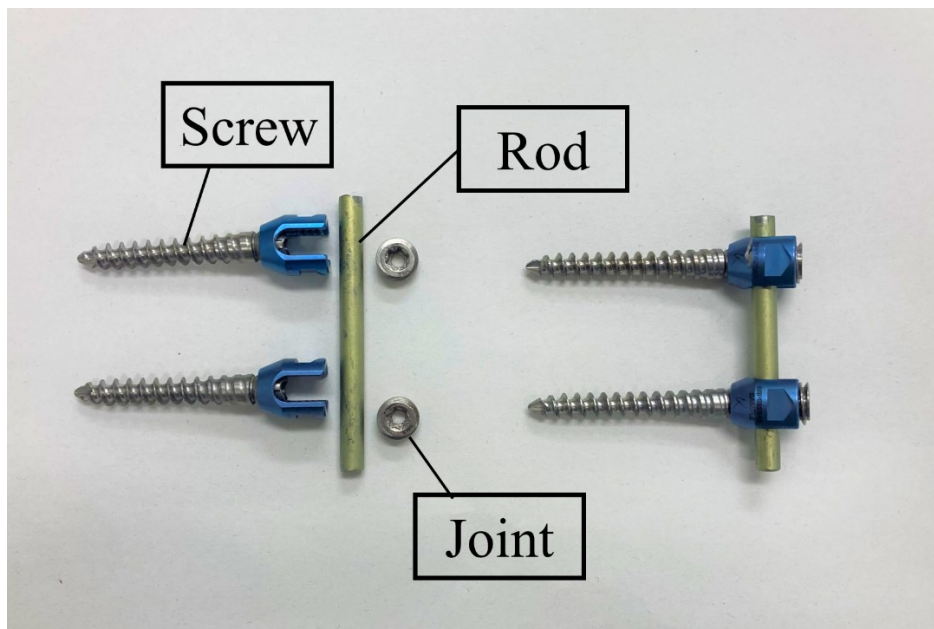
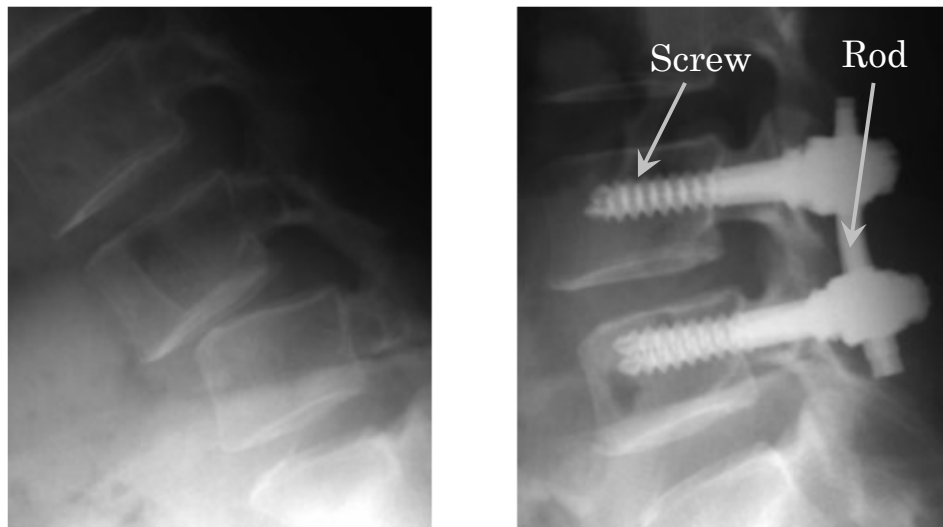


Fig.2.8 Pedicle screw and rod system.



(a) Preoperative status

(b) Postoperative status

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

3章 実験概要

本研究では、固定具を装着した際にロッド部の剛性の違いが隣接椎間の変形挙動に及ぼす影響を調査することを目的とした。本章では、使用した試験機および試験体、実験内容の詳細を述べる。

3.1 試験機

試験機には、当研究室にて開発された脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を使用した（図 3.1）。本試験機の機構は、2 本 1 組の直動型アクチュエータを 120° 対称に並列配置した垂直直動型パラレルメカニズムであり、6 本の駆動源を独立して制御することにより空間中で任意の 6 自由度運動を実現することが出来る（図 3.2）。また、手先部には 6 軸力覚センサを備えているため、 x , y , z 軸方向の力と各軸周りのトルクの検出ができ、さらに検出した値を制御系にフィードバックすることによって力・トルクによる制御も可能である。

本試験機の分解能と可動範囲について、それぞれ表 3.1, 3.2 に示す。また、力覚センサの仕様を表 3.3 に示す。

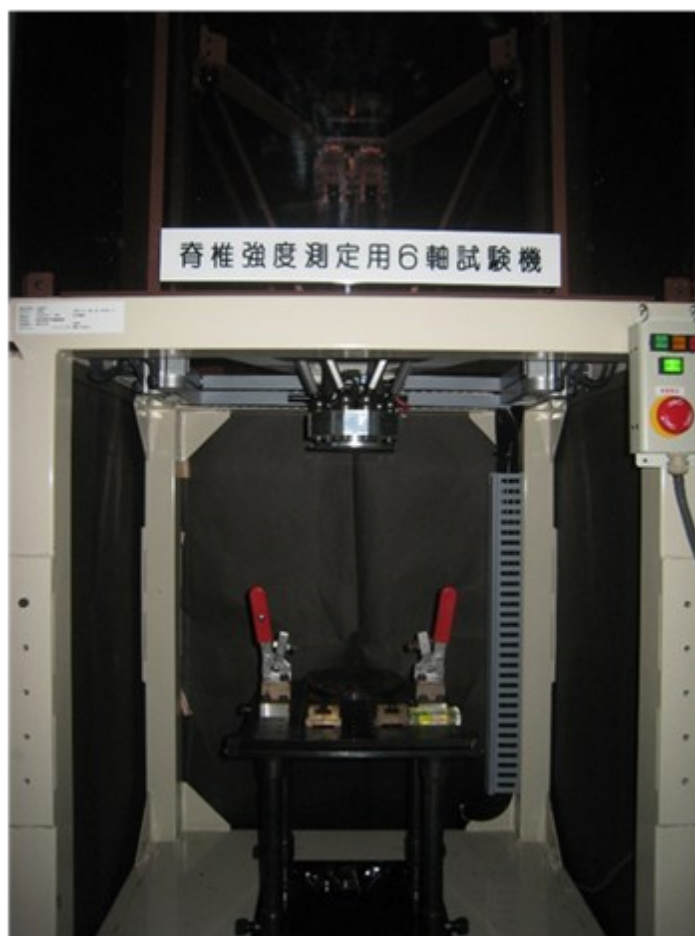


Fig. 3.1 Six-axis material testing machine

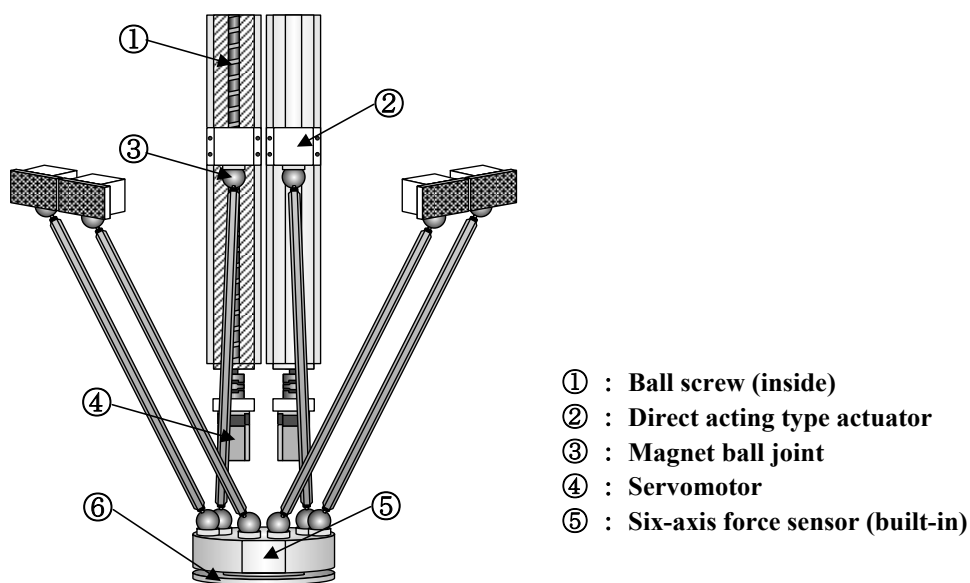


Fig. 3.2 Moving part of the testing machine

Table 3.1 Revolution of the testing machine

サーボモータ	0.02°
ボールネジ	0.2μm
手先	5μm

Table 3.2 Range of movement of the testing machine

x 軸方向	中心から 100mm 離れた位置で 35°
y 軸方向	
z 軸方向	250mm
z 軸回り	70°

Table 3.3 Specifics of six-axis force sensor

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

3.2 試験体

試験体には、獣害対策として狩猟され、食肉に供されたシカ屍体2椎間腰椎(L1-L3, L4-L6)をそれぞれ5体用いた(図3.3)。試験体は余分な筋肉および脂肪を取り除き、脊椎の安定要素である椎間板、椎間関節、棘上・棘間靭帯などを残した状態を正常状態とした。



Fig.3.3 Lumbar spine of deer cadaver

3.2.1 試験体の作製

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°Cで冷凍保存したシカ屍体腰椎を室温にて解凍し、内的安定要素以外の余分な筋肉や脂肪を取り除き、L1-L3およびL4-L6の2椎間脊椎をそれぞれ切り取る(図3.3参照)。

(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(図3.4)。

(3) 治具に硬化性樹脂を流し込み、試験体を固定し、室温にて歯科用レジンを固化させる(図3.5)。

(4) 試験体を試験機に取り付ける(図3.6)。

なお、本研究においてPSを使用するにあたり、PSとレジンの干渉の防止および椎体へより正確にスクリューを挿入するために、手順(2)の段階であらかじめスクリューを挿入した。本研究において加える荷重の範囲内ではスクリューの有無に関わらず椎体は剛体とみなせるため、この作業による脊椎の変形挙動への影響はないと考える。

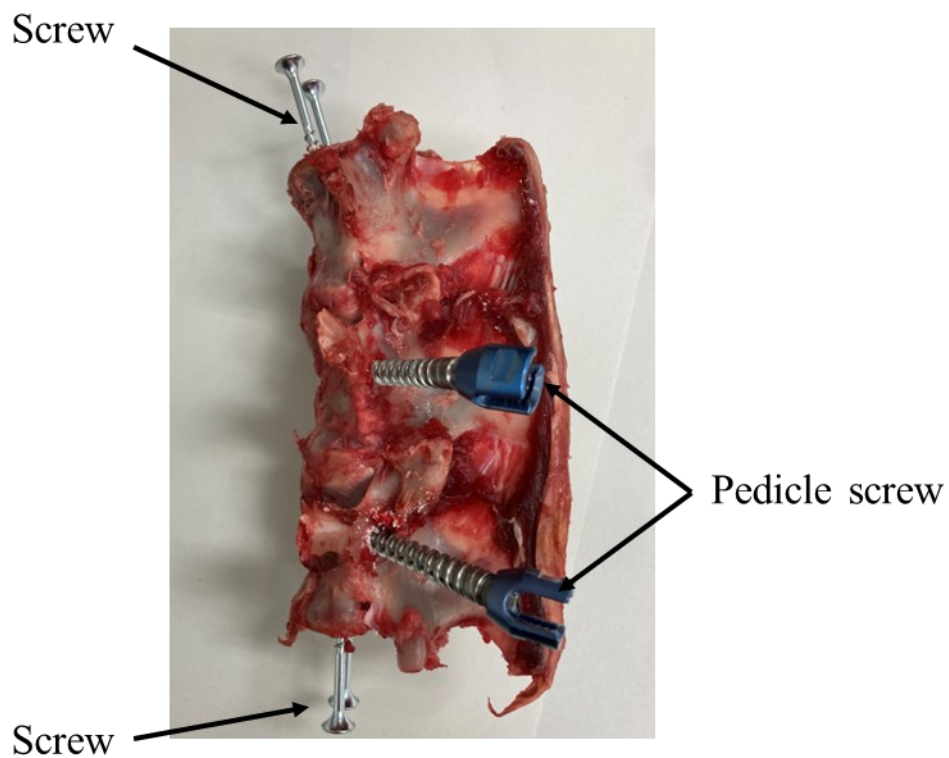


Fig.3.4 Specimen with screw

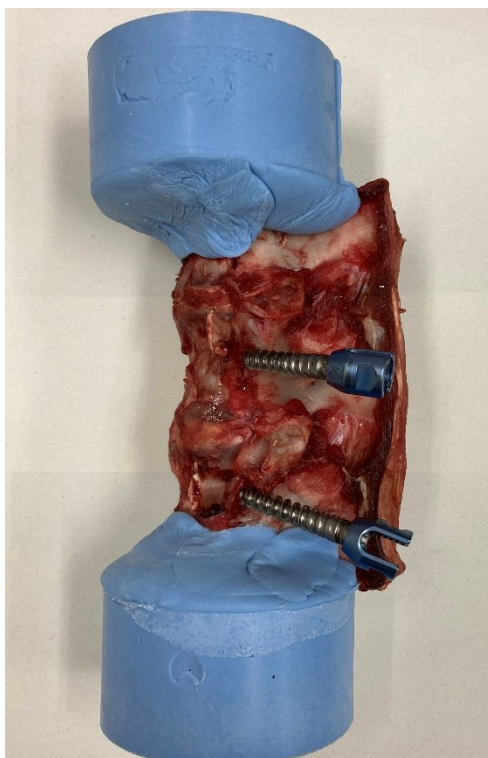


Fig. 3.5 Specimen with resin fixation

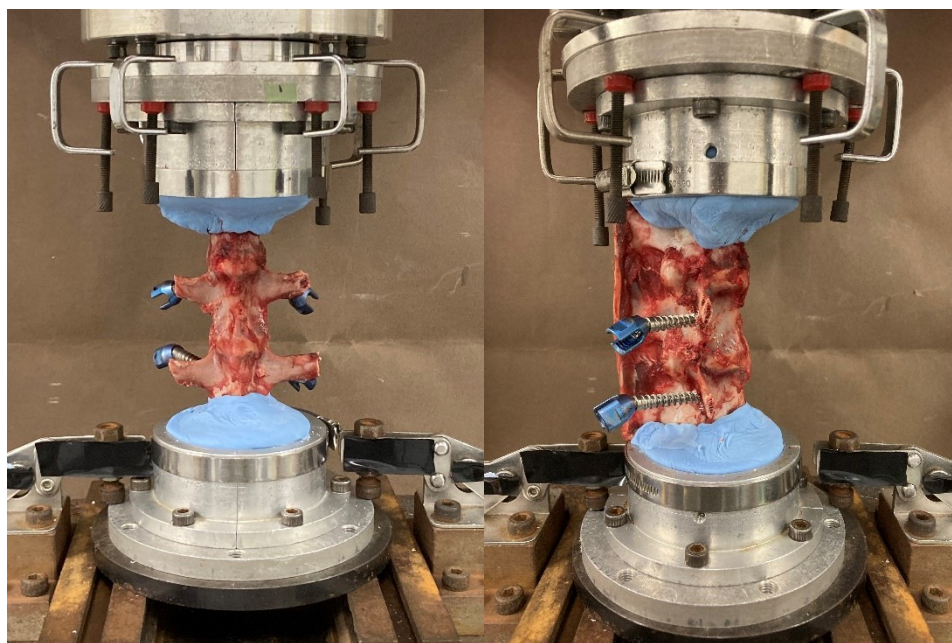


Fig. 3.6 Specimen fixed on testing machine

3.2.2 試験体の固定位置

治具に試験体を固定するにあたり，固定位置を次のように定めた（図 3.7）．

- ・ 前後方向：脊柱管の前方部分を治具の中心線に合わせる．

- ・左右方向：椎体の正中矢状面を治具の中心線に合わせる。

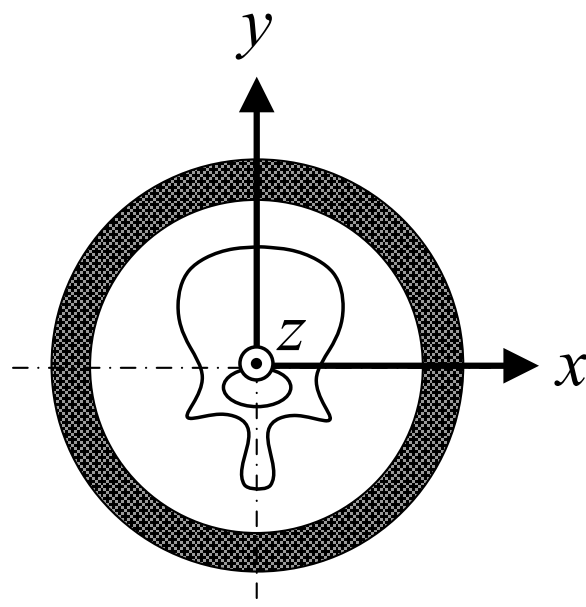


Fig. 3.7 Fixed position of specimen to jig

3.1.2.3 初期位置の決定

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

3.3 試験体モデル

試験体モデルとして下固定モデル(L1-L3)および上固定モデル(L4-L6)の 2 種類を作製した。それぞれ L2-L3 および L4-L5 を責任椎間とし、上下の隣接椎間に及ぼす影響を調査した。それぞれの試験体モデルに対して、正常モデル、損傷モデル、PS モデル、PS のロッドの一部に剛性の異なる熱可塑性エラストマー (Thermoplastic Styrenic Elastomer, TPS) とチタン製のワイヤーを組み合わせたロッドを用いた 3 種類の WTPS モデルの計 6 モデルを作製した。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、同一試験体に対して段階的にモデルを作製した。以下に各モデルの詳細を示す。

(a) 正常モデル

脊椎の内的安定要素である椎間関節や椎間板、棘上靭帯および棘間靭帯を全て残したモデル (図 3.9(a)) 。

(b) 損傷モデル

疾患や手術手技による損傷を想定し、正常モデルに対して責任椎間の椎間板に直径 3 mm の貫通した穴を 3 か所あけ、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モデル (図 3.9(b)) 。

(c) PS モデル

損傷モデルに対して PS 固定を施したモデル (図 3.9(c)) 。

(d) WTPS モデル

PS モデルのロッドの一部に剛性の異なる 3 種類の熱可塑性エラストマーとチタン製のワイヤーを組み合わせたロッドを用いたモデル (図 3.9(d)) 。

(i) WTPS1 モデル

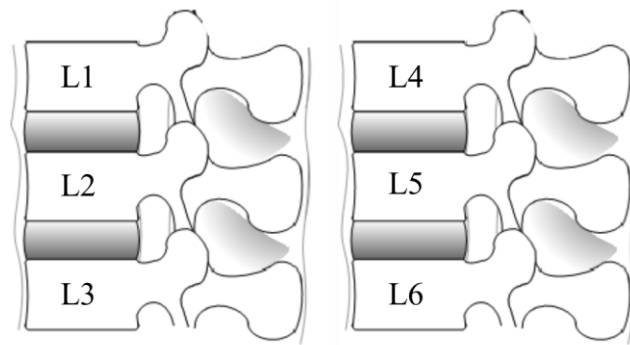
PS のロッドの一部に WTPS モデルの中で最も剛性の高い熱可塑性エラストマーを用いたモデル

(ii) WTPS2 モデル

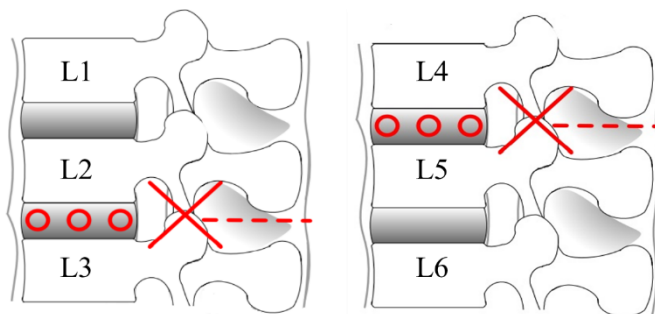
PS のロッドの一部に WTPS モデルの中で中間の剛性を持つ熱可塑性エラストマーを用いたモデル

(iii) WTPS3 モデル

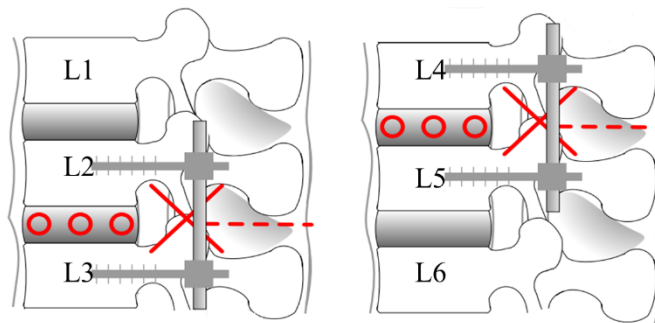
PS のロッドの一部に WTPS モデルの中で最も剛性の低い熱可塑性エラストマーを用いたモデル



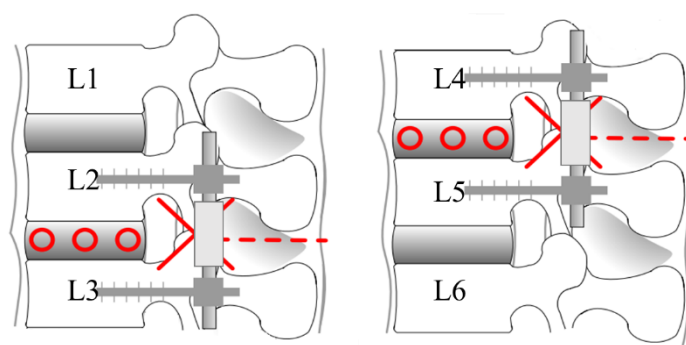
(a) Intact model



(b) Damage model



(c) PS model



(d) WTPS model

Fig. 3.8 Experimental models

3.4 ワイヤ入りエラストマーロッド

本研究で作製したワイヤ入りエラストマーロッドの寸法および外形を示す（図 3.9）。熱可塑性エラストマーとは、常温でゴム状弾性体の性質を持つ材料である。ワイヤ入りエラストマーロッドの金属部品は、ロッドの先端から 4.5 mm の位置にロッドの軸に対して垂直な方向に直径 1 mm の 4 つの貫通した穴をあけ、ロッドの先端から約 5 mm の深さまで直径 3 mm の空洞を有している形状とした（図 3.10 参照）。なお、ワイヤの長さは 8 mm であり、直径 0.26 mm のチタン製の素線 7 本により構成されている。このワイヤを 4 mm にたるませた状態（図 3.11 参照）で直径 8.5 mm で長さ 21 mm の範囲に熱可塑性エラストマーを射出成形することにより、ワイヤ入りエラストマーロッドを作製した。ワイヤをたるませた理由として、固定具を装着した脊椎を曲げる際に正常脊椎でみられる小さい負荷で変形する NZ を得るためには、引張および圧縮方向に小さい負荷で変形する領域を有するロッドが必要であると考えられる。ワイヤを 8 mm に張った状態で熱可塑性エラストマーを射出成形しロッドを作製すると、引張方向において小さい負荷で変形する領域は現れないと推測される。

この構造で剛性の異なる 3 種類の熱可塑性エラストマーを用いて、剛性の異なる 3 種類のワイヤ入りエラストマーロッドを作製した。表 3.4 に 3 種類の熱可塑性エラストマーの所定伸び引張応力（100%伸び）を示す。この表より WTPS1 モデルが最も剛性が高く、WTPS3 モデルが最も剛性が低くなっている。

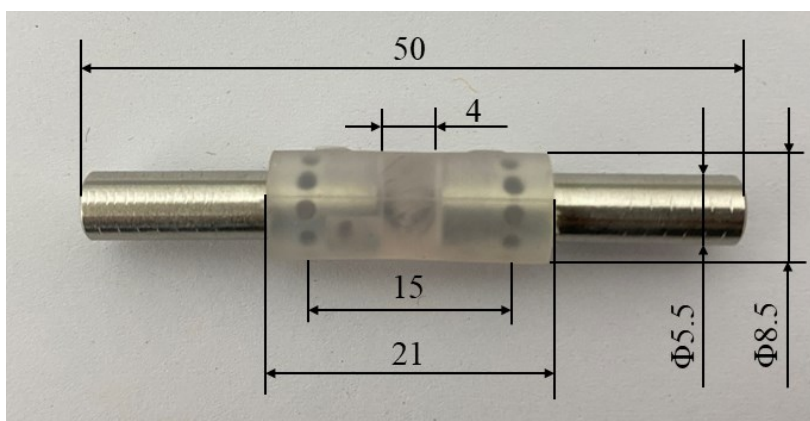


Fig. 3.9 Photograph of WTPS rod [mm]



Fig. 3.10 Photograph of metal part of WTPS rod [mm]



Fig. 3.11 Photograph of inside the WTPS rod

Table. 3.4 Tensile stress at a given elongation of TPS

	WTPS1	WTPS2	WTPS3
Tensile stress at a given elongation(100%) [MPa]	5.6	1.4	0.6

3.5 実験内容

前述した各試験体モデルに対して脊椎強度測定用 6 軸材料試験機を用い、曲げ試験を行った。詳細を以下に記す。

3.5.1 曲げ試験

各モデルに対して前後屈および左右側屈方向へ、クロスヘッド角速度 $0.1[\text{deg./sec}]$ にて 2 椎間の角度の合計を規定した試験（以下、角変位規定試験）を行った。なお、規定した角度は正常モデルにおいて $\pm 2[\text{Nm}]$ に達した際の角度である。また、2次元平面内の純粋な曲げを行うために自由度は 3 自由度とした (図 3.13) そして、規定の角変位に到達した際の各椎間の ROM と、脊椎に加わる最大トルクを調査した。

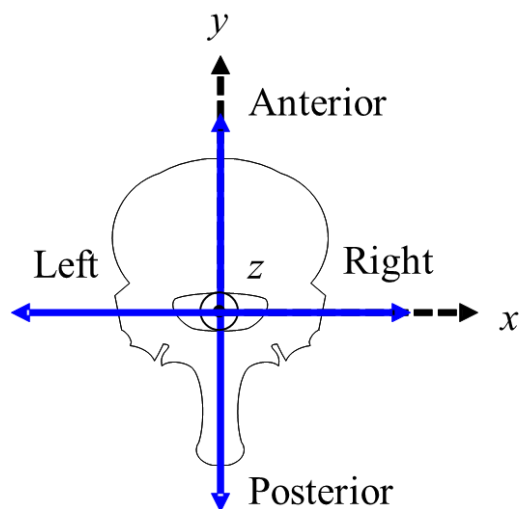


Fig. 3.12 Schematic representation of bending direction

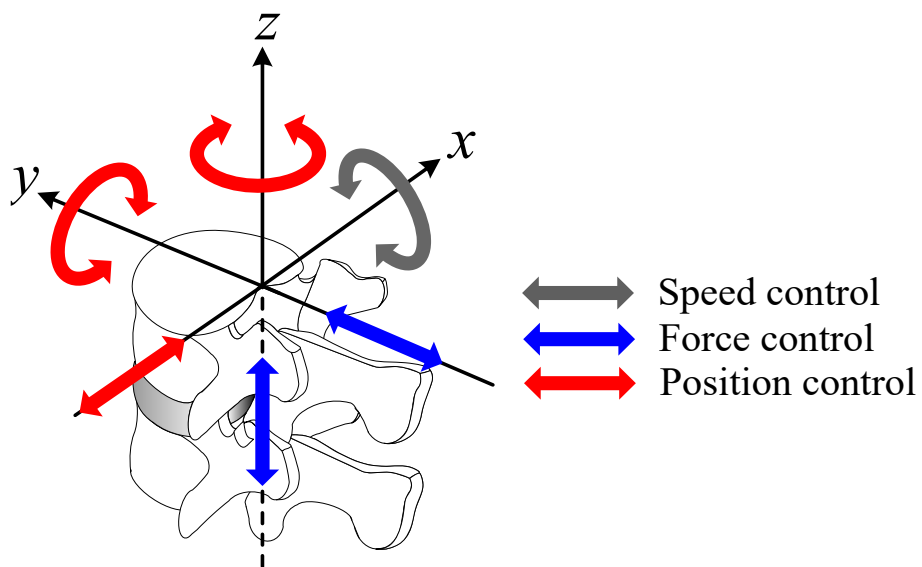


Fig 3.13 Condition of bending test for flexion and extension

3.5.2 変形挙動解析

本研究では、多椎間脊椎における各椎間のROM（椎間可動域）を計測するために、3次元動画計測システムを用いた。以下にその詳細を示す。

図 3.14 に示すように 3次元動画計測用のマーカーを椎体に 2箇所、上下治具に 2箇所ずつ計 4箇所、総計 6箇所に取り付け、図 3.15 に示す解析手順にて 3次元動画計測を行った。また、動画撮影にはデジタルビデオカメラ HC-VZX992M（Panasonic 製）を 2台使い、記録方式 AVCHD（1920×1080/60i）、有効画素数約 207 万画素にて行った。そして、図 3.16 に示すように、試験機の x 軸方向から $\pm 45^\circ$ 開いた位置にそれぞれデジタルビデオカメラを設置し、6 軸試験機の正面から撮影した。また、デジタルビデオカメラの絞り値を大きく設定し、さらに録画範囲の周囲に暗幕を付けることで、反射テープを貼りつけたマーカーを引き立たせる環境を作った。これにより、3次元動画計測ソフトによる 2値化においてマーカーの抽出を容易にし、計測精度の向上を図った。

3次元動画解析ソフトには Move-tr/3D（ライブラリー製）を用いた。このソフトは、一定の時間間隔で連続的に取り込まれた画像から、追跡したいマーカーを指定すると、指定したマーカーを自動追跡することが可能である。自動追跡を行う際に、画像はモノクロに変換され 256 段階の明るさ（輝度）に対して一定のしきい値を選択する。本研究では、計測ターゲットである治具および試験体上のマーカーとそれら以外の部分に対し、適当なしきい値を選択することで 2 値化させた。回転角度の算出には、自動追跡した上部マーカーの 2 点を結ぶ直線と下部マーカーの 2 点を結ぶ直線の 2 直線間の角度を計測することで回転角度を算出した。

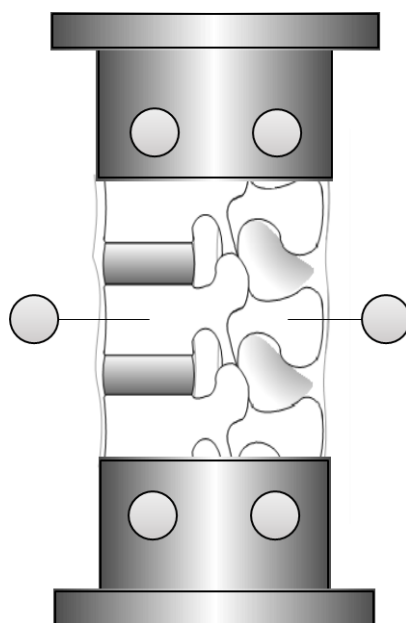


Fig. 3.14 Position of markers for measurement of spinal deformation

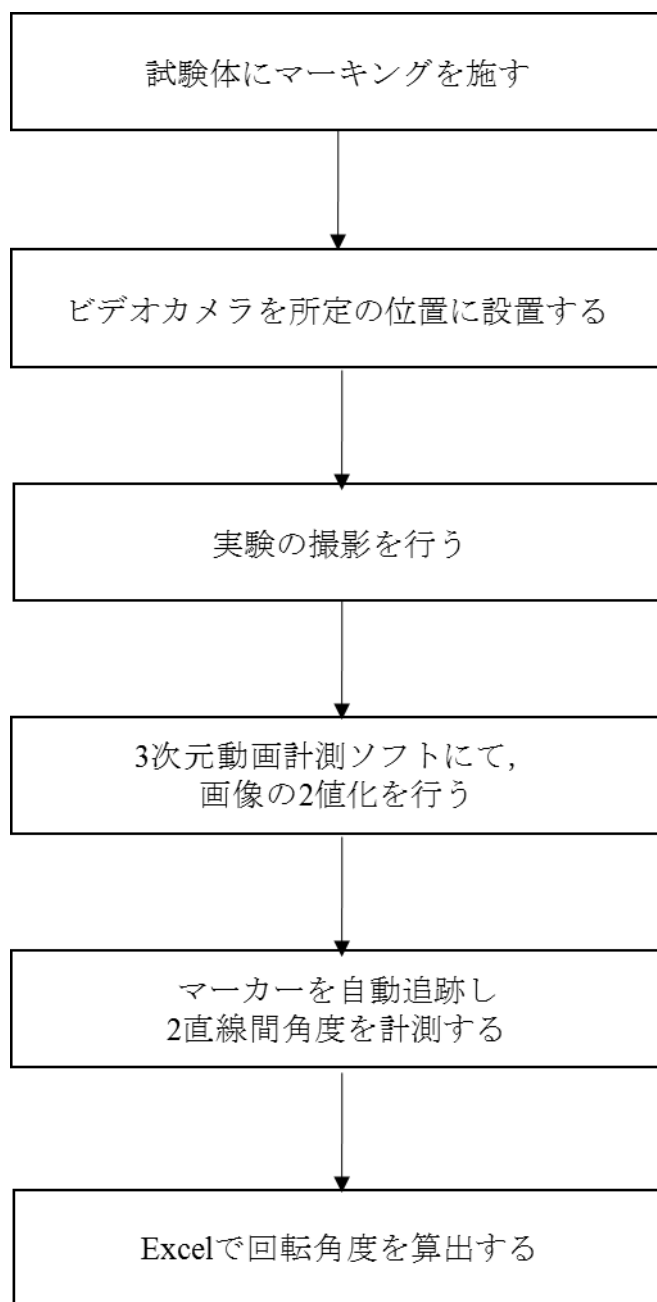


Fig. 3.15 Analytical procedure

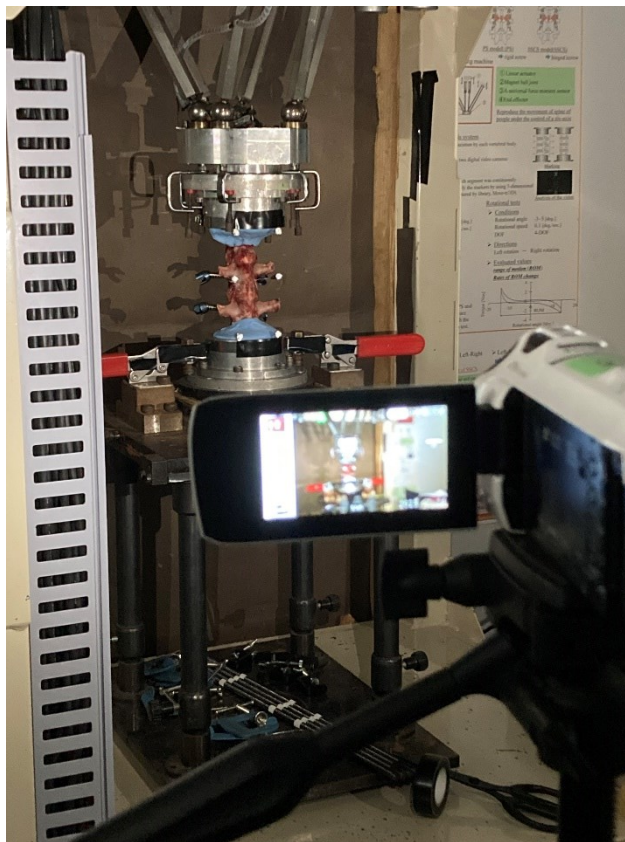


Fig. 3.16 Conditions of recording

3.5.3 椎間可動域

図 3.17 に前後屈および左右側屈方向への曲げ試験におけるトルク-回転角度曲線の模式図を示す。同図において、正のトルクは前屈および左側屈方向、負のトルクは後屈および右側屈方向を示す。本研究では、多椎間脊椎における各椎間の変形挙動の評価を行うため、責任椎間と隣接椎間それぞれの椎間に関して前屈方向の NZ, EZ と後屈方向の NZ, EZ の全ての和、および左側屈方向の NZ, EZ と右側屈方向の NZ, EZ の全ての和を ROM として定義し、評価パラメーターとした。

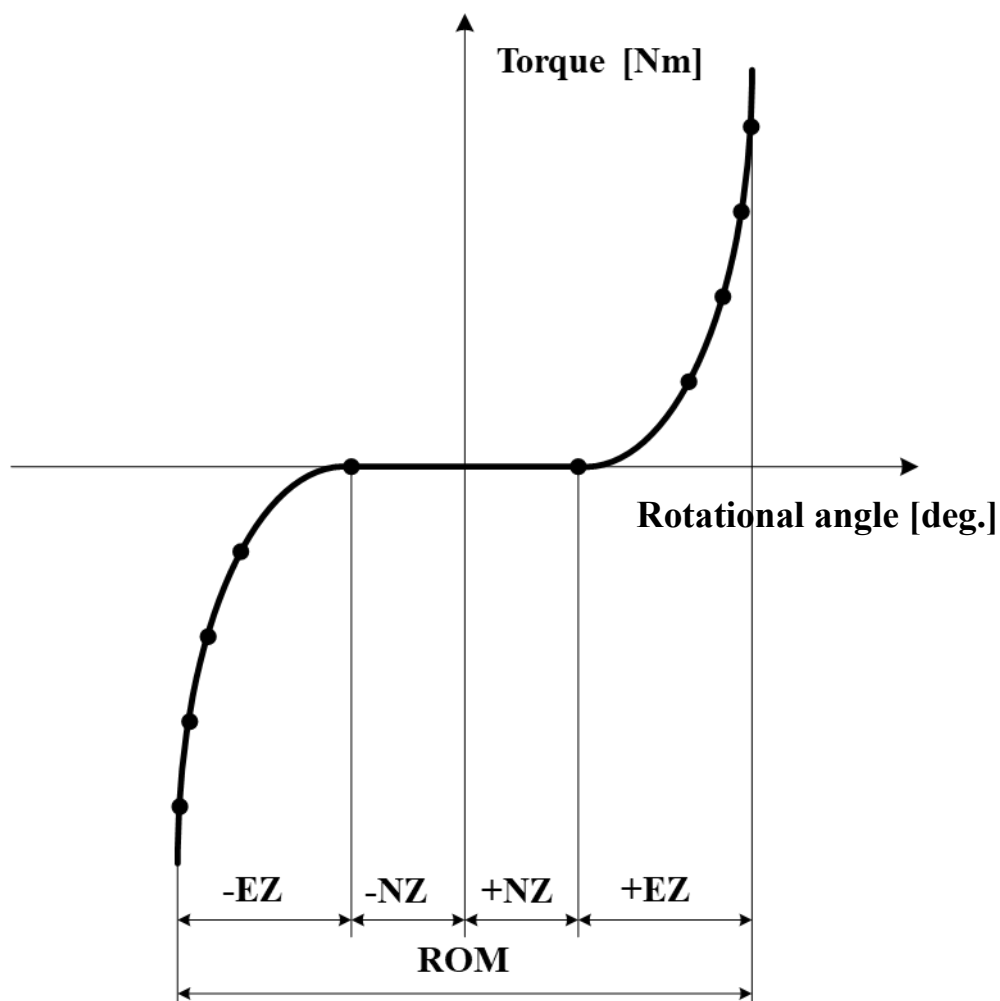


Fig. 3.17 Torque and rotational angle curve of spine

3.5.4 圧力センサ

本研究において上固定モデルの各試験モデルに対して、隣接椎間である L5/L6 の前屈時における椎間板内圧を測定するために圧力センサ（A205-25，ニッタ株式会社製，図 3.18 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 9.5 mm である。このセンサでは感圧部分にかかる荷重が電圧の変化として検出される。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 3.19 参照）。本試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。また本試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。したがって本試験における椎間板へ行った操作は脊椎の変形挙動に影響を及ぼさないと考えられる。

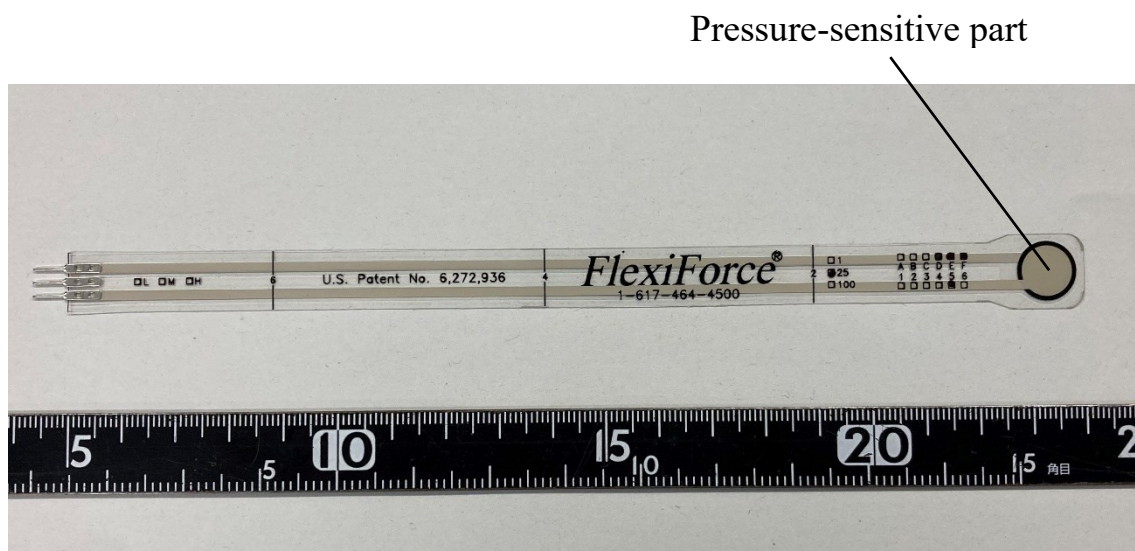


Fig. 3.18 Pressure sensor

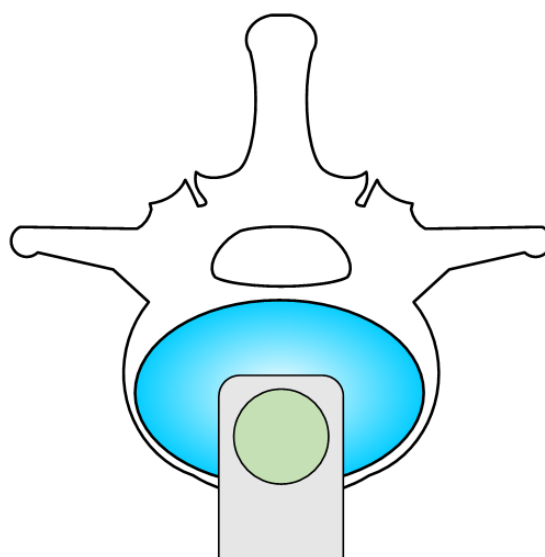


Fig. 3.19 The pressure sensor insertion

3.5.5 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-430A (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 5Hz 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を算出した. 本研究において調査した椎間板内圧は椎間板前方部分に挿入した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[N]は圧力センサにより計測された垂直荷重である.

第4章 実験結果および考察

本章では、第3章で説明した実験方法により得られた実験結果、およびその考察を述べる。

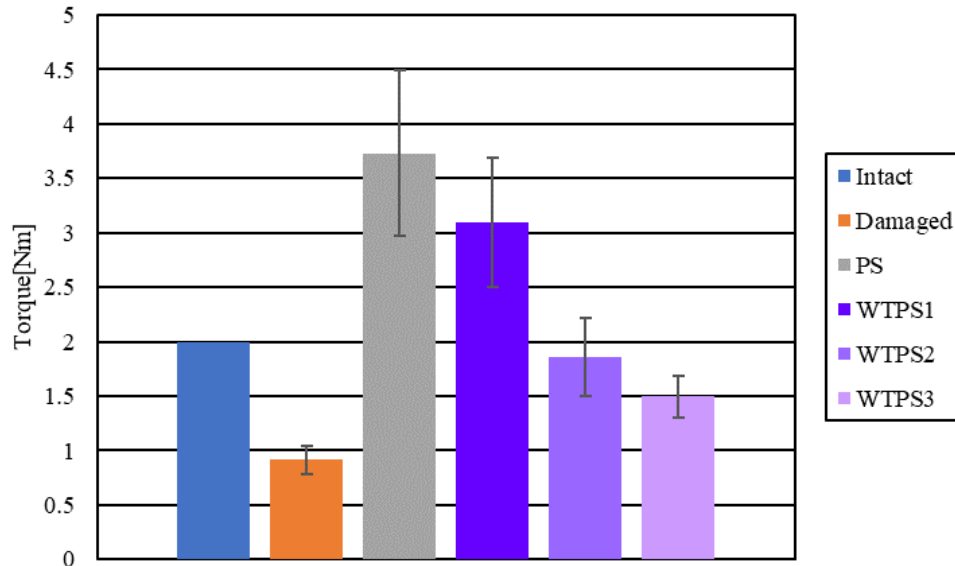
4.1 各モデルにおける最大トルクの結果

4.1.1 下固定モデル

図4.1(a)~(d)に下固定モデルにおいて規定角度に達した際の最大トルクそれぞれを示す。同図において(a)は前屈、(b)は後屈、(c)は左側屈、(d)は右側屈の結果である。また、図4.2(a)~(d)に最大トルクの変化率を示す。ここでの変化率とは各モデルの正常モデルに対する変化率とする。同図において(a)は前屈、(b)は後屈、(c)は左側屈、(d)は右側屈の結果である。なお、グラフの値は5体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。

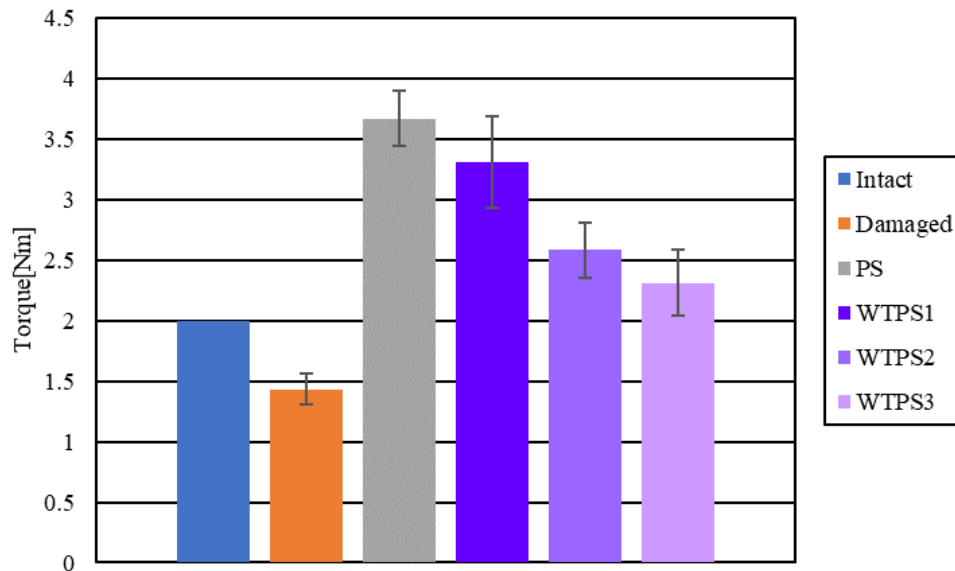
これらの図より、正常モデルと比較して損傷モデルでは最大トルクの値が前屈時では約54.3%、後屈時では約28.4%、左側屈時では約44.1%、右側屈時では約47.3%それぞれ減少した。PSモデルでは前屈時では約86.6%、後屈時では約83.6%、左側屈時では約162.3%、右側屈時では約125.4%それぞれ増加した。WTSP1モデルでは前屈時では約54.6%、後屈時では約65.6%、左側屈時では約100.6%、右側屈時では約78.1%それぞれ増加した。WTSP2モデルでは前屈時では約6.8%減少し、後屈時では約29.2%、左側屈時では約33.0%、右側屈時では約34.6%それぞれ増加した。WTSP3モデルでは前屈時では約25.2%減少し、後屈時では約15.6%、左側屈時では約14.1%、右側屈時では約19.1%それぞれ増加した。

Mean \pm S.D. (n=5)



(a) 前屈

Mean \pm S.D. (n=5)



(b) 後屈

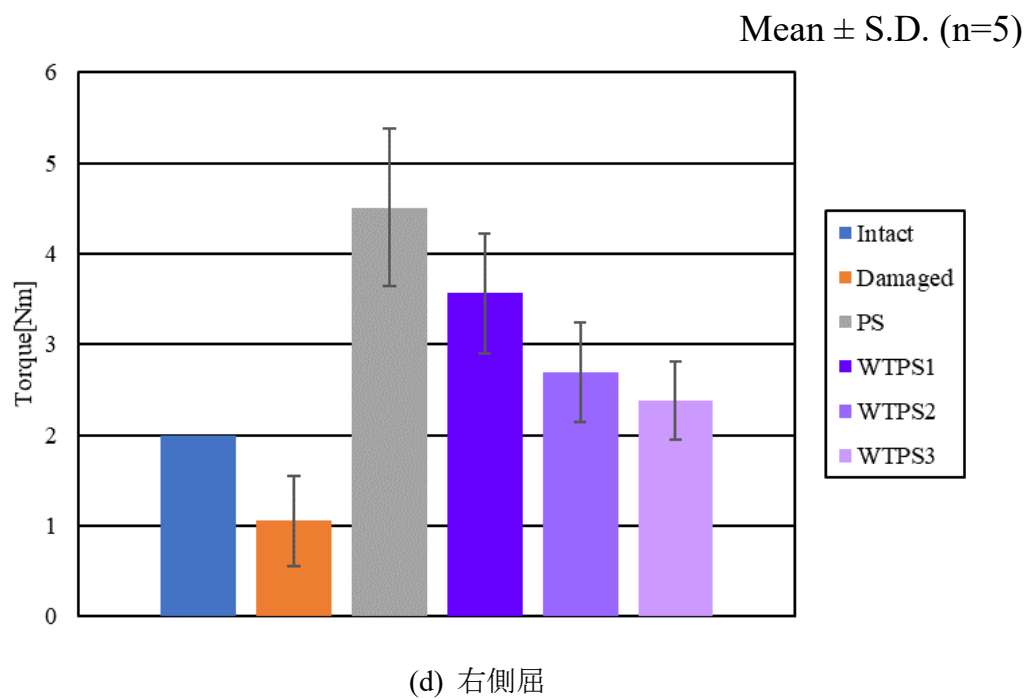
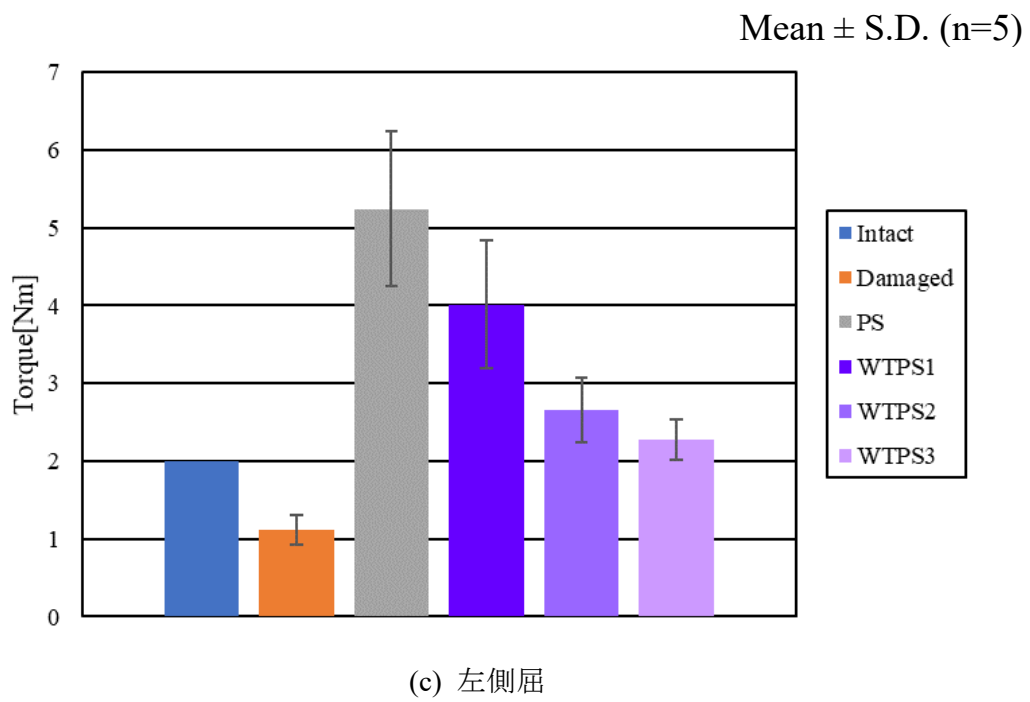
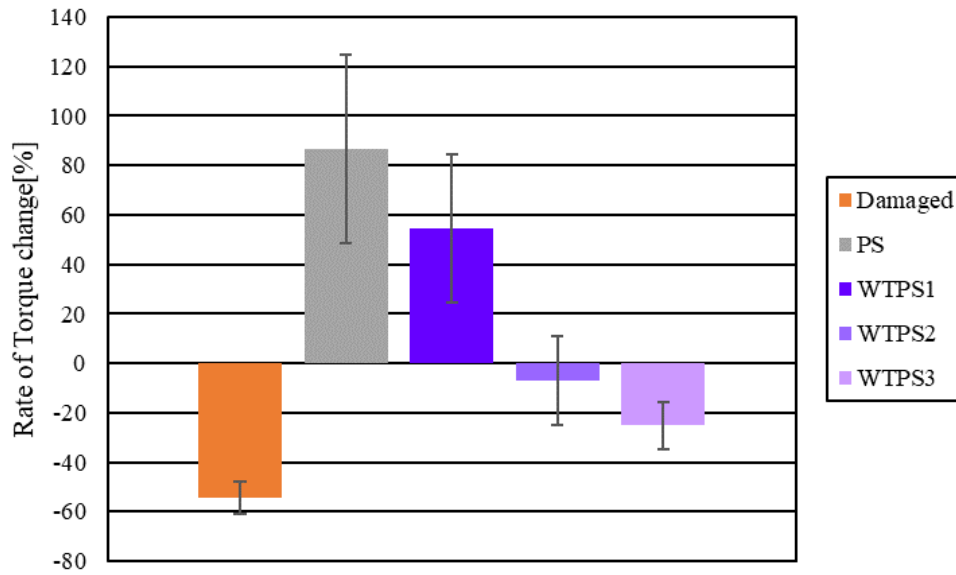


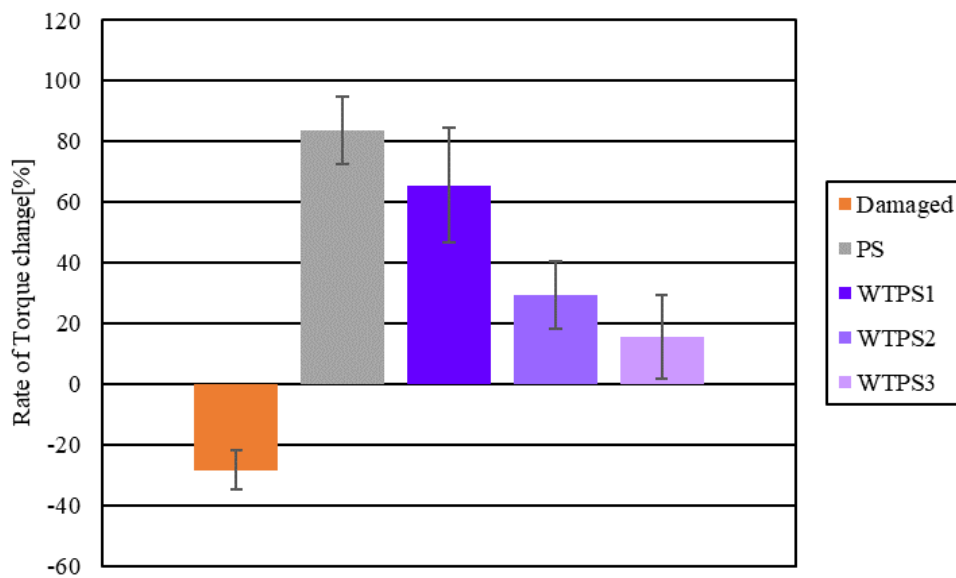
Fig. 4.1 Maximum torque for lower fixed model

Mean \pm S.D. (n=5)



(a) 前屈

Mean \pm S.D. (n=5)



(b) 後屈

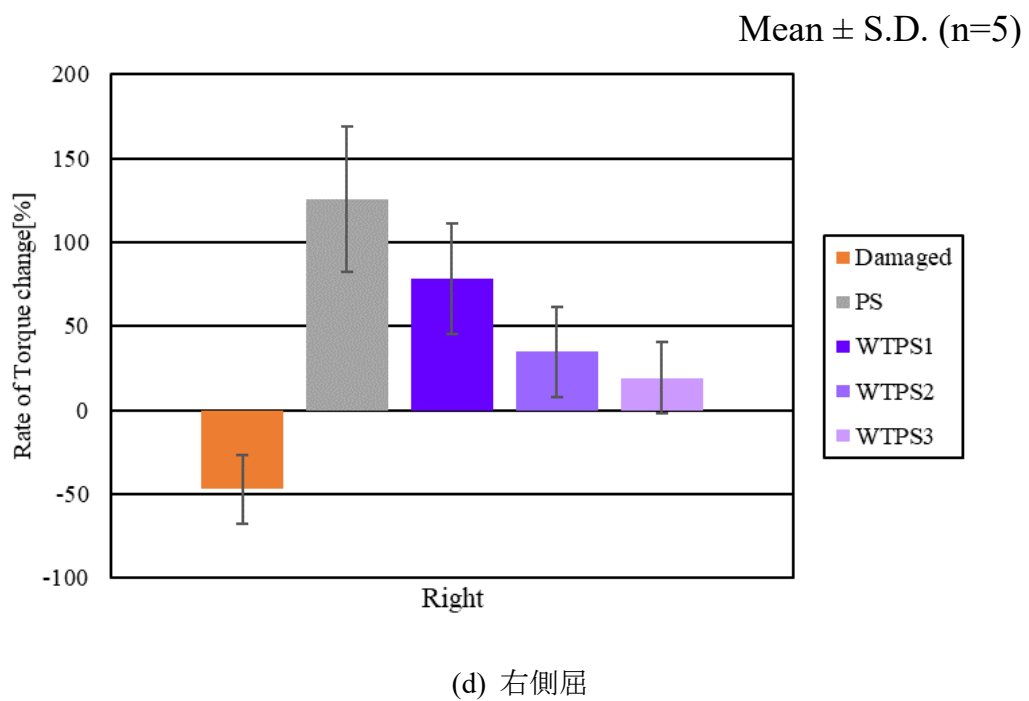
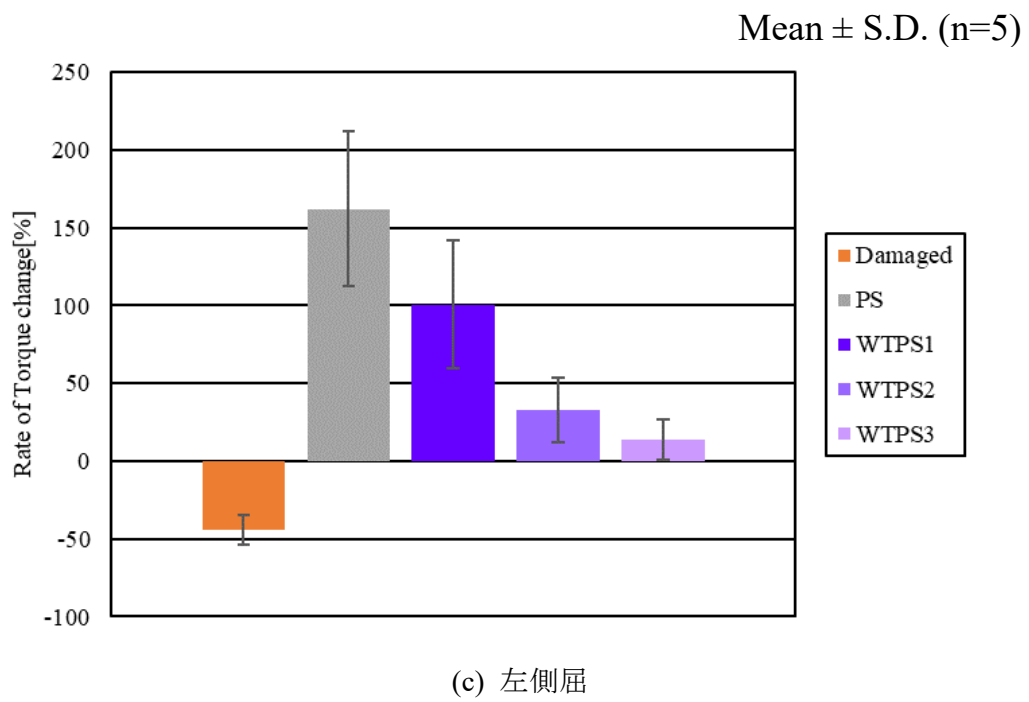
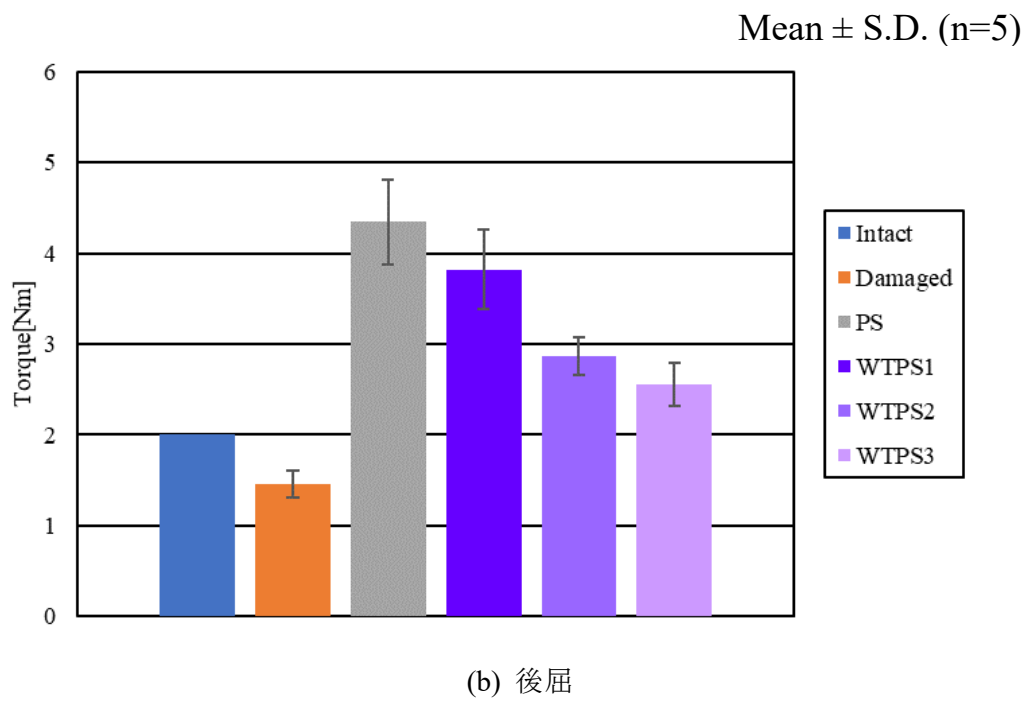
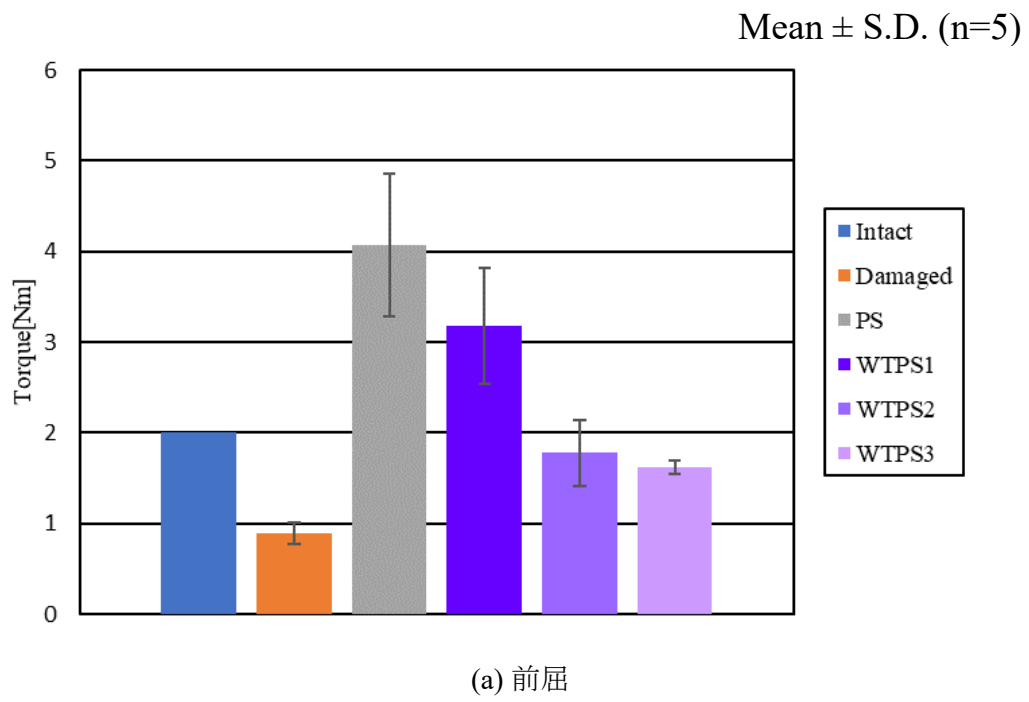


Fig. 4.2 Rate of torque change for lower fixed model

4.1.2 上固定モデル

図 4.3(a)~(d)に上固定モデルにおいて規定角度に達した際の最大トルクをそれぞれ示す。同図において(a)は前屈、(b)は後屈、(c)は左側屈、(d)は右側屈の結果である。また、図 4.4(a)~(d)に最大トルクの変化率を示す。ここでの変化率とは各モデルの正常モデルに対する変化率とする。同図において(a)は前屈、(b)は後屈、(c)は左側屈、(d)は右側屈の結果である。なお、グラフの値は5体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。

これらの図より、正常モデルと比較して損傷モデルでは最大トルクの値が前屈時では約 55.2%、後屈時では約 27.3%、左側屈時では約 46.7%、右側屈時では約 45.7%それぞれ減少した。PS モデルでは前屈時では約 103.5%、後屈時では約 117.3%、左側屈時では約 158.8%、右側屈時では約 126.3%それぞれ増加した。WTPS1 モデルでは前屈時では約 59.0%、後屈時では約 91.1%、左側屈時では約 100.0%、右側屈時では約 77.6%それぞれ増加した。WTPS2 モデルでは前屈時では約 11.1%減少し、後屈時では約 43.4%、左側屈時では約 43.9%、右側屈時では約 39.4%それぞれ増加した。WTPS3 モデルでは前屈時では約 18.9%減少し、後屈時では約 27.8%、左側屈時では約 22.2%、右側屈時では約 29.2%それぞれ増加した。



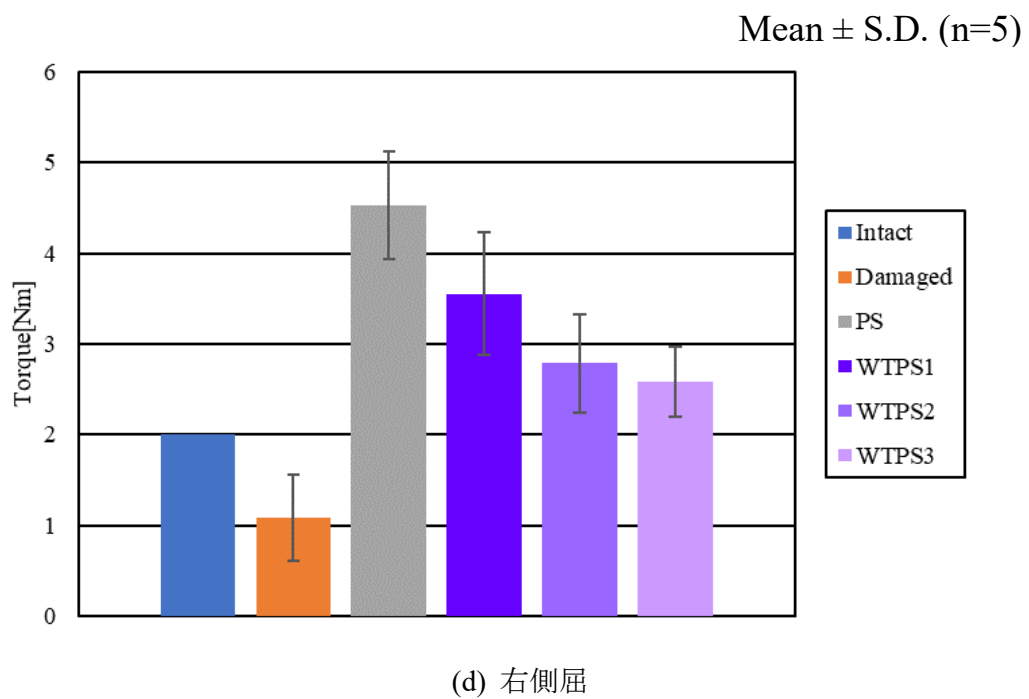
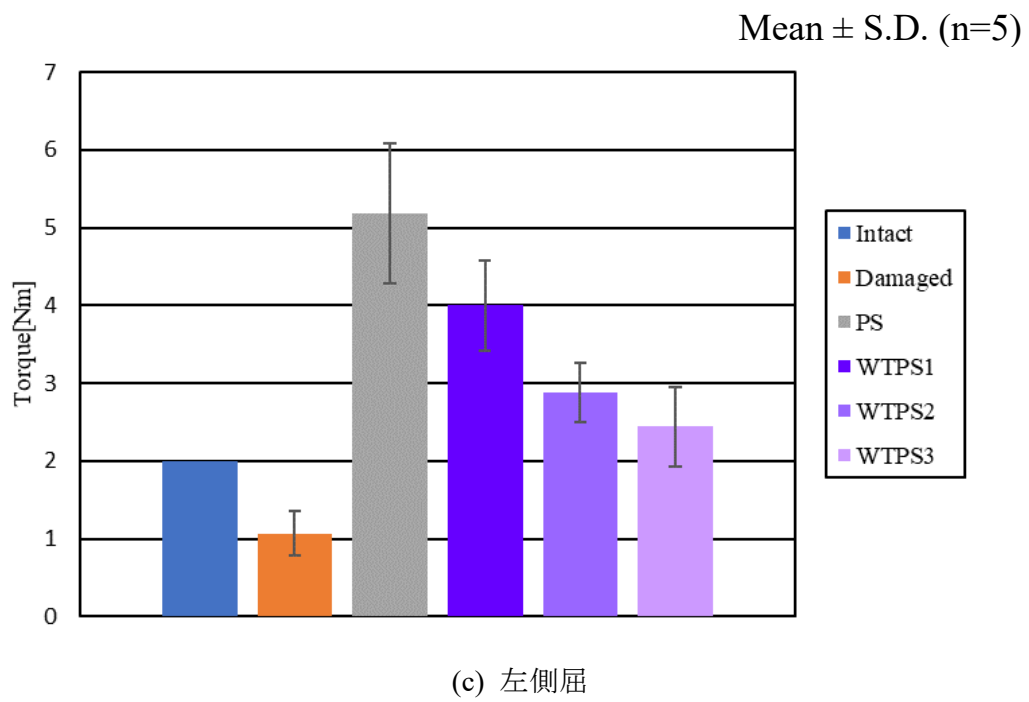
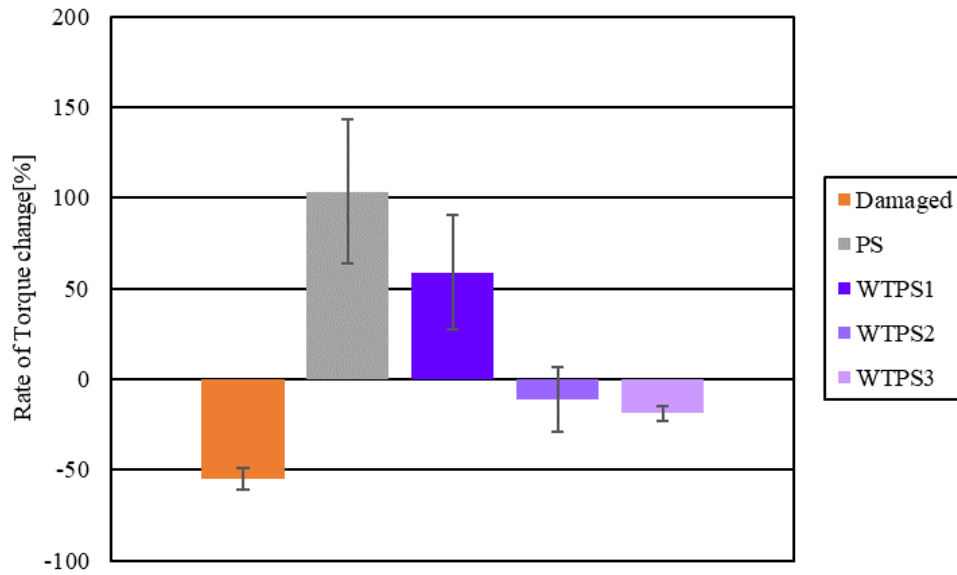


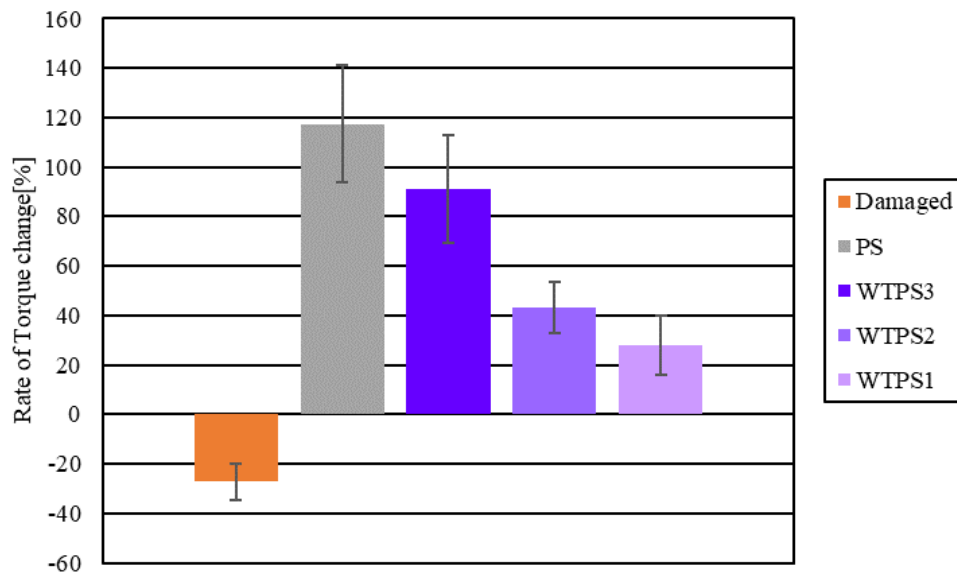
Fig. 4.3 Maximum torque for upper fixed model

Mean \pm S.D. (n=5)



(a) 前屈

Mean \pm S.D. (n=5)



(b) 後屈

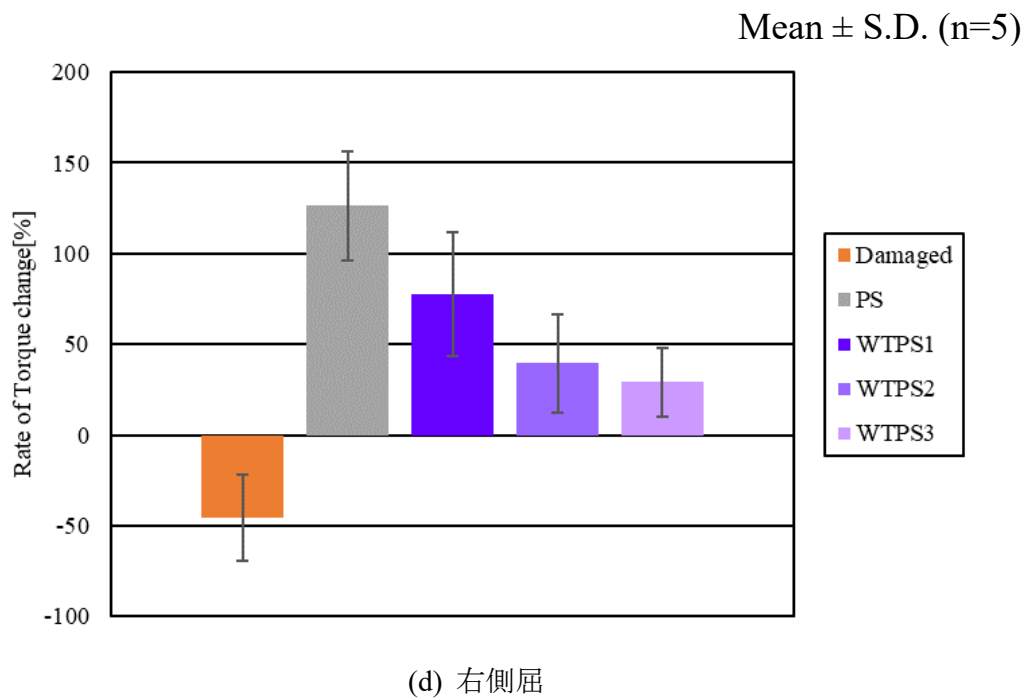
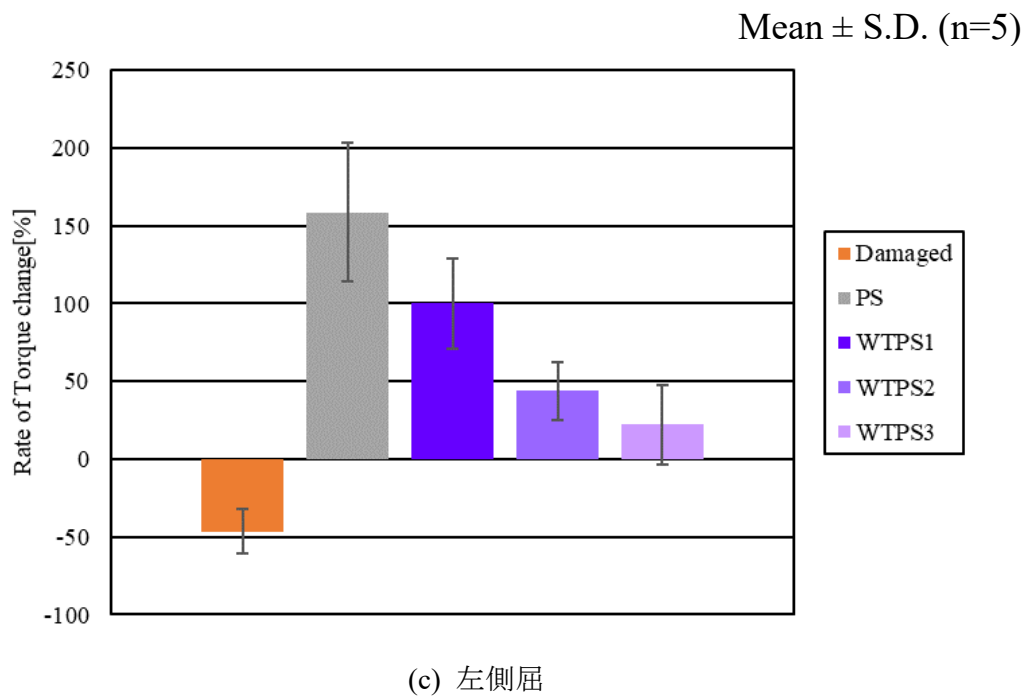


Fig. 4.4 Rate of torque change for upper fixed model

4.2 各椎間における変形挙動の結果

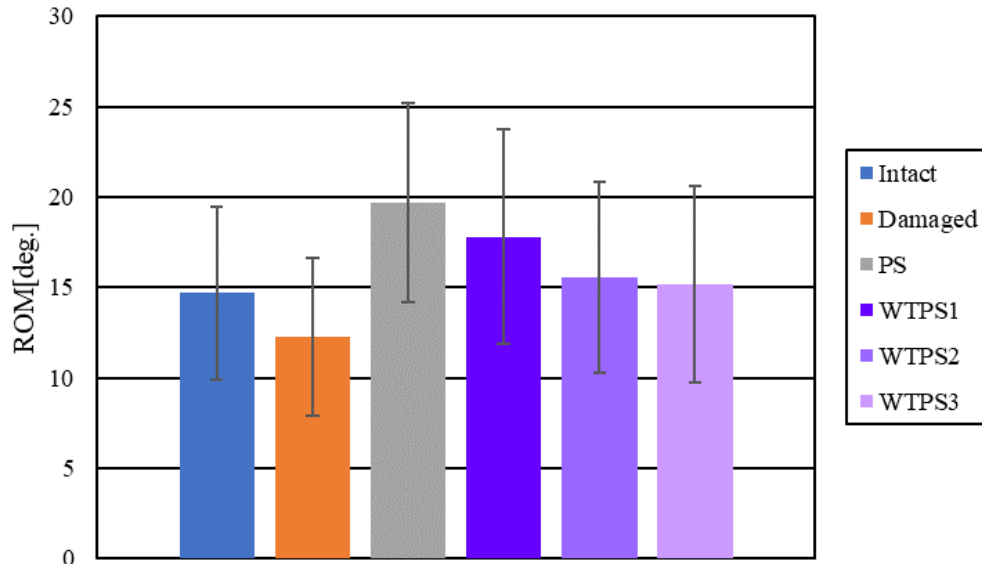
4.2.1 下固定モデル

図 4.5(a)~(d)に下固定モデルの各椎間における ROM をそれぞれ示す。同図において(a)は L1/L2 の前後屈, (b)は L1/L2 の左右側屈, (c)は L2/L3 の前後屈, (d)は L2/L3 の左右側屈の結果である。また, 図 4.6(a)~(d)に ROM の変化率を示す。ここでの変化率とは各モデルの正常モデルに対する変化率とする。同図において(a)は L1/L2 の前後屈, (b)は L1/L2 の左右側屈, (c)は L2/L3 の前後屈, (d)は L2/L3 の左右側屈の結果である。なお, グラフの値は5体の平均値であり, エラーバーは標準偏差を示す。また, L1/L2 が隣接椎間であり, L2/L3 が責任椎間である。

これらの図より, 正常モデルと比較して損傷モデルでは隣接椎間である L1/L2 の ROM の値は, 前後屈では約 17.1%, 左右側屈では約 10.2%それぞれ減少した。PS モデルでは前後屈では約 36.0%, 左右側屈では約 49.1%それぞれ増加した。WTPS1 モデルでは前後屈では約 21.0%, 左右側屈では約 32.4%それぞれ増加した。WTPS2 モデルでは前後屈では約 5.3%, 左右側屈では約 12.7%それぞれ増加した。WTPS3 モデルでは前後屈では約 2.2%, 左右側屈では約 7.6%それぞれ増加した。

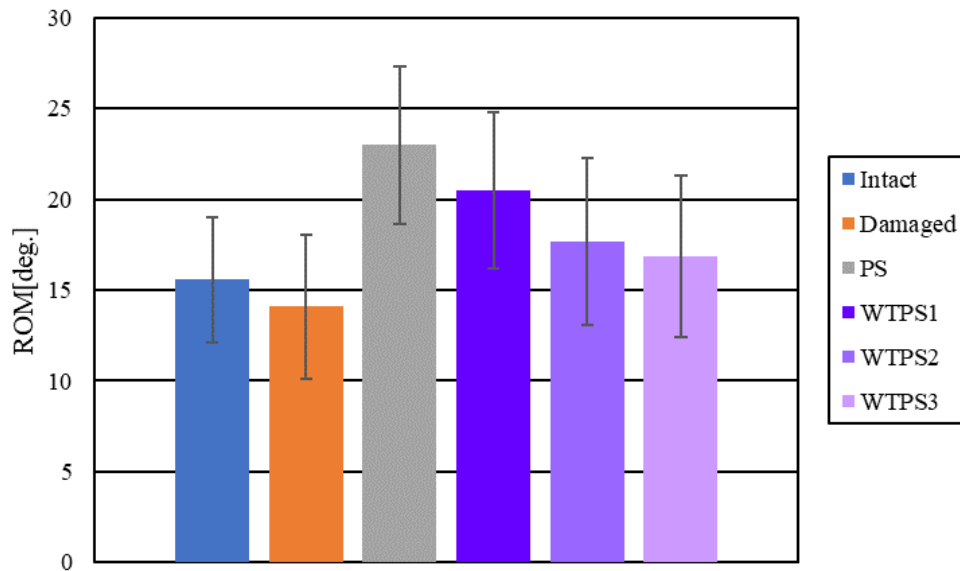
また, 責任椎間である L2/L3 では損傷モデルの ROM の値は前後屈では約 19.1%, 左右側屈では約 10.5%それぞれ増加した。PS モデルでは前後屈では約 40.2%, 左右側屈では約 48.8%それぞれ減少した。WTPS1 モデルでは前後屈では約 24.8%, 左右側屈では約 32.0%それぞれ減少した。WTPS2 モデルでは前後屈では約 6.6%, 左右側屈では約 13.3%それぞれ減少した。WTPS3 モデルでは前後屈では約 4.1%, 左右側屈では約 8.1%それぞれ減少した。

Mean \pm S.D. (n=5)

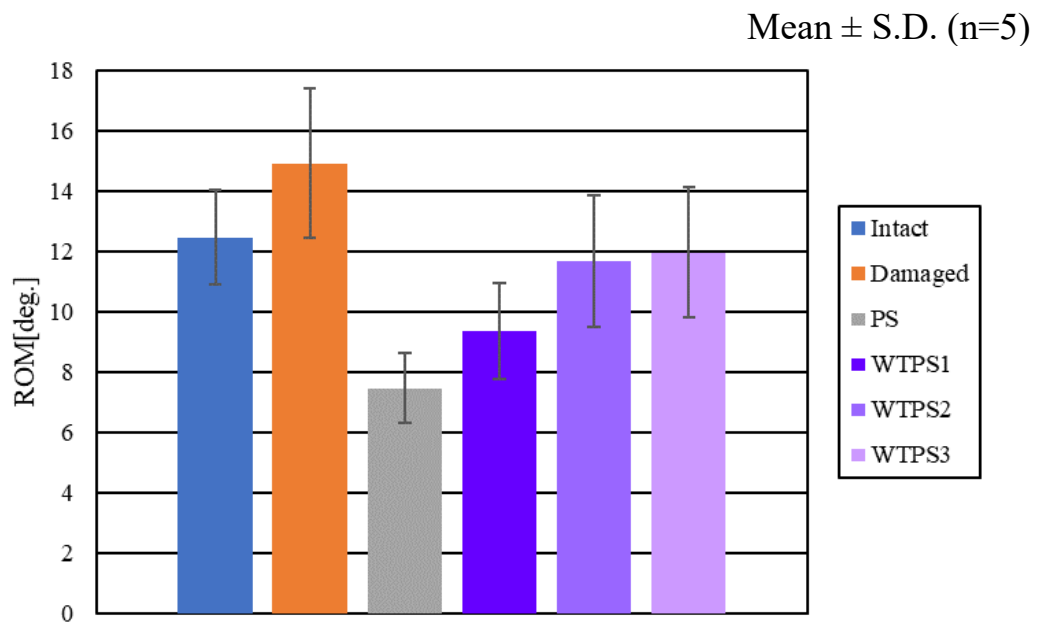


(a) 前後屈 (L1/L2)

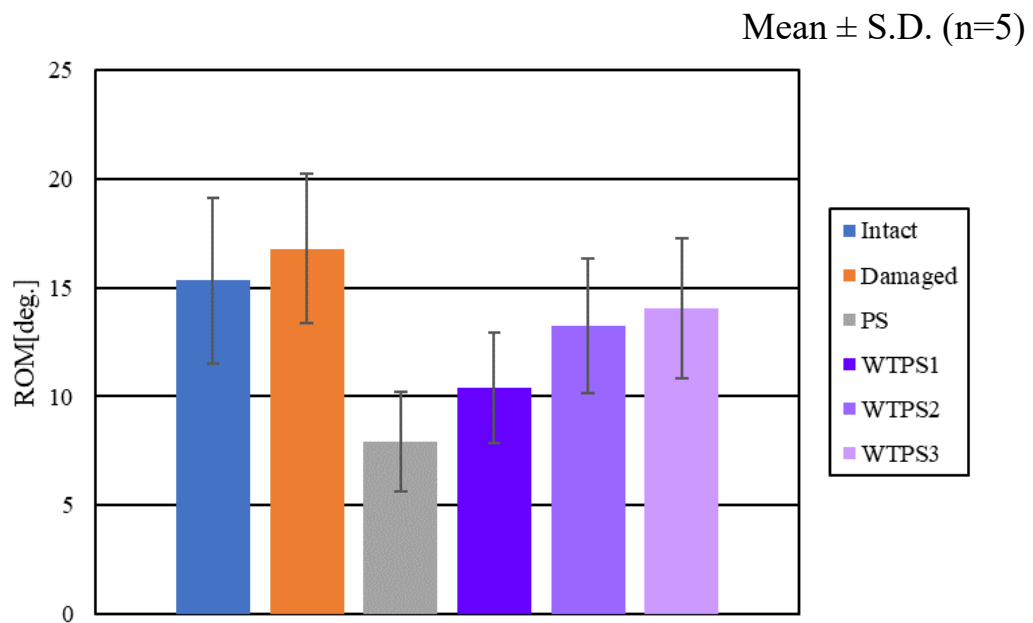
Mean \pm S.D. (n=5)



(b) 左右側屈 (L1/L2)



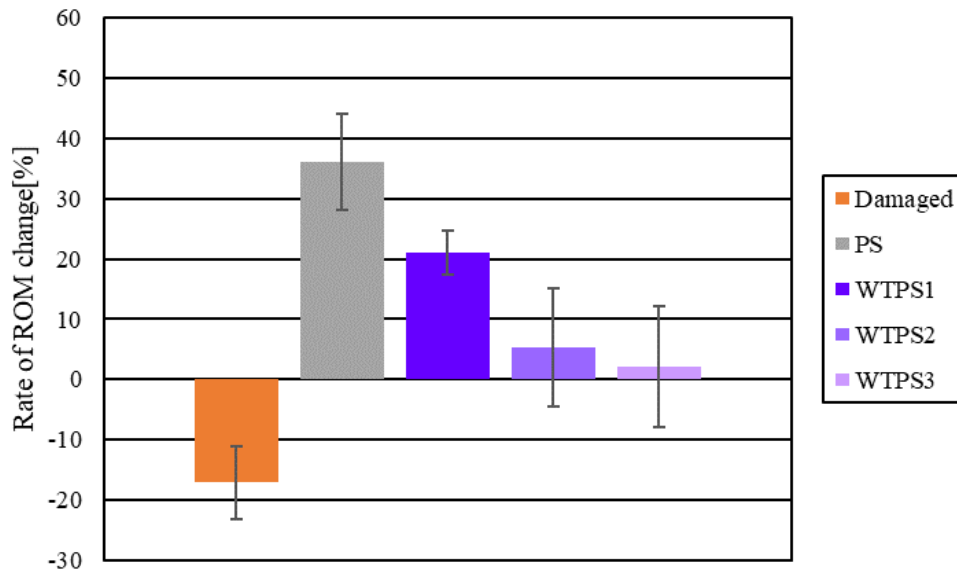
(c) 前後屈 (L2/L3)



(d) 左右側屈 (L2/L3)

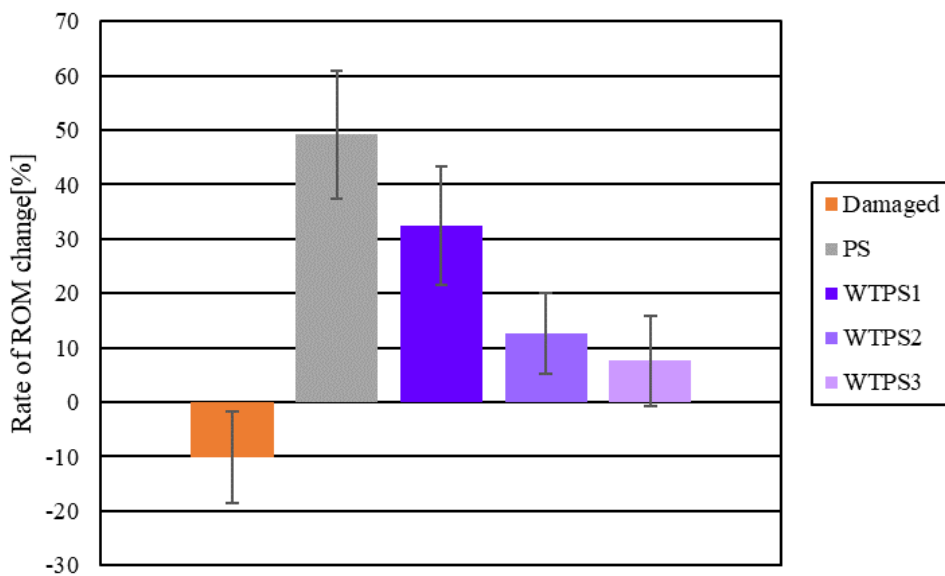
Fig. 4.5 ROM of each segment for lower fixed model

Mean ± S.D. (n=5)

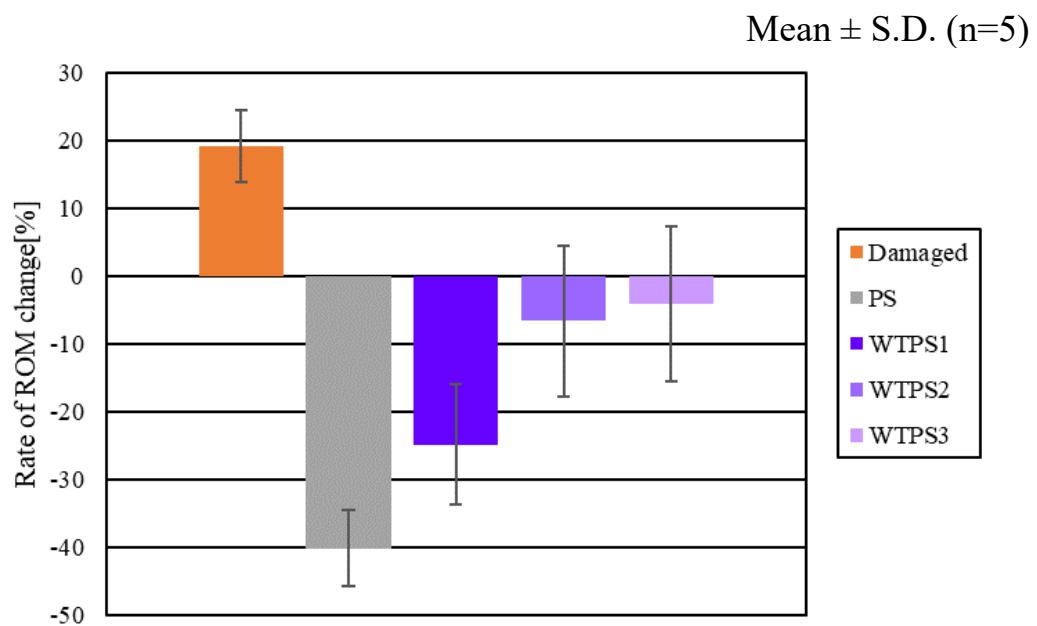


(a) 前後屈 (L1/L2)

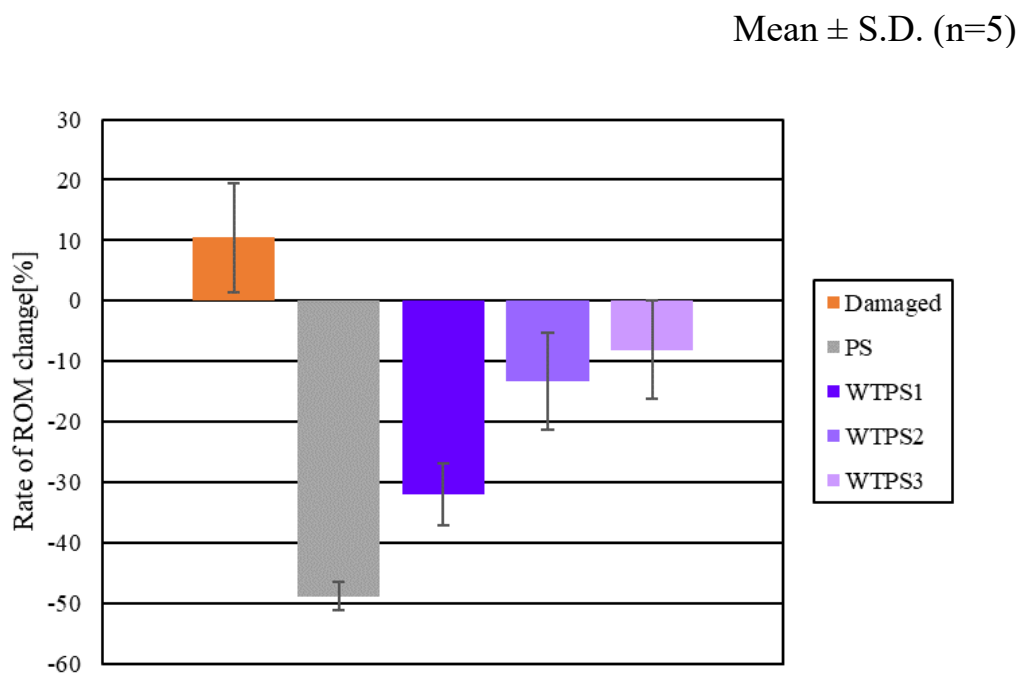
Mean ± S.D. (n=5)



(b) 左右側屈 (L1/L2)



(c) 前後屈 (L2/L3)



(d) 左右側屈 (L2/L3)

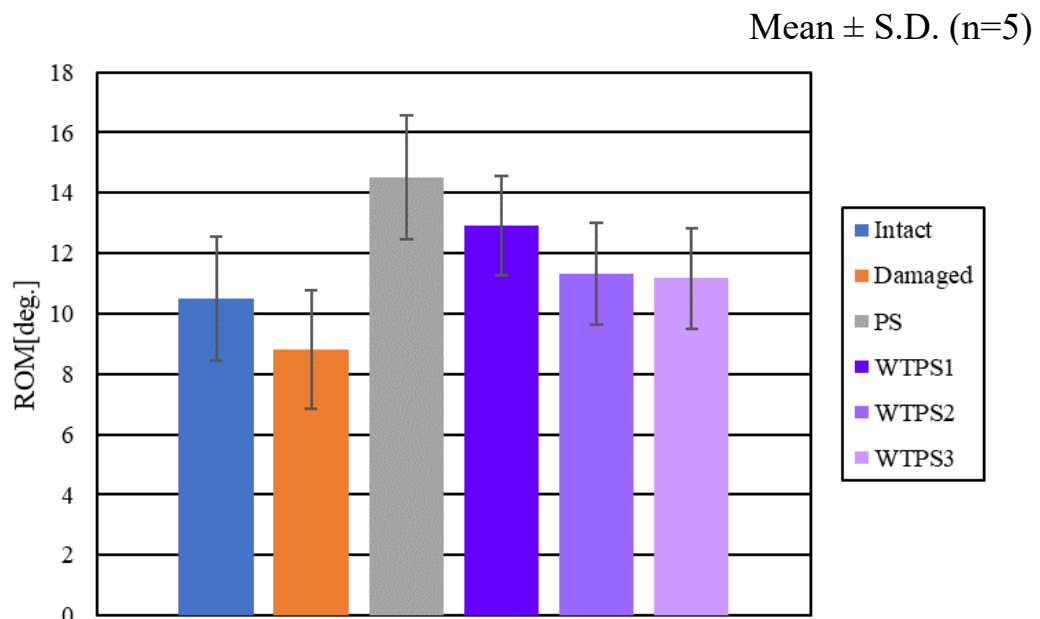
Fig. 4.6 Rate of ROM change of each segment for lower fixed model

4.2.2 上固定モデル

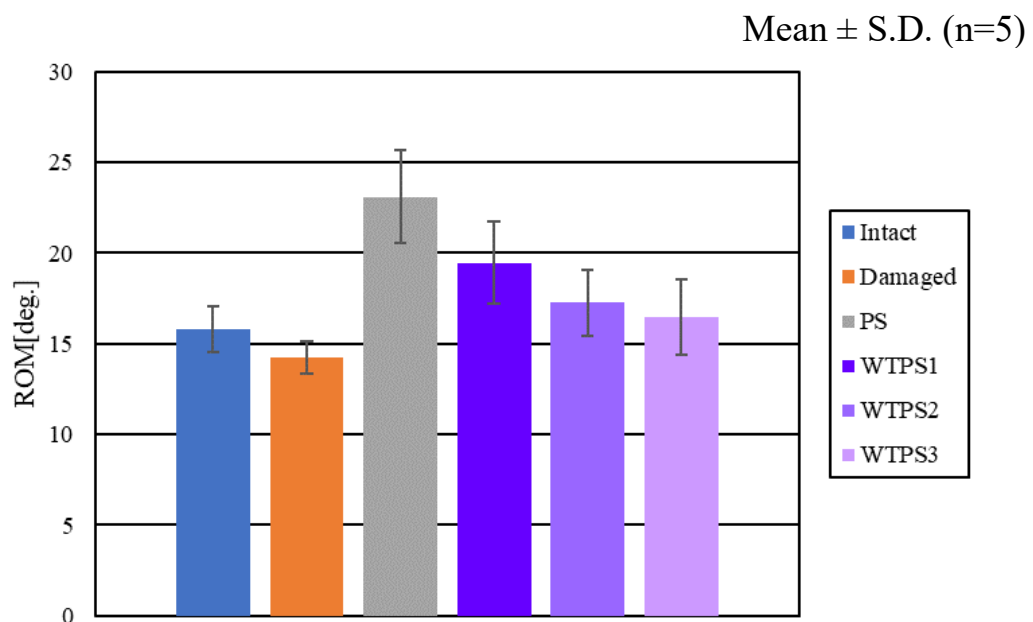
図 4.7(a)~(d)に上固定モデルの各椎間における ROM をそれぞれ示す。同図において(a)は L5/L6 の前後屈, (b)は L5/L6 の左右側屈, (c)は L4/L5 の前後屈, (d)は L4/L5 の左右側屈の結果である。また, 図 4.8(a)~(d)に ROM の変化率を示す。ここでの変化率とは各モデルの正常モデルに対する変化率とする。同図において(a)は L5/L6 の前後屈, (b)は L5/L6 の左右側屈, (c)は L4/L5 の前後屈, (d)は L4/L5 の左右側屈の結果である。なお, グラフの値は5体の平均値であり, エラーバーは標準偏差を示す。また, L5/L6 が隣接椎間であり, L4/L5 が責任椎間である。

これらの図より, 正常モデルと比較して損傷モデルでは隣接椎間である L5/L6 の ROM の値は, 前後屈では約 16.2%, 左右側屈では約 9.6%それぞれ減少した。PS モデルでは前後屈では約 39.5%, 左右側屈では約 46.2%それぞれ増加した。WTSP1 モデルでは前後屈では約 24.8%, 左右側屈では約 23.1%それぞれ増加した。WTSP2 モデルでは前後屈では約 8.7%, 左右側屈では約 9.3%それぞれ増加した。WTSP3 モデルでは前後屈では約 7.3%, 左右側屈では約 4.0%それぞれ増加した。

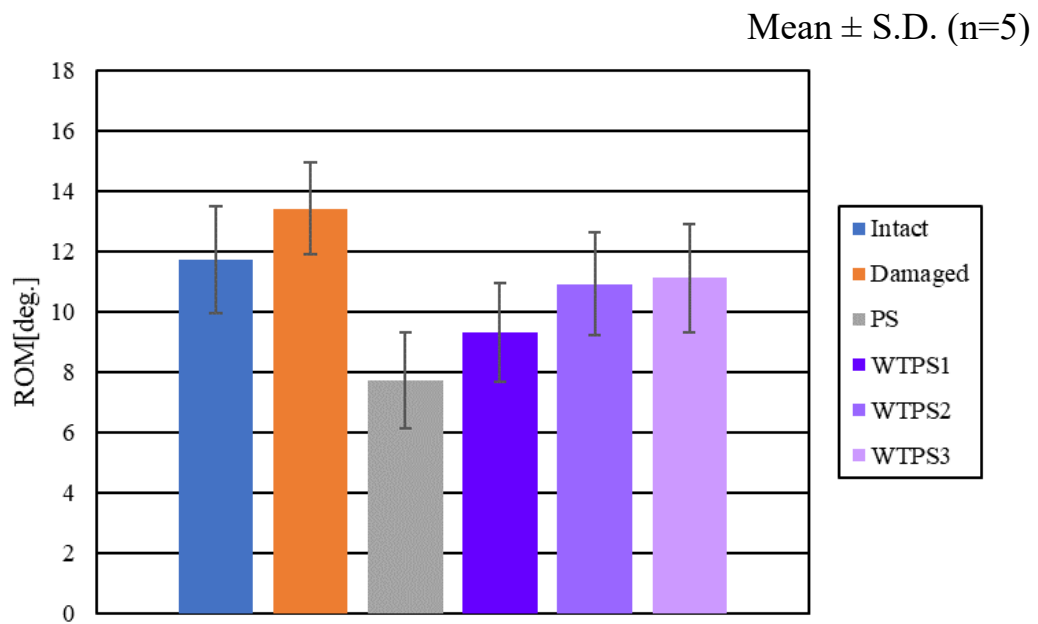
また, 責任椎間である L4/L5 では損傷モデルの ROM の値は前後屈では約 15.3%, 左右側屈では約 8.8%それぞれ増加した。PS モデルでは前後屈では約 34.6%, 左右側屈では約 44.5%それぞれ減少した。WTSP1 モデルでは前後屈では約 20.4%, 左右側屈では約 24.1%それぞれ減少した。WTSP2 モデルでは前後屈では約 6.7%, 左右側屈では約 8.1%それぞれ減少した。WTSP3 モデルでは前後屈では約 5.1%, 左右側屈では約 5.3%それぞれ減少した。



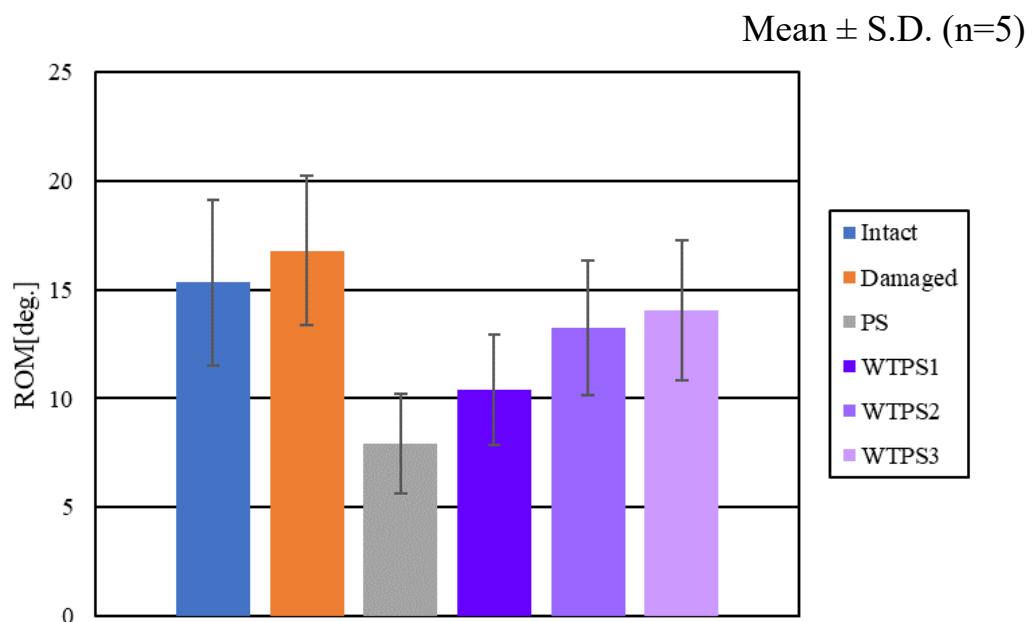
(a) 前後屈 (L5/L6)



(b) 左右側屈 (L5/L6)



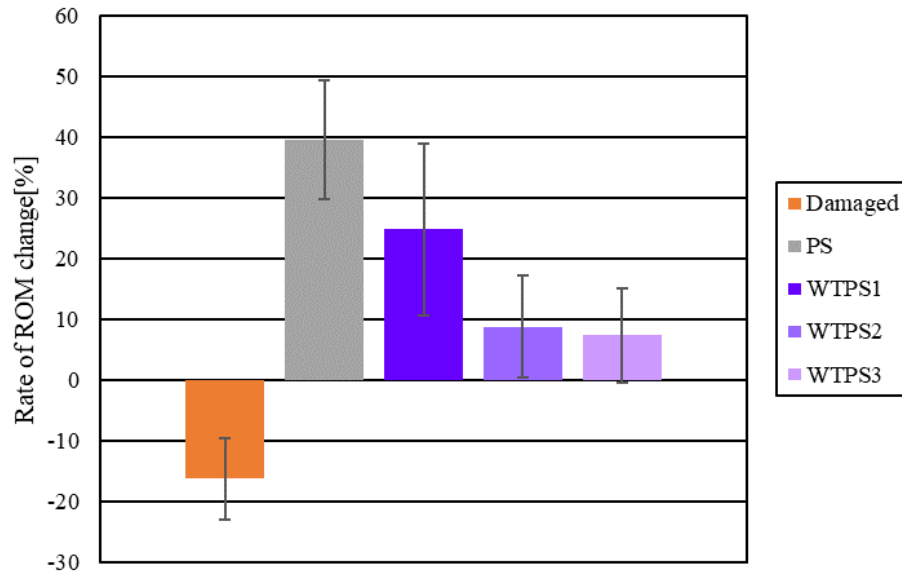
(c) 前後屈 (L4/L5)



(d) 左右側屈 (L4/L5)

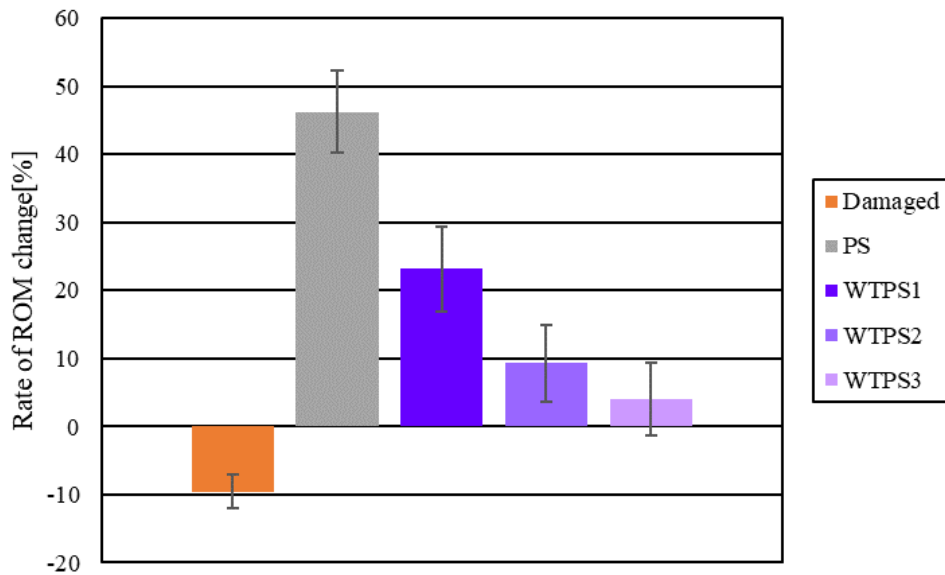
Fig. 4.7 ROM of each segment for upper fixed model

Mean ± S.D. (n=5)

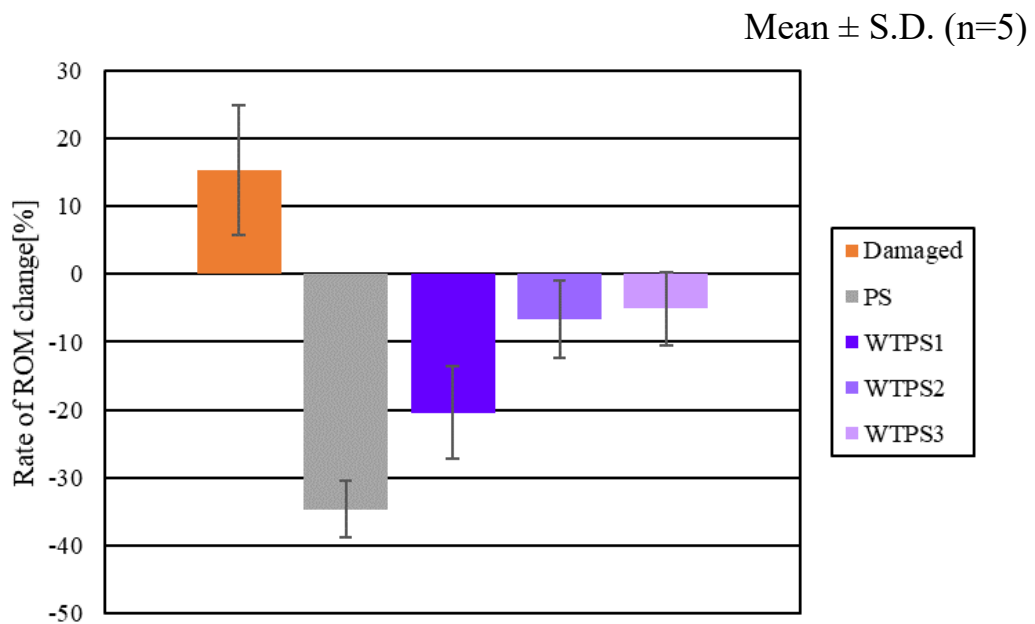


(a) 前後屈 (L5/L6)

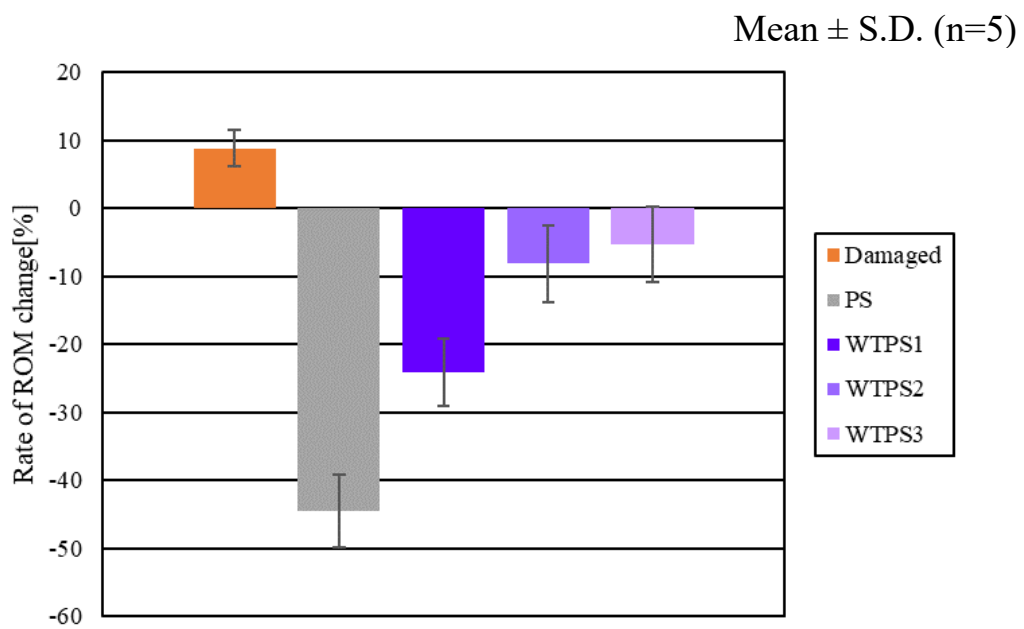
Mean ± S.D. (n=5)



(b) 左右側屈 (L5/L6)



(c) 前後屈 (L4/L5)



(d) 左右側屈 (L4/L5)

Fig. 4.8 Rate of ROM change of each segment for upper fixed model

4.3 各モデルにおける椎間板内圧の結果

4.3.1 上固定モデル

図 4.9 に各モデルの椎間板内圧の最大値を示す。また、図 4.10 に椎間板内圧の変化率を示す。ここでの変化率とは各モデルの正常モデルに対する変化率とする。なお、グラフの値は 3 体の平均値であり、エラーバーは標準偏差を示す。正常モデルにおける椎間板内圧は 1.17 ± 0.26 [MPa] であった。損傷モデルにおける椎間板内圧は 0.75 ± 0.27 [MPa] であり、正常モデルと比較して約 37%減少した。PS モデルにおける椎間板内圧は 2.05 ± 0.37 [MPa] であり、正常モデルと比較して約 80%増加した。WTSP1 モデルにおける椎間板内圧は 1.51 ± 0.45 [MPa] であり、正常モデルと比較して約 28%増加した。WTSP2 モデルにおける椎間板内圧は 1.07 ± 0.43 [MPa] であり、正常モデルと比較して約 11%減少した。WTSP3 モデルにおける椎間板内圧は 0.87 ± 0.27 [MPa] であり、正常モデルと比較して約 27%減少した。

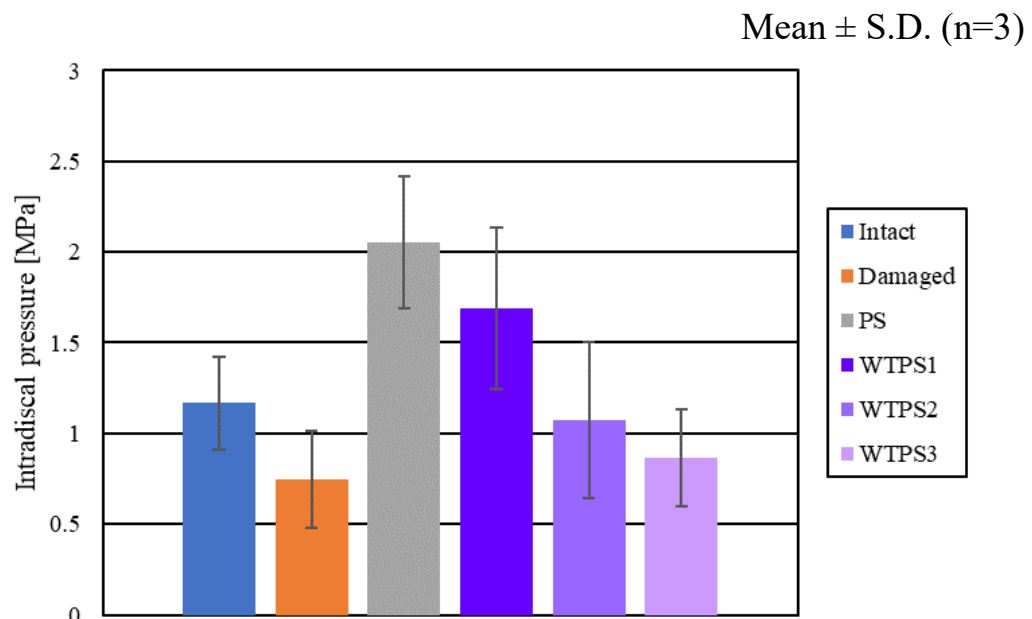


Fig. 4.9 Maximum intradiscal pressure for upper fixed model

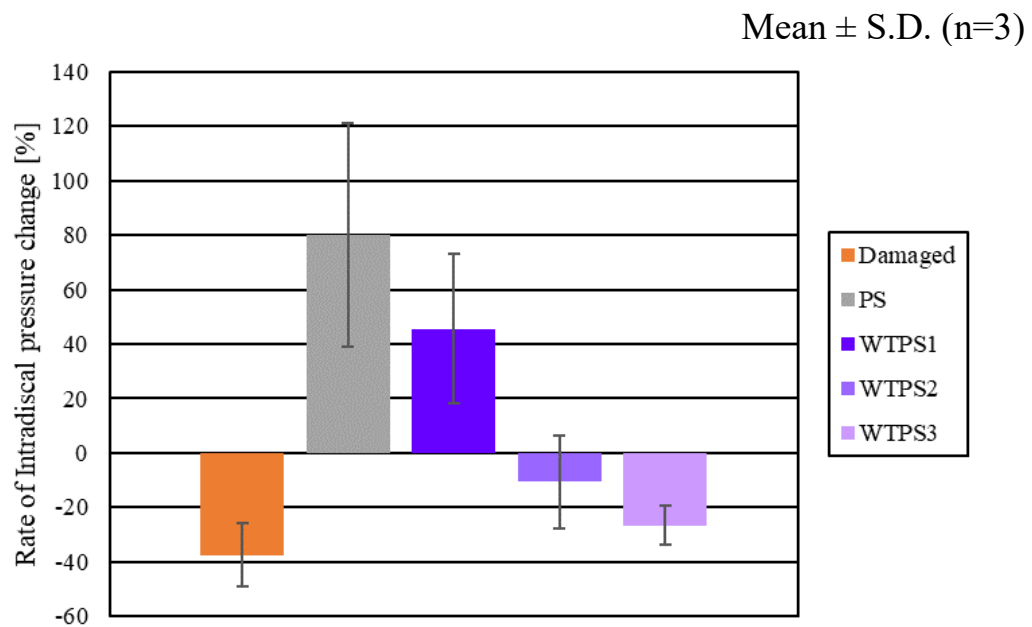


Fig. 4.10 Rate of intradiscal pressure change for upper fixed model

4.4 考察

今回の実験結果から脊椎固定具の剛性が高くなると、隣接椎間のトルク、ROM および椎間板内圧の値が増加することが分かった。その理由について考察する。まず、脊椎に脊椎固定具を装着することにより責任椎間の剛性が増加する。それにより脊椎固定具を装着したモデルでは正常モデルと同じ角度まで曲げを加える際に大きなトルクが必要になる。そしてそのトルクは各椎体に一様に作用するため、大きなトルクが隣接椎間にも作用する。よって隣接椎間のトルクの値が増加することにより隣接椎間のROMの値が増加したと考えられる。したがって、固定具の過度な固定性により隣接椎間への負荷が増大し、隣接椎間障害のリスクが増加することが示唆された。

WTPSモデルにおいて、3種類の中で最も剛性の高いWTPS1モデルでは隣接椎間のトルク、ROMおよび椎間板内圧の値は正常モデルと比較して増大した。また、責任椎間のROMの値が正常モデルと比較すると減少していることからWTPS1モデルでは過度に固定されてしまっていると考えられる。3種類の中で中間の剛性のWTPS2モデルと最も剛性の低いWTPS3モデルでは隣接椎間のトルク、ROMおよび椎間板内圧の値は正常モデルと近い値であった。また、責任椎間のROMの値もPSモデルやWTPS1モデルほどの減少はなく、正常モデルと近い値であったことから適度な固定が行われていると考えられる。したがって今回使用したWTPS2とWTPS3の結果から適切な剛性および変形特性を選択することにより隣接椎間の負荷を軽減できることが分かった。また、これらの結果から隣接椎間の負荷を軽減するためにはチタンより大幅に剛性が低いWTPS2モデルやWTPS3モデルと同程度の剛性を選択する必要があることが示唆された。

以上の結果から、ロッド部の剛性を変えることにより隣接椎間のトルク、ROMおよび椎間板内圧の値を制御することができ、適切な剛性および変形特性を選択することにより隣接椎間障害を防止できる可能性が示唆された。

第5章 結言

本研究では、6軸試験機を用いてシカ屍体腰椎より得られた多椎間脊椎（L1-L3 および L4-L6）の正常モデル、損傷モデル、PSモデル、PSのロッド部に剛性の異なる3種類の熱可塑性エラストマーとチタン製のワイヤーを使用したWTPS1、WTPS2、WTPS3モデル、の6モデルそれぞれに対して曲げ試験を行った。この試験により脊椎固定具の剛性の違いが隣接椎間へおよぼす影響を生体力学的に検討し、以下の知見が得られた。

(1) 正常モデルと比較して脊椎固定具を使用したモデルでは隣接椎間のトルク、ROM および椎間板内圧の値が増大したことから、脊椎固定具の剛性が高くなると隣接椎間のトルク、ROM および椎間板内圧の値が増大することが明らかとなった。

(2) 本研究で使用した3種類の熱可塑性エラストマーの剛性の違いによって隣接椎間のトルク、ROM および椎間板内圧の値が異なったことから、脊椎固定具の剛性の違いによって隣接椎間のトルク、ROM および椎間板内圧の値を変化させることができることが明らかとなった。また、隣接椎間の負荷を軽減するためにはチタンよりも大幅に剛性が低いWTPS2モデルやWTPS3モデルと同程度の剛性を選択する必要があることが示唆された。

以上の結果より、脊椎固定具ロッド部の剛性を変えることにより隣接椎間のトルク、ROM および椎間板内圧の値を制御することができ、適切な剛性および変形特性を選択することにより隣接椎間障害を防止できる可能性が示唆された。

参考文献

-
- [1] 徳橋泰明, 松崎浩巳 他: 腰椎変性疾患における pedicle screw 周囲の clear zone の推移意義. 脊椎脊髄 12(4): 271-278, 1999.
- [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: 腰椎変性すべり症に対する pedicle screw 併用後側方固定術の長期成績. 臨整外 40: 791-798, 2005.
- [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, Vol.29, 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, Vol.41: 13-18, 2020.
- [6] Fujiwara M, Masuda T et al.: Development of 6-Axis Material Tester for Measuring Mechanical Spine Properties. Journal of Robotics and Mechatronics18:60-166, 2006.
- [7] 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.
- [8] 茂木万梨子, 稲葉忠司他: 6 軸材料試験機を用いた脊椎変形挙動の実験的解明 (第 1 報, 脊椎強度測定用試験機の開発). 日本機械学会論文集 A 編 74: 621-627, 2008.
- [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] 但野茂, 石川博將, 伊藤学, 金田清志, : 生体内椎間板矢状面に生じるひずみ分布. *日本機学会論文集 A 編*, 57 卷, 1991-1995, 1990.
- [25] 大谷 清 : 骨折・外傷シリーズ 3, 脊椎の外傷 その 1. 南江堂, 1986.
- [26] 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.
- [27] Shikata , J., et al.: Posterior Instrumentation about Thoracic and Lumbar Growth. *Orthopedic Surgery MOOK Spinal Instrumentation*, No.60, 197-205, 1990.
- [28] 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.

謝辞

本研究を遂行するにあたり、終始その進むべき道をご教示していただき、幅広い分野からの多数のご助言を賜りました稲葉忠司教授に心より御礼申し上げます。また、本研究に関する数多くの有益なご教示、ご助言を賜りました吉川高正准教授、馬場創太郎助教にも深く御礼申し上げます。

この3年間、懇切丁寧に医学の知識を教えていただき、臨床学的観点から研究の指針となる多数のご助言を賜りました石井病院 ASEAN 事業部の笠井裕一先生、聖隷浜松病院の水野哲太郎先生に多大なる感謝をいたします。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。

研究に限らず様々な面で私を支えてくださった脊椎チームの先輩である林さん、松岡さん、池田さん、石川さん、富永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稲井君、中村君、花田君、原田君に深く感謝いたします。

最後に共に研究に取り組んだ池田君、磯貝君、田中君、濱口君、山田君をはじめとする生体システム工学研究室のメンバーに心から感謝いたします。

砂川 直雄